

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Vojtěch Brukner

**Vliv polohy hlavy, akustického a vizuálního podnětu na  
posturální stabilitu zdravého jedince – posturografická  
analýza**

Diplomová práce

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

Olomouc 2020

# ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Vliv polohy hlavy, akustického a vizuálního podnětu na posturální stabilitu zdravého jedince – posturografická analýza

**Název práce v AJ:** Influence of head position, audio and visual stimulus to postural stability of healthy individual – posturographic analysis

**Datum zadání:** 2019-01-25

**Datum odevzdání:** 2020-07-31

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Vojtěch Brukner

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

**Oponent práce:** Mgr. Jakub Šichránek, Ph.D.

## Abstrakt v ČJ

**Úvod:** Na udržení posturální stability se podílí několik systémů, mezi které patří i zrak a vestibulární aparát, který lze stimulovat akustickým podnětem. V této práci byla zkoumána míra jejich zastoupení v posturální kontrole.

**Cíl:** Zjistit, zda dojde k odlišnostem stability stoje při změně poloze hlavy a při aplikaci akustického a vizuálního podnětu u zdravých mladých a starších jedinců, a následně výsledky obou skupin porovnat.

**Metodika:** Studie se zúčastnilo celkem 20 probandů, kteří byli podle věku rozděleni do dvou skupin po 10 jedincích a v anamnéze neměli ortopedické, neurologické či metabolické onemocnění, které by mohlo změnit kvalitu stoje. Posturální stabilita byla měřena v celkem patnácti situacích, které kombinovaly stoj se změněnou pozicí hlavy, aplikaci sinusoidálního zvuku a použití dynamického optického klamu. Sledovány byly tři parametry, a to 95% Confidence Ellipse Area, COP Path Length a COP Average Velocity. Testování bylo realizováno na tlakové plošině Zebris FDM-S Multifunction Force Measuring Plate®. Získané hodnoty byly následně statisticky vyhodnocovány pomocí Wilcoxonova testu a Mann-Whitneyova testu.

**Výsledky:** Při vyhodnocování byly zaznamenány statisticky významné změny v parametrech COP Path Length a COP Average Velocity, a to při situaci se změněnou polohou hlavy a současnou aplikací akustického podnětu a při situaci se změněnou polohou hlavy se

současnou aplikací vizuálního stimulu. U ostatních podmínek nebyly prokázány žádné signifikantní rozdíly.

**Závěr:** Citlivějším systémem se ukázal být zrak. Vestibulární aparát reaguje více na zvukovou stimulaci než na změnu polohy hlavy a setrvání v určené poloze.

### **Abstrakt v AJ**

**Introduction:** Several systems are involved in maintenance of postural stability, such as vision and vestibular apparatus, which can be stimulated by audio stimulus. In this study, the degree of their involvement in postural control is examined.

**Objective:** Determining, if differences in stability of standing posture appear when the position of head is changed while stimulated by audio or visual impulse. This was tested on both young and old relatively healthy subjects and the results were compared between the two.

**Methods:** 20 subjects participated in this study. They were separated by age into two groups of 10. Chosen subjects had no orthopaedic, neurological, or metabolic disease in anamnesis. Postural stability was measured in 15 situations, which combined the stance with changing of head position, application of sinusoidal sound and usage of dynamic optic illusion. Three parameters were observed during these situations. These are 95% Confidence Ellipse Area, COP Path Length and COP Average Velocity. Pressure platform Zebris FDM-S Multifunction Force Measuring Plate® was used for testing. The obtained data were evaluated by Wilcoxon test and Mann-Whitney U test.

**Results:** Statistically significant changes were observed in COP Path Length and COP Average Velocity parameters. Namely in the situations which combined changing of head position with audio stimulus and head position with visual stimulus. No statistically significant changes were observed in other conditions.

**Conclusions:** The vision showed to be more sensitive system. Vestibular apparatus reacts more to sound stimulation than to changed head position and keep on that.

**Klíčová slova v ČJ:** posturální stabilita, rovnováha, stoj, změněná poloha hlavy, akustický podnět, vizuální podnět, optický klam

**Klíčová slova v AJ:** postural stability, balance, stance, changed head position, audio stimulus, visual stimulus, optic illusion

**Rozsah:** 78 stran

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Vliv polohy hlavy, akustického a vizuálního podnětu na posturální stabilitu zdravého jedince – posturografická analýza vypracoval samostatně pouze s použitím zdrojů, které uvádím v referenčním seznamu.

Olomouc 18. července 2020

podpis

## **Poděkování**

Tímto bych rád poděkoval svému vedoucímu Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D. za odborné vedení práce, cenné rady a připomínky. Zároveň bych rád poděkoval paní Mgr. Dagmar Tečové za ochotu při realizaci experimentu a pomoc se statistickým zpracování dat. Díky patří i všem probandům, kteří se zúčastnili testování.

# OBSAH

Úvod.....	9
1 TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ .....	10
1.1 Posturální stabilita stoje .....	10
1.1.1 Základní názvosloví .....	10
1.2 Posturální stabilizace .....	13
1.1.1 Posturální systém .....	13
1.1.2 Hluboký stabilizační systém páteře.....	13
1.3 Posturální reaktibilita .....	13
1.4 Posturální kontrola .....	14
1.4.1 Senzorická složka.....	14
1.4.2 Řídící složka.....	17
1.4.3 Strategie udržení posturální kontroly .....	18
1.5 Posturografie .....	19
1.5.1 Rozdělení posturografie .....	19
1.5.2 Silové a tlakové plošiny .....	20
1.6 Vliv polohy hlavy na posturální stabilitu.....	20
1.7 Vliv zvuku na posturální stabilitu.....	21
1.8 Virtuální realita .....	24
1.8.1 Využití virtuální reality v rehabilitaci .....	26
1.8.2 Vizuální podněty a virtuální realita v posturografii .....	27
2 CÍLE A HYPOTÉZY .....	30
2.1 Cíle.....	30
2.2 Výzkumné otázky a hypotézy.....	30
3 METODA VÝZKUMU .....	33
3.1 Charakteristika výzkumného souboru.....	33
3.2 Popis tlakové plošiny .....	33

3.3	Popis měření .....	34
3.4	Měřené proměnné .....	35
3.5	Zpracování naměřených dat.....	35
4	VÝSLEDKY VÝZKUMU .....	37
4.1	Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> .....	37
4.1.1	Stoj s pouze změněnou polohou hlavy.....	38
4.1.2	Stoj s akustickým podnětem.....	38
4.1.3	Stoj s vizuálním podnětem .....	38
4.2	Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> .....	39
4.2.1	Stoj s pouze změněnou polohou hlavy.....	39
4.2.2	Stoj s akustickým podnětem.....	40
4.2.3	Stoj s vizuálním podnětem .....	40
4.3	Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> .....	41
4.3.1	Stoj s pouze změněnou polohou hlavy.....	41
4.3.2	Stoj s akustickým podnětem.....	42
4.3.3	Stoj s vizuálním podnětem .....	42
4.4	Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> .....	43
4.4.1	Stoj s pouze změněnou polohou hlavy.....	44
4.4.2	Stoj s aplikací akustického podnětu .....	44
4.4.3	Stoj s aplikací vizuálního podnětu .....	44
4.5	Výsledky k hypotéze H <sub>05</sub> .....	45
4.5.1	Stoj s pouze změněnou polohou hlavy.....	46
4.5.2	Stoj s aplikací akustického podnětu .....	46
4.5.3	Stoj s aplikací vizuálního podnětu .....	46
4.6	Výsledky k hypotéze H <sub>06</sub> .....	47
4.6.1	Stoj s pouze změněnou polohou hlavy.....	48
4.6.2	Stoj s aplikací akustického podnětu .....	48

4.6.3	Stoj s aplikací vizuálního podnětu .....	48
5	DISKUZE.....	49
5.1	Diskuze k metodice práce .....	49
5.1.1	Sledované proměnné .....	50
5.2	Diskuze k výsledkům.....	51
5.2.1	Stoj s pouze změněnou polohou hlavy.....	51
5.2.2	Stoj s akustickým podnětem.....	53
5.2.3	Stoj s vizuálním podnětem .....	55
5.3	Limity studie .....	57
5.4	Shrnutí výsledků a východiska pro praxi.....	57
	Závěr .....	59
	Referenční seznam .....	60
	Seznam zkratk .....	76
	Seznam obrázků .....	77
	Seznam tabulek .....	78



## Úvod

Schopnost udržení těla ve vzpřímené poloze se vyvíjí v brzkém období života a je jedním z lidských znaků. K udržení této pozice je třeba rovnováhy mezi vnitřními i vnějšími silami, které na něj působí a účasti tří hlavních složek, řídicí, výkonné a senzorické. Poslední z nich se skládá z informací přijímaných ze zrakového, vestibulárního a somatosenzorického aparátu. Míra využití údajů z každého vstupu se liší podle prostředí, v jakém se člověk pohybuje a zároveň je odlišná i mezi jednotlivci. Pokud se informace získané z jednotlivých systémů neshodují, dochází ke konfliktní situaci a následně k narušení posturální kontroly. Integrace senzorických vstupů je nezbytná, stejně jako správné vyhodnocení jejich využitelnosti, pro udržení vzpřímeného postoje a posturální stabilita je předpokladem pro provádění každodenních činností.

V této práci bylo zkoumáno, zda dojde ke změnám schopnosti udržení stoje při snížení kvality jednotlivých senzorických vstupů a zda je možné pozorovat rozdíl při porovnání dvou věkově odlišných skupin zdravých probandů.

Poznatky získané touto prací by mohly být využity v rehabilitaci pacientů s poruchami rovnováhy a u starších osob jako prevence pádů.

Pro vyhledání odborných článků a studií zabývajících se podobným tématem byly využity internetové online databáze, a to převážně PubMed, Medvik, Science Direct, Google Scholar a Research Gate.

Klíčová slova využitá při hledání odborných publikací byla: posturální stabilita, rovnováha, stoj, změněná poloha hlavy, akustický podnět, vizuální podnět, optický klam a převážně jejich anglické ekvivalenty: postural stability, balance, stance, changed head position, audio stimulus, visual stimulus, optic illusion.

Celkem bylo čerpáno ze 98 odborných článků a ze 14 odborných publikací věnujících se tématu posturální stability.

# 1 TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ

## 1.1 Posturální stabilita stoje

Jako posturální stabilitu označujeme schopnost udržet tělo ve vzpřímené poloze, reagovat na změny zevních a vnitřních sil, a zamezit tak nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 119).

Schopnost samostatného stoje je činnost důležitá sama o sobě, ale stejně důležitá je jako výchozí poloha pro zahájení dalších každodenních činností. Vyvíjí se v brzkém období života a poté je vykonávána automaticky (Winter a kolektiv, 1998, s. 1211).

Lidské tělo je tvořeno množstvím segmentů a z biomechanického pohledu je modelem obráceného kyvadla. Chodidla tvoří malou základnu a přibližně dvě třetiny hmoty se nachází v jeho horní části. Těžiště je umístěno poměrně vysoko, a proto je lidské tělo ne příliš stabilním objektem. Stoj umožňuje jedinci získat lepší orientaci v prostoru, použití horních končetin k úchopové funkci, ale zároveň také klade velké nároky na posturální kontrolu. Na udržení vzpřímeného stoje se podílejí tři hlavní složky, a to senzoricke, řídící a výkonná. Senzorickou složku tvoří proprioreceptory a exteroceptory, vestibulární systém a zraková kontrola. Řídící složkou je mozek a mícha a výkonnou pohybový systém (Vařeka, 2002, s. 115–119; Winter, Patla, Frank. 1990, s. 31–32)

### 1.1.1 Základní názvosloví

*Postura* je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, zejména tíhové síly. Vnitřní síly, tedy svalová aktivita řízená činností CNS, ji naopak zajišťují. Pro udržení tělních segmentů proti působení sil je vždy třeba zpevnění osového orgánu, hlavy, krku a trupu. Aktivní držení těla je základní podmínkou každého pohybu a je přítomno v celém jeho průběhu.

*Atituda* je postura nastavená tak, že může dojít k provedení plánovaného pohybu.

*Napřimění* je narovnání osového orgánu. Umožňuje optimální rozsah pohybu v kořenových kloubech končetin a pohybu páteře.

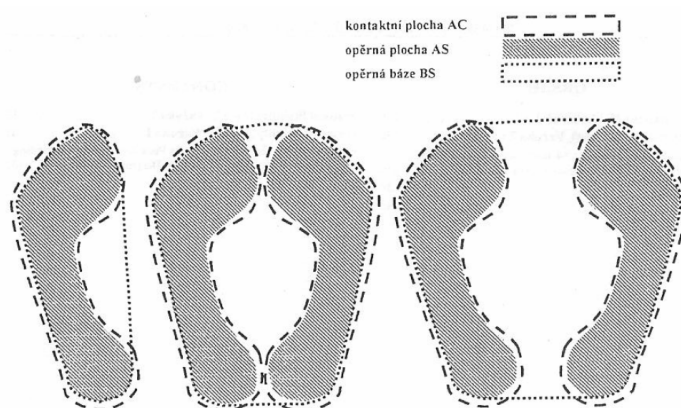
*Posturální stabilita* je schopnost těla udržet projekci těžiště do opěrné báze, tedy udržet segmenty těla vzpřímené proti působení zevních sil, vyrovnávat labilitu pohybové soustavy a bránit pádu.

*Balance* neboli rovnováha. Těmito pojmy jsou označovány statické a dynamické strategie používané k zajištění posturální stability.

*Plocha kontaktu* je plocha na podložce, která je v kontaktu s tělem dotykem.

*Opěrná plocha* je plocha na podložce, která je využita k aktivní opoře a ke kontrole posturální stability (Vařeka, 2002, s. 116).

*Opěrná báze (OB)* je tvořena nejkrajnějšími body opěrné plochy. Nachází se v rovině kolmé na výslednici uvažovaných zevních sil. Při stoji spojném odpovídá velikost OB přibližně velikosti opěrné plochy. Při stoji rozkročném je OB větší a při sporu ležmo za rukama dosahuje rozdíl maxima (Obrázek 1, s. 11) (Vařeka, 2002, s. 116).



Obrázek 1 Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002, s. 116)

*Úložná plocha* je plocha kontaktu těla a podložky v takovém případě, kdy není zorganizován segmentový systém těla. Úložná plocha není využita k vytvoření opěrné báze, a proto neexistuje ani aktivní držení těla, tedy postura.

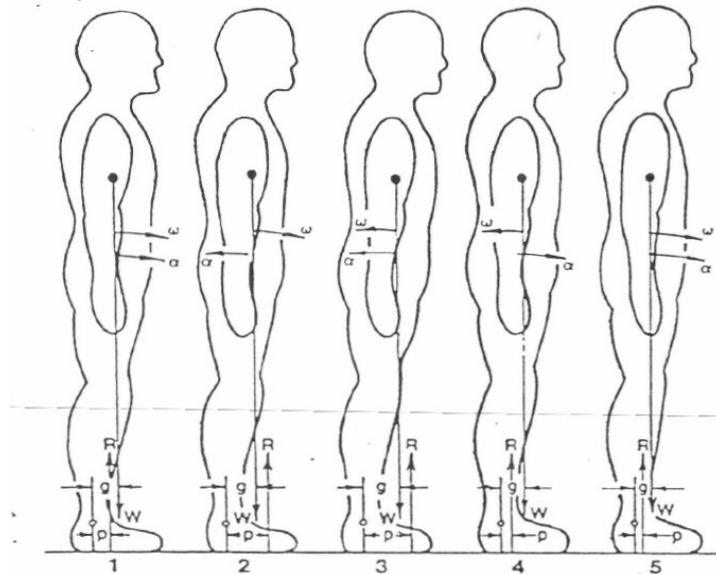
*Těžiště, COM (Centre of Mass)* je myšlený bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla. Těžiště lze určit pro každý segment těla a společné těžiště pak dopočítat. Z kineziologického hlediska se o společném těžišti mluví pouze při zaujetí postury.

*Těžiště, COG (Centre of Gravity)* je průmět společného těžiště všech segmentů těla do opěrné báze a má význam pouze ve vztahu k ní. Ve statické poloze se nachází vždy v opěrné bázi.

*Těžiště, COP (Centre of Pressure)* je působiště vektoru reakční síly podložky. Lze ho spočítat z hodnot reakční síly naměřených v rozích silové plošiny a jeho poloha je do určité míry ovlivněna aktivitou svalů bérce. V případě, že mluvíme o dokonale tuhém tělese je poloha COP shodná s polohou COG. Toto však nelze aplikovat na lidské tělo složené z množství segmentů (Vařeka, 2002, s. 117).

Rozdíl mezi COP a COG je popsán na modelu obráceného kyvadla (Obrázek 2, s. 12). U postav 1–5 jsou ukázány odlišné situace v průběhu stoje. Pozice 1 zobrazuje výchozí postavení. COG se nachází přímo nad COP, vektor úhlového zrychlení ( $\omega$ ) míří dopředu, hmotnost těla ( $W$ ) má stejnou velikost vektoru, ale opačnou orientaci než vertikální vektor

### C of G vs C of P During Standing Posture



Obrázek 2 Rozdíl mezi COG a COP ve vzpřímeném stoji (Winter, Patla, Frank, 1990, s. 34)

reakční síly podložky ( $R$ ). Oba vektory působí na stejně dlouhých pákách ( $g$ ,  $p$ ) a bod otáčení je umístěn ve středu hlezenního kloubu. Předpokládáme, že lidské tělo je modelem obráceného kyvadla, otáčivé momenty působící na pákách ( $R \cdot p$ ) a ( $W \cdot g$ ) si jsou rovny. Pokud bude otáčivý moment  $W \cdot g > R \cdot p$ , bude tělo očekávat směr vektoru úhlové zrychlení ( $\alpha$ ) směrem dopředu a COP se aktivitou plantárních flexorů přesune před COG (Pozice 2). Nyní je  $R \cdot p > W \cdot g$ , takže vektor  $\alpha$  bude obrácený a bude působit tak dlouho, dokud nedojde k otočení vektoru  $\omega$  proti směru hodinových ručiček (Pozice 3). Nyní tělo očekává pohyb dozadu, což zaznamená CNS a sníží aktivitu plantárních flexorů, takže vektor  $\alpha$  začne opět působit po směru hodinových ručiček (Pozice 4). Vektor  $\omega$  se snižuje, až následně změní svou orientaci po směru hodinových ručiček a tělo se dostává zpět do výchozí polohy (Pozice 5). Z výše uvedeného plyne, že plantární a dorzální flexory jsou schopny přes otáčivý moment v kotníku regulovat pozici COG. Rozsah pohybu COP však musí být větší než COG, protože COP se musí neustále pohybovat předozadně vůči COG (Winter, Patla, Frank, 1990, s. 33).

Můžeme tedy tvrdit, že stoj není dokonale statický, ale kvazistatický. Kontrakční síla svalů není konstantní, to znamená, že i při stoji dochází k pohybům mezi segmenty, čímž se mění poloha společného těžiště (COM), COP i COG. Rovnováha je kromě nekonstantní svalové kontrakce narušována i jinými vnitřními faktory, a to úderem srdečního svalu a dechovými pohyby. Výsledkem jsou anterioposteriorní a laterolaterální výchylky. Pro udržení stoje je nutné, aby se po celou dobu nacházelo COP i COG v opěrné bázi. Pokud dojde

k vychýlení těžiště mimo, musí dojít ke změně opěrné báze, jinak následuje pád (Vařeka, 2002, s. 116–119).

## **1.2 Posturální stabilizace**

Posturální stabilizace je centrálně řízené aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, především tíhové. Svalovou aktivitou agonistů a antagonistů je dosaženo zpevnění kloubu a tato koaktivace umožňuje vzpřímené držení těla a lokomoci (Kolář a kolektiv, 2009, s. 39).

Véle (2006, s. 110–111) popisuje dva typy stabilizace. Pružnou vnitřní (segmentovou) a vnější (sektorovou a celkovou). První typ zajišťují krátké intersegmentální svaly páteře tvořící hluboký stabilizační systém (HSS). Za vnější stabilizaci zodpovídají delší povrchové svaly, které spojují jednotlivé páteřní sektory a připojují končetiny k osovému orgánu.

### **1.1.1 Posturální systém**

Je tvořený axiálním systémem, některými složkami nervové soustavy a strukturami hlavy a dolními končetinami (Dylevský, 2009, s. 69). Posturální systém udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů neustálým balancováním kolem zaujaté polohy. Zajišťuje tak možnost rychlého přechodu z klidu do pohybu a obráceně. Tímto způsobem také chrání tělo před poškozením (Véle, 2006, s. 98).

Axiální systém je subsystémem posturálního systému. Skládá se z částí, které mají nosnou, protektivní a hybnou funkci. Jsou to páteř, spoje na páteři, svaly pohybující a stabilizující osový skelet, kosterní základ hrudníku a jeho spoje, dýchací svaly a svaly pánevního dna. V širším slova smyslu sem můžeme zařadit i část nervové soustavy zabezpečující funkci systému nebo tu část, která je jeho činností přímo ovlivněna – například výstupy míšních nervů (Dylevský, 2009, s. 69).

### **1.1.2 Hluboký stabilizační systém páteře**

HSS představuje automaticky spouštěnou svalovou souhru, která zajišťuje zpevnění páteře. Zapojuje se jak při dynamické činnosti, tak i při statické zátěži, v stoji a sedě. Svalová koaktivace je spouštěna při jakémkoli pohybu horních i dolních končetin, kdy fixuje úponovou část aktivního svalu. Na stabilizaci se nepodílí pouze jeden sval, ale v důsledku svalového propojení vždy celý svalový řetězec. Při stabilizaci dochází také k eliminaci vnějších kompresních a střižných sil působících na páteřní segmenty (Kolář a Lewit, 2005, s. 273).

## **1.3 Posturální reaktivita**

Posturální reaktivitou nazýváme reakční stabilizační funkci, která se uplatňuje při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení. Takovým pohybem může být manipulace

s břemenem či pohyb končetiny. Pro provedení pohybu a překonání gravitace je třeba kontrakční síly svalu, která je v pákovém systému lidského těla převedena na momenty sil a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Smyslem této funkce je vytvoření punctum fixum na jedné úponové části svalu, které získáme zastabilizováním jednotlivých kloubů, a punctum mobile, které vzniká na druhé úponové části (Kolář a kolektiv, 2009, s. 40).

## **1.4 Posturální kontrola**

Pro každého tvora živočišné říše je typické jeho držení těla. Vzpřímené držení těla je u člověka zajištěno pasivními silami při kontaktu kloubních ploch, napnutím vazů a svalů a aktivitou posturálního svalstva končetin, trupu a krku. K udržení posturálního tonu je vyžadována velmi specializovaná neurální kontrola, na které se podílí jak senzoričké, tak motorické oblasti mozkové kůry. Posturální kontrola zahrnuje senzoričskou, řídicí a výkonnou složku (Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 1–2).

CNS reguluje stabilitu těla skládajícího se z komplexu segmentů, z nichž každý obsahuje množství efektorů a receptorů. Signály přijímané ze senzorů poskytují lokální a neúplnou informaci vztaženou k pohybu segmentu nebo segmentů, které je obsahují. V CNS jsou signály z různých čidel a částí integrovány a vyhodnocovány. CNS tak může nepřetržitě generovat příkazy ke kompenzaci nestabilní dynamiky těla. Pro posturální kontrolu jsou tedy důležité informace z receptorů a zpětná vazba, ale i správné zpracování mnohdy nepřesných dat (Kuo, 2005, s. 235).

Pro provedení běžných denních činností je správně fungující posturální kontrola nezbytně nutná. Výše uvedené neurální mechanismy jsou zodpovědné za udržení polohy v prostoru a za schopnost provedení pohybu. Jedná se o dynamický děj, kdy je díky zpětnovazebným mechanismům pohyb detekovaný – feedback a předvídaný – feedforward. Následně jsou spuštěny motorické programy, které produkují svalovou aktivitu pro koordinaci (Bizovská a kolektiv, 2017, s. 17).

Horak (2006b, s. 8) uvádí, že dvěma hlavními funkčními cíli posturální kontroly jsou posturální orientace a posturální rovnováha. Posturální orientace zahrnuje aktivní kontrolu uspořádání tělesných segmentů a kontrolu tonu s ohledem na gravitaci, opěrnou plochu a stav zevního a vnitřního prostředí. Posturální rovnováha zahrnuje strategie ke stabilizaci COM během změn podmínek vnitřního a zevního prostředí.

### **1.4.1 Senzorická složka**

Senzoričskou složku tvoří somatosenzoričkový systém, vestibulární aparát a zrak. Všechny tři součásti se podílejí na posturální kontrole stoje, u každého jedince je ale rozdílný jejich podíl.

Ten je závislý na charakteru vnitřního prostředí a také na charakteru prostředí, ve kterém se daný jedinec nachází. Při stožení na stabilním povrchu má největší roli somatosenzorický systém. Při stožení na nerovném povrchu naopak vestibulární aparát a zraková kontrola. Pro korekci stožení při balančních reakcích je velmi důležitá propioceptivní informace. Při insuficienci jedné části ostatní systémy jeho funkci z části kompenzují (Bizovská a kolektiv, 2017, s. 20–29). Míra zastoupení senzoričských složek v posturální kontrole se dle jednotlivých autorů liší. Horak (2006a, s. 9) uvádí, že se u zdravého jedince při stožení na pevné podložce v dobře osvětleném prostředí podílí na posturální kontrole z 10 % zrak, z 20 % vestibulární aparát a ze 70 % somatosenzorický systém. Při stožení na nestabilní podložce naopak zrak vstupuje do popředí.

*Somatosenzorický systém* zahrnuje propiocepci a kožní čítí. Jako propioceptory označujeme Ruffiniiformní a Paciniiformní tělíška v kloubních pouzdrech a vazech, svalová vřetéčka a Golgiho šlachová tělíška, a Ruffiniho tělíška v korigiu. Receptory udávají informace o statestézii a kinestézii, tedy poloze a pohybu v kloubu. Mezi receptory uložené v kůži patří Merkelovy disky, Meissnerova tělíška, Ruffiniho tělíška a Vater-Paciniho tělíška. Systém informuje CNS o poloze a pohybu těla v prostoru nebo o poloze a pohybu segmentu vůči ostatním segmentům. Důležitým zdrojem jsou informace z propioceptorů šlach a krátkých svalů chodidla (Bizovská a kolektiv, 2017, s. 20–29; Králíček, 2002, s. 96–98).

Schopnost využití informací získaných ze somatosenzorického systému je od věku 3–4 roky srovnatelná s dospělou populací (Hirabayashi a Iwasaki, 1995, s. 111). U osob vyššího středního věku se kvalita propiocepce snižuje, a proto mohou být přítomny u starších osob lehké poruchy rovnováhy (Opavský, 2003, s. 73).

*Vestibulární systém* udává informace o poloze a pohybu hlavy v prostoru. Spolu se sluchovým aparátem je uložen v kostěném labyrintu ucha. Tvoří ho tzv. membranózní labyrint, jehož součástí je kinetické a statické čidlo – blanité polokruhové kanálky a sakulus s utriulem. Kanálky leží ve třech navzájem kolmých rovinách, ústí do utrikula a reagují na úhlové zrychlení hlavy. Receptory se nachází v rozšířeném místě, ampule, každého kanálku. Ampula obsahuje dva typy buněk – receptorové vláskovité a podpůrné. Každá vláskovitá buňka obsahuje několik stereocilií a jednu kinocilii – tenké výběžky, které jsou drážděny při rotačním zrychlení hlavy, ale na konstantní rychlost nereagují (Králíček, 2002, s. 68–69).

Utrikulus je se sakulem propojený kanálkem stejně jako sakulus s blanitým hlemýžděm a informují o gravitačním a lineárním zrychlení hlavy. Vyvýšeniny epitelu v sakulu a utrikulu se nazývají makuly. Ty obsahují dva typy buněk – na jejich povrchu se nachází vláskovité buňky, které jsou opatřeny stereociliemi a kinociliemi, a druhým typem jsou buňky podpůrné.

Makula v sakulu leží v ose těla, makula v utrikulu leží kolmo na osu těla. Na vertikální zrychlení reaguje sakulus, na horizontální naopak utrikulus (Králíček, 2002, s. 69–70).

Perilymfa, která svým složením připomíná extracelulární tekutinu, vyplňuje prostor mezi kostěným labyrintem vnitřního ucha a membranózním labyrintem. Endolymfa se nachází v membranózním labyrintu a složením se podobá intracelulární tekutině. Při poruchách rovnováhy mezi tvorbou a vstřebáváním obou tekutin dochází k poruchám vestibulárního aparátu (Králíček, 2002, s. 69–70).

Vestibulární aparát dítěte se stává srovnatelným s dospělou populací nejdříve od 15 let života jedince. Byl pozorován rozdíl mezi chlapci a dívkami, kdy dívky ve věku 7–8 let měly vestibulární aparát vyspělejší, než chlapci stejného věku (Hirabayashi a Iwasaki, 1995, s. 111). Woolalacott (1993, s. 57) uvádí, že ve věku nad 70 let dochází k úbytku až 40 % senzorických buněk vestibulárního aparátu.

*Zrak* je podobně jako vestibulární aparát citlivý na vlastní pohyb hlavy. Informace o držení těla v prostoru jsou zpracovávány jak v sítnici, tak ve vizuální kůře mozku, takže vestibulární jádra přijímají signály úměrné rotačnímu a translačnímu pohybu zorného pole (Kuo, 2005, s. 237).

Dle Králíčka (2002, s. 8) je zrak u člověka nejdůležitějším smyslem. Pomocí něj dostáváme z okolí až 90 % informací. Zrakový systém můžeme rozdělit na čtyři funkční části. První je optický systém oka, který umožňuje vznik obrazů pozorovaných objektů na sítnici. Tento systém je tvořen čtyřmi optickými prostředími, rohovkou, komorovou vodou, sklivcem a čočkou. Výsledný obraz pozorovaného objektu je reálný, zmenšený a převrácený. Druhá část je tvořena fotoreceptory sítnice – tyčinkami a čípky. Receptory převádějí elektromagnetické vlnění do podoby elektrických akčních potenciálů. Třetí částí je optická dráha, která obsahuje čtyři neurony. První představují fotoreceptory na sítnici, druhý bipolární buňky a třetí gangliové buňky sítnice. Axony gangliových buněk vytváří nervus opticus. Nervy z obou stran se sbíhají a částečně kříží v chiasma opticus a dále pokračují jako tractus opticus. Čtvrtý neuron se nachází v thalamu, ze kterého pokračuje do zrakové kůry v okcipitálním laloku. V kůře je informace zpracována a je umožněno její vnímání.

V průběhu života se mění potřeba zastoupení zraku v posturální kontrole. U kojenců ve věku 5–10 měsíců pomáhá zraková informace k udržení sedu. U šestiletých dětí bylo zjištěno lepší držení bipedálního stoje se zrakovou kontrolou než u dětí ve věku 3 let. Se zavřenýma očima byly výsledky u obou věkových skupin stejné (Victorio a Fujisawa, 2019, s. 1). S věkem se mění i míra potřeby zastoupení periferního a centrálního vidění. Ve věku 1–5 let je dle



Nougier a Bard (1998, s. 204) pro kontrolu stoje a pohybu významnější periferní vidění a od 8 let věku naopak postupuje do popředí význam centrálního vidění. Victorio a Fujisawa (2019, s. 1) uvádí, že ve věku 7–12 let se dokončuje vývoj zraku a rovnovážné reakce jsou srovnatelné s dospělou populací, zatímco Riach a Hayes (1987) to připisují období mezi 7. a 8. rokem života. Hirabayashi a Iwasaki (1995, s. 113) přisuzují stejné zastoupení zraku v posturální kontrole jako má dospělá populace jedincům až od 15 let života.

CNS musí po přijmutí informací rozhodnout, které z nich jsou relevantní, které může použít, a kterým nemá přiřadit takový význam. Po zhodnocení je váha jedné informace nadřazena ostatním, u kterých je informační výtěžnost vyhodnocena jako nižší. Jedná se o složitý, a ne vždy ukončený proces, protože informační hodnotu z ani jednoho vstupu nelze snížit na nulu. Tento proces může být také ovlivněn strukturální poruchou CNS (Redfern, Yardley, Bronstein, 2001, s. 86).

Pro komplexní kontrolu pohybu je nutná bilaterální aktivace parietální oblasti mozku a mozečku. Integrace mezi těmito oblastmi dozrává mezi 16. a 19. rokem (Greffou a kolektiv, 2008, s. 968). Změny kvality sensorických informací jsou patrné s narůstajícím věkem a mají vliv na udržování postury (Kuo, 2005, s. 237). Abrahamová a Hlavačka (2008, s. 959) prokázali, že u zdravých jedinců starších 60 let dochází ke zvýšení titubací v porovnání se skupinou dvaceti až čtyřiceti letých osob. Dle Era a kol. (2006, s. 1), kteří testovali probandy staré třicet a více let, byly rozdíly v posturální stabilitě patrné dokonce i mezi skupinou mladých a probandů středního věku, přičemž u osob starších 60 let očekávali další nárůst.

#### **1.4.2 Řídící složka**

Řídící složku zajišťuje CNS, tedy mozek a mícha. Zajištění kontroly vzpřímeného stoje náleží strukturám v subkortikální oblasti, které jsou nadřazeny úrovni spinální. Řízení kontroly ze spinální oblasti je ponecháno pouze v situacích, kdy je potřeba velmi rychlá reakce, aby nedošlo k poškození. Subkortikální úroveň řídí přednastavení excitability motoneuronů a výchozí postury, adaptaci na podmínky vnitřního a zevního prostředí během pohybu, vyhlazování hrubé funkce spinálních servomechanismů, udržování orientované polohy, automatizaci a kontrolu opakovaných pohybů a vytváření náhradních pohybových vzorů při nociceptivním dráždění. Subkortikální úroveň řízení má vliv jak na hrubou, tak i jemnou motoriku a patří do ní struktury nacházející se v prodloužené míše, retikulární formaci, mozkovém kmeni, thalamu, hypothalamu, bazálních gangliích a v mozečku (Véle, 2006, s. 86).

Z retikulární formace vychází dráhy vedoucí do mozkového kmene, limbického systému a neokortexu a zároveň do ní vedou dráhy ze spinální míchy. Tvoří tak vzestupný a sestupný retikulární systém. Retikulární formace řídí autonomní reflexní oblouky, ovlivňuje svalový tonus a posturální motoriku (Dylevský, 2009, s. 44–45).

Mozkový kmen řídí zpracování, přeměnu a vylučování přijímaných látek a podílí se na organizaci základních motorických funkcí. Tractus vestibulospinalis a rubrospinalis, vycházející z mozkového kmene, zajišťují rovnováhu a pohyby v pletencích končetin. Bazální ganglia vytváří jednoduché pohybové programy, nastavují svalový tonus, ovlivňují posturální funkci a vybírají pohybové vzory potřebné k provedení pohybu. Ty následně putují do mozkové kůry a odtud do prodloužené míchy (Véle, 2006, s. 87).

Thalamus tvoří komplex jader, které integrují signály z míchy, mozkového kmene, mozečku, bazálních ganglií a ze zrakové a sluchové dráhy. Následně je převádí do mozkové kůry. Mozeček se skládá ze dvou hemisfér propojených červovitým útvarem, přijímá informace z bazálních ganglií, proprioreceptorů a exteroceptorů a z vestibulárního aparátu. Je propojen s motorickými a senzitivními oblastmi kůry a funguje jako koordinátor pohybu. Inhibuje nadbytečné pohyby a řídí přesný, cílený pohyb, řídí svalový tonus a udržování vzpřímené polohy těla (Dylevský, 2009, s. 47–52).

Kortikální kontrola umožňuje rychlé změny pohybových režimů, což se projeví vyšší obratností (Véle, 2006, s. 88).

Na úrovni spinální i subkortikální funguje neurální zpětná vazba – feedback. Na spinální úrovni se jedná o míšní reflexy, které reagují na protažení svalového vřetenka kontrakcí svalu. Míšní reflexy jsou nejjednodušším zpětnovazebným mechanismem s latencí 30–60 ms. Druhá a nejdůležitější úroveň zpětné vazby pro udržení postury zahrnuje signály jdoucí do středního mozku. Ten slouží jako integrační centrum, které přijímá a dále odesílá velké množství signálů, je schopen generovat složitější, většinou automatické pohyby a moduluje nižší reflexní úrovně. Délka smyčky je větší, obsahuje více synapsí a má i delší latenci 90 ms a více. Komplexní, většinou volní pohyby, generuje mozková kůra. Má nejdelší latenci, což naznačuje, že její role je spíše modulační a nepodílí se přímo na řízení posturální kontroly (Kuo, 2005, s. 237)

### **1.4.3 Strategie udržení posturální kontroly**

Udržení stability závisí na dvou hlavních faktorech, na biomechanických a neurálních. Může být limitováno bolestí, svalovou silou a výdrží, rozsahem pohybu v kloubu (Horak, 1987, s. 1881–1884).

Dle Vařeky můžeme strategie dělit na proaktivní a reaktivní nebo druhým způsobem na statické a dynamické. Statické jsou takové, které se snaží o zachování velikosti opěrné báze. Pokud se COP dostane mimo OB, dochází k dynamickému způsobu udržení stability – přemístění plochy kontaktu. Jestliže není ani jeden z uvedených způsobů dostatečný k zajištění posturální kontroly, dochází k řízenému pádu (Vařeka, 2002, s. 118).

Nejčastěji využívanou strategií udržení rovnováhy v anterioposteriorním směru je kotníková strategie. Ta je preferována u mladších jedinců a při situacích, kdy nedochází k velkým výchylkám těžiště. Senioři naopak více využívají kyčelní strategii. Ochablost svalů v oblasti kotníku nebo snížený rozsah pohybu v talokrurálním skloubení znemožňuje plně využívat kotníkový způsob zajištění posturální kontroly a jedinec tak přechází ke kyčelnímu, kdy náklonem trupu zabezpečí udržení rovnováhy a brání pádu. Zachování rovnováhy pomocí pohybů v kyčelním kloubu je využíváno i v případech větších výchylek těžiště, nebo pokud jsou nedostatečně velké rotační síly v kotníku. Příkladem může být stoj v tandemu. Při krokové strategii je těžiště udržováno v opěrné bázi jejím rozšířením, například úkrokem. Tento způsob je využíván při velkých a rychlých výchylkách těžiště (Horak, 1987, s. 1881–1884).

## **1.5 Posturografie**

Název posturografie označuje přístrojové techniky využívané k hodnocení a určení charakteru posturální rovnováhy stoje. Jedná se o metodu založenou na snímání reakční síly silovou plošinou (Baratto, Morasso, Spada, 2002, s. 246).

Pro objektivní vyšetření stability stoje, zhodnocení terapie a kvantitativní zdokumentování výsledků, stejně jako pro využití dat v následné rehabilitaci, je třeba přístrojové metody nezatížené subjektivním hodnocením. Touto metodou je posturografie (Visser a kol., 2008, s. 2425).

### **1.5.1 Rozdělení posturografie**

Obecně posturografii dělíme na statickou a dynamickou. Baratto a kol. (2002, s. 246) mezi nimi uvádí dva hlavní rozdíly. Při statické je většina sensorických kanálů, kromě kožních receptorů plosky nohy, aktivována blízko fyziologického prahu nebo pod ním, zatímco v případě dynamické jsou všechny sensorické kanály aktivovány nad fyziologickým prahem, což vyvolává silné reflexní odpovědi. Při statickém vyšetření je hlavním zdrojem výchylek samotná konstituce lidského těla s úzkou bází opory a vysoko uloženým těžištěm. Síly způsobující výchylky COP jsou vnitřní a předvídatelné, a proto je jednodušší na ně reagovat. V druhém případě je disturbance nepředvídatelná a reakce je v podstatě sadou reflexů.

### **1.5.2 Silové a tlakové plošiny**

Ke kvantifikaci posturální stability se využívají dva typy plošin pracující na odlišném principu. Silové plošiny zaznamenávají reakční síly, které působí od podložky (GRF – ground reaction force). GRF má tři složky – vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní a jejich působištěm je COP. Silové plošiny obsahují 3–4 piezoelektrické nebo tenzometrické senzory, které jsou umístěny v rozích plošiny. Senzory měří reakční síly a pomocí nich jsou dopočítány výsledné složky GRF v každém směru (Bizovská a kolektiv, 2017, s. 53).

Tlakové plošiny měří tlak na ploše kontaktu chodidla nohy s plošinou. Obsahují kapacitní nebo tenzometrické senzory, které jsou s různou hustotou rozmístěny po celé ploše desky. Při využití tohoto typu plošiny je možné zjistit rozložení tlaku na různých místech plosky nohy, trajektorii COP a průběh GRF (Bizovská a kolektiv, 2017, s. 54). V této práci byla použita tlaková plošina FDM-S značky Zebris.

## **1.6 Vliv polohy hlavy na posturální stabilitu**

Stabilizace hlavy je považována za zásadní při kontrole rovnováhy těla a při koordinaci volných pohybů. Mezi mechanismy podílející se na stabilizaci hlavy a krku patří vůlí řízené pohyby, vestibulární a proprioceptivní krční reflexy a systémové mechanismy (Keshner a Peterson, 1995, s. 2293).

Ze všech tří sensorických vstupů podílejících se na odhadu vertikální polohy těla je nejdůležitější vestibulární aparát (Kim a Kim, 2018, s. 1). Vestibulokochleární nerv vede do oblasti mozkového kmene k vestibulárním jádrům. Odtud dále pokračuje k míšním somatickým motoneuronům, do mozečku, k motorickým jádrům očních svalů a přes thalamus do somatosenzorické oblasti mozkové kůry a do blízkosti sluchové korové projekční oblasti (Králiček, 2002, s. 68–71).

Důležité jsou také proprioceptory svalů krku. Pinsault a kol. (2009, s. 1) uvádí, že u člověka hraje aferentní informace z proprioceptorů obsažených právě ve svalech krku hlavní roli v kontrole stoje. Velké množství receptorů je obsaženo v krátkých extenzorech a rotátorech krční páteře. Jsou velmi citlivé a zaznamenávají odchylky od střední polohy obratlů. Reagují již na pouhou představu pohybu, aby mohla být reakce na destabilizaci co nejrychlejší (Véle, 2006, s. 110).

Ishida a kol. (2008, s. 1) porovnával aktivaci svalů trupu a dolních končetin při zvedání břemene se záklonem a předklonem hlavy. Při záklonu hlavy došlo k signifikantnímu zvýšení aktivity m. latissimus dorzi a m. vastus lateralis, ke zvětšení úhlu flexe v kyčlích, kolenou

a kotnících a k přiblížení osy páteře ke zvedanému břemenu. Záklon hlavy, spolu s pohybem trupu vpřed, při vykonávaném pohybu pomohl k udržení rovnováhy.

Výzkum Lee a kol. (2017, s. 33) byl zaměřený na změnu aktivity svalů krku a trupu při používání laptopu. Při přirozené a neutrální pozici hlavy došlo k signifikantnímu snížení aktivity svalů krku než při předsunutém držení hlavy, ale naopak k signifikantnímu zvýšení aktivity svalů bederní páteře. Dále bylo zjištěno, že vyšší aktivitu vykazují svaly krku i trupu při neutrální pozici hlavy než při přirozené. Přirozená pozice byla definována jako držení hlavy mezi extenzí a flexí krční páteře bez dalších pokynů. Další studie se zabývala vlivem předsunutého držení hlavy na mechanické parametry – svalový tonus, elasticitu a práh tlakové bolesti, svalů krku u jedinců se sedavým zaměstnáním. Porovnávání byli jedinci s předsunutým a přirozeným držením hlavy, přičemž nebyly zjištěny žádné signifikantní rozdíly (Kocur a kolektiv, 2019, s. 195). Vlivem předsunutého držení hlavy na posturální stabilitu, u jedinců trávících pracovní dobu u počítače, se zabýval také Kang a kol. (2012, s. 98). Zkoumaná byla skupina čítající 30 lidí užívajících počítač více jak 6 hodin denně a kontrolní skupina o stejném počtu zúčastněných, kteří využívali počítač vzácně. U zkoumaných probandů, kteří trávili většinu pracovní doby u počítače, byla zjištěna posturální nestabilita a snížená schopnost kontroly pohybu v předozadním směru.

Vliv extenze hlavy na stabilitu stoje byl zkoumán studií Pociaska a kol. (2016, s. 4), které se zúčastnilo 26 probandů starších šedesáti let. Výzkum kombinoval situace se zrakovou kontrolou a bez ní, stoj na pevné a měkké podložce a dvě pozice hlavy – neutrální a extenzi 45°. Výsledky ukázaly, že k zvýšení rychlosti pohybu těžiště došlo při všech ztížených podmínkách, tedy při situacích bez zrakové kontroly, při stoji na měkké podložce a při extenzi hlavy. Dále z výzkumu vyplynulo, že extenze hlavy, v kombinaci s ostatními podmínkami, vždy zvýšila rychlost pohybu těžiště oproti podmínkám s hlavou v neutrální poloze. To, že extenze hlavy negativně ovlivňuje stabilitu, potvrzují i Johnson a Van Emmerik (2012, s. 88), kteří zaznamenali signifikantní výsledky u zrychlení pohybu COP při této pozici hlavy ve vzpřímeném stoji i v maximálním náklonu vpřed v talokrurálním kloubu. Naopak při flexi hlavy nedošlo ke statisticky významným změnám ani v jednom z obou typů stoje.

## **1.7 Vliv zvuku na posturální stabilitu**

Je známo, že vystavení zvukovým složkám s různými frekvencemi, je spojeno se zdravotními riziky. Například bylo prokázáno, že pracovní expozice zvuku o frekvenci 4000 Hz a hlasitosti nad 70 dB je spojena s hypertenzí a ztrátou sluchu. Expozice zvuku o frekvenci 10–250 Hz byla

shledána jako velmi obtěžující. Je proto možné, že zvukové složky se specifickými frekvencemi ovlivňují nejen úroveň sluchu, ale taky různé fyzické funkce u lidí (Xu a kolektiv, 2018, s. 1).

Dle Alessandrini a kol. (2006, s. 249) ovlivňuje sluchový systém a jeho projekce četné oblasti mozkových struktur a oblastí mozkového kmene spojených s posturální kontrolou. Subjekty zahrnuté do výzkumu Golz a kol. (2001, s. 193–194) měly vyšší posturální výchyly při vystavení zvuku o vysoké intenzitě, stejně jako probandi, kteří se účastnili studie Juntunen a kol. (1987, s. 261). Z výše uvedeného vyplývá předpoklad, že vystavení se hluku ovlivňuje rovnováhu.

Carrick a kol. (2007, s. 523) naopak zaznamenali pozitivní vliv na posturografické parametry po dni poslechu konkrétní hudby. V další studii byly porovnávány účinky Mozartovy, Köhlerovy a vlastní oblíbené hudby na stabilitu stoje. Při pouhém poslechu hudby nedošlo k žádným významným změnám, které ale byly pozorovány při stoji na pěnové podložce (Forti a kolektiv, 2010, s. 352).

Sluchový a vestibulární systém jsou orgány anatomicky uložené velmi blízko sebe a jsou morfologicky i funkčně propojeny. Předpokládá se, že mechanické vlny, kterými se zvuk šíří prostředím, mají vliv na vestibulární aparát a tím na posturální kontrolu (Siedlecka a kolektiv, 2015, s. 95). Sakulus bývá považován za spojovací orgán mezi zvukovým a rovnovážným systémem. Tato domněnka vychází ze společného embryologického původu sakulu a blanitého labyrintu, přičemž sakulus je u některých obratlovců jediným akustickým orgánem (Alessandrini a kolektiv, 2006, s. 248). Podle Jones a kol. (2010, s. 725) vykazuje z vestibulárního aparátu právě sakulus největší akustickou citlivost, a proto je považován za vazbu mezi zvukovou stimulací a vestibulární aktivací. Dalším důvodem, proč je možné předpokládat ovlivnění posturální stability zvukovou stimulací je skutečnost, že oba systémy sdílejí společné cílové projekce v kortikálních temporo-parietálních oblastech (Forti a kolektiv, 2010, s. 351).

Bylo prokázáno, že existuje síť kortikálních a subkortikálních oblastí v parietálních a temporálních oblastech, které reagují nejen na sluchové vstupy, ale také na vestibulární, somatosenzorické a vizuální (Dieterich, 2003, s. 994).

Jones a kol. (2010, s. 729–730) prokázali, že vestibulární systém zprostředkovává vnímání nízkofrekvenčních zvuků u myší. To dokazuje existenci nejen sluchově-vestibulárního vztahu, ale i vestibulárně-sluchového, oba systémy se vzájemně ovlivňují a pracují společně. Smyslové modalitty nejsou samy o sobě oddělené, ale dochází ke cross-modální interakci napříč oblastmi mozku. Bylo například prokázáno, že vnímání trvání a rychlosti vizuální stimulace je ovlivněné zvukovým vstupem (Shimojo, 2001, s. 506).

Aktivace vestibulárního systému byla potvrzena při monoaurální stimulaci. Na svalech krku a dolních končetin byly v průběhu stimulace zaznamenány elektromyografické odpovědi. Alessandrini a kol. (2006, s. 250) uvádí, že zvukem aktivovaný sakulus vyvolává vestibulo-posturální reflex viditelný jako svalová reakce na dolních končetinách. Dále zjistil, že monoaurální stimulace má vliv na zvýšení posturálních výkyvů pouze ve frontální rovině, zatímco v sagitální nezaznamenal žádné signifikantní zvýšení výchylek. Toto potvrzuje i Russolo (2009, s. 21), který také využil stejný typ stimulace a pozoroval posturální výchylky vždy směrem ke stimulované straně. Při rotaci hlavy o 90° k jedné i druhé straně byl nárůst výchylek větší, než při směru hlavy vpřed a stejně tak výchylky zvýšila chybějící zraková kontrola. Tyto výsledky ukazují na aktivaci vestibulárního aparátu zvukovým stimulem.

Na vliv zvuku v posturální kontrole stoje bylo zpracováno několik studií. U jedinců, kteří prodělali CMP, byl například prokázán pozitivní vliv hudby na pravidelnost kroku při chůzi na chodícím páse. U jiné skupiny byla při stochastické rezonanci pozorována zlepšená posturální kontrola díky vyvolaným svalovým reakcím (Siedlecka a kolektiv, 2015, s. 96). Mainenti a kol. (2007, s. 229) nezaznamenali žádné statisticky významné výsledky při porovnání stoje s a bez zvukové stimulace, zatímco další autoři zjistili, že při aplikaci zvuku dochází ke zvýšení výchylek COP (Sakellari a Soames, 1996, s. 1; Raper a Soames, 1991, s. 1). Se závěry Mainenti a kol. (2007, s. 229) nesouhlasí také Park a kol. (2011, s. 3–4). Jejich studie zjistila rozdíly v Sway COP při použití zvukových stimulů několika různých frekvencí a hlasitosti. Z jejich výzkumu plyne, že ke zvyšování Sway COP dochází s rostoucí frekvencí a hlasitostí použitého podnětu.

Jestli bude mít zvukový podnět vliv na posturální kontrolu určují jeho fyzikální parametry. Rušivé tóny, aplikované zdravým jedincům, prokazatelný vliv nemají, zatímco náhle se objevující stimuly zvyšují nestabilitu a vedou k větším výchylkám COP (Mainenti, 2007, s. 229; Palm, 2009, s. 330). Také bylo zjištěno, že při akustickém podnětu charakteru tzv. bílého šumu došlo v bipedálním stoji ke zvýšení výchylek těžiště (Tanaka, 2010, s. 1403).

Dozza, Horak a Chiari (2007, s. 39–41) se zabývali účinkem akustické zpětné vazby na snížení titubací u probandů s bilaterální vestibulární lézí. Za pomoci akcelerometrů umístěných na bederní páteři byla naměřena data o zrychlení v anteroposteriorním a mediolaterálním směru, která byla převedena do počítače. Probandům byly do sluchátek následně aplikovány tóny představující stupeň a směr výchylky. Nejlepších výsledků bylo dosaženo při vyloučení zrakové kontroly a stoji na pěnové podložce. Z výzkumu vyplynulo, že výhodnost použití akustické zpětné vazby závisí na míře ztráty ostatních sensorických vstupů.

Důležitost sluchových vjemů v posturální stabilitě není zatím uspokojivě vysvětlena. Většinou používané stimuly nepracují pouze s jedním fyzikálním parametrem a nelze tedy přesně odlišit, který z nich má pozitivní či negativní účinky na kontrolu stoje (Siedlecka a kolektiv, 2015, s. 96).

## 1.8 Virtuální realita

Schopnost vytvoření virtuální reality je lidstvu známá už asi 50 let, přičemž velký pokrok v použití se udělal za posledních asi 30 let (Slater, 2009, s. 3549). Pojem virtuální realita (VR) poprvé představil koncem 80. let odborník na informační technologie Jaron Lanier. Postavil počítač využívající virtuální prostředí, ve kterém mohl uživatel pomocí speciálních zařízení interagovat s grafickými prvky v něm obsaženými. Právě možnost interakce odlišuje virtuální realitu od videa nebo televize. Prostřednictvím zařízení, která usnadňují zrakovou, zvukovou, čichovou nebo dotykovou interakci mezi osobou a virtuálním prostředím, může být člověk součástí imaginárního prostředí. Na základě pohybů, zvukových podnětů nebo jiných akcí uživatele provádí počítač změny ve virtuálním grafickém prostředí, a tím vytváří iluzi interakce osoby v rámci virtuální reality (Matijević a kolektiv, 2013, s. 453).

Riva (2006, s. 1) uvádí, že systém VR se skládá ze čtyř částí. První jsou externí nástroje, zrakové, sluchové a hmatové, které umožňují propojení osoby s virtuálním prostředím. Druhou část tvoří interní nástroje, rukavice, joystiky, exoskeletony, které sledují polohu a pohyb uživatele. Třetí částí je systém tvorby grafického obrazu, který vytváří virtuální prostředí. Čtvrtou je software a databáze pro tvorbu objektů virtuálního světa.

Pro dokonalé ovlivnění vizuálního vstupu je vhodné použít imerzní virtuální realitu. Imerze, tedy vnoření, je definována jako objektivní míra toho, jak dobře se shoduje zobrazení VR se skutečným světem. Míra imerze závisí na několika faktorech. Jsou to snímková frekvence promítaného obrazu, míra schopnosti systému sledovat pohyby těla, míra prodlevy ve sledování pohybu a posunu obrazu, velikost zorného pole, míra kvality vykreslených snímků a jejich schopnost pohybu a schopnost smyslů přizpůsobit se prostředí. Ideální imerzní VR se skládá ze sady displejů reproduktorů a sledovacího systému. Je řízena počítačem, který ve své databázi obsahuje digitální popis prostředí, jež promítá na obrazovky. Díky schopnosti sledovat pohyby hlavy probanda je prostředí vykresleno vždy ve vztahu k ní (Slater, 2009, s. 3549–3550).

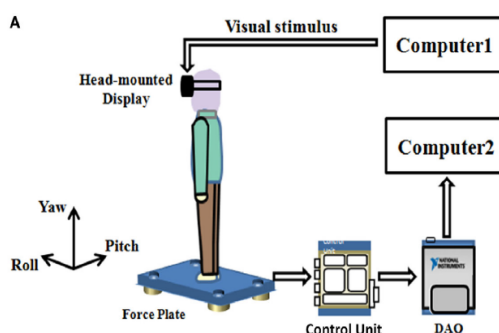
Vizuální věrnost VR je měřítkem toho, jak přesvědčivé virtuální prostředí je a jaká je jeho schopnost vyvolat pocity přítomnosti. Vyšší vizuální věrnost znamená schopnost poskytovat lepší vizuální zpětnou vazbu, která je důležitá pro stabilitu během sledování stimulu, ale může



být i destabilizující, a to v případě, že vizuální vstup není shodný se vstupem vestibulárním (Menzies a kolektiv, 2016, s. 173–174).

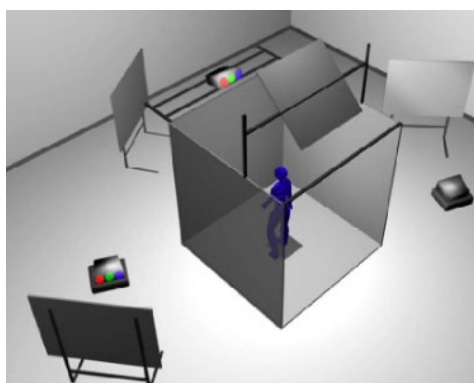
Podle použitého hardwarového a softwarového vybavení rozlišuje Riva (2006, s. 1) následující možnosti vytvoření VR.

- *Fully immersive VR* – při použití plně pohlcující VR se uživatel cítí být zcela vtažen do simulovaného prostředí. Tuto iluzi vytváří HMD (Head Mounted Device), zdroj umístěný na hlavě probanda v blízkosti očí tak, aby odclonil okolní prostředí, a on vnímal pouze to promítané ze zdroje (Obrázek 3, s. 25). Zdroj obsahuje systémy sledující pohyby hlavy a těla, což zaručuje přesnost korespondence a koordinace pohybů uživatele se zpětnou vazbou ve virtuálním prostředí.



Obrázek 3 Ukázka využití HMD zdroje (Luo a kol., 2018, s. 3)

- *Desktop VR* – počítačová VR, která využívá subjektivní imerzi. Pocit vnoření může být zlepšen díky prostorovému vnímání obrazu. Interakce osoby s virtuálním prostředím bývá zajišťována pomocí myši, joystiku či pomocí speciálních rukavic – dataglove.
- *CAVE* – je místnost nejčastěji krychlového tvaru, kam je na všechny stěny, podlahu i strop pomocí systému promítačů a zrcadel umístěných zevně promítán obraz (Obrázek 4, s. 25). Jedná se o velmi imerzní prostředí, kdy je člověk maximálně vtažen do virtuální reality.



Obrázek 4 Ukázka CAVE pro projekci virtuální reality (Grefou a kol., 2008, s. 3)

- *Telepresence* – je typ VR, kdy mohou uživatelé pracovat v prostředí, které je skutečné, ale na vzdáleném místě. Sledují ho pomocí dálkově ovládaných kamer a pracují v něm za pomoci elektronických a robotických ramen.
- *Augmented reality* – je rozšířená realita, kdy má uživatel pohled na reálný svět doplněný o virtuální objekty, které obvykle poskytují další informace o reálném prostředí.

### **1.8.1 Využití virtuální reality v rehabilitaci**

Virtuální realita je prostředek, který je hojně využíván nejen k zábavě, ale vstupuje do popředí i v rehabilitační léčbě, kde pomáhá pacientům připravit se na reálné překážky a nacvičit běžné denní činnosti. Díky simulacím různých prostředí se tak může zlepšovat jejich stabilita stoje a chůze, což urychluje léčbu a ta může být pro pacienta zároveň zábavná a motivující. Výhody, které poskytuje využití VR v rehabilitaci, jsou úplná kontrola nad charakterem používaného stimulu, možnost měnit podněty od jednodušších po složitější, schopnost snadno klasifikovat a zaznamenat pokrok pacienta a zajistit mu bezpečné prostředí pro motorické učení a také vliv na motivaci pacienta a možnost zahrnutí hry do rehabilitačního procesu. Díky hře se pacient aktivně zapojuje a je více motivován k opakování cvičení. (Matijević a kolektiv, 2013, s. 454).

Chiarovano a kol. (2015, s. 6) prokázali u malé skupiny probandů návyk na vizuální stimul, který jim byl promítán po dobu jedné hodiny. Každých deset minut byli jedinci měřeni ve stoji na pěnové podložce a po 20 minutách u nich byl prokázán pozitivní efekt ve smyslu poklesu titubací oproti měření před zahájením stimulace. Snížení pohybu COP trvalo po zbytek testování a bylo pozorován i další den.

VR je hojně využívána v rehabilitaci po CMP a kraniotraumatech pro nácvik chůze a ADL, v rehabilitaci pacientů s Parkinsonovou chorobou a při rehabilitaci poruch rovnováhy (De Rooij, Van De Port, Meijer, 2016, s. 1905; Trombetta a kol., 2017, s. 15; Matijević a kol., 2013, s. 454). Virtuální prostředí je využíváno i jako pomocná technologie, například při léčbě nevidomých dětí. Pomocí zvukových anebo taktilních podnětů mohou pacienti získávat a trénovat nové dovednosti. Stejně tak je VR začleněna do rehabilitace dětí s poruchou autistického spektra nebo může být nápomocná dětem s poruchami učení. Velký význam má VR pro osoby s různým typem disability. Poskytuje jim možnost rozšířit své dovednosti v každodenních aktivitách, jako je nákup v supermarketu či pohyb v rámci virtuálního domu nebo města. Prostředí jim také umožňuje znovu prožít věci, kterých nyní nejsou schopni v reálném světě, jako jsou sportovní aktivity a další. Diskutované je využití VR při tréninku mobility dětí s tělesným postižením, a to posílením motorických a kognitivně-prostorových

schopností, což vede k podpoře jejich sebevědomí, pocitu nezávislosti a kontroly vlastního těla (Matijevič a kol., 2013, s. 454).

### **1.8.2 Vizuální podněty a virtuální realita v posturografii**

Jak uvádí Wolsley a kol. (1996, s. 437), mnoho experimentů ukázalo, že pokud osoba sleduje objekt pohybující se lineárním či úhlovým pohybem, dochází k posturálním výchylkám stejného směru, jaký má sledovaný objekt. Tyto uměle vyvolané posturální pohyby jsou reakcí na pocit pohybu nebo náklonu sebe sama. Zřejmé je to na příkladu z každodenního života, kdy se vzpřímeně stojící subjekt začne naklánět doprava. Optický tok je v tom případě nalevo od subjektu. Ten proto začíná generovat posturální reakci doleva, která zajistí opět vzpřímený postoj.

Pohyb detekovaný sítnicí může být použit k určení vlastního pohybu nebo k určení pohybu prostředí. Někdy je však díky odlišným senzoričtým vstupům obtížné tyto pohyby rozlišit (Redfern, Yardley, Bronstein, 2001, s. 83). Při pohledu na pohybující se optické prostředí je vyvolán konflikt mezi měnícím se vizuálním vstupem a stabilním vstupem z vestibulárního aparátu a proprioreceptorů. Pokud pozorovatel sleduje širokoúhlý displej rotující v jeho zrakovém poli, pociťuje výkyvy těla na opačnou stranu od stimulu. Tento jev je nazýván okulogyrální iluzí. Pociťování seberotace může být vyvolán i jiným způsobem, nazývaným úhlová či lineární vekce, tedy pocit pohybu těla v prostoru vyvolaný optickou iluzí. Pociťování výkyvů těla není pouze subjektivní dojem, dochází k měřitelným výchylkám těžiště těla v anterioposteriorním a laterolaterálním směru. Oba typy vizuálních klamů vyvolávají posturální výchylky, které nastávají 0,5–2 sekundy po zahájení stimulace, ale dle typu stimulu se liší jejich směr. Vyvolání předozadních výkyvů je dosaženo využitím vizuálního klamu pohybujícím se v tomto směru. Naopak bočních výchylek je dosaženo použitím podnětu, jenž obsahuje rotaci (Blanks a kolektiv, 1996, s. 39–40).

Rozdíly v posturálních reakcích jsou pozorovány mezi podněty objevujícími se v centrálním zorném poli a periferním zorném poli. Periferní vidění je zvláště citlivé na pohyblivé scény, přičemž okraje zorného pole jsou nejvíce ovlivněny pohybem. Optický tok v centrálním zorném poli má také vliv na posturální výchylky, ale v menší míře než periferní stimulace (Redfern, Yardley, Bronstein, 2001, s. 83).

Podle Ehrenfried a kol. (2003, s. 141) vyvolává sledování pohybujícího se zorného pole dezorientaci, která se projeví změnou postury. Při klidném stoji ale nemusí mít žádný vliv nebo jsou pozorované změny malé a významně neovlivňují rovnováhu. K výraznější změně dochází při narušení proprioreceptivního nebo vestibulárního zdroje informací. Dále popisuje účinky

mentálního úkolu na klidný stoj. Obvykle je pozorován malý pokles výchylek těžiště, ale při sledování optického klamu dochází k jejich zvětšení, a to ve směru pohybu vizuálního klamu.

Při zkoumání stoje v pohybujícím se vizuálním prostředí, které představovala pohyblivá místnost, byly zaznamenány posturální výchylky, které se zvyšovaly, pokud se spolu s místností pohybovala i podlaha. Amplituda posturálních výchylek byla závislá na amplitudě a frekvenci pohybu vizuálního prostředí. Při stoji na stabilní podlaze, kdy nebyla hodnota proprioceptivní informace snížena, byly posturální výkyvy nižší (Redfern, Yardley, Bronstein, 2001, s. 84).

Lze tvrdit, že pokud subjekt přijímá informace ze stabilního optického prostředí, snižují se jeho výchylky těžiště. Naopak pokud informace pochází z pohybujícího se vizuálního prostředí, může dojít k jejich nárůstu. Pokud dojde k redukci proprioceptivní informace, nabývá zraková vyšší hodnoty. Vliv na rozsah výchylek má frekvence a velikost vizuálního prostředí a také stáří subjektu, kdy s narůstajícím věkem roste i velikost Sway (Redfern, Yardley, Bronstein, 2001, s. 86).

Luo a kol. (2018, s. 1–2) uvádí, že 3D virtuální prostředí, které je tvořeno statickými fotografiemi, nemá vliv na posturografické parametry, zatímco pohybující se prostředí ano. Ve své studii, do níž zahrnuli 16 probandů ve věku 20–24 let, využili HMD zdroj, do něhož promítali bílé a černé pruhy střídavě rozmístěné vedle sebe, které rotovaly kolem tří různých os. Signifikantních výsledků dosáhli při svislém a rotačním pohybu pruhů. Rozdíl mezi statickým a dynamickým stimulem byl zkoumán i Tossavainem (2001, s. 855–856), který jako statický podnět použil dvě nestejně orientované krychle v odlišné vzdálenosti od subjektu pro vytvoření představy o hloubce prostoru a jako dynamický podnět krouťící se tunel, v němž se subjekt pohyboval. Signifikantních výsledků bylo dosaženo při dynamické stimulaci. Tossavainen a kol. (2003, s. 281–282) zkoumal také vliv různých zrakových klamů – rotující válec, náhodně kmitající tečky v prostoru, náhodné tečky v prostoru rotující kolem tří různých os a krouťivý tunel – na posturální stabilitu 22 zdravých jedinců středního věku, z nichž většina byla ve věku 22–30 let. Jako nejvíce efektivní se ukázal být rotující válec a krouťivý tunel.

Chiarovano a kol. (2015, s. 4–6) využili dynamický podnět v podobě množství teček pohybujících se jedním směrem. Zajímavé bylo, že až na pohyb horizontální se COP vždy vychylovalo ve stejném směru.

Další výzkum se zabýval porovnáním rovnováhy při sledování VR vytvořené ze snímků reálného prostředí a poté při pozorování skutečného fyzického prostředí. Pozorováno bylo narušení dynamické rovnováhy při sledování VR (Robert, Ballaz, Lemay, 2016, s. 261).

Z výše uvedeného plyne, že změna v pohybu těžiště těla nastává, pokud subjekt sleduje dynamické prostředí, přičemž jako nejvíce účinné se ukázalo prostředí či objekt obsahující rotaci.

## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

### 2.1 Cíle

Cílem této diplomové práce bylo posoudit změny stability stoje při změně pozice hlavy a při aplikaci akustického a vizuálního podnětu u skupiny zdravých probandů. Dalším cílem bylo porovnání výsledků dvou věkově odlišných skupin.

### 2.2 Výzkumné otázky a hypotézy

#### Výzkumná otázka č. 1

Existuje u souboru testovaných probandů rozdíl ve strategii udržení posturální stability při změně poloze hlavy a při aplikaci akustického a vizuálního podnětu?

**H<sub>0</sub>1:** U souboru testovaných probandů není rozdíl v parametru 95 % Confidence Ellipse Area při klidném bipedálním stoji a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>1</sub>1:** U souboru testovaných probandů je rozdíl v parametru 95 % Confidence Ellipse Area při klidném bipedálním stoji a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>0</sub>2:** U souboru testovaných probandů není rozdíl v parametru COP Path Length při klidném bipedálním stoji a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>1</sub>2:** U souboru testovaných probandů je rozdíl v parametru COP Path Length při klidném bipedálním stoji a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>0</sub>3:** U souboru testovaných probandů není rozdíl v parametru COP Average Velocity při klidném bipedálním stoju a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>1</sub>3:** U souboru testovaných probandů je rozdíl v parametru COP Average Velocity při klidném bipedálním stoju a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

### **Výzkumná otázka č. 2**

Existuje u skupiny A a B rozdíl ve strategii udržení posturální stability při změněné poloze hlavy a při aplikaci akustického a vizuálního podnětu?

**H<sub>0</sub>4:** Není rozdíl mezi skupinami A a B v parametru 95 % Confidence Ellipse Area při klidném bipedálním stoju a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>1</sub>4:** Je rozdíl mezi skupinami A a B v parametru 95 % Confidence Ellipse Area při klidném bipedálním stoju a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>0</sub>5:** Není rozdíl mezi skupinami A a B v parametru COP Path Length při klidném bipedálním stoju a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>15</sub>:** Je rozdíl mezi skupinami A a B v parametru COP Path Length při klidném bipedálním stoji a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>06</sub>:** Není rozdíl mezi skupinami A a B v parametru COP Average Velocity při klidném bipedálním stoji a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.

**H<sub>16</sub>:** Je rozdíl mezi skupinami A a B v parametru COP Average Velocity při klidném bipedálním stoji a v ostatních testovaných situacích:

- a) s pouze změněnou polohou hlavy,
- b) s akustickým podnětem,
- c) s vizuálním podnětem.



## 3 METODA VÝZKUMU

### 3.1 Charakteristika výzkumného souboru

Měření se zúčastnilo celkem 20 probandů, kteří byli rozděleni do dvou skupin. Skupinu A tvořilo 10 probandů ve věku  $24 \pm 2$  let, průměrná hmotnost  $70 \pm 9$  kg, průměrná výška  $172 \pm 10$  cm. Skupinu B tvořilo 10 probandů ve věku  $50 \pm 3$  let, průměrná hmotnost  $75 \pm 16$  kg, průměrná výška  $174 \pm 10$  cm. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas, čímž potvrdili, že byli bez úrazu pohybového aparátu, neurologického či metabolického onemocnění, které by mohlo ovlivnit kvalitu stoje. Do výzkumu byli zahrnuti jedinci bez vážného omezení hybnosti krční páteře, bez poruch sluchu a s korigovanými očními vadami.

### 3.2 Popis tlakové plošiny

Ke změření posturografických parametrů byla použita dynamická multifunkční tlaková plošina Zebris FDM-S Multifunction Force Measuring Plate® (Obrázek 5, s. 33), která je produktem německé firmy Zebris Medical GmbH. Deska má rozměry  $69 \times 40 \times 2,1$  cm. Disponuje 2560 kapacitními, individuálně kalibrovanými tlakovými senzory, které jsou obsaženy na ploše  $54 \times 33$  cm. Měrný rozsah tlakové plošiny je  $1\text{--}120$  N/cm<sup>2</sup> a vzorkovací frekvence 120 Hz či 240 Hz (The zebris FDM System – gait and roll-off analysis in practice, 2016).

Plošina je propojena přes USB kabel s počítačem a za pomoci softwaru Zebris FDM Software Suite dodávaného s přístrojem jsou do něj přenášena data, která lze uložit jako Zebris Stance Test Report. Report obsahuje parametry popisující 95% konfidenční elipsu a COP. Dále je součástí reportu plantogram a procentuální zatížení pravé a levé končetiny.



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

### 3.3 Popis měření

Měření probíhalo ve výukových prostorách Ústavu fyzioterapie v budově Teoretických ústavů Fakulty zdravotnických věd. V průběhu testování bylo zajištěno tiché a klidné prostředí bez rušivých zevních vlivů.

Každý z testovaných probandů podepsal před začátkem experimentu informovaný souhlas. Poté mu byla odebrána anamnéza, do které bylo zaznamenáno pohlaví, věk, výška a hmotnost jedince a byla vyloučena přítomnost onemocnění, jež by mohla ovlivnit kvalitu stoje. Do testovaných situací byly zahrnuty podmínky, kdy byla po probandech požadována rotace a lateroflexe hlavy. Proto byla před samotným měřením vyšetřena pohyblivost krční páteře a poznačena její omezení oproti fyziologickému rozsahu. Pokud bylo zjištěno vážné omezení hybnosti, byl proband ze souboru vyřazen. Všechny testované situace byly probandům předem podrobně vysvětleny a probandi byli poučeni a následně vyzváni k co nejklidnějšímu stoji na tlakové plošině.

Probandi stáli na dynamické desce bez obuvi o šířce báze na šíři pánve, s chodidly zevně rotovanými do 15°, paže měli volně spuštěny podél těla. Celkem bylo hodnoceno patnáct situací s rozdílnými podmínkami. Každá z testovaných pozic trvala 30 sekund. Aby nedocházelo k únavě a změně kvality stoje, po každé změřené situaci následovala půl minutová pauza a po pěti naměřených pozicích pauza 3 minuty. Při situacích se změněnou polohou hlavy byla hlava probanda vždy uvedena do maximálního možného rozsahu rotace či lateroflexe, jakou dovolovala pohyblivost krční páteře. Probandi byli při každé měřené situaci vyzváni k pohledu přímo před sebe a k fixaci očí na jeden předem určený bod ve výši očí probanda, v případě podmínek s rotací k pohledu před sebe ve směru rotace hlavy, v případě podmínek 11–15 k pohledu na střed multimediální tabule. Po celou dobu testování stál za probandy zkoušející, aby byla zajištěna bezpečnost testovaných a předešlo se riziku pádu.

Probandi byli testováni za těchto podmínek:

1. klidný bipedální stoj (dále uváděno jako stoj),
2. stoj s lateroflexí hlavy vpravo,
3. stoj s lateroflexí hlavy vlevo,
4. stoj s rotací hlavy vpravo,
5. stoj s rotací hlavy vlevo,
6. stoj + akustický podnět,
7. stoj s lateroflexí hlavy vpravo + akustický podnět,
8. stoj s lateroflexí hlavy vlevo + akustický podnět,

9. stoj s rotací hlavy vpravo + akustický podnět,
10. stoj s rotací hlavy vlevo + akustický podnět,
11. stoj + vizuální podnět,
12. stoj s lateroflexí hlavy vpravo + vizuální podnět,
13. stoj s lateroflexí hlavy vlevo + vizuální podnět,
14. stoj s rotací hlavy vpravo + vizuální podnět,
15. stoj s rotací hlavy vlevo + vizuální podnět.

K aplikaci akustického podnětu byl využit mobilní telefon a sluchátka do uší značky Sony. Použitým stimulem byl sinusoidální zvuk o frekvenci 3 kHz a hlasitosti 50 dB. Jako vizuální podnět byl využit optický dynamický klam Fraserova spirála, který se skládá z vedle sebe střídavě uložených černých a bílých polí, jež jsou uspořádána do kruhů. Rotující kruhy poté tvoří dojem spirály. Podnět byl promítán za pomoci stolního počítače a promítacího přístroje Epson na multimediální tabuli o rozměrech 192 x 120 cm. Rozsah zorného pole pro jasné binokulární vidění je 60° (Habel, 2008). Tenzometrická deska byla umístěna 170 cm od multimediální tabule, aby došlo k pokrytí co největší části zorného pole probanda promítaným podnětem. Za podobných podmínek byl experiment realizován i v další studii (Haworth, Vallabhajosula, Stergiou, 2014, s. 2799).

### **3.4 Měřené proměnné**

Sledovanými proměnnými byly:

1. 95% Confidence Ellipse – udává obsah oválu v mm<sup>2</sup>, ve kterém se v průběhu testu nachází 95 % všech projekcí COP,
2. COP Path Length – popisuje délku trajektorie v mm, kterou urazí COP během testu,
3. COP Average Velocity – popisuje průměrnou rychlost v mm/s, jakou se COP pohybuje během testu (Kolářová a kolektiv, 2014, s. 40).

### **3.5 Zpracování naměřených dat**

Data byla uložena jako Zebris Stance Test Report do formátu PDF a následně přepsána do programu Microsoft Office Excel 2013. S údaji bylo poté statisticky pracováno v programu Statistica 13.

Zkoumaný soubor byl charakterizován popisnou statistikou – průměrem, mediánem, minimem a maximem. Dále bylo testováno Shapiro-Wilkovým testem, zda jsou data z normálního rozložení. Protože nebyla potvrzena normální distribuce dat, byly pro ověření

hypotéz využity neparametrické testy. Hladina významnosti byla stanovena na 95 %. Výsledek  $p \leq 0,05$  byl považován za signifikantní a na základě toho byla zamítnuta nulová hypotéza a přijata alternativní. Pro testování hypotéz 1–3 a vyhodnocení parametrů 95% Confidence Ellipse Area, COP Path Length a COP Average Velocity byl použit Wilcoxonův jednovýběrový párový test. Výsledky naměřené v první podmínce, která byla využita jako referenční, byly testovány vůči ostatním měřeným podmínkám. Pro ověření hypotéz 4–6 byl zvolen dvouvýběrový Mann-Whitneyův test, pomocí kterého byly mezi sebou porovnány výsledky skupin A a B.

## 4 VÝSLEDKY VÝZKUMU

V této kapitole jsou uvedeny výsledky statistického vyhodnocení dat získaných při testování. Data jsou zpracována v tabulkách a grafech.

### 4.1 Výsledky k hypotéze H<sub>01</sub>

Tabulka 1 Popisná statistika pro parametr 95% Confidence Ellipse Area

95% Confidence Ellipse Area [mm <sup>2</sup> ]	průměr	medián	minimum	maximum
klidný bipedální stoj	34,41	24,30	12,70	84,00
stoj+lateroflexe vpravo	31,30	24,30	13,00	71,00
stoj+lateroflexe vlevo	35,13	30,30	11,70	78,70
stoj+rotace vpravo	43,67	37,70	9,60	97,40
stoj+rotace vlevo	35,71	38,00	8,40	77,70
stoj+akustický podnět	34,32	24,70	11,30	93,00
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	29,73	23,60	8,60	75,60
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	26,16	24,60	10,20	63,80
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	41,98	32,30	10,40	129,00
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	34,49	31,40	11,70	81,90
stoj+vizuální podnět	30,60	28,90	11,70	70,70
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	28,72	25,60	9,20	73,60
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	32,28	28,00	8,60	62,90
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	34,73	29,60	12,00	78,40
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	48,55	40,60	8,40	127,00

Tabulka 2 Wilcoxonův párový test pro parametr 95% Confidence Ellipse Area

Wilcoxonův párový test	p
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vpravo	0,809
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vlevo	0,469
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vpravo	0,117
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vlevo	0,421
klidný bipedální stoj x stoj+akustický podnět	0,983
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	0,365
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	0,523
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vpravo+akustický podnět	0,215
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vlevo+akustický podnět	0,332
klidný bipedální stoj x stoj+vizuální podnět	0,573
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	0,433
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	0,968
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	0,494
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	0,070

#### 4.1.1 Stoj s pouze změněnou polohou hlavy

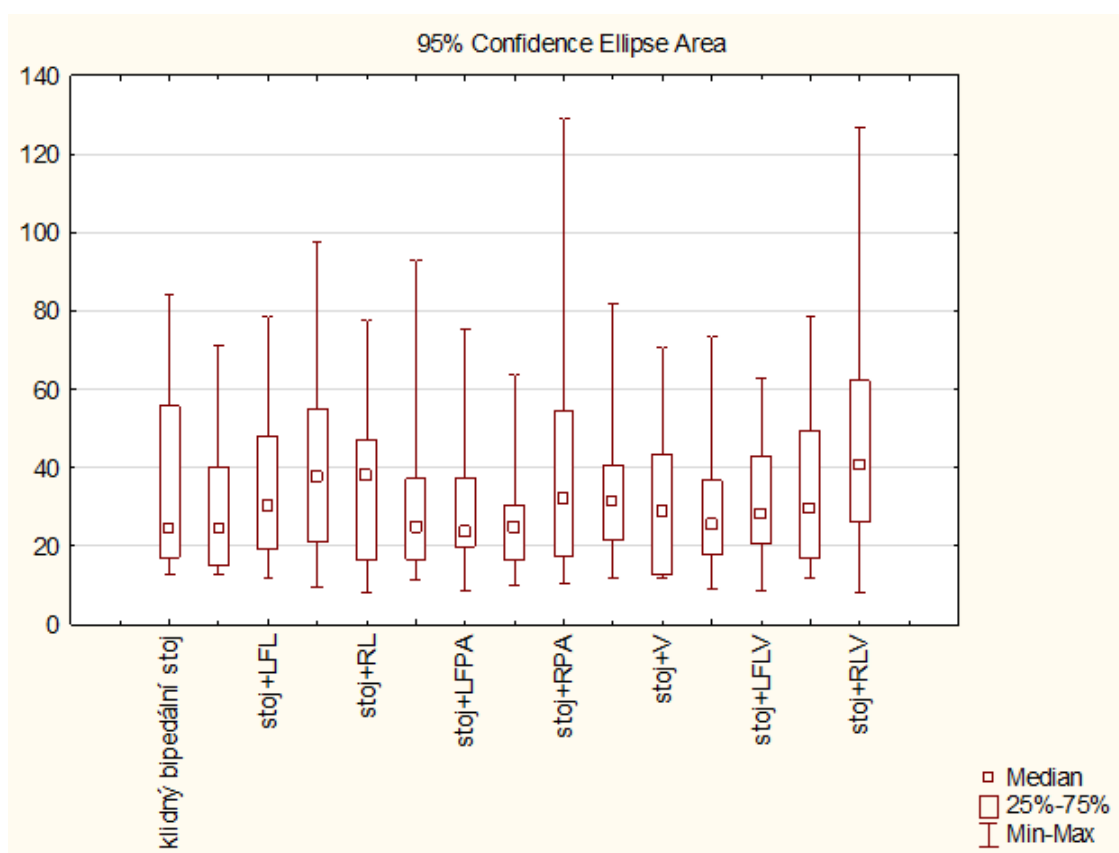
Wilcoxonovým párovým testem pro jeden výběr byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty  $p$  (Tabulka 2, s. 36). Nebyl potvrzen statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $p \leq 0,05$ , a proto nulovou hypotézu **H<sub>0</sub>1 nelze zamítnout**. Výsledek je graficky znázorněn na obrázku (Obrázek 6).

#### 4.1.2 Stoj s akustickým podnětem

Wilcoxonovým párovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty  $p$  (Tabulka 2, s. 36). Nebyl potvrzen statisticky významný rozdíl na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ , a proto nulovou hypotézu **H<sub>0</sub>1 nelze zamítnout**. Výsledek je přehledně znázorněn na obrázku (Obrázek 6).

#### 4.1.3 Stoj s vizuálním podnětem

Wilcoxonovým párovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty  $p > 0,05$  (Tabulka 2, s. 36). Nebyl potvrzen statisticky významný rozdíl na hladině signifikance  $p \leq 0,05$ , a proto nulovou hypotézu **H<sub>0</sub>1 nelze zamítnout**. Výsledek je graficky znázorněn na obrázku (Obrázek 6).



Obrázek 6 Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area

Legenda: L – vlevo, P – vpravo, LF – lateroflexe, R – rotace, A – akustický podnět, V – vizuální podnět

## 4.2 Výsledky k hypotéze H02

Tabulka 3 Popisná statistika pro parametr COP Path Length

COP Path Length [mm]	průměr	medián	minimum	maximum
klidný bipedální stoj	122,68	115,70	65,30	210,40
stoj+lateroflexe vpravo	117,38	119,40	42,40	260,20
stoj+lateroflexe vlevo	126,71	114,30	73,60	257,30
stoj+rotace vpravo	145,12	158,80	63,60	228,00
stoj+rotace vlevo	138,04	139,90	63,10	220,70
stoj+ akustický podnět	115,34	104,60	72,90	200,40
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	102,94	96,60	51,90	164,80
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	114,31	94,20	71,70	226,10
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	141,58	136,60	58,50	295,20
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	126,98	131,30	74,90	201,30
stoj+vizuální podnět	136,42	126,20	72,90	225,00
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	150,45	146,70	74,40	242,60
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	141,47	151,20	66,90	227,70
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	151,02	142,50	97,50	225,70
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	165,03	161,80	60,00	312,80

Tabulka 4 Wilcoxonův párový test pro parametr COP Path Length

Wilcoxonův párový test	p
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vpravo	0,872
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vlevo	0,494
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vpravo	0,091
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vlevo	0,084
klidný bipedální stoj x stoj+akustický podnět	0,334
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	<b>0,022</b>
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	0,171
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vpravo+akustický podnět	0,212
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vlevo+akustický podnět	0,629
klidný bipedální stoj x stoj+vizuální podnět	0,198
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	0,053
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	0,126
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	<b>0,008</b>
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	<b>0,002</b>

### 4.2.1 Stoj s pouze změnou polohou hlavy

Wilcoxonovým párovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty  $p > 0,05$  (Tabulka 4, s. 38). Nebyl potvrzen statisticky významný rozdíl, kdy by byla hodnota  $p \leq 0,05$ . Proto **nelze zamítnout  $H_02$**  ve prospěch  $H_12$ . Výsledek je zobrazen na obrázku (Obrázek 7).

#### 4.2.2 Stoj s akustickým podnětem

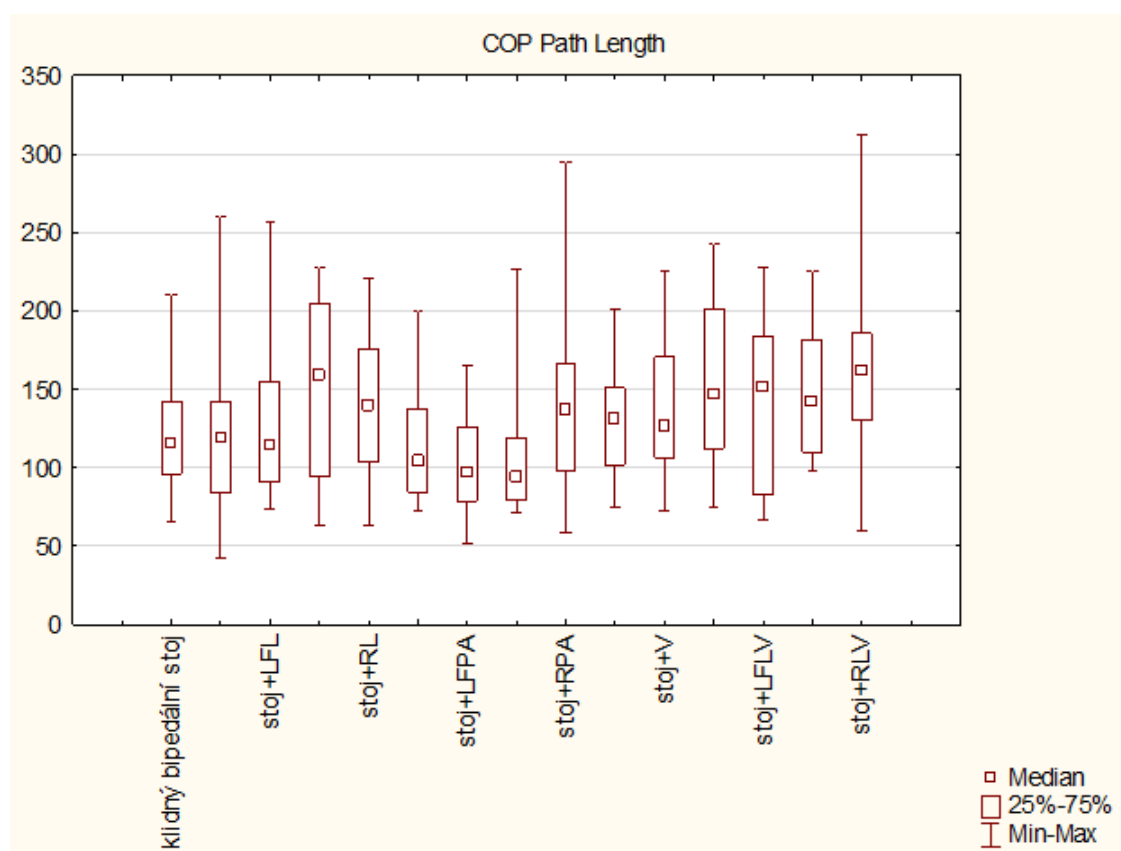
Wilcoxonovým párovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 4, s. 38).

Pro stoj s lateroflexí hlavy vpravo s aplikací akustického podnětu **zamítáme  $H_0$**  a **přijímáme  $H_1$** , která zní: *U souboru testovaných probandů je rozdíl v parametru COP Path Length při klidném bipedálním stoji a v ostatních testovaných situacích s akustickým podnětem.* Výsledky jsou ukázány na obrázku (Obrázek 7).

#### 4.2.3 Stoj s vizuálním podnětem

Wilcoxonovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 4, s. 38).

Na základě těchto hodnot **zamítáme  $H_0$**  pro stoj s rotací hlavy vpravo a s rotací hlavy vlevo s aplikací vizuálního podnětu a **přijímáme  $H_1$** , která zní: *U souboru testovaných probandů je rozdíl v parametru COP Path Length při klidném bipedálním stoji a v ostatních testovaných situacích s vizuálním podnětem.* Výsledky jsou zobrazeny na obrázku (Obrázek 7).



Obrázek 7 Krabicový graf parametru COP Path Length

Legenda: L – vlevo, P – vpravo, LF – lateroflexe, R – rotace, A – akustický podnět, V – vizuální podnět



### 4.3 Výsledky k hypotéze H<sub>03</sub>

Tabulka 5 Popisná statistika pro parametr COP Average Velocity

COP Average Velocity [mm/s]	průměr	medián	minimum	maximum
klidný bipedální stoj	4,17	3,90	2,20	7,20
stoj+lateroflexe vpravo	3,71	3,80	1,40	5,90
stoj+lateroflexe vlevo	4,29	3,90	2,50	8,70
stoj+rotace vpravo	4,77	4,60	2,20	7,40
stoj+rotace vlevo	4,69	4,70	2,10	7,50
stoj+akustický podnět	3,92	3,60	2,50	6,80
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	3,51	3,30	1,80	5,60
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	3,67	3,10	2,40	7,20
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	4,82	4,60	2,00	10,00
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	4,30	4,50	2,50	6,80
stoj+vizuální podnět	4,62	4,30	2,50	7,70
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	4,94	4,85	2,50	7,80
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	4,79	5,10	2,30	7,70
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	5,13	4,80	3,30	7,70
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	5,13	5,40	2,00	8,00

Tabulka 6 Wilcoxonův párový test pro parametr COP Average Velocity

Wilcoxonův párový test	p
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vpravo	0,828
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vlevo	0,520
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vpravo	0,078
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vlevo	0,084
klidný bipedální stoj x stoj+akustický podnět	0,305
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	<b>0,019</b>
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	0,184
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vpravo+akustický podnět	0,178
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vlevo+akustický podnět	0,673
klidný bipedální stoj x stoj+vizuální podnět	0,205
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	<b>0,050</b>
klidný bipedální stoj x stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	0,131
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	<b>0,008</b>
klidný bipedální stoj x stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	<b>0,001</b>

#### 4.3.1 Stoj s pouze změněnou polohou hlavy

Wilcoxonovým párovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 6, s. 40). Protože hodnoty  $p > 0,05$ , **nelze zamítnout H<sub>03</sub>**, ve prospěch H<sub>13</sub>. Výsledky jsou ukázány na obrázku (Obrázek 8).

### 4.3.2 Stoj s akustickým podnětem

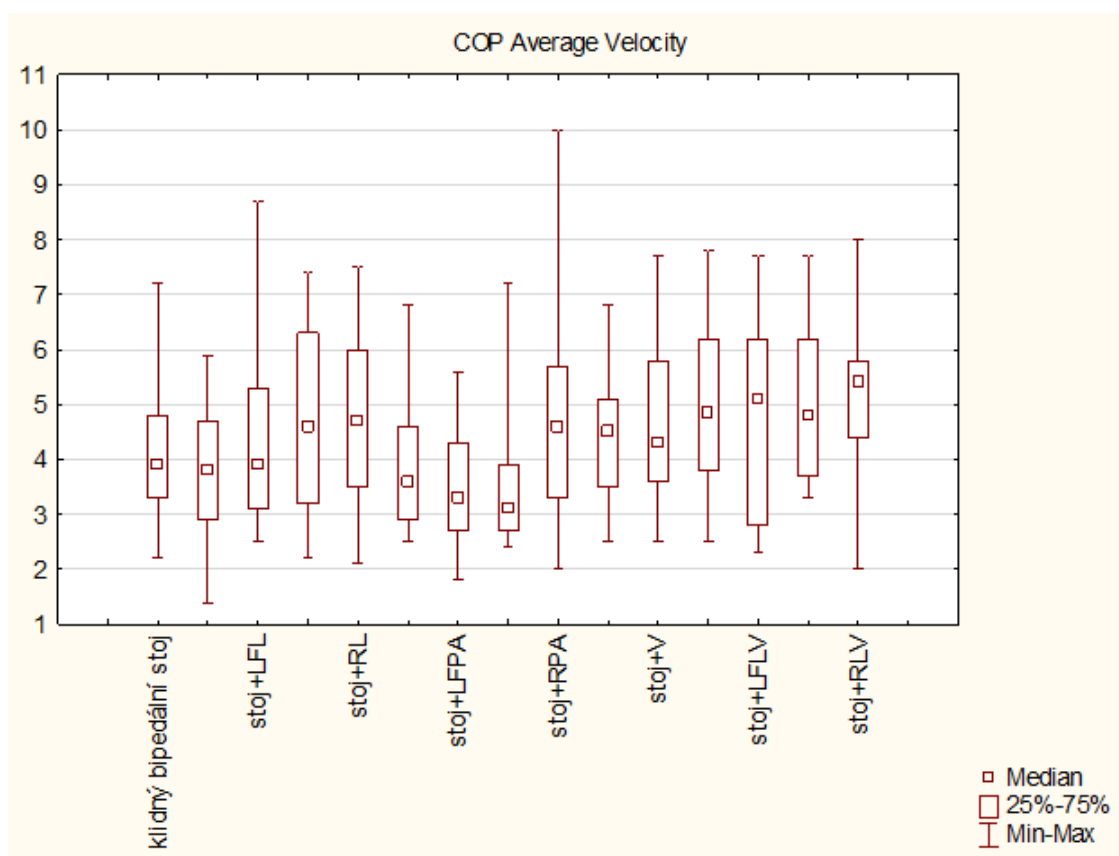
Wilcoxonovým párovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 6, s. 40).

Pro stoj s lateroflexí hlavy doprava s přítomným akustickým podnětem **zamítáme  $H_0$**  a **přijímáme** hypotézu  **$H_1$** , která zní: *U souboru testovaných probandů je rozdíl v parametru COP Average Velocity při klidném bipedálním stoju a v ostatních testovaných situacích s akustickým podnětem.* Výsledky jsou zobrazeny na obrázku (Obrázek 8).

### 4.3.3 Stoj s vizuálním podnětem

Wilcoxonovým párovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 6, s. 40).

Pro situace s lateroflexí hlavy vpravo a s rotací hlavy vpravo i vlevo **zamítáme  $H_0$**  na hladině významnosti  $p \leq 0,05$  a **přijímáme  $H_1$** , která zní: *U souboru testovaných probandů je rozdíl v parametru COP Average Velocity při klidném bipedálním stoju a v ostatních testovaných situacích s vizuálním podnětem.* Výsledky jsou znázorněny na obrázku (Obrázek 8).



Obrázek 8 Krabicový graf parametru COP Average Velocity

Legenda: L – vlevo, P – vpravo, LF – lateroflexe, R – rotace, A – akustický podnět, V – vizuální podnět

#### 4.4 Výsledky k hypotéze H<sub>04</sub>

Tabulka 7 Popisná statistika parametru 95% Confidence Ellipse Area u skupiny A

95% Confidence Ellipse Area [mm <sup>2</sup> ]	skupina A			
	průměr	medián	minimum	maximum
klidný bipedální stoj	29,74	23,45	12,70	71,80
stoj+lateroflexe vpravo	29,53	20,75	13,00	71,00
stoj+lateroflexe vlevo	34,45	29,85	11,70	78,70
stoj+rotace vpravo	38,63	28,60	9,60	89,00
stoj+rotace vlevo	32,80	29,50	8,40	69,70
stoj+akustický podnět	30,21	24,15	11,40	93,00
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	23,85	21,05	8,60	58,30
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	25,94	25,60	11,40	61,10
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	40,67	23,40	10,40	129,00
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	33,34	24,80	11,70	81,90
stoj+vizuální podnět	24,37	20,00	11,70	66,80
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	28,92	21,65	11,30	73,60
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	28,68	26,85	8,60	58,30
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	28,76	25,90	12,00	49,60
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	43,38	42,00	8,40	97,80

Tabulka 8 Popisná statistika parametru 95% Confidence Ellipse Area u skupiny B

95% Confidence Ellipse Area [mm <sup>2</sup> ]	skupina B			
	průměr	medián	minimum	maximum
klidný bipedální stoj	39,59	28,30	15,40	84,00
stoj+lateroflexe vpravo	33,27	24,80	13,90	66,50
stoj+lateroflexe vlevo	35,89	30,30	15,40	68,60
stoj+rotace vpravo	49,28	38,30	21,20	97,40
stoj+rotace vlevo	38,94	38,00	10,90	77,70
stoj+akustický podnět	38,88	28,30	11,30	85,90
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	36,26	29,40	21,20	75,60
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	26,40	20,95	10,20	63,80
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	43,29	46,00	16,40	68,10
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	35,79	38,50	21,40	49,60
stoj+vizuální podnět	37,52	37,10	12,40	70,70
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	28,48	26,70	9,20	52,40
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	36,28	42,00	12,40	62,90
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	41,36	39,00	13,70	78,40
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	54,29	40,60	17,50	127,00

Tabulka 9 Mann-Whitney test pro parametr 95% Confidence Ellipse Area

Mann-Whitney test	p
klidný bipedální stoj	0,391
stoj+lateroflexe vpravo	0,653
stoj+lateroflexe vlevo	0,838
stoj+rotace vpravo	0,236
stoj+rotace vlevo	0,713
stoj+akustický podnět	0,653
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	0,066
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	0,847
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	0,171
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	0,248
stoj+vizuální podnět	0,142
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	0,756
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	0,348
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	0,270
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	0,596

#### 4.4.1 Stoj s pouze změnou polohou hlavy

Mann-Whitneyovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 9, s. 43). Protože  $p > 0,05$  **nelze zamítnout  $H_0$**  ve prospěch  $H_1$ .

#### 4.4.2 Stoj s aplikací akustického podnětu

Mann-Whitneyovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 9, s. 43). Na základě těchto hodnot **nelze zamítnout  $H_0$** .

#### 4.4.3 Stoj s aplikací vizuálního podnětu

Mann-Whitneyovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 9, s. 43). Na základě hodnot  $p > 0,05$  **nelze zamítnout  $H_0$**  ve prospěch  $H_1$ .

## 4.5 Výsledky k hypotéze H<sub>05</sub>

Tabulka 10 Popisná statistika parametru COP Path Length u skupiny A

COP Path Length [mm]	skupina A			
	průměr	medián	minimum	maximum
klidný bipedální stoj	114,86	99,65	65,30	203,60
stoj+lateroflexe vpravo	126,79	125,85	70,20	260,20
stoj+lateroflexe vlevo	125,62	115,40	73,60	257,30
stoj+rotace vpravo	145,47	142,60	63,60	228,00
stoj+rotace vlevo	133,49	131,30	63,10	220,70
stoj+akustický podnět	108,26	98,85	72,90	164,40
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	94,62	88,90	51,90	164,80
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	114,64	102,85	74,00	211,70
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	136,82	122,30	58,50	295,20
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	121,59	116,85	74,90	201,30
stoj+vizuální podnět	133,55	124,10	72,90	224,50
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	143,33	133,55	91,00	228,90
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	143,49	146,90	79,00	199,60
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	151,68	136,25	100,20	224,80
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	160,85	160,65	60,00	312,80

Tabulka 11 Popisná statistika parametru COP Path Length u skupiny B

COP Path Length [mm]	skupina B			
	průměr	medián	minimum	maximum
klidný bipedální stoj	131,37	129,30	77,00	210,40
stoj+lateroflexe vpravo	106,93	104,50	42,40	174,40
stoj+lateroflexe vlevo	127,92	114,30	83,40	201,30
stoj+rotace vpravo	144,72	158,80	75,80	218,30
stoj+rotace vlevo	143,09	150,10	81,30	208,20
stoj+akustický podnět	123,20	107,40	76,00	200,40
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	112,19	119,50	69,90	145,70
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	113,94	87,80	71,70	226,10
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	146,88	149,30	97,70	191,10
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	132,97	141,10	79,50	161,70
stoj+vizuální podnět	139,60	145,30	83,70	225,00
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	158,36	158,50	74,40	242,60
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	139,23	151,70	66,90	227,70
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	150,28	164,70	97,50	225,70
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	169,67	168,40	110,50	257,50

Tabulka 12 Mann-Whitney test pro parametr COP Path Length

Mann-Whitney test	p
klidný bipedální stoj	0,236
stoj+lateroflexe vpravo	0,488
stoj+lateroflexe vlevo	0,903
stoj+rotace vpravo	0,967
stoj+rotace vlevo	0,713
stoj+akustický podnět	0,488
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	0,131
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	0,653
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	0,348
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	0,236
stoj+vizuální podnět	0,903
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	0,596
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	0,967
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	0,838
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	0,713

#### 4.5.1 Stoj s pouze změnou polohou hlavy

Mann-Whitneyovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 12, s. 45). Na základě hodnot  $p > 0,05$  **nelze zamítnout  $H_0$**  ve prospěch  $H_1$ .

#### 4.5.2 Stoj s aplikací akustického podnětu

Mann-Whitneyovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 12, s. 45). Na základě zjištěných hodnot **nelze zamítnout  $H_0$**  ve prospěch  $H_1$ .

#### 4.5.3 Stoj s aplikací vizuálního podnětu

Mann-Whitneyovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 12, s. 45). Na základě těchto hodnot **nezamítáme  $H_0$**  ve prospěch  $H_1$ .

## 4.6 Výsledky k hypotéze H<sub>06</sub>

Tabulka 13 Popisná statistika parametru COP Average Velocity u skupiny A

COP Average Velocity [mm/s]	skupina A			
	průměr	medián	minimum	maximum
klidný bipedální stoj	3,91	3,40	2,20	6,90
stoj+lateroflexe vpravo	3,79	4,20	2,40	4,90
stoj+lateroflexe vlevo	4,26	3,90	2,50	8,70
stoj+rotace vpravo	4,63	3,60	2,20	7,30
stoj+rotace vlevo	4,54	4,45	2,10	7,50
stoj+akustický podnět	3,70	3,40	2,50	5,60
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	3,22	3,05	1,80	5,60
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	3,89	3,50	2,50	7,20
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	4,66	4,15	2,00	10,00
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	4,11	3,95	2,50	6,80
stoj+vizuální podnět	4,52	4,20	2,50	7,60
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	4,88	4,55	3,10	7,80
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	4,86	4,95	2,70	6,80
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	5,15	4,60	3,40	7,60
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	4,89	5,40	2,00	6,70

Tabulka 14 Popisná statistika parametru COP Average Velocity u skupiny B

COP Average Velocity [mm/s]	skupina B			
	průměr	medián	minimum	maximum
klidný bipedální stoj	4,47	4,40	2,60	7,20
stoj+lateroflexe vpravo	3,62	3,50	1,40	5,90
stoj+lateroflexe vlevo	4,33	3,90	2,80	6,80
stoj+rotace vpravo	4,91	5,40	2,60	7,40
stoj+rotace vlevo	4,87	5,10	2,80	7,10
stoj+akustický podnět	4,16	3,60	2,60	6,80
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	3,83	4,10	2,40	5,00
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	3,39	2,90	2,40	6,10
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	5,00	5,10	3,30	6,50
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	4,51	4,80	2,70	5,50
stoj+vizuální podnět	4,73	4,90	2,80	7,70
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	5,03	5,20	2,50	7,60
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	4,71	5,10	2,30	7,70
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	5,11	5,60	3,30	7,70
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	5,40	5,40	3,80	8,00

Tabulka 15 Mann-Whitney test pro parametr COP Average Velocity

Mann-Whitney test	p
klidný bipedální stoj	0,220
stoj+lateroflexe vpravo	0,691
stoj+lateroflexe vlevo	0,902
stoj+rotace vpravo	0,659
stoj+rotace vlevo	0,744
stoj+akustický podnět	0,567
stoj+lateroflexe vpravo+akustický podnět	0,131
stoj+lateroflexe vlevo+akustický podnět	0,373
stoj+rotace vpravo+akustický podnět	0,369
stoj+rotace vlevo+akustický podnět	0,220
stoj+vizuální podnět	0,870
stoj+lateroflexe vpravo+vizuální podnět	0,894
stoj+lateroflexe vlevo+vizuální podnět	0,902
stoj+rotace vpravo+vizuální podnět	0,806
stoj+rotace vlevo+vizuální podnět	0,630

#### 4.6.1 Stoj s pouze změnou polohou hlavy

Mann-Whitneyovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 15, s. 47). Protože  $p > 0,05$  **nelze zamítnout  $H_0$** .

#### 4.6.2 Stoj s aplikací akustického podnětu

Mann-Whitneyovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty  $p > 0,05$  (Tabulka 15, s. 47). Na základě zjištěných hodnot p **nelze zamítnout  $H_0$**  ve prospěch  $H_1$ .

#### 4.6.3 Stoj s aplikací vizuálního podnětu

Mann-Whitneyovým testem byly zjištěny a následně zaokrouhleny hodnoty p (Tabulka 15, s. 47). Protože  $p > 0,05$  **nelze zamítnout  $H_0$** , ani přijmout  $H_1$ .



## 5 DISKUZE

Tato práce zkoumala vliv polohy hlavy, akustického a vizuálního podnětu na posturální stabilitu zdravých jedinců. Cílem této kapitoly je diskutovat výsledky získané během měření, zhodnotit zvolenou metodologii výzkumu, určit limity práce a porovnat závěry s dalšími pracemi zabývajícími se podobným tématem.

### 5.1 Diskuze k metodice práce

Pro testování bylo zvoleno patnáct různých situací, které obsahovaly pozice s úklonem a rotací hlavy, s aplikací sinusoidálního zvuku, podmínky s použitím vizuálního podnětu a jejich kombinaci. Doba, zvolená pro otestování jednotlivých situací, byla 30 s. Stejný časový úsek volili i další autoři (Park a Lee, 2014, s. 6; Li a kol., 2016, s. 1364). Mezi jednotlivé situace byly zařazeny půl minutové pauzy a po pěti měřeních následovala přestávka na tři minuty. Podobně zvolené intervaly byly i v práci Vagaja a Bizovská (2019, s. 139).

První vybranou testovanou situací byl klidný bipedální stoj o šířce báze na šíři pánve. Klidný vzpřímený bipedální stoj je běžně testován a využíván pro objektivizaci vyšetření stability stoje, k diagnostice poruch rovnováhy a pro kvantifikaci výsledků terapie a jejich následného použití ve výzkumech (Visser a kolektiv, 2008, s. 2425). Výsledky získané měřeními této situace byly dále využity jako referenční hodnota, s níž byly porovnávány ostatní podmínky. Stejně tomu bylo i ve studii Maitre, Paillard, Chacron (2016, s. 4), Johnson a Van Emmerik (2012, s. 85–86).

Podmínky se změněnou polohou hlavy byly vybrány z důvodu ovlivnění sensorického vstupu z vestibulárního aparátu (Kingma, 2016, s. 1; Angelaki a Dickman, 2020). Podobné podmínky využili ve svých pracích i Hansson, Beckman a Hakansson (2010, s. 3), Paloski a kol. (2006, s. 316).

Jako další byly testovány situace s použitím akustického stimulu. U nich bylo důležité zvolit správnou frekvenci a hlasitost. Předpokladem bylo, že při použití tónu o frekvenci 2000–4000 Hz, na které je člověk nejvíce citlivý (Rokyta, 2015, s. 588), dojde k podráždění vestibulárního aparátu a k následným změnám ve stabilitě stoje. Ideální rozmezí hlasitosti bylo určeno na 45–70 dB, tedy komfortní hladina intenzity zvuku. Zvolená úroveň byla pod doporučenou hladinou intenzity, která je stanovena na 85 dB po dobu 8 hodin za den (Punch, Elfenbein, James, 2011, s. 75). Stejně úrovně hlasitosti aplikovaného stimulu byly použity například ve studiích (Park a kol., 2011, s. 2; Mainenti a kol. 2007, s. 231; Forti a kol., 2010, s. 352). Naopak nebyly dohledány studie využívající nižší úrovně hlasitosti.

Za třetí byly testovány podmínky s vizuální stimulací. Zde bylo důležité rozhodnout, zda zvolit statický či dynamický podnět. Z dostupných výzkumů vyplývá, že statický vizuální podnět nemá velký vliv na změny stability stoje (Luo a kol., 2018, s. 1–2; Tossavainen, 2001, s. 855–856; Chiarovano a kol., 2015, s. 4–6; Wolsley a kol., 1996, s. 437). Jako nejvíce ovlivňující posturální stabilitu se jeví iluze obsahující rotační složku (Luo a kol., 2018, s. 1–2; Tossavainen a kol., 2003, s. 281–282). Míra ovlivnění vizuálním vstupem závisí na mnoha faktorech, mimo jiné na velikosti zorného pole (Slater, 2009, s. 3549–3550). Pro tyto účely bývá často využíván HMD přístroj, který zajistí maximální obsažení zorného pole promítaným stimulem (Luo a kol., 2018, s. 4., Fujimoto a Ashida, 2019, s. 3). Nejlepším možným dostupným hardwarem se zdála být multimediální tabule a promítací přístroj Epson, které byly pro účely naší studie využity.

### **5.1.1 Sledované proměnné**

V této práci byly v jednotlivých situacích zkoumány, a poté pro každou z nich vyhodnoceny, tři parametry. Posturografickou analýzou a popisem získaných parametrů se ve své práci zabývali Baratto, Morasso, Spada (2002, s. 251–255), Bizovská a Janura (2017, s. 82–83).

První z měřených proměnných byl parametr 95 % Confidence Ellipse Area, který udává 95% výběr pohybu COP během testování. Vysoce spolehlivým byl shledán zejména u probandů starších 60 let (Lin a kol., 2008, s. 339) i u zdravých mladých jedinců do 30 let (de Sá Ferreira a Junqueira Ferraz Baracat, 2014, s. 2922). Forti a kol. (2010, s. 352) a Alessandrini a kol. (2006, s. 249) ve své práci vyhodnocovali 90% výběr pohybu COP.

Druhým sledovaným parametrem byla délka trajektorie uražená COP (Path Length). S tím ve svých studiích pracovali i Abrahamová a Hlavačka (2008, s. 959), Forti a kol. (2010, s. 352) a Chiarovano a kol. (2015, s. 3). Jako vysoce reliabilní i validní ho označuje Park a Lee (2014, s. 6).

Třetí zkoumanou proměnnou byl údaj o průměrné rychlosti pohybu COP (Average Velocity). Ten je v práci Li a kol. (2016, s. 1365) označován jako nejvíce reliabilní parametr. Vysoká míra spolehlivosti je mu přisuzována i v práci Park a Lee (2014, s. 6) a stejně tak ve studii Lin a kol. (2008, s. 339), kde byli porovnáváni mladší (průměrný věk 21 let) a starší (průměrný věk 63 let) probandů a u obou skupin byl tento parametr vyhodnocen jako vysoce reliabilní.

V naší práci byl shledán jako nejvíce citlivý parametr COP Average Velocity, u kterého byly zaznamenány čtyři statisticky významné výsledky.

## 5.2 Diskuze k získaným výsledkům

Ze souboru 20 probandů byl jeden proband ze skupiny B vyloučen, protože došlo z jeho strany k zamlčení přítomnosti úrazu pohybového aparátu staršího data, který negativně ovlivnil testované parametry. Naměřená data, vyhodnocená jako odlehlá pozorování, byla z výzkumu také vyloučena.

U jedenácti probandů bylo před zahájením měření vyšetřeno omezení hybnosti krční páteře do fyziologického rozsahu lateroflexe, u pěti z nich navíc i do rotace. U dalších tří pozorovaných jedinců bylo vyšetřeno omezení fyziologického rozsahu pohybu pouze do rotace. Na uskutečnění experimentu neměla snížená pohyblivost vliv, soubor ale nebyl z tohoto hlediska zcela homogenní.

Našimi výsledky nebyl potvrzen žádný statisticky významný rozdíl mezi skupinou starších a mladších probandů, i když lze pozorovat vyšší hodnotu mediánu u skupiny B při téměř všech podmínkách. Jak uvádí další autoři, k měřitelným změnám parametrů stability stoje dochází u probandů starších šedesáti let (Abrahamová a Hlavačka, 2008, s. 959; Roman-Liu, 2018, s. 73–74; Osoba a kol., 2019, s. 144; Tanaka a kol., 2010, s. 1403). Průměrný věk skupiny B v této studii byl 50 let.

### 5.2.1 Stoj s pouze změnou polohou hlavy

Experimentem provedeným v naší studii nebyly v této části práce shledány žádné signifikantní výsledky.

Albalwi (2017, s. 25) hodnotil posturální stabilitu při dynamických podmínkách, a to při horizontálních a vertikálních pohybech hlavy. Neuvádí však žádný signifikantní rozdíl mezi jednotlivými polohami. Naopak ve své další studii (Albalwi a kol., 2020, s. 4) zaznamenali u jedinců mladšího věku (průměrný věk 27 let) snížení posturální stability při obou typech pohybů oproti vzpřímenému držení hlavy. Paloski a kol. (2006, s. 316–320) také popisují nárůst nestability při podobných podmínkách. K destabilizaci došlo při rotačních pohybech hlavy i u pacientů po cévní mozkové příhodě v porovnání se zdravou populací (Mitsutake a kol., 2014, s. 1800) a v porovnání mladé populace nevěnující se sportu se sportovně zaměřenými jedinci (Koide, Ueki, Asai, 2019, s. 55). Zdá se, že při dynamických podmínkách dochází k ovlivnění stability stoje. V této práci byla posturální stabilita testována za statických podmínek.

Studie Hansson, Beckman a Hakansson (2010, s. 3–6) zjišťovala vliv polohy vestibulárního aparátu na soubor třiceti zdravých probandů, kteří byli bez omezení hybnosti krční páteře. Poloha vestibulárního aparátu byla změněna maximální rotací vpravo a vlevo.

Signifikantní výsledky autoři zaznamenali pouze při rotaci vpravo. Tento jev vysvětlují možným očekáváním nastávajícího pohybu, protože rotace hlavy vpravo byla testována jako první. Zajímavé bylo, že ke statisticky významným změnám došlo v pohybu těžiště v anteroposteriorním směru, nikoliv však v mediolaterálním. Je možné, že pohyb v mediolaterálním směru byl ovlivněn méně proto, že hlava byla orientována do směru pohybu. Jiná studie zjistila u probandů s periferní neuropatií pozitivní vliv vestibulárního stimulu na aktivitu svalů dolních končetin (Wu a kolektiv, 2006, s. 371).

V této diplomové práci nedošlo při pouhé rotaci hlavy k žádným statisticky významným změnám ve stabilitě stoje. Vysvětlením může být omezení fyziologického rozsahu pohybu krční páteře do rotace u osmi účastníků výzkumu, a tudíž nedostatečně změněný vestibulární vstup. Sledovaný vzorek byl z tohoto hlediska nehomogenní a u všech jedinců nemohl být zajištěn maximální fyziologický rozsah rotace, jako tomu bylo v práci Hansson, Beckman a Hakansson (2010, s. 3–6). Autoři této studie však přisuzují odlišné statické poloze vestibulárního aparátu minoritní vliv na stabilitu stoje, na rozdíl od změny proprioceptivní a zrakové informace. Ovlivnění výchylek těžiště v sagitální a frontální rovině různou pozicí hlavy nelze podle našich výsledků potvrdit ani vyvrátit, protože tyto parametry nebyly předmětem zkoumání.

Vliv lateroflexí hlavy na posturální stabilitu řešili ve svém experimentu Paloski a kol. (2006, s. 316–320), do kterého bylo zapojeno 12 zdravých dobrovolníků ve věku 22–50 let. Účastníci byli testováni v podmínkách bez zrakové kontroly a na plošině pohybující se v sagitální rovině. Probandi byli instruováni k lateroflexi hlavy na pravou a poté i levou stranu do 30° a v setrvání v této pozici po dobu 20 s. Stejná pozice hlavy po celou dobu měření byla zajištěna pomocí přístroje OptoTrak System a infračervených značek umístěných na náhlavní soupravě. Při držení hlavy v lateroflexi nebyly pozorovány žádné signifikantní výsledky oproti vzpřímenému držení. Ani v naší práci nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl při testování úklonu. Probandi byli vyzváni k uvedení hlavy do maximální možné lateroflexe, která ale nebyla, na rozdíl od uvedené práce, dále přístrojově kontrolována.

Jako nejméně stabilní poloha se podle výsledků této diplomové práce ukázal být stoj s rotací hlavy vlevo. Naopak nejvíce stabilní polohou byl stoj s lateroflexí hlavy doprava. Závěry se obecně shodují s uvedenými studiemi. Úklon ani rotace hlavy a setrvání v této poloze po dobu testování neovlivní významně stabilitu stoje. Hodnoty zjištěné naší prací při rotacích se od hodnot získaných při lateroflexích významně lišily, a proto můžeme tvrdit, že rotace má více destabilizační účinek.

Snížení stability bývá obecně nejvíce způsobeno extenzí hlavy, jak uvádí další autoři (Johnson a Van Emmerik, 2012, s. 88; Pociask a kol., 2016, s. 4; Paloski a kol., 2006, 319; Anand a kol., 2003, s. 2889). Tato podmínka ale nebyla do výzkumu zahrnuta z důvodu nemožnosti využití při vizuální stimulaci. Při pouhé změně pozice hlavy bez ovlivnění dalšího senzoričského vstupu nebyly v naší studii sledovány žádné významné výsledky. Zdá se tedy, že statická stimulace změnou polohy vestibulárního aparátu stabilitu významně neovlivňuje, zatímco dynamická ano. To ostatně potvrzují i další autoři (Koide, Ueki, Asai, 2019, s. 55; Clark a Iltis, 2008, s. 266; Choi, Han, Lee, 2020, s. 1).

### **5.2.2 Stoj s akustickým podnětem**

Výsledky naší studie ukazují na stabilizační vliv akustického podnětu, statisticky významné byly ale pouze v jedné z pěti podmínek.

Alessandrini a kol. (2006, s. 249–250) zaznamenali u monoaurální stimulace o frekvenci 500 Hz a hlasitosti 130 dB signifikantní rozdíl v pohybu COP oproti vzpřímenému stoju bez přítomnosti zvukového podnětu. Obě dvě situace byly měřeny v podmínkách se zrakovou kontrolou. Změny v posturografických parametrech zaznamenal při stejných podmínkách, stejné frekvenci a hlasitosti 105 dB i Russolo (2009, s. 21). Posturální odpovědi byly patrné i při použití frekvence 250 kHz, nikoli však při frekvenci 2000 Hz nebo při biaurální stimulaci. Další studie využila přerušovanou stimulaci pomocí salv (burst) a cvaknutí (clic) o frekvenci 500 Hz a 4000 Hz a hlasitosti 70 dB. Zvuk byl aplikován vždy buď do pravého či levého ucha. Nebyly však pozorovány žádné významné rozdíly v pohybu Sway (Mainenti a kol., 2007, s. 232–233). Z uvedeného plyne, že při nižších frekvencích aplikovaných monoaurálně dochází k měřitelným výchylkám těžiště těla. V této diplomové práci byly zkoumány účinky vyšší frekvence (3 kHz) aplikované biaurálně.

Biaurální stimulaci o vyšší frekvenci využili ve své studii také Palm a kol. (2009, s. 330). Té se zúčastnilo 23 probandů v průměrném věku 25 let, kteří vedli pohybově aktivní život a netrpěli žádným onemocněním vestibulárního či sluchového aparátu. Studie hodnotila vliv nespécifické instrumentální hudby na stabilitu stoje. Hudba bez zpěvu byla použita z důvodu absence rozptýlení probandů textem. Zvuková stimulace však nevedla k žádným významným rozdílům ve změně stability probandů.

V naší práci byl statisticky významný rozdíl zaznamenán v parametrech COP Path Length a COP Average Velocity, kdy došlo v obou z nich k redukci pohybu oproti referenčnímu stoju. Snížení parametru rychlosti pohybu COP bylo shledáno i ve studii Majewska a kol. (2017, s. 117–118) při monoaurální aplikaci zvukového podnětu o frekvenci 4000 Hz a hlasitosti

65 dB na stranu dominantní ruky. Rovněž tak při použití bílého šumu o hlasitosti 65–75 dB došlo k redukci pohybu COP (Zhong a Yost, 2013, s. 783–785).

Statisticky významný výsledek byl v této diplomové práci zaznamenán v kombinaci se změnou polohy vestibulárního aparátu, a to při lateroflexi vpravo, na druhou stranu ale nikoliv. To může být vysvětleno tím, že probandi očekávali stejný pohyb na kontralaterální stranu a ztratili koncentraci (Hansson, Beckman, Hakansson, 2010, s. 5). Ke snížení průměrných hodnot došlo v naší studii u všech sledovaných parametrů jak při pouhé aplikaci podnětu, tak i při aplikaci podnětu se současnou lateroflexí hlavy. Rotace vedly na druhou stranu ke zvýšení hodnot sledovaných parametrů. Tyto výsledky ale nebyly statisticky významné.

Hodnoty parametrů získané naší studií neukazují na žádný signifikantní rozdíl mezi skupinou mladších a starších jedinců. K jiným závěrům došli Tanaka a kol. (2010, s. 1403), kteří zjišťovali účinky pohyblivého akustického stimulu na 12 subjektů rozdělených do dvou skupin podle věku. Do první skupiny byli zařazeni dobrovolníci o průměrném věku 22 let, do druhé skupiny lidé o průměrném věku 69 let. Zatímco se použitý zvukový podnět pohyboval ze strany na stranu, byly pozorovány změny v měřených proměnných. Skupina starších probandů vykazovala větší nárůst pohybů Sway do stran než skupina mladších jedinců. Autoři odůvodňují tento jev tím, že skupina starších subjektů se při udržování posturální stability více spoléhala na sluchové signály, a proto byla jejich posturální kontrola snadněji ovlivněna aplikovaným audio podnětem. V našem experimentu byl průměrný věk skupiny A 24 let a průměrný věk skupiny B 50 let. Nebyly pozorovány žádné statisticky významné rozdíly v pohybu COP mezi mladším a starším souborem, i když průměrné hodnoty parametrů skupiny B byly vyšší než u skupiny A. Důvodem může být statická aplikace zvukového podnětu, a tudíž nemožnost testovaných orientovat se za zvukem. Další možnou příčinou je nižší průměrný věk probandů ze skupiny B než v uvedené studii.

Deviterne a kol. (2005, s. 489–490), na rozdíl od Tanaka a kol. (2010, s. 1403), zjistili u jedinců důchodového věku zlepšení schopnosti stabilizace při poslechu audiopodnětu ve formě krátké povídky, který se pohyboval kolem testovaných. Na konci měření byli účastníci vyzváni ke stručné rekapitulaci příběhu. Přidaný kognitivní úkol napomohl ke stabilizaci. V naší práci nebyla probandům zadána žádná další úloha, nemohli tak být více koncentrováni pomocí dual-task úkolu, a v důsledku toho nebylo pozorováno signifikantní snížení sledovaných parametrů.

Dozza, Horak a Chiari (2007, s. 39–41) sledovali účinnost aplikace zpětnovazebných zvukových podnětů u probandů s bilaterální vestibulární lézí, kterého se účastnilo celkem 9 subjektů. Došli k závěrům, že k největší účinnosti dochází při odejmutí ostatních

senzorických vstupů. V této diplomové práci byl signifikantní rozdíl pozorován jen v situaci s lateroflexí hlavy, tedy ve ztížených podmínkách. Naopak pouhé použití audio podnětu nemělo na změnu sledovaných parametrů vliv. Rozdílných výsledků však může být zřejmě dosaženo při vyloučení zrakové kontroly, či proprioceptivního vstupu, například využitím stoje na pěnové podložce nebo vyloučením obou sensorických vjemů zároveň, jako tomu bylo v dalších studiích (Paloski a kol., 2006, 316; Hansson, Beckman, Hakansson, 2010, s. 2). Snížení pohybů COP je pak vysvětlováno tak, že zkoumaní jedinci mohou efektivněji využívat proprioceptivní informaci a zvuková stimulace vede ke zvýšené koncentraci (Majewska a kol., 2017, s. 117–118).

Výsledky ostatních studií ukazují na to, že binaurální stimulace zatím zřejmě nemá prokazatelný vliv na změny stability stoje u zdravých jedinců, zatímco monoaurální ano (Alessandrini a kol., 2006, s. 249–250; Russolo, 2009, s. 21; Majewska a kol., 2017, s. 117–118). Taktéž stimul aplikovaný staticky neovlivňuje posturální kontrolu tolik, jako pohybující se (Tanaka a kol., 2010, s. 1403; Deviterne a kol., 2005, s. 489–490). Další faktor, na kterém záleží, je doba expozice zvuku. Ve studiích Kapoula a kol. (2011, s. 4) a Forti a kol., (2010, s. 352) dosáhli signifikantních výsledků, když doba expozice audiodstimulu trvala 51 s. Naopak těchto výsledků nebylo dosaženo, pokud doba vystavení se podnětu trvala 20 s (Mainenti a kol., 2007, s. 232–233; Palm a kol., 2009, s. 330). K jiným závěrům, při stejně dlouhém trvání stimulace, došli Deviterne a kol. (2005, s. 489–490), kteří však pro zvýšení koncentrace testovaných využili dual-task úkol. V tomto případě vedla i kratší doba stimulace ke snížení výchylek těžiště. Další autoři sledovali statisticky významné změny při expozici podnětu po dobu 30 s (Alessandrini a kol., 2006, s. 249; Majewska a kol., 2017, s. 116). Stejný časový úsek byl zvolen i v naší práci, významné rozdíly byly však pozorovány pouze v jedné z pěti podmínek.

Pro viditelné změny v posturální kontrole je tedy zřejmě potřebná expozice zvuku po dobu alespoň půl minuty. Záleží ovšem na dalších faktorech, jako jsou fyzikální parametry použitého podnětu a výše uvedené podmínky, za jakých je experiment uskutečněn.

### **5.2.3 Stoj s vizuálním podnětem**

Námi provedený experiment dosáhl v této části práce signifikantních výsledků v situacích, kdy byl společně s vizuální stimulací podrážděný i vestibulární aparát.

V prostudované literatuře většina autorů uvádí, že pro měřitelné změny parametrů ve stabilitě stoje je zapotřebí dynamické stimulace subjektu (Blanks a kol., 1996, 39–40; Redfern, Yardley, Bronstein, 2001, s. 83; Ehrenfried a kol., 2003, s. 141; Luo a kol., 20018, s. 1–2). Při stoji na pevné podložce a sledování statického virtuálního prostředí nebyly zaznamenány

odlišnosti v pohybu COP (Robert, Ballaz, Lemay, 2016, s. 264–265; Chiarovano a kol., 2015, s. 4–6).

V naší práci byly statisticky významné výsledky zaznamenány ve dvou vyhodnocovaných proměnných. V parametru COP Path Length při vizuální stimulaci a současné rotaci hlavy jak vpravo, tak vlevo a v parametru COP Average Velocity při stejných podmínkách a při optické stimulaci se současným úklonem vpravo. U prvního z parametrů došlo k nárůstu průměrné délky trajektorie COP, u druhého ke zvýšení průměrné rychlosti pohybu COP. Naopak pokud nebyly podmínky ztíženy změnou polohy hlavy, nenastal žádný signifikantní rozdíl oproti vzpřímenému bipedálnímu stoju. Podobné výsledky při použití rotačního stimulu popisuje i Luo a kol. (2018, s. 4.). Ve stejných parametrech zaznamenali nárůst i Kim a Park (2016, s. 414–415), kteří použili jako podnět svíslé černé a bílé pruhy promítané do periferního zorného pole. Jak uvádí i další studie (Chiarovano a kol., 2015, s. 7), při stoju na pěnové podložce a současném sledování optického klamu vedou uvedené podmínky ke konfliktní situaci v signálu z různých vstupů a dochází k výraznějším změnám pohybu těžiště. K jiným závěrům došla studie Vagaja a Bizovská (2019, s. 139–142). U zdravých mladých probandů byl jako podnět využit černý bod, o velikosti 2 cm, který byl promítán na obrazovku pomocí projekčního přístroje, a který měli účastníci výzkumu po dobu testování stále sledovat. Plošina byla nestabilní ve frontální rovině s maximem náklonu 15° na pravou i levou stranu. Žádné významné výsledky ale nebyly pozorovány. Naopak Laurens a kolektiv (2010, s. 40) zaznamenali zvýšení parametru Sway při sledování pohybujícího se bodu. To mohlo být ovlivněno mírnými pohyby hlavy probandů, tím pádem dalším rušením sensorického vstupu.

Při stoju na pevném povrchu má CNS dostatečné množství informací z proprioreceptorů plosek nohou a nestává se tolik závislým na zrakových informacích (Chiarovano a kol., 2015, s. 7). Horak (2006, s. 9) píše, že v dobře osvětleném prostředí je získáváno až 70 % informací pomocí somatosenzorického systému. Naopak za méně důležitý je považován vestibulární systém (Horak, 2006, s. 9; Fitzpatrick a McCloskey, 1994, s. 182–183). Dle výsledků naší práce nelze tento fakt potvrdit, protože právě při ovlivnění vestibulárního aparátu a stoju na pevném povrchu byly zaznamenány statisticky významné změny. Vestibulární systém poskytuje absolutní informaci o orientaci těla, zatímco informace z proprioreceptorů a vizuálních vstupů jsou relativní, vždy vzhledem ke sledované scéně či povrchu, na kterém se nacházíme (Hwang a kol., 2014, s. 6–7). Pokud tedy došlo ke ztížení podmínek podrážděním vestibulárního aparátu a odebráním kvalitního vizuálního vstupu, proprioreceptivní informace nestačila k zajištění takové kvality stoje.



K jiným závěrům došel výzkum zahrnující 24 zdravých jedinců o průměrném věku 24,5 let, který se zabýval dopady na kvalitu stoje při sledování optického klamu zobrazovaného v centrálním a periferním zrakovém poli. Stimul se skládal z bílých teček pohybujících se po černém pozadí. Z výsledků vyplynulo, že podněty objevující se v periferním zrakovém poli mají stabilizační účinek, zatímco stimuly objevující se v centrální části zrakového pole zvyšují pohyb Sway COP (Persiani, 2015, s. 48–50). Tato zjištění jsou ovšem v rozporu s výsledky Kim a Park (2016, s. 414–415) uvedenými výše. V této práci byla pokryta velká část centrálního pole vidění, při rušení pouze optického vstupu však nebyl pozorován významný efekt.

Pro ovlivnění posturální stability je potřeba pokrýt co největší část zorného pole aplikovaným podnětem. Tak tomu bylo například v práci Fujimoto a Ashida (2019, s. 9), Laurens a kolektiv (2010, s. 40). V naší studii sice byla použita širokoúhlá obrazovka, ale bez podráždění vestibulárního ústrojí k významným změnám stability nedošlo.

### **5.3 Limity studie**

Existuje několik faktorů, které mohly mít vliv na zjištěné hodnoty. Prvním omezením byla nemožnost měřit všechny probandy ve stejnou denní dobu, protože bylo potřeba zachovat běžný chod výukové místnosti.

Jako limit zjištěný při statistickém vyhodnocování výsledků bych uvedl to, že získané hodnoty nebyly z normálního rozložení. Pro další vyhodnocení proto musely být využity statisticky slabší neparametrické testy. Toto zřejmě mohlo být vyřešeno při navýšení počtu zkoumaných probandů v obou skupinách.

Dalším omezením byl nedostatek literatury zabývající se statickou změnou polohy vestibulárního aparátu a jeho vlivu na stabilitu stoje. Většina dohledaných prací se zaměřuje na testování při dynamických podmínkách.

U více jak poloviny účastníků výzkumu bylo před zahájením testování zjištěno jednostranné či oboustranné omezení hybnosti krční páteře do fyziologického rozsahu pohybu. Omezení nebylo pro provedení experimentu limitující, ale vyhodnocovaný soubor byl z tohoto hlediska nehomogenní a nemohly tak být zajištěny zcela stejné podmínky pro všechny testované jedince.

### **5.4 Shrnutí výsledků a východiska pro praxi**

Při změně kvality jednoho se sensorických vstupů podílejících se na zajištění posturální stability dochází k jejímu narušení. Tato práce byla zaměřena na ovlivnění vizuální složky sensorické kontroly optickým klamem a vestibulárního aparátu změnou polohy hlavy a akustickou stimulací.

Z výsledků této práce je patrné, že pouze statickou změnou polohy vestibulárního aparátu nedochází k destabilizaci subjektu v porovnání se vzpřímeným bipedálním stojem. K podobným závěrům došli i Paloski a kol. (2006, s. 316–320) a Hansson, Beckman a Hakansson (2010, s. 3–6). Naopak tomu je při dynamických změnách poloh v pravidelném rytmu (Koide, Ueki, Asai, 2019, s. 55; Clark a Iltis, 2008, s. 266; Choi, Han, Lee, 2020, s. 1).

Při stimulaci vestibulárního aparátu akustickým podnětem došlo k redukci posturálních vychylek. Stejného efektu docílili ve svých pracích i Majewska a kol. (2017, s. 117–118) a Zhong a Yost (2013, s. 783–785). Zlepšení stability bylo pozorováno v kombinaci se změnou polohy hlavy, ale nikoliv při vzpřímeném stoji s hlavou v neutrální poloze. Stejný efekt ve ztížených podmínkách popisují Dozza, Horak a Chiari (2007, s. 39–41), Majewska a kol. (2017, s. 117–118).

Samotná změna charakteru vizuálního vstupu neměla stejně jako samotný akustický stimul vliv na měřené posturografické parametry. Zvýšení vychylek těžiště bylo pozorováno zejména při rotacích hlavy. Stejný účinek při ztížených podmínkách popisuje také Chiarovano a kol. (2015, s. 7). Výsledky, které ukazují na nárůst posturálních vychylek, se shodují s dalšími pracemi využívající rotující optický stimul (Luo a kol., 2018, s. 4.), (Kim a Park, 2016, s. 414–415).

Podle zjištění této práce má na stabilitu stoje největší vliv zraková informace, protože právě v těchto podmínkách bylo pozorováno nejvíce signifikantních výsledků. To se shoduje se závěry dalších autorů (Tomomitsu, 2013, s. 520; Hansson, Beckman a Hakansson, 2010, s. 3; Maire, Mallinson, Ceyte a kol., 2017, s. 404). Při akustické stimulaci došlo ke snížení vychylek COP, i když výsledky nebyly statisticky významné. Jako nejméně ovlivňující stabilitu stoje se jeví samotná statická změna polohy vestibulárního aparátu. Poznatky získané touto prací by mohly být využity v rehabilitaci a při tréninku stability, zejména u starší populace, u které dochází vlivem stárnutí k její ztrátě a k vyššímu riziku pádu a následných komorbidit. Stejně tak mohou být získané informace použity v rehabilitaci při poruchách rovnováhy u mladší populace, způsobených ztrátou nebo omezením funkce jednoho ze sensorických systémů.

## Závěr

Cílem této práce bylo zjistit, jak se projeví snížená informační hodnota z vestibulárního aparátu a zraku na posturální stabilitu zdravých jedinců. Druhým cílem bylo porovnat výsledky dvou věkově odlišných skupin.

Statisticky významné změny byly pozorovány po vyhodnocení výsledků obou skupin dohromady, a to v parametrech sledujících celkovou dráhu uraženou těžištěm a průměrnou rychlost za dobu testování. Naopak v parametru konfidenční elipsy k žádným významným změnám nedošlo. Citlivějším sensorickým systémem se ukázal být zrak. Při podmínkách, do nichž bylo zahrnuto ovlivnění vizuálního vstupu optickým klamem, byly zjištěny signifikantní změny ve dvou ze tří vyhodnocovaných parametrů. U obou z nich došlo k nárůstu posturálních výchylek či zvýšení rychlosti pohybu těžiště.

Vestibulární systém pak vykázal nízkou citlivost na změnu polohy hlavy a setrvání v určené poloze. Tyto výsledky se shodují se závěry dalších autorů, kteří popisují odlišnosti ve stabilitě stoje při rytmických změnách polohy vestibulárního aparátu.

Zajímavé výsledky přinesly podmínky se stimulací rovnovážného ústrojí akustickým podnětem. K signifikantním změnám došlo pouze v jedné podmínce, ale zlepšená stabilita byla pozorována jak při pouhé aplikaci zvuku, tak při současném úklonu hlavy. Naopak rotace hlavy vedly k destabilizaci oproti referenčním hodnotám.

Rozdíly mezi dvěma skupinami, o průměrném věku 24 a 50 let, nebyly na statisticky významné hladině pozorovány. Změny mohly být pozorovány, pokud by byl průměrný věk druhého souboru probandů vyšší šedesáti let, protože po dosažení šesté dekády věku dochází k postupné ztrátě citlivosti jednotlivých systémů.

Téma využití akustických a vizuálních podnětů k ovlivnění míry stability stoje se zdá být velmi zajímavé, ale ne dostatečně probádané. Frekvence, využívané k ovlivnění rovnovážného ústrojí, se mezi autory liší a z výsledků neplynou jednotné závěry. Stejně tak při vizuální stimulaci volí autoři různé podněty a podmínky a nedochází ke stejným výsledkům. Poznatky zpracované touto prací a výsledky získané stimulací zrakového a vestibulárního systému by mohly být použity v rehabilitaci poruch stability stoje. Je ale potřeba pečlivě prozkoumat jednotlivé parametry charakterizující použité stimuly a zaměřit se na jejich efektivitu v tréninku posturální stability.

## Referenční seznam

ABRAHAMOVÁ, D. a F. HLAVAČKA. Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. *Physiological research* [online]. 2008, **57**(6), 957-964 [cit. 2020-02-04]. Dostupné z: [http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/57/57\\_957.pdf](http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/57/57_957.pdf)

ALBALWI, A. *Effects of Head Motion on Postural Stability in Participants with Chronic Motion Sensitivity* [online]. Loma Linda, 2017 [cit. 2020-07-03]. Dostupné z: <https://scholarsrepository.llu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1353&context=etd>. Disertační práce. Loma Linda University.

ALBALWI, A., E. JOHNSON, A. ALHARBI, N. DAHER, T. CORDETT, O. AMBODE a F. ALSHEHRI. Effects of Head Motion on Postural Stability in Healthy Young Adults with Chronic Motion Sensitivity. *Archives of Physiotherapy* [online]. 2020, **10**(1), 1-7 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.1186/s40945-020-00077-9. ISSN 2057-0082. Dostupné z: <https://archivesphysiotherapy.biomedcentral.com/articles/10.1186/s40945-020-00077-9>

ALESSANDRINI, M., R. LANCIANI, E. BRUNO, B. NAPOLITANO a S. GIROLAMO. Posturography Frequency Analysis of Sound-Evoked Body Sway in Normal Subjects. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* [online]. 2006, **263**(3), 248-252 [cit. 2020-03-01]. DOI: 10.1007/s00405-005-0965-7. ISSN 0937-4477. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00405-005-0965-7>

ANAND, V., J. BUCKLEY, A. SCALLY a D. ELLIOTT. Postural Stability in the Elderly during Sensory Perturbations and Dual Tasking: The Influence of Refractive Blur. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* [online]. 2003, **7**(44), 2889-2891 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.1167/iovs.02-1031. Dostupné z: <https://iovs.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2181807>

ANGELAKI, D. a DICKMAN, J., 2020. *The Vestibular System*. In R. Biswas-Diener & E. Diener (Eds), *Noba textbook series: Psychology*. Champaign, IL: DEF publishers. Retrieved from <http://noba.to/ey5sb6fg>

BARATTO, L., P. MORASSO, C. RE a G. SPADA. A New Look at Posturographic Analysis in the Clinical Context: Sway-Density versus Other Parameterization Techniques. *Motor Control* [online]. 2002, **6**(3), 246-270 [cit. 2020-03-13]. DOI: 10.1123/mcj.6.3.246. ISSN 1087-1640. Dostupné z: <http://www.neurolab.laboratorium.dist.unige.it/Neurolab/Papers/MotorControl2002.PDF>

BARBERINI, C. a J. MACPHERSON. Effect of Head Position on Postural Orientation and Equilibrium. *Experimental Brain Research* [online]. 1998, **122**(2), 175-184 [cit. 2020-02-12]. DOI: 10.1007/s002210050505. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s002210050505>

BIZOVSKÁ, L., M. JANURA, M. MÍKOVÁ a Z. SVOBODA. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení* [online]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2017 [cit. 2019-02-22]. ISBN 978-80-244-5259-3.

BLANKS, R., C. FOWLER, C. ZIZZ a K. WILLIAMS. Postural Adjustments Produced by Moving Visual (Horizontal Optokinetic) Patterns. *Journal of the American Academy of Audiology* [online]. 1996, (7), 39-48 [cit. 2020-06-30]. Dostupné z: [https://www.audiology.org/sites/default/files/journal/JAAA\\_07\\_01\\_08.pdf](https://www.audiology.org/sites/default/files/journal/JAAA_07_01_08.pdf)

CARRICK, F., E. OGGERO a G. PAGNACCO. Posturographic Changes Associated with Music Listening. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine* [online]. 2007, **13**(5), 519-526 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1089/acm.2007.7020. ISSN 1075-5535. Dostupné z: <http://www.liebertpub.com/doi/10.1089/acm.2007.7020>

CLARK, S. a P. ILTIS. Effects of Dynamic Head Tilts on Sensory Organization Test Performance: A Comparison Between College-Age Athletes and Nonathletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2008, **38**(5), 262-268 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.2519/jospt.2008.2406. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2008.2406>

DE ROOIJ, I., I. VAN DE PORT a J. MEIJER. Effect of Virtual Reality Training on Balance and Gait Ability in Patients With Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis. *Physical Therapy* [online]. 2016, **96**(12), 1905-1918 [cit. 2020-02-05]. DOI: 10.2522/ptj.20160054. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/96/12/1905/2866292>

DE SÁ FERREIRA, A. a P. JUNQUEIRA FERRAZ BARACAT. 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]. 2014, **47**(12), 2919-2924 [cit. 2020-07-20]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.07.010. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929014003911>

DEVITERNE, D., G. GAUCHARD, M. JAMET, G. VANÇON a P. PERRIN. Added Cognitive Load Through Rotary Auditory Stimulation Can Improve the Quality of Postural Control in the

Elderly. *Brain Research Bulletin* [online]. 2005, **64**(6), 487-492 [cit. 2020-07-22]. DOI: 10.1016/j.brainresbull.2004.10.007. ISSN 03619230. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0361923004002527>

DIETERICH, M. Dominance for Vestibular Cortical Function in the Non-dominant Hemisphere. *Cerebral Cortex* [online]. 2003, **13**(9), 994-1007 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1093/cercor/13.9.994. ISSN 1460-2199. Dostupné z: <https://academic.oup.com/cercor/article-lookup/doi/10.1093/cercor/13.9.994>

DOZZA, M., F. HORAK a L. CHIARI. Auditory Biofeedback Substitutes for Loss of Sensory Information in Maintaining Stance. *Experimental Brain Research* [online]. 2007, **178**(1), 37-48 [cit. 2020-02-29]. DOI: 10.1007/s00221-006-0709-y. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-006-0709-y>

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

EHRENFRIED, T., M. GUERRAZ, K. THILO, L. YARDLEY a M. GRETTY. Posture and Mental Task Performance when Viewing a Moving Visual Field. *Cognitive Brain Research* [online]. 2003, **17**(1), 140-153 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1016/S0926-6410(03)00088-0. ISSN 09266410. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0926641003000880>

ERA, P. Postural Balance in a Random Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. *Gerontology* [online]. 2006, **52**(4), 204-213 [cit. 2020-02-05]. Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/Abstract/93652>

FITZPATRICK, R. a D. MCCLOSKEY. Proprioceptive, Visual and Vestibular Thresholds for the Perception of Sway during Standing in Humans. *The Journal of Physiology* [online]. 1994, **478**(1), 173-186 [cit. 2020-07-05]. DOI: 10.1113/jphysiol.1994.sp020240. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.1994.sp020240>

FORTI, S., E. FILIPPONI, F. DI BERARDINO, S. BAROZZI a A. CESARANI. The Influence of Music on Static Posturography. *Journal of Vestibular Research* [online]. 2010, **20**(5), 351-356 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.3233/VES-2010-0361. ISSN 09574271. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/46181418\\_The\\_influence\\_of\\_music\\_on\\_static\\_posturography](https://www.researchgate.net/publication/46181418_The_influence_of_music_on_static_posturography)

FUJIMOTO, K. a H. ASHIDA. Larger Head Displacement to Optic Flow Presented in the Lower Visual Field. *I-Perception* [online]. 2019, **10**(6), 1-17 [cit. 2020-07-22]. DOI:

10.1177/2041669519886903. ISSN 2041-6695. Dostupné z:  
<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/2041669519886903>

GOLZ, A., S. WESTERMAN, L. WESTERMAN, D. GOLDENBERG, A. NETZER, T. WIEDMYER, M. FRADIS a H. JOACHIMS. The Effects of Noise on the Vestibular System. *American Journal of Otolaryngology* [online]. 2001, **22**(3), 190-196 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1053/ajot.2001.23428. ISSN 01960709. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0196070901562572>

GREFFOU, S., A. BERTONE, J. HANSSENS a J. FAUBERT. Development of Visually Driven Postural Reactivity: A Fully Immersive Virtual Reality Study. *Journal of Vision* [online]. 2008, **8**(11), 15-15 [cit. 2020-02-04]. DOI: 10.1167/8.11.15. ISSN 1534-7362. Dostupné z: <http://jov.arvojournals.org/Article.aspx?doi=10.1167/8.11.15>

HABEL, J. Základy světelné techniky: Zrak a vidění. *Světlo* [online]. 2008, (6), 52-55 [cit. 2020-03-09]. Dostupné z: <http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/38297.pdf>

HANSSON, E., A. BECKMAN a A. HÅKANSSON. Effect of Vision, Proprioception, and the Position of the Vestibular Organ on Postural Sway. *Acta Oto-Laryngologica* [online]. 2010, **130**(12), 1358-1363 [cit. 2020-07-20]. DOI: 10.3109/00016489.2010.498024. ISSN 0001-6489. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/00016489.2010.498024>

HAWORTH, J., S. VALLABHAJOSULA a N. STERGIOU. Gaze and Posture Coordinate Differently with the Complexity of Visual Stimulus Motion. *Experimental Brain Research* [online]. University of Nebraska at Omaha, 2014, **232**(9), 2797-2806 [cit. 2020-07-06]. DOI: 10.1007/s00221-014-3962-5. ISSN 0014-4819. Dostupné z:  
<http://link.springer.com/10.1007/s00221-014-3962-5>

HIRABAYASHI, S. a Y. IWASAKI. Developmental Perspective of Sensory Organization on Postural Control. *Brain and Development* [online]. 1995, **17**(2), 111-113 [cit. 2020-02-04]. DOI: 10.1016/0387-7604(95)00009-Z. ISSN 03877604. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/038776049500009Z>

HORAK, F. Clinical Measurement of Postural Control in Adults. *Physical therapy* [online]. 1987, (12), 1881-1885 [cit. 2019-02-25]. Dostupné z:  
[https://www.researchgate.net/publication/19477052\\_Clinical\\_Measurement\\_of\\_Postural\\_Control\\_in\\_Adults](https://www.researchgate.net/publication/19477052_Clinical_Measurement_of_Postural_Control_in_Adults)

HORAK, B. Postural Orientation and Equilibrium: What Do We Need to Know about Neural Control of Balance to Prevent Falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, **35**(suppl\_2), ii7-ii11 [cit. 2020-03-07]. DOI: 10.1093/ageing/afl077. ISSN 1468-2834. Dostupné z: [http://academic.oup.com/ageing/article/35/suppl\\_2/ii7/15654/Postural-orientation-and-equilibrium-what-do-we](http://academic.oup.com/ageing/article/35/suppl_2/ii7/15654/Postural-orientation-and-equilibrium-what-do-we)

HWANG, S., P. AGADA, T. KIEMEL, J. JEKA a M. CHACRON. Dynamic Reweighting of Three Modalities for Sensor Fusion. *PLoS ONE* [online]. 2014, **9**(1), 1-8 [cit. 2020-07-05]. DOI: 10.1371/journal.pone.0088132. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0088132>

CHIAROVANO, E., C. DE WAELE, H. MACDOUGALL, S. ROGERS, A. BURGESS a I. CURTHOYS. Maintaining Balance when Looking at a Virtual Reality Three-Dimensional Display of a Field of Moving Dots or at a Virtual Reality Scene. *Frontiers in Neurology* [online]. 2015, **6** [cit. 2020-02-05]. DOI: 10.3389/fneur.2015.00164. ISSN 1664-2295. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fneur.2015.00164/abstract>

CHOI, W., C. HAN a S. LEE. The Effects of Head Rotation Exercise on Postural Balance, Muscle Strength, and Gait in Older Women. *Women & Health* [online]. 2020, **60**(4), 426-439 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.1080/03630242.2019.1662870. ISSN 0363-0242. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/03630242.2019.1662870>

INUKAI, K., I. KOIZUKA, Y. KATO a S. TAKAHASHI. Comparison between Stabilometry with and without Head Tilts in a Roll Plane. *Auris Nasus Larynx* [online]. 2006, **33**(3), 271-275 [cit. 2019-02-26]. DOI: 10.1016/j.anl.2006.01.003. ISSN 03858146. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0385814606000058>

INUKAI, K., I. KOIZUKA a S. TAKAHASHI. Head-Tilting Stabilometry in Patients with Benign Paroxysmal Positional Vertigo. *Auris Nasus Larynx* [online]. 2008, **35**(1), 31-35 [cit. 2019-02-26]. DOI: 10.1016/j.anl.2007.06.007. ISSN 03858146. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0385814607001149>

ISHIDA, H., S. WATANABE, A. EGUCHI a K. KOBARA. Influences of the Position of the Head on Posture while Lifting. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, **48**(3-4), 163-168 [cit. 2020-02-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18551836>



IVANENKO, Y. a V. GURFINKEL. Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 2018, **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>

JAIN, D. Effects of Forward Head Posture on Postural Balance in Young Adults. *International Journal of Advanced Research* [online]. 2019, **7(6)**, 136-146 [cit. 2020-07-03]. DOI: 10.21474/IJAR01/9204. ISSN 23205407. Dostupné z: <http://www.journalijar.com/article/28390/effects-of-forward-head-posture-on-postural-balance-in-young-adults/>

JOHNSON, M. a R. VAN EMMERIK. Effect of Head Orientation on Postural Control during Upright Stance and Forward Lean. *Motor Control* [online]. 2012, **16(1)**, 81-93 [cit. 2020-06-02]. DOI: 10.1123/mcj.16.1.81. ISSN 1087-1640. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/9cd0/5b0a53b80b6e26abf2584748c0a58407a567.pdf>

JONES, G., V. LUKASHKINA, I. RUSSELL a A. LUKASHKIN. The Vestibular System Mediates Sensation of Low-Frequency Sounds in Mice. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology* [online]. 2010, **11(4)**, 725-732 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1007/s10162-010-0230-7. ISSN 1525-3961. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10162-010-0230-7>

JUNTUNEN, J., J. YLIKOSKI, M. OJALA, E. MATIKAINEN, M. YLIKOSKI a E. VAHERI. Postural Body Sway and Exposure to High-Energy Impulse Noise. *The Lancet* [online]. 1987, **330(8553)**, 261-264 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1016/S0140-6736(87)90840-3. ISSN 01406736. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673687908403>

KANG, J., R. PARK, S. LEE, J. KIM, S. YOON a K. JUNG. The Effect of the Forward Head Posture on Postural Balance in Long Time Computer Based Worker. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 2012, **36(1)**, 98-104 [cit. 2020-06-01]. DOI: 10.5535/arm.2012.36.1.98. ISSN 2234-0645. Dostupné z: <http://e-arm.org/journal/view.php?doi=10.5535/arm.2012.36.1.98>

KAPOULA, Z., Q. YANG, T. LÊ, M. VERNET, N. BERBEY, C. ORSSAUD, A. LONDERO a P. BONFILS. Medio-Lateral Postural Instability in Subjects with Tinnitus. *Frontiers in Neurology* [online]. 2011, **2**, 1-8 [cit. 2020-07-04]. DOI: 10.3389/fneur.2011.00035. ISSN 1664-2295. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2011.00035/abstract>

KESHNER, F. a B. PETERSON. Mechanisms Controlling Human Head Stabilization. I. Head-Neck Dynamics during Random Rotations in the Horizontal Plane. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1995, **73**(6), 2293-2301 [cit. 2020-06-05]. DOI: 10.1152/jn.1995.73.6.2293. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.1995.73.6.2293>

KIM, S. a J. KIM. Effects of Head Position on Perception of Gravity in Vestibular Neuritis and Lateral Medullary Infarction. *Frontiers in Neurology* [online]. 2018, **9**, 1-8 [cit. 2020-03-12]. DOI: 10.3389/fneur.2018.00060. ISSN 1664-2295. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2018.00060/full>

KIM, S. a D. PARK. The Influence of Peripheral Vision Induced by Moving People on Postural Control in Healthy Adults. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. 2016, **12**(5), 413-416 [cit. 2020-07-22]. DOI: 10.12965/jer.1632718.359. ISSN 2288-176X. Dostupné z: <http://e-jer.org/journal/view.php?number=2013600311>

KINGMA, H. *Posture, Balance and Movement: Role of the Vestibular System in Balance Control during Stance and Movements* [online]., 1 [cit. 2020-07-31]. DOI: 10.1016/j.neucli.2016.09.005. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705316302155>

KOCUR, P., M. WILSKI, M. GOLIWAŚ, J. LEWANDOWSKI a D. ŁOCHYŃSKI. Influence of Forward Head Posture on Myotometric Measurements of Superficial Neck Muscle Tone, Elasticity, and Stiffness in Asymptomatic Individuals with Sedentary Jobs. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2019, **42**(3), 195-202 [cit. 2020-02-13]. DOI: 10.1016/j.jmpt.2019.02.005. ISSN 01614754. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0161475418300940>

KOIDE, Y., Y. UEKI, Y. ASAI, et al. Differences in Postural Stability and Dynamic Visual Acuity Among Healthy Young Adults in Relation to Sports Activity: A Cross Sectional Study. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2019, **31**(1), 53-56 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.1589/jpts.31.53. ISSN 0915-5287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/31/1/31\\_jpts-2018-318/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/31/1/31_jpts-2018-318/_article)

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

KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-807-2626-571.

KOLÁŘ, P. a K. LEWIT. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci verterbrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, **6**(5), 270-275 [cit. 2020-05-28]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>

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

KUO, A. An Optimal State Estimation Model of Sensory Integration in Human Postural Balance. *Journal of Neural Engineering* [online]. 2005, **2**(3), 235-249 [cit. 2020-02-01]. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1741-2560/2/3/S07>

LAURENS, J., L. AWAI, C. BOCKISCH, S. HEGEMANN, H. VAN HEDEL, V. DIETZ a D. STRAUMANN. Visual Contribution to Postural Stability: Interaction between Target Fixation or Tracking and Static or Dynamic Large-Field Stimulus. *Gait & Posture* [online]. 2010, **31**(1), 37-41 [cit. 2020-07-22]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.241. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620900592X>

LEE, S., Y. LEE a Y. CHUNG. Effect of Changes in Head Postures during Use of Laptops on Muscle Activity of the Neck and Trunk. In: *Physical Therapy Rehabilitation Science* [online]. 2017, s. 33-38 [cit. 2020-02-13]. DOI: 10.14474/ptrs.2017.6.1.33. ISSN 2287-7576. Dostupné z: <http://www.jptrs.org/journal/view.html?doi=10.14474/ptrs.2017.6.1.33>

LEÓN MOLINA, P., P. PINCHEIRA-BARBÉ, A. GRAY-BUFADEL, E. CONTRERAS-ACEVEDO a R. FRUGONE-ZAMBRA. Centro de presión plantar y balance postural en función de la anteposición de cráneo. *Revista Facultad de Odontología* [online]. 2016, **28**(1), 112-122 [cit. 2020-07-03]. DOI: 10.17533/udea.rfo.v28n1a6. ISSN 0121246X. Dostupné z: <https://revistas.udea.edu.co/index.php/odont/article/view/22418>

LIN, D., H. SEOL, M. NUSSBAUM a M. MADIGAN. Reliability of COP-Based Postural Sway Measures and Age-Related Differences. *Gait & Posture* [online]. 2008, **28**(2), 337-342 [cit. 2020-07-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.01.005. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636208000301>

LI, Z., Y. LIANG, L. WANG, J. SHENG a S. MA. Reliability and Validity of Center of Pressure Measures for Balance Assessment in Older Adults. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2016, **28**(4), 1364-1367 [cit. 2020-07-20]. DOI: 10.1589/jpts.28.1364. ISSN 0915-5287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/4/28\\_jpts-2015-1119/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/4/28_jpts-2015-1119/_article)

LUO, H., X. WANG, M. FAN, L. DENG, C. JIAN, M. WEI a J. LUO. The Effect of Visual Stimuli on Stability and Complexity of Postural Control. *Frontiers in Neurology* [online]. 2018, **9** [cit. 2020-02-05]. DOI: 10.3389/fneur.2018.00048. ISSN 1664-2295. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2018.00048/full>

MAINENTI, M., L. OLIVEIRA, M. LIMA a J. NADAL. Stabilometric Signal Analysis in Tests with Sound Stimuli. *Experimental Brain Research* [online]. 2007, **181**, 229-236 [cit. 2020-02-08]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-007-0921-4>

MAIRE, R., A. MALLINSON, H. CEYTE, et al. Discussion about Visual Dependence in Balance Control: European Society for Clinical Evaluation of Balance Disorders. *The Journal of International Advanced Otolology* [online]. 2017, **13**(3), 404-406 [cit. 2020-07-23]. DOI: 10.5152/iao.2017.4344. ISSN 13087649. Dostupné z: <https://advancedotology.org//en/discussion-about-visual-dependence-in-balance-control-european-society-for-clinical-evaluation-of-balance-disorders-131132>

MAITRE, J., T. PAILLARD a M. CHACRON. Postural Effects of Vestibular Manipulation Depend on the Physical Activity Status. *PLOS ONE* [online]. 2016, **11**(9), 1-13 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.1371/journal.pone.0162966. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0162966>

MAJEWSKA, A., W. KAWALKIEWICZ, D. HOJAN-JEZIERSKA, A. JEZIERSKA a L. KUBISZ. The Influence of the Acoustic Stimulus on Postural Stability. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* [online]. 2017, **19**(2), 113-119 [cit. 2020-07-20]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28869628/>

MATIJEVIĆ, V., A. SECIĆ, V. MASIĆ, M. SUNIĆ, Z. KOLAK a ZNIKA. Virtual Reality in Rehabilitation and Therapy. *Acta clinica Croatica* [online]. 2013, **52**(4), 453-457 [cit. 2020-03-11]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/261368673\\_Virtual\\_reality\\_in\\_rehabilitation\\_and\\_therapy](https://www.researchgate.net/publication/261368673_Virtual_reality_in_rehabilitation_and_therapy)

MENZIES, R., S. ROGERS, A. PHILLIPS, E. CHIAROVANO, C. DE WAELE, F. VERSTRATEN a H. MACDOUGALL. An Objective Measure for the Visual Fidelity of Virtual Reality and the Risks of Falls in a Virtual Environment. *Virtual Reality* [online]. 2016, **20**(3), 173-181 [cit. 2020-06-30]. DOI: 10.1007/s10055-016-0288-6. ISSN 1359-4338. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10055-016-0288-6>

MITSUTAKE, T., Y. CHUDA, S. OKA, H. HIRATA, T. MATSUO a E. HORIKAWA. The Control of Postural Stability during Standing is Decreased in Stroke Patients during Active Head Rotation. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, **26**(11), 1799-1801 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.1589/jpts.26.1799. ISSN 0915-5287. Dostupné z: [https://pdfs.semanticscholar.org/0a35/bf9b0f417a647dbb2bd006621677b91d00a0.pdf?\\_ga=2.15663550.962253412.1595249300-37454608.1593619425](https://pdfs.semanticscholar.org/0a35/bf9b0f417a647dbb2bd006621677b91d00a0.pdf?_ga=2.15663550.962253412.1595249300-37454608.1593619425)

NORRÉ, M. *Head Extension Effect in Static Posturography* [online]. 2016, **104**(7), 570-573 [cit. 2019-02-27]. DOI: 10.1177/000348949510400712. ISSN 0003-4894. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/000348949510400712>

NOUGIER, V. a C. BARD. Contribution of Central and Peripheral Vision to the Regulation of Stance: Developmental Aspects. *Journal of Experimental Child Psychology* [online]. 1998, **68**(3), 202-215 [cit. 2020-02-01]. Dostupné z: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0022096597924279?token=81E678D096B729EE90CFEE0BB9E6737B575C4475D542474856FDB7A10403B855C6D37A6248BBFB50BA5AD72C60C1D0D8>

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

OSOBA, M., A. RAO, S. AGRAWAL a A. LALWANI. Balance and Gait in the Elderly: A Contemporary Review. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology* [online]. 2019, **4**(1), 143-153 [cit. 2020-07-22]. DOI: 10.1002/lio2.252. ISSN 23788038. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/lio2.252>

PALM, H., J. STROBEL, G. ACHATZ, F. VON LUEBKEN a B. FRIEMERT. The Role and Interaction of Visual and Auditory Afferents in Postural Stability. *Gait Posture* [online]. 2009, **30**(3), 328-333 [cit. 2020-02-08]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.023. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620900160X>

PALOSKI, W., S. WOOD, A. FEIVESON, F. BLACK, E. HWANG a M. RESCHKE. Destabilization of Human Balance Control by Static and Dynamic Head Tilts. *Gait & Posture* [online]. 2006, **23**(3), 315-323 [cit. 2020-07-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.04.009. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620500038X>

PARK, D. a G. LEE. Validity and Reliability of Balance Assessment Software Using the Nintendo Wii Balance Board: Usability and Validation. *Journal of NeuroEngineering and*

*Rehabilitation* [online]. 2014, **11**(1), 1-8 [cit. 2020-07-20]. DOI: 10.1186/1743-0003-11-99. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-11-99>

PARK, S., K. LEE, T. LOCKHART a S. KIM. Effects of Sound on Postural Stability during Quiet Standing. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2011, **8**(1), 1-5 [cit. 2020-03-01]. DOI: 10.1186/1743-0003-8-67. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-67>

PERSIANI, M. *Influence of Optic Flow on Postural Control* [online]. Bologna, 2015 [cit. 2020-07-16]. Dostupné z: [http://amsdottorato.unibo.it/7009/1/Persiani\\_Michela\\_tesi.pdf](http://amsdottorato.unibo.it/7009/1/Persiani_Michela_tesi.pdf). Disertační práce. Università di Bologna.

PINSAULT, N., A. FLEURY, G. VIRONE, B. BOUVIER, J. VAILLANT a N. VUILLERME. Test-Retest Reliability of Cervicocephalic Relocation Test to Neutral Head Position. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2009, **24**(5), 380-391 [cit. 2020-06-03]. DOI: 10.1080/09593980701884824. ISSN 0959-3985. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09593980701884824>

POCIASK, F., R. DIZAZZO-MILLER, A. GOLDBERG a D. ADAMO. Contribution of Head Position, Standing Surface, and Vision to Postural Control in Community-Dwelling Older Adults. *American Journal of Occupational Therapy* [online]. 2016, **70**(1), 1-8 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.5014/ajot.2016.015727. ISSN 0272-9490. Dostupné z: <http://ajot.aota.org/article.aspx?doi=10.5014/ajot.2016.015727>

PUNCH, J., J. ELFENBEIN a R. JAMES. Targeting Hearing Health Messages for Users of Personal Listening Devices. *American Journal of Audiology* [online]. 2011, **20**(1), 69-82 [cit. 2020-07-20]. DOI: 10.1044/1059-0889(2011/10-0039). ISSN 1059-0889. Dostupné z: [http://pubs.asha.org/doi/10.1044/1059-0889\(2011/10-0039\)](http://pubs.asha.org/doi/10.1044/1059-0889(2011/10-0039))

RAPER, S. a R. SOAMES. The Influence of Stationary Auditory Fields on Postural Sway Behaviour in Man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* [online]. 1991, **63**(5), 363-367 [cit. 2020-02-08]. DOI: 10.1007/BF00364463. ISSN 0301-5548. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00364463>

REDFERN, M., L. YARDLEY a A. BRONSTEIN. Visual Influences on Balance. *Journal of Anxiety Disorders* [online]. 2001, **15**(1-2), 81-94 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1016/S0887-

6185(00)00043-8. ISSN 08876185. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0887618500000438>

RIACH, C. a K. HAYES. Maturation of Postural Sway in Young Children. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 1987, **29**(5), 650-658 [cit. 2020-02-03]. Dostupné z:  
<https://psycnet.apa.org/record/1988-32318-001>

RIVA, G. Virtual Reality. *Wiley Encyclopedia of biomedical engineering* [online]. Grad: Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2006, s. 1-17 [cit. 2020-03-11]. Dostupné z:  
<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.107.9547&rep=rep1&type=pdf>

ROBERT, M., L. BALLAZ a M. LEMAY. *The Effect of Viewing a Virtual Environment Through a Head-Mounted Display on Balance* [online]. 2016, **48**, 261-266 [cit. 2020-02-06]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.06.010. ISSN 09666362. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636216300893>

ROKYTA, R. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi* [online]. Praha: Grada Publishing, 2015 [cit. 2020-07-03]. ISBN 978-80-247-4867-2. Dostupné z:  
<https://books.google.cz/books?id=n-5nCwAAQBAJ&pg=PA588&lpg=PA588&dq=pr%C3%A1h+hlasitosti+pro+r%C5%AFzn%C3%A9+frekvence&source=bl&ots=oVLzhe2dK0&sig=ACfU3U1zkMnvQHaYOEIaFtItDz-yLLAXUw&hl=cs&sa=X&ved=2ahUKEwjEn4fKpbHqAhWL66QKHTDLAJ8Q6AEwBXoECAoQAQ#v=onepage&q=pr%C3%A1h%20hlasitosti%20pro%20r%C5%AFzn%C3%A9%20frekvence&f=false>

ROMAN-LIU, D. Age-Related Changes in the Range and Velocity of Postural Sway. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. 2018, **77**, 68-80 [cit. 2020-07-22]. DOI: 10.1016/j.archger.2018.04.007. ISSN 01674943. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167494318300682>

RUSSOLO, M. Sound-Evoked Postural Responses in Normal Subjects. *Acta Otolaryngologica* [online]. 2009, **122**(1), 21-27 [cit. 2020-03-07]. DOI: 10.1080/00016480252775689. ISSN 0001-6489. Dostupné z:  
<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00016480252775689>

SAKELLARI, V. a R. SOAMES. Auditory and Visual Interactions in Postural Stabilization. *Ergonomics* [online]. 1996, **39**(4), 634-648 [cit. 2020-02-08]. DOI:

10.1080/00140139608964486. ISSN 0014-0139. Dostępne z:  
<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140139608964486>

SHIMOJO, S. Sensory Modalities Are Not Separate Modalities: Plasticity and Interactions. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2001, **11**(4), 505-509 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1016/S0959-4388(00)00241-5. ISSN 09594388. Dostępne z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0959438800002415>

SIEDLECKA, B., M. SOBERA, I. SIKORA a I. DRZEWOWSKA. The Influence of Sounds on Posture Control. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* [online]. 2015, **17**(3), 95-102 [cit. 2020-02-08]. DOI: 10.5277/ABB-00150-2014-03. Dostępne z:  
[https://pdfs.semanticscholar.org/faa3/1c8713496021bcf81b0a18c599d576eaf9ff.pdf?\\_ga=2.244090950.2106358695.1581104944-2055195777.1580846413](https://pdfs.semanticscholar.org/faa3/1c8713496021bcf81b0a18c599d576eaf9ff.pdf?_ga=2.244090950.2106358695.1581104944-2055195777.1580846413)

SLATER, M. Place Illusion and Plausibility Can Lead to Realistic Behaviour in Immersive Virtual Environments. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences* [online]. 2009, **364**(1535), 3549-3557 [cit. 2020-02-05]. DOI: 10.1098/rstb.2009.0138. ISSN 0962-8436. Dostępne z: <https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rstb.2009.0138>

SZCZYGIEŁ, E., K. PIOTROWSKI, J. GOLEC, D. CZECHOWSKA, A. MASŁOŃ, A. BAC a E. GOLEC. Head Position Influence on Stabilographic Variables. *Acta Bioeng Biomech* [online]. 2016, **18**(4), 49-54 [cit. 2019-02-26]. Dostępne z:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28133378?fbclid=IwAR2l2Jaxs9LMGvoutQoVd0-6zyMnB9eKawLaHuPjx2T0tS9oSnsV9uohSKA>

TANAKA, T., S. KOJIMA, H. TAKEDA, S. INO a T. IFUKUBE. The Influence of Moving Auditory Stimuli on Standing Balance in Healthy Young Adults and the Elderly. *Ergonomics* [online]. 2010, **44**(15), 1403-1412 [cit. 2020-02-08]. DOI: 10.1080/00140130110110601. ISSN 0014-0139. Dostępne z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00140130110110601>

TOMOMITSU, M., A. ALONSO, E. MORIMOTO, T. BOBBIO a J. GREVE. Static and Dynamic Postural Control in Low-Vision and Normal-Vision Adults. *Clinics* [online]. 2013, **68**(4), 517-521 [cit. 2020-07-23]. DOI: 10.6061/clinics/2013(04)13. ISSN 18075932. Dostępne z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3634964/?report=classic>

TOSSAVAINEN, T. Towards Virtual Reality Stimulation in Force Platform Posturography. *Studies in Health Technology and Informatics* [online]. 84. MEDIINFO, 2001, 854 - 857 [cit.



2020-02-05]. ISBN 978-1-60750-928-8. Dostupné z:  
<http://ebooks.iospress.nl/volume/medinfo-2001>

TOSSAVAINEN, T., M. JUHOLA, I. PYYKKÖ, H. AALTO a E. TOPPILA. Development of Virtual Reality Stimuli for Force Platform Posturography. *International Journal of Medical Informatics* [online]. 2003, **70**(2-3), 277-283 [cit. 2020-02-05]. DOI: 10.1016/S1386-5056(03)00034-0. ISSN 13865056. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1386505603000340>

TROMBETTA, M., P. BAZZANELLO HENRIQUE, M. BRUM, E. COLUSSI, A. DE MARCHI a R. RIEDER. Motion Rehab AVE 3D: A VR-Based Exergame for Post-Stroke Rehabilitation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2017, **151**, 15-20 [cit. 2020-02-06]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2017.08.008. ISSN 01692607. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016926071730113X>

VAGAJA, M. a L. BIZOVSKA. The Influence of Saccadic Eye Movements on Postural Stability During Standing on an Unstable Platform. *Acta Gymnica* [online]. 2019, **49**(3), 138-143 [cit. 2020-07-13]. DOI: 10.5507/ag.2019.014. ISSN 23364912. Dostupné z:  
<http://gymnica.upol.cz/doi/10.5507/ag.2019.014.html>

VAŘEKA, I. Posturální stabilita: Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, **9**(4), 115-121.

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

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (Triton 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.

VICTORIO, L. a D. FUJISAWA. Influence of Age, Sex, and Visual Information on Postural Control in Children. *Motriz: rev. educ. fis.* [online]. 2019, **25**(1) [cit. 2019-11-03]. Dostupné z:  
<http://dx.doi.org/10.1590/s1980-6574201900010017>

VISSER, J., M. CARPENTER, H. VAN DER KOOIJ a B. BLOEM. The Clinical Utility of Posturography. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, **119**(11), 2424-2436 [cit. 2020-03-13]. DOI: 10.1016/j.clinph.2008.07.220. ISSN 13882457. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245708008547>

WINTER, D., A. PATLA a J. FRANK. Assessment of Balance Control in Humans. *Medical Progress Through Technology* [online]. 1990, **16**(1-2), 31-51 [cit. 2020-02-06]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/21016730\\_Assessment\\_of\\_balance\\_control\\_in\\_humans](https://www.researchgate.net/publication/21016730_Assessment_of_balance_control_in_humans)

WINTER, D., A. PATLA, F. PRINCE, M. ISHAC a K. GIELO-PERCZAK. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1998, **80**(3), 1211-1221 [cit. 2020-03-11]. DOI: 10.1152/jn.1998.80.3.1211. ISSN 0022-3077. Dostupné z: [https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.1998.80.3.1211?url\\_ver=Z39.88-2003&rfr\\_id=ori%3Arid%3Acrossref.org&rfr\\_dat=cr\\_pub%3Dpubmed&](https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.1998.80.3.1211?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org&rfr_dat=cr_pub%3Dpubmed&)

WOLSLEY, C., D. BUCKWELL, V. SAKELLARI a A. BRONSTEIN. The effect of eye/head deviation and visual conflict on visually evoked postural responses. *Brain Research Bulletin* [online]. 1996, **40**(5-6), 437-441 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1016/0361-9230(96)00139-6. ISSN 03619230. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0361923096001396>

WOOLLACOTT, M. Age-Related Changes in Posture and Movement. *Journal of Gerontology* [online]. 1993, **48**, 56-60 [cit. 2020-02-05]. Dostupné z: [https://academic.oup.com/geronj/article-abstract/48/Special\\_Issue/56/562384?redirectedFrom=fulltext](https://academic.oup.com/geronj/article-abstract/48/Special_Issue/56/562384?redirectedFrom=fulltext)

WU, G., L. HAUGH, M. SARNOW a J. HITT. A Neural Network Approach to Motor-Sensory Relations during Postural Disturbance. *Brain Research Bulletin* [online]. 2006, **69**(4), 365-374 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.1016/j.brainresbull.2006.01.012. ISSN 03619230. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0361923006000438>

XU, H., N. OHGAMI, T. HE, K. HASHIMOTO, A. TAZAKI, K. OHGAMI, K. TAKEDA a M. KATO. Improvement of Balance in Young Adults by a Sound Component at 100 Hz in Music. *Scientific Reports* [online]. 2018, **8**(1), 1-8 [cit. 2020-07-01]. DOI: 10.1038/s41598-018-35244-3. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/s41598-018-35244-3>

ZHONG, X. a W. YOST. Relationship between Postural Stability and Spatial Hearing. *Journal of the American Academy of Audiology* [online]. 2013, **24**(9), 782-788 [cit. 2020-07-21]. DOI: 10.3766/jaaa.24.9.3. ISSN 10500545. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Xuan\\_Zhong/publication/258512464\\_Relationship\\_betw](https://www.researchgate.net/profile/Xuan_Zhong/publication/258512464_Relationship_betw)

een\_Postural\_Stability\_and\_Spatial\_Hearing/links/0deec530bf2ff4b5ed000000/Relationship-between-Postural-Stability-and-Spatial-Hearing.pdf

The Zebris FDM System – Gait and Roll-Off Analysis in Practice. In: *Zebris* [online]. Isny im Allgäu, 2016 [cit. 2020-02-22]. 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)

## **Seznam zkratek**

COG – Centre of Gravity

COM – Centre of Mass

COP – Centre of Pressure

GRF – Ground Reaction Force

HMD – Head Mounted Device

HSS – hluboký stabilizační systém

OB – opěrná báze

VR – virtuální realita

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze.....	11
<b>Obrázek 2</b> Rozdíl mezi COG a COP ve vzpřímeném stoji .....	12
<b>Obrázek 3</b> Ukázka využití HMD zdroje.....	25
<b>Obrázek 4</b> Ukázka CAVE pro projekci virtuální reality .....	25
<b>Obrázek 5</b> Tlaková plošina Zebris FDM-S .....	33
<b>Obrázek 6</b> Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area .....	38
<b>Obrázek 7</b> Krabicový graf parametru COP Path Length.....	40
<b>Obrázek 8</b> Krabicový graf parametru COP Average Velocity.....	42

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Popisná statistika pro parametr 95% Confidence Ellipse Area.....	37
<b>Tabulka 2</b> Wilcoxonův párový test pro parametr 95% Confidence Ellipse Area .....	37
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika pro parametr COP Path Length .....	39
<b>Tabulka 4</b> Wilcoxonův párový test pro parametr COP Path Length .....	39
<b>Tabulka 5</b> Popisná statistika pro parametr COP Average Velocity .....	41
<b>Tabulka 6</b> Wilcoxonův párový test pro parametr COP Average Velocity.....	41
<b>Tabulka 7</b> Popisná statistika parametru 95% Confidence Ellipse Area u skupiny A .....	43
<b>Tabulka 8</b> Popisná statistika parametru 95% Confidence Ellipse Area u skupiny B.....	43
<b>Tabulka 9</b> Mann-Whitney test pro parametr 95% Confidence Ellipse Area.....	44
<b>Tabulka 10</b> Popisná statistika parametru COP Path Length u skupiny A.....	45
<b>Tabulka 11</b> Popisná statistika parametru COP Path Length u skupiny B .....	45
<b>Tabulka 12</b> Mann-Whitney test pro parametr COP Path Length.....	46
<b>Tabulka 13</b> Popisná statistika parametru COP Average Velocity u skupiny A.....	47
<b>Tabulka 14</b> Popisná statistika parametru COP Average Velocity u skupiny B .....	47
<b>Tabulka 15</b> Mann-Whitney test pro parametr COP Average Velocity .....	48