

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Eva Starošíková

**Vliv senzorických okolností na změnu postury**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Věra Jančíková, Ph.D.

Olomouc 2021

## Anotace

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Vliv senzoričkových okolností na změnu postury

**Název práce v AJ:** Influence of sensory informations on postural changes

**Datum zadání:** 2020-01-31

**Datum odevzdání:** 2021-06-28

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

**Autor práce:** Bc. Eva Starošítková

**Vedoucí práce:** Mgr. Věra Jančíková, Ph.D.

**Oponent práce:** Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

### Abstrakt v ČJ:

**Úvod:** Na adekvátní posturální kontrole se podílí mnoho faktorů, jedním z nich je senzoričková složka, do které se řadí i zrakový systém. Ten nám poskytuje ze všech rovnovážných smyslů nejbohatší a nejrůznorodější informace o pohybu a celkové orientaci těla v prostoru.

**Cíl:** Zhodnotit vliv zhoršené zrakové ostrosti a úplného vyřazení zraku na posturální stabilitu mladých zdravých jedinců, jak v bipedálním, tak unilaterálním stoji a porovnat výsledky měření stoje na dominantní a nedominantní dolní končetině.

**Metodika:** Výzkumu se účastnilo celkem 8 probandů bez jakékoliv poruchy zraku nebo s její plnou korekcí kontaktními čočkami. Posturální stabilita byla testována celkem v 9 situacích, které kombinovaly bipedální stoj a stoj na jedné dolní končetině s normálním zrakovým vstupem, zhoršenou zrakovou ostrostí a úplným vyřazením zraku. Testování bylo uskutečněno na tlakové plošině Zebris FDM-S Multifunction Force Measuring Plate® a byly sledovány tři výstupní parametry: 95% Confidence Ellipse Area, COP Path Length a COP Average Velocity.

**Výsledky:** Výsledky ukázaly významný destabilizující efekt ( $p < 0,05$ ) u všech testovaných situací s vyřazenou zrakovou kontrolou. Zhoršená zraková ostrost měla podstatný vliv na stabilitu ( $p < 0,05$ ) jen v situaci se zúženou bází.

**Závěr:** Ukázalo se, že úplné vyřazení zraku je významným destabilizujícím faktorem a že zhoršená zraková ostrost má dopad na posturální stabilitu zdravých mladých jedinců pouze v případě zvýšených posturálních nároků.

**Abstrakt v AJ:**

**Introduction:** There are many factors that contribute to the adequate postural stability. One of them is the sensory system, which includes also the visual system. From all the balanced senses the eyesight provides us with the richest and the most diverse information about the movement and the general orientation of the human in space.

**Objective:** The main point of focus is to evaluate the impact of the impaired visual acuity on the postural stability of young healthy adults, as in bipedal so as in unilateral stance and to compare the results of a stance on a dominant and on a non-dominant lower limb.

**Methods:** A total of 8 study participants without any visual impairment or with full correction with contact lenses have participated in the study. Postural stability was tested in a total of 9 situations combining bipedal standing and standing on one lower limb with normal visual input, impaired visual acuity and complete visual elimination. The testing was performed on the Zebris FDM-S Multifunction Force Measuring Plate® and three output parameters were monitored: 95% Confidence Ellipse Area, COP Path Length and COP Average Velocity.

**Results:** The results have shown a major destabilizing effect ( $p < 0,05$ ) in case of all the tested situations with a vision elimination. An impaired visual acuity had a significant impact on the stability ( $p < 0,05$ ) only in situations with a narrow base.

**Conclusion:** It has been proved that a complete visual elimination is a major destabilizing factor and that an impaired visual acuity has an impact on postural stability by young adults only in case of advanced demands on postural stability.

**Klíčová slova v ČJ:** posturální stabilita, rovnováha, zrak, zhoršená zraková ostrost, refrakční rozostření, stoj, stoj na jedné dolní končetině

**Klíčová slova v AJ:** postural stability, balance, vision, poor visual acuity, refractive blur, stance, one leg stance

**Rozsah:** 87 stran / 6 stran příloh

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 28. června 2021

-----  
podpis

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala své vedoucí práce Mgr. Věře Jančíkové, Ph.D. za její odborné vedení, ochotu, cenné rady a čas, který mi věnovala při tvorbě mé diplomové práce. Dále bych chtěla moc poděkovat svým spolužákům a kamarádům za obětavou pomoc při realizaci praktické části práce. V neposlední řadě patří mé poděkování i rodině za ochotnou pomoc se statistickým zpracováním dat a za velkou podporu po celou dobu mého studia.

# Obsah

Úvod .....	8
1 Postura .....	9
1.1 Posturální stabilita.....	9
1.1.1 Biomechanické faktory ovlivňující posturální stabilitu .....	9
1.1.2 Neurofyzilogické faktory ovlivňující posturální stabilitu .....	12
1.1.3 Další faktory ovlivňující posturální stabilitu.....	12
1.2 Posturální stabilizace .....	12
1.3 Posturální reaktibilita.....	13
2 Posturální kontrola.....	14
2.1 Senzorické strategie .....	15
2.1.1 Somatosenzorický systém .....	16
2.1.2 Vestibulární systém .....	17
2.1.3 Zrakový systém .....	18
2.1.4 Sluchový systém.....	19
2.2 Motorické strategie .....	20
2.2.1 Statické strategie .....	20
2.2.2 Dynamická strategie.....	21
2.3 Vnímání vertikality .....	22
2.4 Řídící složka .....	22
2.4.1 Reflexní pohyb .....	23
2.4.2 Pohyb na subkortikální úrovni .....	23
2.4.3 Pohyb na kortikální úrovni .....	26
2.5 Kognitivní zpracování.....	26
3 Možnosti testování posturální stability .....	27
3.1 Klinické testování .....	27
3.2 Přístrojové testování .....	28
3.2.1 Statická posturografie.....	28
3.2.2 Dynamická posturografie .....	29
4 Cíle a hypotézy .....	30
4.1 Cíle práce.....	30
4.2 Výzkumné otázky a hypotézy .....	30
5 Metodika výzkumu .....	33
5.1 Charakteristika výzkumného souboru .....	33
5.2 Průběh výzkumu .....	33

5.3	Použité metody výzkumu.....	34
5.3.1	Měřené parametry .....	35
5.4	Metody statistického zpracování .....	35
6	Výsledky výzkumu .....	36
6.1	Výzkumná otázka č. 1.....	36
6.1.1	Výsledky hypotézy H1 .....	36
6.1.2	Výsledky hypotézy H2 .....	39
6.1.3	Výsledky hypotézy H3 .....	42
6.2	Výzkumná otázka č. 2.....	45
6.2.1	Výsledky hypotézy H4 .....	45
6.2.2	Výsledky hypotézy H5 .....	47
6.2.3	Výsledky hypotézy H6 .....	49
7	Diskuse .....	52
7.1	Diskuse k metodice práce .....	52
7.1.1	Diskuse k jednotlivým parametrům .....	53
7.2	Diskuse k výsledkům .....	54
7.2.1	Bipedální stoj.....	54
7.2.2	Stoj o zúžené bázi na jedné dolní končetině .....	55
7.2.3	Zhoršená zraková ostrost.....	56
7.2.4	Vyřazení zrakové kontroly .....	58
7.2.5	Vliv dominance dolní končetiny na posturální stabilitu.....	60
7.3	Shrnutí výsledků a přínos pro praxi .....	61
7.4	Limity práce .....	62
	Závěr.....	63
	Referenční seznam.....	64
	Seznam zkratk.....	78
	Seznam obrázků.....	79
	Seznam tabulek.....	80
	Seznam příloh.....	81
	Přílohy .....	82

## Úvod

Posturální stabilita je považována jako schopnost těla udržovat rovnováhu a je předpokladem pro provádění každodenních činností. Pro zajištění adekvátní posturální stability, která neustále vzdoruje vnějším i vnitřním destabilizujícím silám, musí zdravý centrální nervový systém generovat vhodné motorické reakce na základě senzoryckých informací přicházejících z vestibulárního, somatosenzoryckého a zrakového aparátu. Z těchto smyslových systémů hraje zásadní roli při stabilní posturální kontrole především zrakový systém, který mozku umožňuje vyhodnocovat informace o relativní poloze těla v prostoru a podle toho upravovat jeho držení. Dokonce se uvádí, že zrak poskytuje až 70 % veškerých senzoryckých informací.

Hlavním cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký má vliv na posturální stabilitu jedince zhoršená kvalita vizuálních aferencí, a to jak za bipedálního, tak unilaterálního stoje. Také bylo experimentálně ověřeno, zda je možné pozorovat rozdíl mezi stojem na dominantní a nedominantní dolní končetině.

Získané poznatky vyplývající z diplomové práce by mohly být dále využity v rehabilitaci pacientů se zrakovým deficitem, a to zejména u starších osob, v rámci zajištění prevence vzniku pádů.

Pro vyhledávání informačních zdrojů zabývajících se podobným tématem byly využity internetové online databáze, a to především PubMed, Google Scholar, Science Direct a Research Gate. K vyhledání odborných článků a studií ve výše zmíněných databázích byla využita následující klíčová slova: posturální stabilita, rovnováha, zrak, zhoršená zraková ostrost, refrakční rozostření, stoj, stoj na jedné dolní končetině, respektive jejich anglické ekvivalenty: postural stability, balance, vision, poor visual acuity, refractive blur, stance, one leg stance.

Celkově bylo pro napsání této diplomové práce využito 95 odborných článků a 25 odborných publikací, zabývajících se danou problematikou.



# 1 Postura

Pojem postura vyjadřuje polohu těla v prostoru. Je interpretována jako aktivní proces držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, a to zejména síly tíhové, která má v běžném životě největší význam (Carini et al., 2017, s. 12; Kolář, 2012, s. 38). Zaujetí a udržení optimální postury je potřebné k ideálnímu provedení pohybu. Je zajištěna vnitřními silami, kde hlavní úlohu hraje aktivita svalů řízená z centrálního nervového systému (dále jen CNS) (Carini et al., 2017, s. 12). Ačkoli se zevnímu pozorovateli může zdát postura jako fenomén statický, jedná se o vysoce dynamický systém (Véle, 2006, s. 98). Nepovažujeme ji pouze jako zaujetí určité polohy na začátku a konci cíleného pohybu, ale postura je jeho součástí a základní podmínkou (Vařeka, 2000, s. 199; Kolář, 2012, s. 38). Mluvíme-li tedy o postuře, bavíme se o postavení v kloubech během pohybu (Kolář, 2012, s. 38). Poté můžeme definovat posturu jako jakoukoli pozici, která určuje udržování rovnováhy s maximální stabilitou, minimální spotřebou energie a minimálním namáháním anatomických struktur (Carini et al., 2017, s. 12).

Atituda je postura, orientovaná tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb. Jedná se o řízenou změnu postury před začátkem pohybu (Vařeka, 2002a, s. 116).

Dle Koláře (2012, s. 39) má postura tři základní funkce: posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktibilitu.

## 1.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita (uváděna v odborných publikacích pod významovými ekvivalenty rovnováha či balance) je dynamický proces nepřetržitého zaujímání stálé polohy těla, aby nedošlo k nezamýšlenému či k neřízenému pádu (Vařeka, 2002a, s. 116; Kolář, 2012, s. 39). Ačkoliv se může zdát, že tělo jako celek ve statické poloze (např. vzpřímený stoj nebo sed) nevykazuje známky dynamického děje, při zaujetí stálé polohy se jedná spíše o proces, který „čelí“ přirozené labilitě pohybové soustavy, která je ovšem nutným předpokladem pro pohyb (Kolář, 2012, s. 39).

Mezi činitele ovlivňující posturální stabilitu patří neurofyziologické a biomechanické faktory (Kolář, 2012, s. 39).

### 1.1.1 Biomechanické faktory ovlivňující posturální stabilitu

Do biomechanických faktorů je řazena především velikost opěrné plochy a opěrné báze. Dalšími biomechanickými faktory jsou hmotnost těla, poloha a výška těžiště apod. (Véle, 2006, s. 103; Kolář, 2012, s. 39).

### **Opěrná plocha** (Area of Support, AS)

Dříve formulována jako plocha dotyku podložky s povrchem těla. Přesněji se jedná o danou část plochy kontaktu (Area of Contact), která je aktuálně využívána pro vytvoření opěrné báze (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 119; Vařeka, 2002a, s. 116). Stabilita těla je nepřímo úměrná sklonu AS k horizontální rovině (Kolář, 2012, s. 39).

### **Opěrná báze** (Base of Support, BOS)

Je definována jako celá plocha podložky ohraničená nejbližšími hranicemi AS. Je tak obvykle větší než AS (Nashner, 2020, s. 88; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 119).

Pro zachování stability platí podmínka, že ve statické poloze se musí těžiště v jakémkoliv okamžiku nacházet s BOS (avšak nemusí se promítat do AS). Stabilita těla roste se zvětšující se plochou BOS (Pollock et al., 2000, s. 403; Kolář, 2012, s. 39).

### **Těžiště** (Centre of Mass)

Je působiště tíhové síly, jedná se o hypotetický hmotný bod, ve kterém je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Jedná se o vážený průměr těžišť všech segmentů těla (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 162; Winter, 1995, s. 194; Vařeka, 2002a, s. 117). Pokud se tělo nachází v základním anatomickém postavení, je těžiště těla uloženo před druhým nebo třetím křížovým obratlem v malé pánvi, přibližně 4–6 cm před promontoriem (Janura, 2003, s. 15). Čím výše je uloženo těžiště těla nad BOS, tím více dochází k horší stabilitě těla. Z toho důvodu se stabilita zvýší při pokrčení nohou (Kolář, 2012, s. 39; Véle, 1995, s. 77).

### **Centre of Gravity** (COG)

Jedná se o průmět těžiště do roviny BOS (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 162; Winter, 2009 in Kolářová et al., 2014, s. 13). COG je vázáno k BOS a postrádá smysl, pokud BOS neexistuje, například v letové fázi běhu (Vařeka, 2002a, s. 117). Pro dosažení maximální stability stoje by se měl průmět těžiště promítat do středu BOS. Se zvětšující se vzdáleností COG od středu BOS se tělo stává méně stabilní (Nashner, 2020, s. 87; Kolář, 2012, s. 39; Véle, 1995, s. 77).

### **Centrum tlaku** (Centre of Pressure, COP)

Představuje působiště vektoru reakční síly podložky a jeho pohyb nás informuje o výchylkách těla. Souřadnice COP jsou vypočteny z naměřených hodnot jednotlivých složek reakční síly podložky a momentů jejich sil snímaných ze silové plošiny (Winter, 1995, s. 194; Neumannová et al., 2015, s. 47). COP v BOS je považováno za reflexi organizace postury a běžně je využíván jak ve výzkumu, tak v klinické kvantifikaci posturální kontroly. Poskytuje

nám informaci o držení těla v jakékoli poloze (Dusing et al., 2009, s. 1354). COP je totožné s COG pouze v případě dokonale tuhého tělesa. Tím však lidské tělo, které je tvořené řadou segmentů, rozhodně není (Vařeka, 2002a, s. 118).

### **Limity stability** (Limits of Stability, LOS)

Jedná se o oblast, nad kterou se může jedinec pohybovat svým těžištěm a udržovat rovnováhu bez měnící se BOS (Horak, 2006, s. ii8). LOS závisí na umístění chodidel a charakteristice BOS. Za normálních okolností při stojí na plochem a pevném povrchu s nohama umístěnými pohodlně od sebe lze obvod LOS nejlépe popsat jako kužel nebo elipsu (viz obrázek 1 situace A) (Nashner, 2020, s. 88). Tato oblast nemá přesně vymezené hranice, ale mění se dle situace, dané úlohy nebo dle vlastností jedince (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 166). LOS je prostor určený velikostí BOS, omezením kloubního rozsahu, svalovou silou a senzoryckými informacemi využívanými pro odhalení limitů (Horak, 2006, s. ii8).



**Obrázek 1** Normální a abnormální meze stability (A) Zdravý muž naklánějící své těžiště těla (bílá tečka) dopředu k mezi stability, reprezentovanou jako oblast kužele (B) Žena s multisenzorickým deficitem se pokouší předklonit, aniž by pohnula těžištěm těla dopředu (C) Žena s multisenzorickým deficitem se pokouší naklonit dozadu, ale okamžitě učíní krok, aby zvýšila svou BOS (Horak, 2006, s. ii9)

### **Hmotnost a výška těla**

Na základě Newtonova zákona o setrvačnosti mají osoby s vyšší hmotností vyšší stabilitu (Véle, 1995, s. 77). Avšak Kolář (2012, s. 39) a některé studie (Greve et al., 2007 a Menegoni et al., 2009 in Pastucha et al., 2013, s. 232) zabývající se vztahem posturální stability a celkové tělesné hmoty a/nebo BMI uvádí, že se zvyšující se celkovou tělesnou hmotou a/nebo BMI se zvyšuje poměr posturální instability. Jelikož obézní jedinci, u kterých je koncentrována větší

část tělesné hmoty v oblasti abdomina, mají těžiště posunuto více ventrálně. To vyžaduje pro obnovení rovnováhy větší úsilí (kontrolu pohybu v kyčelních kloubech a zvýšený otáčivý účinek v kotníku), což svědčí o jejich horší posturální stabilitě (Pastucha et al., 2013, s. 232; Hue et al., 2007, s. 36). Rossi-Izquierdo et al. (2016, s. 423) poukazuje na horší posturální stabilitu u starších osob a lidí s BMI nad 30 kg/m<sup>2</sup>.

U vyšších osob je těžiště uloženo výše a dochází tak k vyšším posturálním výchylkám (Chiari, Rocchi a Cappello, 2002, s. 674; Véle, 1995, s. 77).

### **1.1.2 Neurofyziologické faktory ovlivňující posturální stabilitu**

Mezi neurofyziologické aspekty ovlivňující posturální stabilitu je řazena souhra propioceptivních, exteroceptivních, zrakových a vestibulárních informací. Tyto informace přicházejí aferentně do CNS, kde jsou porovnávány s informacemi dříve uloženými v paměti a využívají se k řízení stabilizace (Véle, 2006, s. 104).

### **1.1.3 Další faktory ovlivňující posturální stabilitu**

#### **Pohlaví**

Nedávné studie ukázaly lepší posturální stabilitu u žen ve srovnání s muži (Howel et al., 2017, s. 444; Dallinga et al., 2016, s. 69). Ovšem rozdíl posturální stability u mužů a žen může být značně ovlivněn tělesnou výškou. Chiari, Rocchi a Cappello (2002, s. 676) uvádí, že ženy mají větší predispozice z důvodu nižší tělesné výšky být posturálně stabilnější.

#### **Věk**

Starší lidé během klidného stoje vykazují zvýšené posturální výkyvy, než mladí dospělí jedinci (Corriveau et al., 2000, s. 45). Se stárnutím trpí smyslové systémy hromaděním degenerativních, infekčních nebo traumatických procesů, které brání jejich adekvátnímu fungování. Ačkoli izolovaná změna v jednom systému nemá za následek zásadní dopad na vývoj posturální nestability, kombinace těchto nedostatků je však klíčovým faktorem tělesné nerovnováhy u starších osob (Matsumura a Ambrose, 2006, s. 396). Zhoršení rovnovážných funkcí začíná v relativně mladém věku a zrychluje kolem šedesátého roku jedince (Era et al., 2006, s. 204).

## **1.2 Posturální stabilizace**

Jedná se o koordinovanou svalovou aktivitu, řízenou CNS, která stabilizuje segmenty těla proti působícím zevním silám. Koaktivační svalová aktivita vede ke zpevnění segmentu a umožňuje tak v dané poloze vzdorovat gravitační síle. Zpevněním segmentů je umožněno docílit vzpřímeného držení a lokomoci těla jako celku, jelikož bez této koordinované svalové

aktivity by se kostra zhroutila. Ovšem posturální stabilizace nepůsobí jen proti síle gravitační, ale je také součástí jakéhokoliv pohybu (Kolář, 2012, s. 39).

Véle (2006, s. 110) v souladu s Panjabim (1992 in Véle, 2006, s. 110) rozeznává dva druhy stabilizace. Vnitřní (segmentovou) stabilizaci, která je řízena krátkými a hluboko uloženými stabilizačními svaly, vyjadřující stabilitu osového orgánu a vnější (sektorovou nebo celkovou) stabilizaci, řízenou delšími záběrovými svaly. Ty jsou uloženy povrchněji a mají za úkol celkovou stabilizaci. Stabilita osového orgánu vytváří základnu pro stabilitu celkovou a je bází, ze které vychází i účelově řízený pohyb. Tato vnitřní stabilita však musí být sektorově pružná, aby jednotlivé sektory mohly zastabilizovat svou polohu tak, aby jiné sektory byly schopny svou polohu účelově měnit (Véle, Čumpelík a Pavlů, 2001, s. 103).

Vnitřní stabilizaci vykonávají již zmíněné hluboké drobné intersegmentální svaly páteře, které představují hluboký stabilizační systém. Citlivé receptory těchto svalů (zvláště těch v oblasti krční páteře) poskytují informace o připravených nebo již počínajících odchýlení od střední polohy obratlů, aby se včas zabránilo destabilizaci a mohly být rychleji korigovány (Véle, 2006, s. 110). Norris (in Suchomel, 2006, s. 120) uvádí, že hluboké intersegmentální svaly obsahují až sedmkrát více svalových vřetének než větší povrchové svaly a představují tak významnou propioceptivní aferentaci.

### **1.3 Posturální reaktibilita**

Při jakémkoliv pohybu segmentu těla, který je náročný na silové působení (např. držení nebo zvedání břemene), je automaticky generována kontrakční svalová síla, nutná pro překonání odporu. Tato síla je převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolá reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Posturální reaktibilita je tedy reakční stabilizační funkcí (Kolář, 2012, s. 40).

Cílem této reakce je vytvořit co nejstabilnější *punctum fixum*, tedy zpevnění jedné úponové části svalu aktivitou jiných svalů, aby druhá úponová část svalu mohla provádět pohyb v kloubu – *punctum mobile*. Bez zajištění *punctum fixum* kloubního segmentu nelze provést žádný cílený pohyb. Dochází k řetězení svalové aktivity v pohybovém systému, jelikož aktivita svalu stabilizující segment vytváří aktivitu i v dalších svalech, jejichž segmenty spolu souvisí. Důležité je, že reaktivní stabilizační funkce probíhají automaticky a mimovolně na rozdíl od cíleného pohybu (Kolář, 2012, s. 40).

## 2 Posturální kontrola

Posturální kontrola je považována za komplexní motorickou dovednost, založenou na interakci několika senzomotorických procesů (Horak, 2006, s. ii8). Pollock et al. (2000, s. 403–404) ji popisuje jako nezbytnou podmínku pro realizaci nesčetného množství pozic a aktivit každodenního života. Dále definuje posturální kontrolu jako akt udržování, dosahování nebo obnovování stavu rovnováhy během držení těla či aktivity v prostoru.

Posturální kontrola se zakládá na dvou základních funkčních předpokladech, kterými jsou **posturální orientace** a **posturální stabilita**. Posturální orientace je chápána jako schopnost udržovat odpovídající vztah jak mezi tělními segmenty, tak mezi tělem a prostředím (Horak a Macpherson, 1996 in Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 158). Pro většinu funkčních úkolů udržujeme tělo ve vzpřímené pozici, která je zajišťována pomocí několika sensorických referencí zahrnujících působení gravitace (vestibulární systém), charakter podložky (somatosenzorický systém), stav prostředí pod vizuální kontrolou (zrakový systém) a stav vnitřního prostředí. Z toho vyplývá, že prostorová orientace je založena na interpretaci konvergentních sensorických informací ze somatosenzorického, vestibulárního a vizuálního systému (Horak, 2006, ii8).

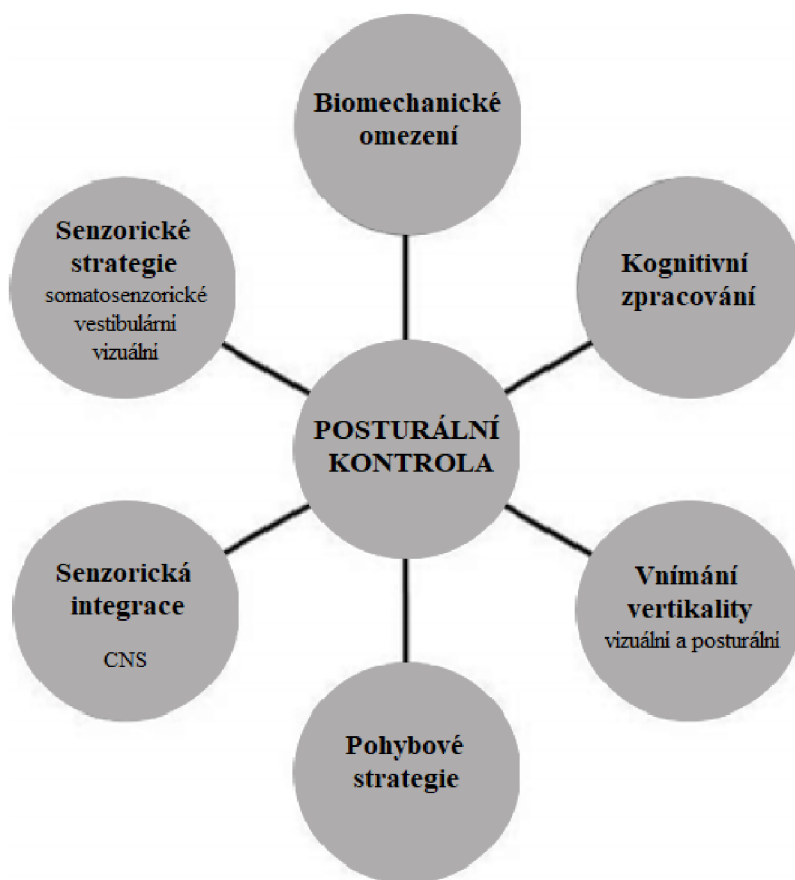
Posturální stabilita je schopnost ovládat těžiště těla ve vztahu k BOS a zahrnuje koordinaci senzomotorických strategií ke stabilizaci těžiště těla v průběhu vnitřně i externě iniciovaných nestabilit (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 158).

Posturální kontrola pro posturální stabilitu a orientaci vyžaduje komplexní spolupráci muskuloskeletálního a nervového systému. Muskuloskeletální komponenty zahrnují vlastnosti svalu, kloubní rozsahy, flexibilitu páteře a biomechanické vztahy mezi propojenými tělními segmenty. Neurální komponenty nezbytné pro posturální kontrolu jsou:

- motorické procesy zahrnující organizaci svalů skrze tělo do neuromuskulárních synergií;
- sensorický/percepční proces zahrnující organizaci a integraci vestibulárního, vizuálního a somatosenzorického systému;
- procesy na vyšší úrovni, které jsou důležité pro mapování vjemů pro pohyb a zajištění anticipatorních a adaptivních aspektů posturální kontroly (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 160; Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 2).

Adaptivní posturální kontrola zahrnuje úpravu sensorického a motorického systému v reakci na měnící se úlohy a požadavky vnějšího prostředí. Anticipatorní aspekty posturální kontroly předem připraví sensorické a motorické systémy na posturální požadavky založené

na předchozích zkušenostech a učení se. Mezi další kognitivní aspekty ovlivňující posturální kontrolu patří procesy, jako jsou motivace, pozornost a úmysl (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 160).



**Obrázek 2** Důležité komponenty potřebné pro posturální kontrolu (převzato dle Barros de Olivera al., 2008, s. 1216)

Souhrn šesti důležitých komponent pro posturální stabilitu a orientaci je znázorněn na obrázku 2. Porucha u kterékoli komponenty podílející se na posturální kontrole nebo kombinace více poruch současně, vede k posturální instabilitě specifické pro daný kontext. Je známo, že starší lidé mají zvýšené riziko poruch rovnováhy a pádů. Toto riziko spojované se stářím však nemá nic společného se stárnutím „rovnovážného systému,“ ale souvisí se zvýšenou pravděpodobností poškození nebo s patologií některých z fyziologických systémů, které jsou základem komplexní schopnosti balance (Horak, 2006, s. ii8).

## 2.1 Senzorické strategie

Vzpřímené postavení vyžaduje neustálý přísun multimodálních senzorických vstupů k produkci jemného a ladného pohybu, který může být upraven tak, aby vyhovoval měnícím se podmínkám stoje a prostředí (Henry a Baudry, 2019, s. 525). Snímání polohy COG vzhledem

ke gravitační síle a BOS vyžaduje kombinaci vizuálních, vestibulárních a somatosenzorických (propriocepce, exterocepce) vstupů. Je zapotřebí všech tří systémů, jelikož žádný z nich není schopen sám predikovat polohu COG (Nashner, 2020, s. 90; Vařeka, 2002b, s. 122).

Za určitých podmínek může jeden nebo více smyslů poskytovat zavádějící nebo nepřesné informace pro udržení stability. Tyto konflikty mezi smysly konfrontují posturální kontrolní systém a vyžadují úpravu integračního procesu, aby se mohla určit správná orientace v prostoru a vhodná motorická odezva. Ke konfliktu dochází především, když se vizuální a/nebo proprioceptivní vstupy liší od vestibulárních informací. Problém nastává, pokud jsou přítomny periferní nebo centrální vestibulární poruchy (Redfern, Yardley a Bronstein, 2001, s. 82). Příkladem je situace, kdy jedinec stojí u velkého autobusu, který se náhle rozjede vpřed. Tímto může dojít k okamžité dezorientaci a nestabilitě. Mozek tak musí během zlomku sekundy určit, zda výsledný vizuální podnět je výchylka jedince dozadu nebo pohyb autobusu vpřed. Během těchto sporných senzoričkových situací je nutná spolupráce ostatních senzoričkových vstupů, které poskytují přesné informace o poloze těla a ignorují ty zavádějící (Nashner, 2020, s. 90; Barros de Olivera et al., 2008, s. 1216).

CNS musí po přijetí aferentních vstupů učinit rozhodnutí a vybrat vhodné senzoričkové vstupy, na které se za daných podmínek dá nejlépe spolehnout a potlačit ty, na které by se přihlížet nemělo. Poté je důležitost vybrané senzoričkové informace postavena výše než ostatní. Tento proces je komplexní, a ne vždy úplný, jelikož množství senzoričkových vstupů nelze redukovat na nulu. Daný proces může být také ovlivněn poruchou CNS (Redfern, Yardley a Bronstein, 2001, s. 86).

### **2.1.1 Somatosenzoričkový systém**

Do somatosenzoričkového systému řadíme kožní čítí, kloubní a tlakové receptory a také proprioceptory. Pomocí proprioceptorů je zajišťováno vnímání pohybu a polohy těla (Myslivoček, 2003, s. 183). Proprioceptory, svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska, se nacházejí v samotném svalu, v jeho šlaše a také v okolních kloubních pouzdech. I když proprioceptivní signály přicházejí z různých receptorů, existuje obecná shoda, že receptory svalových vřetének poskytují primární zdroj informací pro posturální kontrolu (Henry a Baudry, 2019, s. 527). Proprioceptivní vnímání má významný podíl při udržování posturální stability při klidném stoji. Vyřazení propriocepce v dané situaci má minimálně stejný dopad jako současné vyřazení vestibulárního aparátu i zraku (Simoneau et al., 1995 in Vařeka, 2002b, s. 122). Horak (2006, s. 8) uvádí, že při klidném stoji na pevné podložce v dobře osvětleném prostředí se spoléhají zdravé osoby ze 70 % na informace ze somatosenzoričkového systému,



z 20 % na informace z vestibula a z 10 % na informace ze zraku. Pokud jedinec stojí na nestabilním povrchu, tak se zvyšuje podíl informací z vestibulárního a zrakového systému, jelikož se sníží vnímání somatosenzorických vjemů z povrchu podložky. Proprioceptivní vstupy navíc spouští rychlé, automatické a koordinované posturální reakce na neočekávaný pohyb AS. Pro načasování těchto automatických posturálních reakcí, jsou důležitá velká aferentní vlákna (Ia vlákna), aby bylo zajištěno koordinované řízení těžiště těla a balance. Naproti tomu nebylo ovlivněno načasování automatických posturálních reakcí ztrátou vestibulárních informací po bilaterální labrintektomii, dokonce i se zrakovou absencí (Henry a Baudry, 2019, s. 527). Somatosenzorické informace se dále stávají nedostatečnými pro kontrolu posturální orientace a rovnováhy v situaci, když zdraví jedinci stojí na odpruženém povrchu či na úzkém povrchu jako je kladina, ve vodě, nebo když tělo není v kontaktu s nosnými povrchy, například při skákání, běhu nebo potápění (Horak a Hlavačka, 2001, s. 576). Také u obézních jedinců bylo prokázáno zhoršení kvantitativní i kvalitativní mechanorecepce v oblasti planty (Hue et al., 2007 in Pastucha et al., 2013, s. 232).

Exterocepce bývá často opomíjena. Informace z Maissnerových a Ruffiniho tělísek umístěných na plosce nohy mimo jiné slouží k identifikaci míst s různým zatížením, a tedy i polohy COP. Významně se podílí na kontrole tření, která je při zajištění posturální stability podstatným faktorem (Vařeka, 2002 b, s. 122). Pokud dojde k sensorické ztrátě v chodidlech např. v důsledku distální neuropatie, může to vážně poškodit posturální stabilitu (Maurer, Mergner a Peterka, 2006, s. 232). Maurer et al. (2001, s. 45) označoval tyto podněty jako „somatosenzorické graviceptory“, což znamená, že jejich funkce by spočívala v informování mozku o gravitační reakční síle a jejím prostorovém rozložení, když se tělo opírá o stabilní oporu. Tyto podněty by případně v kombinaci s „viscerální gravicepcí“ a silovými receptory ve šlachách a kloubech doplňovaly klasické „vestibulární graviceptory“ a vysvětlovaly, proč jsou schopni pacienti s bilaterální vestibulární ztrátou udržovat rovnováhu při pomalém naklánění podložky, i když jim vyřadíme zrakovou kontrolu. Hoch a Russel (2016, s. 1) poukazují na velmi slabý efekt plantárních exteroceptorů na posturální kontrolu při nerušeném stoji. Metaanalýza zdůraznila, že ochlazení podložky pod ploskou nohy měla velmi slabý a nesignifikantní účinek na vzpřímené postavení.

### **2.1.2 Vestibulární systém**

Vestibulární systém je známý také jako rovnovážný orgán vnitřního ucha. Tvoří jej tři, na sebe kolmé, půlkruhové kanálky, které snímají rotační pohyby hlavy a dva otolitické orgány (saculus a utriculus), které vnímají lineární zrychlení i zpomalení pohybu hlavy.

Nepřetržitá aference z vestibula poskytuje informace o jakékoliv změně polohy hlavy v prostoru. Dokonce i když zůstaneme nehybní, otolitové orgány jsou citlivé na gravitační sílu a poskytují tak informace o trojrozměrném gravitačním poli (Angelaki a Cullen, 2008, s. 126; Trojan, Druga a Pfeiffer, 1991, s. 215).

Na rozdíl od jiných smyslů se vestibulární informace v CNS stávají okamžitě multisenzorickými a multimodálními. Z vestibulárního systému nepřichází zřetelný vědomý pocit, ale přesto vestibulární aferentní informace přispívají k velké škále mozkových funkcí, od automatických reflexů až po prostorové vnímání a motorickou koordinaci (Angelaki a Cullen, 2008, s. 126).

Některé aferentní informace z vestibula mohou přinášet i rozporuplné informace, jelikož samy nedokážou rozlišit, zda dochází k pohybu hlavy doprovázející samotnou změnu těžiště nebo se jedná o pohyb hlavy nad stabilním tělem (Horak, 2009, s. 3216).

Předpokládá se, že informace z vestibula se stávají rozhodujícími pro kontrolu posturální orientace a rovnováhy stoje pouze tehdy, když nejsou dostatečné somatosenzorické informace z podpůrného povrchu (Horak a Hlavačka, 2001, s. 576). Pokud tedy somatosenzorická ztráta nebo nestabilní povrch zvýší závislost na vestibulární informaci pro kontrolu posturální orientace, předpovídá se větší sklon trupu než těžiště, což naznačuje zvýšené použití kyčelní strategie. Naproti tomu jedinci s úplnou vestibulární ztrátou nejsou schopni využívat strategii kyčle k ovládnutí posturální rovnováhy a udržují hlezenní mechanismus (Horak, Nashner a Diener, 1990, s. 167).

### **2.1.3 Zrakový systém**

Zrakový systém, jakožto distanční receptor, nám oproti vestibulárnímu a somatosenzorickému systému podává informace tykající se vnějšího prostředí (Uchiyama a Demura, 2009, s. 22). Vnímá směr a rychlost výchylek těla v prostoru, podává podrobné informace o případných destabilizačních situacích a také rozlišuje orientaci těla ve vztahu k horizontálnímu a vertikálnímu prostředí (Horak, 2009, s. 3216). Ze všech rovnovážných smyslů dává bezpochyby nejbohatší a nejrůznorodější informace o pohybu a celkové orientaci v prostoru (Nashner, 2020, s. 92; Vařeka, 2002b, s. 122; Latash, 2008, s. 214). Jestliže je zraková aference v rozporu s jinou modalitou, pak má jedinec sklony věřit očím (Latash, 2008, s. 2014). Informace ze zrakového systému také pomáhají kontrolovat polohu a postavení hlavy v prostoru (Vařeka, 2002b, s. 122). Důležitou roli má zrak při udržování rovnováhy zvláště v situaci, kdy jedinec stojí na nestabilním povrchu, což potvrzuje výrazně menší odchylka COG při otevřených očích (Nashner, 2020, s. 92). Pokles vizuálních funkcí do značné míry ovlivňuje

posturální kontrolu a zasahuje do každodenních činností. Projevuje se to zvláště u starších lidí, kteří vykazují vyšší závislost na zrakovém systému oproti mladým dospělým a v důsledku zhoršení zraku u nich dochází k častějším pádům (Uchiyama a Demura, 2009, s. 22).

Aferentní zrakové informace, přicházející do CNS, mohou do určité míry nahradit ostatní aferentní podněty, např. u neuropatií dolních končetin nebo u nemoci tabes dorsalis, kde z důvodu postižení zadních provazců míšních chybí aference z proprioreceptorů, a tím dochází ke zvýšení závislosti na vizuálních informacích. Jedinci jsou schopni chůze pouze za světla, ve tmě mají s chůzí problém (Horak, 2006, s. ii8; Trojan, Druga a Pfeiffer, 1991, s. 220). A naopak u jedinců se zrakovým deficitem dochází k somatosenzorické kompenzaci při udržování statické rovnováhy (Serin-Brackman, Pezet Poux a Quintyn, 2019, s. 1078).

Nedávný výzkum pohybového chování s využitím virtuální reality ukazuje, že jednotlivé prvky vnímání orientace těla se liší svými vlivy na rovnováhu. (Keshner a Kenyon, 2009, s. 209). Vidění se obecně dělí na centrální a periferní. Centrální vidění se zaměřuje na vnímání pohybu a rozpoznávání objektů. Periferní vidění je citlivé na pohyb okolí a předpokládá se, že hraje důležitou roli v posturální kontrole (Uchiyama a Demura, 2009, s. 22). Studie, kterou provedli Berencsi, Ishihara a Inanaka (2005, s. 689), ukázala, že vizuální stimulace periferního zorného pole snižuje posturální výkyvy těla ve směru k pozorovanému vizuálnímu podnětu, a to spíše v anteroposteriorním směru než mediolaterálním. Stejně tak Nashner (2020, s. 92) uvádí, že tok informací v periferním zorném poli má silnější vliv na řízení rovnováhy než měnící se velikosti objektů v centrálním zorném poli.

#### **2.1.4 Sluchový systém**

Stejně jako zrakový systém je sluch distančním receptorem a poskytuje nám důležité prostorové informace (Palm et al., 2009, s. 328). Sluch, zrak i čich fungují v referenčním rámci vázaném na vnější orientační body (St George a Fitzpatrick, 2011, s. 808). Sluchový systém a jeho projekce ovlivňují řadu oblastí mozku a struktur mozkového kmene spojených s posturální kontrolou (Pagnacco et al., 2015, s. 54). Zdá se, že hudba ovlivňuje nejen aktivaci vestibulárního systému, ale také aktivuje laterální premotorickou a doplňkovou motorickou oblast (Popescu, Otsuka a Ioannides, 2004, s. 1622).

Přestože je posturální stabilita primárně regulována již výše zmíněnými smysly, jako je vestibulární, zrakový a somatosenzorický systém, sluchové podněty mohou mít významnější zastoupení, pokud je jeden ze zmíněných smyslů postižen, především zrak. Nevidomí a slabozrací jedinci využívají k dosažení stability různé senzomotorické strategie a při shromažďování informací o prostoru často spoléhají na informace ze sluchového ústrojí

(Palm et al., 2009, s. 328). U jedinců se silnou demencí měl poslech hudby na pozadí vliv na posturální kontrolu (vzpřímené držení těla, silnější a symetričtější pohyby těla a značně zvýšené povědomí o sobě a okolí) (Götell, Brown a Ekman, 2009, s. 422). Studie prokázala, že zvuková složka při 100 Hz s více než 46,6 dB zlepšila rovnováhu u mladých dospělých, ovšem subjekty vystavené hluku vysoké intenzity měly posturální výkyvy významně větší. Je tedy možné, že míra hluku ovlivňuje rovnovážné reakce jedince (Xu et al., 2018, s. 1).

## 2.2 Motorické strategie

Udržování vzpřímeného stoje vyžaduje podmínku udržení těžiště nad BOS. Tělo je ze své podstaty nestabilní, a to díky působení síly gravitační a jiných sil vznikajících v důsledku pohybu a interakce těla s prostředím. Schopnost regulovat vztah mezi těžištěm a BOS během každodenního života vyplývá z kombinace **prediktivní (anticipatorní)** a **reaktivní (kompenzační)** strategie kontroly rovnováhy (Maki a McIlroy, 1997, s. 489). Prediktivní strategie je využívána při očekávání rušivého momentu např. nárazu do horní poloviny těla, pak je těžiště přesunuto ve směru odkud má náraz přijít (atituda). Tímto je vytvořen větší prostor pro následnou reakci (Vařeka, 2002 b, s. 123). Zatímco prediktivní strategie slouží spíše k minimalizaci destabilizujících účinků, které je možné předpokládat, reaktivní strategie je jediným prostředkem v případě neočekávaného narušení rovnováhy. Tyto posturální pohybové strategie sloužící k udržení rovnováhy jsou realizovány mimovolně (tzv. posturální automatické reakce) nebo volně (Maki a McIlroy, 1997, 489; Pollock et al., 2000, s. 404).

Reaktivní strategie se dále ještě dělí na strategii statickou a dynamickou (Vařeka, 2002b, s. 123).

### 2.2.1 Statické strategie

Pomocí statických strategií se řídicí systém snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné kontaktní plochy těla s povrchem (Pollock et al., 2000, s. 404). Využívá k tomu rovnovážné reakce neboli balanční mechanismy, které jsou také podstatou mnoha terapeutických technik objevujících se v rámci různých terapeutických systémů (např. propioceptivní neuromuskulární facilitace, senzomotorické cvičení dle Jandy nebo Bobath koncept). Statické strategie využívají především hlezenní a kyčelní mechanismus (Vařeka, 2002b, s. 123).

- **Hlezenní mechanismus** – je převážně využíván v rámci udržení stability bipedálního stoje na pevné podložce s drobnými výchylkami těla. Tělo se zde pohybuje v hlezenním kloubu jako pružné obrácené kyvadlo a rovnováha v anteroposteriorním směru je

udržována zvláště aktivitou plantárních (a zčásti i dorzálních) flexorů hlezenních kloubů (Horak, 2006, s. ii9; Vařeka, 2002b, s. 123; Horak a Kuo, 2000, s. 268). Tento mechanismus je závislý převážně na přesných somatosenzorických informacích a nelze jej řádně použít, pokud je BOS redukována, např. na úzkém povrchu nebo při svalové slabosti hlezenního kloubu (Barros de Olivera et al., 2008, s. 1217).

- **Kyčelní mechanismus** – při kyčelní strategii dochází k rychlému točivému momentu v kyčelních kloubech s protirotačí v hlezenním kloubu. Tento mechanismus je využíván zvláště při bipedálním stoji na úzkém nebo poddajném povrchu, nebo kdy těžiště musí být rychle přesunuto (Horak, 2006, s. ii9). Mechanismus využívá především informace z vestibulárního aparátu (Barros de Olivera et al., 2008, s. 1217).

### 2.2.2 Dynamická strategie

Bývá využita k obnově posturální stability až tehdy, pokud je v labilních polohách překročena hranice bezpečného udržení těžiště (a COG) v BOS. Výsledkem je částečné přemístění kontaktní plochy způsobené například přichycením se o pevnou oporu v okolí nebo úkrokem, čímž dojde ke zvětšení BOS (Pollock et al., 2000, s. 404; Vařeka, 2002b, s. 123; Nashner, 2020, s. 96). Využití krokové strategie pro udržení rovnováhy je běžné zejména při chůzi a v případech, kdy není důležité zůstat v kontaktu s podložkou (Horak, 2006, s. ii9). Při výběru vhodné strategie sehrává významnou úlohu aktuální psychický a fyzický stav i předchozí zkušenost (Vařeka, 2002b, s. 123). Tělo se nejdříve snaží na vnější podnět reagovat zachováním rovnováhy pomocí kotníkové strategie, vzhledem k malé ploše chodidel je však účinnost svalů hlezna značně malá, a proto při působení větších zevních sil je využita strategie kyčelní a nakonec i dynamická kroková strategie (Maki a McIlroy, 1997, s. 501; Vařeka, 2002b, s. 124).

Starší jedinci, kteří jsou vystaveni riziku pádu, mají větší sklony nejprve využívat strategii kyčelní a krokovou pro udržení posturální stability než jedinci bez tohoto rizika. Také strach z pádu může vést ke zvýšenému využívání kyčelní strategie (Horak, 2006, s. ii9; Vařeka, 2002b, s. 124). Pokud nejsme schopni ani pomocí dynamické strategie danou situaci zvládnout, pak systém rezignuje a nesnaží se zajistit posturální stabilitu, ale preventivně přejde na program řízeného pádu (Vařeka, 2002b, s. 122–123).

V běžných podmínkách se nejčastěji setkáváme s kombinací všech výše uvedených strategií ke znovuoobnovení stability. Výběr vhodné strategie vychází z fyziologických možností daného jedince, zvláště z jeho biomechanických předpokladů a z kvality senzorických informací, které jsou k dispozici nervovému systému (Horak et al., 1997, s. 520).

## 2.3 Vnímání vertikality

Adekvátní orientace v prostoru, jako je schopnost orientovat části těla s ohledem na gravitaci, AS, vizuální prostor a vnitřní reference. Zdravý nervový systém automaticky mění orientaci těla v prostoru v závislosti na kontextu a úkolu. Například, jedinec může orientovat kolmo své tělo vzhledem k AS do té doby, než se AS nakloní, poté se tělo jedince orientuje vzhledem ke gravitaci. Osoby bez zdravotního postižení jsou schopny identifikovat gravitační vertikálu do  $0,5^\circ$  bez použití vizuální zpětné vazby (Horak, 2006, s. ii9; Barros de Olivera et al., 2008, s. 1217). Ve skutečnosti vnímání vizuální vertikality nebo schopnosti vyrovnat linii s gravitační vertikálou ve tmě je nezávislé na vnímání posturální (nebo propioceptivní) vertikality. Příkladem je schopnost narovnat tělo v prostoru s vyloučením zraku (Bisdorff et al., 1996, s. 1533). Výsledkem nepřesné nebo nakloněné vnitřní reprezentace vertikality je, že automatické posturální vyrovnání není v souladu s gravitací, a proto činí jedince nestabilním (Horak, 2006, s. ii10).

## 2.4 Řídící složka

Pohyb vykonávaný za určitým účelem je základní charakteristikou lidského chování. Koordinovaný lidský pohyb je výsledkem svalového působení na skelet, toho je dosaženo za pomoci nervového systému, který je řídicí složkou celé motoriky. Pohyb není výsledkem jediného svalu působící přes jeden kloub, ale je to integrovaný systém mozku a těla, který reaguje, vykonává, interpretuje a přizpůsobuje se neustálé zpětné vazbě (Houglum a Bertoti, 2012, s. 83).

Řízení lidské motoriky probíhá na několika řídicích úrovních, které postupně vznikaly za fylogenetického vývoje. U člověka rozlišujeme čtyři hlavní řídicí úrovně. Jedná se o autonomní úroveň, řídicí základní biologické funkce. Spinální úroveň, která je zdrojem fyzikální síly, které pomocí základních reflexů ovládá svaly. Dále úroveň subkortikální, řídicí lokomoční a posturální motoriku a v neposlední řadě ještě úroveň kortikální zajišťující účelovou ideokinetickou motoriku (Véle, 2006, s. 75).

Tyto jednotlivé řídicí úrovně jsou uspořádány hierarchicky, ale ne ve smyslu, kdy je jedna úroveň důležitější než druhá. Fungují spíše v heterarchii, kde přispívající systémy pracují souběžně (Houglum a Bertoti, 2012, s. 107). Jednotlivé řídicí úrovně tak nelze od sebe oddělit, jelikož se při každém pohybu všechny plnohodnotně podílejí na procesu řízení (Véle, 2006, s. 75). Od svalů přes míchu až po mozkovou kůru má řízení pohybu charakter kontinuální a postupně narůstá komplexita jednotlivých řídicích procesů (Grafton, Hamilton, 2007, s. 591).

V heterarchickém řízení motoriky korová centra interagují nejen mezi sebou navzájem, ale také s mozkovým kmenem a páteří míchou s periferním nervovým systémem a s ascendentními a descendentními nervovými dráhami (Houglum a Bertoti, 2012, s. 107).

### **2.4.1 Reflexní pohyb**

Mícha je z funkčního i morfologického hlediska rozdělena na šedou a bílou hmotu. Šedá hmota představuje nahromadění nervových buněk (neuronů i glií) a bílou hmotu utváří dráhy, které spojují jednotlivé oddíly nervového systému s receptory nebo efektory (Mysliveček, 2003, s. 64). Neurální spojení v míše se významně podílí na automatické kontrole pohybu. Konkrétně spinální oblast je místem pro reflexní pohyb, centrální generátory pohybu a aktivaci svalové synergie (Houglum a Bertoti, 2012, s. 108).

Spinální reflexy zajišťují pohyb, který je z velké části generován jako reakce přicházející z kožních, svalových a kloubních receptorů (Houglum a Bertoti, 2012, s. 109). Jedná se o propioceptivní a exteroceptivní míšní reflexy. Exteroceptivní reflexy zajišťují a řídí postojové a obranné reakce. Řadíme zde extenzorový reflex, který je podstatou postojových reakcí, a dále reflex flexorový neboli obranný. Mezi propioceptivní reflexy patří napínací a obrácený napínací reflex, které neustále udržují a kompenzují nežádoucí změny v oblasti svalového napětí (Dylevský, 2009, s. 41–43). Tyto pohyby jsou stereotypní a předvídatelné, ale mohou být modifikovány CNS. Přenos v lokálním spinálním obvodu vyžaduje velmi malé zpoždění a zajišťuje tak velmi rychlé reakce. (Houglum a Bertoti, 2012, s. 109; Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 48). Tedy řízení motoriky ze spinální oblasti je využíváno převážně v situacích, kdy je potřeba velmi rychlá reakce, aby nedošlo k poškození (Véle, 2006, s. 79).

Řízení pohybu na míšní úrovni je možné shrnout do čtyř principů: princip reciproční inervace, princip záporné zpětné vazby, princip hierarchie řízení a princip společné periferní dráhy (Dylevský, 2009, s. 43).

### **2.4.2 Pohyb na subkortikální úrovni**

#### **Mozkový kmen**

Mozkový kmen je tvořen prodlouženou míchou, Varolovým mostem a středním mozkem. Obsahuje velké množství ascendentních a descendentních drah, stejně jako jader. Jeho součástí je i retikulární formace (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 48; Mysliveček, 2003, s. 67). Tyto kmenové struktury fungují jako extrémně složitý prespinální integrovaný systém. Kmenové eferentní dráhy jsou do značné míry zodpovědné za automatickou posturální

kontrolu. Z center mozkového kmene je regulováno supraspinální posturální řízení a průběh pohybových vzorů (Houglum a Bertoti, 2012, s. 108).

Specifické pro člověka je přítomnost vzpřímeného, bipedálního postoje. Na vzpřímeném postoji jedince se podílí mnoho hierarchicky uspořádaných reflexních mechanismů. Řadíme mezi ně postojový reflex, vzpřimovací reflex a umístovací reakce. Fungují jako zpětnovazebné regulační obvody s cílem neustále směřovat těžiště těla do AS a udržovat směr souhlasný se směrem vektoru tíhové síly (Králíček, 2002, s. 138).

### **Retikulární formace**

Retikulární formace je tvořena síťovitou strukturou různých jader a neuronů mozkového kmene. Jádra retikulární formace nemají přesné vymezení a prostupují všemi oddíly kmene, ale i talamu (Horn, 2006, s. 127). Pomocí svých jader ovlivňuje svalový tonus a působí především na antigravitační svaly. Svůj vliv realizuje pomocí několika drah: tractus retikulospinalis, vestibulospinalis a rubrospinalis (Dylevský, 2009, s. 45). Pro své regulační působení shromažďují veškeré aferentní senzorní signály především z vestibulárních jader, také z mozečku, proprioceptorů šijových svalů, bazálních ganglií a mozkové kůry. Díky těmto informacím tak připravuje podmínky pro pohyb. Funkčně je pod vlivem nižších i vyšších oddílů CNS, přijímá kolaterály ze všech specifických mozkových drah (Myslivoček, 2003, s. 70; Véle, 2006, s. 87; Dylevský, 2009, s. 45).

### **Mozeček**

Mozeček je vzájemně propojený se všemi úrovněmi CNS a funkčně slouží jako globální koordinátor motorické aktivity (Houglum a Bertoti, 2012, s. 111). Z funkčního i fylogenetického hlediska je možné mozeček rozdělit na tři oblasti: vestibulární, spinální a cerebrální mozeček.

Vestibulární mozeček (archicerebellum) je fylogeneticky nejstarší částí a přijímá informace hlavně ze statokinetického čidla a zrakového systému. Jeho základní funkcí je udržování vzpřímené polohy těla ovlivňováním axiálního a pletencového svalstva, dále se také podílí na řízení automatických očních pohybů. Spinální mozeček (paleocerebellum) dostává informace z proprioceptorů, exteroceptorů i interoceptorů. Jeho funkcí je analyzovat a porovnávat právě prováděný pohyb s motorickým plánem a případně opravovat vzniklou diskrepanci pohybu za pomoci mechanismu zpětné vazby. Přispívá tak k regulaci svalového tonu. Cerebrální mozeček (neocerebellum) je fylogeneticky nejmladší částí. Je informován především z primárních motorických oblastí mozkové kůry, dále také z interoceptorů a taktilního cití. Zajišťuje pohybovou koordinaci a společně s bazálními ganglií a mozgovým



kortexem se participuje na plánování a programování volního pohybu (Králíček, 2002, s. 146; Dylevský, 2009, s. 50; Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 76).

Mozečkové cesty kontrolují balanci, koordinaci a pohybovou přesnost na ipsilaterální straně těla. Mimo jiné je mozeček také zodpovědný za časoprostorovou orientaci, a to díky možnosti dopředné vazby (feed forward), díky které dokáže krátkodobě predikovat čas zevního prostředí. Dále se předpokládá, že rozhoduje o správném načasování jednotlivých svalů a účastní se motorického učení (Véle, 2006, s. 88; Houglum a Bertoti, 2012, s. 111).

### **Bazální ganglia**

Bazální ganglia vytváří hlavní centrum komplexního extrapyramidového motorického systému (Herrero, Barcia a Navarro, 2002, s. 386). Jedná se o několik jader uložených ve spodní části frontálního laloku mozku. Patří mezi ně nucleus caudatus, putamen, globus pallidus, substantia nigra, nucleus subthalamicus. Ačkoliv jejich specifické funkce jsou stále neznámé, bazální ganglia hrají zásadní roli v regulaci postury a svalového tonu (Houglum a Bertoti, 2012, s. 111). Stejně tak jako retikulární formace zajišťují složité integrace v postojových reakcích (Myslivoček, 2003, s. 96). Jsou zapojena do mnoha neuronových drah, které mají také emoční, motivační, asociativní a kognitivní funkce (Herrero, Barcia a Navarro, 2002, s. 386).

Bazální ganglia jsou strukturou, která koordinuje neúmyslnou neboli reflexní pohybovou aktivitu s korově řízenými, tedy úmyslnými pohyby (Dylevský, 2009, s. 52; Myslivoček, 2003, s. 96). Nepřijímají žádné aferentní vstupy z míchy, ale mají přímé aference z kortexu (Houglum a Bertoti, 2012, s. 111). Nejsou sama schopna zahájit pohyb, tlumí však napínací reflexy či pohyby vyvolané drážděním mozkové kůry (Groenewegen, 2003, s. 108; Naňka a Elišková, 2015, s. 293). Slouží také ke zpracovávání iniciačních impulzů pro hybnost (Herrero, Barcia a Navarro, 2002, s. 386).

### **Talamus**

Talamus představuje hlavní přepojovací centrum v CNS (Myslivoček, 2003, s. 74). Jedná se o komplex až padesáti jader členěných do různých skupin, jejichž úkolem je integrace signálů z míchy, mozkového kmene, bazálních ganglií, mozečku a sluchové a zrakové dráhy a následně je propojuje s motorickou kůrou (Herrero, Barcia a Navarro, 2002, s. 386; Dylevský, 2009, s. 51). Motorická jádra talamu se účastní regulace pohybové aktivity. Předpokládá se, že mají podíl na řízení mimovolní motoriky, jelikož operační zásahy na těchto jádrech následně vedou ke snížení svalové rigidity (Dylevský, 2009, s. 52).

### **2.4.3 Pohyb na kortikální úrovni**

Kortex je nejvyšším centrem nervového systému a účastní se na řízení somatických funkcí jednak primární ideou pohybu, dále také integrací vstupů z vnějšího prostředí a programovým zpracováním pohybu, a nakonec vlastní iniciací pohybu (Mysliveček, 2003, s. 96). Motorický kortex se nachází ve frontálním laloku a skládá se z řady různých oblastí. Zahrnuje primární motorický kortex, premotorický kortex a suplementární motorickou oblast. Všechny tyto motorické oblasti mají své vlastní somatotopické mapové uspořádání těla, to znamená, že při stimulaci různých regionů dochází k pohybu různých svalů a částí těla (Houglum a Bertoti, 2012, s. 110; Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 70).

Primární motorická kůra je odpovědná za řízení kontralaterálních jemných pohybů distálních částí končetin a svalů obličeje (Houglum a Bertoti, 2012, s. 110). Do této motorické oblasti přicházejí vstupy z bazálních ganglií, mozečku, sensorických oblastí zahrnujících periferní aference skrze talamus, primární sensorickou oblast a asociativní sensorickou oblast v parietálním laloku (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 70). Nervová vlákna vycházející z primární motorické kůry se podílí na kortikospinálním traktu, také nazývaným pyramidová dráha, která sestupuje do páteřní míchy a přepojuje se na interneurony a alfa motoneurony předních rohů míšních (Houglum a Bertoti, 2012, s. 110).

Premotorický kortex řídí svaly trupu a svaly využívané při anticipačním posturálním nastavení, které je vyžadováno pro správné posturální nastavení těla v rámci přípravy na cílený pohyb. Suplementární motorická oblast také řídí pohybové sekvence a hraje roli v předprogramování pohybových sekvencí, které jsou již známé a jsou součástí paměťového repertoáru jednotlivce (Houglum a Bertoti, 2012, s. 110).

## **2.5 Kognitivní zpracování**

Posturální kontrola vyžaduje mnoho kognitivních zdrojů. I klidný stoj vyžaduje kognitivní zpracování, a čím obtížnější je posturální úkol, tím více je vyžadováno kognitivní zpracování. Jelikož posturální kontrola a další kognitivní zpracování sdílejí kognitivní zdroje, může být posturální výkon narušen sekundárním kognitivním úkolem (Teasdale a Simoneau, 2001, s. 203). Toto se projeví zvláště u osob s omezením kognitivního zpracování z důvodu neurologických poruch. Tito jedinci mohou pro svou posturální kontrolu využít více dostupných zdrojů kognitivního zpracování než je obvyklé, a to se projeví, jestliže je jedinec zatížen sekundárním kognitivním úkolem. Tato situace vede k nedostatečnému kognitivnímu zpracování informací pro posturální kontrolu a následně může dojít až k pádu (LaPointe, Stierwalt, Maitland, 2010, s. 455).

### 3 Možnosti testování posturální stability

Vyšetření posturální stability nám může pomoci posoudit riziko pádu a/nebo určit příčiny porušené rovnováhy. Hodnocení rovnováhy je důležité pro diagnostické i terapeutické účely v klinické praxi (Mancini a Horak, 2010, s. 240).

V praxi rozdělujeme metody hodnocení posturální stability dvěma základními způsoby, a to pomocí klinického a přístrojového testování.

#### 3.1 Klinické testování

Klinické hodnocení je nejjednodušším vyšetřením posturální kontroly. Jedná se o vizuální hodnocení postavení jednotlivých tělesných částí jedince jak za statických, tak i za dynamických situací. Klinické testy jsou snadné, rychlé a nevyžadují drahé vybavení. Je prokázáno, že dokážou posoudit riziko pádu, a tedy i potřebu terapie, avšak jejich výsledky jsou pouze orientační (Mancini a Horak, 2010, 242; Bizovská et al., 2017, s. 43).

Pro hodnocení statické rovnováhy se využívají nejrůznější modifikace stoje. Základním vyšetřením je klidný bipedální stoj, u kterého sledujeme celkovou posturu, šíři BOS a pro zhodnocení stability posuzujeme „hru šlach“ dorzálních extenzorů chodidla a míru titubací těla během vyšetření. Postupně se provádí náročnější modifikace stoje na udržení rovnováhy. Využívá se vyloučení zrakové kontroly a zúžení BOS. Příkladem takového vyšetření je Rombergova zkouška, která má 3 modifikace. Romberg I – stoj s chodidly na šíři svých ramen nebo jedné stopy, Romberg II. – stoj spojný a Romberg III. – stoj spojný s vyloučením zraku. Jedinec by měl vydržet bez titubací a chvění dolních končetin 30 sekund. Nejvíce náročným testem je stoj na jedné dolní končetině bez zrakové kontroly, popřípadě stoj na špičce či patě jedné nohy. Vyšetření na jedné noze je důležité, jelikož tento stoj se vyskytuje běžně při chůzi ve švihové fázi kroku. Doporučuje se i vyšetření na měkké podložce k prokázání i lehkých poruch propiocepce (Opavský, 2005, s. 72; Véle, 2006, s. 188).

Další kategorii vytváří funkční testy, které jsou užitečné pro dokumentaci stavu rovnováhy a jejich změn po terapeutické intervenci. Testy funkční rovnováhy obvykle hodnotí výkon na souboru motorických úkolů na stupnici od tří do pěti bodů nebo používají stopky k měření času, jak dlouho může subjekt udržovat rovnováhu v určité poloze. Nevýhodou funkčního klinického testování je neschopnost posouzení mírných změn balance. Testování je navíc zatíženo subjektivní chybou vyšetřujícího. Většina stupnic hodnocení funkční rovnováhy hodnotí riziko pádu a potřebu rehabilitace rovnováhy, ale nerozlišuje typy deficitů rovnováhy (Mancini a Horak, 2010, s. 240).

## 3.2 Přístrojové testování

Vedle klinického testování posturální stability má v posledních letech svou nezastupitelnou roli i moderní přístrojová technika. Na rozdíl od klinických testů lépe vyhodnotí a objektivizuje naměřená data a výsledek není ovlivněn subjektivitou vyšetřujícího. Nevýhodou může být vysoká pořizovací cena a dále také časová a prostorová náročnost realizovaného měření (Mancini a Horak, 2010, s. 244).

Jednou z možností přístrojového vyšetření stability je metoda zvaná posturografie, která sleduje změny polohy COP a měří reakční síly jedince během stoji (Bizovská et al., 2017, s. 53). Posturografii můžeme rozdělit na statickou a dynamickou (Mancini a Horak, 2010, s. 244).

### 3.2.1 Statická posturografie

Statická posturografie není ve skutečnosti statická, ale jejím cílem je kvantifikovat posturální výkyvy, zatímco subjekt stojí co nejvíce v klidu na pevné ploše. Posturální výkyvy jsou obvykle kvantifikovány charakteristickými posuny COP nohy za pomoci silové a tlakové plošiny. V poslední době jsou však k dispozici akcelerometry nebo gyroskopy (snímače úhlové rychlosti), umístěné na trupu nebo hlavě pro měření posturálních výchylek (Mancini a Horak, 2010, s. 243).

Silové plošiny měří reakční síly, které působí na plochy nohou od podložky (ground reaction force – GRF). Silové plošiny mohou být statické i dynamické. Zaznamenávají trajektorii působíště reakční síly (COP) a 3 složky GRF – vertikální, mediolaterální, anteroposteriorní. Fungují na principu 3–4 tenzometrických nebo piezoelektrických senzorů, umístěných v rozích plošiny, které na základě deformace působící síly vyšlou elektrický signál. Ten je dále zpracován a výsledné GRF je v každém směru dopočteno skrze využití reakčních sil změřených jednotlivými senzory (Bizovská et al., 2017, s. 53; Kolářová et al., 2014, s. 13).

Tlakové plošiny jsou využívány pro měření tlaku kontaktu těla s podložkou. Po celé ploše tlakové plošiny jsou s definovanou hustotou rozmístěny kapacitní nebo tenzometrické senzory, které umožňují detailní analýzu tlaku v různých jejích částech. Hustota senzorů se liší v závislosti na výrobcu nebo typu plošiny. Výsledkem měření je rozložení tlaku pod různými částmi chodidla a také trajektorie COP a průběh GRF (Bizovská et al., 2017, s. 54).

Statická posturografie se využívá k hodnocení terapeutické účinnosti a k předpovědi rizika pádů, avšak nemusí být schopna odhalit patofyziologii nebo poskytnout diagnostické informace, protože navzdory své vynikající sensitivitě mají posturální výchylky špatnou

specificitu. Posturální výchylky jsou ale dobrým měřítkem celkového stavu integrity systému (Mancini a Horak, 2010, s. 244).

### **3.2.2 Dynamická posturografie**

Na rozdíl od statické posturografie zahrnuje dynamická posturografie využití vnějších balančních perturbací nebo měnících se povrchových a/nebo vizuálních podmínek. Ačkoliv dynamické posturografické systémy poskytují přesná data o výchylkách těla vpřed a vzad a představují zlatý standard v měření motorických a senzorických přínosů pro rovnovážnou kontrolu, mají i své nevýhody. Mezi ně patří vysoká pořizovací cena, dále prostorová, ale i časová náročnost testování a také požadavky na odbornost personálu pro vyhodnocení a zpracování výsledků (Mancini a Horak, 2010, s. 244).

Dynamická posturografie umí odhalit typ poruchy rovnováhy, funkční kompenzace a pravděpodobně i prostředí vedoucí k nestabilitě, avšak nejedná se o diagnostický nástroj (Mancini a Horak, 2010, s. 244).

## 4 Cíle a hypotézy

### 4.1 Cíle práce

Hlavním cílem diplomové práce je zhodnotit, jaký má vliv zhoršená zraková ostrost a úplné vyřazení zraku na posturální stabilitu mladých zdravých jedinců jak ve vzpřímeném bipedálním stoji, tak i ve vzpřímeném stoji o zúžené BOS na jedné dolní končetině. Dalším cílem bylo porovnat výsledky měření u stoje na dominantní a nedominantní dolní končetině.

### 4.2 Výzkumné otázky a hypotézy

#### Výzkumná otázka č. 1

**Má změna vstupních vizuálních podmínek a změna BOS vliv na posturální stabilitu u zdravých mladých jedinců?**

**H<sub>01</sub>:** U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl v parametru 95% Confidence Ellipse Area při prostém bipedálním stoji s otevřenými očima a v ostatních testovaných situacích:

- a) stoj se zavřenými očima,
- b) stoj s brýlemi,
- c) stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima,
- d) stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima,
- e) stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.

**H<sub>A1</sub>:** U testovaného výběru je statisticky významný rozdíl v parametru 95% Confidence Ellipse Area při prostém bipedálním stoji s otevřenými očima a v ostatních testovaných situacích (situace viz H<sub>01</sub>).

**H<sub>02</sub>:** U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl v parametru COP Path Length při prostém bipedálním stoji s otevřenými očima a v ostatních testovaných situacích:

- a) stoj se zavřenými očima,
- b) stoj s brýlemi,
- c) stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima,
- d) stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima,
- e) stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.

**H<sub>A2</sub>:** U testovaného výběru je statisticky významný rozdíl v parametru COP Path Length při prostém bipedálním stoji s otevřenými očima a v ostatních testovaných situacích (situace viz H<sub>02</sub>).

**H<sub>03</sub>:** U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl v parametru COP Average Velocity při prostém bipedálním stoji s otevřenýma očima a v ostatních testovaných situacích:

- a) stoj se zavřenýma očima,
- b) stoj s brýlemi,
- c) stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima,
- d) stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima,
- e) stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.

**H<sub>A3</sub>:** U testovaného výběru je statisticky významný rozdíl v parametru COP Average Velocity při prostém bipedálním stoji s otevřenýma očima a v ostatních testovaných situacích (situace viz H<sub>03</sub>).

## **Výzkumná otázka č. 2**

**Existuje rozdíl ve strategii udržování posturální stability zdravých jedinců při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině?**

**H<sub>04</sub>:** U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v parametru 95% Confidence Ellipse Area v následujících testovaných situacích:

- a) stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima,
- b) stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima,
- c) stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.

**H<sub>A4</sub>:** U testovaného výběru je statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v parametru 95% Confidence Ellipse Area v následujících testovaných situacích (situace viz H<sub>04</sub>).

**H<sub>05</sub>:** U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v parametru COP Path Length v následujících testovaných situacích:

- a) stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima,
- b) stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima,
- c) stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.

**H<sub>A5</sub>:** U testovaného výběru je statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou parametru COP Path Length v následujících testovaných situacích (situace viz H<sub>05</sub>).

**H<sub>06</sub>:** U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v parametru COP Average Velocity v následujících testovaných situacích:

- a) stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima,
- b) stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima,
- c) stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.

**H<sub>A6</sub>:** U testovaného výběru je statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v parametru COP Average Velocity v následujících testovaných situacích (situace viz H<sub>06</sub>).



## 5 Metodika výzkumu

### 5.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo celkem 8 zdravých jedinců, mezi kterými bylo 7 žen a 1 muž. Průměrný věk byl  $24,75 \pm 2,11$  let, průměrná výška byla  $171,38 \pm 7,87$  cm, průměrná hmotnost  $68,38 \pm 8,9$  kg a jejich Body Mass Index byl v průměru  $23,22 \pm 1,8$ . Všichni jedinci byli předem seznámeni s průběhem měření a vyjádřili souhlas podepsáním informovaného souhlasu (viz příloha 1–2, s. 82–83), který byl schválen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci. Základním kritériem pro přijetí do studie byl zdravý jedinec, bez jakéhokoliv záznamu v anamnéze o traumatickém úrazu, neurologickém, ortopedickém či metabolickém onemocnění, které by mohlo mít vliv na kvalitu stoje. Do výzkumu byli zahrnuti jedinci bez poruchy zraku, nebo jedinci, kteří svou vadu vykompenzovali kontaktními čočkami. Jedinci nesměli v den testování požívat před měřením alkohol, či jiné omamné látky a nesměli trpět žádným akutním onemocněním ani bolestmi.

### 5.2 Průběh výzkumu

Účastníci výzkumu byli měřeni v prostorách Ústavu klinické rehabilitace na Fakultě zdravotnických věd v Olomouci. V místnosti, kde probíhalo testování, bylo zajištěno klidné a tiché prostředí bez jakýchkoliv rušivých elementů.

Před vlastním měřením všichni jedinci souhlasili s průběhem výzkumu a podepsali informovaný souhlas. Poté byly každému odebrány anamnestické údaje z důvodu vhodnosti zařazení do výzkumu. Byly zaznamenány údaje jako pohlaví, věk, výška, hmotnost, dominantní dolní končetina jedince a také byla vyloučena přítomnost případného zranění či onemocnění, které by mohlo ovlivnit kvalitu stoje a tím i výsledky měření. Dominance dolní končetiny byla stanovena pomocí tříkrokového výskoku, kde poslední noha na zemi před výskokem se považovala za silnější odrazovou dolní končetinu. Dle Drnkové a Syllabové (1991, s. 49) je odrazová noha považována za nedominantní, naopak obratnější švihová dolní končetina je brána jako noha dominantní.

S jednotlivými testovanými situacemi byli jedinci předem podrobně seznámeni a byli instruováni k co nejklidnějšímu stoji na tlakové plošině beze změny postavení chodidel. Dále byli vyzváni, aby v průběhu měření směřovali svůj pohled vpřed na předem daný bod v jejich úrovni očí a aby se o nic neopírali a neměli tak žádnou zevní oporu.

Testování probandi stáli na tlakové plošině bez obuvi, chodidla byla umístěna přiměřeně na šířku pánve a rotována zevně do  $14^\circ$ , horní končetiny měli spuštěny podél těla a byli vyzváni,

aby volně dýchali po celou dobu měření. V případě stoje na jedné dolní končetině svírala elevovaná dolní končetina úhel 90° v kyčelním a kolenním kloubu a neopírala se o druhostrannou dolní končetinu (viz příloha 3, s. 84).

Celkově bylo hodnoceno 9 situací s rozdílnými senzorickými podmínkami, z nichž každá trvala 30 sekund a jedna situace se opakovala dvakrát. Mezi každou naměřenou situací následovala pauza 60 sekund pro instruktáž následující měřené situace. Aby se zabránilo únavě a následné změně kvality stoje, byla po 5 měřeních zařazena pauza o délce trvání 4 minuty. V průběhu celého testování stál za testovaným jedincem zkoušející, a to z důvodu zajištění jeho bezpečnosti při případném pádu.

Testování probandů probíhalo v těchto různých senzorických situacích:

- a) stoj s otevřenýma očima,
- b) stoj se zavřenýma očima,
- c) stoj s brýlemi,
- d) stoj na dominantní dolní končetině s otevřenýma očima,
- e) stoj na nedominantní dolní končetině s otevřenýma očima,
- f) stoj na dominantní dolní končetině se zavřenýma očima,
- g) stoj na nedominantní dolní končetině se zavřenýma očima,
- h) stoj na dominantní dolní končetině s brýlemi,
- i) stoj na nedominantní dolní končetině s brýlemi.

U každého účastníka bylo randomizováno pořadí těchto testovaných situací a byla zavedena podmínka, aby nedošlo dvakrát po sobě k měření té samé dolní končetiny. Pro navození zhoršeného zrakového vstupu byly využity brýle z testovací optometristické sady s konvexními čočkami o šesti dioptriích (viz příloha 4, s. 84).

### **5.3 Použité metody výzkumu**

Probandi byli měřeni na multifunkční dynamické tlakové plošině Zebris FDM-S Multifunction Force Measuring Plate® (viz příloha 5, s. 85), kterou vyrobila německá firma Zebris Medical GmbH. Měřicí zařízení se skládá z desky o rozměrech 69x40x2,1 cm, která disponuje 2560 kapacitními, individuálně kalibrovanými tlakovými senzory, jež jsou obsaženy na ploše 54x33 cm (The zebris FDM System – gait and roll-off analysis in practice, 2016).

Tlaková plošina je propojena s počítačem a prostřednictvím softwaru Zebris FDM Software Suite jsou naměřená data zpracována. Výsledkem je PDF soubor (Zebris Stance Test Report), který obsahuje plantogram, graf procentuálního zatížení pravé a levé končetiny,

a hlavně pak měřené parametry charakterizující COP a 95% konfidenční elipsu. Ukázka reportu viz příloha 6 a 7 (s. 86–87).

### 5.3.1 Měřené parametry

- **95% Confidence Ellipse area [mm<sup>2</sup>]** – plocha, která udává obsah oválu, v němž se v měřeném čase nachází 95 % všech projekcí COP,
- **COP Path Length [mm]** – udává délku trajektorie, kterou v měřeném čase urazí COP,
- **COP Average Velocity [mm/s]** – popisuje průměrnou rychlost pohybu COP (Kolářová et al., 2014, s. 44).

## 5.4 Metody statistického zpracování

Získaná data z tlakové plošiny byla nejdříve převedena do programu Microsoft Excel 365, kde byla upravena pro statistické zpracování v programu IBM® SPSS® Statistics version 25. Měřené hodnoty byly získány dvěma po sobě jdoucími testováními. Tyto hodnoty byly nejdříve zprůměrovány a následně zpracovány pomocí popisné statistiky – průměrem, mediánem, směrodatnou odchylkou a extrémními hodnotami. Testované situace, u kterých došlo k pádu nebo bylo potřeba pro zajištění posturální stability zevní opory, byly opakovány, dokud nebyl získán platný 30sekundový záznam. Následně bylo testováno prostřednictvím Shapiro-Wilkova testu, zda data pochází z normálního rozložení. Data u obou výzkumných otázek byla z důvodu nepřítomnosti normálního rozdělení ve všech testovaných situacích zpracována dvěma způsoby.

U dat první výzkumné otázky, která splňovala podmínky normality, byl využit k následné analýze jednovýběrový t-test (hypotéza 1 pro testové situace a–f). Zbylá data (hypotéza 1 pro dvě testové situace g a h, hypotéza 2 a 3), u kterých nebylo prokázáno, že pochází z normálního rozložení, byl využit pro následnou analýzu neparametrický párový Wilcoxonův test pro jeden výběr. Výsledky naměřené v první testované podmínce a, která byla považována jako referenční, byly porovnávány vůči ostatním měřeným podmínkám. Pro zpracování dat ke druhé výzkumné otázce, kde se srovnává dominantní a nedominantní dolní končetina, byl vybrán dvouvýběrový t-test pro data, která splňovala podmínky normality (hypotéza 1 – situace a, b; hypotéza 2 a 3 – situace b, c). Pokud nebyla prokázána normalita dat, byl využit Mann-Whitneyův test (hypotéza 1 – situace c; hypotéza 2 a 3 – situace a). Všechny testy byly uskutečněny na hladině statistické významnosti  $p = 0,05$ . Tedy výsledek příslušného testu, jehož p-hodnota byla menší než 0,05, lze považovat za signifikantní a na základě toho byla zamítnuta nulová hypotéza a přijata hypotéza alternativní.

## 6 Výsledky výzkumu

V této kapitole jsou uvedeny výsledky statistického zpracování naměřených dat získaných při testování. Následující podkapitoly interpretují výsledky jednotlivých výzkumných otázek. Získaná data jsou přehledně zpracována do tabulek a grafů.

### 6.1 Výzkumná otázka č. 1

*„Má změna vstupních vizuálních podmínek a změna BOS vliv na posturální stabilitu u zdravých mladých jedinců?“*

Tato výzkumná otázka byla rozvržena do tří hypotéz (H1, H2 a H3) dle testovaného parametru. Hypotézy jsou posléze rozděleny do několika bodů, které představují jednotlivé testované situace. Ke každé nulové hypotéze  $H_0$  byla stanovena i hypotéza alternativní  $H_A$ .

#### 6.1.1 Výsledky hypotézy H1

Hypotéza  $H_{01}$  zněla: *U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl v parametru 95% Confidence Ellipse Area při prostém bipedálním stoji s otevřenými očima a v ostatních testovaných situacích:*

- a) *stoj se zavřenými očima,*
- b) *stoj s brýlemi,*
- c) *stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima,*
- d) *stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima,*
- e) *stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.*

V tabulce 1 (s. 37) je zapsána popisná statistika parametru 95% Confidence Ellipse Area v rozdílných posturálních situacích. Tabulka 2 (s. 37) popisuje výsledky hypotézy  $H_{01}$  s hodnotou signifikance  $p$  pro dílčí posturální situace.

**Tabulka 1** Popisná statistika pro parametr 95% Confidence Ellipse Area

95% Confidence Ellipse area [mm <sup>2</sup> ]	průměr	medián	minimum	maximum
stoj s otevřenýma očima	42,33	39,75	10,80	82,60
stoj se zavřenýma očima	31,33	30,33	15,80	51,15
stoj s brýlemi	33,50	26,65	15,65	60,20
stoj na dominantní DK s otevřenýma očima	153,54	149,90	95,80	213,35
stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	145,66	148,35	101,40	191,30
stoj na dominantní DK se zavřenýma očima	912,40	980,23	251,20	1472,65
stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	1817,16	1408,83	343,55	4673,00
stoj na dominantní DK s brýlemi	446,55	273,73	172,30	1521,40
stoj na nedominantní DK s brýlemi	330,64	287,08	171,95	778,45

**Legenda:** DK – dolní končetina

**Tabulka 2** Výsledky k hypotéze H1 (jednovýběrový t-test a Wilcoxonův párový test pro parametr 95% Confidence Ellipse Area)

Jednovýběrový t-test	p
stoj s otevřenýma očima X stoj se zavřenýma očima	<b>0,025</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj s brýlemi	0,181
stoj s otevřenýma očima X stoj na dominantní DK s otevřenýma očima	<b>0,000</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	<b>0,000</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na dominantní DK se zavřenýma očima	<b>0,001</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	<b>0,014</b>
Wilcoxonův párový test pro jeden výběr	p
stoj s otevřenýma očima X stoj na dominantní DK s brýlemi	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK s brýlemi	<b>0,012</b>

**Legenda:** DK – dolní končetina; p – hodnota statistické signifikance

#### a) Stoj se zavřenýma očima

Pomocí jednovýběrového t-testu bylo vypočítáno a následně zaokrouhleno **p = 0,025**, čímž byl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině statistické signifikance  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu  $H_0$  proto můžeme zamítnout a **přijímáme alternativní hypotézu  $H_A$** . Výsledek je znázorněn na obrázku 3 (s. 39) ve formě krabicového grafu.

#### b) Stoj s brýlemi

Využitím jednovýběrového t-testu bylo zjištěno a následně zaokrouhleno **p = 0,181**. Nebyl tak potvrzen statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Proto **nelze hypotézu  $H_0$  zamítnout**. Výsledek je graficky zobrazen na obrázku 3 (s. 39).

### c) Stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima

T-testem pro jeden výběr byly vypočítány a následně zaokrouhleny hodnoty  $p$  (viz tabulka 2, s. 37). Na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  byl prokázán statisticky významný rozdíl. Na základě těchto hodnot zamítáme nulovou hypotézu  $H_0$  a **přijímáme hypotézu alternativní  $H_A$** . Výsledek je přehledně znázorněn na obrázku 3 (s. 39).

### d) Stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima

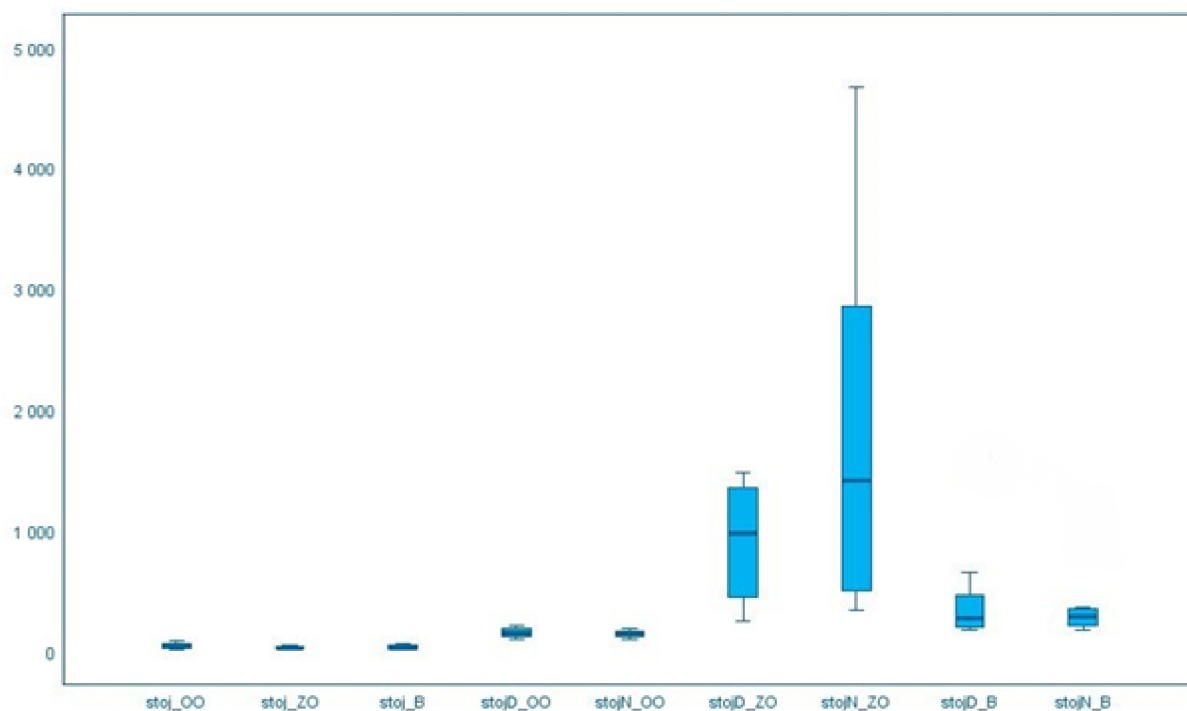
V t-testu pro jeden výběr vyšly po zaokrouhlení hodnoty  $p$  (viz tabulka 2, s. 37). Tyto  $p$  hodnoty v obou případech potvrzují statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Z tohoto důvodu **přijímáme alternativní hypotézu  $H_A$**  a zamítáme hypotézu nulovou  $H_0$ . Výsledek je zaznamenán graficky na obrázku 3 (s. 39).

### e) Stoj na jedné dolní končetině s brýlemi

Pomocí Wilcoxonova párového testu pro jeden výběr byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty  $p$  (viz tabulka 2, s. 37). Na základě těchto hodnot byl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině signifikance  $p < 0,05$ , čímž nulovou hypotézu  $H_0$  nelze potvrdit a **přijímáme tak alternativní hypotézu  $H_A$** . Výsledek je zaznamenán v krabicovém grafu na obrázku 3 (s. 39).

Pro komplexnost výsledků byly mezi sebou statisticky porovnány i data parametru 95% Confidence Ellipse Area u stoje na jedné dolní končetině. Výchozí hodnotou zde byl stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima. Využitím Wilcoxonova párového testu pro jeden výběr byla zjištěna statistická významnost  **$p = 0,012$**  jak pro dominantní, tak i pro nedominantní dolní končetinu v situaci porovnávání otevřených očí a nasazených brýlí. Pomocí jednovýběrového t-testu byla zjištěna hodnota  **$p = 0,003$**  pro dominantní a  **$p = 0,018$**  pro nedominantní dolní končetinu při porovnávání otevřených a zavřených očí. Vše na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

### 95% Confidence Ellipse Area



**Obrázek 3** Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area

**Legenda:** OO – otevřené oči; ZO – zavřené oči; B – brýle; D – dominantní dolní končetina; N – nedominantní dolní končetina

#### 6.1.2 Výsledky hypotézy H2

Hypotéza H<sub>02</sub> byla formulována takto: *U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl v parametru COP Path Length při prostém bipedálním stoji s otevřenými očima a v ostatních testovaných situacích:*

- stoj se zavřenými očima,*
- stoj s brýlemi,*
- stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima,*
- stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima,*
- stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.*

Tabulka 3 (s. 40) zobrazuje popisnou statistiku pro parametr COP Path Length v různých posturálních situacích. V tabulce 4 (s. 40) jsou zaznamenány výsledky hypotézy H<sub>02</sub> s hodnotou signifikance p pro dílčí posturální situace.

**Tabulka 3** Popisná statistika pro parametr COP Path Length

COP Path Length [mm]	průměr	medián	minimum	maximum
stoj s otevřenýma očima	121,15	111,53	71,75	176,15
stoj se zavřenýma očima	154,84	142,35	116,90	222,50
stoj s brýlemi	132,26	128,92	89,60	184,65
stoj na dominantní DK s otevřenýma očima	759,81	758,25	481,60	1069,40
stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	716,88	660,18	552,85	1085,65
stoj na dominantní DK se zavřenýma očima	1905,07	1816,93	1137,90	3297,80
stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	1532,76	1483,85	1184,25	2074,85
stoj na dominantní DK s brýlemi	1147,99	1154,98	925,25	1374,45
stoj na nedominantní DK s brýlemi	1232,73	1203,60	895,90	1650,15

**Legenda:** DK – dolní končetina

**Tabulka 4** Výsledky k hypotéze H2 (Wilcoxonův párový test pro parametr COP Path Length)

Wilcoxonův párový test pro jeden výběr	p
stoj s otevřenýma očima X stoj se zavřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj s brýlemi	0,930
stoj s otevřenýma očima X stoj na dominantní DK s otevřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na dominantní DK se zavřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na dominantní DK s brýlemi	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK s brýlemi	<b>0,012</b>

**Legenda:** DK – dolní končetina; p – hodnota statistické signifikance

#### a) Stoj se zavřenýma očima

Pomocí Wilcoxonova párového testu pro jeden výběr bylo vypočítáno a následně zaokrouhleno  $p = 0,012$ . Byl tak prokázán statisticky významný rozdíl na hladině signifikance  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu  $H_02$  proto můžeme zamítnout **ve prospěch hypotézy alternativní  $H_{A2}$** . Výsledek je graficky zobrazen na obrázku 4 (s. 42).

#### b) Stoj s brýlemi

Využitím Wilcoxonova jednovýběrového párového testu bylo zjištěno a následně zaokrouhleno  $p = 0,930$ . Na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  tak nebyl potvrzen statisticky významný rozdíl, proto **nelze nulovou hypotézu  $H_02$  zamítnout**. Výsledek je znázorněn na obrázku 4 (s. 42) ve formě krabicového grafu.



### c) Stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima

Ve Wilcoxonově párovém testu pro jeden výběr vyšly po zaokrouhlení hodnoty  $p$  (viz tabulka 4, s. 40). Na hladině statistické signifikance  $p < 0,05$  byl prokázán statisticky významný rozdíl. Na základě těchto hodnot zamítáme nulovou hypotézu  $H_0$  a **přijímáme hypotézu alternativní  $H_A$** . Výsledek je přehledně znázorněn na obrázku 4 (s. 42).

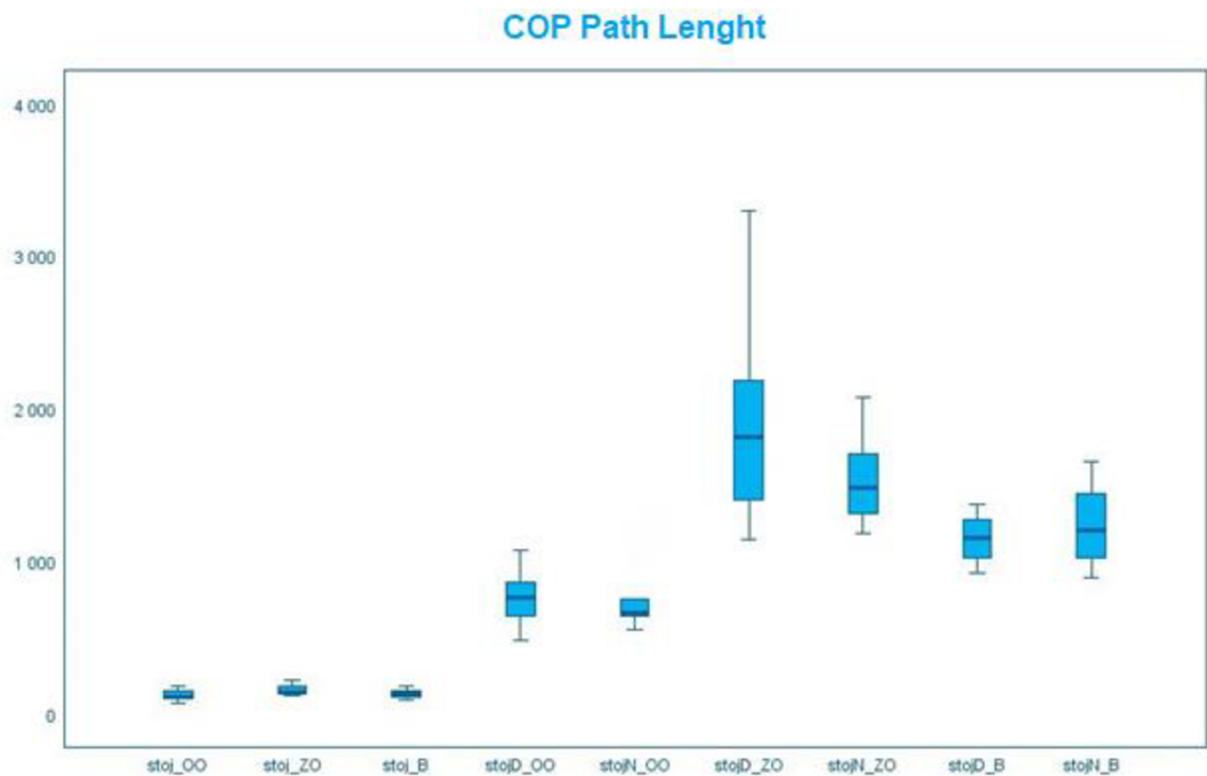
### d) Stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima

Wilcoxonovým párovým testem byly vypočítány a poté zaokrouhleny hodnoty  $p$  (viz tabulka 4, s. 40). Tyto  $p$  hodnoty v obou případech potvrzují statisticky významný rozdíl na hladině signifikance  $p < 0,05$ . Z tohoto důvodu **přijímáme alternativní hypotézu  $H_A$**  a zamítáme hypotézu nulovou  $H_0$ . Výsledek je zaznamenán v krabicovém grafu na obrázku 4 (s. 42).

### e) Stoj na jedné dolní končetině s brýlemi

Využitím Wilcoxonova párového testu pro jeden výběr byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty  $p$  (viz tabulka 4, s. 40). Dle těchto hodnot byl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  prokázán statisticky významný rozdíl, čímž nulovou hypotézu  $H_0$  nelze potvrdit a **přijímáme alternativní hypotézu  $H_A$** . Výsledek je zaznamenán graficky na obrázku 4 (s. 42).

Pro doplnění výsledků byly mezi sebou statisticky porovnány i data parametru COP Path Length u stoje na jedné dolní končetině. Pro referenční hodnotu byl použit stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima. Využitím Wilcoxonova párového testu pro jeden výběr byla zjištěna statistická významnost  **$p = 0,012$**  jak pro dominantní, tak i pro nedominantní dolní končetinu v situaci porovnávání otevřených očí a nasazených brýlí. Stejným testem byla při porovnávání otevřených a zavřených očí zjištěna i hodnota  **$p = 0,012$**  pro dominantní a nedominantní dolní končetinu. Vše na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .



**Obrázek 4** Krabicový graf parametru COP Path Length

**Legenda:** OO – otevřené oči; ZO – zavřené oči; B – brýle; D – dominantní dolní končetina; N – nedominantní dolní končetina

### 6.1.3 Výsledky hypotézy H3

Hypotéza H<sub>03</sub> zněla: *U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl v parametru COP Average Velocity při prostém bipedálním stoji s otevřenými očima a v ostatních testovaných situacích:*

- a) *stoj se zavřenými očima,*
- b) *stoj s brýlemi,*
- c) *stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima,*
- d) *stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima,*
- e) *stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.*

V tabulce 5 (s. 43) je přehledně zapsána popisná statistika pro parametr COP Average Velocity pro různé testované posturální situace a v tabulce 6 (s. 43) jsou zaznamenány výsledky hypotézy H<sub>03</sub> s hodnotou signifikance p pro dílčí posturální situace.

**Tabulka 5** Popisná statistika pro parametr COP Average Velocity

COP Average Velocity [mm/s]	průměr	medián	minimum	maximum
stoj s otevřenýma očima	4,11	3,80	2,45	6,00
stoj se zavřenýma očima	5,26	4,83	3,95	7,55
stoj s brýlemi	4,51	4,40	3,05	6,30
stoj na dominantní DK s otevřenýma očima	25,82	25,78	16,35	36,35
stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	24,38	22,48	18,80	36,90
stoj na dominantní DK se zavřenýma očima	74,69	75,10	38,65	110,00
stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	84,40	87,10	41,85	135,10
stoj na dominantní DK s brýlemi	39,74	39,28	31,60	46,00
stoj na nedominantní DK s brýlemi	44,04	40,88	30,45	68,30

**Legenda:** DK – dolní končetina

**Tabulka 6** Výsledky k hypotéze H3 (Wilcoxonův párový test pro parametr COP Average Velocity)

Wilcoxonův párový test pro jeden výběr	p
stoj s otevřenýma očima X stoj se zavřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj s brýlemi	0,080
stoj s otevřenýma očima X stoj na dominantní DK s otevřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na dominantní DK se zavřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na dominantní DK s brýlemi	<b>0,012</b>
stoj s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK s brýlemi	<b>0,012</b>

**Legenda:** DK – dolní končetina; p – hodnota statistické signifikance

#### a) Stoj se zavřenýma očima

Wilcoxonovým jednovýběrovým párovým testem bylo zjištěno a následně zaokrouhлено  $p = 0,012$ . Na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  byl tak prokázán statisticky významný rozdíl, proto nulovou hypotézu  $H_03$  můžeme zamítnout **ve prospěch hypotézy alternativní  $H_{A3}$** . Výsledek je zaznamenán graficky na obrázku 5 (s. 45).

#### b) Stoj s brýlemi

Pomocí Wilcoxonova párového testu pro jeden výběr bylo vypočítáno a následně zaokrouhлено  $p = 0,080$ . Nebyl tak prokázán statisticky významný rozdíl na hladině signifikance  $p < 0,05$  a z toho důvodu **nelze nulovou hypotézu  $H_03$  zamítnout**. Výsledek je přehledně znázorněn na obrázku 5 (s. 45).

### c) Stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima

Využitím Wilcoxonova párového testu pro jeden výběr vyšly po zaokrouhlení hodnoty  $p$  (viz tabulka 6, s. 43). Tyto  $p$  hodnoty v obou případech potvrzují statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Na základě těchto hodnot zamítáme nulovou hypotézu  $H_03$  a **přijímáme hypotézu alternativní  $H_{A3}$** . Výsledek je zaznamenán v krabicovém grafu na obrázku 5 (s. 45).

### d) Stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima

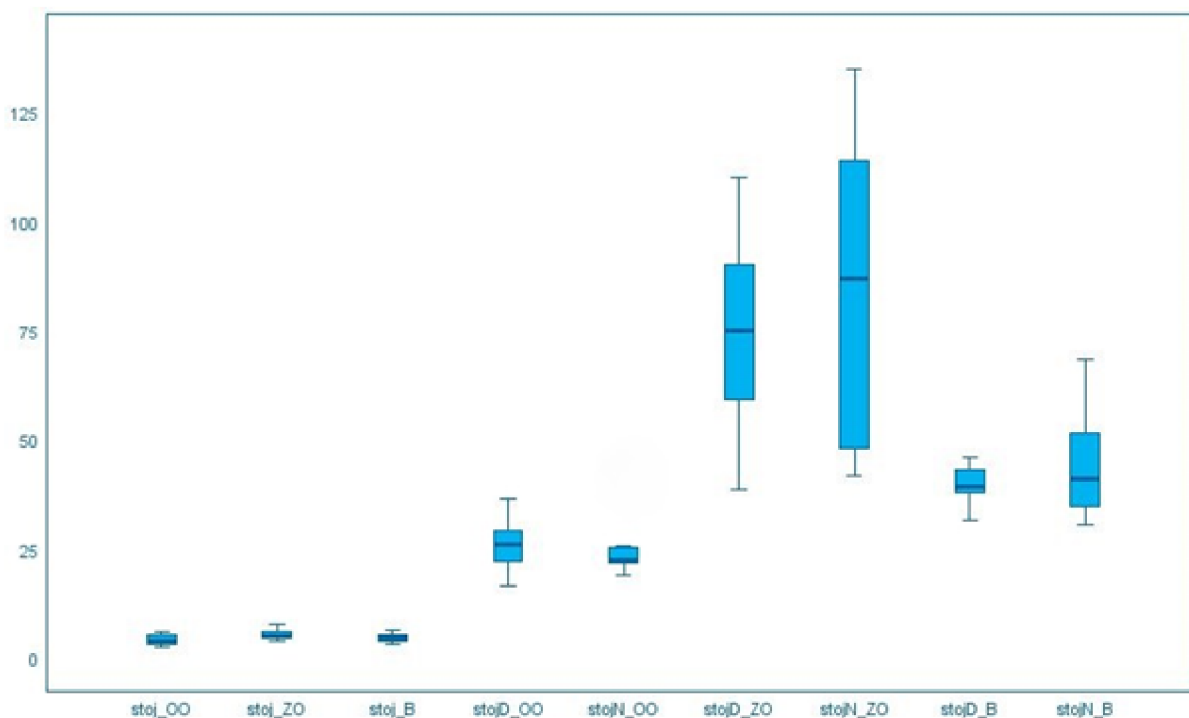
Wilcoxonovým párovým testem byly vypočítány a poté zaokrouhleny hodnoty  $p$  (viz tabulka 6, s. 43). Na hladině signifikance  $p < 0,05$  byl prokázán statisticky významný rozdíl. Z tohoto důvodu **přijímáme alternativní hypotézu  $H_{A3}$**  a zamítáme hypotézu nulovou  $H_03$ . Výsledek je graficky zobrazen na obrázku 5 (s. 45).

### e) Stoj na jedné dolní končetině s brýlemi

Ve Wilcoxonově párovém testu pro jeden výběr byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty  $p$  (viz tabulka 6, s. 43). Dle těchto hodnot byl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  prokázán statisticky významný rozdíl, čímž nulovou hypotézu  $H_03$  nelze potvrdit a **přijímáme alternativní hypotézu  $H_{A3}$** . Výsledek je znázorněn na obrázku 5 (s. 45) ve formě krabicového grafu.

Pro úplnost výsledků byly mezi sebou statisticky porovnány i data parametru COP Average Velocity u stoje na jedné dolní končetině. Jako výchozí hodnota byl využit stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima. Využitím Wilcoxonova párového testu pro jeden výběr byla zjištěna statistická významnost  **$p = 0,012$**  jak pro dominantní, tak i pro nedominantní dolní končetinu v situaci porovnávání otevřených očí a brýlí. Stejným testem byla zjištěna při porovnávání otevřených a zavřených očí i hodnota  **$p = 0,012$**  pro dominantní i nedominantní dolní končetinu. Vše na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## COP Average Velocity



**Obrázek 5** Krabicový graf parametru COP Average Velocity

**Legenda:** OO – otevřené oči; ZO – zavřené oči; B – brýle; D – dominantní dolní končetina; N – nedominantní dolní končetina

## 6.2 Výzkumná otázka č. 2

*„Existuje rozdíl ve strategii udržování posturální stability zdravých jedinců při stoji na dominantní a nedominantní dolní končetině? „*

Uvedená výzkumná otázka byla rozčleněna do tří hypotéz (H4, H5 a H6) dle testovaného parametru. Hypotézy jsou posléze rozděleny do několika bodů, které představují jednotlivé testované situace. Ke každé nulové hypotéze  $H_0$  byla stanovena i hypotéza alternativní  $H_A$ .

### 6.2.1 Výsledky hypotézy H4

Hypotéza  $H_{04}$  byla zformulována takto: *U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v parametru 95% Confidence Ellipse Area v následujících testovaných situacích:*

- stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima,*
- stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima,*
- stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.*

Tabulka 7 zobrazuje popisnou statistiku parametru 95% Confidence Ellipse Area pro dominantní a nedominantní dolní končetinu. Tabulka 8 popisuje výsledky hypotézy  $H_04$  s hodnotou signifikance  $p$  pro dílčí posturální situace.

**Tabulka 7** Popisná statistika parametru 95% Confidence Ellipse Area pro dominantní a nedominantní dolní končetinu

95% Confidence Ellipse area [mm <sup>2</sup> ]	dominantní DK			
	průměr	medián	minimum	maximum
stoj na dominantní DK s otevřenými očima	153,54	149,90	95,80	213,35
stoj na dominantní DK se zavřenými očima	912,40	980,23	251,20	1472,65
stoj na dominantní DK s brýlemi	446,55	273,73	172,30	1521,40
nedominantní DK				
stoj na nedominantní DK s otevřenými očima	145,66	148,35	101,40	191,30
stoj na nedominantní DK se zavřenými očima	1817,16	1408,83	343,55	4673,00
stoj na nedominantní DK s brýlemi	330,64	287,08	171,95	778,45

**Legenda:** DK – dolní končetina

**Tabulka 8** Výsledky k hypotéze  $H_4$  (dvouvýběrový t-test a Mann-Whitneyův test pro parametr 95% Confidence Ellipse Area)

Dvouvýběrový t-test	p
stoj na dominantní DK s otevřenými očima X stoj na nedominantní DK s otevřenými očima	0,681
stoj na dominantní DK se zavřenými očima X stoj na nedominantní DK se zavřenými očima	0,151
Mann-Whitneyův test	p
stoj na dominantní DK s brýlemi X stoj na nedominantní DK s brýlemi	0,916

**Legenda:** DK – dolní končetina;  $p$  – hodnota statistické signifikance

#### a) Stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima

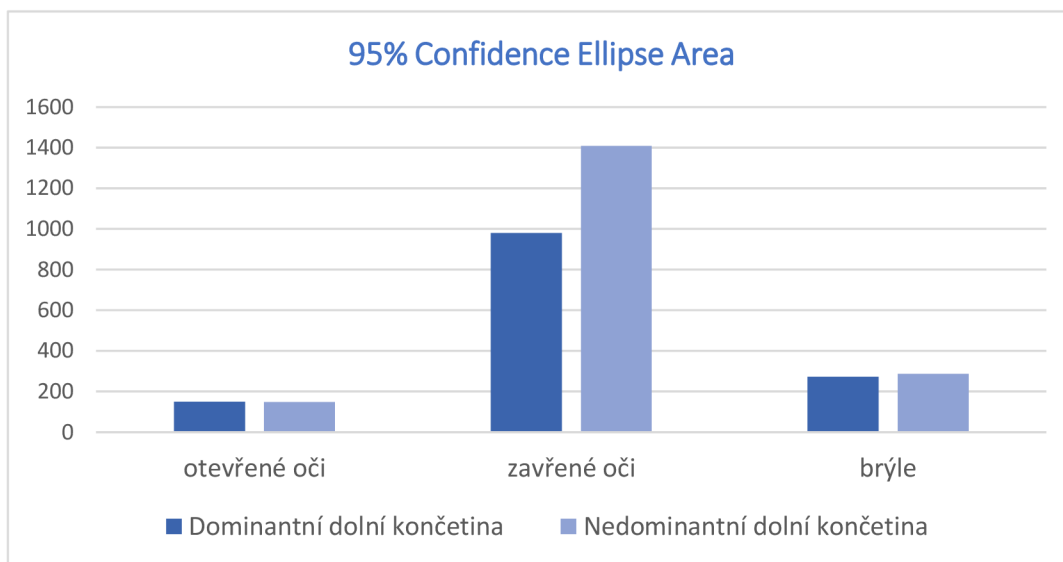
Dvouvýběrovým t-testem jsme zjistili a následně zaokrouhlili hodnotu  $p = 0,681$ . Na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  tak nebyl prokázán statisticky významný rozdíl, čímž **nulovou hypotézu  $H_04$  nelze vyvrátit** a zamítáme hypotézu alternativní  $H_{A4}$ . Výsledek je znázorněn graficky na obrázku 6 (s. 47).

#### b) Stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima

Využitím dvouvýběrového t-testu jsme zjistili a následně zaokrouhlili hodnotu  $p = 0,151$ . Mezi porovnávanými skupinami nebyl potvrzen na hladině signifikance  $p < 0,05$  statisticky významný rozdíl. **Nulovou hypotézu  $H_04$  tak nezamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A4}$ . Výsledek je graficky znázorněn na obrázku 6 (s. 47).

### c) Stoj na jedné dolní končetině s brýlemi

Mann-Whitney testem bylo vypočítáno a následně zaokrouhleno  $p = 0,916$ , nebyl tak potvrzen statisticky významný rozdíl na hladině signifikance  $p < 0,05$ . Za těchto okolností **nulovou hypotézu  $H_04$  nelze zamítnout** a alternativní hypotézu  $H_{A4}$  nelze potvrdit. Výsledek je zaznamenán v grafu na obrázku 6.



**Obrázek 6** Sloupcový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area

### 6.2.2 Výsledky hypotézy $H_5$

Hypotéza  $H_05$  zněla: *U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v parametru COP Path Length v následujících testovaných situacích:*

- stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima,*
- stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima,*
- stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.*

V tabulce 9 (s. 48) je zapsána popisná statistika parametru COP Path Length pro dominantní a nedominantní dolní končetinu. Tabulka 10 (s. 48) popisuje výsledky hypotézy  $H_05$  s hodnotou signifikance  $p$  pro dílčí posturální situace.

**Tabulka 9** Popisná statistika parametru COP Path Length pro dominantní a nedominantní dolní končetinu

COP Path Length [mm]	dominantní DK			
	průměr	medián	minimum	maximum
stoj na dominantní DK s otevřenýma očima	759,81	758,25	481,60	1069,40
stoj na dominantní DK se zavřenýma očima	1905,07	1816,93	1137,90	3297,80
stoj na dominantní DK s brýlemi	1147,99	1154,98	925,25	1374,45
	nedominantní DK			
stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	716,88	660,18	552,85	1085,65
stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	1532,76	1483,85	1184,25	2074,85
stoj na nedominantní DK s brýlemi	1232,73	1203,60	895,90	1650,15

**Legenda:** DK – dolní končetina

**Tabulka 10** Výsledky k hypotéze H5 (dvouvýběrový t-test a dvouvýběrový Mann-Whitneyův test pro parametr COP Path Length)

<b>Mann-Whitneyův test</b>	<b>p</b>
stoj na dominantní DK s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	0,529
<b>Dvouvýběrový t-test</b>	<b>p</b>
stoj na dominantní DK se zavřenýma očima X stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	0,182
stoj na dominantní DK s brýlemi X stoj na nedominantní DK s brýlemi	0,452

**Legenda:** DK – dolní končetina; p – hodnota statistické signifikance

**a) Stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima**

Pomocí Mann-Whitney testu bylo vypočítáno a následně zaokrouhleno **p = 0,529**. Na hladině signifikance  $p < 0,05$  nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl u porovnávaných skupin. Za těchto okolností **nulovou hypotézu H<sub>05</sub> nelze zamítnout**, a tak alternativní hypotézu H<sub>A5</sub> nelze potvrdit. Výsledek je přehledně graficky znázorněn na obrázku 7 (s. 49).

**b) Stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima**

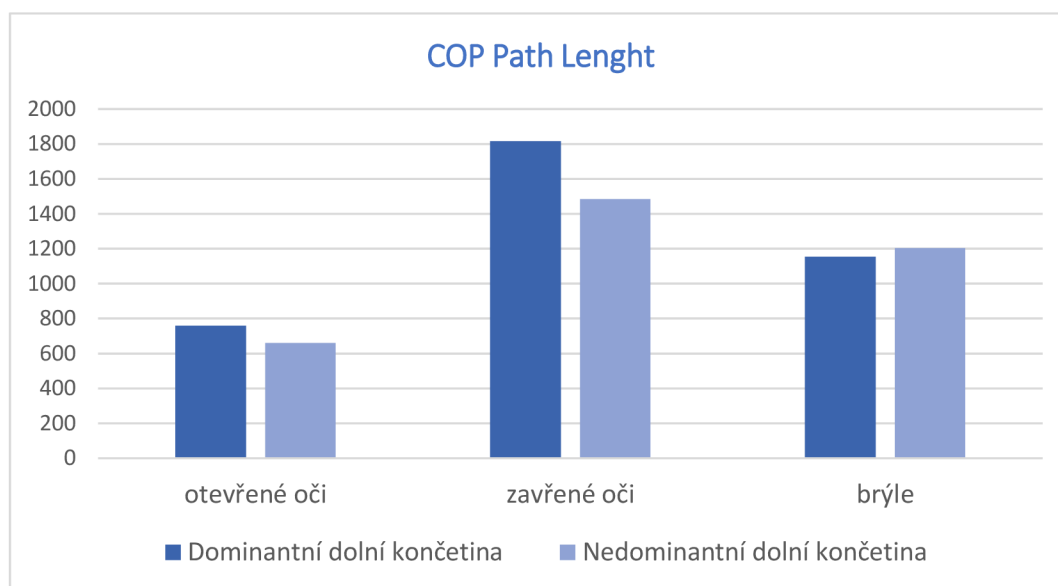
Dvouvýběrovým t-testem bylo zjištěno a poté zaokrouhleno **p = 0,182**. Na základě této hodnoty nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . V tomto případě **nelze zamítnout nulovou hypotézu H<sub>05</sub>** ve prospěch hypotézy alternativní H<sub>A5</sub>. Výsledek je zaznamenán ve sloupcovém grafu na obrázku 7 (s. 49).

**c) Stoj na jedné dolní končetině s brýlemi**

Dvouvýběrovým t-testem jsme zjistili a následně zaokrouhlili hodnotu **p = 0,452**. Na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  tak nebyl prokázán statisticky významný rozdíl,



čímž **nulovou hypotézu H<sub>05</sub> nelze vyvrátit** a zamítáme hypotézu alternativní H<sub>A5</sub>. Výsledek je znázorněn na obrázku 7 ve formě sloupcového grafu.



**Obrázek 7** Sloupcový graf parametru COP Path Length

### 6.2.3 Výsledky hypotézy H<sub>6</sub>

Hypotéza H<sub>06</sub> byla formulována takto: *U testovaného výběru není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v parametru COP Average Velocity v následujících testovaných situacích:*

- a) *stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima,*
- b) *stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima,*
- c) *stoj na jedné dolní končetině s brýlemi.*

Tabulka 11 (s. 50) zobrazuje popisnou statistiku parametru COP Average Velocity pro dominantní a nedominantní dolní končetinu. Tabulka 12 (s. 50) popisuje výsledky hypotézy H<sub>05</sub> s hodnotou signifikance p pro dílčí posturální situace.

**Tabulka 11** Popisná statistika parametru COP Average Velocity pro dominantní a nedominantní dolní končetinu

COP Path Length [mm]	dominantní DK			
	průměr	medián	minimum	maximum
stoj na dominantní DK s otevřenýma očima	25,82	25,78	16,35	36,35
stoj na dominantní DK se zavřenýma očima	74,69	75,10	38,65	110,00
stoj na dominantní DK s brýlemi	39,74	39,28	31,60	46,00
nedominantní DK				
stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	24,38	22,48	18,80	36,90
stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	84,40	87,10	41,85	135,10
stoj na nedominantní DK s brýlemi	44,04	40,88	30,45	68,30

**Legenda:** DK – dolní končetina

**Tabulka 12** Výsledky k hypotéze H<sub>6</sub> (dvouvýběrový t-test a dvouvýběrový Mann-Whitneyův test pro parametr COP Average Velocity)

<b>Mann-Whitneyův test</b>	<b>p</b>
stoj na dominantní DK s otevřenýma očima X stoj na nedominantní DK s otevřenýma očima	0,529
<b>Dvouvýběrový t-test</b>	<b>p</b>
stoj na dominantní DK se zavřenýma očima X stoj na nedominantní DK se zavřenýma očima	0,537
stoj na dominantní DK s brýlemi X stoj na nedominantní DK s brýlemi	0,393

**Legenda:** DK – dolní končetina; p – hodnota statistické signifikance

**a) Stoj na jedné dolní končetině s otevřenýma očima**

Využitím Mann-Whitney testu byla zjištěna a následně zaokrouhlena hodnota **p = 0,529**. Mezi porovnávanými skupinami nebyl zjištěn na hladině signifikance  $p < 0,05$  statisticky významný rozdíl, proto **nulovou hypotézu H<sub>06</sub> nelze zamítnout**, a tím nelze přijmout alternativní hypotézu H<sub>A6</sub>. Výsledek je přehledně znázorněn na obrázku 8 (s. 51).

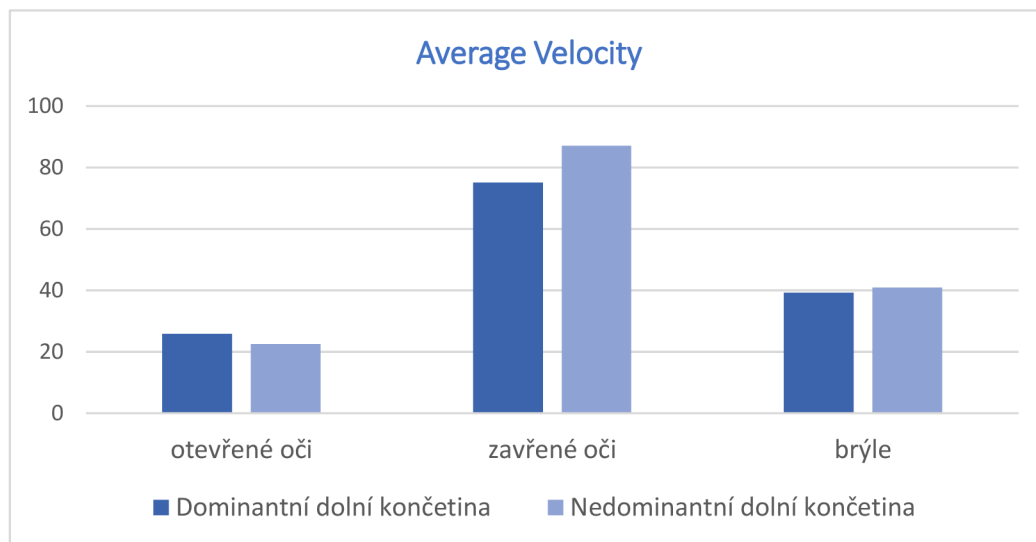
**b) Stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima**

Dvouvýběrovým t-testem bylo vypočítáno a poté zaokrouhleno **p = 0,537**, tudíž nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Z toho důvodu **nelze zamítnout nulovou hypotézu H<sub>06</sub>** ve prospěch hypotézy alternativní H<sub>A6</sub>. Výsledek je zaznamenán graficky na obrázku 8 (s. 51).

**c) Stoj na jedné dolní končetině s brýlemi**

Pomocí dvouvýběrového t-testu se zjistila a poté zaokrouhlila hodnota **p = 0,393**. Na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  tak nebyl prokázán statisticky významný rozdíl,

čímž **nulovou hypotézu  $H_06$  nelze vyvrátit** a zamítáme hypotézu alternativní  $H_{A6}$ . Výsledek je znázorněn na obrázku 8 ve formě sloupcového grafu.



**Obrázek 8** Sloupcový graf parametru COP Average Velocity

## 7 Diskuse

Při rešeršní činnosti v teoretické části práce se ukázal zrakový vstup jako významný senzorický podnět, který ze všech smyslů poskytuje nejrozmanitější a nejbohatší informace o pohybu a celkové orientaci v prostoru. Z toho důvodu je praktická část zaměřena na vizuální senzorické okolnosti a konkrétně se specializuje na refrakční vadu – krátkozrakost a úplné vyřazení zrakové kontroly. Náplní práce tak bylo zjistit, jaký vliv má na posturální stabilitu mladých zdravých jedinců zavření očí a zhoršená zraková ostrost, která byla experimentálně navozena za pomoci brýlí s konvexními čočkami. Výsledný efekt by měl být podobný jako v případě, kdy si pacient s krátkozrakostí sundá brýle.

V ideálním případě se paprsky procházející optickou soustavou oka protínají v ohnisku na ploše sítnice. Refrakční vada označuje stav, kdy se rovnoběžné paprsky vstupující do oka nezaostřují na sítnici, jako je tomu v případě krátkozrakosti (myopie). Při myopii se rovnoběžné paprsky vstupující do oka sbíhají v ohnisku před sítnicí. Hlavním příznakem je mlhavé vidění do dálky, které se snaží pacient korigovat mhouřením očí. U dalekozrakosti (hypermetropie) je stav opačný a ohnisko dopadajících rovnoběžných paprsků leží až za sítnicí, a tudíž jim vidění do dálky nečiní potíže. Mezi refrakční vady patří i astigmatismus, pro který je charakteristické, že paprsky neprocházejí ve všech meridiánech stejnou optickou mohutností (Synek, 2017, s. 66). Na rozdíl od krátkozrakosti mohou jedinci s hypermetropií dobře vidět, aniž by museli provádět optickou korekci pomocí akomodace oční čočky (Benjamin, 2006, s. 48). Z toho důvodu byly vybrány konvexní čočky o síle +6 dioptrií, které u zdravých jedinců navozují těžkou krátkozrakost (Synek, 2017, s. 66).

V návaznosti na cíl této práce je záměrem následující kapitoly diskutovat výsledky získané měření a konfrontovat výsledná data se studiemi a literaturou podobného zaměření. V této kapitole je také zhodnocena zvolená metodologie výzkumu, kde je pojednáváno i o jednotlivých parametrech testu, dále jsou určeny limity studie a popsán klinický význam dané práce.

### 7.1 Diskuse k metodice práce

Bylo testováno celkem devět situací, ve kterých jednotlivým probandům byly měněny senzorické podmínky, které zahrnovaly změnu zrakové ostrosti a změnu velikosti BOS. Různé podmínky pro zrakovou ostrost byly následující: otevřené oči bez brýlí, rozmazané vidění vyvolané nasazením brýlí s konvexními čočkami o +6 dioptriích a zavřené oči. Všechny tyto testované vizuální situace byly provedeny v klidném bipedálním stoji a ve stoji o zúžené BOS

na jedné dolní končetině, a to jak na dominantní, tak i na nedominantní dolní končetině. Testovací časový interval pro změření reaktivní posturální stability v klidném bipedálním postoji na nepohyblivé podložce se obvykle pohybuje v rozmezí 30–120 sekund (Bizovská et al., 2017, s. 56). Zvolený časový úsek v této práci pro otestování jedné situace byl 30 sekund. Duarte a Freitas (2010, s. 189) a Le Clair a Riach (1996, s. 198) tvrdí, že délka 30 sekund je dostatečná pro posouzení výchylek těla u dospělých, zvláště v klinickém kontextu. Stejně časové ohraničení volili i jiní autoři (Anand et al., 2002, s. 529; Anand et al., 2003, s. 4671; Li et al., 2016, s. 1364; Bae et al., 2020, s. 4; Bohannon et al., 1984, s. 1067; Ponce-González et al., 2014, s. 111). Ve všech testovaných situacích, kdy účastníci nebyli schopni udržet rovnováhu po dobu 30 sekund, byl test opakován, dokud nebyl získán 30 sekund dlouhý záznam. Stejně postupovali i ve studii Ponce-González et al. (2014, s. 110). Mezi měřenými situacemi byl prostor 60 sekund na změnu pozice a případný odpočinek, obdobně tak tomu bylo i v této práci (Albertsen et al., 2017, s. 28; Alghadir et al., 2019, s. 2).

První a základní testovanou situací byl klidný vzpřímený bipedální stoj s dolními končetinami umístěnými o přiměřené bázi se zevní rotací chodidel do 14° (McIlroy a Maki, 1997, s. 66). Probandi byli instruováni, aby stáli co nejklidněji, jelikož i verbální pokyn má vliv na výsledek testu (Zok, Mazzà a Cappozzo, 2008, s. 913). Naměřené výsledky této situace byly využity jako referenční hodnota, vůči které byly ostatní testované podmínky porovnávány. Podobně toho bylo využito i ve studiích Albertsen et al. (2017, s. 27) a Bae et al. (2020, s. 4).

Podmínka stoje se zúženou BOS na jedné dolní končetině byla využita z důvodu ztížení posturálních nároků na udržení stability u mladých zdravých jedinců. Obdobné podmínky byly využity i ve studiích Choy, Brauer a Nitz (2003, s. 525), Bohannon et al. (1984, s. 1067) a Ponce-González et al. (2014, s. 111).

Zhoršené podmínky zrakové ostrosti byly navozeny využitím brýlí s konvexními čočkami o síle +6 dioptrií, navozující zdravým jedincům rozmazané vidění. Podobné vizuální podmínky byly vytvořeny i ve studiích Anand et al. (2002, s. 528), Edwards (1946, s. 526) a Paulus et al. (1984, s. 1156). Pro úplné vyřazení vizuální zpětné vazby byly probandi instruováni k pouhému zavření očí. Stejně testovací situace využili i ve svých pracích např. Albertsen et al. (2017, s. 27), Era et al. (2006, s. 204), Choy, Brauer a Nitz (2003, s. 525) a Raymakers et al. (2005, s. 48).

### **7.1.1 Diskuse k jednotlivým parametrům**

V této diplomové práci byly u jednotlivých posturálních situací sledovány a vzájemně porovnávány tři parametry. Prvním z nich byla 95% Confidence Ellipse Area. S touto

sledovanou proměnnou, která udává obsah oválu, kde se v průběhu testování pohybuje 95 % všech projekcí COP, pracovali ve své studii i de Sá Ferreira a Junqueira Ferraz Baracat (2014, s. 2922), kde byla pozorována vynikající spolehlivost zvláště pro situaci bez vizuálního vstupu. Dále byl tento parametr využit například ve studiích Duncan et al. (2017, s. 267), Kim et al. (2016, s. 4987) a Albertsen et al. (2017, s. 28). Tagaki et al. (1985 in Rougier, 2008, s. 371) odhadli, že povrch elipsy byl spolehlivým parametrem pro testovací čas 30 sekund.

Dalším zkoumaným parametrem byla délka trajektorie pohybu COP (Path Length). Stejný parametr ve své práci využili například Bednarczuk et al. (2017, s. 11) a Prieto (1996, s. 957). Park a Lee (2014, s. 6) tomuto parametru přisuzuje vysokou validitu a reliabilitu.

Poslední sledovanou proměnnou byl údaj o průměrné rychlosti pohybu COP (Average Velocity). Tento parametr byl například zvolen v následujících pracích: Bednarczuk et al. (2017, s. 11), Błaszczyk, Beck a Sadowska (2014, s. 433), Prieto (1996, s. 957), de Mello, de Sá Ferreira a Ramiro Felicio (2017, s. 152), Albertsen et al. (2017, s. 28). Tato proměnná je posuzována jako velmi spolehlivá v práci od Park a Lee (2014, s. 6), což také potvrdili i v review (Ruhe, Fejer a Walker, 2010, s. 444). Podle výsledků našeho výzkumu se jednotlivé zkoumané parametry shodovaly a výsledky hypotéz se nijak nelišily.

Duarte a Freitas (2010, s. 189) a Bizovská et al. (2017, s. 82–83) se ve své práci blíže zabývali posturografickou analýzou a popisem získaných parametrů.

## **7.2 Diskuse k výsledkům**

### **7.2.1 Bipedální stoj**

Jak již bylo zmíněno výše, klidný bipedální stoj je v mnoha studiích zabývajících se zkoumáním posturální stability často využíván. V průběhu dne tuto posturu opakovaně zaujímáme a využíváme ji pro zvládnutí většiny denních činností. Jedná se o základní stoj, který je brán jako nejméně náročná posturální situace, ke které se ostatní testované situace porovnávají, a z toho důvodu je tedy považován jako referenční hodnota i v této studii. Bipedální stoj je také často používanou testovací situací k diagnostice poruch rovnováhy, objektivizaci vyšetření stability stoje a kvantitativní dokumentaci výsledků terapeutických intervencí a jejich využití ve výzkumech (Visser et al., 2008, s. 2424).

Dle předpokladů byl v našem výzkumu klidný bipedální stoj s otevřenýma očima ze všech měřených podmínek nejstabilnější, a to ve všech měřených parametrech až na parametr 95% Confidence Ellipse Area, kde byla nejnižší hodnota mediánu u situace stoj s brýlemi.

### 7.2.2 Stoj o zúžené bázi na jedné dolní končetině

Tato testovací podmínka byla pro testované subjekty v porovnání s normálním stojem na obou dolních končetinách výrazně náročnější. Což dokládá statisticky významná hodnota  $p$ , která byla nalezena u všech tří parametrů v hypotézách H1–3. Stejně testovací podmínky, tedy stoje na jedné dolní končetině, využili i ve studii Choy, Brauer a Nitz (2003, s. 525), kde ve svých výsledcích dospěli ke stejným závěrům.

Také Albertsen et al. (2017, s. 30) popisují ve své studii u 96 zdravých mladých jedinců (v průměru  $28 \pm 6$  let), že se v důsledku zúžení BOS signifikantně zvýší výkyvy COP.

Dále bylo potvrzeno, že ke snížení posturální stability dochází i během tandemového stoje, což dokládá studie Black et al. (1982, s. 315) a Era et al. (2006, s. 208).

Při porovnání mediánů u situací s omezenou BOS je z výsledků jasné, že nejobtížnější posturální situací je stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima, tedy stoj s úplným vyřazením zrakového vstupu. Mezi porovnávanými situacemi se jako nejméně náročnou jeví stoj se zúženou BOS s otevřenými očima, který se při porovnání podstatně lišil od situace se sníženou zrakovou ostrostí navozenou brýlemi. Proto bylo po zjištění signifikantních výsledků hypotéz H1–H3 pro testované situace c–e provedeno doplňující statistické zpracování, porovnávající stoj na jedné dolní končetině s otevřenými očima vůči stoji na jedné dolní končetině s brýlemi a se zavřenými očima. Zjistilo se, že u obou porovnávaných situací existuje ve všech zkoumaných parametrech statisticky signifikantní výsledek, na rozdíl od bipedálního stoje. Ke stejným výsledkům dospěli ve své studii i Choy, Brauer a Nitz (2003, s. 525), kde zkoumali rozdíl mezi stojem na jedné dolní končetině při otevřených a zavřených očích. Tyto závěry potvrzuje i práce Ponce-González et al. (2014, s. 111), kteří porovnávali stoj na odrazové a kontralaterální dolní končetině. Bohužel dosud neexistují studie zkoumající vliv zhoršené zrakové ostrosti testované ve stoji o zúžené BOS.

Z těchto výsledků lze vyvodit, že pokud testujeme posturální stabilitu mladého zdravého jedince, je nezbytné zvolit dostatečně náročné posturální podmínky, aby došlo k jeho adekvátnímu zatížení a byly patrné odchylky mezi jednotlivými testovanými situacemi.

Stoj na jedné dolní končetině byl obhajován i jako klinické měřítko vyšší úrovně rovnováhy (Bohannon et al., 1984, s. 1067; Bohannon, Walsh a Joseph, 1993, s. 9). Dále také byly vypracovány předběžné údaje pro normy související s věkem, kdy byl pro věkové rozmezí 20–29 let stanoven testovací čas 30 sekund (Bohannon et al., 1984, s. 1067).

### 7.2.3 Zhoršená zraková ostrost

Základním předpokladem bylo, že umělým navozením krátkozrakosti a tím zhoršené zrakové ostrosti u zdravého mladého jedince, se sledované rovnovážné parametry zhorší.

K takovýmto výsledkům dospěla studie Anand et al. (2002, s. 528). Ve studii zkoumali u čtyř mladých osob s průměrným věkem  $23,9 \pm 3,1$  let vliv refrakčního rozostření zraku na posturální stabilitu navozením krátkozrakosti za pomoci konvexních čoček o velikosti 0, +1, +2, +4 a +8 dioptrií. Výkyvy posunu COP zde byly kvantifikovány pomocí střední kvadratické hodnoty. Zjistili, že v normálním bipedálním stoji mělo dioptrické rozostření signifikantní vliv na posturální stabilitu. Za klidného stoje s přidáním +8 dioptrií se medián COP střední kvadratické hodnoty zvýšil o 19,7 % v medio-laterálním směru a o 52,0 % ve směru antero-posteriorním. Refrakční rozostření způsobilo mnohem větší nárůst posturální instability ve chvíli, kdy byl narušen vstup i ze somatosenzorického nebo vestibulárního aparátu, popřípadě obou. Podobných výsledků ve své práci dříve dosáhl Edwards (1946, s. 526). Dle jeho měření došlo ke zvýšení posturální instability o více než 50 % (průměrné zvýšení o 28 %) po přidání konvexní čočky +5 dioptrií u 50 mladých jedinců. Paulus et al. (1984, s. 1156) uvádějí podobné výsledky při navození myopie sférickými čočkami o velikosti +4 a +6 dioptrií. Zjistili, že posturální instabilita se zvyšuje přibližně o 25 % ve srovnání se stavem bez jakékoliv vizuálního rozostření. Parametrem pro hodnocení zde byla také střední kvadratická hodnota.

V této práci byl účinek refrakčního rozostření měřen za normálních podmínek klidného bipedálního stoje a při stoji na jedné dolní končetině. Z výsledků naší práce vyplývá, že vliv refrakčního rozostření pomocí brýlí o +6 dioptriích nemá u bipedálního stoje statisticky významný vliv na posturální stabilitu ( $p = 0,181$  pro parametr 95 % Confidence Ellipse Area,  $p = 0,930$  u parametru COP Path Length a  $p = 0,080$  pro parametr COP Average Velocity). Myopické rozostření zraku bylo statisticky signifikantní ( $p = 0,012$  jak pro parametr 95% Confidence Ellipse Area a parametr COP Path Length, tak i pro COP Average Velocity) až v případě, kdy byly ztíženy posturální podmínky stoje a byla zkoumaným jedincům redukována BOS na stoj o jedné dolní končetině. Zjištěné výsledky se tedy plně neshodují s výše uvedenými studiemi. Naše závěry pouze souhlasí se zvýšenou potřebu zrakové kontroly až u posturálně náročnějších situací, popisovanou u studie Anand et al. (2002, s. 528). Rozdílnost našich výsledků může mít mnoho příčin. Mezi ně patří zejména odlišné zkoumané parametry kvantifikující výchylky COP. Rovněž je třeba upozornit, že výsledky naší práce pochází z malého vzorku, tudíž je problematické vztáhnout závěry na celou populaci.



To ostatně podporuje i fakt, že ne všechny použité proměnné pochází z normálního rozdělení, které je pro biologické znaky zcela běžné.

Výsledky naší práce a předchozích studií byly získány experimentálním navozením refrakčních vad pomocí brýlových čoček. Paulus et al. (2009, s. 243) mimo jiné hodnotil v další studii i posturální stabilitu u subjektů s myopií bez korekčních brýlí, které byly v rozsahu od -3 až do -11 dioptrií. Výsledkem bylo zjištění, že se COP vychyluje v průměru o 25 % více než při nošení korekčních brýlí. Dospěl tedy k podobným výsledkům jako u experimentálního navození krátkozrakosti ve své dřívější studii. Studie Bae et al. (2020, s. 2) se snažila prokázat, zda u probandů s krátkozrakostí a dalekozrakostí má pozitivní vliv na statickou posturální kontrolu optická korekce navozená nošením plně korigovaných brýlí ve srovnání s nenošením brýlí. Studie se účastnilo 34 probandů, z nichž 17 mladých lidí s průměrným věkem  $21,18 \pm 1,59$  let mělo myopickou refrakční vadu a 17 subjektů o průměrném věku  $23,59 \pm 2,53$  let se potýkalo s dalekozrakostí. Zde porovnávali a analyzovali index posturální instability a index síly výkyvu těla u jednotlivých podmínek. Zjistili, že při nošení nových plně korigovaných brýlí a starých brýlí pro korekci krátkozrakosti se index posturální instability a síly výkyvu ve srovnání se stavem bez brýlí významně snížil. Nicméně po prvním nošení brýlí pro korekci dalekozrakosti nezjistili žádný statisticky významný rozdíl jak u indexu posturální instability, tak ani u indexu síly výkyvu těla. Při porovnání nových plně korigovaných brýlí s průměrnou ekvivalentní sférickou mohutností  $-4,11 \pm 1,92$  dioptrií ve srovnání se starými brýlemi s průměrnou ekvivalentní sférickou mohutností  $-3,92 \pm 1,83$  dioptrií, měla nestabilita tendenci mírně klesat, avšak výsledek nebyl statisticky významný. Tato studie tak poukazuje, že nošení brýlí se záměrem plně korigovat refrakční vady má pozitivní vliv na zvýšení posturální kontroly při statickém držení těla. Studie je tak v rozporu s našimi výsledky, což může být způsobeno zejména rozdílnou metodikou výzkumu. Jak už bylo řečeno příčinou mohou být i jiné sledované parametry a v neposlední řadě nízký počet probandů v naší studii.

Dále mnoho předchozích studií uvádí, že posturální stabilita se snadno snižuje společně s výskytem různých zrakových problémů. Anand et al. (2003, s. 4672) provedli výzkum u 13 zdravých starších osob ( $70,76 \pm 4,14$  let), kterým uměle simulovali jak refrakční rozostření pomocí brýlí s 0, +1, +2, +4 a +8 dioptriemi, tak kataraktu. Výsledkem bylo zjištění, že difúzní rozostření zraku pomocí simulace katarakty při bipedálním postoji způsobila významné zvýšení posturální instability odpovídající nestabilitě způsobené rozostřením zraku pomocí +8 dioptrií. Jednalo se o zvýšení posturální nestability, a to až o 30 % za normálních podmínek klidného stoje a až 64% zvýšení při narušení somatosenzorických vstupů. Chatard et al. (2017, s. 1) uvedli, že věkem podmíněná makulární degenerace je významná zraková porucha spojená

s posturální nestabilitou a Kotecha et al. (2012, s. 7795) zjistili, že existuje významný rozdíl v udržování posturální stability v klidném stoji mezi pacienty s glaukomem a kontrolní zdravou skupinou starších osob (průměrný věk jedinců ve studii byl  $67,1 \pm 5,35$  let). Zvýšené riziko pádu u pacienta s glaukomem tak souvisí se stupněm ztráty binokulárního zorného pole.

Mezi další zrakové faktory zvyšující riziko pádu u starších dospělých lidí ( $76,5 \pm 5,1$  let) uvádí výsledky studie Lord a Dayhew (2001, s. 508) zhoršené adekvátní vnímání hloubky a kontrastní citlivosti. Také vizuální vertigo, které je charakteristické pro osoby se strabismem a vergenční dysfunkcí, je přispívajícím faktorem způsobujícím posturální nestabilitu (Anoh-Tanon, Bremond-Gignac a Wiener-Vacher, 2000, s. 49; Bronstein, 1995, s. 472).

#### **7.2.4 Vyřazení zrakové kontroly**

V této práci měla manipulace s vizuálními informacemi mnohem menší destabilizující účinek na posturální stabilitu, než manipulace s BOS. Z výsledků našeho experimentu vyplývá, že úplné vyřazení zrakové složky má statisticky signifikantní vliv na posturální stabilitu. Při porovnávání bipedálního stoje se zavřenými očima k výchozí referenční pozici byla zaznamenána hodnota  $p = 0,025$  pro parametr 95% Confidence Ellipse Area,  $p = 0,012$  parametru COP Path Length a COP Average Velocity. Tyto závěry jsou v souladu se studiemi Albertsen et al. (2017, s. 29), Era et al. (2006, s. 207), Choy, Brauer a Nitz (2003, s. 525), Raymakers et al. (2005, s. 53) a Black et al. (1982, s. 314).

Studie Albertsen et al. (2017, s. 29), které se účastnilo 96 zdravých mladých jedinců (v průměru  $28 \pm 6$  let), uvádí, že vyřazení zrakové kontroly bylo signifikantní jen u parametru COP Average Velocity u bipedálního stoje nebo pak u parametru 95% Confidence Ellipse Area pouze se zmenšenou BOS.

Také studie Era et al. (2006, s. 207), kde výzkumný soubor tvořilo 7979 jedinců finské populace ve věku  $\geq 30$  let, je v souladu s naší prací. V jejich výsledcích je vidět zřejmý rozdíl v parametru COP Average Velocity mezi situací s otevřenými a zavřenými očima. Došli také k výsledkům, že zavření očí má výrazný vliv na rychlost antero-posteriorních výchylek COP. Hodnoty antero-posteriorního výkyvu byly v porovnání s testovanou situací s otevřenými očima až dvojnásobně větší. U medio-laterálních výchylek nebyl vliv zrakové deprivace tak významný.

I o mnoho let dřívější studie Edwardse (1946, s. 526) potvrzuje naše výsledky a uvádí, že vyloučení zraku zavřením očí nebo úplnou tmou vedlo k průměrnému zvýšení výkyvu COP přibližně o 100 %. Také studie Paulus et al. (1984, s. 1156) a Lord, Clark a Webster (1991,

s. 72) zjistily, že při úplném zaslepení obou očí a úplném zablokování zrakových informací dochází k většímu výkyvu těla, a to až o 20–70 %.

Celkové zvýšení rychlosti posturálních korekcí se zavřenýma očima může naznačovat ztuhnutí kloubů nebo zesílení posturálních propioceptivních nebo vestibulárních reflexních reakcí. Za přítomnosti zraku si posturální systém může dovolit nízkou úroveň svalové ztuhlosti, což by při zrakové deprivaci již nemuselo být možné (Albertsen et al., 2017, s. 31). Tato hypotéza je v souladu s tvrzením Peterka (2000, s. 342), že zpětnovazební řídicí systém je schopen flexibilně vážit smyslové informace ze všech dostupných zdrojů (např. vestibulární, propioceptivní, vizuální, gravicepční a exterocepční informace), aby kompenzoval chybějící nebo zkreslené informace.

Studie dokládají, že i mezi zdravými lidmi bez jakéhokoliv zrakového poškození existují i jedinci, kteří jsou z nějakého důvodu závislí na zrakových informacích více než ostatní. Příkladem je studie od de Mello et al. (2017, s. 152), jež se zúčastnilo 14 profesionálních baletních tanečniců a 14 věkem odpovídajících netančících probandů, kteří byli testováni ve stoji na jedné dolní končetině, a to jak s otevřenýma očima, tak i s vyloučením zrakové kontroly. Ze studie vyplývá, že profesionální baletní tanečnici vykazují větší závislost na zraku než netančící lidé. Výsledek je vysvětlován tím, že baletní tanečnici při své práci hojně využívají zrakový vstup, jelikož v tanci při vysoké rychlosti těla jim právě pohled očí zlepšuje posturální kontrolu. Kromě toho každodenní trénink před zrcadlem posiluje využívání vizuální informace jako zpětné vazby.

Existují také studie porovnávající nevidomé jedince se zdravými lidmi bez zrakového postižení při zavřených očích. Studie Campayo-Piernas et al. (2017, s. 1277) porovnává nevidomé hráče fotbalu s vidoucími hráči fotbalu a vidoucími jedinci bez pravidelné sportovní aktivity. Na základě teorie cross-modální plasticity (Rauschecker, 1995, s. 41), podle níž se u nevidomých jedinců rozvíjí vyšší schopnost používání ostatních smyslů ve srovnání se zrakově nepostiženými jedinci, by se daly očekávat lepší výsledky u nevidomých hráčů fotbalu. Výsledky studie zde ale nezjistily žádné rozdíly v posturální stabilitě mezi jednotlivými testovanými skupinami. Z výsledků lze tedy vyvodit, že teoretické zlepšení ostatních smyslů způsobené zrakovou deprivací neumožňuje nevidomým jedincům dosáhnout lepší rovnováhy než vidoucím jedincům s podmínkou zavřených očí, čímž se posiluje významná role zraku při integraci a zpracování ostatních smyslových vstupů. Tato zjištění posilují přesvědčení, že vize hraje povinnou roli v udržování rovnováhy, protože umožňuje správnou integraci a zpracování dalších smyslových vstupů, a proto nemůže být kompenzován ostatními smysly (Schmid et al., 2007, s. 2097).

Ke stejným výsledkům dospěla i studie Giagazoglou et al. (2009, s. 576) porovávající výchylky COP u 10 nevidomých žen s 10 vidoucími ženami ve stejném věku (v průměru  $33,5 \pm 8,1$  let). Zjistili, že nevidomé účastnice v testovaných situacích měly větší posun COP v antero-posteriorním směru ve srovnání s ženami bez zrakového postižení s podmínkou zavřených očí. Horší posturální stabilitu nevidomých ve srovnání s vidoucími jedinci se zavřenými očima potvrzuje i další studie Blomqvist a Rehn (2009, s. 132–133).

### **7.2.5 Vliv dominance dolní končetiny na posturální stabilitu**

Dle výsledků mého měření v této části práce nebyly nalezeny signifikantní výsledky v žádném z měřených parametrů. Z toho vyplývá, že dominance dolní končetiny nemá žádný vliv na posturální stabilitu.

Ke stejným závěrům dospěla i práce Ponce-González et al. (2014, s. 112), na které se podílelo 23 studentů tělesné výchovy v průměrném věku  $23 \pm 3$  let, kteří byli fyzicky aktivní. Testovány byly podmínky stoje na odrazové i kontralaterální dolní končetině po dobu 30 sekund, a to jak s otevřenými očima, tak i bez zrakové kontroly. Při hromadné analýze všech testů nebyly v této studii nalezeny žádné rozdíly v parametru COP Average velocity mezi odrazovou a kontralaterální dolní končetinou.

Stejných výsledků dosáhli i o mnoho let dříve ve studii Bohannon et al. (1984, s. 1067–1068), které se účastnilo 184 dobrovolníků ve věku od 20 do 79 let. V práci mimo jiné zkoumali i posturální stabilitu ve stoji na levé a pravé dolní končetině jak se zavřenými, tak i s otevřenými očima po dobu 30 sekund. Ve studii párový t-test neprokázal statisticky signifikantní rozdíl ve výsledcích mezi stojem na levé a pravé dolní končetině, a to ani v jedné vizuální podmínce.

Studie Huurnink et al. (2014, s.310) zkoumala u 16 mladých hokejistů (průměrný věk  $19,1 \pm 1,96$  let) vliv preference dolních končetin na posturální stabilitu různými specifickými testy, ale i využitím tlakové plošiny a kinematických parametrů. Ve svých závěrech také došla ke stejnému výsledku jako naše práce a nenalezli mezi dolními končetinami žádný významný rozdíl. Navíc dané specifické testy na určení preference dolní končetiny nebyly ve studii shledány jako konzistentní. Další studie, potvrzující naše zjištění jsou Gstöttner et al. (2009, s. 224) a Harrison et al. (1994, s. 251).

Naopak tomu bylo v práci Noguchi, Demura a Nakagawa (2013, s. 560), kde se na výzkumu participovalo 30 mladých sportovně založených jedinců ve věku  $20,3 \pm 1$  let. Ve studii měřili na nestabilní plošině ve tvaru obráceného bosu a rozdělili dolní končetiny na nohu manipulační neboli kopající do míče a nohu opěrnou. Dospěli k závěru, že mezi

dolními končetinami existuje sice malý, ale statisticky významný rozdíl. Z výsledků vyplynulo, že manipulační dolní končetina byla lepší při udržování stabilního stoje, čímž se dle studie prokázala existence laterality v rámci dolních končetin. Odlišnost mezi výsledky studie a naší práce je přičítána zejména nestabilní měřicí plošině a testovacímu času 65 sekund pro jednu situaci. Dané podmínky studie tak poskytovaly probandům mnohem náročnější posturální situaci. Toto vysvětlení rozdílu mezi dolními končetinami podporuje i studie Gstöttner et al. (2009, s. 227).

### **7.3 Shrnutí výsledků a přínos pro praxi**

Z výše uvedených poznatků je evidentní, že zrakový systém má významnou roli v posturální kontrole a jeho úplná absence nebo i těžce rozostřené vidění způsobené navozením krátkozrakosti se podstatným způsobem projeví na řízení posturální stability.

Z výsledků této práce vyplývá, že experimentálně zhoršená zraková ostrost brýlemi nemá za klidného stoje na posturální stabilitu podstatný vliv, avšak dosavadní literatura zaměřená na tuto problematiku uvádí opačné závěry (Anand et al., 2002, s. 528; Edwards, 1946, s. 526; Paulus et al., 1984, s. 1156; Anand et al., 2003, s. 4672). Také studie zkoumající vliv plné korekce refrakční vady očí prokázaly pozitivní působení korigovaných brýlí na posturální kontrolu při statickém držení těla (Paulus et al., 2009, s. 243; Studie Bae et al., 2020, s. 2). Zhoršení stability navozenou krátkozrakostí bylo v naší práci pozorováno pouze v kombinaci s posturálně náročnějším stojem o omezené BOS. Zvýšení závislosti na zrakových informacích při náročnějších posturálních podmínkách podporuje i studie Anand et al. (2002, s. 528).

Při úplné absenci zrakové kontroly došlo k vzestupu posturálních výchylek jak v klidném bipedálním stoji, tak i v náročnějším stoji na jedné dolní končetině. Stejných výsledků docílili i ve studiích Albertsen et al. (2017, s. 29), Era et al. (2006, s. 207), Choy, Brauer a Nitz (2003, s. 525), Raymakers et al. (2005, s. 53), Black et al. (1982, s. 314), Edwards (1946, s. 526), Paulus et al. (1984, s. 1156), Lord, Clark a Webster (1991, s. 72) a Ponce-González et al. (2014, s. 111).

Stoj na jedné dolní končetině byl v porovnání s bipedálním stojem značně náročný a nejvyšších výchylek COP dosahoval stoj na jedné dolní končetině se zavřenými očima. Totožné výsledky dokládají i studie Choy, Brauer a Nitz (2003, s. 525) a Ponce-González et al. (2014, s. 111). Podle zjištění této práce neexistuje rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. To se shoduje se závěry dalších autorů Ponce-González et al. (2014, s. 112), Bohannon et al. (1984, s. 1067–1068), Huurnink et al. (2014, s.310), Gstöttner et al. (2009, s. 224) a Harrison et al. (1994, s. 251).

Výsledky této práce naznačují, že omezení zrakových informací má významný dopad na stabilitu i u mladých zdravých jedinců. Daleko větší riziko nastává, pokud dojde k omezení zraku u starých lidí. Právě u nich dochází v důsledku stárnutí k řadě změn zrakové aference, které mají neblahý dopad na stabilitu a jsou spojovány s vyšším rizikem pádu a následných komorbidit. Studie Jeon a Cha (2013, s. 695) prokázala, že pacienti se slabým zrakem a těžkým zrakovým postižením mají potíže v každodenním životě, včetně volnočasových aktivit, a to díky snížené posturální kontrole a omezené pohyblivosti, což vážně ovlivňuje kvalitu jejich života. S progresí ztráty zraku se zpomaluje rychlost chůze a zvyšuje se četnost srážek s překážkami.

Přínosem této práce je přinejmenším návaznost na předešlé studie a poukázání na důležitost nápravy zrakových poruch plně korigovanými brýlemi, aby se zabránilo rozvoji posturální instability, která by mohla mít neblahý dopad na aktivity běžného života. Neméně důležité je také rozšíření povědomí o této problematice zvláště mezi staršími jedinci, kteří jsou ohroženou skupinou nejen z důvodu zhoršující se vizuální aference.

#### **7.4 Limity práce**

I přes veškerou snahu mohou být zjištěné výstupní hodnoty této studie ovlivněny řadou faktorů. Mezi hlavní limity výzkumu se řadí nízký počet probandů ( $n = 8$ ), způsobený řadou problémů a omezení v průběhu výzkumného měření vstupních dat, které vyvstaly v důsledku působení pandemie COVID-19.

Z toho vyplývá další omezující faktor, který byl zjištěn při statistickém zpracování naměřených hodnot. Ze Shapiro-Wilkova testu bylo zjištěno, že jednotlivé výsledky nebyly homogenní a některé testované situace spadaly do normálního a jiné do nenormálního rozložení dat. Pro další vyhodnocení musely tak být některé naměřené hodnoty zobecněny a brány jako data z nenormálního rozložení. Pro vyhodnocení tudíž musely být využity statisticky slabší neparametrické metody, jejichž výpovědní hodnota není tak přesná, jako u jejich parametrické obdoby. Tento omezující faktor zřejmě mohl být odstraněn navýšením počtu zkoumaných probandů.

Dalším limitem studie byl nedostatečný počet aktuální literatury zabývající se vlivem experimentálně zhoršené zrakové ostrosti navozené nošením brýlí na posturální stabilitu mladých zdravých jedinců (Anand et al., 2002, s. 528; Edwards, 1946, s. 526; Paulus et al., 1984, s. 1156). Kromě toho nekonzistentně uváděné metodologické informace o získávání dat ve studiích (trvání pokusů, randomizace podmínek, využití jiného vizuálního cíle pozorovaného probandy a využití jiného typu přístroje a měřených parametrů) ztěžují srovnání s naší studií.

## Závěr

Práce hodnotila vliv zrakové deprivace na posturální stabilitu u mladých zdravých jedinců. Konkrétně posuzovala působení experimentálně navozené silné krátkozrakosti a úplného vyřazení zraku, jak v bipedálním, tak i unilaterálním stoju. Dále měla za cíl porovnat výsledky měření stoje na dominantní a nedominantní dolní končetině.

Statisticky významné výsledky byly shledány ve všech sledovaných parametrech při vyřazení zrakového systému zavřením očí. Největší posturální výkyvy ze všech testovaných situací byly zaznamenány při stoju na jedné dolní končetině se zavřenými očima. Tyto výsledky dokládá i mnoho dalších studií. Celkový nárůst průměrné rychlosti COP se zavřenými očima může poukazovat na ztuhnutí kloubů či posílení posturálních proprioceptivních nebo vestibulárních reflexních reakcí.

Silné refrakční rozostření zraku konvexními čočkami o +6 dioptriích bylo vyhodnoceno jako signifikantní pouze při unilaterálním stoju. Bipedální stoj při této situaci neposkytoval dostatečně náročné posturální podmínky pro mladé a zdravé jedince, kteří rozostřené vidění kompenzovali využitím ostatních sensorických systémů. Tyto výsledky nepodporují dosud provedené studie na toto téma, což je přikládáno zejména odlišným sledováním parametrů kvantifikující výchyly COP, a také malému vzorku jedinců podílejících se na našem výzkumu.

Rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou nebyly shledány statisticky významnými v žádném z měřených parametrů. Z toho vyplývá, že dominance dolní končetiny nemá žádný vliv na udržování posturální stability, což potvrdily i závěry dalších autorů zabývajících se touto problematikou.

V rámci dalšího výzkumu by bylo užitečné doplnit práci o elektromyografické měření, aby bylo možné prozkoumat souvislost mezi snížením exkurzí těžiště při náročných posturálních úkolech se zvýšenou tuhostí dolních končetin. Hypotéza o tuhosti by tak mohla být testována v dalších studiích s využitím elektromyografických záznamů svalů dolních končetin.

Poznatky získané touto prací by měly upozornit na hrozící problém možného rozvoje posturální instability v případě, že je těžce či úplně omezena zraková ostrost. Tato sensorická deprivace může mít neblahý dopad na aktivity běžného života a bývá spojována s vyšším rizikem pádu a následných komorbidit zvláště u starších jedinců. Tím je také kladen důraz na správnou korekci zrakových poruch plně korigovanými brýlemi.

## Referenční seznam

ALBERTSEN, I.M., GHÉDIRA, M., GRACIES, J.M., HUTIN, É. 2017. Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 33, 27-33 [cit. 2021-6-10]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2017.01.005.

ALGHADIR, A.H., ALOTAIBI, A.Z., IQBAL, Z.A. 2019. Postural stability in people with visual impairment. *Brain and Behavior* [online]. 9(11) [cit. 2021-6-12]. ISSN 2162-3279. Dostupné z: doi:10.1002/brb3.1436.

ANAND, V., BUCKLEY, J., SCALLY, A., ELLIOTT, D. B. 2002. The effect of refractive blur on postural stability. *Ophthalmic and Physiological Optics* [online]. 22(6), 528-534 [cit. 2021-6-6]. ISSN 0275-5408. Dostupné z: doi:10.1046/j.1475-1313.2002.00067.x.

ANAND, V., BUCKLEY, J., SCALLY, A., ELLIOTT, D.B. 2003. Postural Stability Changes in the Elderly with Cataract Simulation and Refractive Blur. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* [online]. 44(11), 4670-4675 [cit. 2021-6-15]. ISSN 1552-5783. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.03-0455.

ANGELAKI, D.E., CULLEN, K.E. 2008. Vestibular System: The Many Facets of a Multimodal Sense. *Annual Review of Neuroscience* [online]. 31(1), 125-150 [cit. 2021-02-12]. ISSN 0147-006X. Dostupné z: doi:10.1146/annurev.neuro.31.060407.125555.

ANOH-TANON, M.J., BREMOND-GIGNAC, D., WIENER-VACHER, S.R. 2000. Vertigo is an underestimated symptom of ocular disorders: dizzy children do not always need mri. *Pediatric Neurology* [online]. 23(1), 49-53 [cit. 2021-6-15]. ISSN 08878994. Dostupné z: doi:10.1016/S0887-8994(00)00140-5.

BAE, J.I., YU, D.S., KIM, S.Y., STOFFREGEN, T.A. 2020. Effect of optical correction by fully corrected glasses on postural stability. *PLOS ONE* [online]. 15(7), 1-12 [cit. 2021-6-12]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0235919.

BARROS DE OLIVEIRA, C., TORRES DE MEDEIROS, I.R., FROTA, N.A.F., GRETERS, M.E., CONFORTO, A.B. 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 45(8), 1215–1226, [cit. 2020-01-15]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi 10.1682/JRRD.2007.09.0150.



- BEDNARCZUK, G., WISZOMIRSKA, I., MARSZALEK, J., RUTKOWSKA, I., SKOWROŃSKI, W. 2017. Static Balance of Visually Impaired Athletes in Open and Closed Skill Sports. *Polish Journal of Sport and Tourism* [online]. 24(1), 10-14 [cit. 2021-6-8]. ISSN 2082-8799. Dostupné z: doi:10.1515/pjst-2017-0002.
- BENJAMIN, W.J. 2006. *Borish's Clinical Refraction*. 2nd ed. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann. ISBN 978-0-7506-7524-6.
- BERENCSI, A., ISHIHARA, M., IMANAKA, K. 2005. The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Hum Mov Sci* [online]. 24(5-6), 689-709 [cit. 2021-02-10]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.humov.2005.10.014.
- BISDORFF, A. R., WOLSLEY, C. J., ANASTASOPOULOS, D., BRONSTEIN, A. M., GREY, M. A. 1996. The Perception of body verticality (subjective postural vertical) in peripheral and central vestibular disorders. *Brain* [online]. 119(5), 1523-1534 [cit. 2021-02-24]. ISSN 0006-8950. Dostupné z: doi:10.1093/brain/119.5.1523.
- BIZOVSKÁ, L., JANURA, M., MÍKOVÁ, M., SVOBODA, Z. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení* [online]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci [cit. 2021-02-24]. ISBN 978-80-244-5259-3.
- BLACK, F.O., WALL, C., ROCKETTE, H.E., KITCH, R. 1982. Normal subject postural sway during the romberg test. *American Journal of Otolaryngology* [online]. 3(5), 309-318 [cit. 2021-6-19]. ISSN 01960709. Dostupné z: doi:10.1016/S0196-0709(82)80002-1.
- BŁASZCZYK, 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 Neurobiol Exp* [online]. 74(4), 433-42 [cit. 2021-6-6]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25576974/>.
- BLOMQVIST, S., REHN, B. 2009. Validity and reliability of the Dynamic One Leg Stance (DOLS) in people with vision loss. *Advances in Physiotherapy* [online]. 9(3), 129-135 [cit. 2021-6-19]. ISSN 1403-8196. Dostupné z: doi:10.1080/14038190701395671.
- BOHANNON, R.W., LARKIN, P.A., COOK, A.C., GEAR, J., SINGER J. 1984. Decrease in Timed Balance Test Scores with Aging. *Physical Therapy* [online]. 64(7), 1067-1070 [cit. 2021-6-17]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/64.7.1067.

- BOHANNON, R.W., WALSH, S., JOSEPH, M.C. 1993. Ordinal and timed balance measurements: reliability and validity in patients with stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 7(1), 9-13 [cit. 2021-6-17]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/026921559300700102.
- BRONSTEIN, A.M. 1995. Visual vertigo syndrome: clinical and posturography findings. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry* [online]. 59(5), 472-476 [cit. 2021-6-15]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.59.5.472.
- CAMPAYO-PIERNAS, M., CABALLERO, C., BARBADO, D., REINA, R. 2017. Role of vision in sighted and blind soccer players in adapting to an unstable balance task. *Experimental Brain Research* [online]. 235(4), 1269-1279 [cit. 2021-6-20]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-017-4885-8.
- CARINI, F., MAZZOLA, M., FICI, C., PALMERI, S., MESSINA, M., DAMIANI, P., TOMASELLO, G. 2017. Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art. *Acta Biomedica* [online]. 88(1), 11-16. Dostupné z: doi 10.23750/abm.v88i1.5309.
- CORRIVEAU, H., HÉBERT, R., PRINCE, F., RAÎCHE, M. 2000. Intrasession reliability of the “center of pressure minus center of mass” variable of postural control in the healthy elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 81(1), 45-48 [cit. 2021-01-16]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(00)90220-X.
- DALLINGA, J.M., VAN DER DOES, H.T.D., BENJAMINSE, A., LEMMINK, K.A.P.M., 2016. Dynamic postural stability differences between male and female players with and without ankle sprain. *Physical Therapy in Sport* [online]. 17, 69-75 [cit. 2021-01-07]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2015.05.002.
- DE MELLO, M.C., DE SÁ FERREIRA, A., RAMIRO FELICIO, L. 2017. Postural Control During Different Unipodal Positions in Professional Ballet Dancers. *Journal of dance medicine & science* [online]. 21(4), 151-155 [cit. 2021-6-10]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: doi:10.12678/1089-313X.21.4.151.
- DE SÁ FERREIRA, A., JUNQUEIRA FERRAZ BARACAT, P. 2014. Test–retest reliability for assessment of postural stability using center of pressure spatial patterns of three-dimensional statokinesigrams in young health participants. *Journal of Biomechanics* [online]. 47(12), 2919-2924 [cit. 2021-6-7]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2014.07.010

- DRNKOVÁ, Z., SYLLABOVÁ, R. 1991. *Záhada leváctví a praváctví*. 2.dopl.vyd. Praha: Avicenum. Život a zdraví (Avicenum). ISBN 80-201-0113-6.
- DUARTE, M., FREITAS, S.M.S.F. 2010. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia* [online]. 14(3), 183-192 [cit. 2021-6-8]. ISSN 1413-3555. Dostupné z: doi:10.1590/S1413-35552010000300003.
- DUNCAN, M., BRYANT, E., PRICE, M., OXFORD, S., EYRE, E., HILL, M. 2017. Altering Visual Feedback Conditions Impacts Postural Sway Performance in Children After Controlling for Body Mass Index and Habitual Physical Activity. *Journal of Motor Learning and Development* [online]. 5(2), 267-279 [cit. 2021-6-7]. ISSN 2325-3193. Dostupné z: doi:10.1123/jmld.2016-0039.
- DUSING, S. C., KYVELIDOU, A., MERCER V. S., STERGIOU, N. 2009. Infants Born Preterm Exhibit Different Patterns of Center-of-Pressure Movement Than Infants Born at Full Term. *Physical Therapy* [online]. 89(12), 1354-1362 [cit. 2021-01-06]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20080361.
- DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.
- EDWARDS, A. S. 1946. Body sway and vision. *Journal of Experimental Psychology* [online]. 36(6), 526-535 [cit. 2021-6-12]. ISSN 0022-1015. Dostupné z: doi:10.1037/h0059909.
- ERA, P., SAINIO, P., KOSKINEN, S., HAAVISTO, P., VAARA, M., AROMAA, A. 2006. Postural Balance in a Random Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. *Gerontology* [online]. 52(4), 204-213 [cit. 2021-6-19]. ISSN 0304-324X. Dostupné z: doi:10.1159/000093652.
- GIAGAZOGLU, P., AMIRIDIS, I.G., ZAFEIRIDIS, A., THIMARA, M., KOUVELIOTI, V., KELLIS, E. 2009. Static balance control and lower limb strength in blind and sighted women. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 107(5), 571-579 [cit. 2021-6-19]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-009-1163-x.
- GÖTELL, E., BROWN, S., EKMAN, S.L. 2009. The influence of caregiver singing and background music on vocally expressed emotions and moods in dementia care. *International Journal of Nursing Studies* [online]. 46(4), 422-430 [cit. 2021-02-17]. ISSN 00207489. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijnurstu.2007.11.001.

GRAFTON, S.T., HAMILTON, A.F. 2007. Evidence for a distributed hierarchy of action representation in the brain. *Human Movement Science* [online]. 26(4), 590-616 [cit. 2021-02-20]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2007.05.009.

GROENEWEGEN, H.J. 2003. The Basal Ganglia and Motor Control. *Neural Plasticity* [online]. 10(1-2), 107-120 [cit. 2021-02-22]. ISSN 2090-5904. Dostupné z: doi:10.1155/NP.2003.107.

GSTÖTTNER, M., NEHER, A., SCHOLTZ, A., MILLONIG, M., LEMBERT, S., RASCHNER, C. 2009. Balance Ability and Muscle Response of the Preferred and Nonpreferred Leg in Soccer Players. *Motor Control* [online]. 13(2), 218-231 [cit. 2021-6-21]. ISSN 1087-1640. Dostupné z: doi:10.1123/mcj.13.2.218.

HARRISON, E.L., DUENKEL, N., DUNLOP, R., RUSSELL, G. 1994. Evaluation of Single-Leg Standing Following Anterior Cruciate Ligament Surgery and Rehabilitation. *Physical Therapy* [online]. 74(3), 245-252 [cit. 2021-6-21]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/74.3.245.

HENRY, M., BAUDRY, S. 2019. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 122(2), 525-538 [cit. 2021-01-31]. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00067.2019.

HERRERO, M.T., BARCIA, C., NAVARRO, J. 2002. Functional anatomy of thalamus and basal ganglia. *Child's Nervous System* [online]. 18(8), 386-404 [cit. 2021-02-22]. ISSN 0256-7040. Dostupné z: doi:10.1007/s00381-002-0604-1.

HOCH, M.C., RUSSELL, D.M., 2016. Plantar cooling does not affect standing balance: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture* [online]. 43, 1-8 [cit. 2021-01-31]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.10.011.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 35(suppl\_2), ii7-ii11, [cit. 2020-01-15]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: doi 10.1093/ageing/af1077.

HORAK, F. B., KUO, A. 2000. Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intentions. In: WINTERS, J.M., CRAGO, P.E. (eds) *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*. Springer, New York, NY. Dostupné z: doi.org/10.1007/978-1-4612-2104-3\_19.

HORAK, F.B. 2009. *Postural Control* in BINDER, M.D., HIROKAWA, N., WINDHORST, U. ed. Encyclopedia of neuroscience. New York: Springer. ISBN 978-3-540-29678-2.

HORAK, F.B., HENRY, S.M., SHUMWAY-COOK, A. 1997. Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical Therapy* [online]. 77(5), 517-533 [cit. 2021-02-20]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/77.5.517.

HORAK, F.B., HLAVACKA, F. 2001. Somatosensory Loss Increases Vestibulospinal Sensitivity. *Journal of Neurophysiology* [online]. 86(2), 575-585 [cit. 2021-02-13]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.2001.86.2.575.

HORAK, F.B., NASHNER, L.M., DIENER, H.C. 1990. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research* [online]. 82(1), 167-177 [cit. 2021-02-13]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/BF00230848.

HORN, A.K.E. 2006. The reticular formation. *Progress in Brain Research* [online]. Elsevier, 2006, 151, 127-155 [cit. 2021-02-22]. Progress in Brain Research. ISBN 9780444516961. ISSN 0079-6123. Dostupné z: doi:10.1016/S0079-6123(05)51005-7.

HOUGLUM, P.A., BERTOTI, D.B. 2012. Brunnstrom's Clinical Kinesiology. 6th ed. Philadelphia: F.A. Davis Company. ISBN 978-0-8036-2352-1.

HOWELL, D.R., HANSON, E., SUGIMOTO, D., STRACCIOLINI, A., MEEHAN, W.P., 2017. Assessment of the Postural Stability of Female and Male Athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 27(5), 444-449 [cit. 2021-01-07]. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/JSM.0000000000000374.

HUE, O., SIMONEAU, M., MARCOTTE, J., et al. 2007. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture* [online]. 26(1), 32-38 [cit. 2021-6-26]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2006.07.005.

HUURNINK, A., FRANSZ, D.P., KINGMA, I., HUPPERETS, M.D.W., VAN DIEËN, J.H. 2014. The effect of leg preference on postural stability in healthy athletes. *Journal of Biomechanics* [online]. 47(1), 308-312 [cit. 2021-6-21]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.10.002.

CHATARD, H., TEPENIER, L., JANKOWSKI, O., AUSSEMS, A., ALLIETA, A., BEYDOUN, T., SALAH, S., BUCCI, M.P. 2017. Effects of Age-Related Macular

Degeneration on Postural Sway. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 11:158, 1-9 [cit. 2021-6-15]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2017.00158.

CHIARI, L., ROCCHI, L., CAPPELLO, A. 2002. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* [online]. 17(9-10), 666-677 [cit. 2021-01-07]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/S0268-0033(02)00107-9.

CHOY, N.L., BRAUER, S., NITZ, J. 2003. Changes in Postural Stability in Women Aged 20 to 80 Years. *The Journals of Gerontology:Series A* [online]. 58(6), 525–530 [cit. 2021-6-12]. Dostupné z: doi:10.1093/gerona/58.6.m525.

IVANENKO, Y., GURFINKEL V. 2018. Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 12[cit. 2019-11-03]. DOI: 10.3389/fnins.2018.00171. ISSN 1662-453X. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnins.2018.00171/full>.

JANURA, M., 2003. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0644-6.

JEON, B.J., CHA, T. 2013. The Effects of Balance of Low Vision Patients on Activities of Daily Living. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 25(6), 693-696 [cit. 2021-6-15]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.25.693.

KESHNER, E.A., KENYON, R.V. 2009. Postural and Spatial Orientation Driven by Virtual Reality. *Studies in Health Technology and Informatics* [online]. 145, 209–228 [cit. 2021-02-10]. Dostupné z: doi:10.3233/978-1-60750-018-6-209.

KIM, K.J., LUCAREVIC, J., BENNETT, C., GAUNAURD, I., GAILEY, R., AGRAWAL, V. 2016. Testing the assumption of normality in body sway area calculations during unipedal stance tests with an inertial sensor. *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. 2016, 4987-4990 [cit. 2021-6-7]. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2016.7591847.

KOLÁŘ, P. 2012. Vyšetření posturálních funkcí. In: KOLÁŘ, P. et al., *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci: možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 138 s. Monografie. ISBN 978-80-244-4266-2.

KOTECHA, A., RICHARDSON, G., CHOPRA, R., FAHY, R.T.A., GARWAY-HEATH, D.F., RUBIN, G.S. 2012. Balance Control in Glaucoma. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* [online]. 53(12), 7795-7801 [cit. 2021-6-15]. ISSN 1552-5783. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.12-10866.

KRÁLÍČEK, P. 2002. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-0350-0.

LAPOINTE, L.L., STIERWALT, J.A.G., MAITLAND, CH.G. 2010. Talking while walking: Cognitive loading and injurious falls in Parkinson's disease. *International Journal of Speech-Language Pathology* [online]. 12(5), 455-459 [cit. 2021-02-24]. ISSN 1754-9507. Dostupné z: doi:10.3109/17549507.2010.486446.

LATASH, M.L. 2008. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 07-360-6367-6.

LE CLAIR, K., RIACH, C. 1996. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clinical Biomechanics* [online]. 11(3), 176-178 [cit. 2021-6-8]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/0268-0033(95)00027-5.

LI, Z., LIANG, Y., WANG, L., SHENG, J., MA, S. 2016. Reliability and validity of center of pressure measures for balance assessment in older adults. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 28(4), 1364-1367 [cit. 2021-6-6]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.28.1364.

LORD, S.R., CLARK, R.D., WEBSTER, I.W. 1991. Postural Stability and Associated Physiological Factors in a Population of Aged Persons. *Journal of Gerontology* [online]. 46(3), M69-M76 [cit. 2021-6-19]. ISSN 0022-1422. Dostupné z: doi:10.1093/geronj/46.3.M69.

LORD, S.R., DAYHEW, J. 2001. Visual Risk Factors for Falls in Older People. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 49(5), 508-515 [cit. 2021-6-15]. ISSN 00028614. Dostupné z: doi:10.1046/j.1532-5415.2001.49107.x.

MAKI, B. E., MCILROY, W. E. 1997. The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy. *Physical Therapy* [online]. 77(5), 488-507 [cit. 2021-01-04]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/77.5.488.

MANCINI, M., HORAK, F.B. 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine*

[online]. 46(2), 239-48 [cit. 2021-02-24]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/pdf/nihms-258907.pdf>.

MATSUMURA, B. A., AMBROSE, A.F. 2006. Balance in the Elderly. *Clinics in Geriatric Medicine* [online]. 22(2), 395-412 [cit. 2021-01-02]. ISSN 07490690. Dostupné z doi: doi:10.1016/j.cger.2005.12.007.

MAURER, C., MERGNER, T., BOLHA, B., HLAVACKA, F. 2001. Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neuroscience Letters* [online]. 302(1), 45-48 [cit. 2021-01-22]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/S0304-3940(01)01655-X.

MAURER, C., MERGNER, T., PETERKA, R.J. 2006. Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research* [online]. 171(2), 231-250 [cit. 2021-01-22]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-005-0256-y.

MCILROY, W.E., MAKI, B.E. 1997. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics* [online]. 12(1), 66-70 [cit. 2021-6-6]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/S0268-0033(96)00040-X.

MYSLIVEČEK, J. 2003. *Základy neurovědy*. Praha: Triton. ISBN 80-725-4234-6.

NAŇKA, O., ELIŠKOVÁ, M. 2015. *Přehled anatomie*. Třetí, doplněné a přepracované vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-206-0.

NASHNER, L.M. 2020. Practical biomechanics and physiology of Balance. In: JACOBSON, G.P., SHEPARD, N.T., BARIN, K., BURKARD, R., JANKY, K., MCCASLIN, D.L. *Balance Function Assessment and Management*. (3rd ed.) San Diego, CA: Plural Publishing. ISBN 9781635501995.

NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA, Z., JAKUBEC, L. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.

NOGUCHI, T., DEMURA, S.I., NAKAGAWA, T. 2013. Postural Stability during One-Leg Stance on an Unstable Moving Platform and its Relationship with Each Leg. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 116(2), 555-563 [cit. 2021-6-20]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.2466/26.25.PMS.116.2.555-563.



OPAVSKÝ, J. 2003. *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0625-X.

PAGNACCO, G., KLOTZEK, A.S., CARRICK, F.R., WRIGHT, C.H., OGGERO, E. 2015. Effect of tone-based sound stimulation on balance performance of normal subjects: preliminary investigation. *Biomedical Sciences Instrumentation* [online]. 51, 54-61 [cit. 2021-02-16]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Adam\\_Klotzek/publication/277082062\\_Effect\\_of\\_Tone-Based\\_Sound\\_Stimulation\\_on\\_Balance\\_Performance\\_of\\_Normal\\_Subjects\\_Preliminary\\_Investigation/links/5efcc4e8299bf18816f64bf0/Effect-of-Tone-Based-Sound-Stimulation-on-Balance-Performance-of-Normal-Subjects-Preliminary-Investigation.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Adam_Klotzek/publication/277082062_Effect_of_Tone-Based_Sound_Stimulation_on_Balance_Performance_of_Normal_Subjects_Preliminary_Investigation/links/5efcc4e8299bf18816f64bf0/Effect-of-Tone-Based-Sound-Stimulation-on-Balance-Performance-of-Normal-Subjects-Preliminary-Investigation.pdf).

PALM, H.G., STROBEL, J., ACHATZ, G., VON LUEBKEN, F., FRIEMERT, B. 2009. The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & Posture* [online]. 30(3), 328-333 [cit. 2021-02-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2009.05.023.

PARK, D., LEE, G. 2014. Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo Wii balance board: usability and validation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 11(1) [cit. 2021-6-8]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-11-99.

PASTUCHA, D., FILIPČÍKOVÁ, R., HORÁK, S. et al. 2013. Porucha posturální stability u dětí s obezitou. *Interní medicína pro praxi* [online]. 15(6-7), 229-232 [cit. 2021-01-07]. ISSN 1214-8687. Dostupné z: <https://solen.cz/pdfs/int/2013/06/09.pdf>.

PAULUS, W. M., STRAUBE, W. M., BRANDT, T. 1984. Visual stabilization of posture. *Brain* [online]. 107(4), 1143-1163 [cit. 2021-6-12]. ISSN 0006-8950. Dostupné z: doi:10.1093/brain/107.4.1143.

PAULUS, W., STRAUBE, A., QUINTERN, J., BRANDT, T. 2009. Visual Postural Performance in Ametropia and with Optical Distortion Produced by Bifocals and Multifocals. *Acta Oto-Laryngologica* [online]. 108(sup468), 243-246 [cit. 2021-6-12]. ISSN 0001-6489. Dostupné z: doi:10.3109/00016488909139055.

PETERKA, R.J. 2000. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics* [online]. 82(4), 335-343 [cit. 2021-6-19]. ISSN 0340-1200. Dostupné z: doi:10.1007/s004220050587.

POLLOCK, A.S., DURWARD, B.R., ROWE, P.J., PAUL, J.P. 2000. What is balance? *Clinical Rehabilitation* [online]. 14(4), 402-406, [cit. 2020-01-13]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi 10.1191/0269215500cr342oa.

PONCE-GONZÁLEZ, J. G., SANCHIS-MOYSI, J., GONZÁLEZ-HENRIQUEZ, J. J., ARTEAGA-ORTIZ, R., CALBET, J. A., DORADO, C. 2014. A reliable unipedal stance test for the assessment of balance using a force platform. *The Journal of sports medicine and physical fitness* [online]. 54(1), 108-117 [cit. 2021-6-17]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/259826324\\_A\\_reliable\\_unipedal\\_stance\\_test\\_for\\_the\\_assessment\\_of\\_balance\\_using\\_a\\_force\\_platform](https://www.researchgate.net/publication/259826324_A_reliable_unipedal_stance_test_for_the_assessment_of_balance_using_a_force_platform).

POPESCU, M., OTSUKA, A., IOANNIDES, A.A. 2004. Dynamics of brain activity in motor and frontal cortical areas during music listening: a magnetoencephalographic study. *NeuroImage* [online]. 21(4), 1622-1638 [cit. 2021-6-26]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2003.11.002.

PRIETO, T.E., MYKLEBUST, J.B., HOFFMANN, R.G., LOVETT, E.G., MYKLEBUST, B.M. 1996. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 43(9), 956-966 [cit. 2021-6-8]. ISSN 00189294. Dostupné z: doi:10.1109/10.532130.

RAUSCHECKER, J.P. 1995. Compensatory plasticity and sensory substitution in the cerebral cortex. *Trends in Neurosciences* [online]. 18(1), 36-43 [cit. 2021-6-20]. ISSN 01662236. Dostupné z: doi:10.1016/0166-2236(95)93948-W.

RAYMAKERS, J.A., SAMSON, M.M., VERHAAR, H.J.J. 2005. *The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s)* [online]. 21(1), 48-58 [cit. 2021-6-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2003.11.006.

REDFERN, M.S., YARDLEY, L., BRONSTEIN, A.M. 2001. Visual influences on balance. *Journal of Anxiety Disorders* [online]. 15(1-2), 81-94 [cit. 2021-02-18]. ISSN 08876185. Dostupné z: doi:10.1016/S0887-6185(00)00043-8

ROSSI-IZQUIERDO, M., SANTOS-PÉREZ, S., FARALDO-GARCÍA, A., VAAMONDE-SÁNCHEZ-ANDRADE, I., GAYOSO-DIZ, P., DEL-RÍO-VALEIRAS, M., LIROLA-DELGADO, A. a SOTO-VARELA, A. 2016. Impact of obesity in elderly patients with postural instability. *Aging Clinical and Experimental Research* [online]. 28(3), 423-428 [cit. 2021-01-07]. ISSN 1720-8319. Dostupné z: doi:10.1007/s40520-015-0414-4.

- ROUGIER, P.R., 2008. What insights can be gained when analysing the resultant centre of pressure trajectory? *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 38(6), 363-373 [cit. 2021-6-7]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2008.09.006
- RUHE, A., FEJER, R., WALKER, B. 2010. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture* [online]. 32(4), 436-445 [cit. 2021-6-10]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.012.
- SERIN-BRACKMAN, V., PEZET POUX, J., QUINTYN, J.-C. 2019. Étude des atteintes posturales chez les patients déficients visuels. *Journal Français d'Ophtalmologie* [online]. 42(10), 1078-1084 [cit. 2021-6-26]. ISSN 01815512. Dostupné z: doi:10.1016/j.jfo.2019.05.034.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M.H. 2007. *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0-7817-6691-3.
- SCHMID, M., NARDONE, A., DE NUNZIO, A.M., SCHMID, M., SCHIEPPATI, M. 2007. Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. *Brain* [online]. 130(8), 2097-2107 [cit. 2021-6-20]. ISSN 0006-8950. Dostupné z: doi:10.1093/brain/awm157.
- ST GEORGE, R.J., FITZPATRICK, R.C. 2011. The sense of self-motion, orientation and balance explored by vestibular stimulation. *The Journal of Physiology* [online]. 589(4), 807-813 [cit. 2021-02-16]. ISSN 00223751. Dostupné z: doi:10.1113/jphysiol.2010.197665.
- SUCHOMEL, T. 2006. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost J.E.Purkyně, (3), 112-125. ISSN 1803-6597.
- SYNEK, S. 2017. Optika, refrakce oka a její vady. In: ROZSÍVAL, P. *Oční lékařství*. Praha: Galén. ISBN 9788074923166.
- TEASDALE, N., SIMONEAU, M. 2001. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait & posture* [online]. 14(3), 203-210 [cit. 2021-02-24]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(01)00134-5.

The Zebris FDM System – Gait and Roll-Off Analysis in Practice. In: Zebris[online]. Isny im Allgäu, 2016 [cit. 2021-02-22]. Dostupné z: [https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/27\\_9\\_FDM\\_EN\\_150.pdf](https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/27_9_FDM_EN_150.pdf).

TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. 1991. *Centrální mechanismy řízení motoriky: teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. 2. Praha: Avicentrum. ISBN 80-201-0054-7.

UCHIYAMA, M., DEMURA, S. 2009. The role of eye movement in upright postural control. *Sport Sciences for Health* [online]. 5(1), 21-27 [cit. 2021-02-11]. ISSN 1824-7490. Dostupné z: [doi:10.1007/s11332-009-0072-z](https://doi.org/10.1007/s11332-009-0072-z).

VAŘEKA, I. 2002a. Posturální stabilita (I. část) Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121, [cit. 2020-01-16]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/280087667\\_Posturalni\\_stabilita\\_Cast\\_1](https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1).

VAŘEKA, I. 2002b. Posturální stabilita (II. část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9(4), 122-129, [cit. 2020-01-16]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/280087508\\_Posturalni\\_stabilita\\_Cast\\_2](https://www.researchgate.net/publication/280087508_Posturalni_stabilita_Cast_2).

VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ, 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAŘEKA, I., 2000, Vojtova reflexní lokomoce a vývojová kineziologie. *Rehabilitácia*. 33(4), 196-200. ISSN 0375-0922.

VÉLE, F. 1995. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum. ISBN 80-718-4100-5.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VÉLE, F., ČUMPELÍK, J. PAVLŮ, D. 2001. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost J.E.Purkyně, 8(3), 102-103. ISSN 1211-2658.

VISSER, J.E., CARPENTER, M. G., VAN DER KOOIJ H., BLOEM, B. R. 2008. The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology* [online]. 119(11), 2424-2436 [cit. 2021-6-6]. ISSN 13882457. Dostupné z: [doi:10.1016/j.clinph.2008.07.220](https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.07.220).

WINTER, D.A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait&Posture* [online]. 3(4), 193-214 [cit. 2021-02-17]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9.

XU, H., OHGAMI, N., HE, T., HASHIMOTO, K., TAZAKI, A., OHGAMI, K., TAKEDA, K., KATO, M. 2018. Improvement of balance in young adults by a sound component at 100 Hz in music. *Scientific Reports* [online]. 8(1), 1-8 [cit. 2021-02-17]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-018-35244-3.

ZOK, M., MAZZÀ, C., CAPPOZZO, A. 2008. Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised? *Medical Engineering & Physics* [online]. 30(7), 913-916 [cit. 2021-6-6]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2007.12.002.

## Seznam zkratek

AS	Area of Support (opěrná plocha)
BOS	Base of Support (opěrná báze)
CNS	Centrální nervový systém
COG	Centre of Gravity
COP	Centre of Pressure (centrum tlaku)
GRF	Ground reaction force (reakční síla podložky)
LOS	Limits of Stability (limity stability)

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Normální a abnormální meze stability (Horak, 2006, s. ii9).....	11
<b>Obrázek 2</b> Důležité komponenty potřebné pro posturální kontrolu (převzato dle Barros de Olivera al., 2008, s. 1216).....	15
<b>Obrázek 3</b> Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area .....	39
<b>Obrázek 4</b> Krabicový graf parametru COP Path Length.....	42
<b>Obrázek 5</b> Krabicový graf parametru COP Average Velocity .....	45
<b>Obrázek 6</b> Sloupcový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area.....	47
<b>Obrázek 7</b> Sloupcový graf parametru COP Path Length .....	49
<b>Obrázek 8</b> Sloupcový graf parametru COP Average Velocity .....	51

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Popisná statistika pro parametr 95% Confidence Ellipse Area.....	37
<b>Tabulka 2</b> Výsledky k hypotéze H1 (jednovýběrový t-test a Wilcoxonův párový test pro parametr 95% Confidence Ellipse Area).....	37
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika pro parametr COP Path Lenght .....	40
<b>Tabulka 4</b> Výsledky k hypotéze H2 (Wilcoxonův párový test pro parametr COP Path Lenght) .....	40
<b>Tabulka 5</b> Popisná statistika pro parametr COP Average Velocity .....	43
<b>Tabulka 6</b> Výsledky k hypotéze H3 (Wilcoxonův párový test pro parametr COP Average Velocity) .....	43
<b>Tabulka 7</b> Popisná statistika parametru 95% Confidence Ellipse Area pro dominantní a nedominantní dolní končetinu .....	46
<b>Tabulka 8</b> Výsledky k hypotéze H4 (dvouvýběrový t-test a Mann-Whitneyův test pro parametr 95% Confidence Ellipse Area) .....	46
<b>Tabulka 9</b> Popisná statistika parametru COP Path Lenght pro dominantní a nedominantní dolní končetinu .....	48
<b>Tabulka 10</b> Výsledky k hypotéze H5 (dvouvýběrový t-test a dvouvýběrový Mann-Whitneyův test pro parametr COP Path Lenght).....	48
<b>Tabulka 11</b> Popisná statistika parametru COP Average Velocity pro dominantní a nedominantní dolní končetinu .....	50
<b>Tabulka 12</b> Výsledky k hypotéze H6 (dvouvýběrový t-test a dvouvýběrový Mann-Whitneyův test pro parametr COP Average Velocity).....	50



## Seznam příloh

<b>Příloha 1</b> Informovaný souhlas probanda str. 1 .....	82
<b>Příloha 2</b> Informovaný souhlas probanda str. 2.....	83
<b>Příloha 3</b> Ukázka stoje na jedné dolní končetině.....	84
<b>Příloha 4</b> Brýle z testovací optometristické sady s konvexními čočkami s +6 dioptriemi.....	84
<b>Příloha 5</b> Tlaková plošina Zebris FDM-S (The zebris FDM System – gait and roll-off analysis in practice, 2016).....	85
<b>Příloha 6</b> Ukázka reportu – bipedální stoj .....	86
<b>Příloha 7</b> Ukázka reportu – unipedální stoj .....	87

# Přílohy

## Příloha 1 Informovaný souhlas probanda str. 1



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci

### Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Vliv senzoričkových okolností na změny postury

Období realizace: březen 2021 – duben 2021

Řešitelé projektu: Bc. Eva Starošítková, Mgr. Věra Jančíková, Ph.D.

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož výsledky budou použity při zpracování diplomové práce. Cílem výzkumu je zhodnotit vliv zhoršené zrakové ostrosti na posturální stabilitu mladých zdravých jedinců, jak ve vzpřímeném bipedním postoji, tak i ve vzpřímeném postoji o zúžené opěrné bázi na jedné dolní končetině.

V průběhu měření bude testováno celkem devět různých senzoričkových situací, které budou měřeny ve vzpřímeném postoji za pomoci tenzometrické plošiny. Výchozí pozicí bude stoj na obou dolních končetinách bez obuvi s chodily ve standardizované pozici a horními končetinami volně podél těla. První testovanou situací bude prostý stoj s otevřenými očima. Druhou situací bude prostý stoj, ale se zavřenými očima. Třetí testovaná situace bude představovat stoj s brýlemi s +6 dioptriemi. Tyto tři vizuální podmínky budou zvlášť naměřeny i ve postoji o zúžené opěrné bázi, a to jak pro dominantní (situace čtyři až šest) i nedominantní dolní končetinu (situace sedm až devět). Testování by v celkovém součtu mělo trvat přibližně 15-20 minut.

Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná zdravotní ani jiná rizika. Řešitel projektu během testování neodpovídá za odložené osobní věci účastníka. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
www.fzv.upol.cz

**Prohlášení účastníka výzkumu**

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

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

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

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

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

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

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

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

**Příloha 3** Ukázka stoje na jedné dolní končetině



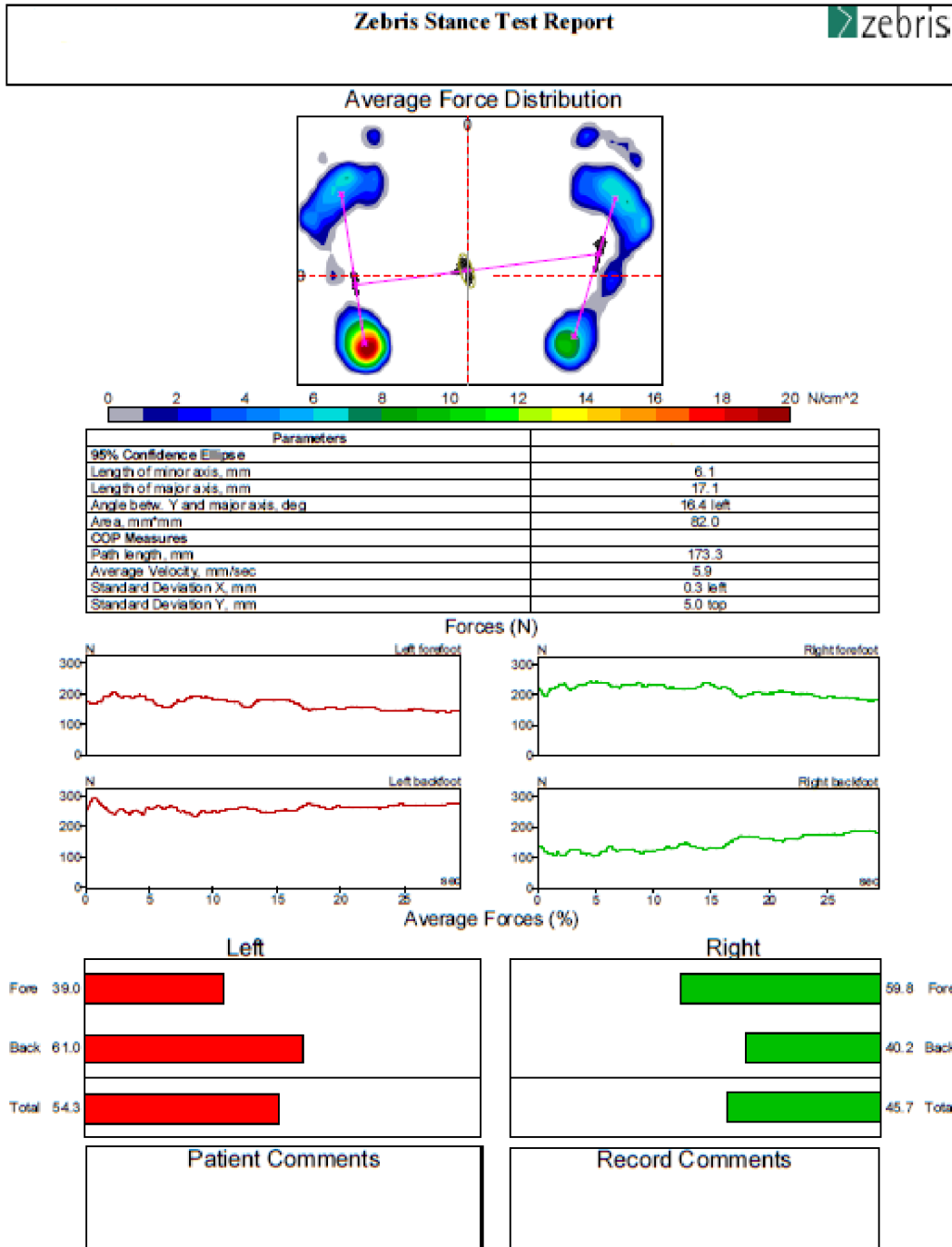
**Příloha 4** Brýle z testovací optometristické sady s konvexními čočkami s +6 dioptriemi



**Příloha 5** Tlaková plošina Zebris FDM-S (The zebris FDM Systém – gait and roll-off analysis in practice, 2016)



Příloha 6 Ukázka reportu – bipedální stoj



**Příloha 7** Ukázka reportu – unipedální stoj

