

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY U BALETNÍCH TANEČNÍKŮ

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Michaela Blažková, Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Markéta Procházková

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Michaela Blažková

Název diplomové práce: Hodnocení posturální stability baletních tanečníků

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Markéta Procházková

Rok obhajoby diplomové práce: 2015

Abstrakt: Balet je náročná forma tance, kdy se tanečníci pohybují především na špičkách prstů (pozice *en pointe*). Využívají velmi malou opěrnou plochu. Z tohoto důvodu se domníváme, že disponují dokonalou posturální stabilitou, aby byli schopni tyto pozice vykonat. Cílem diplomové práce bylo zhodnotit posturální stabilitu baletních tanečníků a porovnat ji s posturální stabilitou běžné populace. Zároveň jsme hodnotili vliv senzorických vstupů a pohlaví na posturální stabilitu. Experimentální skupinu tvořilo 26 baletních tanečníků z Moravského divadla v Olomouci ($n = 7$) a Národního divadla v Brně ($n = 19$). Tuto skupinu tvořilo 13 baletních tanečnic (věk $26,0 \pm 4,2$ let, hmotnost $50,2 \pm 3,2$ kg, výška $164,5 \pm 4,5$ cm) a 13 baletních tanečníků (věk $23,7 \pm 4$ let, hmotnost $65,8 \pm 9,7$ kg, výška $177,3 \pm 6$ cm). Kontrolní skupina byla složená z dobrovolných probandů. V této skupině bylo přítomno 16 žen (věk $24,9 \pm 2,6$ let, hmotnost $64,9 \pm 9,3$ kg, výška $168,8 \pm 6,3$ cm) a 13 mužů (věk $23,5 \pm 1,6$ let, hmotnost $72,7 \pm 8,9$ kg, výška $178,4 \pm 5,3$ cm). Pro hodnocení posturální stability byly použity dvě silové plošiny značky Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG Winterthur, Switzerland). Dle našich výsledků baletní tanečníci disponují lepší posturální stabilitou než kontrolní skupina po stimulaci vestibulárního systému. Při porovnávání senzorických vstupů jsme u baletních tanečníků shledali výraznou závislost na zrakové informaci k udržení stability. Posledním cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv pohlaví na posturální stabilitu. Dle našich výsledků ženy obou skupin disponují lepší posturální stabilitou než baletní tanečníci a muži kontrolní skupiny.

Klíčová slova: balet, posturální stabilita, rovnováha, posturografie

Tato diplomová práce vznikla za pomoci finančních prostředků projektu s názvem „Hodnocení posturální stability u profesionálních tanečníků“ s registračním číslem IGA_FTK_2014020.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Name and Surname of the Author: Michaela Blažková

Title of the Diploma Thesis: The Evaluation of Postural Stability of Ballet Dancers

Workplace: Department of Natural Sciences in Kinantropology

Supervisor of the Thesis: Mgr. Markéta Procházková

Year of Defence of the Thesis: 2015

Abstract: Ballet is a demanding form of dance as ballet dancers move on their fingertips (position *en pointe*) using minimal base of support. Therefore, great postural stability of ballet dancers performing those positions can be supposed. The diploma thesis intends to evaluate postural stability of ballet dancers and to compare it with the general population. The thesis also aims to evaluate the effect of the probands' sex and of their sensory inputs on postural stability. The experimental group consisted of 26 ballet dancers from the Moravské divadlo v Olomouci (Moravian Theatre in Olomouc) ($n = 7$) and the Národní divadlo v Brně (National Theatre in Brno) ($n = 19$). This group consisted of 13 female ballet dancers (age 26.0 ± 4.2 years, weight 50.2 ± 3.2 kg, height 164.5 ± 4.5 cm) and 13 male ballet dancers (age 23.7 ± 4 years, weight 65.8 ± 9.7 kg, height 177.3 ± 6 cm). The control group consisted of volunteer probands. This group was composed of 16 women (age 24.9 ± 2.6 years, weight 64.9 ± 9.3 kg, height 168.8 ± 6.3 cm) and 13 men (age 23.5 ± 1.6 years, weight 72.7 ± 8.9 kg, height 178.4 ± 5.3 cm). To determine postural stability, two Kistler 9286AA force plates were used. The thesis concludes, that the ballet dancers have better postural stability than the probands of the control group after stimulation of the vestibular system. Comparing the sensory inputs among the ballet dancers, significant dependence on visual information for maintaining stability was found. The last goal of the thesis was to evaluate the effect of sex on postural stability. According to the results, in both groups the women have better postural stability than the men.

Keywords: ballet, postural stability, balance, posturography

This thesis was granted within the project “*The Evaluation of the Postural Stability of Professional Dancers*”, registration number IGA_FTK_2014020.

I agree with loans of my diploma thesis within the library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Markéty Procházkové, uvedla všechny použité literární zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 6. 2015

.....

Ráda bych poděkovala všem, kteří přispěli ke vzniku této diplomové práce. Děkuji Mgr. Markétě Procházkové za její odborné vedení, trpělivost, vstřícný přístup a cenné rady, které mi poskytla při zpracování této práce.

OBSAH

1 ÚVOD	8
2 TEORETICKÁ ČÁST	9
2.1 Posturální stabilita	9
2.1.1 Vybrané biomechanické pojmy	9
2.2 Posturální kontrola.....	12
2.2.1 Senzorická složka posturální stability	12
2.2.1.1 Vestibulární aparát.....	14
2.2.1.2 Vizuální aparát.....	17
2.2.1.3 Somatosenzorický systém	19
2.2.2 Řízení posturální stability.....	22
2.2.3 Faktory ovlivňující posturální stabilitu	23
2.2.3.1 Zranění.....	24
2.2.3.2 Únava.....	25
2.2.3.3 Ženská sportovní triáda	26
2.2.3.4 Somatotyp.....	27
2.2.3.5 Pohlaví.....	27
2.2.3.6 Psychický stav	28
2.2.3.7 Bolest.....	28
2.2.3.8 Obuv	29
2.2.4 Korekční posturální reakce	30
2.3 Metody pro zlepšení posturální stability	32
2.4 Přístrojové metody vyšetření posturální stability	36
2.4.1 Silové plošiny	36
3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	38
4 METODIKA	39
4.1 Charakteristika měřeného souboru	39
4.2 Vlastní měření.....	39
4.2.1 Popis měřicího přístroje.....	39
4.2.2 Průběh měření.....	40
4.2.3 Popis měřených proměnných	41
4.2.4 Zpracování naměřených dat	41
5 Výsledky	43
5.1 Výzkumná otázka č. 1	43
5.1.1 Soubor baletních tanečníků a kontrolní skupiny mužů	43
5.1.2 Soubor baletních tanečnic a kontrolní skupiny žen	48
5.2 Výzkumná otázka č. 2	51
5.2.1 Soubor baletních tanečníků a tanečnic	51
5.2.2 Kontrolní skupina muži a ženy.....	55
5.3 Výzkumná otázka č. 3	60
5.3.1 Soubor baletních tanečníků	60
5.3.2 Soubor baletních tanečnic.....	61
5.3.3 Kontrolní skupina mužů	63
5.3.4 Kontrolní skupina žen.....	64
6 DISKUZE	66
7 ZÁVĚR	73
8 SOUHRN	74
9 SUMMARY	75

10 REFERENČNÍ SEZNAM	76
11 PŘÍLOHY	86

1 ÚVOD

Balet je velmi specifický druh tance, pro který je velmi důležitá estetika, ladnost a lehkost pohybu. Během představení můžeme zhlédnout mnoho krásných a neuvěřitelných póz. Většina z nich probíhá na špičkách prstů (pozice *en pointe*), baletní tanečníci tedy využívají velmi malou opěrnou bázi, nad kterou musí balancovat. Tento neustálý balanční trénink v průběhu baletní průpravy může pozitivně ovlivňovat posturální stabilitu baletních tanečníků. Proto se snažíme zhodnotit posturální stabilitu baletních tanečníků a porovnat ji s běžnou populací. Pro zvládnutí baletních póz je nutné, aby baletní tanečníci disponovali dobrou fyzickou kondicí. Proto je možné zařadit balet mezi výkonnostní sporty. Tomu nasvědčuje i množství tréninků a času stráveného v sálech, který musí baletní tanečníci investovat. Právě časté opakování náročných aktivit zvyšuje riziko zranění. Většinou se jedná o zranění na dolních končetinách typická pro balet, jako jsou únavové zlomeniny, záněty a natržení šlach v oblasti nohy, distorze hlezenního kloubu, apod. Také se často jedná o bolesti zad, především v oblasti bederní páteře. Kvůli velkému množství tréninků a časovému nedostatku si baletní tanečníci zařazují do své baletní průpravy kompenzační cvičení v menší míře nebo vůbec. Tyto výše popsané faktory negativně ovlivňují posturální stabilitu baletních tanečníků. Zároveň výrazně zkracují jejich kariéru, která končí velmi brzy, již kolem 30. roku života.

Tato diplomová práce se snaží rozšířit dosavadní poznatky týkající se posturální stability baletních tanečníků v porovnání s běžnou populací. Snaží se zahrnout vliv pohlaví, senzorických vstupů a baletní průpravy na posturální stabilitu. Získané poznatky by mohly vést k následnému zapojení rehabilitačních intervencí nebo kompenzačního cvičení do baletních tréninků, což by následně mohlo pozitivně ovlivnit pohybový aparát a posturální stabilitu baletních tanečníků.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Posturální stabilita

„Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu.“ (Vařeka, 2002a, 116).

Někdy se lidské tělo přirovnává k převrácenému kyvadlu, což znázorňuje míru nestability lidského těla ve vzpřímeném stoji. Je to dáno tím, že nad malou základnou je vysoko umístěné těžiště a zároveň je celé tělo rozděleno do mnoha segmentů. Proto je náročné takovéto kyvadlo zastabilizovat a o to více, když na něj působí vnější či vnitřní síly (Leiphart, 2000; Pedersen, Erleben, & Sparring, 2006). Posturální stabilita je tedy dynamický děj, prostřednictvím kterého neustále zaujímáme stabilní polohu, která je reakcí na nové aktuální podmínky (Kolář, 2009). Vařeka (2002a) označuje stoj jako kvazistatickou činnost, jelikož o polohách, které držíme aktivně, nemůžeme říci, že jsou statické. Nikdy totiž neudržíme stálou kontrakční sílu svalů. Toto potvrzuje tvrzení Koláře (2009) o posturální stabilitě jako o dynamickém ději.

Balet je druh umění, kdy během představení můžeme zhlédnout mnoho, pro běžnou populaci neuvěřitelných, póz, které dokážou tanečníci držet i několik sekund (Lobo da Costa, Azevedo Nora, Vieira, Bosch, & Rosenbaum, 2013). V baletu je velmi důležitá i estetická stránka tance. Díky tomu mnoho studií předpokládá, že baletní tanečníci disponují výbornou posturální stabilitou (Bronner, 2012; Kiefer, Riley, Shockley, Sitton, Hewett, Cummins - Sebree, & Haas, 2013; Kuczynski, Szymanska, & Biec, 2011; Šarabon, 2010). Porucha posturální stability může negativně ovlivňovat celkový obraz vystoupení, také má za následek zvýšení rizika zranění a při selhání kompenzačních strategií často i pád (Zemková, 2014).

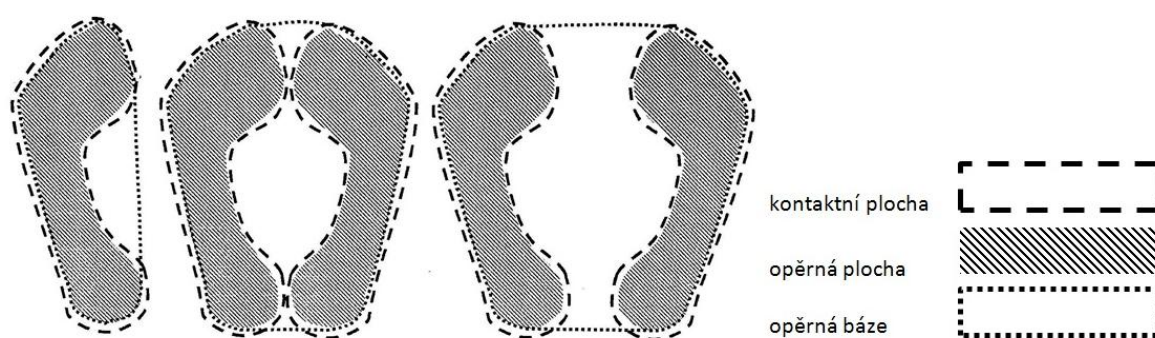
2.1.1 Vybrané biomechanické pojmy

Postura je aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, kdy nejvýznamnější je síla tíhová. Postura je zahrnutá ve všech polohách člověka a je nepostradatelnou složkou pohybu (Kolář, 2009), a to již od jeho počátku, v průběhu i na jeho konci (Véle, 1997). Zároveň je postura jeho podmínkou (Vařeka, 2002a).

Toto potvrzuje známý výrok „Posture follows movement like a shadow“, tzn. postura následuje pohyb jako stín (Kolář, 2009).

Posturální stabilita je definovaná výše. Je to velmi složitý děj, ovlivněný mnoha faktory. S ní se pojí i pojem **rovnováha**, označující „soubor“ statických a dynamických mechanismů, které zajišťují posturální stabilitu.

Kontaktní plocha je plocha těla, dotýkající se podložky. K aktivní opoře a kontrole posturální stability zcela nevyužíváme kontaktní plochu, ale pouze část, což označujeme jako **opěrnou plochu**. Ta tvoří opěrnou bázi (Vařeka, 2002a). Tedy prostor, ohraničený vnějšími okraji opěrné plochy či více ploch (Kolář, 2009). Pokud stojíme na jedné dolní končetině, je opěrná báze přibližně shodná s opěrnou plochou. Pokud zaujmeme bipedální stoj, je báze opory větší než opěrná plocha (Obrázek 1) (Vařeka, 2002a).



Obrázek 1. Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (upraveno dle Vařeky, 2002a)

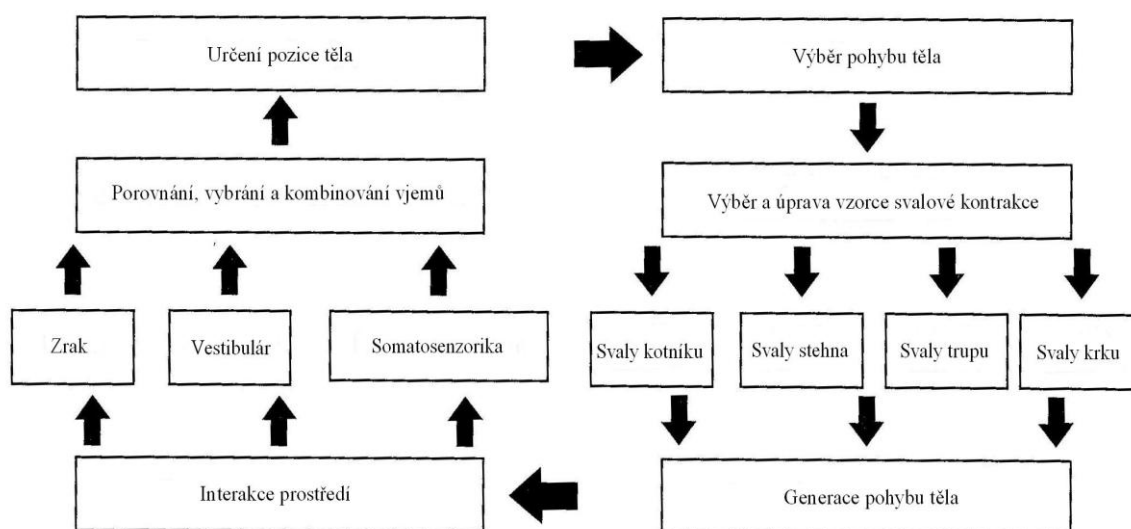
Další termín související s posturou je **center of mass (COM)**, *těžiště těla*. Lze ho určit dle různých metod, např. váženým průměrem těžišť všech segmentů těla (Vařeka, 2002a). V základní anatomické poloze se nachází přibližně 4 – 6 cm před přední plochou druhého nebo třetího sakrálního obratle (S_{2-3}). U žen je často těžiště níže než u mužů z důvodu větší hmotnosti dolní části těla (Dylevský, 2009). **Center of gravity (COG)** je *projekce těžiště těla do prostoru opěrné báze*. Tento bod se musí během statického stoje nacházet uvnitř opěrné báze (Vařeka, 2002a). **Center of pressure (COP)** je *působíště výsledného vektoru reakční síly*, kdy je jeho poloha ovlivněna více faktory, např. polohou těžiště a aktivitou svalů bérce

(Latash, 2008; Vařeka, 2002a). V klidném stoji se nachází 5 cm před hlezenním kloubem v úrovni os naviculare (Kirtley, 2006; Nordin, & Frankel, 2001). **Reakční síla podložky** („*ground reaction force*“) je síla, působící na člověka ze země. V klidném stoji vektor této síly směřuje nahoru a je opačný vektoru hmotnosti člověka. Platí zde třetí Newtonův zákon, *zákon akce a reakce* (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2014). Vektor reakční síly podložky je výslednicí rozložených sil v opěrné ploše (Kirtley, 2006).

Postural sway je pojem, který se využívá u klidného stoje pro *drobné výchylky* trajektorií COP a COM. Jak již bylo zmíněno, člověk nikdy nestojí zcela klidně (Latash, 2008). Portela, Rodrigues a Ferreira (2014) „postural sway“ definují jako neuromuskulární odpověď těla na udržování rovnováhy. Schmit, Regis a Riley (2005) se domnívají, že tyto výchylky se vyskytují v dynamických vzorech. Zabývali se jimi ve své studii u skupiny baletních tanečníků a atletů. Zjistili, že se jejich vzory liší a to z důvodu rozdílného tréninku a pohybové aktivity. Stins, Michielsen, Roerdink a Beek (2009) zmiňují, že čím jsou výchylky COP (COM) nepravidelnější, tím je automatismus posturálního systému na vyšší úrovni. Pomocí „postural sway“ se posuzuje posturální stabilita a využívá se jak velikosti výchylek, tak i jejich rychlost (Portela, Rodrigues, & Ferreira, 2014). Delignières, Torre a Bernard (2011) považují pro posouzení posturální stability za důležitější právě rychlost výchylek COP.

2.2 Posturální kontrola

Posturální kontrola je založená na spolupráci několika systémů, které tvoří kontrolní smyčku. Jedná se o senzorický systém, tvořící aferentní část, centrální nervovou soustavu (CNS) a muskuloskeletální systém, tedy efektorovou část (Lephart, 2000). Přehledně je vše zaznamenáno ve schématu (Obrázek 2).



Obrázek 2. Dynamická rovnováha (upraveno dle Lephart, 2000)

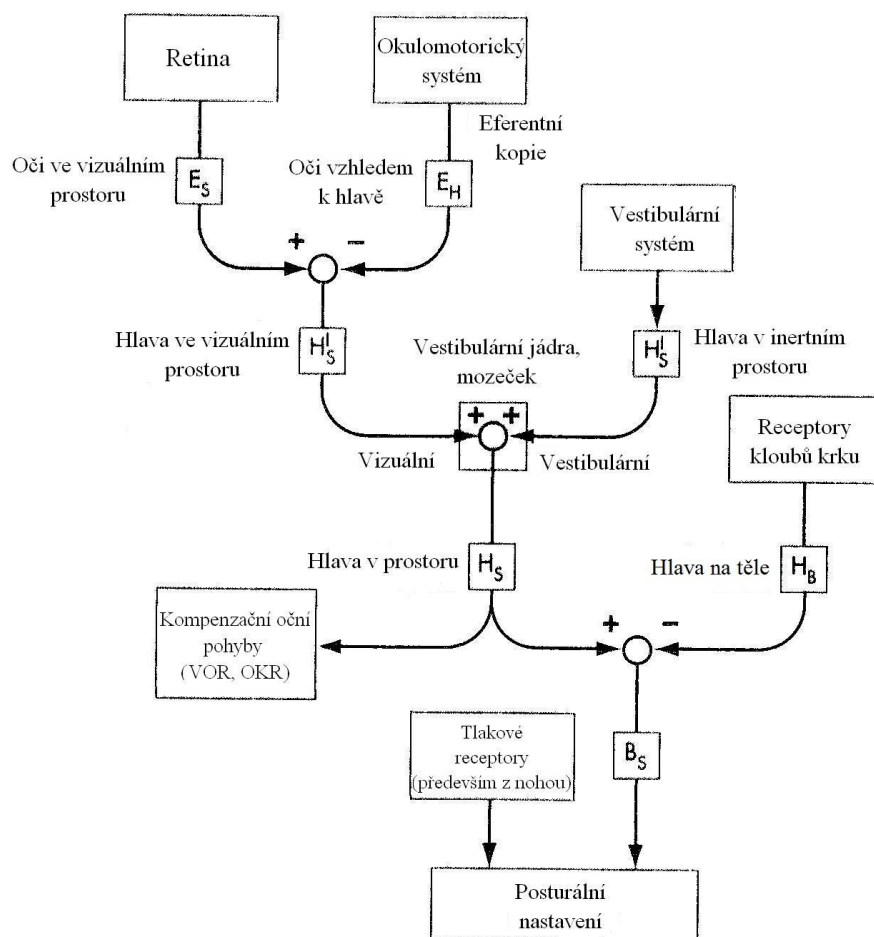
2.2.1 Senzorická složka posturální stability

Senzorický systém je jedním ze základních kamenů v udržování posturální stability. Skládá se z několika složek, především z vestibulární, zrakové a somatosenzorické složky (Obrázek 3) (Carpenter, 1990).

Velmi důležitá je jejich integrace a spolupráce, především z důvodu rozdílné senzitivity receptorů a jejich schopností detekovat různé vnější vlivy (Bronstein, Brandt, & Woollacott, 1996). V CNS dochází ke zpracování příchozích informací z vestibulárního, somatosenzorického a vizuálního aparátu a následnému vyhodnocení situace. Existují dva mechanismy spolupráce těchto vstupů. Prvním je setkání všech vstupů v CNS. Každý z těchto vstupů dodá svoji informaci, jejichž sumací dojde k výslednému výstupu. Pokud dojde k jejich konfliktu, jsou respektovány všechny vstupy. Druhým případem je princip selekce. Pokud dojde

ke konfliktu mezi vstupy, je některý z nich označen jako dominantní a výsledný výstup se řídí podle něj (Bronstein et al., 1996).

Pokud dojde k omezení jednoho senzorického vjemu, jejich výše zmíněná integrace umožní, aby byl nahrazen zbylými dvěmi systémy (Lephart, 2000; Véle, 2006).



Vysvětlivky: E_S – oči ve vizuálním prostoru; E_H – oči vzhledem k hlavě; H_S' – hlava ve vizuálním prostoru; H_S'' – hlava v inerciálním prostoru; H_S – hlava v prostoru; VOR – vestibulookulární reflex; OKR – optokinetický reflex; H_B – hlava na těle; B_S – tělo v prostoru

Obrázek 3. Senzorické složky posturální stability (upraveno dle Carpenter, 1990)

Peterka (2002) udává rozložení senzorických vstupů u zdravých lidí v dobře osvětlené místnosti a na pevné podložce následovně – 70 % somatosenzorický systém, 20 % vestibulární a 10 % vizuální systém. S dominancí somatosenzorického systému

souhlasí i Simmons (2004) a Šarabon (2010) ve svých studiích, zaměřených na baletní tanečnický a Lephart (2000) ve své knize. Heebner, Akinsb, Lephart a Sella (2015) uvádějí, že somatosenzorický systém má při řízení stability velký význam a jeho výpadek má obdobné důsledky jako vyřazení zraku a vestibulárního aparátu současně. Naopak Bruyneel, Mesure, Paré a Bertrand (2010); Latash (2008) a Perrin, Deviterne, Hugel a Perrot (2002) se domnívají, že baletní tanečníci využívají zrakový systém jako dominantní vstup. Při stejných podmínkách zdraví jedinci dle El-Kahkyho, Kinghmana, Dolmanse a De Jonga (2000) využívají k udržení posturální stability minimálně z 27 % propiocepci, maximálně ze 44 % vestibulární aparát a maximálně z 37 % zrak. Lephart (2000) uvádí, že vestibulární senzorická složka není dominantním vstupem, pokud správně fungují zbylé dva systémy. Jak je evidentní, nelze určit žádnou normu využití daných senzorických vstupů. Bronstein et al. (1996) zdůrazňuje, že dominance je individuální, někdo preferuje více zrak a někdo naopak somatosenzorický systém. Jejich zastoupení je ovlivněno mnohými faktory. Záleží na obtížnosti situace, pohybové zručnosti (Pincus, 1991) a na přítomnosti patologií (Borg, Finell, Hakala, & Herrala, 2007).

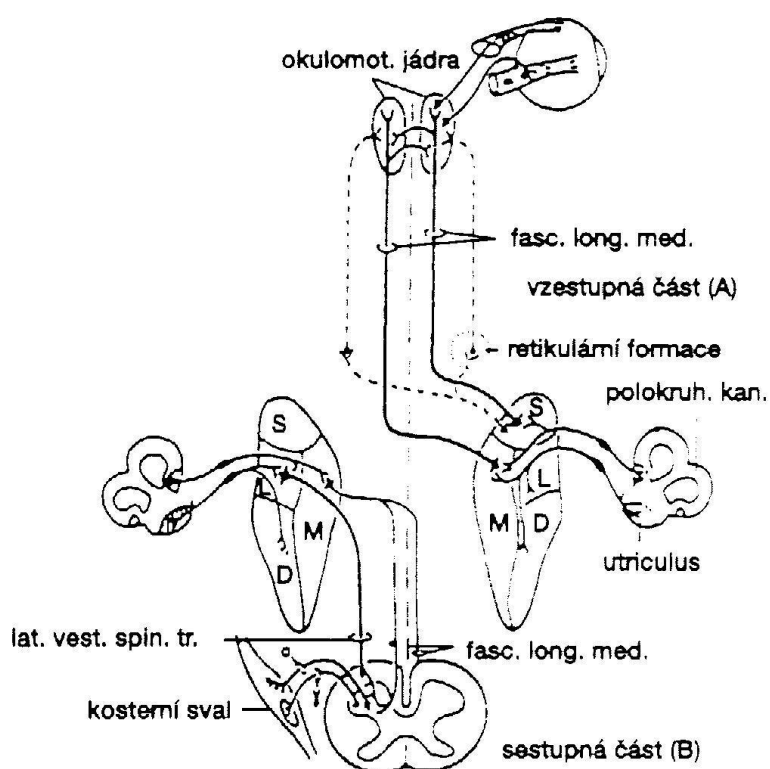
2.2.1.1 Vestibulární aparát

Vestibulární aparát poskytuje CNS informace, vycházející ze semicirkulárních kanálků a z otolitových orgánů, tzn. utriculu a saculu. Semicirkulární kanálky udávají rotační (úhlové) zrychlení hlavy, otolitové orgány polohu hlavy v prostoru vzhledem k vektoru gravitační síly a lineární zrychlení hlavy (Bronstein et al., 1996; Carpenter, 1990; Králíček, 2004). Vestibulární aparát také reflexně řídí pohyby očí a končetin a reguluje svalový tonus především extenzorových skupin svalů (Trojan et al., 2003).

Součástí semicirkulárních kanálků a otolitových orgánů jsou vláskové buňky. Tyto buňky mají na svém povrchu tzv. cilie, které mění mechanickou energii vyvolanou pohybem nitroušní tekutiny na elektrickou energii. Vláskové buňky semicirkulárních kanálků jsou uloženy v jejich rozšíření neboli ampule, kde jsou obklopené endolymfou. Vláskové buňky otolitových orgánů jsou uloženy v gelovité vrstvě tvořené mukopolysacharidy. Tato gelovitá membrána obsahuje otolity neboli krystalky uhličitane vápenatého, které při lineárním pohybu hlavou posunují membránu i cilie vláskových buněk. Z důvodu vysoké denzity mukopolysacharidové membrány mohou

otolity reagovat na malý pohyb hlavy. Posunutí membrány o 0,15 mikrometrů je prahovou hodnotou pro aktivaci smyslových buněk. Bipolární neurony vedou podráždění k vestibulárním jádrům.

Ve vestibulárních jádrech dochází k přepojování na míšní motoneurony vedoucí ke kosternímu svalstvu, na okulomotorické motoneurony, k mozečku, ke gyrus postcentralis a dalším korovým oblastem (Obrázek 4) (Silbernagl & Despopoulos, 2004; Trojan et al., 2003; Vrabec, Lischkeová, Světlík, & Skřivan, 2002).



Vysvětlivky: S – horní vestibulární jádro; L – laterální vestibulární jádro; M – mediální vestibulární jádro; D – descendentní vestibulární jádro

Obrázek 4. Schéma hlavních (A) vzestupných a (B) sestupných vestibulárních spojení (převzato z Trojana et al., 2003)

Díky spojení s okulomotorickými motoneurony vzniká vestibulookulární systém stabilizující obraz na sítnici při pohybu hlavou. Základem je vestibulookulární reflex (VOR). Díky němu dochází ke kompenzační odpovědi na pohyb hlavou. Reflexní oblouk sestává z primárního vestibulárního neuronu, sekundárního vestibulárního neuronu a extraokulomotorického motoneuronu. Každý kanálek je spojen s těmi

okohybnými svaly, které provádějí pohyby očí v jeho rovině. Princip VOR popíší u podráždění jednoho laterálního semicirkulárního kanálku. Pokud dojde k horizontálnímu pohybu hlavy, je vyvolána elektrická stimulace primárního vestibulárního neuronu, tento signál pokračuje přes reflexní smyčku až na motoneuron ipsilaterálního musculus (m.) rectus medialis a kontralaterálního m. rectus lateralis. Jejich antagonisté dostávají inhibiční impulz. Výsledný pohyb bulbů je horizontální na opačnou stranu než podrážděný semicirkulární kanálek.

VOR otolitového systému slouží jak ke stabilizaci cíle při pohybech hlavy, tak i při změnách vzdálenosti cíle. Tento reflex je složitější, polysynaptický a má delší latenci než VOR semicirkulárních kanálků.

Sekundární vestibulární neurony jsou propojeny s míšními motoneurony a tvoří mnoho reflexních oblouků, kterými ovládají aktivitu kosterního svalstva. Tento celek se označuje jako vestibulospinální systém.

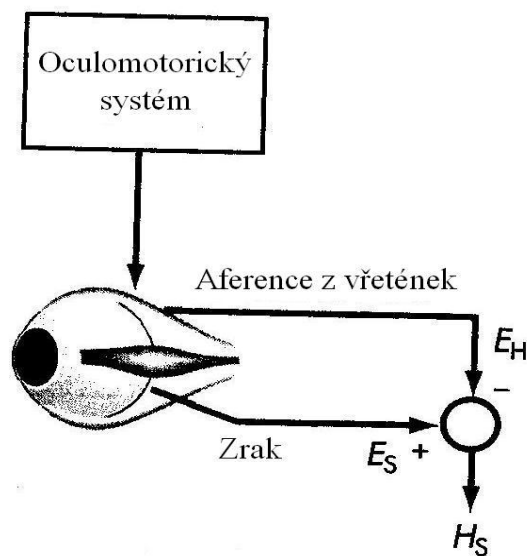
Vestibulokolický reflex se uplatňuje při rotačních pohybech těla, kdy dochází ke stabilizaci hlavy v prostoru. Obecně lze říci, že pohyb hlavy probíhá opačným směrem v rovině daného kanálku. Dle charakteru pohybu převažují řídicí informace z jiných struktur. Při rychlých pohybech jsou informace brány ze semicirkulárních kanálků a při pomalých z otolitového systému.

Jak již bylo zmíněno výše, vestibulární systém je schopen regulovat svalové napětí, čímž ovlivňuje udržování stability vzpřímeného stoje. Tato regulace má reflexní charakter. Rozeznáváme tonické šíjové a tonické labyrintové reflexy dle umístění řídicího receptoru. Pokud dojde k pohybu těla bez změny polohy hlavy, změní se tím jejich vzájemné postavení a jsou stimulovány proprioceptory krčního svalstva. Dochází tedy k aktivaci tonických šíjových reflexů. Díky nim při naklonění povrchu dojde k flexi ipsilaterálních končetin a extenzi kontralaterálních končetin. Tímto nastavením těla se kompenzuje naklonění povrchu a hlava zůstává v nezměněném postavení.

Tonické labyrintové reflexy probíhají v opačné situaci, kdy se mění postavení hlavy vůči tělu. Při úklonu těla dojde ke změně postavení těla a hlavy vůči gravitačnímu vektoru stejně. Tonické labyrintové reflexy způsobí extenzi na skloněné straně a na opačné straně flexi (Latash, 2008; Silbernagl & Despopoulos, 2004; Trojan et al., 2003; Vrabec et al., 2002).

2.2.1.2 Vizuální aparát

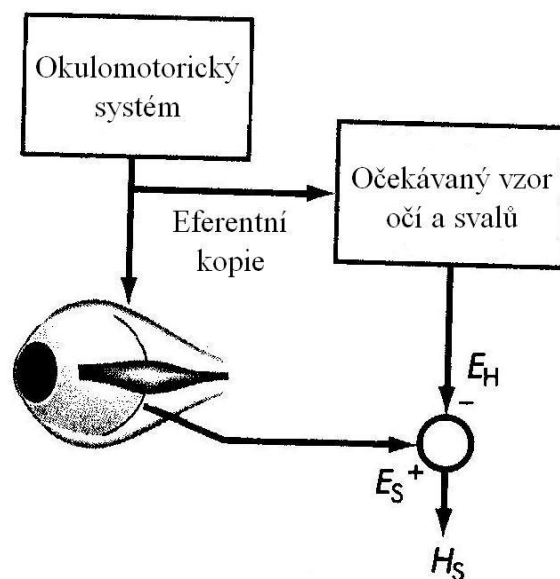
Zrak získává především informace o poloze hlavy v prostoru. Pro toto tvrzení existují dvě teorie. První je dle Sherringtona, kdy svalová vřeténka okohybných svalů podávají informaci, kde v orbitě se oko nachází. Označuje se jako pozice oka vzhledem k hlavě (E_H). Dále je získaná informace porovnána s předpokládanou pozicí oka vzhledem k prostoru (E_S). Pomocí těchto dvou zdrojů vizuální systém určí pozici hlavy v prostoru (Obrázek 5).



Vysvětlivky: E_H – pozice oka vzhledem k hlavě; E_S – pozice oka v prostoru, H_S – pozice hlavy v prostoru

Obrázek 5. Sherringtonova teorie (upraveno dle Carpenter, 1990)

Oproti tomu Helmholtz tvrdí, že informace ze svalových vřetének okohybných svalů není potřebná, jelikož stačí eferentní kopie příkazu, který tyto svaly dostaly (Obrázek 6) (Carpenter, 1990).



Vysvětlivky: E_H – pozice oka vzhledem k hlavě; E_S – pozice oka v prostoru, H_S – pozice hlavy v prostoru
 Obrázek 6. Helmholtzova teorie (upraveno dle Carpenter, 1990)

Vizuální systém řídí izolované pohyby očních bulbů bez současného pohybu hlavy nebo těla. Oproti vestibulárnímu systému je toto řízení přesnější. Vizuální a vestibulární systém navzájem spolupracují i při stabilizaci obrazu cíle v zorném poli. Dle frekvence pohybu cíle se uplatní jiný systém. Pokud frekvence pohybu cíle klesne pod 0,1 Hz, vestibulární systém není schopen tento stimul vyhodnotit a výsledný obraz je nepřesný a rozmazaný. Druhým systémem je optokinetický systém, který zachytí pohyb unikající blanitému labyrintu. Ganglionární buňky sítnice detekují pohyb obrazu cíle a tento signál vyšlou až do středního mozku. Tato dráha je označována jako akcesorní optický trakt. Střední mozek je pomocí retikulární formace propojen s vestibulárními jádry. Tímto způsobem dochází ke spolupráci vizuálního a vestibulárního systému.

Vizuální systém není vždy přesný a při malém podráždění receptorů při lineárních translačních nebo rotačních pohybech nerozpozná pohyb okolí od pohybu pozorovatele. Tato situace je známa z vlaku, kdy se vlak na vedlejší koleji rozjede, ale cestující má pocit, že se pohybuje vlak, ve kterém se nachází (Vrabec et al., 2002).

Latash (2008) se domnívá, že zraková informace je majoritní, jelikož při zavření očí se výrazně zhorší posturální stabilita jedince. To je dáno většími výchylkami COM a COP a dalšími parametry.

Také uvádí, že dáváme přednost zrakovým informacím, pokud dojde k neshodám mezi aferentními systémy. Jako příklad lze uvést situaci, kdy na sval působí vibrace o vysoké frekvenci a nízké amplitudě. V tomto případě, pokud není přítomna vizuální kontrola, dochází ke vzniku iluzí, že se daná končetina hýbe nebo iluze rozdílného postavení v kloubu. S vizuální kontrolou tyto iluze mizí (Bronstein et al., 1996; Latash, 2008).

2.2.1.3 Somatosenzorický systém

Somatosenzorika je velmi široký pojem, zahrnující mnohé zdroje informací. Její úlohou je informovat CNS o orientaci segmentů těla vůči sobě a také vzhledem k podložce. K tomu slouží mnoho rozdílných receptorů, které detekují různé podněty.

Somatosenzorický systém lze rozdělit na exterocepci a propiocepci. Exterocepce nám poskytuje informace o dotyku, teplotě, bolesti. Receptory lze rozdělit dle jejich odpovědi na dočasný stimul na pomalu adaptující se a rychle adaptující se. *Ruffiniho tělíska* jsou pomalu adaptující se receptory, detekující stálý stimul deformující kůži a podkoží. Oproti tomu rychle adaptující se *Paciniho tělíska* zaznamenávají vysokofrekvenční vibrační stimuly a rychlé pohyby tkání. Díky spolupráci mechanoreceptorů nacházejících se v oblasti plosky nohy jsou řídící struktury informovány o poloze, síle, rychlosti a akceleraci sil během dynamické aktivity.

K udržování posturální stability ve vzpřímeném postoji jsou důležité kožní receptory, především plantární. Detekují místa opory, zatížení přední nebo zadní části chodidla, stranové rozdíly mezi dolními končetinami a výchylky těla (sway COP) (Lephart, 2000).

Propriocepce zahrnuje polohocit, pohybocit a vibrační cití. Propriocepce zprostředkovává informace o současném stavu pohybové soustavy. Tyto receptory jsou lokalizovány přímo ve svalu, šlaše nebo přilehlém kloubním pouzdře. Jedná se především o *svalová vřeténka* a *Golgiho šlachová tělíska*.

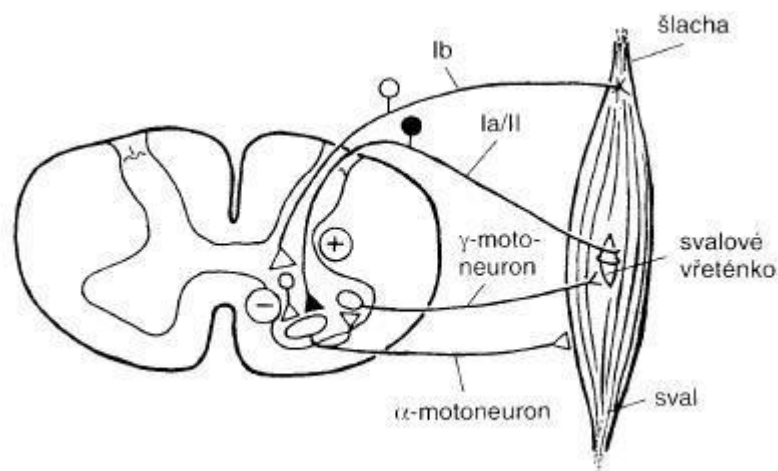
Svalová vřeténka registrují změnu délky svalu. Jsou tvořeny kontraktilními svalovými vlákny tzv. intrafuzálními. Intrafuzální vlákna si schopnost kontrakce zachovala pouze v koncové části, středová část je na kontraktilní elementy chudá. Jejich uložení je paralelní s extrafuzálními vlákny, na která se napojují koncovými částmi. Rozlišujeme dva typy intrafuzálních vláken, a to tenčí a kratší „*nuclear chain fibres*“

obsahující jádra osově seskupená do řetězce. Druhým typem jsou „*nuclear bag fibres*“ mající jádra volně seskupena v receptorové oblasti.

Svalová vřeténka mají aferentní a eferentní inervaci. Primární zakončení, neboli anulospirální, aferentní inervace se nachází v centrální části svalového vřeténka. Registrují změnu délky extrafuzálních vláken a její rychlost. Sekundární zakončení, neboli keříčkovité, se vyskytuje pouze u řetězcovitých vláken a detekují jen změnu délky těchto vláken. Gama motoneurony (skupina $A\gamma$) tvoří eferentní systém inervující koncové kontraktilní části svalového vřeténka. Jejich kontrakcí dojde k protažení nekontraktilní části intrafuzálního vlákna, čímž se nastaví úroveň dráždivosti svalového vřeténka. Pokud se extrafuzální vlákna natáhnou více než intrafuzální, zvýší se frekvence akčních potenciálů proudících do míchy. V míše se aferentní motoneurony napojují na excitační alfa motoneurony téhož svalu a jeho synergistů. Jejich aktivací dojde ke kontrakci svalu a extrafuzální vlákna se zkrátí. Jde o tzv. *myotatický reflex* (Obrázek 7).

Jakýkoliv signál ze supraspinálních center k alfa motoneuronům je zároveň přenesen i na příslušný gama motoneuron. Díky tomu se extrafuzální a intrafuzální vlákna kontrahují současně a stejnou měrou. Tento proces je označován jako koaktivace alfa – gama motoneuronů.

Golgiho šlachová tělíska registrují svalové napětí. Jsou umístěna ve šlaše svalu v blízkosti přechodu svalu a šlachy. Je tvořeno z kolagenních vláken uzavřených ve vazivovém pouzdře. Golgiho šlachová tělíska jsou receptorem obráceného myotatického reflexu. Skládá se z aferentního motoneuronu vycházejícího z Golgiho šlachového tělíska, který se po vstupu do míchy napojuje přes inhibiční interneuron na alfa motoneurony téhož svalu. Nebo přes excitační interneuron na alfa motoneurony antagonistických svalů (Obrázek 7) (Ambler, 2006; Králíček, 2004; Lephart, 2010; Trojan et al., 2003; Véle, 2006).



Vysvětlivky: Ia, Ib, II – aferentní inervace; $\triangle$ – excitace; $\blacktriangle$ – inhibice

Obrázek 7. Spinální motorický okruh (upraveno dle Amblera, 2006)

K udržování posturální stability přispívají i receptory v oblasti krční páteře. Podávají informace o poloze hlavy vůči tělu, jelikož vestibulární systém není schopen rozlišit náklon celého těla od náklonu hlavy. Proto je nutná kombinace těchto receptorů a jejich informací (Vrabec et al., 2000).

Receptory šíjových svalů a receptory kloubů krční páteře tvoří aferentní část cervikookulárního reflexu (COR), který se uplatňuje především při pomalých pohybech hlavy. Pomáhá stabilizovat obraz na sítnici spolu s VOR a optokinetickým reflexem. Ovšem vliv COR je malý, pouze kolem 15 %. Pokud dojde k poruše vestibulární funkce, jeho vliv se zvyšuje až k 25 %. COR je velmi důležitý při rehabilitaci pacientů s poruchou vestibulárního systému pro vypracování náhradních strategií (Kolář, 2009; Taneja, 2011).

Gosselin a Fagan (2014) se ve své studii zabývali vlivem únavy krčního svalstva na rovnováhu hráčů rugby. Došli k závěru, že po 15 minutách izometrické kontrakce různých svalových skupin v oblasti šíje se výrazně zvýšila rychlost posturálních výchylek ve všech směrech, anteroposteriorním a mediolaterálním. Tato studie dokazuje, že k udržování posturální stability přispívají i receptory ze svalů šíje.

Exterocepce i propiocepce hrají důležitou roli i v prevenci zraněním. Právě díky těmto receptorům dochází ke správnému nastavení kloubních ploch a jejich stabilitě (Hutt & Redding, 2014).

2.2.2 Řízení posturální stability

Dříve se vědci domnívali, že posturální stabilita je primárně výsledkem reflexního řízení a svalového tonu. Nyní je známo, že řízení posturální stability je funkcí celého nervového systému, především subkortikální úrovně. Největší roli v tomto procesu hrají mozeček, bazální ganglia a kortex (Hadders-Algra & Carlberg, 2008).

Subkortikální úroveň je nadřazená spinální a upravuje její mechanismy. Posturální stabilita je složitý proces, při kterém musí probíhat spolupráce mezi subkortikálními strukturami. Ty řídí průběh různých automatismů podle programů, které se v průběhu života vytvářejí a následně ukládají. Vytvářejí se na podkladě vrozených globálních pohybových schémat a jsou modifikovány dle zkušeností, zevního prostředí, apod. Během vývoje jedince se nejdříve vyvíjejí posturální programy a až poté složitější, např. lokomoční, komunikační, atd. (Véle, 1997).

Práce posturálního systému je nezbytná pro jakýkoli pohyb, proto je nutná souhra posturálního a lokomočního systému. Véle (1997) přirovnává tuto souhru k brzdě a akcelérátoru v automobilu. „Je-li vůz na svahu zajištěný brzdou (funkce posturální) a chceme-li se plynule rozjet motorem (funkce lokomoční), musíme po nastartování pozvolna plynule přidávat plyn a zároveň pozvolna plynule odbrzdňovat.“ Lokomoční systém inhibuje při pohybu posturální, ale nikdy ne zcela. Tato mírná aktivita daný pohyb stabilizuje (Véle, 1997).

K zajištění vzpřímeného stoje motorický systém využívá jak předvídání změn zevního prostředí tedy anticipaci, tak i reflexní pochody vyrovnávající nečekané rušivé vlivy a brání tím destabilizaci. Reflexní mechanismy se využívají především při selhání naprogramovaného mechanismu (Véle, 1997).

Proaktivní, neboli anticipatorní, strategie předem kompenzuje změny v posturální stabilitě, způsobené nějakým pohybem nebo vnějším vlivem. Například stojící člověk chce rychle zvednout svoji paži nad hlavu. Při tomto úkonu dochází nejdříve k aktivaci svalů dolní končetiny, kdy m. biceps femoris je aktivován s latencí 80 – 100 ms a samotný agonista pohybu je aktivován až za 150 – 200 ms. Na tomto příkladu je jasně vidět, že CNS nejdříve předpřipraví posturální nastavení a až poté proběhne samotný pohyb (Bronstein et al., 1996; Latash, 2008). Anticipatorní strategie se snaží zastabilizovat polohou COG, která se díky rušivým vlivům mění. Například při předklonu trupu dochází ke kontralaterálnímu pohybu nižších segmentů,

čímž se stabilizuje poloha COG. Při tomto pohybu je zvolen takový aktivační svalový vzor, kdy se jako první aktivují především svaly na přední straně těla (m. rectus abdominis, m. vastus lateralis quadriceps femoris, m. tibialis anterior) a následně svaly na zadní straně (Bronstein et al., 1996).

Vařeka (2002b) ve svém článku popisuje stav, kdy člověk očekává náraz do horní poloviny těla. V tu chvíli automaticky přesune COM (COG) do směru, odkud má náraz přijít. Proaktivní strategie se snaží stabilizovat pozici a orientaci tělních segmentů při různých plánovaných aktivitách (Bronstein et al., 1996). Vlastnosti, především míra anticipatorní strategie, závisí na několika faktorech, například na velikosti předpokládaného rušivého vlivu či na úrovni posturální stability (Latash, 2008).

2.2.3 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Posturální stabilita je velmi náročný děj ovlivněný mnoha faktory, a to jak vnějšími, tak vnitřními, dále fyzikálními či biomechanickými a také neurofyziologickými. Z fyzikálních faktorů je důležitá velikost opěrné báze. Kolář (2009) píše, že stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze a hmotnosti. Véle (1995) dodává, že zásadní roli hrají i vlastnosti plochy jako je např. adhezivita, tzn. na ledu a na drsné podložce se budeme chovat zcela odlišně. Těžší lidé jsou stabilnější, což je dáno zákonem o setrvačnosti. Zároveň je stabilita nepřímo úměrná výšce těžiště nad touto opěrnou bází. Dále také vzdáleností mezi COG a středem opěrné báze a sklonem opěrné plochy k horizontální rovině (Kolář, 2009; Véle, 1995).

K neurofyziologickým faktorům lze zařadit např. psychický stav, kvalitu multisenzorické integrace vestibulárních, zrakových a somatosenzorických informací, kvalitu zpětnovazebního mechanismu a míru excitability nervového systému. Mezi vlivy vnitřního prostředí patří nocicepce, chorobné stavy, dýchací pohyby či tlukot srdce, apod. (Kolář, 2009; Véle, 1995).

V další části více rozepíši faktory, které jsou velice blízké baletním tanečnicům.

2.2.3.1 Zranění

V důsledku zranění dochází k odlišné somatosenzorické aferentaci z postižené oblasti. To následně může ovlivnit posturální stabilitu (Lephart, 2000). Balet je pohybová aktivita, při které dochází k extrémním až téměř nefyziologickým repetitivním pohybům (Leanderson, Leanderson, Wykman, Strender, Johansson, & Sundquist, 2011). Samozřejmě závisí na mnohých vnitřních a vnějších faktorech, např. svalové síle, míře hypermobility, věku, somatotypu jedince, historii zranění, obuvi, typu podlahy, náladě, únavě, výživě atd. (Liederbach, 2010). Incidence vzniku zranění je 0,8 na 1000 hodin tance. S rostoucím věkem zranění přibývá.

Zranění můžeme rozdělit na dvě skupiny. První skupinou jsou poranění traumatická, kde je nejčastější vymknutí kotníku. Druhou skupinou jsou zranění vznikající dlouhodobým chronickým přetěžováním daných struktur. Tato skupina převažuje. Ekegren, Quested a Brodrick (2014) uvádí, že sem spadá 72 % všech zranění. Nejčastěji dochází k tendinitis pedis, což je zánětlivý proces šlach v oblasti nohy. Zánět vzniká v důsledku mikrotrhlinek, které jsou způsobené právě chronickým přetěžováním (Leanderson et al., 2011).

Distorze hlezna je jedno z nejfrekventovanějších zranění a Clippinger (2007) udává, že v 85 % je příčinou vzniku inverzní mechanismus. S tím mnohdy souvisí i poranění šlach musculi peronei a m. flexor hallucis longus. V 74 % případů 1,5 – 4 roky přetrvává reziduální bolest kotníku, otok, slabost a instabilita. Velmi záleží na kvalitě a délce rehabilitace. Pro předcházení úrazů nebo jejich opakovanému vzniku je dobré se zaměřit na prevenci (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005).

Hojně se vyskytující je **fascitis plantae** neboli zánět plantární fascie, který vzniká jejím přetěžováním s možnými následnými mikrotrhlinami. Plantární fascie napomáhá udržovat podélnou klenbu nožní. Velkému zatížení je vystavena především při skocích (Clippinger, 2007).

Častým zraněním u baletních tanečníků bývají tendinitidy, především je postižen m. flexor hallucis longus a Achilova šlacha. Vznikají z přetížení a často jim předcházejí mikrotrhlinky v dané šlaše, které pak způsobují zánět.

M. flexor hallucis longus je velmi důležitý pro stabilizaci chodidla a pomáhá předcházet nadměrné everzi hlezna. K jeho postižení může docházet i z anatomického důvodu, jelikož prochází za mediálním kotníkem, kde je malý prostor a jakékoli zduření

v tomto prostoru způsobí, že šlacha neklouže hladce, což způsobuje bolest. Ta se objevuje především posteriorně od mediálního kotníku (Clippinger, 2007).

Ke vzniku **tendinitidy Achilovy šlachy** přispívá více faktorů, např. přetížený m. triceps surae, pes cavus, apod. Bolest se nejvíce objevuje 2 – 6 cm nad úponem na patní kosti, kde je šlacha nejúžší a zároveň nejméně prokrvená. Baletní tanečníci si stěžují i na ranní ztuhlost nebo omezení dorzální flexe hlezenního kloubu (Clippinger, 2007).

Mezi častá zranění patří zánět sesamových kostí prvního metatarzophalangeálního kloubu, metatarzophalangeální instability a únavové zlomeniny metatarzů (především 2. nebo 5.) (Kennedy, Hodgkins, Colombier, Guyette, & Hamilton, 2007). Až 76 % všech zranění postihuje dolní končetiny (Leanderson et al., 2011).

Velkou skupinou zranění je **bolest zad v lumbální oblasti (low back pain)**, jejíž etiologie je multifaktoriální. Často bývá způsobená přetížením extenzorů páteře nebo i poraněním vazů v okolí páteře. Důvodem bývají extrémní pohyby, silné koncentrické a excentrické kontrakce a u tanečníků jsou významným činitelem nesprávně prováděné zvedačky. Bolest je lokalizovaná a zhoršuje se s aktivitou. Další příčiny mohou být spondylóza, spondylolistéza a herniace meziobratlové ploténky (Clippinger, 2007).

2.2.3.2 Únava

Mnohá zranění jsou zapříčiněna únavou stabilizačních svalů kloubu. Poloha kloubu je stále udržovaná aktivitou svalů. Díky jejich únavě nejsou tyto svaly schopny reagovat na malé změny v nastavení kloubu a tím se stává příslušný kloub nestabilním (Véle, 2006; Zemková, 2014). To je nejvíce patrné na nestabilním povrchu. Únava má za následek zvýšení výchylek COP, které mohou dosahovat až limitů stability, čímž se zvyšuje pravděpodobnost pádu nebo zranění (Zemková, 2010). Zemková vysvětluje vliv únavy na vznik zranění tak, že během např. intenzivního skákání stimulujeme svalová vřeténka, šlachová tělíska, kloubní a kožní receptory v oblasti plosky, což může vést až k jejich zhoršené funkci či zhoršené citlivosti. Částečné zhoršení citlivosti způsobuje zhoršení propiocepce a tedy zpětnou kontrolu posturální stability.

2.2.3.3 Ženská sportovní triáda

Ženská sportovní triáda zahrnuje nízký energetický příjem, menstruační dysfunkci a úbytek kostní hmoty (Horn, Gergen, & McGarry, 2014). Sporty, kde je důležitá estetika a štíhlost, jsou rizikovější než ostatní. Jako příklad můžeme uvést právě balet, gymnastiku, krasobruslení, apod. (Gibbs, Williams, & De Souza, 2013). Beals a Manore (2002) udává, že stravovací poruchou trpí až 20 % žen. Ringham et al. (2006) ve své studii uvádí, že nějakou stravovací poruchou trpí 83 % baletních tanečnic. Jedná se o anorexii nervosu (7 %), bulimii nervosu (10 %) a nespecifickou poruchu stravování (55 %). Dále Ringham et al. zmiňuje, že ke kontrole svojí hmotnosti tanečnické používají tablety na hubnutí (31 %) nebo kofein (24 %) (Horn et al., 2014).

Další součástí triády je dysfunkce menstruace. Ta se u sportů jako je balet objevuje až v 69 %, ale v běžné ženské populaci pouze v 5 % (Horn et al., 2014). Frusztajer, Dhuper, Warren, Brooks-Gunn a Fox (1990) uvádí incidenci 50 %. Mnozí autoři dokazují, že je vázána na energetický příjem. Pokud dojde k negativní energetické bilanci s následným „hypometabolickým stavem“, dochází ke změně sekrece gonadotropiny stimulujícího hormonu (GnRH) v hypothalamu. Tento hormon ovlivňuje vyplavování estrogenů a gestagenů, což může vést k anovulaci a následným poruchám menstruace (Warren & Perlroth, 2001).

Poslední součástí je kostní denzita. U zdravých kostí vždy rovnovážně fungují osteoblasty a osteoklasty. U žen s nízkým energetickým příjmem dochází ke změně pulzace GnRH z hypothlamu, což jak již bylo zmíněno, ovlivní sekreci estrogenu z pohlavních žláz. Právě estrogen snižuje aktivitu osteoklastů a kostní denzita je dostatečná. Pokud je tedy estrogenu nedostatek, dochází k úbytku kostní hmoty. Horn (2014) uvádí, že až o 2 % ročně. Snížená kostní denzita zvyšuje riziko vzniku únavových nebo patologických zlomenin. To může výrazně ovlivnit posturální stabilitu viz výše (Horn et al., 2014).

Wyon, Koutedakis, Wolman, Nevill, & Allen (2014) se zabývali dodáváním vitamínu D během zimního období, což mělo pozitivní vliv na snížení rizika zranění a zároveň došlo i ke zlepšení svalové síly. Oba výsledky by mohly pozitivně ovlivnit posturální stabilitu.

2.2.3.4 Somatotyp

Posturální stabilita může být ovlivněna somatotypem člověka. Somatotyp je termín označující kompozici lidského těla. Existují tři základní somatotypy, a to endomorfní, mezomorfní a ektomorfní. Většinou se jedná o jejich kombinaci s převahou jednoho ze somatotypů. K zjištění somatotypu je zapotřebí deseti antropometrických parametrů, a to výšky, hmotnosti, měření čtyř kožních řas, obvodů paže a lýtky a šířky humeru a femuru.

Ektomorfní somatotyp je charakterizován relativně nízkou hmotností a menší svalovou hmotou. Pro *endomorfní somatotyp* je typické vyšší procento tělesného tuku a pro *mezomorfní typ* vyšší procento svalové hmoty (Allard, Nault, Hinse, LeBlanc, & Hinse, 2001; Lee & Lin, 2007).

Allard et al. (2001) ve své studii porovnávali posturální stabilitu děvčat různých somatotypů. Výsledky zobrazily největší výchylky COP a jejich rychlost u dívek ektomorfního somatotypu. Možné vysvětlení spočívá v malém podílu svalové hmoty u tohoto somatotypu a z toho vycházející horší posturální kontrole. Dalším možným vysvětlením může být výše uložené těžiště u ektomorfního somatotypu nad opěrnou bázi, než je tomu u zbývajících somatotypů. Véle (1995) ve své knize píše, že větší hmotnost a níže uložené těžiště jsou faktory pozitivně ovlivňující posturální stabilitu. Lee a Lin (2007) také porovnávali posturální stabilitu dětí různých somatotypů. Nejlepší výsledky zaznamenali u mezomorfního somatotypu.

2.2.3.5 Pohlaví

Posturální stabilita může být ovlivněna pohlavím. Smith, Ulmer a Wong (2012) uvádí, že rozdíly v důsledku pohlaví závisí na věku. Zabývali se rozdíly posturální stability mezi děvčaty a chlapci ve věku od 8 do 12 let. Došli k závěru, že při normálních podmínkách děvčata disponují lepší posturální stabilitou než chlapci. Toto tvrzení vzniklo na základě menších výchylek COP a jejich nižší rychlosti u dívek ve vzpřímeném stoji s otevřenýma a zavřenýma očima. Ovšem při změně podmínek jako je zavření očí spojené se záklonem hlavy, se výchylky COP a jejich rychlost výrazně zvýšila u děvčat, u chlapců jenom minimálně. Díky tomu autoři usuzují,

že děvčata disponují kvalitnější integrací senzorických vstupů a chlapci lépe ovládají substituci těchto senzorických vstupů.

Blaszczyk, Beck a Sadowska (2014) porovnávali posturální stabilitu dospělých mužů a žen ve vzpřímeném stoji s otevřenýma a se zavřenýma očima. Tvrdí, že ženy disponují horší posturální stabilitou, která je dána vyššími rychlostmi výchylek COP a COM v obou měřených podmínkách a to jak v anteroposteriorním směru, tak i mediolaterálním směru. Nicméně, procentuální změna rychlosti těchto výchylek po zavření očí byla u žen výrazně nižší. Rozdíly výchylek COP a COM mezi muži a ženami může být dána antropometrickými faktory jako je hmotnost, množstvím svalové hmoty nebo velikostí opěrné báze.

Pohlaví může ovlivnit i predispozice pro vznik zranění, které následně ovlivňují posturální stabilitu. U mužů, baletních tanečníků, je vyšší incidence vzniku bolestí v oblasti dolní části zad než u žen a to z důvodu častého zvedání baletních partnerek (Clippinger, 2007). Dle Belangera, Burta, Callaghana, Cliftona a Gleberzona (2013) ženy, baletní tanečnice, mají predispozice ke vzniku ruptury předního zkříženého vazů. Důvodem jsou hormonální změny během menstruačního cyklu, které ovlivňují laxicitu vaziva.

2.2.3.6 Psychický stav

Psychický stav ovlivňuje držení těla, čímž se mění i proces volby vhodného programu k udržení posturální stability. „Obava nebo strach z nezvládnutí situace vede k nadměrnému svalovému napětí, které ruší potřebnou koordinaci.“ (Vařeka, 2002b, 126). S tím se můžeme setkat u zdravých lidí, kteří např. poprvé lyžují (Vařeka, 2002b), ale i starších osob, majících strach z pádu. Dle mého názoru jsou baletní tanečníci tímto faktorem také ovlivněni a to především v těch situacích, kdy si nejsou jisti v nějaké složité pozici nebo při premiéře.

2.2.3.7 Bolest

Rokyta a spol. (2009) ve své knize definuje bolest jako „nepříjemný smyslový a emoční zážitek spojený se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně nebo popisovaný výrazy pro takové poškození.“ „Nociceptivní informace signalizuje,

že při dané činnosti dochází k přetížení s možností poškození zatěžované tkáně, nebo že ve vnitřním prostředí jsou takové změny, které zamýšlený výkon nemohou bez problémů realizovat“ (Véle, 1995, 79). Patologická situace v těle vyvolá nociceptivní informaci, která následně spouští obranné reakce těla. Ty se snaží předejít nebo alespoň minimalizovat vznik poškození. V tomto případě dojde k ovlivnění výstupní motorické informace a organismus začne pracovat v „nouzovém šetřícím programu“ (Kolář, 2009). Tyto změny ovlivňují posturální stabilitu (Véle, 2006).

2.2.3.8 Obuv

Pro baletního tanečníka je obuv velmi důležitá, jelikož ovlivňuje pohyblivost nohy. Špatně vybraná obuv může způsobit přetížení chodidla a následné zranění. Existuje několik druhů baletních bot s různým využitím (Yan, Hiller, Smith, & Vanwanseele, 2011).

„**Slippers**“ neboli *piškoty* je nejběžněji užívaná baletní obuv. Je měkká bez opěrných prvků, tvořena různými materiály. Poměrně měkké materiály neomezují kontaktní plochu chodidla, jelikož nestlačují chodidlo tanečníka. S tím souvisí i zredukování tlaku působící na plosku.

„**Pointe shoes**“ neboli *baletní špičky* jsou neoddělitelné od klasického baletního představení. Převážně je využívají ženy, muži pouze výjimečně. Tyto boty jsou vytvořené z pevného a odolného materiálu podporující tanečníka v pozici na špičkách. Na povrchu je satén. Nevýhodou je, že tyto materiály tolik netlumí otřesy vznikající při skocích a dalších figurách, čímž je noha více vystavena vzniklým tlakům než při užití piškotů (Pearson, Alison, & Whitaker, 2012). V oblasti špičky této boty je takzvaný box, nejčastěji tvořený ze slepených vrstev papíru nebo z plastových materiálů. Podrážka je tvořena tenkou vrstvou kůže a vložka z kůže či lepenky (Brandt, 2013).

„**Demi-pointe shoes**“ jsou boty, které se podobají špičkám vzhledem a částečně jejich skladbou. Jejich součástí je také box, který je měkkší a není tolik hluboký jako u špiček. Největším rozdílem od špiček je absence vložky. Tyto boty neslouží k tanci na špičkách. Lze říci, že jsou předstupněm špiček (Brandt, 2012).

Pearson et al. (2012) ve svojí studii hodnotili vztah mezi typem baletní obuvi a tlakem vyvíjeným na nohu baletního tanečníka. Vycházejí z předpokladu, že velký

tlak na chodidlo je rizikovým faktorem pro vznik bolesti této oblasti nebo zranění způsobené přetížením. Porovnávali piškoty, špičky, demi-pointe a nakonec naboso. Nejmenší tlak na plosku nohy zaznamenali při použití piškotů, největší u špiček. Největší kontaktní plochou disponují baletní tanečníci naboso, poté v piškotech. Nejmenší kontaktní plocha je u špiček.

Lobo da Costa et al. (2012) se ve své studii zabývala vlivem baletních bot na posturální stabilitu v různých baletních pozicích. Předpokládali, že naboso se zvýší posturální stabilita, jelikož se ploska může více rozprostřít na zemi a tím se zvětší plocha kontaktu. Tato hypotéza byla studií potvrzena jen částečně. Největší rozdíl našli v pozicích *attitude devant* (stoj na jedné dolní končetině s druhou dolní končetinou přednoženou a pokrčenou v kolenním kloubu) a *a la second* (stoj na jedné dolní končetině s vysokým unožením druhé dolní končetiny) a to v oscilacích COP v anteroposteriorním směru. V ostatních situacích se hodnoty nelišily.

2.2.4 Korekční posturální reakce

Lidský organismus disponuje několika obrannými mechanismy, působícími proti nečekaným posturálním výchylkám. Jsou to tedy reakce snažící se udržet posturální stabilitu. Prvním mechanismem je **periferní elasticita svalů, šlach a měkkých tkání**. Změna postavení v kloubu vytvoří elastickou sílu, která této změně brání. Elastické vlastnosti tkání závisí i na CNS, která nastavuje, jaký odpor bude kladen proti výchylkám, a to např. pomocí přizpůsobení kokontrakce svalů nebo svalových skupin okolo hlavních posturálních kloubů. Někdy se tomuto mechanismu říká prereflexy (Latash, 2008).

Další možností obrany proti výchylkám jsou **napínací reflexy**, které napomáhají utlumit vnější rušivé vlivy i přes určité zpoždění reflexní reakce. Ovšem tyto dva mechanismy samy nezvládnou zajistit posturální stabilitu (Latash, 2008).

Velmi důležitým mechanismem jsou **předprogramované reakce**, které mají pomalejší nástup, ale odpověď je silnější než v předchozích dvou případech (Latash, 2008). Tyto rovnovážné strategie lze rozdělit na statické a dynamické. Mezi statickou patří hlezenní a kyčelní mechanismus (Vařeka, 2002b). **Hlezenní strategie** převažuje u malých výchylek a to v anteroposteriorním směru (Horak, 2006). Rovnováha je udržována především plantárními a částečně i dorzálními

flexory hlezenních kloubů (Vařeka, 2002b). Tato reakce probíhá distoproximálně. Její nástup je opožděn přibližně o 80 ms (Latash, 2008). **Kyčelní strategie** se využívá u větších a rychlejších výchylek převážně v mediolaterálním směru (Horak, 2006; Simmons, 2005) nebo v případě, že kotníková strategie nelze použít, což nastává v případech, kdy je podložka kratší než chodidlo (Bronstein et al., 1996). Vařeka (2002b) píše, že tento mechanismus spočívá v přenášení váhy z jedné dolní končetiny na druhou. To probíhá pomocí svalů kyčelního kloubu. Tato strategie vyrovnává větší odchylky. V rovině sagitální je větší volnost pohybu z důvodu běžné přirozené lokomoce, s čímž souvisí menší stabilita (Vařeka, 2002b). Kyčelní strategie probíhá opačně, tedy proximodistálně (Latash, 2008).

Dynamická neboli kroková strategie je využívána, když COP (a COG) překročí opěrnou bázi. Tato strategie využívá úkroky, čímž se zvětší opěrná báze a COP se opět bude nacházet v tomto prostoru (Vařeka, 2002b).

2.3 Metody pro zlepšení posturální stability

Metody pro zlepšení posturální stability jsou založené na různých typech balančního tréninku. Indikacemi pro balanční trénink může být doléčení poúrazových stavů a následná prevence opětovného vzniku zranění, kloubní nestabilita, hypermobilita pohybového aparátu a další. Toto cvičení vede ke zlepšení posturální stability, která byla porušena jakýmkoli mechanismem.

Nejvíce rozšířenou metodou pro zlepšení posturální stability je senzomotorická stimulace dle Jandy. Jak je zřejmé z názvu této metodiky, aferentní a eferentní informace jsou při řízení pohybu propojené. Pomocí senzomotorické stimulace aktivujeme proprioceptory, spino-cerebello-vestibulární dráhy a centra, podílející se na regulaci stoje a koordinaci pohybů. Velmi důležitým zdrojem aferentace jsou především kožní receptory ze svalů plosky nohy a ze šijového svalstva (Janda & Vávrová, 1992; Kolář, 2009).

Cílem metody je dosáhnout reflexní, automatické aktivace žádaných svalů a to v takovém stupni, aby pohyby či jiné úkony (pracovní) nevyžadovaly výraznější kortikální kontrolu. Pouze dosažení subkortikální kontroly aktivace nejdůležitějších svalů dává záruku, že tyto svaly budou aktivovány v potřebném stupni a časovém úseku tak, jak to vyžaduje optimální a nejméně zatěžující provedení pohybu (Pavlů, 2003, 126).

U senzomotorické stimulace je velmi důležitý vlastní metodický postup, jehož principem je začínat s lehkými pozicemi na pevném povrchu a po zvládnutí dané situace ztěžovat pozici či podmínky provedení daného cviku. Nejdříve se začíná nácvikem tzv. *malé nohy*, což je zkrácení a zúžení chodidla způsobené hlubokými svaly planty. Tyto svaly jsou bohaté na proprioceptory a zároveň malá noha mění postavení ve všech kloubech nohy, což také zvyšuje aferentaci z této oblasti. Tato změna postavení v kloubech nohy vede ke zlepšení postavení ostatních kloubů ve vyšších částech těla. Při nácviku malé nohy je důležité rovnoměrné zatížení chodidla ve třech bodech opory, čímž je hlavička prvního a pátého metatarzu a pata.

Dále se pokračuje nácvikem korigovaného stoje, což je výchozí pozice pro další prvky. V korigovaném stoji jsou nohy paralelně na šířku kyčelních kloubů a jsou zatížené rovnoměrně ve třech bodech opory. Dále jsou kolena v lehké semiflexi, kyčle ve vnější rotaci, napřímená páteř včetně hlavy, ramena uvolněna a tažena směrem dolů.

Následujícími prvky je stoj na jedné dolní končetině, půlkroky, výpady a výskoky. Obtížnost všech pozic lze modifikovat pomocí zavření očí, pohybu hlavy a končetin, postrků terapeutem, apod. Pro sportovce je výhodné zahrnout do senzomotorického tréninku aktivity, které jsou pro jejich sport specifické, např. odpal golfového míčku ve stoji na měkké podložce, tenisový backhand nebo volejbalové odbíjení prsty, apod. (Pau, Loi, & Pezzotta, 2012; Rogers, Page, & Takeshima, 2013).

Senzomotorická stimulace využívá mnoho pomůcek a to pěnové čocky, válcové a kulové úseče, balanční sandále, minitrampolíny a fitter. Ovšem tato metodika lze využít i na ostatních labilních plochách jako je posturomed, gumové čocky a další (Janda & Vávrová, 1992; Kolář, 2009).

V praxi lze použít i moderní balanční boty, které nemají rovnou podrážku, ale je konvexně tvarovaná. Dle velikosti a umístění tohoto vyklenutí jsou boty nestabilní buď v anteroposteriorním směru nebo i v mediolaterálním směru (Obrázek 8) (Turbanski, Lohrer, Nauck a Schmidtbleicher, 2011).



Obrázek 8. Balanční boty (převzato od Turbanski et al., 2011)

Senzomotorická stimulace je využívána jak běžnou populací, tak i baletními tanečníky v rehabilitaci po distorzi hlezenního kloubu, a to především kvůli obnovení funkční neuromuskulární kontroly svalů stabilizujících tento kloub. Z tohoto důvodu

Malone a Hardaker (1990) využili k rehabilitaci po distorzi hlezenního kloubu cvičení na úsečích, nejdříve válcovou a poté i kulovou úseč.

Senzomotorickou stimulaci lze využít i k ovlivnění bolestí dolní části zad. Bryan a Smith (1992) ji zařadili do rehabilitačních intervencí u baletních tanečníků po akutním stádiu těchto bolestí.

Minitrampolíny jsou metodou ovlivňující rovnováhu, které jsou v dnešní době hojně rozšířeny. Atilgan (2013) vytvořil dvanáctitýdenní cvičební program na minitrampolínách pro nesportující chlapce od 9 do 10 let. Ten spočíval v různých typech skoků, běhu na místě a otočkách. Výsledkem bylo zlepšení posturální stability v bipedálním stoji.

BOSU neboli „Both sides up“ je labilní plocha se širokým spektrem využití, a to ve fyzioterapii, fitness centrech, při přípravách vrcholových sportovců, apod. Tato pomůcka poskytuje vysokou míru nestability, je vhodné ji tedy zařazovat na vrchol metodického postupu balančního tréninku (Stanek, Meyer & Lanall, 2013).

Ljubojević, Bijelić, Zagorc, Radisavljević, Uzunović a Pantelić (2012) se pokoušeli zlepšit posturální stabilitu sportovních tanečníků pomocí balančního tréninku. Využili balanční úseče, měkké podložky, BOSU, apod. Celý propioceptivní program trval tři měsíce, probíhal třikrát týdně a jedna lekce nepřesáhla půl hodiny. Byl zařazen vždy před taneční trénink. Výsledkem bylo zlepšení posturální stability na jedné dolní končetině, což je pro tanečnický velmi důležitá pozice. Princip zlepšení posturální stability popisují pomocí zlepšení centrální a periferní adaptace neuromuskulárního systému.

S rozvojem technologií je možné v rehabilitaci využít různé přístrojové metody, např. posturografický trénink s feedbackem, kdy za využití dvou silových plošin, může člověk sledovat svoje COG během různých pohybů a přenosů váhy. Nebo dále existují různé úkoly či hry, ve kterých pohybuje kurzorem na obrazovce pomocí přenosů váhy, apod. (Balci et al., 2013; Marioni, 2013). Další technologií je herní konzole Nintendo Wii, kde lze nastavit různé druhy balančních her. S rozmachem této technologie vznikají studie dokazující zlepšení posturální stability po jejím několikátýdenním používání (Gioftsidou et al., 2013; Nicholson, McKean, Lowe, Fawcett & Burkett, 2015).

Další alternativní metodou balančního tréninku je trénink na slacklině. V dnešní době je tato pomůcka velkým hitem a díky tomu vzniká mnoho studií na toto téma. Keller, Pfusterschmieds, Buchecker, Iler a Taube (2012) vytvořili čtyřtýdenní program

s využitím slackliny pro zdravé jedince. Tento program zlepšil jejich posturální stabilitu, především v mediolaterálním směru, což je dáno výraznými oscilacemi slackliny v tomto směru. Zlepšení posturální stability se projevilo i ve stoji na posturomedu, čímž dokázali, že toto zlepšení je nespecifické, tedy pro všechny běžné činnosti a není vázáno pouze na danou aktivitu, tzn. slacklinu.

2.4 Přístrojové metody vyšetření posturální stability

Přístrojové metody vyšetření posturální stability se v praxi využívají většinou k doplnění klinického vyšetření pohybového ústrojí nebo pro vědecké účely. Na rozdíl od klinického vyšetření jsou přístrojové metody vyšetřením objektivním.

K analýze pohybu se využívají různé metody. **Kinematická analýza** nás informuje o poloze těla v prostoru a čase, stanoví nám těžiště a zároveň i COG. Do této skupiny se řadí elektrogoniometry, 3D kinematická analýza a jiné.

Další metodou je **elektromyografická analýza**, snímající svalovou aktivitu spojenou s pohybem. Umožní nám posoudit stav kosterního svalstva, i jeho řízení nervovým systémem.

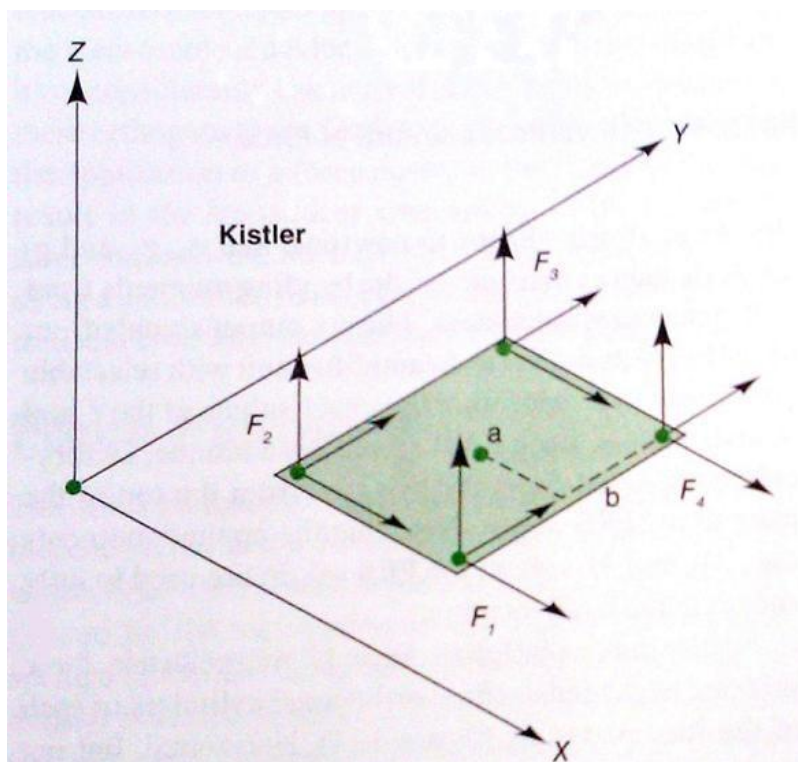
Třetí metodou je **kinetická analýza** neboli posturografie, popisující síly působící při pohybu těla. Mezi moderní přístroje využitelné pro tuto analýzu patří silové plošiny a plata neboli „koberce“ pro měření kontaktních tlakových sil (Clippinger, 2007; Kolář, 2009; Vařeka, 2002b).

2.4.1 Silové plošiny

Silové plošiny jsou moderní a poměrně rozšířená zařízení, primárně měřící reakční sílu podložky, resp. její složky ve třech vzájemně na sebe kolmých rovinách a jejich momenty. Reakční síla vyplývá z distribuce sil v opěrné ploše na povrchu plošiny. Ze snímaných hodnot lze matematicky určit COP. COP reprezentuje vážený průměr všech tlakových sil, působících do opěrné plochy. Lze zaznamenat i polohu COP v čase, míru vychýlení COP v anteroposteriorním a mediolaterálním směru či frekvenční charakteristiku oscilací COP. Dle výsledků lze hodnotit podíl jednotlivých senzorických vstupů na stabilitu stoje. Tyto vstupy lze testovat i selektivně, čehož docílíme jejich omezením, např. somatosenzorické vstupy omezíme využitím pěnové podložky a zrakové vstupy zavřením očí. Silové plošiny nám poskytují informace i o motorických balančních mechanismech, podílejících se na udržování posturální stability (Clippinger, 2007; Kolář, 2009; Vařeka, 2002b).

Existují různé druhy silových plošin, popsala bych tedy princip, na kterém fungují plošiny Kistler, jelikož jsem je využila ve své práci. Plošiny Kistler obsahují piezoelektrické krystaly, což jim dodává vysokou senzitivitu. Dvanáct

piezoelektrických silových senzorů je rozděleno do rohů plošiny, tzn. tři v každém rohu. V každém rohu se ještě nachází podstavec. Tyto podstavce jsou uloženy stejně daleko od středu (Obrázek 9). Plošina funguje na základě deformace piezoelektrických krystalů způsobenou vnější silou. Krystaly tento stimul přemění na měřitelnou elektrickou odpověď (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2014).



Vysvětlivky: F_1 , F_2 , F_3 , F_4 – rozložené síly snímané senzory plošiny; a , b – délky dokazující stejnou vzdálenost senzorů od středu plošiny

Obrázek 9. Senzory v silové plošině Kistler a rozložení snímaných sil (upraveno dle Robertson et al., 2014)

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit posturální stabilitu baletních tanečníků a porovnat ji s posturální stabilitou běžné populace.

Dílčí cíle

1. Porovnat posturální stabilitu mužů a žen baletního souboru a kontrolní skupiny.
2. Zhodnotit vliv senzorických vstupů na posturální stabilitu baletních tanečníků a kontrolní skupiny.

Výzkumné otázky

Z důvodu velkého množství hypotéz jsme zvolili řešení posouzení námi zvolených cílů ve 3 výzkumných otázkách.

Výzkumná otázka č. 1: *Liší se posturální stabilita baletních tanečníků ve srovnání s běžnou populací?*

Výzkumná otázka č. 2: *Liší se posturální stabilita mužů a žen?*

Výzkumná otázka č. 3: *Ovlivňují senzorické vstupy posturální stabilitu?*

4 METODIKA

4.1 Charakteristika měřeného souboru

Do výzkumného souboru jsme zařadili 55 účastníků, z toho 26 baletních tanečníků z Moravského divadla v Olomouci ($n = 7$) a Národního divadla v Brně ($n = 19$). Výzkumnou skupinu tvořilo 13 žen, baletních tanečnic, ve věku $26,0 \pm 4,2$ s průměrnou výškou $164,5 \pm 4,5$ cm a průměrnou hmotností $50,2 \pm 3,2$ kg. Dále 13 mužů, baletních tanečníků, ve věku $23,7 \pm 4$, jejichž průměrná výška je $177,3 \pm 6$ cm a průměrná hmotnost $65,8 \pm 9,7$ kg.

Kontrolní skupina byla složená z dobrovolných probandů. Pro výběr těchto dobrovolníků jsme určili následující kritéria: neprovozování vrcholového sportu, absence patologií jako je diabetes mellitus, artritida nebo jiné onemocnění ovlivňující rovnováhu, absence nedávného úrazu (6 měsíců před účastí ve výzkumu), vestibulární porucha, závratě, přítomnost pádů, závislost na alkoholu a drogách. V této skupině bylo přítomno 16 žen ve věku $24,9 \pm 2,6$ s průměrnou výškou $168,8 \pm 6,3$ cm a průměrnou hmotností $64,9 \pm 9,3$ kg a 13 mužů ve věku $23,5 \pm 1,6$ s průměrnou výškou $178,4 \pm 5,3$ cm a průměrnou hmotností $72,7 \pm 8,9$ kg.

4.2 Vlastní měření

4.2.1 Popis měřicího přístroje

Posturální stabilitu jsme hodnotili pomocí dvou silových plošin značky Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG Winterthur, Switzerland), každá pro jednu dolní končetinu (Obrázek 10).



Obrázek 10. Silová plošina Kistler (upraveno dle Biomechanics: Measuring Systems for Performance Diagnostics and Gait and Balance Analysis in Sports and Medicine, n.d.).

4.2.2 Průběh měření

Před samotným měřením se baletní tanečníci podrobili vstupnímu vyšetření. Zabývali jsme se anamnézou a kineziologickým vyšetřením zaměřeným na vyšetření stoje, pánve, pohyblivosti páteře, hypermobility, dominanci dolních končetin a funkční testy dle prof. Koláře (brániční test, test nitrobřišního tlaku vleže, test flexe hlavy, extenční test). Hodnocení tohoto vyšetření není předmětem této práce.

Přístrojové měření posturální stability probíhalo v 8 různých pozicích, kdy délka každého testu byla 30 sekund a mezi jednotlivými měřeními byla pauza 60 sekund. Měření začínalo až po 5 sekundách po nástupu probanda na plošinu. Při testech bipedálního stoje stáli účastníci výzkumu na plošinách každou nohou zvlášť, vždy naboso. Probandi byli instruováni, aby v průběhu jakéhokoli měření s očima otevřenými sledovali bod na stěně v úrovni jejich očí. Měřené pozice byly následující, bipedální stoj s očima otevřenými/ zavřenými na šířku pánve, volný stoj, stoj na dominantní/nedominantní dolní končetině s očima otevřenými/ zavřenými, stoj na dominantní/ nedominantní dolní končetině na měkké podložce. Poslední pozicí byl stoj na dominantní/ nedominantní dolní končetině po deseti za sebou jdoucích otočkách ve směru hodinových ručiček. Během měření se tyto pozice opakovaly třikrát a jejich pořadí bylo předem náhodně vybrané.

4.2.3 Popis měřených proměnných

Z každé plošiny jsme zaznamenali reakční sílu pomocí tří základních směrů, a to mediolaterálním, anteroposteriorním a vertikálním. Vertikální složka (F_z) nepodává informace o posturální stabilitě, ale pouze o zatížení plošiny, proto jsme ji nevyhodnocovaly. Zabývaly jsme se mediolaterální složkou (F_x), anteroposteriorní složkou (F_y), směrodatnými odchylkami COP v mediolaterálním směru (sway_x) a v anteroposteriorním směru (sway_y) a průměrnými rychlostmi COP. Přehled sledovaných proměnných nacházíme v tabulce 1.

Tabulka 1.

Přehled sledovaných proměnných

zkratka	jednotky	Vysvětlivky
sway_x	mm	odchylka COP v mediolaterálním směru
sway_y	mm	odchylka COP v anteroposteriorním směru
V _x	mm/s	průměrná rychlost COP v mediolaterálním směru
V _y	mm/s	průměrná rychlost COP v anteroposteriorním směru
V	mm/s	průměrná rychlost COP

4.2.4 Zpracování naměřených dat

Data byla exportována pomocí programu Bioware. Poté byla upravena v programu Microsoft Excel a za pomoci programu Matlab. Takto zpracovaná data byla následně statisticky vyhodnocena.

Statistické zpracování dat

Data byla zpracována pomocí programu Statistica (verze 12.0., StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA) k vyhodnocení rozdílů parametrů definujících stabilitu. Byla ověřena normalita dat a určeny základní popisné charakteristiky, tedy aritmetický průměr

a směrodatná odchylka. Dále byla použita analýza rozptylu (ANOVA), Kolmogorovův – Smirnovův test a LSD Fisherův Post – hoc test. Výsledky byly určeny na hladině významnosti $\alpha < 0,05$.

5 Výsledky

Cílem této práce bylo získat informace o stabilitě profesionálních baletních tanečníků v situacích s odlišnou posturální a balanční obtížností a následně je porovnat s naměřenými hodnotami kontrolní skupiny. Dále také zhodnotit vliv pohlaví a senzorických vstupů na rovnováhu.

Z důvodu velkého počtu nulových hypotéz jsme zvolili řešení posouzení námi zvolených cílů ve 3 výzkumných otázkách. Všechny hodnoty výzkumných charakteristik a statistických rozdílů jsou uvedeny v tabulkách, které jsou součástí přílohy (Příloha 1).

5.1 Výzkumná otázka č. 1

Výzkumná otázka č. 1 zní:

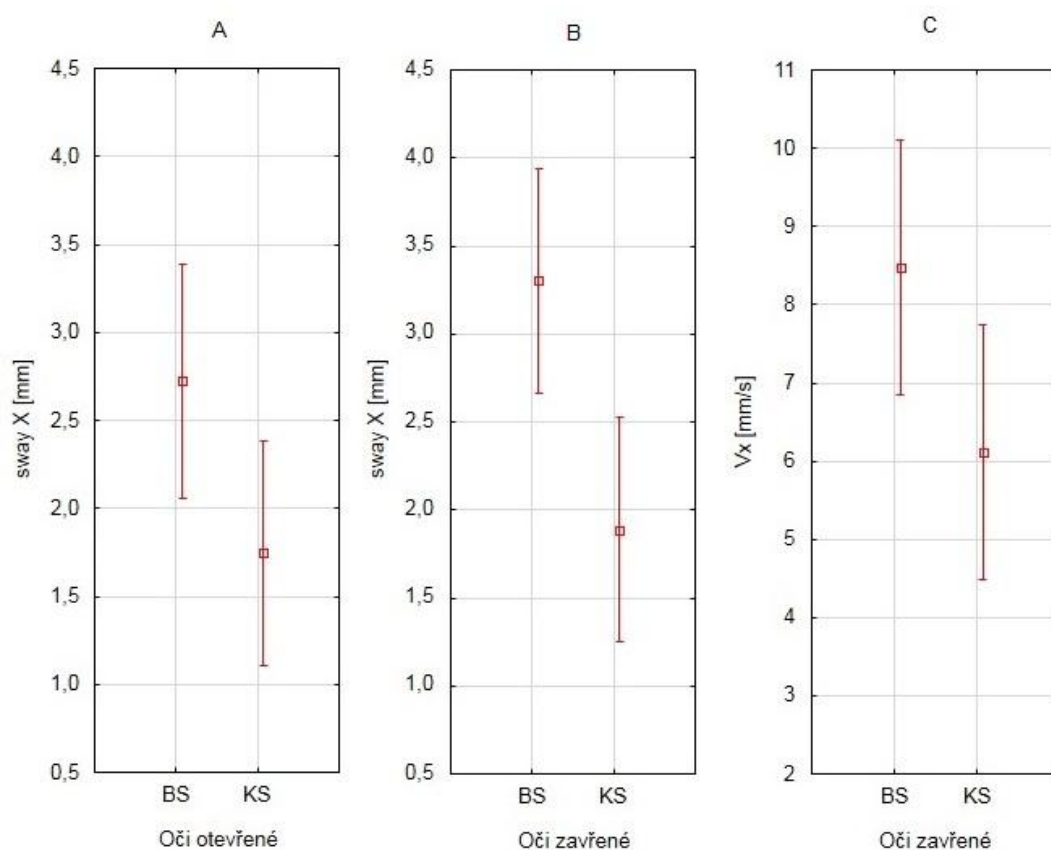
Liší se posturální stabilita baletních tanečníků ve srovnání s běžnou populací?

5.1.1 Soubor baletních tanečníků a kontrolní skupiny mužů

Při zpracování naměřených výsledků jsme v bipedálním stoji s otevřenýma očima statisticky významný rozdíl shledali pouze v parametru sway_x ($p < 0,05$) (Obrázek 11A). Parametr sway_x nabýval vyšších hodnot u baletních tanečníků (BT_M) ($2,7 \pm 1,1$ mm) oproti kontrolní skupině mužů (KS_M) ($1,7 \pm 0,6$ mm).

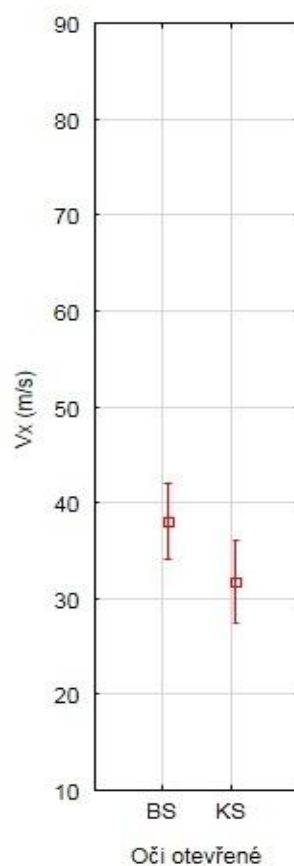
V bipedálním stoji se zavřenýma očima byly statisticky významné parametry sway_x ($p < 0,05$) a Vx ($p < 0,05$) (Obrázek 11B, 11C). Hodnoty těchto parametrů byly opět vyšší u BT_M (sway_x $3,3 \pm 2,2$ mm; Vx $8,5 \pm 4,5$ mm/s) ve srovnání s muži KS_M (sway_x $1,9 \pm 1,0$ mm; Vx $6,1 \pm 2,5$ mm/s).

Ve volném bipedálním stoji jsme nenašli žádné statisticky významné rozdíly ani tendence k jejich dosažení.



Obrázek 11. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů v bipedálním stoji u baletních tanečníků (BS) a kontrolní skupiny (KS) mužů. (A) Sway X (směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru) – oči otevřené ; (B) Sway X ; (C) Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru) – oči zavřené.

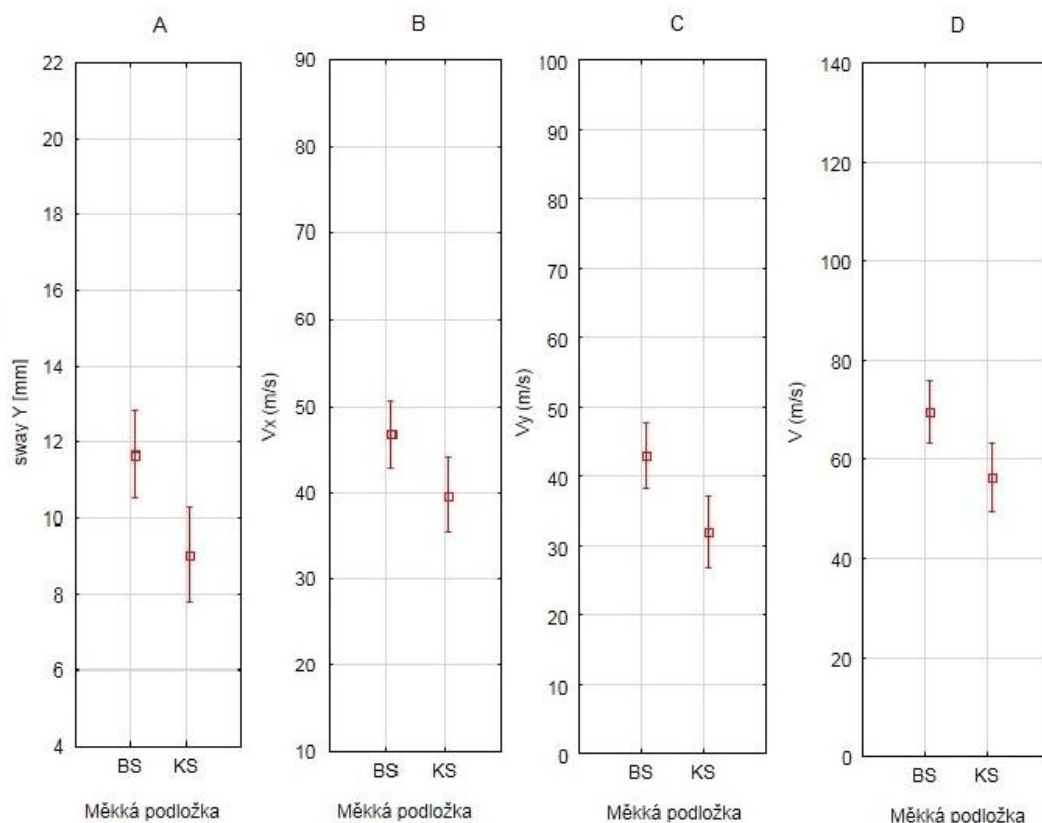
Ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma očima jsme shledali statisticky významný rozdíl v parametru Vx ($p < 0,05$) (Obrázek 12). Hodnota tohoto parametru nabývala vyšších hodnot u BT_M ($V_x 38,0 \pm 8,3$ mm/s) na rozdíl od KS_M ($V_x 31,8 \pm 7,8$ mm/s).



Obrázek 12. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečníků (BS) a kontrolní skupiny (KS) mužů. Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru – oči otevřené).

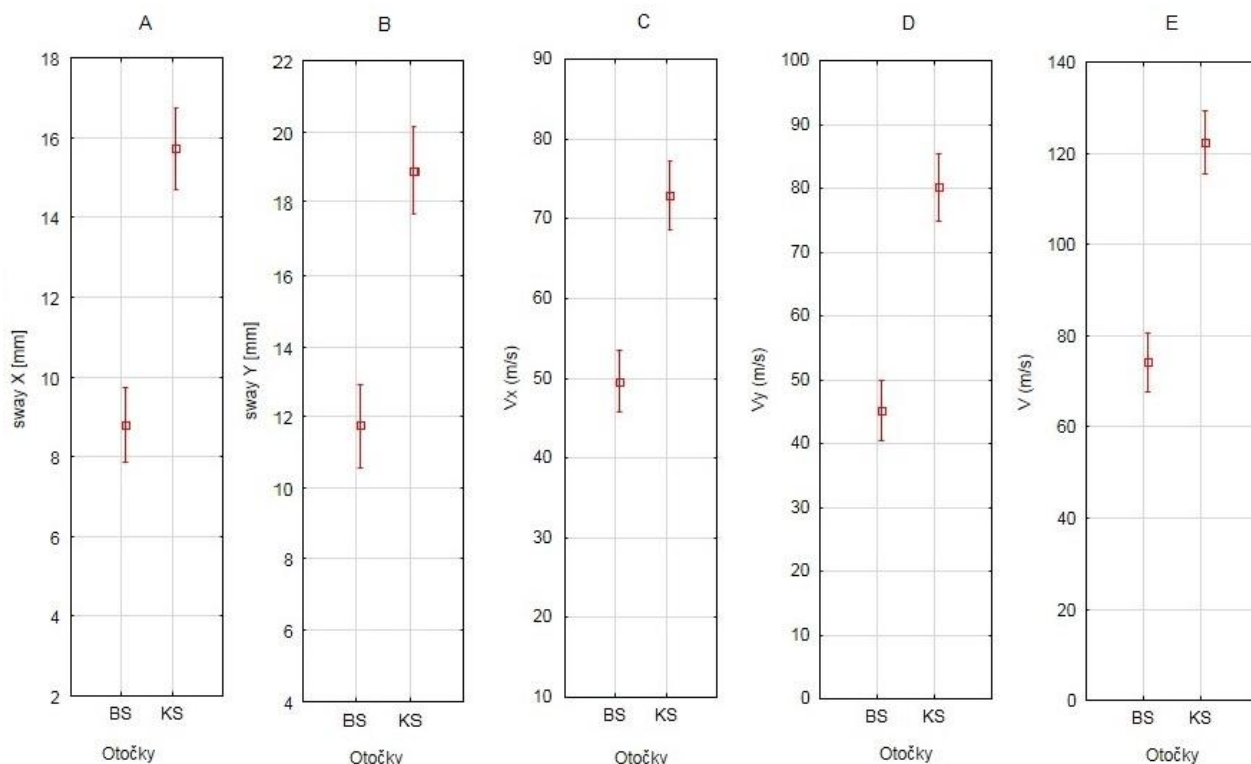
Ve stoji na jedné dolní končetině se zavřenýma očima jsme nenašli žádné statisticky významné rozdíly a ani tendence k jejich dosažení.

Na obrázku 13A - D jsou graficky znázorněné statisticky významné rozdíly ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce ($p < 0,05$). Jedná se o parametry sway_y a všechny parametry popisující rychlost COP (V_x , V_y , V). Opět byly hodnoty těchto parametrů vyšší u BT_M (sway_y $11,7 \pm 2,9$ mm; V_x $46,7 \pm 10,2$ mm/s; V_y $43,0 \pm 10,1$ mm/s; V $69,6 \pm 14,3$ mm/s) oproti KS_M (sway_y $9,0 \pm 1,9$ mm; V_x $39,7 \pm 13,6$ mm/s; V_y $31,9 \pm 9,0$ mm/s; V $56,3 \pm 17,1$ mm/s).



Obrázek 13. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečníků (BS) a kontrolní skupiny (KS) mužů. (A) Sway_y (směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru); (B) Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (C) Vy (rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru); (D) V (celková rychlost COP) – měkká podložka.

Poslední situací je stoj na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček. Při vyhodnocování jsme zaznamenali výrazně nižší hodnoty všech parametrů u BT_M (sway_x 8,8 ± 1,3 mm; sway_y 11,8 ± 2,9 mm; Vx 49,6 ± 9,3 mm/s; Vy 45,2 ± 11,3 mm/s; V 74,2 ± 14,7 mm/s) než u KS_M (sway_x 15,7 ± 6,6 mm; sway_y 18,9 ± 6,0 mm; Vx 73,0 ± 11,9 mm/s; Vy 80,2 ± 24,1 mm/s; V 122,5 ± 26,3 mm/s). V těchto parametrech jsme našli statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$). Všechny tyto rozdíly jsou zaznamenány na obrázku 14A - E.



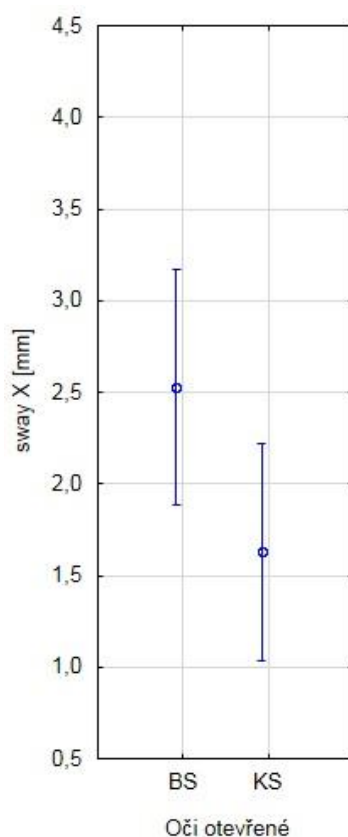
Obrázek 14. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečníků (BS) a kontrolní skupiny (KS) mužů. (A) Sway_x (směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru); (B) Sway_y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru); (C) Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (D) Vy (rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru); (E) V (celková rychlost pohybu COP) – otočky.

Dle našich výsledků baletní tanečníci mají horší posturální stabilitu v mediolaterálním směru v porovnání s kontrolní skupinou v bipedálním stoji s otevřenými a zavřenými očima a ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenými očima. Ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce mají baletní tanečníci horší posturální stabilitu v obou směrech. Oproti tomu ve stoji na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček baletní tanečníci disponují lepší posturální stabilitou než muži kontrolní skupiny.

5.1.2 Soubor baletních tanečnic a kontrolní skupiny žen

Při zpracování naměřených výsledků jsme v bipedálním stoji s otevřenýma očima statisticky významný rozdíl shledali pouze v parametru sway_x ($p < 0,05$) (Obrázek 15). Parametr sway_x nabýval vyšších hodnot u BT_ž ($2,5 \pm 1,4$ mm) oproti KS_ž ($1,6 \pm 0,5$ mm).

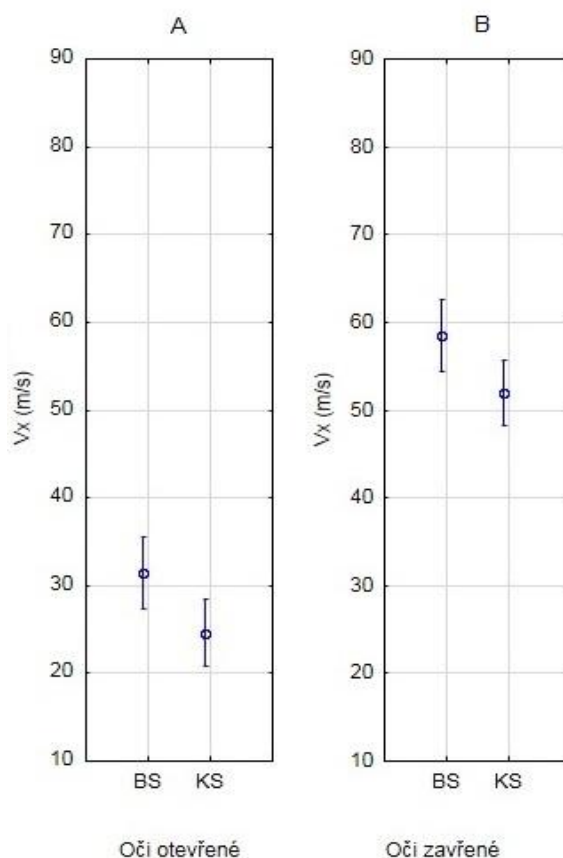
V bipedálním stoji se zavřenýma očima a ve volném stoji jsme nenašli žádný statisticky významný rozdíl a ani tendence k jejich dosažení.



Obrázek 15. Grafické znázornění statisticky významného rozdílu v bipedálním stoji u baletních tanečnic (BS) a kontrolní skupiny (KS) žen. Sway_x (směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru) – oči otevřené.

Na obrázku 16A je grafické znázornění statisticky významného rozdílu hodnot parametru Vx ($p < 0,05$) ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma očima. Tento parametr je vyšší u BT_ž ($31,5 \pm 7,0$ mm/s) oproti KS_ž ($24,7 \pm 4,7$ mm/s).

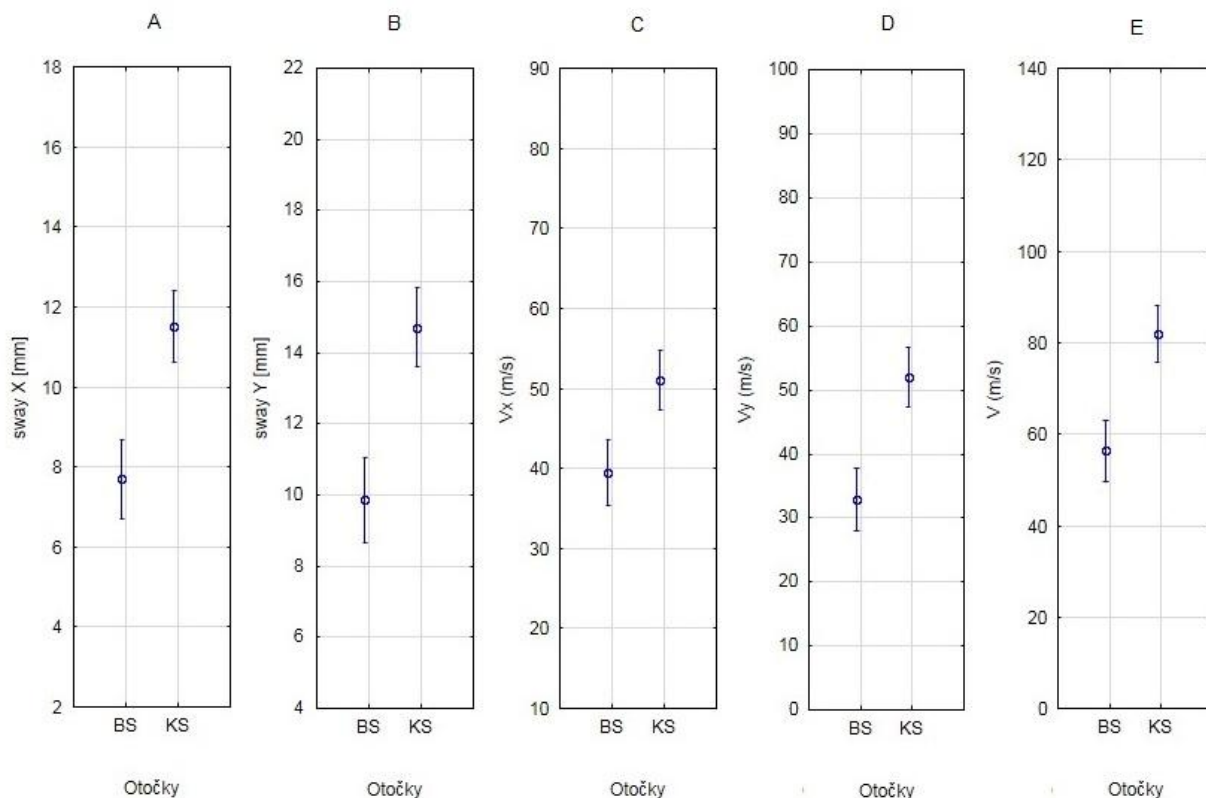
Ve stoji na jedné dolní končetině se zavřenýma očima je statisticky významný rozdíl také v parametru V_x ($p < 0,05$) (Obrázek 16B). I v tomto případě jsou hodnoty vyšší u BT_ž ($58,5 \pm 11,2$ mm/s) ve srovnání s hodnotou u KS_ž ($52,0 \pm 6,8$ mm/s).



Obrázek 16. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečnic (BS) a kontrolní skupiny (KS) žen. (A) V_x (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru) – oči otevřené; (B) V_x – Oči zavřené.

Ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce jsme nenašli žádné statisticky významné rozdíly a ani tendence k nim vedoucí.

Oproti tomu ve stoji na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček jsme shledali statisticky významné rozdíly u všech parametrů ($p < 0,05$) a výrazně nižší hodnoty těchto parametrů u BT_ž (sway_x $7,7 \pm 1,3$ mm; sway_y $9,9 \pm 2,3$ mm; V_x $39,4 \pm 8,8$ mm/s; V_y $32,9 \pm 8,9$ mm/s; V $56,5 \pm 13,4$ mm/s) než u KS_ž (sway_x $11,5 \pm 3,7$ mm; sway_y $14,7 \pm 4,5$ mm; V_x $51,0 \pm 12,2$ mm/s; V_y $52,0 \pm 13,8$ mm/s; V $81,9 \pm 19,0$ mm/s). Tyto rozdíly jsou graficky zobrazeny na obrázku 17A – E.



Obrázek 17. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečnic (BS) a kontrolní skupiny (KS) žen. (A) Sway_x (směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru); (B) Sway_y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru); (C) Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (D) Vy (rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru); (E) V (celková rychlost pohybu COP) – otočky.

Dle našich výsledků mají baletní tanečnice horší posturální stabilitu v mediolaterálním směru oproti ženám z kontrolní skupiny v bipedálním stoji s otevřenýma očima a ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma a zavřenýma očima. Ve stoji na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček disponují lepší posturální stabilitou baletní tanečnice.

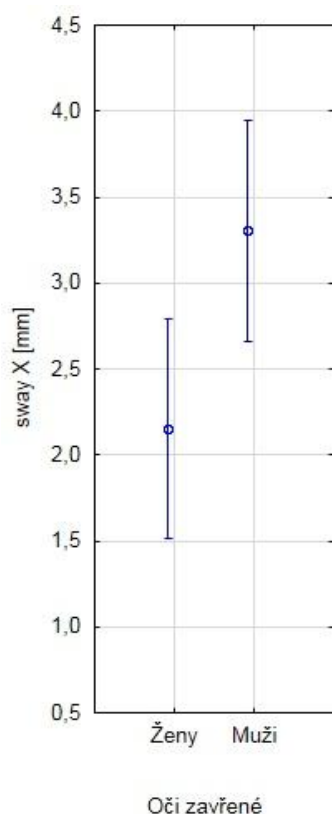
5.2 Výzkumná otázka č. 2

Výzkumná otázka č. 2 zní:

Liší se posturální stabilita mužů a žen?

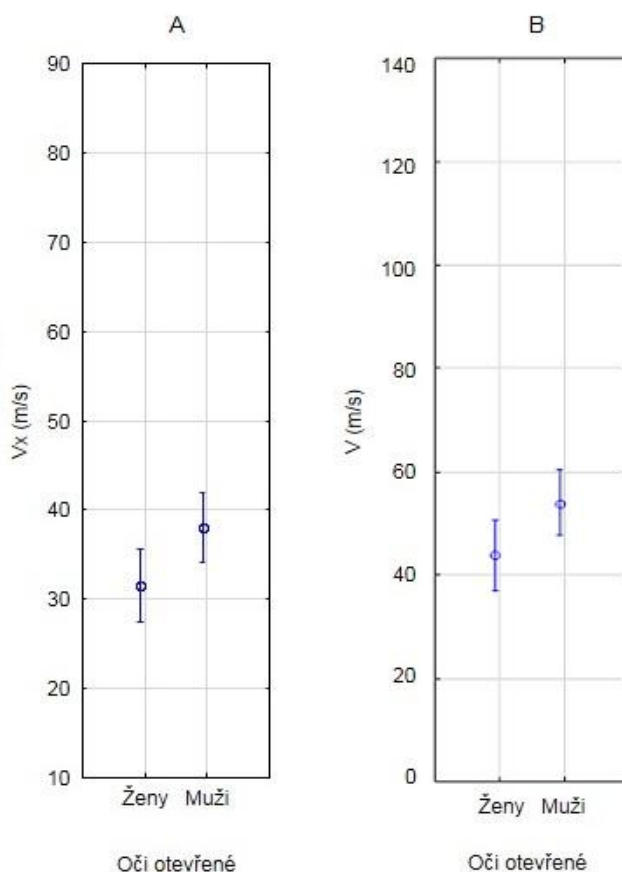
5.2.1 Soubor baletních tanečníků a tanečnic

Při zpracování naměřených výsledků jsme v bipedálním stoji s otevřenými očima neshledali žádný statisticky významný rozdíl. V bipedálním stoji se zavřenými očima se statisticky významný rozdíl nacházel v parametru sway_x ($p < 0,05$), který je znázorněn na obrázku 18. Naměřené hodnoty byly nižší u $BT_{\text{Ž}}$ ($2,2 \pm 0,7$ mm) než u BT_{M} ($3,3 \pm 2,2$ mm). Ve volném nekorigovaném stoji se žádné významné rozdíly neobjevily.



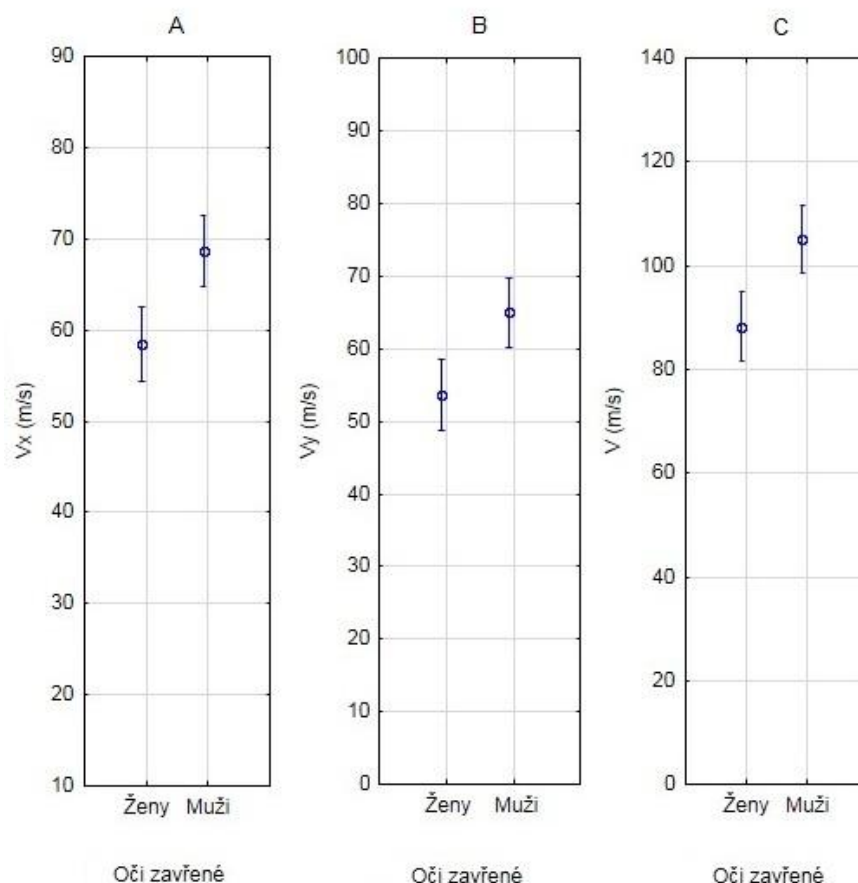
Obrázek 18. Grafické znázornění statisticky významného rozdílu v bipedálním stoji u baletních tanečníků a tanečnic. Sway_x (směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru) – oči zavřené.

Ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma očima se statisticky významný rozdíl nacházel v parametru V_x a V ($p < 0,05$) (Obrázek 19A, 19B). Hodnota těchto parametrů byla opět nižší u $BT_{\dot{Z}}$ ($V_x 31,5 \pm 7,0$ mm/s; $V 43,7 \pm 9,9$ mm/s) v porovnání s BT_M ($V_x 38,0 \pm 8,3$ mm/s; $V 53,9 \pm 10,5$ mm/s).



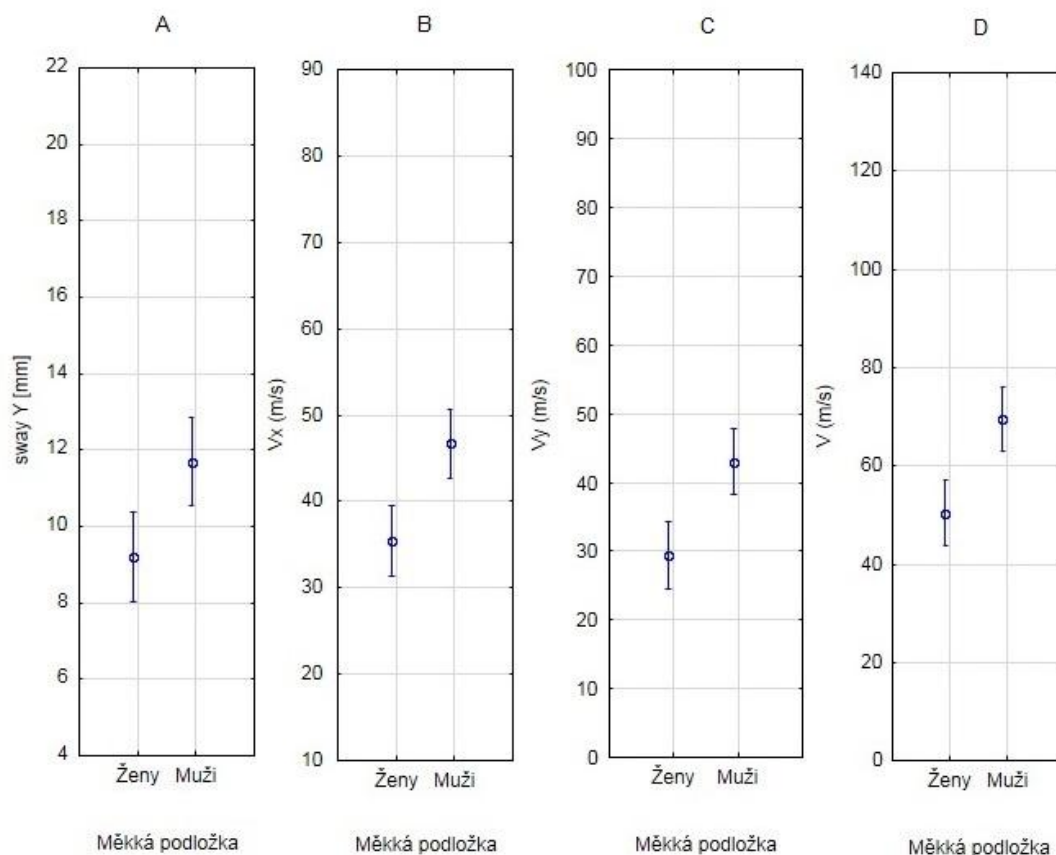
Obrázek 19. Grafické znázornění statisticky významného rozdílu ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečníků a tanečnic. (A) V_x (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (B) V (celková rychlost COP) – oči otevřené.

Ve stoji na jedné dolní končetině se zavřenýma očima jsme shledali statisticky významné rozdíly v parametrech popisujících rychlost výchylek COP (V_x , V_y , V) ($p < 0,05$) (Obrázek 20A – C). Hodnoty těchto parametrů nabývaly nižších hodnot u $BT_{\dot{Z}}$ ($V_x 58,5 \pm 11,2$ mm/s; $V_y 53,6 \pm 14,7$ mm/s; $V 88,3 \pm 19,6$ mm/s) na rozdíl od BT_M ($V_x 68,6 \pm 14,5$ mm/s; $V_y 65,1 \pm 17,2$ mm/s; $V 105,2 \pm 23,5$ mm/s).



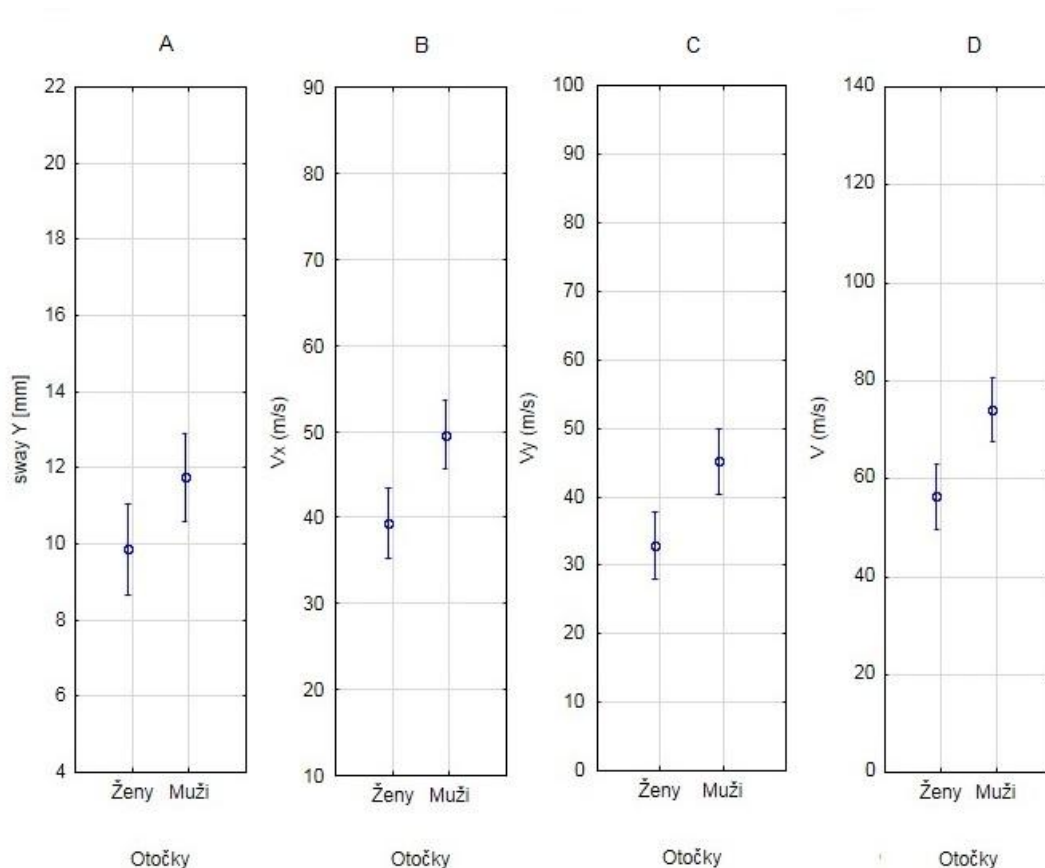
Obrázek 20. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečníků a tanečnic. (A) V_x (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (B) V_y (rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru); (C) V (celková rychlost pohybu COP) – oči zavřené.

Na obrázku 21A – D jsou zaznamenány statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce. Ty se nacházejí ve všech parametrech kromě parametru sway_x. Hodnoty těchto parametrů byly nižší u BT_z (sway_y $9,2 \pm 2,2$ mm; V_x $35,5 \pm 9,3$ mm/s; V_y $29,4 \pm 8,5$ mm/s; V $50,4 \pm 13,4$ mm/s) než u BT_M (sway_y $11,7 \pm 2,9$ mm; V_x $46,7 \pm 10,2$ mm/s; V_y $43,0 \pm 10,1$ mm/s; V $69,6 \pm 14,3$ mm/s).



Obrázek 21. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečníků a tanečnic. (A) Sway_y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru); (B) Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (C) Vy (rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru); (D) V (celková rychlost pohybu COP) – měkká podložka.

Také ve stoji na jedné dolní končetině po deseti otočkách se statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) nacházely ve všech měřených parametrech, vyjma sway_x (Obrázek 22A – D). I v této situaci nabývaly parametry nižších hodnot u BT_ž (sway_y $9,9 \pm 2,3$ mm; Vx $39,4 \pm 8,8$ mm/s; Vy $32,9 \pm 8,9$ mm/s; V $56,5 \pm 13,4$ mm/s) oproti BT_m (sway_y $11,8 \pm 2,9$ mm; Vx $49,6 \pm 9,3$ mm/s; Vy $45,2 \pm 11,3$ mm/s; V $74,2 \pm 14,7$ mm/s).



Obrázek 22. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečníků a tanečnic. (A) Sway_y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru); (B) Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (C) Vy (rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru); (D) V (celková rychlost pohybu COP) – otočky.

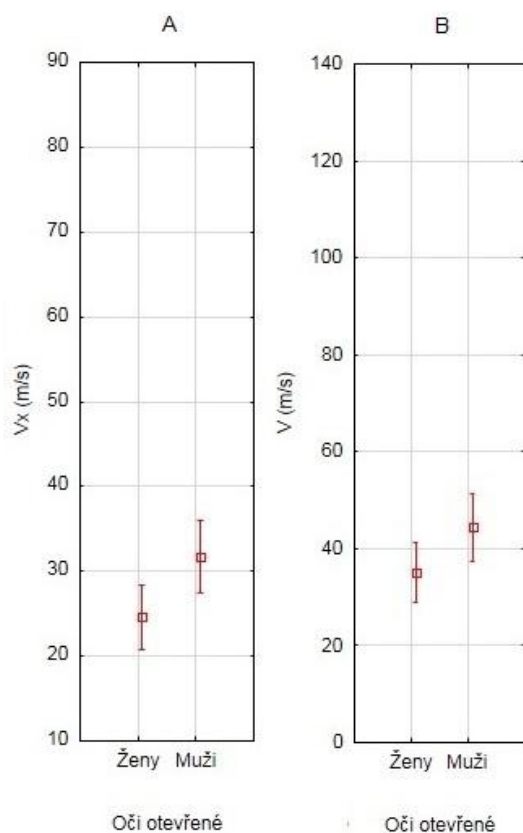
Můžeme říci, že ve všech modifikacích stoje na jedné dolní končetině mají lepší posturální stabilitu baletní tanečnice oproti tanečníkům. V bipedálním stoji se tento výsledek objevil pouze v mediolaterálním směru při zavření očí.

5.2.2 Kontrolní skupina muži a ženy

Ani v jedné modifikaci bipedálního stoje jsme nenašli statisticky významné rozdíly a ani tendence k jejich dosažení.

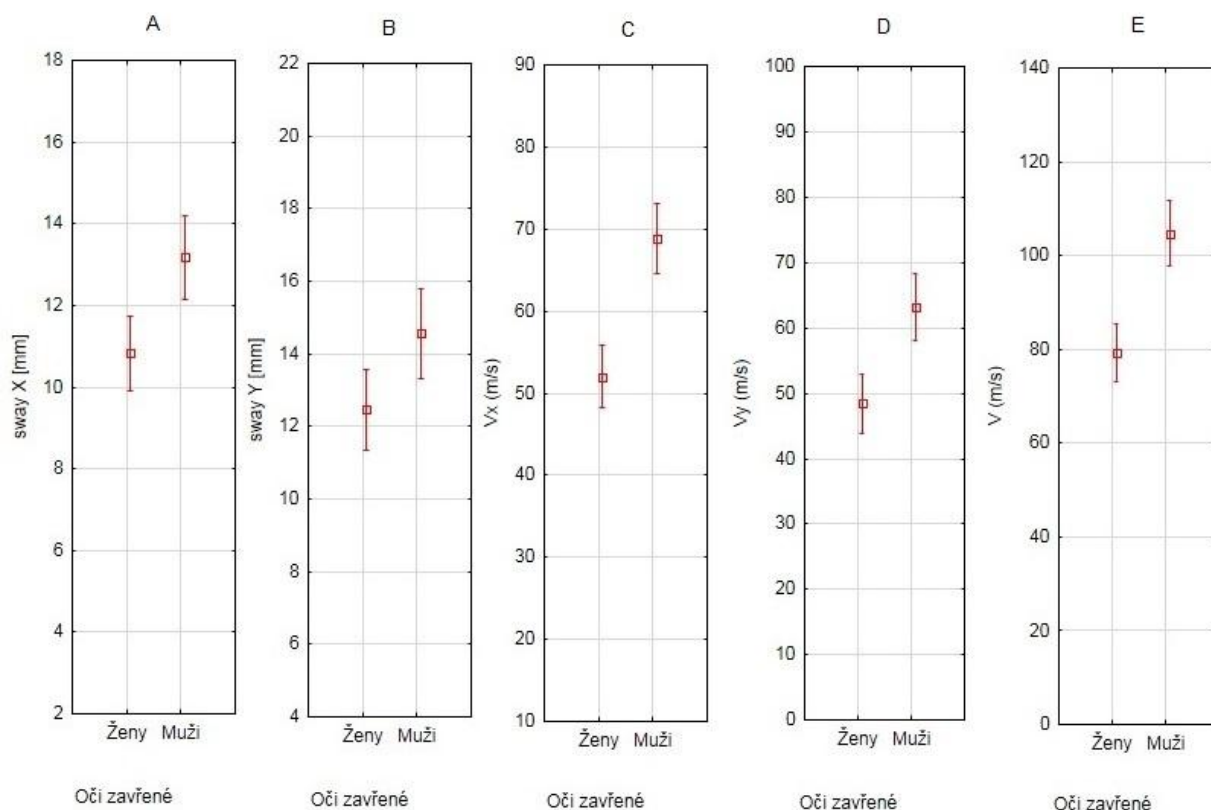
Ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma očima se statisticky významné rozdíly nacházeli v parametru popisující rychlost výchylek COP a to Vx a V ($p < 0,05$)

(Obrázek 23A, 23B). Hodnota těchto parametrů je nižší u KS_Z ($V_x 24,7 \pm 4,7$ mm/s; $V 35,0 \pm 6,7$ mm/s) v porovnání s KS_M ($V_x 31,8 \pm 7,8$ mm/s; $V 44,4 \pm 10,9$ mm/s).



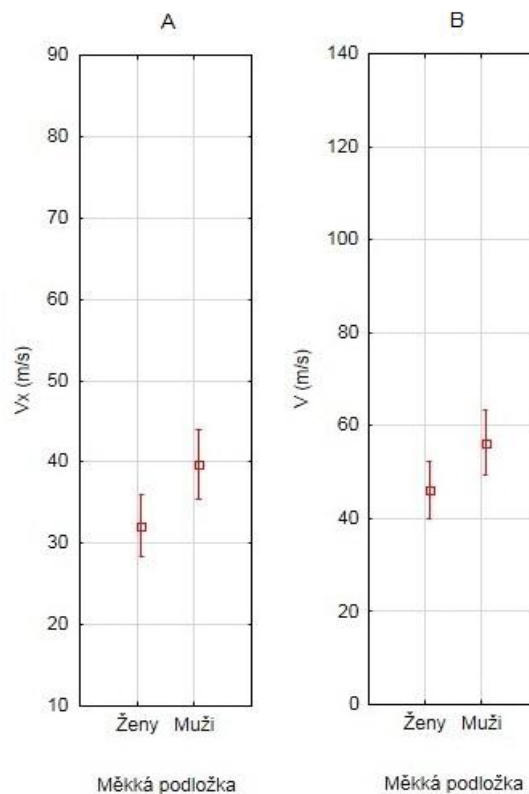
Obrázek 23. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů v bipedálním stoji u kontrolní skupiny mužů a žen. (A) V_x (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (B) V (celková rychlost výchylek COP) – oči otevřené.

Na obrázku 24A – E jsou vidět statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) ve stoji na jedné dolní končetině se zavřenými očima, které se nacházely ve všech měřených parametrech. Nižších hodnot nabývaly u KS_Z (sway_x $10,8 \pm 2,1$ mm; sway_y $12,5 \pm 3,3$ mm; $V_x 52,0 \pm 6,8$ mm/s; $V_y 48,4 \pm 13,9$ mm/s; $V 79,3 \pm 15,5$ mm/s) než u KS_M (sway_x $13,2 \pm 3,2$ mm; sway_y $14,6 \pm 4,4$ mm; $V_x 68,8 \pm 15,5$ mm/s; $V_y 63,2 \pm 20,8$ mm/s; $V 104,7 \pm 28,9$ mm/s).



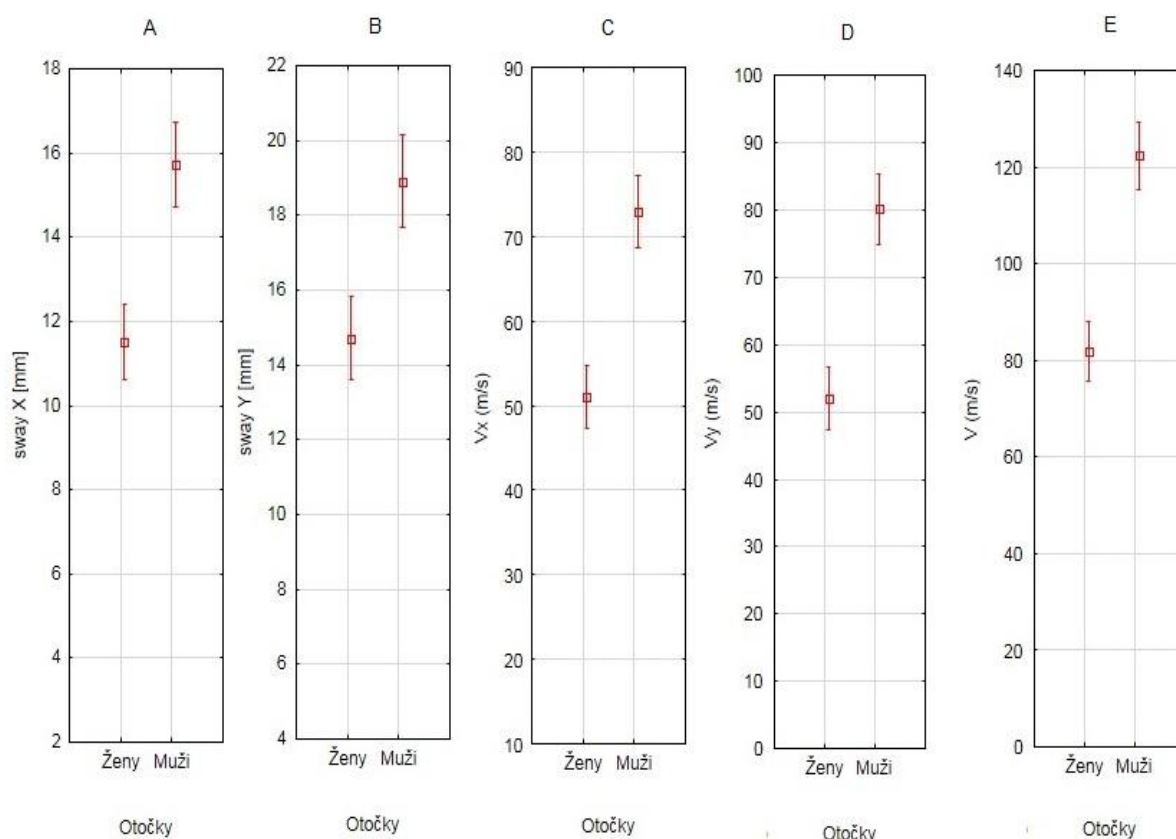
Obrázek 24. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u kontrolní skupiny mužů a žen. (A) Sway_x (směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru); (B) Sway_y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru); (C) Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (D) Vy (rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru); (E) V (celková rychlost pohybu COP) – oči zavřené.

I ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce jsou statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) a to v parametrech Vx a V (Obrázek 25A, 25B). V tomto případě jsou také hodnoty nižší u KS_Ž (Vx $32,2 \pm 7,0$ mm/s; V $46,2 \pm 9,5$ mm/s) ve srovnání s hodnotami u KS_M (Vx $39,7 \pm 13,6$ mm/s; V $56,3 \pm 17,1$ mm/s).



Obrázek 25. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u kontrolní skupiny mužů a žen. (A) V_x (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (B) V (celková rychlost pohybu COP) – měkká podložka.

Poslední modifikací stoje na jedné dolní končetině je stoj po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček. Při vyhodnocování jsme zaznamenali výrazně nižší hodnoty všech parametrů u KS_Z ($sway_x$ $11,5 \pm 3,7$ mm; $sway_y$ $14,7 \pm 4,5$ mm; V_x $51,0 \pm 12,2$ mm/s; V_y $52,0 \pm 13,8$ mm/s; V $81,9 \pm 19,0$ mm/s) oproti KS_M ($sway_x$ $15,7 \pm 6,6$ mm; $sway_y$ $18,9 \pm 6,0$ mm; V_x $73,0 \pm 11,9$ mm/s; V_y $80,2 \pm 24,1$ mm/s; V $122,5 \pm 26,3$ mm/s). Ve všech těchto parametrech jsme shledali statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) zaznamenané na obrázku 26A – E.



Obrázek 26. Grafické znázornění statisticky významných rozdílů ve stoji na jedné dolní končetině u kontrolní skupiny mužů a žen. (A) Sway_x (směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru); (B) Sway_y (směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru); (C) Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru); (D) Vy (rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru); (E) V (celková rychlost COP) – otočky.

Můžeme říci, že ženy kontrolní skupiny mají lepší posturální stabilitu než muži z této skupiny ve stoji na jedné dolní končetině se zavřenými očima a po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček. V ostatních modifikacích stoje na jedné dolní končetině ženy disponovaly lepší posturální stabilitou pouze v mediolaterálním směru.

5.3 Výzkumná otázka č. 3

Výzkumná otázka č. 3 zní:

Ovlivňují senzorické vstupy posturální stabilitu?

V této výzkumné otázce jsme porovnávali mezi sebou modifikace stojů a zjišťovali jsme tak vliv jednotlivých senzorických vstupů na stabilitu vzpřímeného bipedálního stoje a stoje na jedné dolní končetině.

5.3.1 Soubor baletních tanečníků

Ve skupině baletních tanečníků jsme při porovnání bipedálních stojů nezaznamenali žádné statisticky významné rozdíly.

Oproti tomu, při srovnání všech stojů na jedné dolní končetině jsme shledali statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) ve všech případech vyjma porovnání stoje na měkké podložce a po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček. Základní statistické charakteristiky jsou uvedeny v tabulce 2, statisticky významné rozdíly jsou uvedeny v tabulce 3.

Tabulka 2

Základní statistické charakteristiky baletních tanečníků mužů

Muži_B	Oči otevřené		Oči zavřené		Měkká podložka		Otočky	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
sway X [mm]	6,9	1,2	12,5	2,1	8,3	1,2	8,8	1,3
sway Y [mm]	8,3	1,3	13,0	3,1	11,7	2,9	11,8	2,9
Vx [mm/s]	38,0	8,3	68,6	14,5	46,7	10,2	49,6	9,3
Vy [mm/s]	31,1	6,3	65,1	17,2	43,0	10,1	45,2	11,3
V [mm/s]	53,9	10,5	105,2	23,5	69,6	14,3	74,2	14,7

Poznámka. SD – směrodatná odchylka; sway_x – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; sway_y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V – celková rychlost pohybu COP.

Tabulka 3

Statistické rozdíly modifikací stojů na jedné dolní končetině u baletních tanečníků mužů

Muži_B	LSD Fischer test – p					
	EOxEC	EOxP	EOxV	ECxP	ECxV	PxV
sway_x [mm]	0,000	0,030	0,004	0,000	0,000	0,488
sway_y [mm]	0,000	0,000	0,000	0,104	0,119	0,944
Vx [mm/s]	0,000	0,002	0,000	0,000	0,000	0,295
Vy [mm/s]	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,520
V [mm/s]	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,323

Poznámka. EO – stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima; EC – stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima; P – stoj na jedné dolní končetině na měkké podložce; V – stoj na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček; základní charakteristiky viz tabulka 2.

Dle našich výsledků se každé omezení senzorického vstupu ve stoju na jedné dolní končetině projeví zhoršením posturální stability baletních tanečníků, nejvíce při zavření očí. V porovnání somatosenzorického a vestibulárního vstupu jsme statisticky významné rozdíly neshledali.

5.3.2 Soubor baletních tanečnic

V souboru baletních tanečnic byly výsledky podobné jako u baletních tanečníků. V porovnání bipedálních stojů jsme také nenašli statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$). Ty se nacházeli téměř ve všech porovnávaných situacích ve stoju na jedné dolní končetině vyjma porovnání stoje s otevřenýma očima a na měkké podložce a také kromě porovnání stoje na měkké podložce a po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček. Základní statistické charakteristiky jsou v tabulce 4 a jejich komparace se nachází v tabulce 5.

Tabulka 4

Základní statistické charakteristiky baletních tanečnic

Ženy_B	Oči otevřené		Oči zavřené		Měkká podložka		Otočky	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
sway X [mm]	6,3	1,0	11,5	2,8	7,1	1,3	7,7	1,3
sway Y [mm]	7,6	1,6	11,6	2,6	9,2	2,2	9,9	2,3
Vx [mm/s]	31,5	7,0	58,5	11,2	35,5	9,3	39,4	8,8
Vy [mm/s]	24,9	6,1	53,6	14,7	29,4	8,5	32,9	8,9
V [mm/s]	43,7	9,9	88,3	19,6	50,4	13,4	56,5	13,4

Poznámka. SD – směrodatná odchylka; sway_x – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; sway_y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V – celková rychlost pohybu COP.

Tabulka 5

Statistické rozdíly modifikací stojů na jedné dolní končetině u baletních tanečnic

Ženy_B	LSD Fischer test – p					
	EOxEC	EOxP	EOxV	ECxP	ECxV	PxV
sway_x [mm]	0,000	0,296	0,054	0,000	0,000	0,378
sway_y [mm]	0,000	0,061	0,008	0,005	0,039	0,439
Vx [mm/s]	0,000	0,178	0,008	0,000	0,000	0,185
Vy [mm/s]	0,000	0,204	0,025	0,000	0,000	0,329
V [mm/s]	0,000	0,163	0,009	0,000	0,000	0,213

Poznámka. EO – stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima; EC – stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima; P – stoj na jedné dolní končetině na měkké podložce; V – stoj na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček; základní charakteristiky viz tabulka 4.

Dle našich výsledků se omezení zrakové a vestibulární informace ve stoju na jedné dolní končetině projeví zhoršením posturální stability baletních tanečnic, nejvíce při zavření očí. V porovnání somatosenzorického a vestibulárního vstupu jsme statisticky významné rozdíly neshledali.

5.3.3 Kontrolní skupina mužů

Ani u mužů z kontrolní skupiny jsme nezaznamenali statisticky významné rozdíly při srovnávání hodnot bipedálních stojů. Avšak při srovnávání hodnot stojů na jedné dolní končetině se statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) zobrazily ve všech situacích ve všech parametrech, pouze ve stoji s otevřenýma očima oproti stoji na měkké podložce byly tyto rozdíly zaznamenány jen v parametru Vx a V. Tabulka 6 dokládá základní statistické charakteristiky této skupiny a tabulka 7 statisticky významné rozdíly.

Tabulka 6

Základní statistické charakteristiky kontrolní skupiny mužů

Muži_K	Oči otevřené		Oči zavřené		Měkká podložka		Otočky	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
sway X [mm]	6,3	0,8	13,2	3,2	7,2	1,6	15,7	6,6
sway Y [mm]	7,7	1,2	14,6	4,4	9,0	1,9	18,9	6,0
Vx [mm/s]	31,8	7,8	68,8	15,5	39,7	13,6	73,0	11,9
Vy [mm/s]	25,1	6,3	63,2	20,8	31,9	9,0	80,2	24,1
V [mm/s]	44,4	10,9	104,7	28,9	56,3	17,1	122,5	26,3

Poznámka. SD – směrodatná odchylka; sway_x – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; sway_y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V – celková rychlost pohybu COP.

Tabulka 7

Statistické rozdíly modifikací stojů na jedné dolní končetině kontrolní skupiny mužů

Muži_K	LSD Fischer test – p					
	EOxEC	EOxP	EOxV	ECxP	ECxV	PxV
sway_x [mm]	0,000	0,213	0,000	0,000	0,001	0,000
sway_y [mm]	0,000	0,121	0,000	0,000	0,000	0,000
Vx [mm/s]	0,000	0,010	0,000	0,000	0,181	0,000
Vy [mm/s]	0,000	0,070	0,000	0,000	0,000	0,000
V [mm/s]	0,000	0,019	0,000	0,000	0,000	0,000

Poznámka. EO – stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima; EC – stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima; P – stoj na jedné dolní končetině na měkké podložce; V – stoj na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček; základní charakteristiky viz tabulka 6.

Dle našich výsledků se omezení zrakové a vestibulární informace projeví zhoršením posturální stability mužů kontrolní skupiny ve stoju na jedné dolní končetině, nejvíce po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček. Omezení somatosenzorického vstupu zhoršilo posturální stabilitu mužů kontrolní skupiny pouze v mediolaterálním směru.

5.3.4 Kontrolní skupina žen

Statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) jsme shledali pouze v porovnání stojů na jedné dolní končetině a to ve všech porovnávaných situacích a ve všech parametrech, kromě srovnání stoje s otevřenýma očima a stoje na měkké podložce, kde se tyto rozdíly nacházely pouze v parametrech popisující rychlost výchylek COP. Ve srovnání stoje s otevřenýma očima se stojem po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček se statistické rozdíly nacházely ve všech parametrech vyjma parametru sway_x. Tabulka 8 zobrazuje základní statistické charakteristiky a tabulka 9 statisticky významné rozdíly.

Tabulka 8

Základní statistické charakteristiky kontrolní skupiny žen

Ženy_K	Oči otevřené		Oči zavřené		Měkká podložka		Otočky	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
sway X [mm]	5,6	0,9	10,8	2,1	6,4	1,2	11,5	3,7
sway Y [mm]	6,9	1,5	12,5	3,3	8,0	1,3	14,7	4,5
Vx [mm/s]	24,7	4,7	52,0	6,8	32,2	7,0	51,0	12,2
Vy [mm/s]	20,3	4,5	48,4	13,9	26,9	5,5	52,0	13,8
V [mm/s]	35,0	6,7	79,3	15,5	46,2	9,5	81,9	19,0

Poznámka. SD – směrodatná odchylka; sway_x – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; sway_y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; V – celková rychlost pohybu COP.

Tabulka 9

Statistické rozdíly modifikací stojů na jedné dolní končetině kontrolní skupiny žen

Ženy_K	LSD Fischer test – p					
	EOxEC	EOxP	EOxV	ECxP	ECxV	PxV
sway_x [mm]	0,000	0,262	0,000	0,000	0,289	0,000
sway_y [mm]	0,000	0,168	0,000	0,000	0,005	0,000
Vx [mm/s]	0,000	0,006	0,000	0,000	0,722	0,000
Vy [mm/s]	0,000	0,045	0,000	0,000	0,281	0,000
V [mm/s]	0,000	0,013	0,000	0,000	0,555	0,000

Poznámka. EO – stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima; EC – stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima; P – stoj na jedné dolní končetině na měkké podložce; V – stoj na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček; základní charakteristiky viz tabulka 8.

Dle našich výsledků se omezení zrakové a vestibulární informace projeví zhoršením posturální stability žen kontrolní skupiny ve stoji na jedné dolní končetině, nejvíce po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček. Omezení somatosenzorického vstupu zvýšilo rychlost výchylek COP v obou směrech.

6 DISKUZE

Posturální stabilita je zásadní pro udržování vzpřímeného stoje, ale i pro jakékoli motorické činnosti každodenního života. K jejímu přirozenému snižování dochází v průběhu stárnutí. U baletních tanečníků může zhoršení posturální stability negativně ovlivnit baletní představení, jelikož se promítne do celkového obrazu vystoupení a naruší jeho harmonii a estetickou stránku. Dalším negativním následkem je zvýšení rizika zranění, což může významně ovlivnit tanečnickovu kariéru (Horak, 2006; Zemková, 2014).

Posturální kontrola zajišťující stabilitu je velmi složitý proces. Již dávno víme, že jejím základem není pouze sumace statických reflexů, ale jedná se o integraci senzomotorických procesů. Je nutná kooperace vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému. Všechny aferentní vstupy jsou v centrálním nervovém systému vyhodnocovány a na jejich základě je vybrána adekvátní strategie k udržení stability. Ovšem vliv na tento výběr má i zhodnocení cíle motorické činnosti, prostředí, zkušenosti, atd. Je evidentní, že posturální kontrola je komplexní proces (Horak, 2006).

K vyšetření posturální stability lze využít mnoho rozdílných metod. V dnešní době je velmi rozšířenou metodou posturografie. Posturografie sleduje parametry popisující změny COP za různých podmínek jako je stoj na jedné dolní končetině nebo stoj při ovlivnění aferentních vstupů pomocí měkké podložky, apod. Tato metoda byla využita i v méj diplomové práci.

Jak již bylo zmíněno výše, posturální kontrola je komplexní proces, proto jsme se v našem výzkumu zabývali vlivem baletního tréninku, pohlaví a senzorických vstupů na posturální stabilitu.

Rozdíly mezi pohlavími jsme porovnávali zvlášť ve skupině baletních tanečníků a zvlášť v kontrolní skupině. Ve všech modifikacích stojů, vyjma bipedálního stoje s otevřenýma a zavřenýma očima, nabývaly všechny statistické charakteristiky nižších hodnot u žen než u mužů v obou skupinách. V bipedálním stoju jsme shledali statisticky významný rozdíl pouze v parametru sway_x u baletní skupiny při zavřených očích. Ve stoju na jedné dolní končetině jsme statisticky významný rozdíl shledali ve většině námi zvolených parametrů. V porovnání baletních tanečníků a tanečnic se tyto rozdíly nacházely především v parametrech popisujících rychlost výchylek COP. Ve stoju

na měkké podložce a po deseti otočkách i v parametru sway_y, nikdy ne v parametru sway_x. Můžeme tedy říct, že baletní tanečníci ve ztížených podmínkách jako je stoj na měkké podložce nebo po deseti otočkách využívají více kotníkovou strategii než baletní tanečnice. Oproti tomu muži kontrolní skupiny ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce využívají více kyčelní strategii než ženy kontrolní skupiny, což usuzujeme z výskytu statisticky významných rozdílů v parametru Vx a V v této pozici. V jednodušších podmínkách jako je stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima baletní tanečníci i muži kontrolní skupiny preferují kyčelní strategii.

V závěru můžeme říci, že baletní tanečnice a ženy kontrolní skupiny disponují lepší posturální stabilitou než baletní tanečníci a muži kontrolní skupiny ve stoji na jedné dolní končetině. Vysvětlením může být těžiště umístěné níže u žen než u mužů. Pokud si tento fakt představíme na modelu obráceného kyvadla, je zřejmé, že udržení stability je u žen méně náročné než u mužů, kdy je kyvadlo tvořeno větším ramenem páky (Blaszczyk, Beck, & Sadowska, 2014; Pedersen, Erleben, & Sparring, 2006; Véle, 1995). S tím souvisí i výška člověka. Právě výšku, jako důležitý parametr ovlivňující posturální stabilitu zmiňuje i Bryant, Trew, Bruce, Kuisma a Smith (2004). V jejich výzkumu využili silové plošiny k detekci výchylek COP v různých pozicích. Při vyhodnocování naměřených parametrů shledali významný rozdíl mezi parametry žen a mužů. Právě muži disponovali horší posturální stabilitou. Ovšem po vztažení jednotlivých parametrů k výškám jedinců, se tyto rozdíly smazaly.

Jsou i studie s opačnými výsledky. K nim došli Blaszczyk, Beck a Sadowska (2014). Porovnávali nesportující mladé ženy a muže bez zdravotních problémů. Měřené parametry (rychlost výchylek COP a jejich rozměr) u žen v bipedálním stoji s otevřenýma i zavřenýma očima nabývaly vyšších hodnot než shodné parametry u mužů. Svě výsledky odůvodnili nižší svalovou silou žen danou jejich menší svalovou hmotou. S tvrzením, že muži mají lepší posturální stabilitu souhlasí i Ku, Abu Osman, Yusof a Wan Abas (2012), kteří porovnávali muže a ženy různých váhových kategorií. K tomuto závěru došli u jedinců s podváhou a normální váhou, s jakou jsme se také setkali u souboru baletních tanečníků a kontrolní skupiny v této práci. Dle jejich názoru rozdíl mezi posturální stabilitou žen a mužů spočívá v odlišném rozložení tělesného tuku, a také ve větší laxicitě vaziva u žen.

K zajímavým výsledkům jsme došli při vyhodnocování a porovnávání výsledků baletních tanečnic a kontrolní skupiny.

U baletních tanečnic jsme naměřili vyšší hodnoty statistických charakteristik v bipedálních stojích a ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma a zavřenýma očima a na měkké podložce. Statisticky významné rozdíly jsme shledali pouze v parametru V_x ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma a zavřenýma očima a v parametru $sway_x$ v bipedálním stoji s otevřenýma očima. Jedná se pouze o parametry popisující mediolaterální stabilitu. Zhoršení posturální stability v mediolaterálním směru vzniká v důsledku prodělaného zranění kotníku. Baletní tanečnice a tanečníci jsou vysoce rizikovou skupinou ke vzniku tohoto zranění. Při odebrání anamnézy většina baletních tanečnic udala výskyt distorze hlezna během jejich kariéry. Po distorzi hlezna vzniká velmi často instabilita tohoto kloubu, a to především z důvodu poranění vazivového aparátu a přítomných proprioceptorů v této oblasti. Dle mechanismu vzniku distorze, tedy zdali se jednalo o inverzní nebo everzní mechanismus, je hlezenní kloub v tomto směru méně stabilní. Poranění hlezna vede ke zhoršení funkce či citlivosti proprioceptorů. Toto zhoršení propriocepce vede ke zhoršení zpětné kontroly posturální stability.

Vysvětlením vyšších hodnot naměřených u baletních tanečnic může být nižší hmotnost baletních tanečnic ($50,2 \pm 3,2$ kg) oproti kontrolní skupině ($64,9 \pm 9,3$ kg). Právě hmotnost uvádí Véle (1997) jako jeden z faktorů ovlivňující posturální stabilitu člověka.

Při porovnání výsledků baletních tanečnic a mužů kontrolní skupiny jsme také shledali vyšší hodnoty naměřených parametrů ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma očima, na měkké podložce a ve volném bipedálním stoji. Statisticky významné rozdíly se vyskytovali pouze ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma očima, a to v parametru V_x a V , což také poukazuje na horší posturální stabilitu baletních tanečnic v mediolaterálním směru, která, jak již bylo řečeno, je způsobená zraněním kotníku. Ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce se statisticky významné rozdíly nacházely ve všech měřených parametrech vyjma $sway_x$. Je zřejmé, že baletní tanečníci disponují horší posturální stabilitou v obou směrech pro omezení somatosenzorické informace z oblasti nohou než muži v kontrolní skupině. Dle názoru Simmonse (2005) je u baletních tanečnic dominantním vstupem právě somatosenzorika, jelikož při jejím omezení dochází k větším výchylkám COP u baletních tanečnic než u kontrolní skupiny.

Pouze ve dvou pozicích, a to ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce a po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček, se posturální stabilita baletních tanečníků a kontrolní skupiny výrazně lišila. Dle našich výsledků jsou baletní tanečníci méně stabilní než muži kontrolní skupiny ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce. U žen jsme žádný významný rozdíl nenašli. To značí, že u baletních tanečníků dochází k lepší a provázanější integraci senzorických vstupů než u baletních tanečnic a při jakémkoli omezení vstupní informace dojde ke zhoršení posturální stability.

Oproti tomu všechny hodnoty měřených parametrů ve stoji na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček byly výrazně nižší u baletních tanečníků a z toho vyplývá i výskyt statisticky významných rozdílů u všech těchto parametrů.

Hopper, Grisbrook, Newnham a Edwards (2014) porovnávali profesionální baletní tanečníky s pre-profesionálními a s rekreačními baletními tanečníky. Porovnávali je v pozici na jedné dolní končetině a také po vestibulární stimulaci, čímž bylo provádění piruet ve směru hodinových ručiček podobně jako v naší práci. Statická stabilita profesionálních tanečníků nebyla odlišná od statické stability preprofesionálních a rekreačních tanečníků. U profesionálních tanečníků nebyla ovlivněna ani statická stabilita po vestibulární stimulaci, ale u méně zkušených tanečníků se tato stimulace na jejich stabilitě projevila. To může být vysvětleno specifickým motorickým tréninkem baletních tanečníků. Tento specifický trénink může způsobovat habituaci vestibulárního systému na různé pohybové aktivity. Tímto lze vysvětlit i situaci v naší studii, kdy hodnoty parametrů baletních tanečníků ve stoji na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček se výrazně snížily oproti parametrům kontrolní skupiny. A to i přes to, že v ostatních pozicích většina hodnot baletních tanečníků byla vyšší. Baletní tanečníci tedy disponují lepší posturální stabilitou než kontrolní skupina po stimulaci vestibulárního aparátu. Dalším vysvětlením těchto výsledků může být odlišné provádění deseti otoček před vlastním měřením. Baletní tanečníci využívají techniky sledující jeden bod. Na vybraný bod hledí až do poloviny otočky těla a následně rychlou rotací hlavy se opět dostanou do výchozí pozice.

Baletní trénink kromě habituace vestibulárního systému podporuje automatismus posturálního systému, jelikož tanečníci musí svou pozornost převést na náročné motorické úkony a ne se zabývat stabilitou. Právě tímto se ve své studii zabývali

Kuczyński et al. (2011) a předpokládali, že výchyly COP baletních tanečníků budou díky jejich průpravě menší při převedení pozornosti na jiný úkol než u kontrolní skupiny. K odvedení pozornosti použili Stroopův test. Studie potvrdila vyšší míru automatismu posturálního systému. S tímto souhlasí i Schmit et al. (2005) a Stins et al. (2009) a charakterizují výchyly COP baletních tanečníků jako nepravdivé, což značí vyšší flexibilitu posturálního systému. A z toho vyplývá i lepší posturální stabilita baletních tanečníků oproti běžné populaci (Stins et al., 2009) i oproti sportovcům zabývajícím se lehkou atletikou (Schmit et al., 2005).

Ovšem v důsledku malého množství signifikantních rozdílů mezi oběma skupinami v bipedálním stoji a ve stoji na jedné dolní končetině s otevřenými i zavřenými očima, lze říci, že baletní tanečníci disponují shodnou posturální stabilitou jako kontrolní skupina v těchto pozicích. Možným vysvětlením může být, že baletní průprava má pozitivní vliv na posturální stabilitu tanečníků při náročných baletních pozicích, ale toto zlepšení může být natolik specifické, že se neprojevuje do běžných aktivit (Perrin et al., 2002). K podobným výsledkům došli i Crotts, Thompson, Nahom, Ryan a Newton (1996), Kiefer et al. (2013), Kuczyński et al. (2011), Šarabon (2010) a Simmons (2005). Ve svých studiích také nezaznamenali statisticky významné rozdíly statické rovnováhy mezi baletními tanečníky a běžnou populací. Rozdíly v posturální stabilitě se objevují až při ztížení podmínek udržení vzpřímeného stoje. Za těchto podmínek baletní tanečníci disponují lepší posturální stabilitou (Crotts et al., 1996; Cheng et al., 2011; Rein, Fabian, Zwipp, Rammelt, & Weindel, 2011).

Důležitou částí našeho výzkumu bylo vyhodnocení vlivu senzorických vstupů na posturální stabilitu baletních tanečníků. K vyhodnocení vlivu zraku na posturální stabilitu jsme použili bipedální stoj a stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima. Vliv somatosenzorického systému jsme testovali ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce a vliv vestibulárního systému pomocí stoje na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček. V bipedálním stoji i se změněnými podmínkami jsme žádné signifikantní rozdíly mezi jednotlivými vstupy nenašli. Při porovnávání stoje na jedné dolní končetině se stoje se změněnými podmínkami bylo nejvíce statisticky významných rozdílů zaznamenáno ve stoji na jedné dolní končetině se zavřenými očima. Z toho lze usuzovat, že baletní tanečníci jsou závislí především na zrakové informaci. To může být dáno tím, jak uvádí Perrin et al. (2002) a Schmit et al. (2005), že baletní tanečníci trénují ve stabilním prostředí a před zrcadly. Perrin

et al. porovnávali posturální stabilitu baletních tanečníků a judistů. Jak již bylo řečeno, baletní tanečníci měli za dominantní zrakový vstup a judisté somatosenzorický vstup, což je dáno požadavky různých druhů sportů a tréninků. Dominanci vizuálního systému potvrzuje i Bruyneel et al. (2010) a Latash (2008). Pérez, Solana, Murillo a Hernández (2014) se také domnívají, že je u baletních tanečníků dominantní zrak a vysvětlením může být zraková kontrola při výuce tance. Ke zhoršení posturální stability baletních tanečníků po zavření očí došli i Gerbino, Griffin a Zurakowski (2007). Další možností, jak tento fakt vysvětlit je, že baletní tanečníci netancují se zavřenýma očima a proto pro ně není tato situace rutinní, tedy se na ní nemohou adaptovat, jako tomu je např. u vestibulárního systému. Také Hutt a Redding (2014) se domnívají, že baletní tanečníci nejvíce lpí na vizuální informaci. Ale po zařazení specifického baletního tréninku se zavřenýma očima po dobu jednoho měsíce, došlo k zlepšení posturální stability a k facilitaci přesunu dominance z vizuálního na somatosenzorický systém, což by bylo výhodné zejména při vystoupeních, kdy je zraková informace ovlivněná osvětlením jeviště.

Oproti tomu, jak již bylo zmíněno, Simmons (2005) ve své studii došel k výsledkům, kdy se posturální stabilita baletních tanečníků oproti běžné populaci neliší při omezení zrakové informace, ale liší se při omezení somatosenzorické informace, kdy dochází k větším výchyldkám COP. Dle jeho názoru je u baletních tanečníků dominantním vstupem právě somatosenzorika. O převaze tohoto vstupu se domnívá i Batson (2009), Golomer, Cremieux, Dupui, Isableu a Ohlman (1999), Measure et al. (1997). Také Crotts et al. (1996) uvádí převahu somatosenzoriky a vestibulárního systému, jelikož baletní tanečníci tančí za různých zevních podmínek, především, co se týká osvětlení, proto dle jejich názoru zrak nemůže být dominantním. S nedominancí zrakového systému souhlasí i Cheng et al. (2011).

Dle našich výsledků je pro experimentální i kontrolní skupinu velmi důležitá informace z vestibulárního aparátu, jelikož statisticky významné rozdíly se nacházejí ve všech parametrech při porovnání stoje na jedné dolní končetině s otevřenýma očima a po deseti otočkách a také ve stoji na jedné dolní končetině se zavřenýma očima a po deseti otočkách.

Po srovnání všech vstupů můžeme označit zrak jako dominantní informaci pro obě pohlaví i pro obě skupiny zapojené do výzkumu. Druhý nejvíce využívaný senzorický vstup baletními tanečníky je vestibulární systém, a to více u mužů než u žen. Somatosenzorika je důležitým vstupem především pro muže baletní tanečníky.

Mezi limity práce bychom mohli zařadit testy se specifitějšími baletními prvky, se kterými se běžná populace během svých denních aktivit nesetká a také nejednotnost v provedení vyšetření stoje na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček. Baletní tanečníci prováděli otočky, jak jsou zvyklí při tanci. Tedy, že fixují jeden bod až do poloviny otočky těla, následně provedou rychlou rotaci hlavy a opět fixují určitý bod. Oproti tomu kontrolní skupina prováděla otočky bez této fixace. Toto rozdílné provedení mohlo ovlivnit výsledky tohoto testu.

7 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit posturální stabilitu baletních tanečníků a porovnat ji s posturální stabilitou běžné populace. Dále také zhodnotit vliv pohlaví a senzorických vstupů na posturální stabilitu.

V porovnání baletních tanečníků a tanečnic s běžnou populací jsme zjistili, že baletní tanečníci a tanečnice disponují lepší posturální stabilitou ve stoji na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček, tedy po stimulaci vestibulárního systému. Statisticky významné rozdíly se nacházely ve všech měřených parametrech. Oproti tomu muži kontrolní skupiny jsou stabilnější než baletní tanečníci ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce. U žen jsme v této pozici žádné významné rozdíly neshledali. V ostatních modifikacích bipedálního stoje a stoje na jedné dolní končetině se nacházelo malé množství statisticky významných rozdílů, všechny v parametrech popisující posturální stabilitu v mediolaterálním směru. Hodnoty statistických charakteristik, u kterých se nacházel statisticky významný rozdíl v těchto pozicích, nabývaly nižších hodnot u kontrolní skupiny než u souboru baletních tanečníků.

Při porovnávání senzorických vstupů jsme v bipedálním stoji nezaznamenali žádný statisticky významný rozdíl. Ve stoji na jedné dolní končetině jsme u baletních tanečníků shledali výraznou závislost na zrakové informaci k udržení stability. Vestibulární systém je druhým preferovaným senzorickým vstupem u baletních tanečníků a tanečnic. Při vyhodnocování vlivu somatosenzorické informace na posturální stabilitu baletních tanečníků a tanečnic jsme zjistili, že její omezení ovlivnilo více posturální stabilitu baletních tanečníků než tanečnic. Při porovnání vlivu vestibulárního aparátu a somatosenzorického systému jsme v souboru baletních tanečníků neshledali žádné statisticky významné rozdíly.

Posledním cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv pohlaví na posturální stabilitu. Dle našich výsledků ženy obou skupin disponují lepší posturální stabilitou než baletní tanečníci a muži kontrolní skupiny.

V naší studii jsme zjistili, že baletní tanečníci jsou méně stabilní v mediolaterálním směru než probandi kontrolní skupiny. Tato práce by mohla vést k zařazení balančního tréninku do baletní průpravy s cílem zlepšit posturální stabilitu tanečníků se zaměřením na stranovou stabilitu.

8 SOUHRN

Baletní trénink zatěžuje muskuloskeletální systém tanečníků, zároveň je velmi náročný na jejich fyzickou kondici a na udržení rovnováhy v baletních pozicích s minimální opěrnou bází. Nadměrná zátěž profesionálních tanečníků často vede ke vzniku zranění, která se následně odrazí i v jejich posturální stabilitě.

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit posturální stabilitu baletních tanečníků a porovnat ji s posturální stabilitou běžné populace. Záměrem bylo dále zhodnotit vliv pohlaví a senzorických vstupů na posturální stabilitu.

Experimentální skupinu tvořilo 26 baletních tanečníků z Moravského divadla v Olomouci ($n = 7$) a Národního divadla v Brně ($n = 19$). Tuto skupinu tvořilo 13 baletních tanečnic (věk $26,0 \pm 4,2$ let, hmotnost $50,2 \pm 3,2$ kg, výška $164,5 \pm 4,5$ cm) a 13 baletních tanečníků (věk $23,7 \pm 4$ let, hmotnost $65,8 \pm 9,7$ kg, výška $177,3 \pm 6$ cm). Kontrolní skupina byla složená z dobrovolných probandů. V této skupině bylo přítomno 16 žen (věk $24,9 \pm 2,6$ let, hmotnost $64,9 \pm 9,3$ kg, výška $168,8 \pm 6,3$ cm) a 13 mužů (věk $23,5 \pm 1,6$ let, hmotnost $72,7 \pm 8,9$ kg, výška $178,4 \pm 5,3$ cm). Pro hodnocení posturální stability byly použity dvě silové plošiny značky Kistler 9286AA.

Dle našich výsledků baletní tanečníci a tanečnice disponují lepší posturální stabilitou než probandi kontrolní skupiny po stimulaci vestibulárního systému. Oproti tomu muži kontrolní skupiny dosáhli lepších výsledků než baletní tanečníci ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce. U žen jsme v této pozici žádné významné rozdíly neshledali. V ostatních modifikacích bipedálního stoje a stoje na jedné dolní končetině se nacházelo malé množství statisticky významných rozdílů, všechny v parametrech popisující posturální stabilitu v mediolaterálním směru. Hodnoty statistických charakteristik, u kterých se nacházel statisticky významný rozdíl, nabývaly nižších hodnot u kontrolní skupiny než u souboru baletních tanečníků.

Při porovnávání senzorických vstupů jsme ve stoji na jedné dolní končetině u baletních tanečníků shledali výraznou závislost na zrakové informaci k udržení stability.

Posledním cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv pohlaví na posturální stabilitu. Dle našich výsledků ženy obou skupin disponují lepší posturální stabilitou než baletní tanečníci a muži kontrolní skupiny.

Tato práce by mohla vést k zařazení balančního tréninku do baletní průpravy s cílem zlepšit posturální stabilitu tanečníků se zaměřením na mediolaterální stabilitu.

9 SUMMARY

Ballet training burdens the musculoskeletal system of dancers, it is also very demanding on their physical condition and maintaining balance in the ballet positions with minimal base of support. Excessive exercise of professional dancers often leads to injuries that subsequently affect their postural stability.

The diploma thesis intends to evaluate postural stability of ballet dancers and to compare it with the general population. The thesis also aims to evaluate the effect of the probands' sex and of their sensory inputs on postural stability.

The experimental group consisted of 26 ballet dancers from the Moravské divadlo v Olomouci (Moravian Theatre in Olomouc) ($n = 7$) and the Národní divadlo v Brně (National Theatre in Brno) ($n = 19$). This group consisted of 13 female ballet dancers (age 26.0 ± 4.2 years, weight 50.2 ± 3.2 kg, height 164.5 ± 4.5 cm) and 13 male ballet dancers (age 23.7 ± 4 years, weight 65.8 ± 9.7 kg, height 177.3 ± 6 cm). The control group consisted of volunteer probands. This group was composed of 16 women (age 24.9 ± 2.6 years, weight 64.9 ± 9.3 kg, height 168.8 ± 6.3 cm) and 13 men (age 23.5 ± 1.6 years, weight 72.7 ± 8.9 kg, height 178.4 ± 5.3 cm). To determine postural stability, two Kistler 9286AA force plates were used.

The thesis concludes, that the ballet dancers have better postural stability than the probands of the control group after stimulation of the vestibular system. To the contrary, the men in the control group achieved better results than the ballet dancers standing on one their lower limbs on the soft pad. The measurement did not find any significant differences in this position among the women. Concerning other modifications of bipedal posture and standing on one lower limb, only a small amount of statistically significant differences was found, all of them relating to the parameters describing postural stability in the mediolateral direction. The values of the statistical characteristics for which statistically significant difference was found gained lower values in the control group than in the group of the ballet dancers. Comparing the sensory inputs among the ballet dancers standing on one of their lower limbs, significant dependence on visual information for maintaining stability was found.

The last goal of the thesis was to evaluate the effect of sex on postural stability. According to the results, the women from both groups have better postural stability than the men of both groups.

The thesis suggests to include balance exercise focusing on mediolateral stability into ballet training to improve postural stability of dancers.

REFERENČNÍ SEZNAM

Allard, P., Nault, M. L., Hinse, S., LeBlanc, R., & Lebel, H. (2001). Relationship between morphologic somatotypes and standing posture equilibrium. *Annals of Human Biology*, 28(6), 624-633.

Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie*. Praha: Galén.

Anandacoomarasamy, A., & Barnsley, L. (2005). Long term outcomes of inversion ankle injuries. *British Journal Of Sports Medicine*, 39(3), 1-4.

Atilgan, O. E. (2013). Effects of trampoline training on jump, leg strenght, static and dynamic balance of boys. *Science of Gymnastics Journal*, 5(2), 15-25.

Balci, B. D., Akdal, G., Yaka, E., & Angin, S. (2013). Vestibular rehabilitation in acute central vestibulopathy: A randomized controlled trial. *Journal of Vestibular Research*, 23, 259-267.

Batson, G. (2009). Update on Proprioception: Considerations for Dance Education. *Journal of Dance Medicine & Science*, 13(2), 35-41.

Beals, K. A., & Manore, M. M. (2002). Disorders of the Female Athlete Triad Among Collegiate Athletes. *International Journal Of Sport Nutrition & Exercise Metabolism*, 12(3), 281-293.

Belanger, L., Burt, D., Callaghan, J., Clifton, S., & Gleberzon, B. J. (2013). Anterior cruciate ligament laxicity related to the menstrual cycle: an updated systematic review of the literature. *Journal Of The Canadian Chiropractic Association*, 57(1), 76-86.

Biomechanics: Measuring Systems for Performance Diagnostics and Gait and Balance Analysis in Sports and Medicine. Retrieved 27.4.2015 from World Wide Web: <http://www.technovolt.ro/catalogue/kistler/BIOMECHANICA.pdf>

Blaszczyk, J. W., Beck, M., & Sadowska, D. (2014). Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: Vision and gender effects. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 74(4), 433-442.

Borg, F., Finell, M., Hakala, I., & Herrala, M. (2007). Analyzing gastrocnemius EMG-activity and sway data from quiet and perturbed standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 17(5), 622-634.

Brandt, A. (2012). The Halfway Pointe. *Dance Retailer News*, 24-25.

Brandt, A. (2013). Pointe Shoe Special. *Dance Retailer News*, 12(10), 18-22.

Bronner, S. (2012). Differences in Segmental Coordination and Postural Control in a Multi-joint Dance Movement: Développé Arabesque. *Journal of Dance Medicine & Science*, 16(1), 26-35.

Bronstein, A. M., Brandt, T., & Woollacott, M. (1996). *Clinical Disorders of Balance Posture and Gait*. London: Arnold.

Bruyneel, A. V., Mesure, S., Paré, J. C., & Bertrand, M. (2010). Organization of postural equilibrium in several planes in ballet dancers. *Neuroscience Letters*, 485(3), 228-232.

Bryan, N., & Smith, B. M. (1992). The Ballet Dancer. *Occupational medicine: State of the Art Reviews*, 7(1), 67-75.

Bryant, E. C., Trew, M. E., Bruce, A. M., Kuisma, R. M. E., & Smith, A. W. (2005). Gender differences in balance performance at the time of retirement. *Clinical Biomechanics*, 20, 330-335.

Carpenter, R. H. S. (1996). *Neurophysiology*. London: Arnold.

Clippinger, K. S. (2007). *Dance anatomy and kinesiology*. Champaign, III.: Human Kinetics.

Crotts, D., Thompson, B., Nahom, M., Ryan, S., & Newton, R. A. (1996). Balance Abilities of Professional Dancers on Select Balance Tests. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(1), 12–17.

Delignières, D., Torre, K., & Bernard, P. L. (2011). Transition from Persistent to Anti Persistent Correlations in Postural Sway Indicates Velocity-Based Control. *PloS Computational Biology*, 7(2), 1-10.

Dylevský, I. (2009). *Kineziologie*. Praha: Triton.

Ekegren, Ch. L., Qvested, R., & Brodrick, A. (2014). Injuries in pre-professional ballet dancers: Incidence, characteristics and consequences. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(3), 271-275.

El-Kahky, A. M., Kingma, H., Dolmans, M., & de Jong, I. (2000). Balance Control Near the Limit of Stability in Various Sensory Conditions in Healthy Subjects and Patients Suffering from Vertigo or Balance Disorders: Impact of Sensory Input on Balance Control. *Acta Oto-Laryngologica*, 120 (4), 508-516.

Frusztajer, N. T., Dhuper, S., Warren, M. P., Brooks-Gunn, J., & Fox, R. P. (1990). Nutrition and the incidence of stress fractures in ballet dancers. *American Society for Clinical Nutrition*, 51, 779-783.

Gerbino, P. G., Griffin, E. D., & Zurakowski D. (2007). Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait & Posture*, 26, 501-507.

Gibbs, J. C., Williams, N. I., & de Souza, M. J. (2013). Prevalence of Individual and Combined Components of the Female Athlete Triad. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 45(5), 985-996.

- Gioftsidou, A. (2013). Typical balance exercises or exergames for balance improvement? *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 26, 299-305.
- Golomer, E., Crémieux, J., Dupui, P., Isableu, B., & Ohlman, T. (1999). Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neuroscience letters*, 267, 189-192.
- Gosselin, G., & Fagan, M. J. (2014). The Effects of Cervical Muscle Fatigue on Balance – A Study with Elite Amateur Rugby League Players. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(2), 329-337.
- Hadders-Algra, M., & Carlberg, E. B. (2008). *Postural control: a key issue in developmental disorders*. London: Mac Keith Press.
- Heebner, N. R., Akinsb, J. S., Lephart, S. M., & Sella, T. C. (2015). Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait & Posture*, 41(2), 535-539.
- Hooper, D. M., Grisbrook, T. L., Newnham, P. J., & Edwards, D. J. (2014). The Effects of Vestibular Stimulation and Fatigue on Postural Control in Classical Ballet Dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 18(2), 67-73.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Aging*, 35(2), 7-11.
- Horn, E., Gergen, N., & McGarry, K. A. (2014). The Female Athlete Triad. *Rhode Island Medical Journal*, 97(11), 18-21.
- Hutt, K., & Redding, E. (2014). The Effect of an Eyes-closed Dance-specific Training Program on Dynamic Balance in Elite Pre-professional Ballet Dancers. *Journal of Dance Medicine & Science*, 18(1), 3-11.
- Cheng, H. S., Law, Ch. L, Pan, H. F., Hsiao, Y. P., Hu, J. H., Chuang F. K., & Huang, M. H. (2011). Preliminary results of dancing exercise on postural stability in adolescent females. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 27, 566-572.

Janda, V., Vávrová, M. Senzomotorická stimulace: Základy metodiky proprioceptivního cvičení. (1992). *Rehabilitácia*, 25(3), 14-34.

Keller, M., Pfusterschmied, J., Buchecker, M., Müller, E., & Taube, W. (2012). Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22, 471-477.

Kennedy, J. G., Hodgkins, Ch. W., Colombier, J. A., Guyette, S., & Hamilton, W. G. (2007). *International SportMed Journal*, 8(3), 141-165.

Kiefer, A. W., Riley, M. A., Shockley, K., Sitton C. A., Hewett, T. E., Cummins-Sebree, S., & Haas, J. G. (2013). Lower-limb Proprioceptive Awareness in Professional Ballet Dancers. *Journal of Dance Medicine of Science*, 17(3), 126-132.

Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier

Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Králíček, P. (2004). *Úvod do speciální neurofyziologie*. Praha: Karolinum.

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, 1638-1642.

Kuczyński, M., Szymańska, M., & Bieć, E. (2011). Dual-task effect on postural control in high-level competitive dancers. *Journal Of Sports Sciences*, 29(5), 539-545.

Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign, III.: Human Kinetics.

Leanderson, Ch., Leanderson, J., Wykman, A., Strender, L. E., Johansson, S. E., & Sundquist, K. (2011). *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(9), 1531-1535.

Lee, A. J. Y., & Lin, W. H. (2007). The Influence of Gender and Somatotype on Single-Leg Upright Standing Postural Stability in Children. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(3), 173-179.

Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2000). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Liederbach, M. (2010). Perspectives on Dance Science Rehabilitation Understanding Whole Body Mechanics and Four Key Principles of Motor Control as a Basis for Healthy Movement. *Journal of Dance Medicine & Science*, 14(3), 114-124.

Ljubojević, A., Bijelić, S., Zagorc, M., Radisavljević, L., Uzunović, S., & Pantelić, K. (2012). Effects of proprioceptive training on balance skills among sport dance dancers. *Physical Education and Sport*, 10(3), 257-266.

Lobo da Costa, P. H., Azevedo Nora, F. G., Vieira, M. F., Bosch, K., & Rosenbaum, D. (2013). Single leg balancing in ballet: Effects of shoe conditions and poses. *Gait & Posture*, 37, 419-423.

Malone, T. R., & Hardaker, W. T. (1990). Rehabilitation of Foot and Ankle Injuries in Ballet Dancers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(8), 355-361.

Marioni, G., Fermo, S., Lionello, M., Fasanaro, E., Giacomelli, L., Zanon, S., Staffieri, C., Dall'Igna, F., Manzato, E., & Staffieri, A. (2013). Vestibular rehabilitation in elderly patients with central vestibular dysfunction: a prospective, randomized pilot study. *AGE*, 35, 2315-2327.

Nicholson, V. P., McKean, M., Lowe, J., Fawcett, Ch., & Burkett, B. (2015). Six Weeks of Unsupervised Nintendo Wii Fit Gaming is Effective at Improving Balance in Independent Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 23, 153-158.

Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Pau, M., Loi, A., & Pezzota, M. C. (2012). Does sensorimotor training improve the static balance of young volleyball players? *Sport Biomechanics*, 11(1), 97-107.

Pavlu, D. (2003). *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody 1: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyzilogické bázi*. Brno: CERM.

Pearson, S. J., & Whitaker, A. R. (2012). Footwear in Classical Ballet: A Study of Pressure Distribution and Related Foot Injury in the Adolescent Dancer. *Journal of Dance Medicine & Science*, 16(2), 51-56.

Pedersen, C., Erleben, K., & Sparring, J. (2006). Ballet balance strategies. *Simulation Modeling Practice An Theory*, 14, 1135-1142.

Pérez, R. M., Solana R. S., Murillo, D. B., & Hernández, F. J. M. (2014). Visual availability, balance performance and movement komplexity in dancers. *Gait & Posture*, 40, 556-560.

Perrin, P., Deviterne, D., Hugel, F., & Perrot, C. (2002). Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait & Posture*, 15(2), 187-194.

Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88, 1097-1118.

Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 88(6), 2297-2301.

Portela, F. M., Rodrigues, E. C., & Sá Ferreira, A. d. (2014). A critical review of position- and velocity-based concepts of postural control during upright stance. *Human Movement*, 15(4), 227-233.

- Rein, S., Fabian, T., Zwipp, H., Rammelt, S., & Weindel, S. (2011). Postural control and functional ankle stability in professional and amateur dancers. *Clinical Neurophysiology*, 122, 1602-1610.
- Ringham, R., Klump, K., Kaye, W., Stone, D., Libman, S., Stowe, S., & Marcus, M. (2006). Eating Disorder Symptomatology Among Ballet Dancers. *International Journal of Eating Disorders*, 39(6), 503-508.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research methods in biomechanics*. Champaign, III.: Human Kinetics.
- Rogers, M., Page, P., & Takeshima, N. (2013). Balance Training for the Older Athlete. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(4), 517-530.
- Rokyta, R. (2009). *Bolest a jak s ní zacházet: učebnice pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada.
- Schmit, J. M., Regis, D. I., & Riley, M. A. (2005). Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers. *Experimental Brain Research*, 163(3), 370-378.
- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Grada.
- Simmons, R. W. (2005). Sensory organization determinants of postural stability in trained ballet dancers. *The International Journal Of Neuroscience*, 115(1), 87-97.
- Smith, A. W., Ulmer, F. F., & Wong, P. (2012). Gender Differences in Postural Stability Among Children. *Journal of Human Kinetics*, 33, 25-32.
- Stanek, J. M., Meyer, J., & Lynall, R. (2013). Single-Limp-Balance Difficulty on 4 Commonly Used Rehabilitation Devices. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22, 288-295.
- Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait & Posture*, 30(1), 106-109.

Šarabon, N. (2010). Static and Dynamic Balance in Young Classical Female Ballet Dancers. *Proceedings of the 5th International Congress Youth Sport*, 325-333.

Taneja, M. K. (2011). Cervico-ocular reflex in cervical vertigo. *Indian Journal Of Otology*, 17(2), 51-53.

Trojan, S. et al. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.

Turbanski, S., Lohrer, H., Nauck, T., & Schmidtbleicher, D. (2013). Training effect of two different unstable shoe constructions on postural control in static and dynamic testing situations. *Physical Therapy in Sport*, 12, 80-86.

Vařeka I. (2002a). Posturální stabilita (I. část) terminologie a biomechanické aspekty. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121.

Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122-129.

Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Grada.

Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.

Vrabec, P., Lischkeová, B., Světlík, M., & Skřivan, J. (2002). *Rovnovážný systém I – obecná část*. Praha: Triton.

Warren, M. P., & Perlroth, N. E. (2001). The effects of intense exercise on the female reproductive system. *Journal of Endocrinology*, 170(1), 3-11.

Wyon, M. A., Koutedakis, Y., Wolman, R., Nevill, A. M., & Allen, N. (2014). The influence of winter vitamin D supplementation on muscle function and injury

occurrence in elite ballet dancers: A controlled study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17, 8-12.

Yan, A. F., Hiller, C., Smith, R., & Vanwanseele, B. (2011). Effect of Footwear on Dancers: A Systematic Review. *Journal of Dance Medicine & Science*, 15(2), 86-92.

Zemková, E. (2010). *Postural Sway Response to Exercise*. Boskovice: Albert.

Zemková, E. (2014). Sport-Specific Balance. *Sports Medicine*, 44(5), 579-590.

10 PŘÍLOHY

Příloha 1 Základní statistické charakteristiky a rozdíly

Tabulka 10

Základní statistické charakteristiky a rozdíly

BS	Kontrolní skupina				Baletní skupina				LSD Fischer test - p			
	Muži		Ženy		Muži		Ženy		B x K	B x K	M x Ž	M x Ž
	P	SD	P	SD	P	SD	P	SD	M	Ž	B	K
Oči otevřené												
Sway_x [mm]	1,7	0,6	1,6	0,5	2,7	1,1	2,5	1,4	0,038	0,044	0,676	0,791
Sway_y [mm]	5,1	1,7	5,1	2,2	5,4	2,0	6,4	2,2	0,776	0,112	0,216	0,991
Vx [mm/s]	4,9	1,4	5,8	2,5	7,0	2,8	6,7	3,7	0,079	0,429	0,820	0,406
Vy [mm/s]	11,6	2,8	10,2	3,3	11,4	3,7	12,1	4,7	0,889	0,234	0,675	0,370
V [mm/s]	13,7	2,7	13,2	3,8	14,9	4,9	15,4	6,1	0,547	0,239	0,793	0,791

Poznámka. BS – bipedální stoj; P – průměr; SD – směrodatná odchylka; sway_x – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru; sway_y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru; Vx – rychlost COP v mediolaterálním směru; Vy – směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru; V – celková rychlost COP; B – baletní soubor; K – kontrolní skupina; M – muži; Ž – ženy.

Tabulka 11

Základní statistické charakteristiky a rozdíly v bipedálním stoji s očima otevřenými

BS	Kontrolní skupina				Baletní skupina				LSD Fischer test - p			
	Muži		Ženy		Muži		Ženy		B x K	B x K	M x Ž	M x Ž
	P	SD	P	SD	P	SD	P	SD	M	Ž	B	K
Oči zavřené												
Sway_x [mm]	1,9	1,0	2,0	0,6	3,3	2,2	2,2	0,7	0,002	0,669	0,013	0,864
Sway_y [mm]	5,6	1,7	5,3	1,5	5,4	2,9	6,1	1,3	0,808	0,309	0,419	0,665
Vx [mm/s]	6,1	2,5	6,2	2,4	8,5	4,5	6,9	1,7	0,045	0,550	0,171	0,944
Vy [mm/s]	14,6	4,4	12,2	4,0	13,1	4,8	12,4	3,3	0,353	0,926	0,636	0,124
V [mm/s]	17,1	4,7	15,2	4,1	17,5	5,9	15,6	3,7	0,833	0,844	0,322	0,316

Poznámka. Viz tabulka 10.

Tabulka 12

Základní statistické charakteristiky a rozdíly v bipedálním stoju s očima zavřenýma

BS Volný stoj	Kontrolní skupina				Baletní skupina				LSD Fischer test - p			
	Muži		Ženy		Muži		Ženy		B x K	B x K	M x Ž	M x Ž
	P	SD	P	SD	P	SD	P	SD	M	Ž	B	K
Sway_x [mm]	2,1	1,0	1,9	0,7	2,8	1,2	2,5	1,9	0,119	0,216	0,478	0,693
Sway_y [mm]	5,5	1,8	5,3	2,1	6,5	3,2	6,2	1,6	0,230	0,279	0,733	0,824
Vx [mm/s]	6,2	2,1	6,1	2,6	8,1	4,7	6,4	3,1	0,110	0,775	0,152	0,881
Vy [mm/s]	11,7	3,8	10,4	4,0	13,5	5,8	12,7	2,8	0,240	0,149	0,590	0,406
V [mm/s]	14,5	4,3	13,5	4,9	17,6	8,1	15,7	4,0	0,109	0,260	0,318	0,588

Poznámka. Viz tabulka 10.

Tabulka 13

Základní statistické charakteristiky a rozdíly ve stoju na jedné dolní končetině s očima otevřenýma

1DK Oči otevřené	Kontrolní skupina				Baletní skupina				LSD Fischer test - p			
	Muži		Ženy		Muži		Ženy		B x K	B x K	M x Ž	M x Ž
	P	SD	P	SD	P	SD	P	SD	M	Ž	B	K
Sway_x [mm]	6,3	0,8	5,6	0,9	6,9	1,2	6,3	1,0	0,391	0,299	0,455	0,377
Sway_y [mm]	7,7	1,2	6,9	1,5	8,3	1,3	7,6	1,6	0,442	0,389	0,387	0,358
Vx [mm/s]	31,8	7,8	24,7	4,7	38,0	8,3	31,5	7,0	0,036	0,016	0,025	0,014
Vy [mm/s]	25,1	6,3	20,3	4,5	31,1	6,3	24,9	6,1	0,091	0,184	0,074	0,175
V [mm/s]	44,4	10,9	35,0	6,7	53,9	10,5	43,7	9,9	0,050	0,061	0,031	0,048

Poznámka. DK – dolní končetina; Viz tabulka 10.

Tabulka 14

Základní statistické charakteristiky a rozdíly ve stoji na jedné dolní končetině s očima zavřenýma

1DK Oči zavřené	Kontrolní skupina				Baletní skupina				LSD Fischer test - p			
	Muži		Ženy		Muži		Ženy		B x K	B x K	M x Ž	M x Ž
	P	SD	P	SD	P	SD	P	SD	M	Ž	B	K
Sway_x [mm]	13,2	3,2	10,8	2,1	12,5	2,1	11,5	2,8	0,311	0,353	0,143	0,001
Sway_y [mm]	14,6	4,4	12,5	3,3	13,0	3,1	11,6	2,6	0,076	0,318	0,097	0,013
Vx [mm/s]	68,8	15,5	52,0	6,8	68,6	14,5	58,5	11,2	0,941	0,022	0,001	0,000
Vy [mm/s]	63,2	20,8	48,4	13,9	65,1	17,2	53,6	14,7	0,606	0,131	0,001	0,000
V [mm/s]	104,7	28,9	79,3	15,5	105,2	23,5	88,3	19,6	0,926	0,054	0,000	0,000

Poznámka. DK – dolní končetina; Viz tabulka 10.

Tabulka 15

Základní statistické charakteristiky a rozdíly ve stoji na jedné dolní končetině na měkké podložce

1DK MP	Kontrolní skupina				Baletní skupina				LSD Fischer test - p			
	Muži		Ženy		Muži		Ženy		B x K	B x K	M x Ž	M x Ž
	P	SD	P	SD	P	SD	P	SD	M	Ž	B	K
Sway_x [mm]	7,2	1,6	6,4	1,2	8,3	1,2	7,1	1,3	0,101	0,296	0,071	0,251
Sway_y [mm]	9,0	1,9	8,0	1,3	11,7	2,9	9,2	2,2	0,002	0,137	0,003	0,205
Vx [mm/s]	39,7	13,6	32,2	7,0	46,7	10,2	35,5	9,3	0,019	0,244	0,000	0,010
Vy [mm/s]	31,9	9,0	26,9	5,5	43,0	10,1	29,4	8,5	0,002	0,475	0,000	0,164
V [mm/s]	56,3	17,1	46,2	9,5	69,6	14,3	50,4	13,4	0,006	0,359	0,000	0,034

Poznámka. DK – dolní končetina; MP – stoj na jedné dolní končetině na měkké podložce; ostatní viz tabulka 10.

Tabulka 16

Základní statistické charakteristiky a rozdíly ve stoji na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček

1DK V	Kontrolní skupina				Baletní skupina				LSD Fischer test - p			
	Muži		Ženy		Muži		Ženy		B x K	B x K	M x Ž	M x Ž
	P	SD	P	SD	P	SD	P	SD	M	Ž	B	K
Sway_x [mm]	15,7	6,6	11,5	3,7	8,8	1,3	7,7	1,3	0,000	0,000	0,112	0,000
Sway_y [mm]	18,9	6,0	14,7	4,5	11,8	2,9	9,9	2,3	0,000	0,000	0,025	0,000
Vx [mm/s]	73,0	11,9	51,0	12,2	49,6	9,3	39,4	8,8	0,000	0,000	0,000	0,000
Vy [mm/s]	80,2	24,1	52,0	13,8	45,2	11,3	32,9	8,9	0,000	0,000	0,001	0,000
V [mm/s]	122,5	26,3	81,9	19,0	74,2	14,7	56,5	13,4	0,000	0,000	0,000	0,000

Poznámka. DK – dolní končetina; V – stoj na jedné dolní končetině po deseti otočkách ve směru hodinových ručiček; ostatní viz tabulka 10.

Příloha 2 Souhlas etické komise



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUČ

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neula, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 12. 11. 2014 byl projekt výzkumné práce (aplikovaného výzkumu)

autorů **Mgr. Markéta Procházková / hlavní řešitel/**
prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.; Bc. Michaela Blažková; Mgr. Lucie Teplá /spoluřešitelé/

s názvem **Hodnocení posturální stability u profesionálních tanečníků**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 58/ 2014
dne: 21. 12. 2014.

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

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko fakulty

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

Obrázek 27. Souhlas Etické komise FTK UP