

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Michaela Prouzová

**Význam trvalé ztráty zrakové informace v posturální stabilitě -
posturografická analýza**

Diplomová práce

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

Olomouc 2019

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Význam trvalé ztráty zrakové informace v posturální stabilitě - posturografická analýza

Název práce v AJ: Significance of Permanent Loss of Vision in Postural Stability - Posturographic Analysis

Datum zadání: 2018-01-31

Datum odevzdání: 2019-05-13

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Michaela Prouzová

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

Oponent práce: Mgr. Gaul Aláčová Petra, Ph.D.

Abstrakt v ČJ

Úvod: Zrak je jedním z pěti základních lidských smyslů. Při jeho trvalé ztrátě nemohou lidé získávat vizuální cestou potřebné informace o svém okolí, což se projevuje například ve snížené orientaci v prostoru nebo jako zhoršení rovnováhy a zvýšená nejistota nejen během pohybu.

Cíl: Zjistit, jaký vliv na stabilitu jedince má trvalá ztráta zrakové komunikace, zda se od sebe významně liší schopnost udržení posturální stability vidících se zakrytými očima a nevidomých jedinců.

Metodika: Studie se zúčastnilo celkem 23 probandů, kteří byli rozděleni do dvou skupin na vidící (11 jedinců) a nevidomé (12 jedinců). Posturální stabilita jednotlivců byla měřena pomocí tři rozdílných testů: bipedální stoj, bipedální stoj s početním úkolem (dual-task) a bipedální stoj na měkké podložce a byly sledovány tři parametry: 95% Confidence Ellipse Area, COP Path Length a COP Average Velocity. Všechny prováděné úkony proběhly s vyloučením vizuální kontroly. Testování se uskutečnilo pomocí tlakové plošiny Zebris FDM-S Multifunction Force Measuring Plate[®]. Hodnoty získané měřením byly následně zprůměrovány a statisticky ohodnoceny, k čemuž bylo využito Mann-Whitney U testu.

Výsledky: U zkoumaných skupin došlo ke statisticky významnému rozdílu v měřeném parametru 95% Confidence Ellipse Area při dual-task úkolu. U ostatních parametrů nebyly prokázány signifikantní rozdíly.

Závěr: Výsledky ukazují, že není významný rozdíl mezi nevidomými probandy a jedinci bez poruchy zraku, kterým jsou zakryty oči. Tyto výsledky mohou naznačovat neúplnou kompenzaci vizuální deprivace ostatními sensorickými systémy.

Abstrakt v AJ:

Introduction: Vision is one of the five basic human senses. With its permanent loss, people are not able to obtain visual information about their surroundings. This results for example in lower space orientation or degradation of balance control and higher uncertainty in movement.

Objective: Determine how the permanent loss of visual information affects stability of individuals and whether there is a significant difference in the ability of maintaining postural stability between blindfolded seeing individuals and the blind.

Methods: 23 subjects participated in the tests. They were divided into two groups – sighted (11 individuals) and blind (12 individuals). Postural stability was measured by three different tests: bipedal stance, bipedal stance combined with calculus task (dual-task) and bipedal stance on soft surface. Three parameters were observed: 95% Confidence Ellipse Area, COP Path Length and COP Average Velocity. All tasks were carried out with exclusion of visual control. Testing was realized using Zebris FDM-S Multifunction Force Measuring Plate[®]. All measured values were averaged and statistically evaluated using Mann-Whitney U test.

Results: Statistically significant difference between tested groups was found in dual-task test in 95% Confidence Ellipse Area parameter. Other parameters did not show significant differences.

Conclusion: The results are showing that there is no significant difference between blind and blindfolded seeing individuals. This suggests incomplete compensation of visual deprivation by other sensory systems.

Klíčová slova v ČJ: posturální stabilita, rovnováha, stoj, nevidomost, zrak

Klíčová slova v AJ: postural stability, balance, stance, blindness, vision

Rozsah: 76 stran / 6 příloh

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Radka Mlíky, Ph.D. a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci, dne 13. 5. 2019

podpis

Děkuji Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D. za odborné vedení, připomínky a cenné rady při tvorbě diplomové práce. Dále bych chtěla moc poděkovat Mgr. Dagmar Tečové za ochotnou pomoc se statistickým zpracováním dat. Také bych velmi ráda poděkovala své spolužačce Bc. Gabriele Harvišové za obětovanou pomoc při měření praktické části práce a všem probandům, kteří se na testování podíleli. V neposlední řadě patří velký dík mé rodině a příteli za vytvoření příjemného prostředí a psychickou podporu po celou dobu studia.

OBSAH

ÚVOD	8
1 PŘEHLED POZNATKŮ	9
1.1 Posturální stabilita	9
1.1.1 Základní pojmy z biomechaniky	9
1.1.2 Hodnocení posturální stability s využitím silové a tlakové plošiny	11
1.2 Posturální kontrola	11
1.2.1 Senzorická složka posturální kontroly	12
1.2.2 Posturální stabilita u zrakově postižených jedinců	14
1.3 Optomotorika	15
1.4 Psychomotorický vývoj dítěte – vývoj zraku	16
1.4.1 Psychomotorický vývoj u kongenitálně nevidomého dítěte	18
1.5 Neuroplasticita	19
1.5.1 Kortikální reorganizace	20
1.5.2 Neuroplasticita u zrakově postižených jedinců	20
1.6 Multisenzorická integrace	21
1.6.1 Multisenzorická integrace se zaměřením na zrak	22
1.7 Těžké zrakové postižení a slepota	23
2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY	25
2.1 Cíl diplomové práce	25
2.2 Výzkumné otázky a hypotézy	25
3 METODY VÝZKUMU	27
3.1 Charakteristika výzkumné skupiny nevidomých probandů (skupina A)	27
3.2 Charakteristika výzkumné skupiny vidících probandů (skupina B)	27
3.3 Postup měření	28
3.4 Statistické zpracování naměřených dat	29
4 VÝSLEDKY VÝZKUMU	30
4.1 Výsledky k hypotéze H_01	30
4.1.1 Bipedální stoj o přiměřené bázi	30
4.1.2 Dual-task úkol	31
4.1.3 Stoj na molitanové podložce	32
4.2 Výsledky k hypotéze H_02	33

4.2.1	Bipedální stoj o přiměřené bázi	34
4.2.2	Dual-task úkol	35
4.2.3	Stoj na molitanové podložce	35
4.3	Výsledky k hypotéze H ₀₃	36
4.3.1	Bipedální stoj o přiměřené bázi	37
4.3.2	Dual-task úkol	37
4.3.3	Stoj na molitanové podložce	38
5	DISKUSE	40
5.1	Diskuse k metodice práce.....	40
5.2	Bipedální stoj.....	41
5.3	Dual-task úkol	42
5.4	Stoj na molitanové podložce	44
5.5	Vliv ztráty zraku na posturální stabilitu	44
5.6	Možnost zlepšení posturální stability nevidomých.....	48
5.7	Limity studie.....	48
5.8	Východiska pro praxi.....	49
	ZÁVĚR	51
	REFERENČNÍ SEZNAM LITERATURY	52
	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	66
	SEZNAM OBRÁZKŮ	67
	SEZNAM TABULEK.....	67
	SEZNAM PŘÍLOH.....	68
	PŘÍLOHY.....	69

ÚVOD

Zrak je jedním z pěti základních lidských smyslů. Díky němu můžeme vnímat nejen světlo, ale také barvy, tvary, pohyb a orientovat se v okolním prostoru. Zásluhou informací, které získáváme oběma očima současně, můžeme vidět trojrozměrně. Udává se, že až 80 % všech vjemů se k nám dostává právě pomocí zraku, patří tedy k našim nejdůležitějším smyslům a významně se podílí na prostorové orientaci, držení těla a rovnováze člověka.

Při trvalé ztrátě zraku nemohou lidé získávat vizuální cestou potřebné informace, což se projevuje například sníženou orientací v prostoru nebo zhoršením rovnováhy a vyšší nejistotou během pohybu. Ačkoli je dnes možné využívat různé kompenzační pomůcky a přístup okolí k nevidomým lidem se oproti minulosti výrazně zlepšil, ztráta zraku stále negativně ovlivňuje každodenní aktivity nevidících lidí. Postižení zraku ztěžuje nejen sociální zařazení nevidomých lidí, ale také omezuje jejich pracovní možnosti a v neposlední řadě má vliv na psychiku. Podle údajů Světové zdravotnické organizace je nevidomých lidí na světě okolo 36 milionů a dalších 405,5 milionů osob trpí těžkým postižením zraku do dálky (Bourne, Flaxman, Braithwaite et al., 2017, s. 888).

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký vliv na stabilitu jedince má trvalá ztráta zrakové komunikace, zda se od sebe významně liší schopnost udržení posturální stability vidících a nevidomých probandů. Poznatky získané studiem tohoto tématu by mohly být dále využity například ve fyzioterapii a rehabilitaci osob s poruchami zraku nebo jeho trvalou ztrátou.

Pro vyhledávání odborných studií a článků o tématu diplomové práce byly použity internetové online databáze a to především PubMed, Medvik, EBSCO a ProQuest. Pro napsání této diplomové práce bylo využito 93 odborných článků, pro jejichž vyhledání ve výše zmíněných databázích byla využita následující klíčová slova: posturální stabilita, rovnováha, stoj, nevidomost, zrak, častěji však byly použity anglické ekvivalenty těchto slov (postural stability, balance, stance, blindness, vision). Dále bylo čerpáno z 19 odborných publikací, ve kterých je zmiňována daná problematika.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost zajistit takové držení těla, při kterém nedojde k pádu. Ani při zaujetí stálé polohy se nejedná o statický stav, spíše je to neustále probíhající proces, který zabezpečuje správné nastavení jednotlivých segmentů pro danou polohu. Posturální stabilita tedy není jen jednorázové zaujetí polohy, ale jde o kontinuální stav (Kolář, 2009, s. 39).

Základním předpokladem pro stabilitu je udržení těžiště lidského těla v rámci opěrné báze. Strategie pro její udržení jsou různé a můžeme je dělit na statické a dynamické, u kterých dochází ke změně opěrné báze. Posturální stabilitu statickou zajišťuje ve směru předozadním hlezenní mechanismus. Tento mechanismus funguje zejména ve chvílích, kdy na tělo nepůsobí výrazné vnější síly, účastní se ho především drobné svaly v okolí hlezenního kloubu. Ve směru laterolaterálním zajišťuje pak posturální stabilitu kyčelní mechanismus, který aktivuje větší svalové skupiny v blízkosti kyčelního kloubu. Tento mechanismus je používán především v okamžicích, ve kterých je těžiště vychylováno příliš rychle nebo mají výchylky příliš velkou amplitudu (Winter, 1995, s. 198). Kyčelní strategie se snaží vrátit těžiště co nejrychleji zpět nad opěrnou bázi, je více využívána u osob, které nemají kvalitní propriocepci, tedy je upřednostňovanou strategií i u nevidomých jedinců. Posturální stabilita dynamická je vykonávána pomocí úkroku, uchopení opory v okolí, nebo dalších mechanismů, které umožní zvětšení opěrné báze (Véle, 2006, s. 101).

1.1.1 Základní pojmy z biomechaniky

Opěrná plocha (Area of Support) je označení pro část podložky, jež se přímo dotýká těla a je momentálně aktivně využívána k vytvoření opěrné báze.

Jako **opěrná báze** (Base of Support) se označuje celá plocha podložky ohraničená nejvzdálenějšími body opěrné plochy, proto bývá opěrná báze obvykle větší než opěrná plocha. Při stožení na jedné dolní končetině lze zjednodušeně předpokládat, že jsou opěrná plocha i opěrná báze stejně velké (Kolář, 2009, s. 39). Opěrná báze by měla být při stožení symetrická, za fyziologických okolností se však zátěž jedné a druhé nohy střídá, ale v časovém součtu vždy zatížení jedné dolní končetiny převažuje (Véle, 2006, s. 185).

Těžiště (Center of Mass, COM) je působiště tíhové síly. COM je domnělý hmotný bod v 3D prostoru, do kterého je soustředěna veškerá hmotnost těla. Ve vzpřímeném stožení s volně

spuštěnými horními končetinami a dlaněmi obrácenými vpřed se těžiště nachází v malé pánvi, přibližně ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle (Janura, Zahálka, 2004, s. 28).

Center of Gravity (COG) je vertikální projekce COM do podložky.

Center of Pressure (COP) představuje místo působení výsledné reakční síly od podložky. Rozumí se tím vážený průměr všech tlaků, které působí na podložku směrem dolů, reakční síla je pak síla působící opačným směrem od podložky, tedy směrem nahoru. Účinkující síly závisí na postavení chodidel a na motorické kontrole svalů. Lze tedy říci, že COP je reakce vyvažující odchylky COM (Winter, 2009, s. 127). Při pozorování pohybu COP během měření stoje na silové plošině lze zjistit velikost titubací při stoji a následně tak posoudit míru posturální stability. Z parametru COP můžeme při klidném bipedálním stoji odvozovat polohu COG, jelikož jsou tyto dva parametry fyzikálně úzce spjaty (Kolářová et al., 2014, s. 11).

Limity stability označují maximální vzdálenost, do které se může jedinec naklonit ve všech směrech, aniž by ztratil stabilitu, nedochází tedy ke změně opěrné báze. Výchylky trupu v bipedálním stoji vytvářejí plášť kužele, biomechanicky se tento proces označuje jako model obráceného kyvadla. Za fyziologických podmínek by měl člověk udržovat svou stabilitu především pomocí kotníkové strategie (Reinert et al., 2017, s. 419). Pokud má jedinec omezené limity stability nebo pozměněné jejich vnímání, má větší sklony k pádům (Horak, 2006, s. 78).

Postura je aktivní držení těla proti působení zevních sil, zároveň je součástí každé polohy a pohybu. Kolář (2009, s. 38) udává, že postura je základní podmínkou pro jakýkoli pohyb.

Atituda označuje orientované držení těla, přechod z postury, před zamýšleným pohybem. Z atitudy následně vychází plánovaný pohyb těla. K přípravě této změny dochází již při rozhodování o pohybu (Véle, 2006, s. 98).

Stabilita je z fyzikálního hlediska označení pro schopnost systému ustálit se v rovnovážné poloze při působení zevního podnětu a navrácení systému do původní polohy po jeho odeznění. Pro člověka, který se nachází v bipedálním stoji, jde o udržení COG v opěrné bázi, tato stabilita se pak nazývá posturální. Pokud se nemění opěrná báze, je tato posturální stabilita označována jako statická, pokud se jedná o stabilitu během pohybu se změnou opěrné báze, mluvíme o posturální stabilitě dynamické. Posturální stabilita je nutností pro jakýkoli prováděný pohyb (Goliwas, Furmaniuk, Lewandowski, 2015, s. 83).

Jako **balance** je označována dynamická posturální aktivita, která chrání jedince před pádem. Jedná se o neustálé koordinované přizpůsobování aktivity svalů a polohy kloubů tak,

aby bylo tělo udrženo nad opěrnou bází. Tento proces můžeme označit jako posturální stabilizaci a je součástí všech vykonávaných pohybů (Kolář, 2009, s. 39).

1.1.2 Hodnocení posturální stability s využitím silové a tlakové plošiny

Objektivní zhodnocení posturální stability je důležité, můžeme si jím například ověřit účinnost prováděné terapie u pacientů po cévních mozkových příhodách nebo kraniotraumatech (Karlsson, Frykberg, 2000, s. 365). Silové plošiny měří reakční síly, které působí směrem od podložky (Ground Reaction Force, GRF). Mezi základní parametry, které je možné zaznamenávat, patří vertikální, mediolaterální a anterioposteriorní složka GRF a trajektorie COP. Silové plošiny fungují na principu 3 až 4 piezoelektrických nebo tenzometrických senzorů umístěných v rozích plošiny mezi dvěma nad sebou umístěnými deskami. Reakční síly naměřené jednotlivými senzory se dále využívají k dopočítávání složek výsledné GRF v každém ze zmíněných směrů (Silva, Moreira, Rocha, 2017, s. 259-260).

Tlakové plošiny měří tlak na místě kontaktu těla s podložkou. Senzory jsou rozmístěny po celé ploše, což umožňuje analýzu tlaku v různých částech tlakové plošiny. Primárním parametrem je měření rozložení tlaku pod chodidlem dolní končetiny, trajektorie COP a průběh GRF (Bizovská et al., 2017, s. 53-54).

Testované parametry COP:

- 95% Confidence Ellipse Area: je plocha, kde se nachází 95% všech projekcí COP v určitém čase. Tento parametr je udáván v milimetrech čtverečních [mm^2].
- COP Path Length: popisuje délku trajektorie, kterou COP urazí za měřený čas. Tento parametr je udáván v milimetrech [mm].
- COP Average Velocity: vyjadřuje průměrnou rychlost pohybu, kterou se COP hýbe v měřeném čase, jednotkou je milimetr za sekundu [mm/s] (Kolářová, Marková, Stacho, Szmeková, 2014, s. 40).

1.2 Posturální kontrola

Stěžejním podkladem pro pohybové aktivity je posturální kontrola, která zajišťuje posturální jistotu a stabilitu těla v prostoru. Systém posturální kontroly má tři vzájemně úzce spolupracující složky - složku řídicí, výkonnou a senzorickou (Schwesig et al., 2011, s. 303). Řídicí funkci zajišťuje centrální nervový systém (CNS), výkonnou částí je pohybový aparát, kde hlavní úlohu hraje kosterní svalovina. Senzorickou složku tvoří vestibulární a zrakový aparát, exterocepce a propiocepce (Parreira, Grecco a Oliveira, 2017, s. 166).

Efektivní udržení balance je možné také díky anticipačním mechanismům. To znamená, že somatosenzorický a motorický systém se připraví díky předchozí zkušenosti a učení ještě před provedením volního pohybu. Posturální kontrola se proto nemusí spoléhat pouze na senzory z periferie, ale také na schopnost centrální nervové soustavy přijmout informace, vyhodnotit je a následně funkčně upravit koordinované posturální reakce - vhodně zapojit svalové skupiny (Mancini, Horak, 2010, s. 239).

Posturální kontrola není pouze stereotypní ani řízená předem danými programy, ale jedná se o chování, které se neustále mění a přizpůsobuje jak vnitřním, tak vnějším podmínkám. Jde o dynamický proces, který je přítomný před provedením pohybu, trvá v průběhu celého pohybu a po jeho dokončení následně udržuje nově získanou polohu těla. Posturální kontrolu zprostředkují neurální mechanismy, které jsou odpovědné za umožnění provedení pohybu proti gravitaci. Zásadní význam zde má nervový systém, který odhaluje případnou nestabilitu (feedback) a předvídá (feedforward), následně pak vyvolá vznik přiměřené svalové aktivity pro koordinaci pohybu. Feedback je iniciován senzory systémem, feedforward zaktivuje svalstvo dolních končetin a trupu ještě před tím, než dojde k samotnému pohybu (Mohopatra, Kukkar, Aruin, 2014, s. 145).

Základní podmínkou pro udržení vzpřímené pozice těla je adekvátní svalový tonus, který udržuje stabilitu, ale současně umožní mobilitu potřebnou pro vykonávání pohybů. Velmi důležitou roli v posturální kontrole hraje senzory složka, která přináší cenné informace. V rozdílných situacích jsou vybírány odlišné senzory vstupy, výběr určité senzory informace se liší i mezi jedinci. Je-li některá složka senzory systému potlačena, jsou využívány informace z ostatních vstupů a dochází k jejich skládání a překrývání (Bizovská et al., 2017, s. 27).

1.2.1 Senzory složka posturální kontroly

Každého pohybu i udržování polohy těla ve vertikále se účastní smyslové receptory i svaly. Zrak, somatosenzory systém a vestibulární aparát společně zajišťují posturální stabilitu. Informace z těchto smyslů jsou využívány také jako zpětná vazba, která může být následně využita pro stabilizaci nebo korekci polohy. Během měnících se situací se mění také procentuální zastoupení senzory systémů, které se podílí na udržení posturální stability. Pokud je tělo v relativním klidu na rovném povrchu, převažují informace z proprioceptorů (70 %) a zrakový (10 %) ani vestibulární systém (20 %) nejsou tolik využívány (Horak, 2006, s. 78). Pokud je ovšem tělo na nerovném povrchu, dostává se naopak do popředí zrakový systém podávající informace o vzhledu okolí. Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené

držení těla a adekvátní reakci na působící vnější a vnitřní síly, pokud je tato dovednost narušena, může častěji docházet k pádům jedince (Janečka, Chrobáková a Mayer, 2011, s. 86).

Zrak je stěžejním smyslem pro orientaci těla a hlavy v prostoru, přináší nejvíce informací o vzhledu okolí a je spolu s vestibulárním aparátem a propiocepcí důležitou součástí pro udržení posturální stability (Janečka, Chrobáková a Mayer, 2011, s. 86). Hlavním úkolem zraku je celková orientace těla v prostoru, která je umožněna především díky prostorovému vidění. Vizuelní systém pomáhá při udržování ideální polohy hlavy, kontroluje ji při pohybu a předvídá možné změny působení zevních sil.

Zrakový systém je možné rozdělit na několik funkčních částí. První z nich je optický systém oka, který umožňuje vznik obrazů okolního světa na sítnici. Tento systém tvoří rohovka, komorová voda, sklivce a čočka. Zmíněný optický aparát vytváří na sítnici převrácený, zmenšený a reálný obraz sledovaného objektu (Dylevský, 2009, s. 441). Druhou částí vizuelního systému jsou fotoreceptory sítnice, které převádějí elektromagnetické vlnění do podoby akčních potenciálů. Třetí součástí je optická dráha. Ta přenáší vizuelní informaci do korové projekční oblasti. Zrakovou dráhu tvoří čtyři neurony, prvním neuronem je světločivná buňka (tyčinka nebo čípek), druhým neuronem je bipolární buňka, třetím buňka gangliová. Axony gangliové buňky vstupují do lebky a tvoří nervus opticus, jenž se částečně zkrříží v chiasma opticum a dále pokračuje již jako tractus opticus. Čtvrtý neuron je uložen v thalamu, ze kterého dále pokračuje do zrakové kůry v okcipitálním laloku (Králíček, 2011, s. 34). Korová zraková oblast je poslední součástí zrakového systému, umožňuje vnímání obrazu a zpracovává příchozí informaci (Králíček, 2011, s. 8).

Somatosenzorický systém informuje člověka pomocí dotyku o vnějším prostředí a dále podává informace o poloze a pohybu jednotlivých segmentů těla. Patří sem kožní cití, které zajišťuje vnímání termických, nociceptivních a taktilních podnětů na povrch těla, a propiocepce (Riemann a Lephart, 2002, s. 72-73). Propriocepce se řadí k hlubokému cití a poskytuje informace o poloze (statestezie) a pohybu (kinestezie) jednotlivých segmentů těla nebo o pohybu celého těla vůči podložce. Jako propioceptory fungují Ruffiniho a Paciniho tělíska, svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska. Signál z těchto receptorů se přenáší ke zpracování do centrálního nervového systému dostředivými nervovými vlákny (Králíček, 2011, s. 94).

U propiocepce hraje klíčovou roli svalová aference. Svalová vřeténka identifikují změnu délky svalu, Golgiho šlachová tělíska reagují na změnu svalového napětí. Propriocepce

se zapojuje do udržení posturální stability především na rovném povrchu, pokud je povrch nestabilní, přebírá hlavní roli vestibulární a zrakový aparát (Bizovská et al., 2017, s. 29).

Vestibulární aparát udržuje vzpřímenou polohu hlavy a trupu v prostoru. Vestibulární systém je složený ze dvou částí, první část je kinetická a tvoří ji tři polokruhové kanálky, druhá část je statická a obsahuje dva váčky utriculus a sacculus. Polokruhové kanálky poskytují informaci o úhlovém zrychlení hlavy, blanité váčky informují o poloze hlavy v prostoru a lineárním zrychlení hlavy (Králíček, 2011, s. 67-70).

Pokud by se na udržení rovnováhy podílel vždy jen jeden z výše zmíněných systémů, bylo by možné tento systém lépe a přesněji otestovat, určit problém a následně zvolit cvičení, které by omezenou funkci posílilo. Jelikož tomu tak ale není, je nutné ke každému jedinci přistupovat individuálně a terapii rovnováhy zaměřit na všechny problémové oblasti (Horak, 2006, s. 76).

1.2.2 Posturální stabilita u zrakově postižených jedinců

Posturální stabilita bývá u nevidomých osob v porovnání s vidícími snížena. Důvodem může být absence zrakového systému, který za fyziologických okolností kalibruje ostatní systémy podílející se na udržování rovnováhy (Aydog, Aydog, Çakci, Doral, 2004, s. 229).

Kongenitálně nevidomí jedinci se během svého života nesetkali s vizuálním vjemem, přesto se naučili různé pohyby, které využívají v běžných každodenních aktivitách. Jejich motorické funkce jsou tedy závislé na zbývajících zachovaných systémech – vestibulárním a somatosenzorickém. Nakata a Yabe (2001, s. 37) ve své studii předpokládali, že kongenitální absence zraku bude mít zásadní vliv na stabilitu jedince. Provedli výzkum, ve kterém byly testovány dvě skupiny – kongenitálně nevidomí a vidící lidé, měřené osoby stály na silové plošině ve vzpřímeném stoji s připojenými elektrodami povrchové elektromyografie (EMG). Plošina se pohybovala dopředu a dozadu, dále rotovala anteriorně a posteriorně kolem osy ve frontální rovině, pořadí pohybů bylo voleno náhodně, testované subjekty tak nemohly předvídat následnou situaci. Výsledky studie neprokázaly vliv kongenitální nevidomosti na automatické posturální mechanismy. Nevidomí jedinci byli dokonce rychlejší než vidící subjekty v detekování změn pohybu plošiny, což autoři přičítají jejich větší závislosti na somatosenzorickém systému (Nakata, Yabe, 2001, s. 42).

Ray a kolektiv (2008, s. 59) zkoumali posturální stabilitu u 23 osob s poruchami zraku. Výsledky studie prokázaly problematické udržení posturální stability u těchto osob. Testované osoby používaly pro zajištění dostatečné stability převážně kyčelní strategii. Tato

skutečnost může vysvětlovat více pádů a nejistotu na nerovném povrchu u osob s postižením zraku.

U zrakově postižených jedinců je pro zajištění posturální stability kladen větší nárok na vestibulární systém a propiocepci. Kompenzace ztráty zraku je zajištěna větší citlivostí těchto dvou systémů, přičemž převažuje spíše vestibulární systém (Parreira, Grecco a Oliveira, 2017, s. 166). Kompenzační mechanismy jsou umožněny především díky určité plasticitě nervové soustavy.

Rosen (2010, s. 130) uvádí, že u osob se zrakovým postižením dochází k určitým posturálním změnám, které na sebe vzájemně navazují a pokud se objeví jedna z těchto změn, velmi často dochází postupně k dalším změnám. Tyto obměny držení těla u nevidomých jedinců mají jednotný cíl, kterým je v ideálním případě zabránění pádům. Pro jejich posturu je typická zvětšená bederní lordóza, antevertze pánve, zvětšená hrudní kyfóza, výraznější flexe krční páteře nebo předsunutí hlavy, protrakce ramen, flekční držení kolenních kloubů nebo naopak jejich hyperextenze, dále plochonoží a everzní postavení nohy.

Soares a kolektiv (2011, s. 470, 471, 472) ve své studii zkoumali vliv vrozené a získané slepoty na posturální stabilitu. Rozdělili 40 probandů na dvě skupiny po 20 osobách. Jedna skupina obsahovala jedince s vrozenou slepotou, druhá osoby se získanou slepotou. U získané slepoty byla navíc zařazena podmínka, že jí musí jedinec trpět déle než tři roky. Hodnocení probandů probíhalo pomocí brazilské verze Berg Balance Scale (BBS) a podle upraveného Functional Independence Measure (FIM) testu. Musí být však bráno v úvahu, že ani jeden test není určen přímo pro testování nevidomých. Výsledky této studie ukazují, že plasticita centrálního nervového systému umožňuje nahrazení center pro zrak jinými oblastmi - sluchovou a propioceptivní, které jsou pro nevidomého člověka v danou chvíli potřebnější.

Mezi jednotlivými skupinami nebyly prokázány statisticky signifikantní rozdíly a testování probandi dosáhli v BBS téměř maxima bodů, což znamená, že je kompenzace výpadku zraku ostatními systémy zajištěna kvalitně.

1.3 Optomotorika

Úkolem zraku je sledovat okolní prostředí kvůli orientaci v prostoru, důležité je zejména pozorování pohybujících se objektů a to pro všechny živočichy. Centrální nervová soustava následně vyhodnocuje směr a rychlost pohybu ve vztahu k pozorujícímu, což umožní předpověď pohybu sledovaného objektu a jeho chování v budoucnu. Dle toho zvolí CNS vhodný motorický model – únik nebo útok. Sledování objektu začíná aktivací nitroočních svalů, které zaostří obraz, a okohybných svalů, jež umožní pozorování předmětu.

Pokud již nestačí pouze sledování očima, přidává se k pohybu i hlava a postupně i trupové svalstvo a svaly končetin. Sledování předmětů a určení jejich správné vzdálenosti vyžaduje dokonalý synchronní pohyb obou očí (Véle, 2006, s. 293-294).

Prakticky můžeme říci, že existují dva druhy očních pohybů, pohyby pomalé – sledovací a pohyby rychlé – sakády. Pokud má člověk vnímat pohybující se předmět, je nutné, aby se zobrazil v místě nejostřejšího vidění (fovea centralis), k tomu slouží rychlé oční pohyby (Hahn, 2015, s. 18).

Jestliže se člověk dívá určitým směrem, jsou pohyby očí vždy sdružené, což umožňuje prostorové vidění. Jakmile není tato svalová souhra dokonalá, dojde k rozostření nebo zdvojení obrazu. Okohybné svaly ovlivňují nastavení svalového tonu a mají vliv na funkci posturálního systému, největší vliv mají na posturální svaly v oblasti horní krční páteře (Véle, 2006, s. 297).

1.4 Psychomotorický vývoj dítěte – vývoj zraku

Psychomotorický vývoj je díky genetickému naprogramování spouštěn automaticky. Závisí samozřejmě na mnoha faktorech, ale pokud probíhá v podnětném prostředí a fyziologicky, dochází v prvním roce života k postupnému vzpřimování dítěte. Důležitými faktory psychomotorického vývoje jsou psychika a senzorycké vstupy, mezi které patří: zrak, vestibulární aparát, sluch, čich, chuť, kožní cití a propriocepce (Vojta, Peters, 2010, s. 5). Zrak je naším hlavním a nejkompexnějším smyslem pro poznávání prostředí a poskytuje informace o okolí, které se nachází v našem zorném poli. Struktury zprostředkovávající zrakový vjem jsou při narození vyvinuté, ale nezralé. Vlákna optického nervu jsou myelinizovaná, ale myelinová vrstva je mnohem tenčí než v dospělosti. Zraková ostrost novorozence je přibližně třicetkrát nižší, než u dospělé populace (Sugden, Wade, 2013, s. 78-79).

Díky optické fixaci (4. až 6. týden) jsou patrné změny v motorickém chování dítěte, aby dítě tuto fixaci udrželo, musí ji zajistit celým tělem. Jeho kontakt je tedy vyjádřen motoricky, dítě zaujímá určitý postoj a snaží se prostřednictvím něho uskutečnit svůj záměr, v tomto případě oční kontakt. Psychika a její fyziologický stav jsou hnacím motorem pro motorický vývoj, jestliže má dítě v této oblasti problém, bude jím nepříznivě ovlivněn vývoj motoriky (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 15).

Novorozenecké stádium

- Dítě ještě nemá optickou fixaci, ale mělo by být schopno krátkodobě navázat optický kontakt. Měla by vzniknout krátkodobá optická interakce dítěte a předmětu, který je mu

nabízen. Dítě opticky reaguje pouze v horizontále, hlava je fyziologicky predilekčně držena k jedné straně. Novorozenec musí tuto polohu umět změnit a otočit hlavu do středu nebo k druhé straně, to je možné ozřejmit zakrytím výhledu dítěte dlaní. Dítě se za podnětem otáčí celým tělem, izolovaný pohyb očí a hlavy vzniká později, orientuje se především čichem. Dalším důležitým aspektem, který je nutné v tomto období sledovat, je motivace dítěte k pohybu (Kolář, 2009, s. 96).

4. až 6. týden

- V tomto období se objevuje optická fixace (až u 75 % dětí), která umožní orientaci dítěte. Dítě začíná zvedat hlavu proti gravitaci a mizí její predilekční postavení (Kolář, 2009, s. 97).

2. až 3. měsíc

- Ve 2. měsíci kojeneček využívá ke komunikaci s okolím sociální úsměv a pohled do očí (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 42).
- Později je dítě schopno konstantního optického kontaktu, sleduje předměty ve vertikále a zajímá se o pohybující se hračky (Kolář, 2009, s. 120).

3. až 6. měsíc

- Ve 3. měsíci sleduje vlastní ruce, během 4. měsíce se objevuje laterální úchop, se kterým je spojen rozvoj stereognózie v oblasti hypotenaru. Dále se objevuje izolovaný pohyb očí a hlavy v rozsahu 30° na obě strany bez souhybu trupu (Kolář, 2009, s. 98).
- Dítě je v průběhu druhého trimenonu schopno uchopit předmět v poloze na břiše, objevuje se radiální úchop a dále se rozvíjí stereognózie. Během 5. měsíce dokáže opticky fixovat předměty přes střední rovinu (Kolář, 2009, s. 99, 120).

7. až 9. měsíc

- V 7. měsíci se objevuje šikmý sed, přes který se dítě dále dostává do polohy na čtyřech, dítě zvládne chytit visící předměty, sleduje padající a točící se hračky a dochází u něho k rozšíření zrakové pozornosti.
- V 9. měsíci se pak objevuje lezení po čtyřech a rozvíjení jemné motoriky – vzniká pinzetový úchop a dítě si všímá detailů a začíná se zajímat o obrázky (Kolář, 2009, s. 103, 120).

4. trimenon

- Dítě se orientuje v místnosti, dívá se přes okno a dokáže poznat osoby a rozlišovat obrázky (Kolář, 2009, s. 120).

1.4.1 Psychomotorický vývoj u kongenitálně nevidomého dítěte

Kongenitálně nevidomé dítě se rodí se stejnou schopností pohybu jako dítě vidící, díky chybění zraku se však nevidomé dítě může postupně jevit jako jedinec postižený dětskou mozkovou obrnou. Během prvních dvou let života dochází u dětí k výrazným změnám v motorice, kognici i v sociálním chování, u nevidomých dětí jsou změny ve všech zmíněných oblastech pomalejší. Zrakově postižené dítě začíná později kontrolovat pohyb hlavy, později se otáčí, sedá si a vertikalizuje do stoje (Cuturi et al., 2016, s. 244). Bylo prokázáno, že u kongenitálně nevidomých dětí dochází okolo 2. měsíce ke zpoždění psychomotorického vývoje, který do této chvíle probíhal bez nápadnějších odchylek. Opožďuje se zvládnutí kontroly pohybů hlavy, vyskytují se abnormálně vypadající fidgety movements (Prechtel et al., 2001, s. 199). Fidgety movements můžeme označit za markery fyziologického ontogenetického vývoje. Jedná se o pohyby malého rozsahu ve všech směrech, které se vyskytují na krku, trupu i končetinách od 6. do 20. týdne věku dítěte (Prechtel et al., 1997, s. 1361). Výsledky ukazují, že nedochází k adekvátní kalibraci propiocepce a vestibulárního systému, která za fyziologických okolností probíhá díky zraku. Prozatím však není zcela jasné, jestli propiocepce zůstává i nadále oslabena, nebo se postupem času upravuje (Prechtel et al., 2001, s. 198-201).

Pokud dojde k zafixování vadného pohybového stereotypu do centrální nervové soustavy, je tento patologický stereotyp výrazně limitující pro vyšší motorické vzory. Jako příklad je možné uvést špatnou rytmizaci pohybů, omezenou rovnováhu nebo horší koordinaci pohybů (Vojta, Peters, 2010, s. 5). Je nutné brát v úvahu, že tíže postižení zraku není přímo úměrná podávanému motorickému výkonu. Výkon ovlivňuje značnou měrou motivace, typ osobnosti a vytrvalost (Sugden, Wade, 2013, s. 314).

Jelikož je většina informací o okolním prostředí přijímána zrakem, dochází při jeho výpadku k významnému zásahu do celého systému. Zraková informace je důležitá pro sociální funkci, která se projevuje i při postupném vzpřimování dítěte, ale také pro vnímání tělesného schématu jedince (somatognozie) a stereognozii. Vizuální vjem motivuje dítě k tomu, aby se pokusilo změnit těžiště těla a mohlo tak například dohlédnout dále. Zrakově postižené dítě je nutné motivovat k rozvíjení nových pohybů podle toho, jaký je u něho aktuálně dosažený stupeň vývoje. Pokud je dítěti se zrakovým postižením nabídnuto spojení pohybu s hmatovým nebo sluchovým vjemem, dochází k podobné motivaci k pohybu jako u zdravého dítěte, které je motivováno především vjemy zrakovými (Baslerová, 2012, s. 44).

Jestliže je přítomna nějaká patologie zraku, dojde k ovlivnění intersenzorické koordinace, což se projeví v narušení sociálního chování dítěte a dále pak i v jeho psychomotorickém vývoji a to především jako snížená kvalita základních posturálních stereotypů. Prvky, které se projeví při vzpřimování, se následně objevují i v každém dalším vývojovém stupni a dále se zdokonalují. Tímto způsobem se postupně vytvářejí pohybové řetězce, které v pozdějším věku umožňují koordinované pohyby celého těla (Vojta, Peters, 2010, s. 4).

U zrakově postižených dětí není v prvních třech měsících života přítomno tolik aktivity, jako u vidících jedinců, a dítě méně reaguje na podněty. Ve třetím měsíci bývá patrné, že kojeneček nejeví velký zájem o předměty a ty mu proto vzájemně splývají. Během čtvrtého měsíce začíná dítě s manipulačními činnostmi, ale věnuje pozornost především tomu, co je kontrastní a statické. V jednom roce života dítěte se mohou rozvíjet abnormální motorické aktivity, jako je například houpání se nebo mnutí očí, dále je narušena a opožděna koordinace oko-ruka a dítě nezvládá klešťový úchop (Baslerová, 2012, s. 56, 57).

1.5 Neuroplasticita

Neuroplasticita je základní a velmi důležitý mechanismus neuronální funkce. Jedná se o celoživotní schopnost nervového systému měnit se v závislosti na vnitřních nebo vnějších podmínkách, které mohou být jak patologické, tak fyziologické, za účelem udržení aktivní funkčnosti celého systému. Míra neuroplasticity je závislá na stáří mozku, přičemž mladý mozek má největší možnost plasticity, a také na míře využívání mozku (Benešová, Preiss a Kulišťák, 2009, s. 55).

Změny mohou probíhat z důvodu získávání nových zkušeností nebo neustále se opakujících podmínek. Dvěma hlavními procesy, které probíhají v nervové tkáni a podílí se na dynamických změnách nervové soustavy, jsou apoptóza, tedy programovaná buněčná smrt, a pučení, díky kterému dochází ke vzniku nových dendritů a dendritických trnů. Udává se, že při narození má člověk k dispozici dvakrát více neuronů, než je tomu v dospělosti (Janečka, Chrobáková a Mayer, 2011, s. 82).

Změny, které vznikají na podkladě neuroplasticity, mohou být pozitivní i negativní, takový druh plasticity se nazývá evoluční a probíhá především během ontogenetického vývoje. Pokud se jedná o krátkodobou expozici nějakému vlivu, vzniká plasticita reaktivní, která obvykle po odeznění podnětu mizí. Naopak při dlouhodobé nebo opakované zátěži je tato plasticita nazývána adaptační. Neuroplasticita může dále vznikat při obnově poškozených neuronálních okruhů a nazývá se pak jako plasticita reparační (Kolář, 2009, s. 304). Plasticita

ekologická reaguje na životní prostředí a podmínky, jestliže je jedinec vystaven senzorické deprivaci, zabraňuje tento fakt správnému vývoji (Benešová, Preiss a Kulišťák, 2009, s. 58).

K neuroplastickým změnám může docházet na úrovni synaptické, kdy se jedná o plasticitu mezi neurony. Neurony vytváří nové axony nebo zvětšují svůj dendritický povrch, změny se mohou projevit také zvýšenou syntézou neurotransmiterů nebo úpravou spotřeby kyslíku a glukózy. Dále mohou změny probíhat na úrovni modulární nebo multimodulární, ta zahrnuje úpravy mezi jednotlivými funkčními systémy mozku (Kulišťák, 2011, s. 77).

1.5.1 Kortikální reorganizace

Kortikální reorganizace odráží vývoj nových strategií. Dokonce i u dospělých je vizuální kortex schopen změnit své vlastnosti na podkladě zkušeností s vizuálními stimuly. Tyto změny hrají roli ve funkční obnově po poškození CNS. Při poškození sítnice zahrnují dlouhodobé změny růst axonů a vznik synapsí, to naznačuje, že i dospělé neurony jsou schopny dynamických změn, tedy že specifická neuronů se mění s různými senzorickými zkušenostmi. Okcipitální kortex si tedy udržuje určitou kapacitu pro změny, neboli plasticitu, celý život. Každá kortikální oblast je adaptivní procesor, který může pozměnit svou funkci v závislosti na okamžitých požadavcích. Například lidé, kteří používají Braillovo písmo, vykazují kortikální plasticitu v oblastech, které jsou obecně považované za vizuální (Radish, 2011, 103 a 106).

1.5.2 Neuroplasticita u zrakově postižených jedinců

Nevidomí lidé kompenzují ztrátu zraku zvýšeným využitím ostatních smyslů. Proto je logické, že neuroplastické změny se v mozkové tkáni projevují v místech, kde dochází ke zpracování somatosenzorických vjemů nebo sluchu. Bylo ale zjištěno, že dochází i k aktivaci okcipitálního laloku, který za fyziologických okolností zodpovídá za zpracování zrakových podnětů. Dále studie (Merabet a Pascual-Leone, 2010, s. 45, 49-50) dokazuje, že okcipitální kůra se aktivuje také při hmatových, sluchových i jazykových úkolech. U jedinců s poruchou zraku, kteří čtou pomocí Braillova písma, bylo vyzkoušeno, že po narušení okcipitálního kortexu elektrickým impulsem, dochází k poruše zpracování hmatového vjemu a pro tyto jedince je v danou chvíli nemožné přečíst Braillovo písmo, ačkoli to by měl být výhradně hmatový vjem. Přesné mechanismy crossmodální plasticity však zatím nejsou známy. U nevidomých, kterým bylo postižení zraku vyléčeno, bylo zjištěno, že mají velké problémy s vizuálními úkoly, např. rozpoznání objektů, které byly před vyléčením poznávány hmatem (Merabet a Pascual-Leone, 2010, s. 45, 49-50). Dalším příkladem crossmodální plasticity

může být to, že při odezírání ze rtů dochází k aktivacím sluchové kůry, ačkoli žádný sluchový vjem není ve skutečnosti přítomen (Myers, Iannaccone a Bidelman, 2017, s. 1).

Prováděné výzkumy dokazují, že nevidomí jedinci, zvláště pak jedinci kongenitálně nevidomí, prokazují v některých případech lepší schopnosti, než lidé vidící. Dále se uvádí, že kompenzační mechanismy jsou nejsilnější u kongenitálně nevidomých jedinců nebo u lidí, kteří ztratili zrak v raném dětství. Tyto náhradní strategie jsou úzce spojené s funkčními a strukturálními změnami v organizaci mozku.

Také další studie prokázala, že se okcipitální kortex může podílet na zpracování jiných než pouze zrakových informací. Autoři tohoto výzkumu se domnívají, že možnost zpracování ostatních sensorických informací v okcipitálním kortexu je vrozená, ale je potlačena primární funkcí okcipitálního kortexu, tedy příjmem a zpracováním vizuální informace, dokud není tato základní funkce nějakým způsobem narušena (Amedi et al., 2005, s. 309 - 310).

Pomocí vyšetření funkční magnetickou rezonancí bylo ukázáno, že jsou u nevidomých jedinců výrazně ztenčeny oblasti mozkové kůry a bílé hmoty v oblastech, kde jsou u vidících jedinců zpracovávány zrakové informace. Naopak v oblastech, které zpracovávají jiné modalit, jako je například sluch nebo hmat, bylo zjištěno zmnožení neuronů. Ačkoli je u kongenitálně nevidomých jedinců potvrzeno zmnožení bílé mozkové hmoty, ne vždy tento fakt vede ke zlepšení daných dovedností. Existuje tedy nesoulad mezi strukturálním a funkčním propojením jednotlivých oblastí mozku a není ještě zcela znám princip, na kterém kompenzační úpravy mozkové tkáně fungují (Bauer et al., 2017, s. 19).

1.6 Multisenzorická integrace

V každodenním životě dokáže člověk vnímat současně, co právě cítí, vidí a slyší, aniž by se výrazněji soustředil (Wada, 2010, s. 12). Multisenzorická integrace (MSI) je proces, během kterého centrální nervový systém spojuje informace z více sensorických vstupů a vytváří zcela novou informaci. Díky tomu se zvyšuje možnost organismu reagovat lépe a přesněji na podněty z okolí. Každý sensorický systém kóduje informace odlišně vzhledem ke své vlastní vztažné soustavě, na neuronech s možností multisenzorické integrace pak záleží přeložení a složení informací. MSI není vrozená, bylo dokázáno, že multisenzorické neurony se nenacházejí v mozku novorozence, ale u zdravého člověka je tato schopnost získána již ve velmi útlém věku. Pokud však jedinec nemá žádnou předešlou zkušenost s multisenzorickými podněty, není výsledná odpověď o nic silnější, než jednotlivé podněty. Jedinec si samotnou syntézu informací neuvědomuje, a proto může být přesvědčen o tom, že dostává informace

pouze z jednoho senzitivního systému, je však dokázáno, že tomu tak není (Angelaki, Gu a DeAngelis, 2009, s. 452-453).

Multisenzorické neurony se nacházejí v hlubokých vrstvách colliculi superiores, tedy v mesencephalu, povrchové vrstvy jsou čistě vizuální. Tyto neurony umožňují syntézu informací z rozdílných sensorických vstupů a vyvíjejí se až postnatálně. Pokud nejsou multisenzorické neurony dostatečně stimulovány sensorickými podněty a využívány, dochází postupně ke ztrátě multisenzorické integrace a neurony dále pracují pouze jako unisenzorické (Miller, Stein a Rowland, 2017, s. 5184).

U koťat je ihned po narození převažujícím a nejsilnějším smyslem hmat, novorozené koťe je slepé a hluché, oči začíná otevírat až kolem jedenáctého dne po narození. Neurony schopné MSI nejsou u novorozených koček přítomny. U lidského novorozence je tomu podobně, multisenzorické neurony nejsou přítomny a dokonce i po jejich objevení nejsou zprvu využívány k MSI. Pro správný rozvoj MSI je velmi důležité setkání s cross-modálními podněty (Miller, Stein a Rowland, 2014, s. 529).

Pro multisenzorickou integraci je nutná časová a prostorová blízkost jednotlivých sensorických vstupů, tedy předpoklad, že se obě modalita jednoznačně vztahují k jedné události. Pokud tomu tak není, může docházet naopak ke zmatenosti nebo syntéza informací vůbec neproběhne. Dalším důležitým pravidlem je, že čím jsou jednotlivé vstupy slabší, tím je odpověď multisenzorických neuronů silnější. Silnější odpověď neuronů můžeme označit také termínem inverzní účinnost. Pokud jsou naopak sensorické vjemy příliš silné, dochází častěji ke zpracování jednotlivých vjemů, pro jejich sílu je není potřeba skládat (Miller, Stein a Rowland, 2014, s. 524). Lugo a kolektiv (2008, s. 990) ve své studii uvádí, že multisenzorické neurony jsou schopny jak skládání různých smyslových informací, tak následného ovlivnění dění na periférii zpětnou vazbou.

1.6.1 Multisenzorická integrace se zaměřením na zrak

Současné výzkumy dokazují, že MSI zvyšuje přesnost vnímání vjemů z okolí a umožňuje člověku přesně charakterizovat objekty v okolním prostředí. Z dřívějších studií vyplývalo, že život se ztrátou některého ze smyslů je chudší a tato sensorická deprivace má špatné účinky na vývoj, učení a kognitivní funkce. Tedy že nedostatečné množství vjemů vede ke zhoršení kognitivních úkolů a že správná MSI vzniká na podkladě fyziologického vývoje jednotlivých smyslů. Nevidomí jedinci musí nahradit smyslové ztráty tak, aby mohli efektivně fungovat ve svém prostředí, tyto změny zřejmě probíhají na více úrovních CNS a zahrnují i oblasti mozku, které nejsou zodpovědné za zpracování ostatních smyslů, ale za

zpracování senzorické modalit. Z druhé strany ale neuroplasticita nevede vždy jen k pozitivním změnám (Merabet a Pascual-Leone, 2010, s. 45 a 49).

Vnímání zvuku a taktilních podnětů je výrazně ovlivněno vizuálními informacemi, což odráží dominantní roli zraku ve vnímání prostoru. Dříve se předpokládalo, že je každá modalita zpracovávána samostatně, nyní studie naopak dokazují, že se jedná spíše o skládání informací z různých modalit do jedné výsledné. Vstupy ze dvou různých modalit se mohou vzájemně značně ovlivňovat. Vidíme-li dva stejně těžké předměty, ale každý má jinou velikost, je větší předmět automaticky považován za těžší. Kongenitálně nevidomý člověk nemá vnímání prostoru ovlivněno zrakem, může proto například lépe detekovat prostor při překřížených horních končetinách, což vidící člověk nedokáže vzhledem ke své předchozí vizuální zkušenosti. U nevidomých probandů, kteří ztratili zrak až v průběhu svého života, je hmatový vjem s překříženými horními končetinami interpretován také chybně, což je zřejmě způsobeno jejich vizuální zkušeností (Röder, Rösler, Spence 2004, s. 121-122).

1.7 Těžké zrakové postižení a slepota

Těžké zrakové postižení a slepota jsou jedním ze závažných celosvětových problémů současné doby. Hlavními příčinami slepoty v rozvojových zemích jsou parazitární a infekční choroby, malnutriční deficity (především nedostatek vitamínu A a celková podvýživa) a katarakta (Řehořová, 2017, s. 210). Šedý zákal čočky může být jak vrozený – dědičný nebo vzniklý při embryonálním vývoji, tak získaný – degenerativní (Autrata, Černá, 2006, s. 158). Ve vyspělejších zemích jsou pak hlavními příčinami nevidomosti makulární degenerace, diabetická retinopatie, glaukom a onemocnění očí podmíněná geneticky.

Stěžejními kritérii pro určení míry zrakového postižení je stav centrální zrakové ostrosti (vizus) a rozsah zorného pole. Vizus se většinou udává ve formě zlomku, přičemž hodnota čitatele vyjadřuje vzdálenost v metrech, ze které vyšetřovaný čte daný znak, hodnota jmenovatele vyjadřuje vzdálenost, ze které by stejný znak přečetl člověk bez postižení zraku. Dále se hodnoty vizu mohou uvádět v decimální hodnotě, tedy jako číslo s desetinnou čárkou, které vznikne odvozením ze zlomku (Kolarčík, Dedek, Ptáček, 2016, s. 43). V České republice platí tato klasifikace postižení zraku:

- Slabozrakost lehkého až středního stupně při vizu 0,3-0,1 (6/18 – 6/60), kategorie zrakového postižení 1.
- Slabozrakost těžkého stupně při vizu 0,1-0,05 (6/60-3/60), kategorie zrakového postižení 2.

- Těžce slabý zrak při vizu 0,05-0,02 (3/60-1/60), kategorie zrakového postižení 3.
- Praktická nevidomost při vizu 0,02 (1/60) až světlocit nebo omezení zorného pole do 5 stupňů kolem centrální fixace, i když centrální zraková ostrost není postižena. Kategorie zrakového postižení 4.
- Úplná nevidomost obou očí při světlocitu s nepřesnou projekcí až naprostá ztráta světlocitu, kategorie zrakového postižení 5 (Řehořová, 2017, s. 210).

Stupeň zrakového postižení a diagnózu určuje odborný lékař, který také řídí léčbu, stanovuje prognózy a případně navrhuje kompenzační pomůcky nebo rehabilitační postupy (Řehořová, 2017, s. 210).

2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl diplomové práce

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký vliv na stabilitu jedince má trvalá ztráta zrakové komunikace a zda se od sebe významně liší schopnost udržení posturální stability vidících a nevidomých probandů.

2.2 Výzkumné otázky a hypotézy

Výzkumná otázka

Existuje rozdíl ve strategii udržení posturální stability ve vzpřímeném bipedálním stoji mezi skupinou nevidomých a vidomých probandů za různých podmínek?

H₀1: Není rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru 95% Confidence Ellipse Area:

- a) při bipedálním stoji o přiměřené bázi
- b) při dual-task úkolu
- c) při stoji na molitanové podložce.

H_A1: Je rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru 95% Confidence Ellipse Area:

- a) při bipedálním stoji o přiměřené bázi
- b) při dual-task úkolu
- c) při stoji na molitanové podložce.

H₀2: Není rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru COP Path Length:

- a) při bipedálním stoji o přiměřené bázi
- b) při dual-task úkolu
- c) při stoji na molitanové podložce.

H_A2: Je rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru COP Path Length:

- a) při bipedálním stoji o přiměřené bázi
- b) při dual-task úkolu
- c) při stoji na molitanové podložce.

H₀₃: Není rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru COP Average Velocity:

- a) při bipedálním stoji o přiměřené bázi
- b) při dual-task úkolu
- c) při stoji na molitanové podložce.

H_{A3}: Je rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru COP Average Velocity:

- a) při bipedálním stoji o přiměřené bázi
- b) při dual-task úkolu
- c) při stoji na molitanové podložce.

3 METODY VÝZKUMU

Testování se uskutečnilo prostřednictvím tlakové plošiny Zebris FDM-S Multifunction Force Measuring Plate[®]. Měření pomocí tohoto zařízení bylo zvoleno především z důvodu možnosti vyšetření rovnováhy za různých podmínek a porovnání sil, které při bipedálním stoji a jeho modifikacích působí. Výzkum proběhl v Kineziologické laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství Fakultní nemocnice v Olomouci.

3.1 Charakteristika výzkumné skupiny nevidomých probandů (skupina A)

Tato výzkumná skupina zahrnovala 12 dospělých nevidomých jedinců, kteří byli kontaktováni přes Tyfloservis a Tyflocentrum v Olomouci. Věk jedinců se pohyboval od 25 do 77 let, se směrodatnou odchylkou 16,1 roku, ve skupině bylo 6 žen a 6 mužů. Do skupiny A byli zařazeni 4 nevidomí jedinci, kterým byla diagnostikována úplná kongenitální ztráta zraku. Praktickou nevidomostí na obě oči bylo postiženo 8 probandů, z nichž všichni jedinci trpěli získanou slepotou. U těchto probandů byla navíc přidána podmínka, že musí mít diagnostikovanou nevidomost déle než tři roky. Toto kritérium vychází z výsledků studie Soares et al. (2011, s. 473), dle které se u získaných nevidomých vyvinou po třech letech dostatečné kompenzační mechanismy, díky kterým by měl být rozdíl mezi vrozenými a získanými nevidomými minimální, co se týče adaptace na ztrátu vizuální informace.

Do studie byli zahrnuti pouze ti probandi, kteří netrpěli žádným neurologickým ani ortopedickým deficitem, který by mohl negativně ovlivnit jejich posturální kontrolu a tím i výsledky testování.

3.2 Charakteristika výzkumné skupiny vidících probandů (skupina B)

Výzkumná skupina vidících čítala 11 jedinců, z toho bylo 9 žen a 2 muži s průměrným věkem 31,9 let, se směrodatnou odchylkou 17,6 roku. V tomto případě se však jednalo o jedince bez jakékoli diagnostikované poruchy zraku, nebo s takovou poruchou zraku, která byla vhodně a dostatečně korigována. Do souboru B byli zařazeni pouze jedinci bez neurologického nebo ortopedického deficitu. Tato část probandů podstoupila naprosto stejná měření jako první testovaná skupina.

3.3 Postup měření

Před samotným zahájením výzkumu proběhlo schválení metodiky etickou komisí. Než probandi vstoupili do kineziologické laboratoře a byli testováni, podepsali informovaný souhlas, prostřednictvím kterého se seznámili s průběhem a účelem výzkumu (viz Příloha 1). Pro nevidomé jedince byl tento souhlas přečten jimi zvolenou osobou nebo pomocí čtečky textu. Dále byla každému jedinci ústně odebrána anamnéza z důvodu získání základních dat. Tato data byla dále využita pro vyloučení jedinců, kteří nebyli k provedení měření z nějakého důvodu vhodní. Anamnestické údaje byly zjišťovány podle předem připravených otázek (viz Příloha 2 a 3). Poté byl probandům vysvětlen celý průběh testování na silové plošině, včetně detailního popsání jednotlivých zkoušek.

Následně byly všem probandům zakryty oči maskou, aby byly pro všechny zúčastněné osoby nastaveny stejné výchozí podmínky bez možnosti zvýhodnění vidících při příchodu do testovací místnosti. Po vstupu do laboratoře jsme do počítačové databáze zapsali jméno a příjmení jedince. Testování probíhalo v klidné místnosti s minimem rušivých akustických či jiných vlivů.

Pro výzkum a následné porovnání probandů bylo využito tří testů, které se vždy za sebou třikrát zopakovaly. Díky opakování bylo možné současně sledovat motorické učení a postupné předvídání situace probandy. Každé testování trvalo 30 vteřin, což byl čas, který je v počítačovém programu možné předem nastavit. Po dobu celého výzkumu měli nevidomí i vidící jedinci přes oči masku a na tlakové plošině stáli bosí.

Jako první z prováděných testů byl sledován klidný bipedální stoj na silové plošině o přiměřené opěrné bázi. Ukázka reportu z tlakové plošiny je vložena do Přílohy 4. Vzdálenost chodidel při zmiňovaném stoju byla určena přibližně jako 11 % tělesné výšky jedince (McIlroy, Maki, 1997, s. 68-69). Druhým testem byl bipedální stoj na silové plošině spojený s kognitivním úkolem, tzv. dual-task (report v Příloze 5). Jako kognitivní úkol bylo vybráno zpětné odečítání čísla 7 od čísla 100. Třetím testem byl bipedální stoj o přiměřené bázi na molitanové podložce, jejíž síla byla 15cm (report v Příloze 6). Mezi jednotlivými testy se mohli jedinci posadit a odpočinout si.

Na konci celého testování proběhlo navíc měření obou skupin při bipedálním stoju na silové plošině při otevřených očích (EO), jedinci dostali pokyn hledět na stěnu, která byla přímo před nimi. Díky této závěrečné analýze bylo u testované skupiny A možno určit vliv případného zbytku zraku na posturální stabilitu.

Jako parametry vhodné k porovnání obou skupin byly vybrány tyto: 95% Confidence Ellipse Area, COP Path Length, COP Average Velocity.

Vysvětlení testovaných parametrů COP:

- 95% Confidence Ellipse Area: je plocha, kde se nachází 95 % všech projekcí COP v určitém čase. Tento parametr je udáván v milimetrech čtverečních [mm²].
- COP Path Length: popisuje délku trajektorie, kterou COP urazí za měřený čas. Tento parametr je udáván v milimetrech [mm].
- COP Average Velocity: vyjadřuje rychlost pohybu, kterou se COP hýbe v měřeném čase; jednotkou je milimetr za sekundu [mm/s] (Kolářová, Marková, Stacho, Szmeková, 2014, s. 40).

Výsledky získané testováním obou skupin byly následně mezi sebou porovnány a vyhodnoceny pomocí vybraných statistických metod.

3.4 Statistické zpracování naměřených dat

Výsledná data byla nejprve přenesena do programu Microsoft Office Excell 2010 a následně zpracována dle standardních postupů v programu Statistika 13.4. Měřené hodnoty byly získány třemi po sobě jdoucími testováními. Tyto hodnoty byly nejprve zprůměrovány, následně byla provedena popisná statistika (medián, maximální a minimální hodnota) průměrných hodnot. Vzhledem ke skutečnosti, že data neměla normální rozložení, byly k vyhodnocení použity neparametrické testy. K porovnání skupiny A a skupiny B v parametrech 95% Confidence Ellipse Area, COP Path Length a COP Average Velocity za různých podmínek byl použit Mann-Whitney U test. Pro další statistické testování byly porovnány hodnoty získané při klidném bipedálním postoji se zavřenými a otevřenými očima. Data byla srovnána Wilcoxonovým testem. Všechny testy byly provedeny na statistické hladině významnosti $p = 0,05$. Když byla dosažena hladina signifikance nižší než 0,05, byly rozdíly mezi jednotlivými skupinami považovány za statisticky významné.

4 VÝSLEDKY VÝZKUMU

V této kapitole jsou uvedeny výsledky statistického zpracování dat naměřených při testování. Získané hodnoty jsou přehledně zaznamenány do tabulek a zpracovány graficky. Z konečného souboru 23 testovaných byl jeden proband z výzkumné skupiny A vyřazen z hodnocení bipedálního stoje na molitanové podložce, a to z důvodu chybějících údajů v tomto testu. Údaje nebyly získány pro technickou chybu používaného softwaru.

Výzkumná otázka byla formulována takto: *Existuje rozdíl ve strategii udržení posturální stability ve vzpřímeném bipedálním stoji mezi skupinou nevidomých a vidomých probandů za různých podmínek?*

Tato otázka byla řešena testováním tří hypotéz, ke každé nulové hypotéze byla stanovena také alternativní hypotéza.

4.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

Hypotéza H₀₁ zněla: *Není rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru 95% Confidence Ellipse Area:*

- a) *při bipedálním stoji o přiměřené bázi*
- b) *při dual-task úkolu*
- c) *při stoji na molitanové podložce.*

Tabulka 1 zobrazuje popisnou statistiku pro parametr 95% Confidence Ellipse Area v rozdílných posturálních situacích u skupiny nevidomých a vidících probandů. Tabulka zároveň zahrnuje také hodnotu signifikance p pro jednotlivé posturální případy.

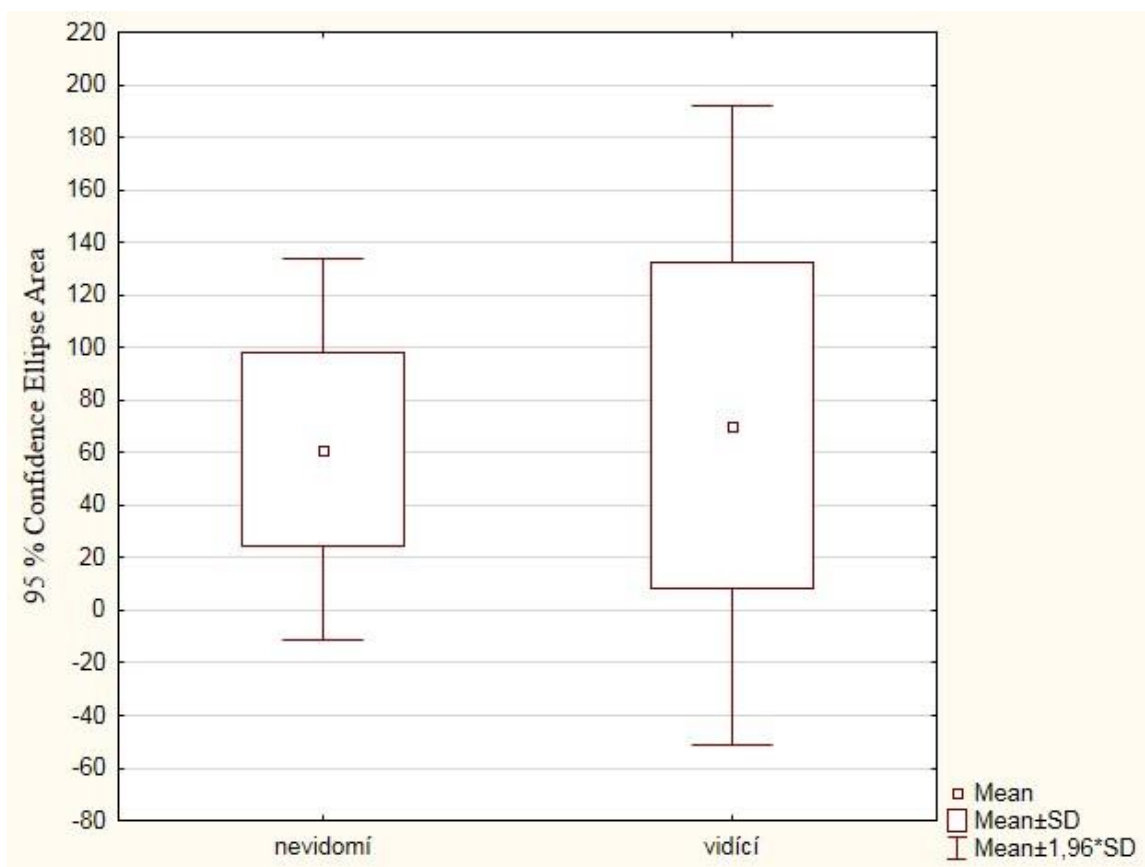
Tabulka 1 Popisná statistika pro parametr 95% Confidence Ellipse Area

95% Confidence Ellipse Area [mm ²]	nevidomí			vidící			p
	medián	minimum	maximum	medián	minimum	maximum	
bipedální stoj	61,02	17,80	122,37	50,97	12,57	223,70	0,926
dual-task	90,53	15,73	347,63	37,23	9,97	180,67	0,039
stoj na molitanu	4247,20	526,97	10215,73	4217,13	732,43	14428,43	0,646

4.1.1 Bipedální stoj o přiměřené bázi

Mann-Whitney U testem bylo zjištěno a následně zaokrouhleno **p = 0,926**, nebyl tak potvrzen statisticky významný rozdíl na hladině signifikance $p < 0,05$. Nulovou hypotézu H₀₁

proto nelze zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy H_{A1} . Výsledek je graficky znázorněn na Obrázku 1.

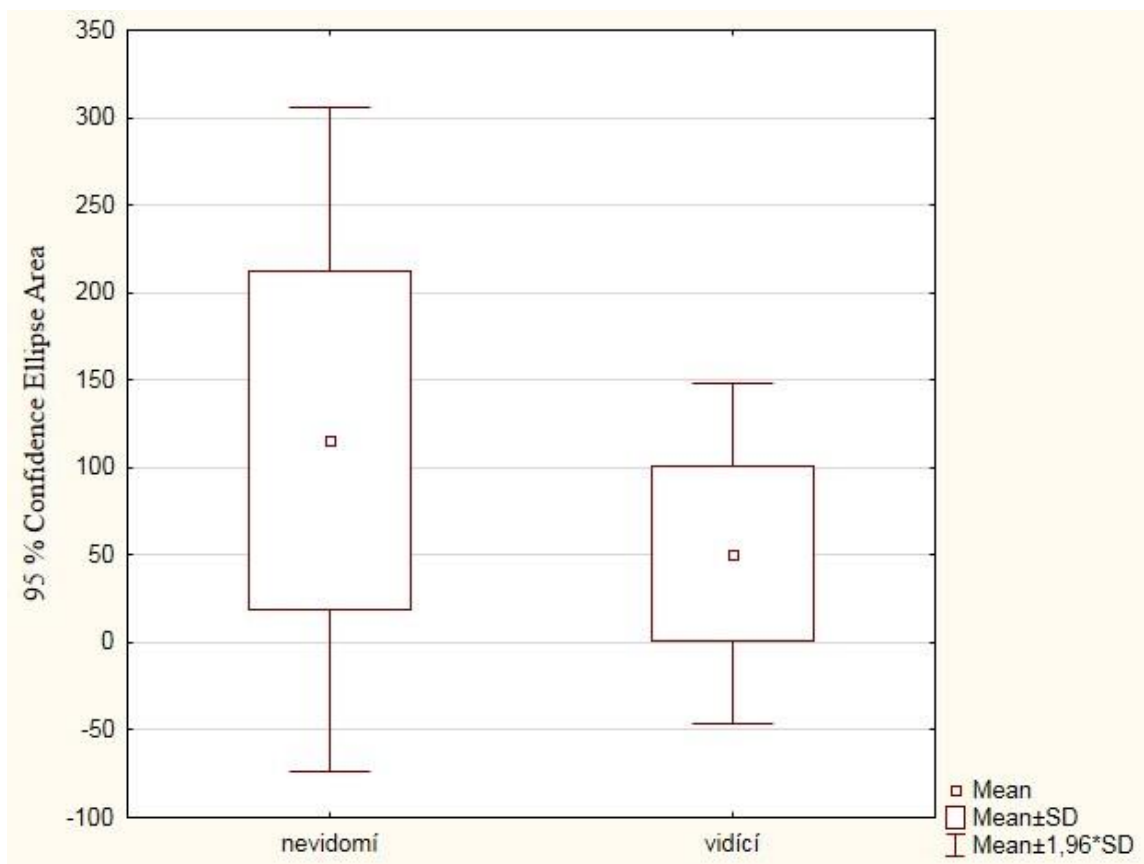


Obrázek 1 Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area při klidném bipedálním stoji u skupiny nevidomých a vidících probandů

Pro úplnost výsledků byla navíc statisticky porovnána data 95% Confidence Ellipse Area získaná při měření bipedálního stoje obou skupin se zavřenými (EC) a následně i otevřenými (EO) očima. Wilcoxonovým testem nebyla zjištěna statistická významnost na hladině signifikance $p < 0,05$. Přičemž u porovnání stoje nevidomých v obou situacích bylo $p = 0,182$, u porovnání EC a EO stoje vidících $p = 0,594$.

4.1.2 Dual-task úkol

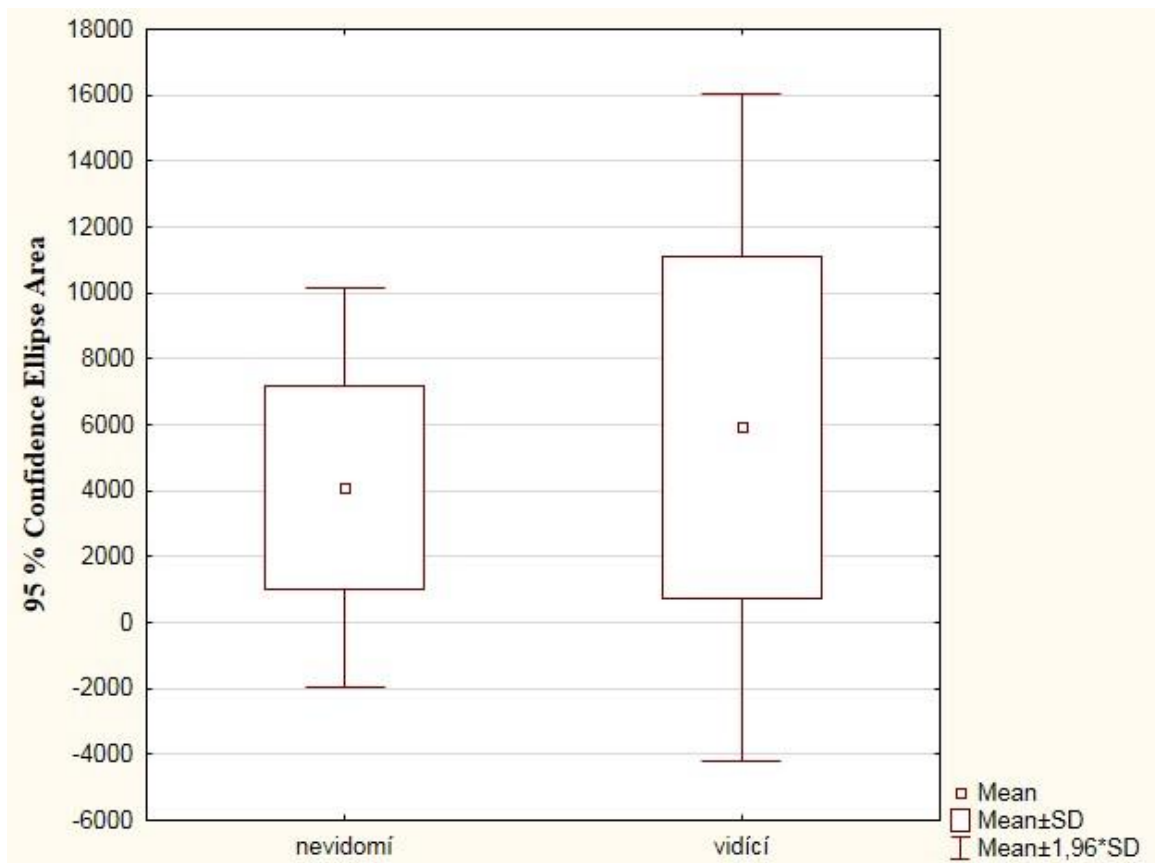
Mann-Whitney U testem bylo zjištěno a následně zaokrouhleno $p = 0,039$, byl tak potvrzen statisticky významný rozdíl na hladině signifikance $p < 0,05$. Nulovou hypotézu H_0 proto můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy H_{A1} , která zní: *Je rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru 95% Confidence Ellipse Area při dual-task úkolu.* Výsledek je názorně uveden v krabicovém grafu na Obrázku 2.



Obrázek 2 Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area při dual-task u skupiny nevidomých a vidících probandů

4.1.3 Stoj na molitanové podložce

Mann-Whitney U testem bylo zjištěno $p = 0,646$, na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi porovnávanými skupinami. Nulovou hypotézu H_0 nelze za těchto okolností zamítnout, alternativní hypotézu H_A nelze potvrdit. Grafické znázornění je uvedeno na Obrázku 3.



Obrázek 3 Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area při stoji na molitanové podložce u skupiny nevidomých a vidících probandů

4.2 Výsledky k hypotéze H₀₂

Hypotéza H₀₂ byla zformulována takto: *Není rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru COP Path Length:*

- při bipedálním stoji o přiměřené bázi*
- při dual-task úkolu*
- při stoji na molitanové podložce.*

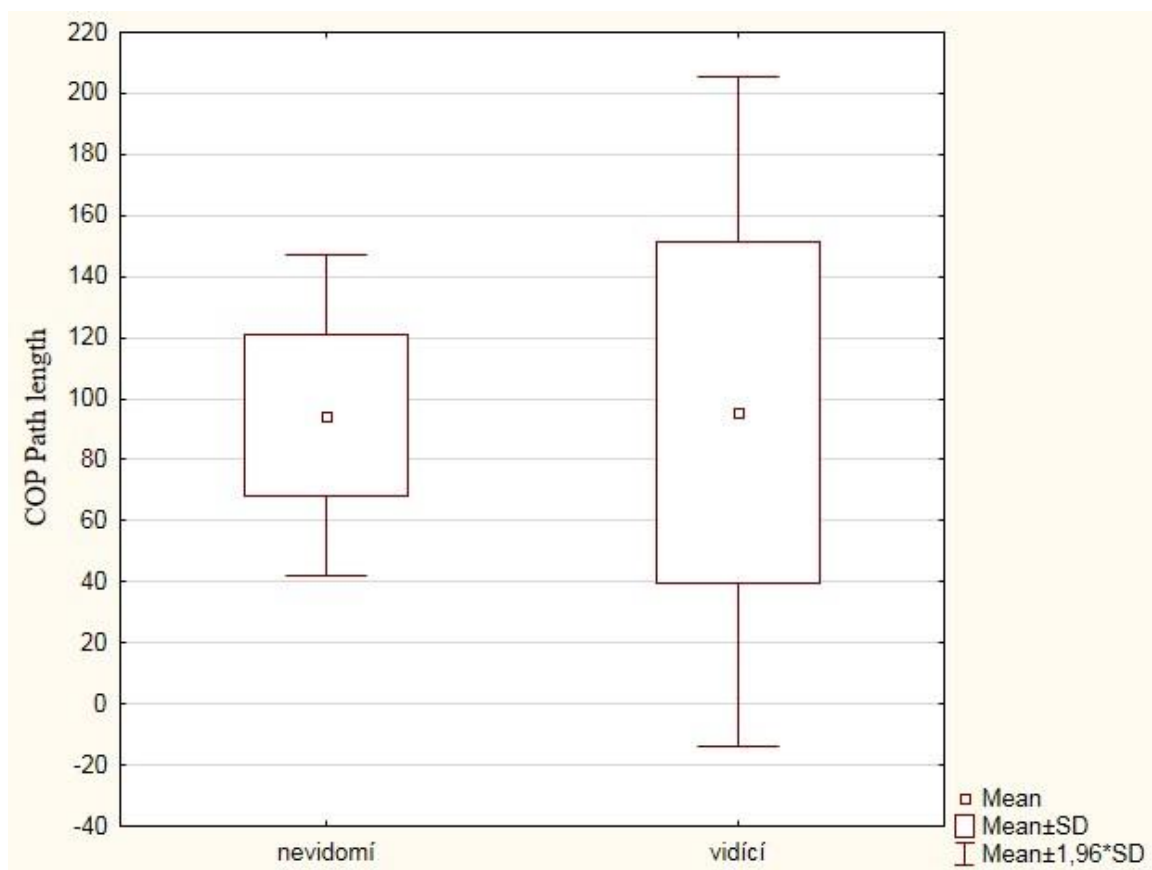
V Tabulce 2 je zapsána popisná statistika parametru COP Path Length v odlišných posturálních situacích u skupiny nevidomých a vidících jedinců. Dále je v tabulce uvedena hodnota statistické signifikance p.

Tabulka 2 Popisná statistika pro parametr COP path length

COP Path Length [mm]	nevidomí			vidící			P
	medián	minimum	maximum	medián	minimum	maximum	
bipedální stoj	93,78	52,10	138,73	81,90	42,60	229,20	0,559
dual-task	98,45	46,43	234,93	80,13	43,57	179,47	0,103
stoj na molitanu	1703,67	442,23	3011,63	1412,10	501,10	3266,30	0,948

4.2.1 Bipedální stoj o přiměřené bázi

Pomocí Mann-Whitney U testu bylo vypočítáno a následně zaokrouhлено $p = 0,559$, nebyl tak prokázán statisticky významný rozdíl na hladině signifikance $p < 0,05$. Nulovou hypotézu H_0 proto nelze zamítnout, alternativní hypotézu H_A nelze potvrdit. Pro přehlednost je výsledek zobrazen na Obrázku 4 jako krabicový graf.

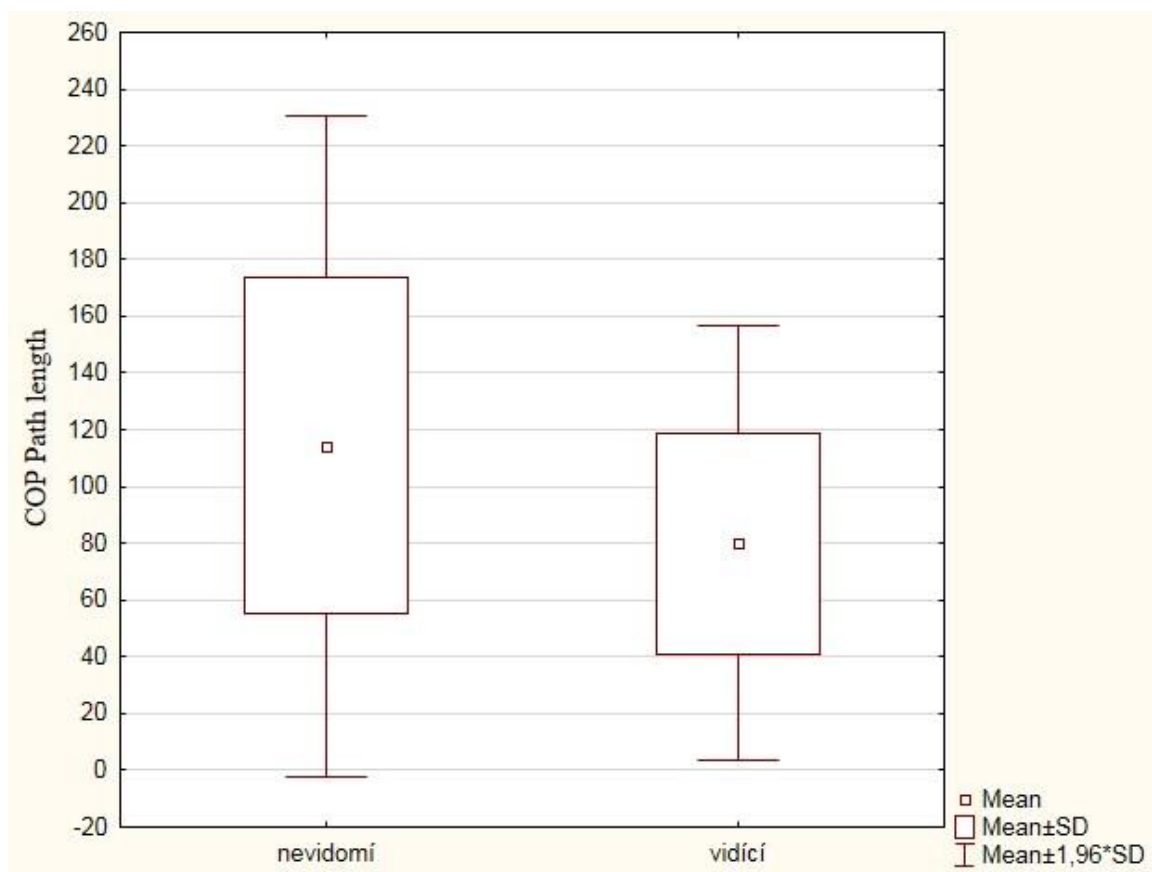


Obrázek 4 Krabicový graf parametru COP Path Length při klidném bipedálním stoji u skupiny nevidomých a vidících probandů

Pro komplexnost výsledků byla statisticky porovnána data COP Path Length získaná při testování bipedálního stoje obou skupin se zavřenými (EC) a následně i otevřenými (EO) očima. Pomocí Wilcoxonova testu nebyla zjištěna statistická významnost na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Přičemž u porovnání stoje nevidomých probandů bylo $p = 0,638$, u vidících bylo po zaokrouhlení $p = 0,929$.

4.2.2 Dual-task úkol

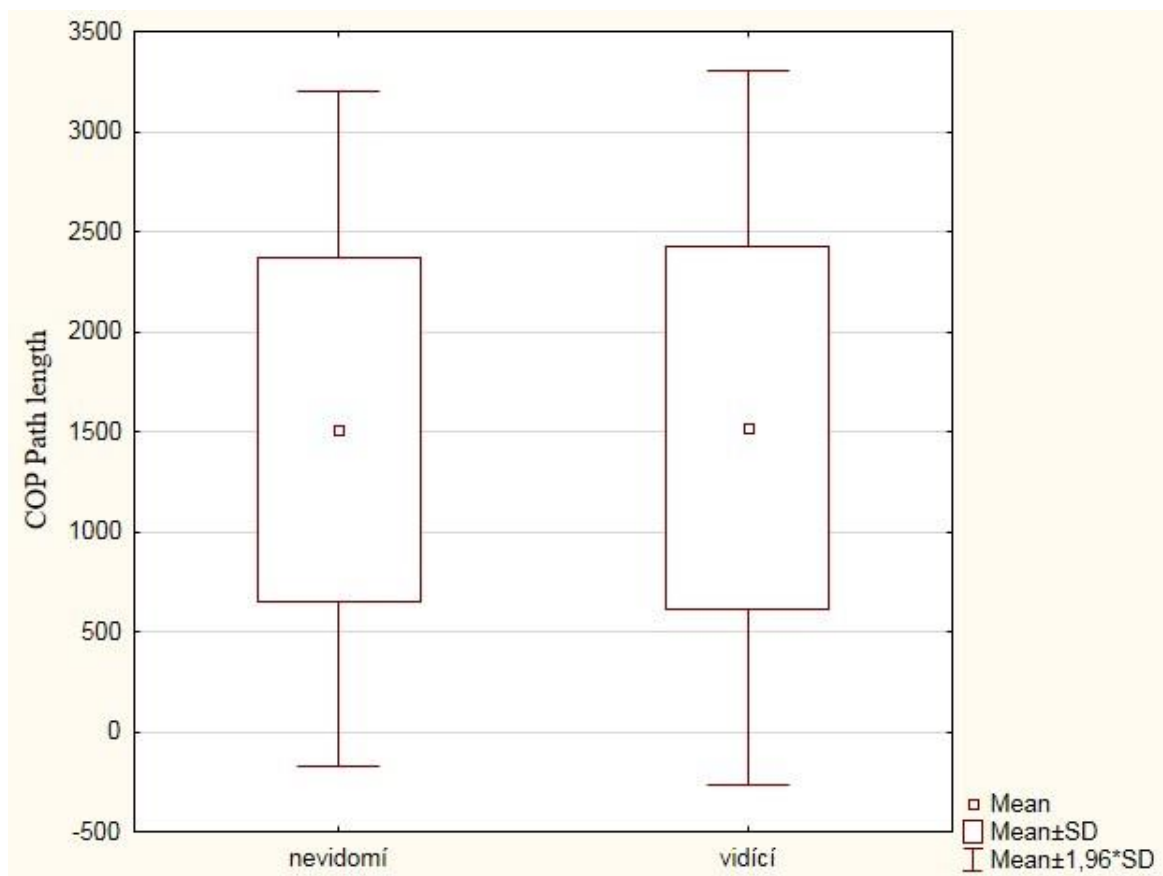
Pomocí Mann-Whitney U testu bylo vypočítáno a následně zaokrouhлено $p = 0,103$, nebyl tak prokázán statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Nulovou hypotézu H_02 proto nelze zamítnout, alternativní hypotézu H_{A2} nelze potvrdit. Výsledek je názorně uveden ve formě krabicového grafu na Obrázku 5.



Obrázek 5 Krabicový graf parametru COP Path Length při dual-task u skupiny nevidomých a vidících probandů

4.2.3 Stoj na molitanové podložce

V Mann-Whitney U testu vyšla po zaokrouhlení hodnota $p = 0,948$, na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi porovnávanými skupinami. Výsledek je ukázán na Obrázku 6. Nulovou hypotézu H_02 nelze z tohoto důvodu zamítnout, alternativní hypotézu H_{A1} nelze potvrdit.



Obrázek 6 Krabicový graf parametru COP Path length při stoji na molitanové podložce u skupiny nevidomých a vidících probandů

4.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

Hypotéza H₀₃ zněla: *Není rozdíl mezi skupinou nevidomých a skupinou vidomých probandů v měřeném parametru COP Average Velocity:*

- a) při bipedálním stoji o přiměřené bázi
- b) při dual-task úkolu
- c) při stoji na molitanové podložce.

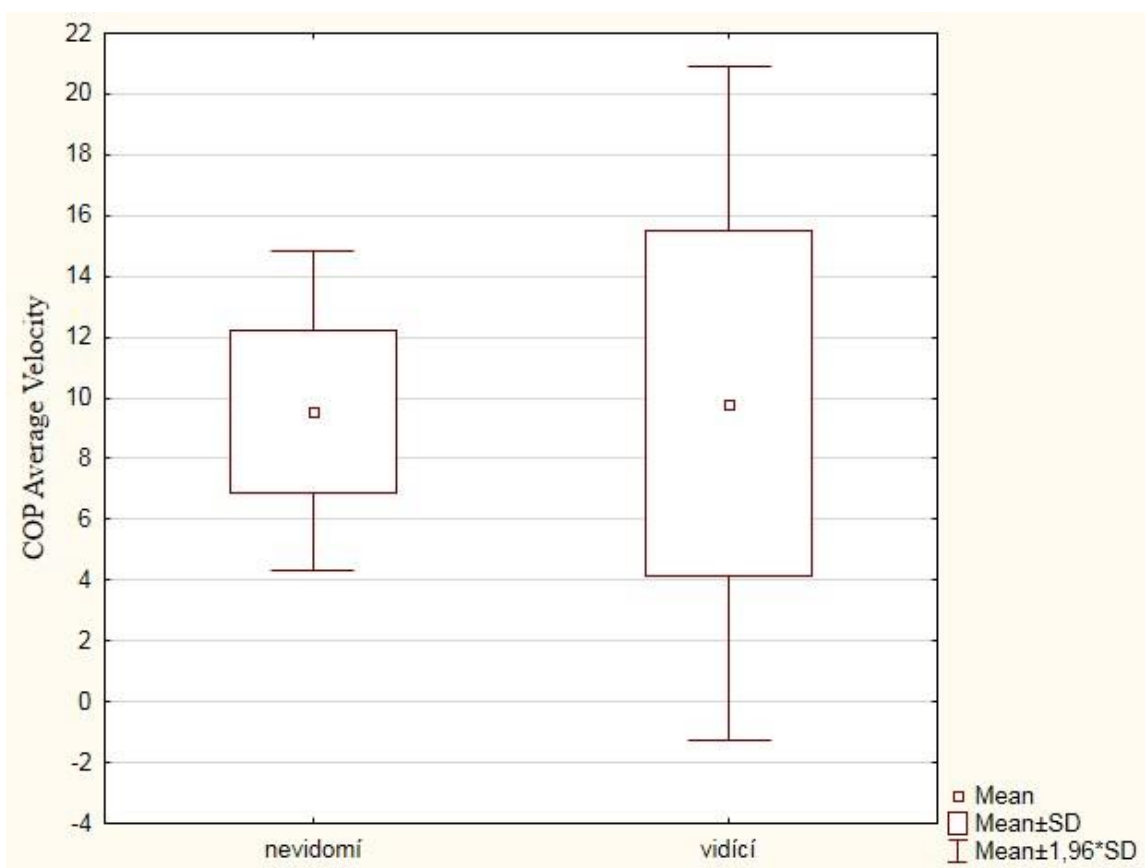
Data v Tabulce 3 znázorňují hodnotu signifikance p a popisnou statistiku měřeného parametru COP average velocity v rozdílných posturálních situacích u skupiny nevidomých a vidících probandů.

Tabulka 3 Popisná statistika pro parametr COP Average Velocity

COP Average Velocity [mm/s]	nevidomí			vidící			p
	medián	minimum	maximum	medián	minimum	maximum	
bipedální stoj	9,57	5,30	14,10	8,27	4,77	23,50	0,601
dual-task	10,03	4,70	23,93	8,13	4,43	18,30	0,103
stoj na molitanu	153,57	45,17	306,67	144,67	51,03	332,63	0,896

4.3.1 Bipedální stoj o přiměřené bázi

Nulová H_0 a alternativní hypotéza H_A byla ověřena Mann-Whitney U testem. Bylo zjištěno a následně zaokrouhлено $p = 0,601$, nebyl tak potvrzen statisticky významný rozdíl na hladině signifikance $p < 0,05$. Nulovou hypotézu H_0 proto nemůžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy H_A . Pro přehlednost je výsledek uveden ve formě krabicového grafu na Obrázku 7.



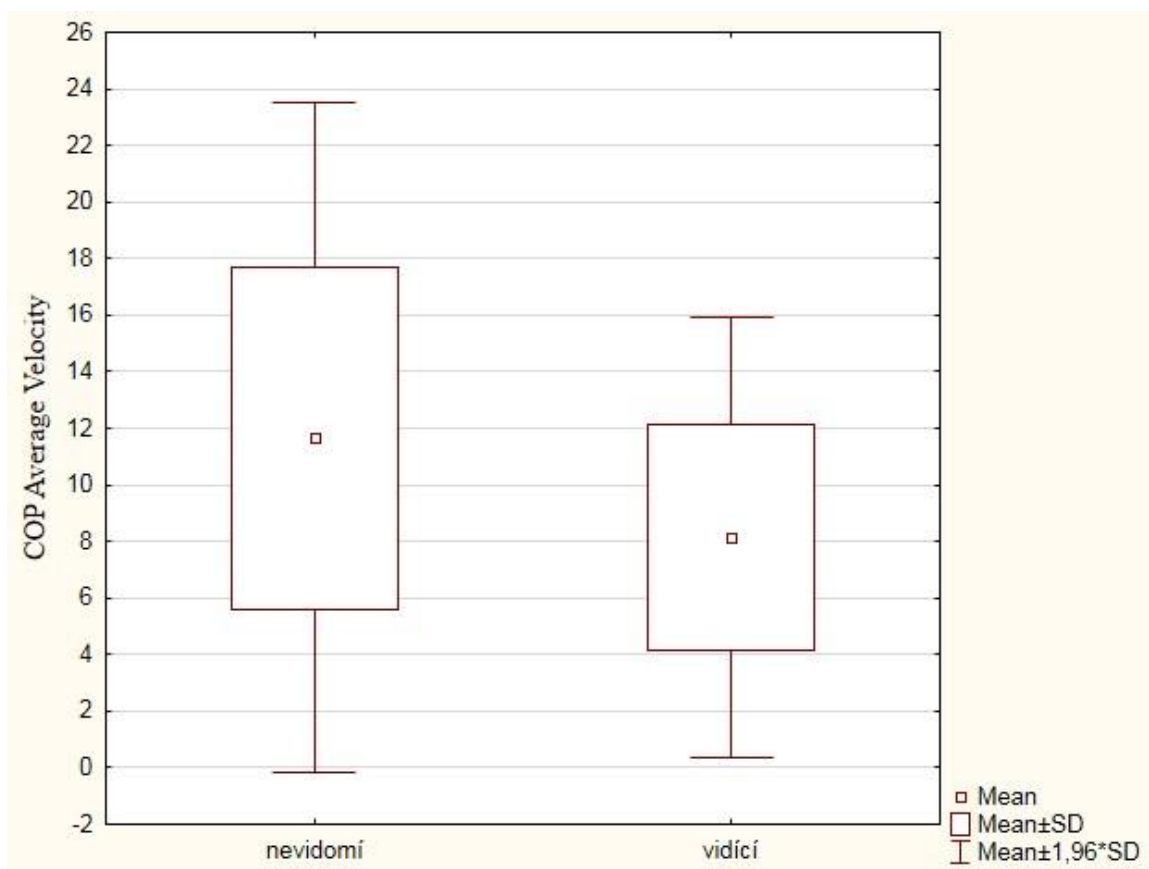
Obrázek 7 Krabicový graf parametru COP Average Velocity při klidném bipedálním stoji u skupiny nevidomých a vidících probandů

Pomocí Wilcoxonova testu nebyla zjištěna statistická významnost na hladině statistické významnosti $p < 0,05$, v porovnání bipedálního stoje se zavřenýma (EC) a následně také s otevřenýma (EO) očima. Přičemž u porovnání stoje nevidomých probandů bylo $p = 0,638$, u vidících při stoji s EC a EO bylo $p = 0,929$.

4.3.2 Dual-task úkol

V Mann-Whitney U testu bylo vypočítáno a následně zaokrouhлено $p = 0,103$, nebyl tak prokázán statisticky významný rozdíl na hladině signifikance $p < 0,05$. Nulovou hypotézu H_0

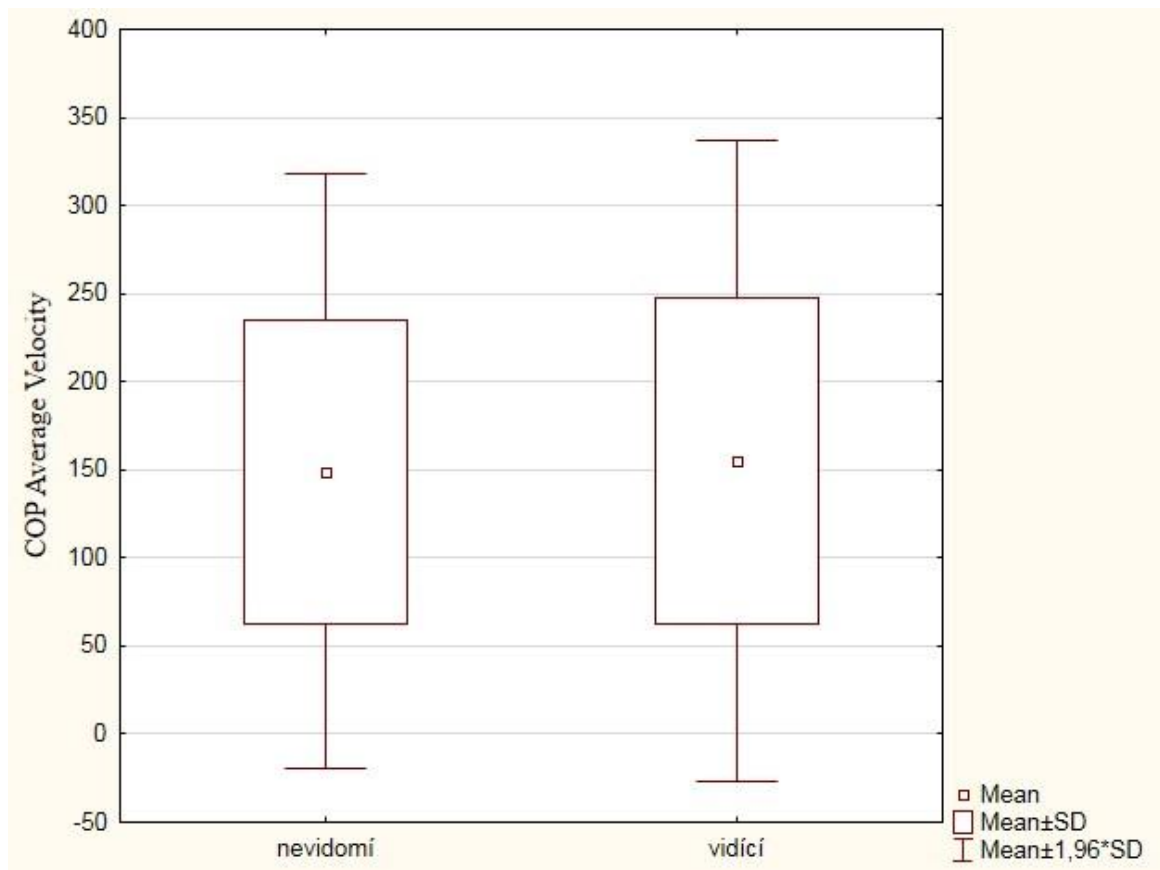
proto nelze zamítnout, alternativní hypotézu H_{A3} nelze potvrdit. Pro přehlednost je výsledek přiložen jako krabicový graf na Obrázku 8.



Obrázek 8 Krabicový graf parametru COP Average Velocity při dual-task u skupiny nevidomých a vidících probandů

4.3.3 Stoj na molitanové podložce

Pomocí Mann-Whitney U testu vyšla po zaokrouhlení hodnota $p = 0,896$, na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi měřeními skupinami. Nulovou hypotézu H_03 nelze z tohoto důvodu zamítnout, alternativní hypotézu H_{A3} nelze potvrdit. Výsledek je v textu názorně uveden jako Obrázek 9.



Obrázek 9 Krabicový graf parametru COP Average Velocity při stoji na molitanové podložce u skupiny nevidomých a vidících probandů

5 DISKUSE

Cílem této kapitoly je diskutovat výsledky získané měřením, zhodnotit zvolenou metodologii, určit možné limity práce a konfrontovat data s jinými studiemi, které se zabývají podobnými tématy.

Vzhledem k tomu, že je stabilita základním předpokladem pro bezpečný a samostatný pohyb v interiéru i terénu, je velmi důležité uvědomit si, jak velký deficit v posturální rovnováze mají jedinci, kteří trpí nevidomostí na obě oči (Osoba et al., 2019, s. 143-144).

5.1 Diskuse k metodice práce

Před zahájením samotného měření nechali Campayo-Piernas a kolektiv (2017, s. 1271) své vidící jedince, aby si prohlédli místnost, kde se výzkum odehrával, nevidomým probandům umožnili ohmatání prostoru výzkumné laboratoře. Ve studii Vařeky a kolektivu (1999, s. 493) byly testovány dvě skupiny: vidící a zcela nevidomí. U vidících proběhly nejprve testy s otevřenými očima, tudíž se tyto jedinci mohli zorientovat v prostoru, oči jim byly zakryty až následně. U nevidomé skupiny k seznámení s prostorem nedošlo. Pro nevidomé mohla být neznalost okolního prostoru více stresující, než pro vidící, kteří si okolí prohlédli. Výsledky mohly být tedy ovlivněny neznalostí prostředí, což se mohlo promítnout do posturální kontroly jednotlivců. Na rozdíl od zmíněného výzkumu byly v naší práci oběma testovaným skupinám zakryty oči maskou ještě před vstupem do kineziologické laboratoře, aby se předešlo případnému vlivu stresu z neznámého prostředí na výsledky měření.

První testovanou posturální situací byl klidný bipedální stoj o přiměřené bázi (McIlroy, Maki, 1997, s. 68 - 69). Byl vybrán především pro svou snadnou proveditelnost. Množství studií, které ho také využily, poskytuje porovnatelnost získaných výsledků (Sadowska, Krzepota, 2016, s. 235; Danna-Dos-Santos et al., 2014, s. 77). Při využití dual-task úkolu, jakožto druhé části měření, bylo důležité zvolit adekvátně složitý úkon. V této práci musel být navíc vybrán úkol, který primárně nevyužívá vizuální informaci. Z tohoto důvodu bylo zvoleno zpětné odečítání čísla 7 od čísla 100 (Sprenger et al., 2017, s. 2, Bergamin et al., 2014, s. 3, Moghadam et al., 2011, s. 652, Rankin et al., 2000, s. 113). Při třetí posturální situaci využitě v této práci byla, pro zvýšení nároků na udržení stability, použita 15 cm vysoká pěnová podložka. Podobné měkké podložky využili také Sprenger a kolektiv (2017, s. 5), Moghadam a kolektiv (2011, s. 652), či Bechyňák a Čákr (2011, s. 86-87).

Zkoumané posturografické parametry

V této diplomové práci byly vybrány tři parametry, které se v jednotlivých posturálních situacích sledovaly a vzájemně porovnávaly, prvním z nich byla 95% Confidence Ellipse Area. Tento parametr využili ve své práci například Dewhurst, Peacock a Bampouras (2015, s. 129) či Daniel a kolektiv (2011, s. 112) nebo Duncan a kolektiv (2017, s. 270).

Druhým ze zkoumaných parametrů byla délka pohybu COP (Path Length). Tento parametr byl zvolen například v práci Russo a kolektivu (2018, s. 3), či ve studii Bednarczuk a kolektivu (2017, s. 11). Ve výzkumu, který realizovali Ustinova a Langenderfer (2013, s. 98) byl testován vliv kontaktu horní končetiny s holí na posturální stabilitu ve stoji. Test byl proveden nejprve při otevřených očích v bipedálním stoji, v tandemovém stoji a na závěr v bipedálním stoji se zavřenými očima. Všechny tyto situace byly nejdříve provedeny bez kontaktu s předmětem a následně také v kontaktu s holí, která byla držena v horizontální poloze.

Posledním sledovaným parametrem práce byla průměrná rychlost pohybu COP (Average Velocity). Stejný parametr využívali ve své studii Cieślińska-Świder, Furmanek a Błaszczyk (2017, s. 163), nebo Costa de Mello a kolektiv (2017, s. 152), či Bednarczuk a kolektiv (2017, s. 11). Také Mogdaham a kolektiv (2011, s. 654) vybrali stejný parametr a označují ho ve své práci jako jeden z nejpresnějších parametrů pro charakterizaci posturální stability. Tento názor byl potvrzen dále i v review (Ruhe, Fejer, Walker, 2010, s. 444) nebo ve studii, kterou prováděli Rafal a kolektiv (2011, s. 21). Dle našich výsledků byla však nejcitlivějším parametrem 95% Confidence Ellipse Area, jelikož se při dual-task úkolu statisticky významně lišila u jednotlivých skupin.

5.2 Bipedální stoj

Bipedální stoj je ve výzkumech posturální stability často využíván (Sadowska, Krzepota, 2016, s. 235, Danna-Dos-Santos et al., 2014, s. 77), a to jak u dospělých, tak u dětí (Klavina, Zusa-Rodke, Galeja, 2017, s. 107). Tento typ stoje je nejméně náročným, proto byl zvolen také v této práci jako první zkoumaná situace. Hojně se modifikuje na stoj s otevřenými a zavřenými očima, nebo na stoj na měkké podložce. Jednoduše se tak dají otestovat různé senzorické podmínky (Cruz-Montecinos et al., 2017, s. 421, Bermejo et al., 2015, s. 491). V našem výzkumu byl bipedální stoj využit ve všech třech testovaných situacích. Nejprve jako klidný bipedální stoj, následně jako bipedální stoj s dual-task úkolem

a jako třetí byl zvolen stoj na pěnové podložce. Při všech zmíněných testech byly probandům zakryty obě oči. Nejstabilnější pozicí byl, dle předpokladů, klidný bipedální stoj.

5.3 Dual-task úkol

Základním předpokladem bylo, že se sledované rovnovážné parametry spolu s kognitivním úkolem zhorší. Tak tomu bylo ve studii, kterou provedli Rankin a kolektiv (2000, s. 115). Experiment byl proveden na dvou skupinách dospělých lidí, v první skupině bylo 14 zdravých jedinců ve věku od 21 do 36 let, druhou skupinu tvořilo 12 lidí ve věku od 68 do 87 let. Při početním dual-task úkolu bylo zjištěno, že se starší jedinci zhoršili ve stabilitě markantněji než mladší skupina, což bylo podpořeno navíc výsledky z EMG. Tento výsledek byl autory vysvětlen jako menší kapacita, která při dual-task úkolu zbývala na zajištění rovnováhy starších probandů. Stejného výsledku ve své práci dosáhli Sertel a kolektiv (2017, s. 4) nebo Estevan a kolektiv (2018, s. 429). Zabývali se v ní adolescenty a vlivem dual-task na jejich posturální stabilitu, která se při provádění kognitivních úkolů opět zhoršila.

Během testování dual-task úkolu v naší práci byla horší posturální stabilita zaznamenána pouze u skupiny nevidomých, u vidící skupiny byly parametry balance naopak lepší, než při klidném bipedálním stoju. Ke stejnému výsledku došli také v dalších studiích (Ross et al., 2011, s. 303). Někteří autoři zlepšení vysvětlují jako možnost vizuální fixace probandů na obrazovku s určitým obrazem či úkolem, která je umístěna před nimi (Broglia, Tomporowski, Ferrara, 2005, s. 691-692), což vzhledem k zaměření této práce na nevidomé probandy nebylo možné použít. K významné změně při přidání dual-task úkolu ke stoju nedošlo ani při testování Sprengera a kolektivu (2017, s. 5). V práci Drozdova-Statkevičienė a kolektivu (2018, s. 154) byly využity dva dual-task úkoly, jedním z nich bylo počítání. Jedincům byla hlášena předem namluvená čísla a početní úkony a na konci měli nahlas vyslovit výsledek. Druhým kognitivním úkolem bylo zapamatování si co nejvíce slov. Celkem deset slov bylo probandům postupně prezentováno z audionahrávky. Po vyslechnutí všech slov měli jedinci vyjmenovat ta, která si zapamatovali. Ačkoli se posturální stabilita testovaných zhoršila, nebyl tento výsledek statisticky významný.

Ve studii, která využívala dual-task bez vizuální informace, také nedošlo u probandů k významné změně posturální stability. Jedinci byli testováni jak s otevřenýma, tak se zavřenýma očima. Jako dual-task úkol byl zvolen Auditory Stroop test: testovaným jsou prostřednictvím sluchátek prezentována slova namluvená mužským nebo ženským hlasem a úkolem je přiřadit je správně k mužskému či ženskému rodu, přičemž hlas rodu náhodně

odpovídá nebo se liší (Mohammadi-Rad, 2016, s. 326). Ghoochani a kolektiv (2016, s. 208-209) využili pro svůj výzkum také Auditory Stroop task (stejně jako Sherafat et al., 2014, s. 172), nejprve měřili probandy (průměrný věk 61 let) při bipedálním stoji na silové plošině s otevřenými očima, následně se zavřenými očima, poté s otevřenými očima a dual-task situací a poslední měření proběhlo se zavřenými očima a dual task situací. Z výsledků této studie vyplynulo, že nejnáročnější byla pro jedince situace se zavřenými očima a dual-task úkolem, nejjednodušší byla naopak část v bipedálním stoji s otevřenými očima.

V našem testovaném souboru se nacházeli také čtyři jedinci starší šedesáti let. Naměřené parametry posturální stability se však v jejich případě významně nelišily od výsledků ostatních. To mohly zapříčinit námi vybrané nedostatečně náročné posturální situace. V následujících studiích bylo naopak potvrzeno, že stárnutí posturální stabilitu negativně ovlivňuje. Melzer a kolektiv (2000, s. 190-191) ve svém výzkumu porovnávali mladší (věk 20-34 let) a starší (věk 75-84 let) jedince v různých posturálních podmínkách a s přidáním dual-task úkonu. Jako kognitivní úkol byl vybrán modifikovaný Stroop test s vizuální informací. Testovaní lidé měli za úkol číst řadu slov, která byla napsaná barevně, tato barva se však neshodovala s významem slova. Slovo modrá tak bylo například napsáno žlutou barvou. Z tohoto testování bylo patrné, že se významně zhoršila stabilita starší skupiny, u mladších jedinců byl rozdíl při provádění kognitivního úkolu také zřetelný, ale výchylky trupu nebyly statisticky významné. Z této studie vyplývá, že ve starším věku je udržení stability pro člověka náročnější na využití pozornosti, než v mladším věku. V review (Osoba et al., 2019, s. 143), které se zabývalo chůzí a rovnováhou ve stoji u starší populace, je uvedeno, že se jedinec ve starším věku více spoléhá na zrak, než na ostatní smysly. Titubace trupu se spolu s přibývajícím věkem také zvyšují, kotníková strategie je postupně vystřídána kyčelní. Všechny zmíněné faktory negativně působí na stabilitu a mohou zapříčinit větší frekvenci pádů starších lidí.

Dalším faktorem, u kterého se zdá, že značně ovlivňuje výsledky dual-task úkolů, je způsob instruktáže probanda při jejich provádění. Při našem výzkumu byla dána všem probandům stejná jednoduchá instrukce k postupnému odečítání čísla 7 od čísla 100. Výsledky odečítání byly jedinci vyslovovány nahlas a kontrolovány. Instrukce nebyla nijak zaměřena na udržení pozice bipedálního stoje. Ve studii, jejímiž autory jsou Burcal, Drabik a Wikstrom (2014, s. 312), bylo prokázáno, že je-li instrukce podána se zaměřením se na rovnováhu („Snažte se stát co nejstabilněji.“), zhorší se balanční parametry měřeného jedince. Tedy pokud dáme informaci zaměřenou pouze na dual-task úkol, sledované parametry se naopak zlepšují. V jiné práci (Richer, Polskaia, Lajoie, 2017, s. 24) se měli testovaní probandi

co nejvíce soustředit na minimalizaci pohybů boků při bipedálním stoji a následně v dalším testu provádět početní úkony. Jejich rovnováha se podstatně zhoršila při zaměření se na klidný stoj a naopak se výrazně zlepšila při početním úkonu.

5.4 Stoj na molitanové podložce

Tato situace byla pro testované dle měřených parametrů nejnáročnější na posturální stabilitu. Podobnou měkkou podložku využili ve studii Sprenger a kolektiv (2017, s. 5) či Moghadam a kolektiv (2011, s. 652). Z jejich výsledků vyplývá, že je nutné zvolit dostatečně náročné podmínky, aby došlo k adekvátnímu ztížení zajištění posturální stability, pokud se jedná o testování zdravých jedinců. Stejně výsledky prokázali ve své práci také Bechyňák a Čákr (2011, s. 86-87), kteří prováděli výzkum se třemi skupinami dětí. Pěnová podložka byla v jejich studii využita pro bipedální stoj, stoj na jedné a poté na druhé dolní končetině. Zmíněné situace byly provedeny s otevřenými a následně se zavřenými očima. Největší rozdíly byly zaznamenány při stoji na pěnové podložce a jedné dolní končetině se zavřenými očima. To znamená, že je nutno zvolit dostatečně složitou situaci, aby byly odchylky mezi situacemi dostatečně patrné. Yi a Park (2009, s. 363) zvolili pěnovou podložku ve své práci z důvodu zvýšení proprioceptivních vjemů. Při stoji na dostatečně měkké a vysoké podložce by měly v řízení rovnováhy převažovat informace z vestibulárního systému, neboť informace z proprioceptorů se díky měkkému povrchu ve zvýšené míře neustále mění.

5.5 Vliv ztráty zraku na posturální stabilitu

Z výsledků této diplomové práce je patrné, že nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi vybranými skupinami. Dle naměřených dat se zdá, že přestože mají nevidomí delší čas na adaptaci na ztrátu zraku, nejsou v porovnání s vidícími probandy s „krátkodobou nevidomostí“ v posturálních úkolech lepší. Tento výsledek byl zjištěn i v dalších studiích (Campayo-Piernas et al., 2017, s. 1277; Schmid et al., 2007, s. 2098).

Studie Wu a Lee (2015, s. 17, 19) porovnávala 28 zdravých jedinců bez poruch zraku ve třech různých posturálních situacích. První situací byl stoj s otevřenými očima, druhou stoj s otevřeným levým okem a třetí stoj se zavřenými očima. Největší výchylky COP byly, dle předpokladu, zaznamenány ve třetím případě. Při stoji s otevřeným levým okem byly výsledky taktéž horší, než při bipedálním stoji s otevřenými očima. S vyloučením vizuálního vstupu zbývá pro udržení rovnováhy především propriocepce a vestibulární aparát. Na konci našeho testování byly oči testovaným odkryty a parametry při klidném bipedálním stoji byly změřeny navíc také s otevřenými očima. Bylo zjištěno, že se stabilita obou skupin zlepšila,

ale toto zlepšení nebylo natolik výrazné, aby bylo statisticky významné. Ke stejnému výsledku došli ve studii Bermejo a kolektiv (2015, s. 493), kteří testovali posturální stabilitu vojáku před a po zátěži. Vybrali bipedální stoj s otevřenýma a zavřenýma očima a dále postoj spojený s držením střelné zbraně. Při testování bez zátěže nebyl významný rozdíl mezi stojem s otevřenýma a zavřenýma očima, stoj se střelbou se významně lišil. Po zátěži se rozdíly mezi jednotlivými situacemi zvýraznily a byly označeny jako statisticky významné.

Schmid a kolektiv (2007, s. 2098) provedli experiment s 25 nevidomými lidmi, u 13 z nich byla nevidomost vrozená, u 12 získaná. Jako kontrolní skupina byli vybráni zdraví lidé, bez postižení jakéhokoli ze smyslů. Nejprve byl proveden test klidného bipedálního stoje s otevřenýma a následně se zavřenýma očima, poté byly testovány podtrhy plošiny v předozadním směru, a to opět s otevřenýma a následně zavřenýma očima. Zatímco se u kontrolní skupiny projevilo výrazné zhoršení při zavřených očích, u skupiny nevidomých nebyl významný rozdíl mezi jednotlivými situacemi. Přestože se vidící subjekty v testu se zavřenýma očima dle předpokladu zhoršily oproti otevřeným očím, udržely rovnováhu srovnatelně, jako nevidomí jedinci. Skupina nevidomých byla navíc pro srovnání rozdělena na získané a vrozené slepce. Ani při porovnání těchto dvou skupin nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly, stejně tak tomu bylo i v našem testování. Skupiny však byly příliš malé na to, aby mohly být výsledky adekvátně statisticky vyhodnoceny.

Ztráta vizuální informace je zásadní i pro funkci a kalibraci ostatních smyslů, což dokládají také Prechtl a kolektiv ve své práci (2001, s. 201). Stejného výsledku dosáhli Blomqwist a Rehn (2007, s. 134), ti porovnávali skupinu vidících a nevidomých v dynamickém stoji na jedné dolní končetině. Výsledkem testování bylo, že nevidomí měli tendenci k horším výsledkům i v případě, že byly vidícím probandům zakryty oči šátkem. Horší výsledky v posturálních úkolech při porovnání nevidomých a vidících jedinců se zakrytýma očima ukázali také Giagazoglou a kolektiv (2009, s. 571). Výsledky studie Campayo-Piernas a kolektivu (2017, s. 1277) naznačují, že mozková neuroplasticita není zřejmě schopna plně vykompenzovat absenci zraku, a to ani při jeho dlouhodobé deprivaci. Ve zmíněném výzkumu bylo provedeno testování nevidomých atletů. Ačkoli lze u těchto jedinců předpokládat kvalitnější posturální stabilitu v porovnání s nesportujícími osobami, ani zde nebyly výsledky vidící kontrolní skupiny se zavřenýma očima v porovnání s uvedenými sportovci horší.

Výzkum, který prováděli Rutkowska a kolektiv (2015, s. 107), ukázal, že ztráta zraku u dětí negativně ovlivňuje jejich stabilitu již od útlého věku. Toto ovlivnění není nijak spojeno s pohlavím jedince, ale naopak přímo souvisí se stupněm ztráty zraku. Jestliže mělo dítě

zbytky zraku (v jakékoli míře), bylo na tom z pohledu posturální kontroly lépe v porovnání s dítětem zcela nevidomým a to i přes to, že měly všechny děti během experimentu zavázané oči. Zipori a kolektiv (2018, s. 3) se zabývali posuzováním posturální stability u tří skupin dětí. První skupina trpěla strabismem, druhá tupozrakostí a třetí zahrnovala pouze děti bez jakéhokoli vizuálního postižení. Bylo prokázáno, že mezi dětmi se strabismem a tupozrakostí není žádný významný rozdíl, ovšem v porovnání se třetí zdravou skupinou byly tyto děti výrazně horší v rovnovážných funkcích. Práce Lions (2016, s. 130) zkoumala rovněž děti trpící strabismem, v tomto výzkumu bylo ukázáno, že pokud mohou děti používat svou vizuální, ač značně redukovanou, zrakovou kontrolu, je jejich stabilita výrazně lepší, než pokud musí zavřít obě oči.

V jedné ze studií (Vercillo, Tonelli, Gori, 2017, s. 3-4) bylo zkoumáno zpracování sluchového podnětu nevidomou a vidící skupinou. Úkolem bylo identifikovat reproduktor, ze kterého se právě ozval zvuk, a to ve třech různých situacích. Nejprve se nehýbal ani zvuk ani hlava testovaného, následně se pohyboval zvuk a poslední situací byl pohyb zvuku se současným pohybem hlavy. Bylo zjištěno, že pohyb hlavy významně ovlivnil prostorové vnímání zvuku u nevidomých, všechny zvuky lokalizovali spíše doleva a lépe kontrolovali ty periferně umístěné. Závěrem této studie bylo, že společně s poškozeným zrakem je pozměněno také vnímání zvuku. Jednotlivé smysly se vzájemně ovlivňují, tím se zabývalo také review Gori (2015, s. 91-92). Zdá se, že multisenzorická integrace je vyvinuta až kolem osmi let dítěte. Možným vysvětlením, proč k tomu dochází tak pozdě, je že do té doby se výrazně mění anatomie (délka končetin, velikost očí a vzdálenost mezi očima). Názor, že nevidomí jedinci nejsou, ani přes značnou mozkovou neuroplasticitu a kompenzační mechanismy, schopni zcela vykompenzovat ztrátu zraku, podpořilo také systematické review (Parreira, Grecco, Oliveira, 2017, s. 166).

Zcela opačné výsledky však prezentovali ve své studii Nakata a Yabe (2001, s. 472). Vybrali si dvě skupiny po dvaceti nevidomých lidech: se získanou a vrozenou slepotou, tyto jedinci museli nevidomostí trpět déle než tři roky. Tato podmínka byla použita i v této diplomové práci. Účastníci byli testováni pomocí Berg Balance Scale (BBS) a pomocí motorické části testu FIM. Obě skupiny vykazovaly v prováděných testech podobné výsledky, které naznačovaly, že jejich schopnost provádět zadané úkoly a udržet rovnováhu není narušena. To by poukazovalo na to, že se jedinec dokáže bez větších problémů adaptovat na ztrátu zraku díky změnám obvykle označovaným jako mozková neuroplasticita. Vzhledem k tomu, že nebyl zjištěn rozdíl mezi kongenitální a získanou nevidomostí, podporuje tento výsledek značnou možnost kompenzace pomocí ostatních funkčních sensorických systémů.

Russo a kolektiv (2017, s. 444) uvedli, že výsledky jejich výzkumu naznačují, že dlouhodobá nevidomost je schopna výrazně měnit posturální kontrolu. Reakce těla může být buď ve sníženém, nebo zvýšeném pohybu COP, a to v závislosti na prostředí. Pohyb COP by tedy neměl být brán pouze jako kompenzace nebo deficit, ale jako individuální specifická, která je spojena s posturálními potřebami nevidomých.

Existuje řada studií zaměřující se na nevidomé jedince, ale také na jedince bez zrakového postižení, kteří se z nějakého důvodu spoléhají na zrak více, než ostatní (Costa de Mello et al., 2017, s. 152, 154; Deutschländer et al., 2009, s. 352; Seemungal et al., 2007, s. 4254). Ve studii Costa de Mello a kolektivu (2017, s. 152, 154) proběhlo otestování baletních tanečnicků a netančících osob ve stoji na jedné dolní končetině se zrakovou kontrolou a následně s jejím vyloučením. Z výsledků této práce vyplývá, že jsou baletní tanečníci více závislí na zrakové kontrole, nežli netančící jedinci. Tento výsledek je v práci vysvětlován jako důležitost vizuální zpětné vazby při tanečních trénincích (neustálá kontrola v zrcadle).

Deutschländer a kolektiv (2009, s. 352) provedli výzkum pomocí funkční magnetické rezonance, porovnávali mezi sebou skupinu vidících a nevidomých probandů při imaginaci pohybu z pohledu první osoby (člověk si představuje sám sebe při daném pohybu). Bylo zjištěno, že se nevidomým testovaným aktivují části mozku zodpovědné za zpracování vestibulárních informací. Výsledky naznačily, že se musí nevidomí při pohybu pravděpodobně více spoléhat na feedback z vestibulárního systému, než je tomu u vidících osob. U těch byly naopak aktivní mozkové oblasti pracující především s vizuálními informacemi.

Ve studii, kterou prováděli Seemungal a kolektiv (2007, s. 4254), bylo ukázáno, že ani vestibulární aparát není zřejmě u nevidomých osob zcela intaktní. Při výzkumu bylo zjištěno, že dochází k chybné interpretaci informací získaných vestibulárním aparátem. Výsledky naznačují, že zrak upravuje a doplňuje vestibulární informace. Z tohoto důvodu se pravděpodobně liší vestibulární vjem nevidomých a vidících. Výzkum Sprengera a kolektivu (2017, s. 6), týkající se probandů s bilaterálním vestibulárním poškozením. Prokázal, že jsou zkoumaní jedinci schopni udržet posturální stabilitu, a nelišit se tak výrazně od zdravých jedinců. To je splněno pouze za podmínky, že je jim ponechána vizuální kontrola. Jakmile došlo ke zrakové deprivaci, jejich balance se významně zhoršila.

Palm a kolektiv (2009, s. 329-330) ve své práci porovnávali posturální reaktivitu 23 zdravých dospělých jedinců. Zvolené situace byly prováděny na silové plošině se zrakovou kontrolou nebo bez ní a se sluchovým vstupem či bez něho. Jako sluchový vjem byla použita instrumentální hudba, která byla probandům prezentována do sluchátek. Nejlepší výsledky

byly zaznamenány při bipedálním stoji s otevřenými očima, zatímco při zavřených očích byly parametry naopak nejhorsí. Použitý sluchový vstup neměl na posturální stabilitu zdravého jedince, na rozdíl od zraku, významnější vliv. Naopak Sioud, Khalifa a Houel (2019, s. 177) ve své práci ukázali, že pokud stojí nevidomý člověk v prostoru, ve kterém se za ním ozývá zvukový podnět, je jeho stabilita lepší, než pokud je v místnosti naprosté ticho. Balance se při zmíněné situaci více přibližuje stabilitě vidících osob.

Ve studii Hallemans a kolektivu (2010, s. 550-551) byla zkoumána chůze nevidomých a vidících probandů se zakrytými očima. Výsledky naznačily, že jakmile jsou vidícím lidem při chůzi zakryty oči, dochází ke stejným úpravám krokového cyklu jako u nevidomých – zkrátí se krok, zkrátí se švihová fáze, sníží se kadence kroků i celková rychlost chůze. Tyto změny kolektiv autorů vysvětluje jako zvýšené využití plosky dolní končetiny pro získání kvalitní haptické informace o terénu, ve kterém se jedinec právě nachází.

5.6 Možnost zlepšení posturální stability nevidomých

Dalším aspektem, který může výrazně ovlivnit rovnováhu nevidomých osob, je haptický kontakt s pevným předmětem. Není rozdíl v tom, zda se jedinec opírá hůlkou o zem, nebo zda se přímo dotýká prstem pevného předmětu, podstatné je, že se jeho posturální stabilita zlepšuje a výrazně se zmenšuje titubace trupu (Sozzi et al., 2018, s. 11).

Jiným přístupem v řešení posturální kontroly nevidomých může být cílený balanční trénink. Touto problematikou se zabývali Rogge a kolektiv (2019, s. 15). Zkoumali, zda balanční terapie zlepšuje stabilitu nevidomých jedinců. Sedm zcela nevidomých zařadili do skupiny, která se podrobila balančnímu tréninku, dalších sedm pak vybrali pro relaxační terapii, při které se stabilita netrénovala. Terapie probíhala 12 týdnů, v každém týdnu dvakrát. Při kontrolním testování bylo zjištěno, že se statická i dynamická posturální stabilita u jedinců trénujících balanční výrazně zlepšila. Pomocí magnetické rezonance bylo navíc ukázáno, že došlo ke strukturálním plastickým změnám v mozkových oblastech, které jsou spojené se zpracováním vestibulárních a propioceptivních informací.

5.7 Limity studie

Přes snahu vyvarovat se faktorům, které by mohly mít vliv na výsledky, má práce limity, které zde budou diskutovány. Jako hlavní limit se jeví malý počet probandů v obou měřených skupinách. Výzkumná skupina nevidomých byla navíc složena z jedinců úplně a prakticky nevidomých, čímž lze zkoumanou skupinu považovat za nehomogenní. Prakticky nevidomí jedinci ve skupině A výrazně převažovali. U těchto jedinců je zachován v různé

míře světlocit, jejich ztráta zraku tedy není úplná. Pro účely našeho měření byla tato skutečnost vyřešena maskou, kterou každý testovaný jedinec dostal ještě před vstupem do laboratoře. Pokud bychom však přihlédli k výsledkům jiných studií, může zrak, i pokud je významně zhoršený, vést ke kalibraci ostatních smyslů a podílet se na rovnovážných funkcích (Aydog, Aydog, Çakci, Doral, 2004, s. 229). Ačkoli to nebylo cílem naší práce, tato skutečnost se při porovnání skupiny prakticky a úplně nevidomých nepotvrdila. Je však nutné brát v potaz příliš malé skupiny, které nemohly být adekvátně statisticky porovnány.

Dalším výrazným limitem práce byl nestejný věk v porovnávaných skupinách. Testování nebylo možné provádět vždy ve stejnou denní dobu z důvodu nutnosti zabezpečení provozu kineziologické laboratoře.

5.8 Východiska pro praxi

Jak již bylo napsáno výše, význam zraku v posturální kontrole je nezpochybnitelný a jeho chybění se musí zásadním způsobem promítnout do řízení posturální stability. Práce Raye a kolektivu (2008, s. 61) upozorňuje na frekventovanější využívání kyčelní strategie u jedinců s poruchami zraku, což také může vést ke zvýšenému riziku pádů. Na tuto strategii udržování rovnováhy upozornili také Horvat a kolektiv (2003, s. 701). Uvádí, že zatímco u jedinců bez poruch zraku dochází k rychlým přechodům od kotníkové ke kyčelní strategii a naopak, u lidí s porušeným zrakem nejsou tyto plynulé přechody možné a výrazně převažuje strategie kyčelní. Studie, kterou prováděli Sadowska, Stemplewski a Szeklicki (2017, s. 261), pracovala s Limits of Stability. Výsledky ukázaly, že jsou limity stability nevidomých nižší, než data získaná měřením jedinců bez poruch zraku. To současně opět naznačuje větší riziko pádů a poranění u jedinců s poškozením zraku.

Willis a kolektiv (2013, s. 1052) provedli výzkum na třech skupinách probandů: vidící, nevidomí, nevidomí s frakční vadou. Testovali posturální stabilitu jednotlivých skupin za čtyř rozdílných podmínek, nejprve s otevřenými očima na pevné podložce, následně se zavřenými očima na pevné podložce, poté s otevřenými očima na pěnové podložce a nakonec se zavřenými očima na pěnové podložce. Výsledky ukázaly, že se stojem na pěnové podložce se zavřenými očima měli nevidomí jedinci značné problémy. Nebyli tedy schopni zajistit adekvátní posturální stabilitu v bipedálním stoju. To současně potvrzuje větší riziko pádů u nevidomých lidí. Stejný závěr byl nastíněn ve studii shrnující současné poznatky (Blaylock, Vogtle, 2017, s. 144) a také v review Legood, Scuffhan, Cryer (2002, s. 156). Výzkum Raye a kolektivu (2008, s. 61) zdůrazňuje nutnost fyzioterapeutické intervence u nevidomých jedinců, a to právě z důvodu častých pádů a nebezpečí úrazu. Následující práce (Ray, Wolf,

2010, s. 315), navazující na toto téma, ještě více podpořila výsledky předchozích studií. Výzkum (Cheung et al., 2008, s. 46), prováděný na nevidomých probandech (starší šedesáti pěti let), ukázal, že cílená terapie s fyzioterapeuty, která probíhala třikrát v týdnu 45 minut, po dobu 12 týdnů, výrazně zlepšila rovnovážné parametry těchto osob.

V práci Wiszomirska a kolektivu (2015, s. 2-3) byly porovnávány dvě skupiny probandů – vidících a nevidomí. Osoby se zrakovým postižením jím trpěly buď od narození, nebo již od raného dětství. Kontrolní skupina vidících probandů byla složena z jedinců bez jakéhokoli postižení zraku. Při prvním testování byla prokázána horší posturální stabilita u jedinců s poškozením zraku. Následně byli tito probandi po dobu tří měsíců podrobeni pohybové terapii a terapii vestibulárního aparátu. Cvičební jednotky probíhaly dvakrát v týdnu. Po uplynutí tří měsíců bylo testování provedeno znovu a bylo při něm zjištěno, že došlo k signifikantnímu snížení rozdílů mezi stabilitou jedinců s postižením zraku a kontrolní skupinou. Z tohoto výzkumu vyplývá, že by vestibulární terapie mohla kladně ovlivnit rovnováhu nevidomých lidí. Studie Jeter a kolektivu (2015, s. 10-11) také ukazuje pozitivní vliv tréninku vestibulárního a somatosenzorického systému na posturu a stabilitu, stejně jako práce Maćkowiak, Osiński a Salamon (2015, s. 71), která prokázala zlepšení rovnováhy nevidomých žen po senzomotorickém tréninku na nestabilní ploše.

ZÁVĚR

Hlavním cílem práce bylo ozřejmit, jaký vliv na stabilitu jedince má trvalá ztráta zraku a zda se od sebe nějakým způsobem liší posturální stabilita nevidomých a vidících osob s krátkodobým omezením zrakového vstupu.

Ačkoli nebyly prokázány statisticky signifikantní rozdíly mezi skupinami, výsledky práce naznačují, že nevidomý člověk není pravděpodobně schopen plně kompenzovat ztrátu zraku pomocí ostatních smyslů. Námi sledované parametry se nelišily u skupiny nevidomých a jedinců bez vizuální poruchy, kterým byly zakryty oči a byli tedy vystaveni pouze „krátkodobé nevidomosti“. Tyto výsledky nepodporují myšlenky některých autorů, že je ztráta zraku postupně plně vykompenzována vestibulárním systémem a propiocepcí. Výsledky se naopak přiklání k názorům, že je zrak kalibračním smyslem, který ovlivňuje ostatní sensorické vstupy. Pokud nefunguje fyziologicky, jsou negativně ovlivněny i jinak nepoškozené smysly.

Pokud byl testován bipedální stoj na pevné podložce, byl nejstabilnější, a to i při zavřených očích. Jestliže stoj probíhal na vysoké měkké podložce, byly výchylky těžiště naopak nejvyšší. Dual-task úkol se ukázal jako zajímavý test, neboť jednotlivé skupiny reagovaly zcela odlišně. Zatímco u nevidomé skupiny se balance vůči posturální stabilitě při bipedálním stoji zhoršila, u skupiny bez vizuální poruchy se parametry naopak zlepšily.

V rámci dalšího výzkumu by bylo zajímavé porovnat v rovnovážných úkonech skupiny získaných a kongenitálních nevidomých. V této práci byly zastoupeny obě zmíněné kategorie, ale pro statistické zpracování bohužel v příliš malém počtu.

Při vstupních rozhovorech s nevidomými probandy mnoho z nich zmínilo časté pády, přesto většina z nich aktivně sportovala a docházela do zaměstnání. Riziko pádu je u nevidomých lidí několikanásobně vyšší. Pokud jsou však zařazeni do terapie cílené na bilanci, mohou se v aspektech posturální stability výrazně zlepšit. Lepší porozumění principu posturální kontroly se zaměřením na její vizuální složku by mohlo dále vést k zefektivnění terapie nevidomých a jedinců s poruchami zraku.

REFERENČNÍ SEZNAM LITERATURY

AMEDI, A., MERABET, L. B., BERMPOHL, F., PASCUAL-LEONE, A. 2005. The Occipital Cortex in the Blind. *Current Directions in Psychological Science* [online]. 14(6), s. 306-311, [cit. 2019-02-05]. doi: 10.1111/j.0963-7214.2005.00387.x. ISSN 09637214. Dostupné z:

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=19546788&lang=cs&site=ehost-live>.

ANGELAKI, D. E., GU, Y., DEANGELIS, G. C. 2009. Multisensory integration: psychophysics, neurophysiology and computation. *Curr Opin Neurobiol* [online]. 19(4), s. 452-458, [cit 2018-11-7]. doi: 10.1016/j.conb.2009.06.008. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2749464/>.

AUTRATA, R., ČERNÁ, J. 2006. *Nauka o zraku*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. s. 226. ISBN 8070133627.

AYDOG, S. T., AYDOG, E., ÇAKCI, A., DORAL, M. N. 2004. Reproducibility of postural stability scores in blind athletes. *Isokinetics* [online]. 12(4), s. 229-232, [cit. 2019-03-11]. ISSN 09593020. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Reproducibility+of+postural+stability+scores+in+blind+athletes>.

BAUER, C., HIRSCH, G. V., ZAJAC, L., KOO, B. B., COLLIGNON O., MERABET, L. B. 2017. Multimodal MR-imaging reveals large-scale structural and functional connectivity changes in profound early blindness. *PLoS ONE* [online]. 12(3), s. 1-26, [cit. 2019-01-17]. doi: 10.1371/journal.pone.0173064. ISSN 19326203. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=121994032&lang=cs&site=ehost-live>.

BASLEROVÁ, P. 2012. *Katalog posuzování míry speciálních vzdělávacích potřeb - část II*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Pedagogická fakulta. ISBN 978-80-244-3051-5.

BEDNARCZUK, G., WISZOMIRSKA, I., MARSZALEK, J., RUTKOWSKA, I., SKOWRONSKI, W. 2017. Static Balance of Visually Impaired Athletes in Open and Closed Skill Sports. *Polish Journal of Sport and Tourism* [online]. 24(1), s. 10-14, [cit. 2019-05-01]. doi: 10.1515/pjst-2017-0002. Dostupné z: <https://search.proquest.com/docview/1913518440/fulltextPDF/303AFEAE68B48CCPQ/11?accountid=16730>.

BECHYŇÁK, V., ČAKRT, O. 2011. Vliv specifického biatlonového tréninku na posturální stabilitu dětí ve věku 12–15 let. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca* [online]. 26(2), s. 84-91, [cit. 2019-04-21]. ISSN: 1210-5481. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=126796574&lang=cs&site=ehost-live>.

BENEŠOVÁ, M., PREISS, M., KULIŠŤÁK, P. 2009. Neuroplasticita lidského mozku a její význam pro psychologii. *Československá Psychologie*. 53(1), s. 55-67, [cit 2019-16-1]. ISSN 1804-6436. Dostupné z: <https://search.proquest.com/docview/235717976?accountid=16730>.

BERGAMIN, M., GOBBO, S., ZANOTTO, T., SIEVERDES, J. C., ALBERTON, C. L., ZACCARIA, M., ERMOLAO, A. 2014. Influence of age on postural sway during different dual-task conditions. *Frontiers in aging neuroscience* [online]. 6(271), s. 1-7, [cit 2019-04-15]. doi: 10.3389/fnagi.2014.00271. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnagi.2014.00271/full>.

BERMEJO, J. L., GARCÍA-MASSÓ, X., GOMIS, M., NOÉ, F., HUERTAS, F., PABLOS, C., PAILLARD, T. 2015. The difficulty of postural tasks amplifies the effects of fatigue on postural stability. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 115(3), s. 489-495, [cit. 2019-04-28]. doi: 10.1007/s00421-014-3038-z. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=100928538&lang=cs&site=ehost-live>.

BIZOVSKÁ, L., JANURA, M., MÍKOVÁ, M., SVOBODA, Z. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. s. 125, ISBN 978-80-244-5259-3.

BLAYLOCK, S. E., VOGTLE, L. K. 2017. Falls prevention interventions for older adults with low vision: A scoping review. *Canadian Journal of Occupational Therapy* [online]. 84(3), s. 139-147, [cit. 2019-05-01]. doi: 10.1177/0008417417711460. ISSN 00084174. Dostupné z: <https://search.proquest.com/docview/1924819041/fulltextPDF/58EF9546E9FC4335PQ/1?accountid=16730>.

BLOMQUIST, S., REHN, B. 2007. Validity and reliability of the Dynamic One Leg Stance (DOLS) in people with vision loss. *Advances in Physiotherapy* [online]. 9(3), s. 129-135, [cit. 2019-04-21]. doi: 10.1080/14038190701395671. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=26210091&lang=cs&site=ehost-live>.

BOURNE, R. R. A., FLAXMAN, S. R., BRAITHWAITE, T., CICINELLI, M. V., DAS, A., JONAS J. B., KEEFFE, J., KEMPEN, J. H., LEASHER, J., LIMBURG, H., NAIDOO, K., PESUDOV, K., RESNIKOFF, S., SILVESTER, A., STEVENS, G. A., TAHHAN, N., WONG, T. Y., TAYLOR, H. R. 2017. Magnitude, temporal trends, and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Global Health* [online]. 5(9), s. 888-897, [cit. 2019-03-04]. doi: 10.1016/S2214-109X(17)30293-0. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214109X17302930?via%3Dihub>.

BROGLIO, S. P., TOMPOROWSKI, P. D., FERRARA, M. S. 2005. Balance performance with a cognitive task: a dual-task testing paradigm. *Medicine and science in sports and exercise* [online], 37(4), s. 689-695, [cit. 2019-04-16]. doi: 10.1249/01.MSS.0000159019.14919.09. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-200504000-00024>.

BURCAL, C. J., DRABIK, E. C., WIKSTROM, E. A. 2014. The effect of instructions on postural-suprapostural interactions in three working memory tasks. *Gait & Posture*. 40(2), s. 310-314, doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.04.203.

CAMPAYO-PIERNAS, M., CABALLERO, C., BARBADO, D., REINA, R. 2017. Role of vision in sighted and blind soccer players in adapting to an unstable balance task. *Experimental Brain Research* [online]. 235(4), s. 1269-1279, [cit. 2019-04-21]. doi: 10.1007/s00221-017-4885-8. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=28197674&lang=cs&site=ehost-live>.

CIEŚLIŃSKA-ŚWIDER, J., FURMANEK, M. P., BŁASZCZYK, J. W. 2017. The influence of adipose tissue location on postural control. *Journal of Biomechanics* [online]. 60, s. 162-169, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.06.027. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929017303275>.

COSTA DE MELLO, M., FERREIRA, D. S. A., FELICIO, L. R. 2017. Postural Control During Different Unipodal Positions in Professional Ballet Dancers. *Journal of Dance Medicine a Science* [online]. 21(4), s. 151-155, [cit. 2019-04-24]. doi: org/10.12678/1089-313X.21.4.151. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Postural+Control+During+Different+Unipodal+Positions+in+Professional+Ballet+Dancers>.

CRUZ-MONTECINOS, C., DE LA FUENTE, C., RIVERA-LILLO, G., MORALES-CASTILLO, S., SOTO-ARELLANO, V., QUEROL, F., PÉREZ-ALENDA, S. 2017. Sensory strategies of postural sway during quiet stance in patients with haemophilic arthropathy. *Haemophilia* [online]. 23(5), s. 419-426, [cit. 2019-04-28]. doi: 10.1111/hae.13297. ISSN 13518216. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=125370133&lang=cs&site=ehost-live>.

CUTURI, L. F., AGGIUS-VELLA, E., CAMPUS, C., PARMIGGIANI, A., GORI, M. 2016. Review article: From science to technology. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* [online]. 71, s. 240-251, [cit. 2019-02-28]. doi: 10.1016/j.neubiorev.2016.08.019. ISSN 01497634. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S014976341630210X>.

DANNA-DOS-SANTOS, A., BOONSTRA, T. W., DEGANI, A. M., CARDOSO, V. S., MAGALHAES, A. T., MOCHIZUKI, L., LEONARD, C. T. 2014. Multi-muscle control during bipedal stance: an EMG–EMG analysis approach. *Experimental Brain Research* [online]. 232(1), s. 75-87, [cit. 2019-04-28]. doi: 10.1007/s00221-013-3721-z. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=psyh&AN=2013-35955-001&lang=cs&site=ehost-live>.

DANIEL, F. N. R., DE SOUZA VALE, R. G., GIANI, T. S., BACELLARL, S., ESCOBAR, T., STOUTENBERG, M., DANTAS, E. H. M. 2011. Correlation between static balance and functional autonomy in elderly women. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. 52(1), s. 111-114, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.1016/j.archger.2010.02.011. ISSN 01674943. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167494310000580>.

DEUTSCHLÄNDER, A., STEPHAN, T., HÜFNER, K., WAGNER, J., WIESMANN, M., STRUPP, M., BRANDT, T., JAHN, K. 2009. Vestibular Cortex Activation during Locomotor Imagery in the Blind. *Annals of the New York Academy of Sciences* [online]. 1164, s. 350-352, [cit. 2019-04-21]. doi: 10.1111/j.1749-6632.2009.03863.x. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=40076448&lang=cs&site=ehost-live>.

DEWHURST, S., PEACOCK, L., BAMPOURAS, M. 2015. Postural Stability of Older Female Scottish Country Dancers in Comparison With Physically Active Controls. *Journal of Aging and Physical Activity* [online]. 23(1), s. 128-132, [cit. 2019-04-24]. doi: [org/10.1123/JAPA.2013-0050](https://doi.org/10.1123/JAPA.2013-0050). Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Postural+Stability+of+Older+Female+Scottish+Country+Dancers+in+Comparison+With+Physically+Active+Controls>.

DROZDOVA-STATKEVIČIENE, M., ČESNAITIENE, V. J., PUKENAS, K., LEVIN, O., MASIULIS, N. 2018. Sway regularity and sway activity in older adults upright stance are differentially affected by dual task. *Neuroscience Letters* [online]. 666, s. 153-157, [cit. 2019-04-25]. doi: [org/10.1016/j.neulet.2017.12.054](https://doi.org/10.1016/j.neulet.2017.12.054). Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394017310285>.

DUNCAN, M., BRYANT, E., PRICE, M., OXFORD, S., EYRE, E., HILL, M. 2017. Altering Visual Feedback Conditions Impacts Postural Sway Performance in Children After Controlling for Body Mass Index and Habitual Physical Activity. *Journal of Motor Learning*. 5(2), s. 267-279, [cit. 2019-04-25]. doi: [org/10.1123/jmld.2016-0039](https://doi.org/10.1123/jmld.2016-0039). ISSN 23253193.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Funkční anatomie*. Praha: Grada. s. 544, ISBN 978-80-247-3240-4.
ESTEVA, I., GANDIA, S., VILLARRASA-SAPINA, I., BERMEJO, J. L., GARCÍA-MASSÓ, X. 2018. Working Memory Task Influence in Postural Stability and Cognitive Function in Adolescents. *Motor Control*. 22(4), s. 425-435, [cit. 2019-04-16]. doi: [10.1123/mc.2017-0063](https://doi.org/10.1123/mc.2017-0063). Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29486627>.

GHOUCHANI, B. Z., HOSSEINI, S. A., TALEBIAN, S., BIGLARIAN, A., ZEINALZADEH, A., NAZARY-MOGHADAM, S., DERAKHSHANRAD, S. A. 2016. Healthy older adults balance pattern under dual task conditions: exploring the strategy and trend. *Health Promotion Perspectives* [online]. 6(4), s. 207-212, [cit. 2019-04-19]. doi: 10.15171/hpp.2016.34. Dostupné z:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Healthy+older+adults+balance+pattern+under+dual+task+conditions%3A+exploring+the+strategy+and+trend>.

GIAGAZOGLU, P., AMIRIDIS, I. G., ZAFEIRIDIS, A., THIMARA, M., KOUVELIOTI, V., KELLIS, E. 2009. Static balance control and lower limb strength in blind and sighted women. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 107(5), s. 571-579, [cit. 2019-04-21]. doi: 10.1007/s00421-009-1163-x. Dostupné z:

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=44820255&lang=cs&site=ehost-live>.

GOLIWAS, M., FURMANIUK, L., LEWANDOWSKI, J. 2015. Postural stability in adults under 30 years of age. *Trends in Sport Sciences*. 22(2), s. 83-88, [cit. 2019-03-07]. ISSN: 2299-9590.

GORI, M. 2015. Multisensory Integration and Calibration in Children and Adults with and without Sensory and Motor Disabilities. *Multisensory Research* [online]. 28(1-2), s. 71-99, [cit. 2019-05-01]. ISSN 22134794. Dostupné z:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Multisensory+Integration+and+Calibration+in+Children+and+Adults+with+and+without+Sensory+and+Motor+Disabilities>.

HAHN, A. 2015. *Otoneurologie a tinitologie*. 2. doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. s. 144, ISBN 978-80-247-5890-9.

HALLEMANS, A. ORTIBUS, E., MEIRE, F., AERTS, P. 2010. Low vision affects dynamic stability of gait. *Gait & Posture* [online]. 32(4), s. 547-551, [cit. 2019-05-01]. doi: org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.018. Dostupné z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210002225?via%3Dihub>.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing* [online]. s. 35, [cit 2018-11-7]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ageing/af1077>.

HORVAT, M., RAY, C., RAMSEY, V. K., MISZKO, T., KEENEY, R., BLASH, B. B. 2003. Compensatory Analysis and Strategies for Balance in Individuals with Visual Impairments. *Journal of Visual Impairment*. 97(11), s. 695-703, [cit. 2019-04-25]. ISSN 0145482X.

CHEUNG, K. K. W., AU, K. Y., LAM, W. W. S., JONES, A. Y. M. 2008. Effects of a Structured Exercise Programme on Functional Balance in Visually Impaired Elderly Living in a Residential Setting. *Hong Kong Physiotherapy Journal* [online]. 26(1), s. 45-50, [cit. 2019-04-25]. doi: 10.1016/S1013-7025(09)70007-7. ISSN 10137025. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1013702509700077>.

JANEČKA, Z., CHROBÁKOVÁ, K., MAYER, M. 2011. Specifika vývoje motoriky u kongenitálně nevidomých dětí. *Tělesná kultura* [online]. 34(2). s. 79-91, [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <https://telesnakultura.upol.cz/pdfs/tek/2011/02/05.pdf>.

JANURA, M., ZAHÁLKA, F. 2004. *Kinematická analýza pohybu člověka*, 1. vydání Olomouc. s. 209, ISBN 80-244-0930-5.

JETER, P. E., MOONAZ, S. H., BITTNER, A. K., DAGNELIE, G. 2015. Ashtanga-Based Yoga Therapy Increases the Sensory Contribution to Postural Stability in Visually-Impaired Persons at Risk for Falls as Measured by the Wii Balance Board: A Pilot Randomized Controlled Trial. *Plos one* [online]. 10(6), s. 1-23, [cit. 2019-04-21]. doi: 10.1371/journal.pone.0129646. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=26107256&lang=cs&site=ehost-live>.

KARLSSON, A., FRYKBERG, G. 2000. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics* [online]. 15(5), s. 365-369, [cit. 2019-03-11]. doi: org/10.1016/S0268-0033(99)00096-0. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003399000960?via%3Dihub>.

KLAVINA, A., ZUSA-RODKE, A., GALEJA, Z. 2017. The assessment of static balance in children with hearing, visual and intellectual disabilities. *Acta Gymnica* [online]. 47(3), s. 105-111, [cit. 2019-04-28]. doi: 10.5507/ag.2017.013. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=e5h&AN=125910824&lang=cs&site=ehost-live>.

KOLARČÍK, L., DEDEK, V. PTÁČEK, M. 2016. *Příručka pro sestry v oftalmologii*. Praha: Grada Publishing, Sestra (Grada). s. 160, ISBN 978-80-247-5458-1.

KOLÁŘ, P. c2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. s. 713, ISBN 9788072626571.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L., 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024442662.

KRÁLÍČEK, P. c2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3. přepracované a rozšířené vydání Praha: Galén. s. 235, ISBN 978-80-7262-618-2.

KULIŠŤÁK, P. 2011. *Neuropsychologie*. 2. přepracované a rozšířené vydání. Praha: Portál. s. 384, ISBN 978-80-7367-891-3.

LEGOOD, R., SCUFFHAM, P. a CRYER, C. 2002. Are we blind to injuries in the visually impaired? A review of the literature. *Injury Prevention* [online]. 8(2), s. 155-160, [cit. 2019-04-24]. doi: [org/10.1136/ip.8.2.155](https://doi.org/10.1136/ip.8.2.155) Dostupné z: <https://injuryprevention.bmj.com/content/8/2/155>.

LIONS, C., COLLEVILLE, L., BUI-QUOC, E., BUCCI, M. P. 2016. Importance of visual inputs quality for postural stability in strabismic children. *Neuroscience Letters* [online]. 617, s. 127-133, [cit. 2019-04-25]. doi: [10.1016/j.neulet.2016.02.008](https://doi.org/10.1016/j.neulet.2016.02.008). ISSN 03043940. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394016300763>.

LUGO, J. E., DOTI, R., WITTICH, W., FAUBERT, J. 2008. Multisensory Integration: Central Processing Modifies Peripheral Systems. *Psychological Science* [online]. 19(10), s. 989-997, [cit. 2019-02-06]. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=35068867&lang=cs&site=ehost-live>.

MAĆKOWIAK, Z., OSIŃSKI, W., SALAMON, A. 2015. The effect of sensorimotor training on the postural stability of visually impaired women over 50 years of age. *Journal Of Women* [online]. 27(1), s. 68-80, [cit. 2019-04-25]. doi: [10.1080/08952841.2014.928140](https://doi.org/10.1080/08952841.2014.928140). ISSN 15407322. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=The+effect+of+sensorimotor+training+on+the+postural+stability+of+visually+impaired+women+over+50+years+of+age>.

MANCINI, M., HORAK, F. B. 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation medicine* [online]. 46(2), s. 239-248, [cit. 2019-03-05]. Dostupné z: <https://search.proquest.com/docview/751936329?accountid=16730>.

MELZER, I., BENJUYA, N., KAPLANSKI, J. 2000. Age-Related Changes of Postural Control: Effect of Cognitive Tasks. *Gerontology* [online]. 47(4), s. 189-194, [cit. 2019-04-17]. doi: [10.1159/000052797](https://doi.org/10.1159/000052797). Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11408723>.

MELZER, I., DAMRY, E., LANDAU, A., YAGEV, R. 2011. The influence of an auditory – memory attention-demanding task on postural control in blind persons. *Clinical Biomechanics* [online]. 26(4), s. 358-362, [cit. 2018-06-08]. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2010.11.008](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.11.008). ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003310003025>.

MERABET, L. B., PASCUAL-LEONE, A. 2010. Neural reorganization following sensory loss: The opportunity of change. *Nature Reviews.Neuroscience* [online]. 11(1), s. 44-52, [cit. 2019-12-1]. doi: [10.1038/nrn2758](https://doi.org/10.1038/nrn2758). Dostupné z: <https://search.proquest.com/docview/224997027/fulltextPDF/6C9584D00B284DA5PQ/2?accountid=16730>.

MILLER, R. L., STEIN, B. E., ROWLAND, B. A. 2014. Development of multisensory integration from the perspective of the individual neuron. *Nat Rev Neurosci.* [online]. 15(8), s. 520-535, [cit. 2018-11-07]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4215474/pdf/nihms-637892.pdf>.

MILLER, R. L., STEIN, B. E., ROWLAND, B. A. 2017. Multisensory Integration Uses a Real-Time Unisensory–Multisensory Transform. *The Journal of Neuroscience* [online]. 37(20), s. 5183-5194, [cit. 2018-11-07]. doi:10.1523/JNEUROSCI.2767-16.2017. ISSN 0270-6474. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5444199/>.

MOGHADAM, M., ASHAYERI, H., SALAVATI, M., SARAFZADEH, J., TAGHIPOOR, K. D., SAEEDI, A., SALEHI, R. 2011. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait & Posture*, 33(4), s. 651-655, doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.02.016.

MOHAMMADI-RAD, S., SALAVATI, M., EBRAHIMI-TAKAMJANI, I., AKHBARI, B., SHERAFAT, S., NEGAHBAN, H., LALI, P. a MAZAHERI, M. 2016. Dual-Tasking Effects on Dynamic Postural Stability in Athletes With and Without Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 25(4), s. 324-329, [cit. 2019-04-17]. doi: 10.1123/jsr.2015-0012. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jsr.2015-0012>.

MOHAPATRA, S., KUKKAR, K. K., ARUIN, A. S. 2014. Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 24(1), s. 144-152, [cit. 2019-03-06]. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.10.015. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641113002472>.

MYERS, M. H., IANNACCONE, A., BIDELMAN, G. M. 2017. A pilot investigation of audiovisual processing and multisensory integration in patients with inherited retinal dystrophies. *BMC Ophthalmology* [online]. 17, s. 1-13, [cit. 2019-02-28]. doi: 10.1186/s12886-017-0640-y. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=A+pilot+investigation+of+audiovisual+processing+and+multisensory+integration+in+patients+with+inherited+retinal+dystrophies>.

NAKATA, H., YABE, K. 2001. Automatic postural response systems in individuals with congenital total blindness. *Gait & Posture* [online]. 14(1), s. 36-43, [cit. 2019-03-15]. doi: 10.1016/S0966-6362(00)00100-4. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200001004?via%3Dihub>.

OSOBA, M. Y., RAO, A. K., AGRAWAL, S. K., LALWANI, A. K. 2019. Balance And Gait In The Elderly: A Contemporary Review. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*. [online]. 4(1), s. 143-153, [cit. 2019-04-20]. doi: 10.1002/lio2.252. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=134850775&lang=cs&site=ehost-live>.

PALM, H. G., STROBEL, J., ACHATZ, G., LUEBKEN, F., FRIEMERT, B. 2009. The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & Posture* [online]. 30(3), s. 328-333, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.023. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620900160X>.

PARREIRA, R. B., GRECCO, L. A. C. a OLIVEIRA, C. S. 2017. Postural control in blind individuals: A systematic review. *Gait & Posture* [online]. 57, s. 161-167, [cit. 2017-12-29]. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.06.008. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28641161>.

PRECHTL, H. F. R., EINSPIELER, C., CIONI, G., BOS, A. F., FERRARI, F., SONTHEIMER, D. 1997. An early marker for neurological deficits after perinatal brain lesions. *The Lancet* [online]. 349(9062), s. 1361-1363, [cit. 2019-03-12]. doi: 10.1016/S0140-6736(96)10182-3 Dostupné z:

<https://ac.els-cdn.com/S0140673696101823/1-s2.0-S0140673696101823>

[main.pdf?_tid=d5802def-8b69-4df1-be89](https://ac.els-cdn.com/S0140673696101823/1-s2.0-S0140673696101823/main.pdf?_tid=d5802def-8b69-4df1-be89)

[b62ffc4be041&acdnat=1552380610_ca7cc6059296408c49b3ca429536bec8](https://ac.els-cdn.com/S0140673696101823/1-s2.0-S0140673696101823/main.pdf?_tid=d5802def-8b69-4df1-be89&acdnat=1552380610_ca7cc6059296408c49b3ca429536bec8).

PRECHTL, H. F. R., CIONI, G., EINSPIELER, C., BOS, A. F., FERRARI, F. 2001. Role of vision on early motor development: Lessons from the blind. *Developmental Medicine* [online]. 43(3), s. 198-201, [cit. 2019-03-04]. doi: 10.1017/S0012162201000378. ISSN 00121622. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1469-8749.2001.tb00187.x?sid=EBSCO%3Apsyh>.

RADISH, S. A., ed., 2011. *Neuroplasticity and Rehabilitation*. New York: The Guilford Press. ISBN 978-1-60918-137-6.

RAFAL, S., JANUSZ, M., WIESLAW, O., SZEKLICKI, R. 2011. Test-Retest Reliability of Measurements of the Center of Pressure Displacement in Quiet Standing and During Maximal Voluntary Body Leaning Among Healthy Elderly Men. *Journal of Human Kinetics* [online]. 28(1), s. 15-23, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.2478/v10078-011-0018-9. Dostupné z: <https://content.sciendo.com/view/journals/hukin/28/1/article-p15.xml>.

RANKIN, J. K., WOOLLACOTT, M. H., SHUMWAY-COOK, A., BROWN, L. A. 2000. Cognitive influence on postural stability a neuromuscular analysis in young and older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 55(3), s. 112-119, [cit. 2019-04-15]. doi: doi.org/10.1093/gerona/55.3.M112. Dostupné z: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article/55/3/M112/2947961>.

RAY, C. T., HORVAT, M., CROCE, R., MASON, R. C., WOLF, S. L. 2008. The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision loss. *Gait & Posture* [online]. 28(1), s. 58-61, [cit. 2017-12-28]. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.09.010. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636207002548>.

RAY, C. T., WOLF, S. L. 2010. Gender Differences and the Risk of Falls in Individuals with Profound Vision Loss. *Journal of Visual Impairment & Blindness* [online]. 104(5), s. 311-316, [cit. 2019-04-25]. ISSN 0145482X. Dostupné z:

https://www.researchgate.net/publication/236734614_Gender_Differences_and_the_Risk_of_Falls_in_Individuals_with_Profound_Vision_Loss.

REINERT, S. S., KINNEY, A. L., JACKSON, K., DIESTELKAMP, W., BIGELOW, K. 2017. Age Stratification and Sample Entropy Analysis Enhance the Limits of Stability Tests for Older Adults. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 33(6), s. 419-423, [cit. 2019-03-06]. doi: 10.1123/jab.2016-0019. Dostupné z:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Age+Stratification+and+Sample+Entropy+Analysis+Enhance+the+Limits+of+Stability+Tests+for+Older+Adults>.

RIEMANN, B. L. a LEPHART, S. M. 2002. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training* [online]. 37(1), s. 71-79, [cit. 2018-11-1]. Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164311/pdf/attr_37_01_0071.pdf.

RICHER, N., POLSKAIA, N., LAJOIE, Y. 2017. Continuous Cognitive Task Promotes Greater Postural Stability than an Internal or External Focus of Attention in Older Adults. *Experimental Aging Research*. [online]. 43(1), s. 21-33, [cit. 2019-04-20]. doi: 10.1080/0361073X.2017.1258214. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=28067608&lang=cs&site=ehost-live>.

RÖDER, B., RÖSLER, F., SPENCE, C. 2004. Early Vision Impairs Tactile Perception in the Blind. *Current Biology* [online]. 14(2), s. 121-124, [cit. 2019-03-06]. doi: 10.1016/j.cub.2003.12.054. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960982203009849>.

ROGGE, A. K., HÖTTING K., NAGEL, V., ZECH, A., HÖLIG, C., RÖDER, B. Improved balance performance accompanied by structural plasticity in blind adults after training. *Neuropsychologia* [online]. [cit. 2019-05-01]. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2019.04.005. ISSN 00283932. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31004689>

ROSEN, S. 2010. Improving Sensorimotor Functioning for Orientation and Mobility. In: WIENER, W. R., WELSH, R. L. a BLASCH, B. B. *Foundations of orientation and mobility*. 2nd ed. New York: AFB Press. s. 672, ISBN 97808912894611.

ROSS, L. M., REGISTER-MIHALIK, J. K., MIHALIK, J. P., MCCULLOCH, K. L., PRENTICE, W. E., SHIELDS, E. W. a GUSKIEWICZ, K. M. 2011. Effects of a single-task versus a dual-task paradigm on cognition and balance in healthy subjects. *Journal of sport rehabilitation* [online], 20(3), s. 296-310, [cit. 2019-04-21]. doi: 10.1123/jsr.20.3.296. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Effects+of+a+single-task+versus+a+dual-task+paradigm+on+cognition+and+balance+in+healthy+subjects>.

RUHE, A., FEJER R., WALKER, B. 2010. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture*. 32(4), s. 436-445, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012.

RUSSO, L., BARTOLUCCI, P., ARDIGÓ, L. P., PADULO, J., PAUSIC, J., DELLO IACONO, A. 2018. An Exploratory Study on the Acute Effects of Proprioceptive Exercise and/or Neuromuscular Taping on Balance Performance. *Asian Journal of Sports Medicine*. 9(2), s. 1-9, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.5812/asjasm.63020.

RUSSO, M., LEMOS, T., IMBIRIDA, L. A., RIBEIRO, N. L., VARGAS, C. D. 2017. Beyond deficit or compensation: new insights on postural control after long-term total visual loss. *Experimental Brain Research* [online]. 235(2), s. 437-446, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.1007/s00221-016-4799-x. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27770165>.

RUTKOWSKA, I., BEDNARCZUK, G., MOLIK, B., MORGULEC-ADAMOWICZ, N., MARSZALEK, J., KAZMIERSKA-KAWALEWSKA, K., KOC, K. 2015. Balance Functional Assessment in People with Visual Impairment. *Journal of Human Kinetics* [online]. 48(1), s. 99-109, [cit. 2019-04-21]. doi: 10.1515/hukin-2015-0096. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=111405310&lang=cs&site=ehost-live>.

ŘEHOŘOVÁ, J. 2017. Slepota. In: ROZSÍVAL, P. *Oční lékařství*. Praha: Galén. s. 229, ISBN 9788074923166.

SADOWSKA, D., KRZEPOTA, J. 2016. Influence of Posturographic Protocol on Postural Stability Sways During Bipedal Stance After Ankle Muscle Fatigue. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 123(1), s. 232-243, [cit. 2019-04-28]. doi: 10.1177/0031512516660698. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=117312744&lang=cs&site=ehost-live>.

SADOWSKA, D., STEMPLEWSKI, R., SZEKLICKI, R. 2017. Postural Control in Young People with Visual Impairments. *Journal of Visual Impairment & Blindness* [online]. 111(3), s. 261-270, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.1177/0145482X1711100306. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/318653431_Postural_Control_in_Young_People_with_Visual_Impairments_and_Various_Risks_of_Falls.

SEEMUNGAL, B. M., GLASAUER, S., GRETTY, M. A., BRONSTEIN, A. M. 2007. Vestibular perception and navigation in the congenitally blind. *Journal of Neurophysiology* [online]. 97(6), s. 4341-4356, [cit. 2019-05-01]. doi: 10.1152/jn.01321.2006. ISSN 00223077. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17392406>.

SERTEL, M., SAKIZLI, E., BEZGIN, S., DEMIRCI, C. S., SAHAN, T. Y., KURTOGLU, F. 2017. The effect of single-tasks and dual-tasks on balance in older adults. *Cogent Social Sciences*. [online]. 3, s. 1-9, [cit. 2019-4-20]. doi: 10.1080/23311886.2017.1330913. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/23311886.2017.1330913>.

SCHMID, M., NARDONE, A., DE NUNZIO, A. M., SCHMID, M. a SCHIEPATTI, M. 2007. Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. *Brain*. [online]. 130(8), s. 2097-2107, [cit. 2019-04-20]. doi: 10.1093/brain/awm157. Dostupné z: <https://academic.oup.com/brain/article/130/8/2097/312503>.

SCHWESIG, R., GOLDICH, Y., HAHN, A., MÜLLER, A., KOHEN-RAZ, R., KLUTTIG, A. a MORAD, Y. 2011. Postural control in subjects with visual impairment. *European Journal of Ophthalmology* [online]. 21(3), s. 303-309, [cit. 2018-01-02]. doi: 10.5301/EJO.2010.5504. ISSN 1120-6721. Dostupné z: <http://www.eyedoctor-center.co.il/wp-content/uploads/2017/01/9.pdf>.

SILVA, M. G., MOREIRA, P. V. S., ROCHA, H. M. 2017. Development of a low cost force platform for biomechanical parameters analysis. *Research on Biomedical Engineering* [online]. 33(3), s. 259-268, [cit. 2019-03-11]. doi: 10.1590/2446-4740.01217. ISSN 2446-4740. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2446-47402017000300259&lng=en&tlng=en.

SIOUD, R., KHALIFA, R. a HOUEL, N. 2019. Auditory cues behind congenitally blind subjects improve their balance control in bipedal upright posture. *Gait & Posture* [online]. 70, s. 175-178, [cit. 2019-05-01]. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.03.004. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30878728>.

SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, V. 2017. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o. s. 223, ISBN 978-80-270-2292-2.

SOARES, A. V., OLIVEIRA, C. S. R., KNABBEN, R. J., DOMENECH, S. C., BORGES JUNIOR, N. G. 2011. Postural control in blind subjects. *Einstein* [online]. 9(4), s. 470-476, [cit. 2018-01-02]. doi: 10.1590/s1679-45082011ao2046. ISSN 1679-4508. Dostupné z: <http://www.scielo.br/pdf/eins/v9n4/1679-4508-eins-9-4-0470.pdf>.

SOZZI, S., DECORTES, F., SCHMID, M., CRISAFULLI, O., SCHIEPPATI, M. 2018. Balance in Blind Subjects: Cane and Fingertip Touch Induce Similar Extent and Promptness of Stance Stabilization. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 12, s. 1-14, [cit. 2019-05-01]. doi: 10.3389/fnins.2018.00639. ISSN 1662453X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30254565>.

SPRENGER, A., WOJAK, J. F., JANDL, N. M., HELMCHEN, C. 2017. Postural Control in Bilateral Vestibular Failure: Its Relation to Visual, Proprioceptive, Vestibular, and Cognitive Input. *Frontiers in Neurology* [online]. 8, s. 1-10, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.3389/fneur.2017.00444. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fneur.2017.00444/full>.

SUGDEN, D. a WADE, M. G. 2013. *Typical and atypical motor development*. London: Mac Keith Press. Clinics in developmental medicine. ISBN 978-1-908316-55-4.

USTINOVA, K. I. a LANGENDERFER, J. E. 2013. Postural stabilization by gripping a stick with different force levels. *Gait & Posture* [online]. 38(1), s. 97-103, [cit. 2019-04-24]. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.020. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212003931>.

VAŘEKA, I., PUDILOVÁ, P., ELFMARK, M., JANURA, M., JANEČKA, Z. 1999. Posturální stabilita vidících a nevidomých – vliv zrakové kontroly, typu a velikosti opěrné báze.

VERCILLO, T., TONELLI, A. a GORI, M. 2017. Intercepting a sound without vision. *PLoS ONE* [online]. 12(5), s. 1-10, [cit. 2019-05-01]. doi: org/10.1371/journal.pone.0177407. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28481939>.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. s. 375, ISBN 80-7254-837-9.

VOJTA, V. a PETERS, A. 2010. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada. s. 200, ISBN 9788024727103.

WADA, Y. 2010. Multisensory integration of vision and touch in nonspatial feature discrimination tasks. *Japanese Psychological Research*. 52(1), s. 12-22, [cit. 2019-03-06]. doi: 10.1111/j.1468-5884.2009.00418.x. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1468-5884.2009.00418.x>.

WILLIS, J. R., VITALE, S. E., ARGAWAL, Y. a RAMULU, P. Y. 2013. Visual impairment, uncorrected refractive error, and objectively measured balance in the United States. *JAMA Ophthalmology* [online]. 131(8), s. 1049-1056, [cit. 2019-05-01]. doi: 10.1001/jamaophthalmol.2013.316. ISSN 21686173. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Visual+impairment%2C+uncorrected+refractive+error%2C+and+objectively+measured+balance+in+the+United+States>.

WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait&Posture*. 3(4), s. 193-214, Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9).

WINTER, D. A. c2009. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley. s. 384, ISBN 978-0-470-39818-0.

WISZOMIRSK, I., KACZMARCZYK, K., BLASKIEWICZ, M. A WIT, A. 2015. Clinical Study The Impact of a Vestibular-Stimulating Exercise Regime on Postural Stability in People with Visual Impairment. *BioMed Research International* [online]. s. 1-8, doi: 10.1155/2015/136969. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=128652150&lang=cs&site=ehost-live>.

WU, K. T., LEE, G. S. 2015. Influences of monocular and binocular vision on postural stability. *Journal of Vestibular Research* [online]. 25(1), s. 15-21, doi: 10.3233/VES-150540. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25882473>.

YI, Y., PARK, S. 2009. Effect of reduced cutaneous cues on motion perception and postural control. *Experimental Brain Research* [online]. 195(3), s. 361-369, doi: 10.1007/s00221-009-1796-3. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-009-1796-3>.

ZIPORI, A. B., COLPA, L., WONG, A. M. F., CUSHING, S. L. a GORDON, K. A. 2018. Postural stability and visual impairment: Assessing balance in children with strabismus and amblyopia. *PloS ONE* [online]. 13(10), s. 1-18, doi: [org/10.1371/journal.pone.0205857](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205857). Dostupné z: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0205857>.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

BBS	Berg Balance Scale
CNS	centrální nervový systém
COG	Center of Gravity
COM	Center of Mass
COP	Center of Pressure
EC	zavřené oči
EMG	povrchová elektromyografie
EO	otevřené oči
FIM	Functional Independence Measure
GRF	Ground Reaction Force
MSI	multisenzorická integrace

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area při klidném bipedálním stoji u skupiny nevidomých a vidících probandů	31
Obrázek 2 Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area při dual-task u skupiny nevidomých a vidících probandů	32
Obrázek 3 Krabicový graf parametru 95% Confidence Ellipse Area při stoji na molitanové podložce u skupiny nevidomých a vidících probandů	33
Obrázek 4 Krabicový graf parametru COP Path Length při klidném bipedálním stoji u skupiny nevidomých a vidících probandů	34
Obrázek 5 Krabicový graf parametru COP Path Length při dual-task u skupiny nevidomých a vidících probandů	35
Obrázek 6 Krabicový graf parametru COP Path length při stoji na molitanové podložce u skupiny nevidomých a vidících probandů	36
Obrázek 7 Krabicový graf parametru COP Average Velocity při klidném bipedálním stoji u skupiny nevidomých a vidících probandů	37
Obrázek 8 Krabicový graf parametru COP Average Velocity při dual-task u skupiny nevidomých a vidících probandů	38
Obrázek 9 Krabicový graf parametru COP Average Velocity při stoji na molitanové podložce u skupiny nevidomých a vidících probandů	39

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Popisná statistika pro parametr 95% Confidence Ellipse Area	30
Tabulka 2 Popisná statistika pro parametr COP path length	33
Tabulka 3 Popisná statistika pro parametr COP Average Velocity	36

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Informovaný souhlas probanda schválený etickou komisí FZV (vzor).....	69
Příloha 2 Dotazník před testováním skupina nevidomých.....	72
Příloha 3 Dotazník před testováním skupina vidících	73
Příloha 4 Ukázka reportu – bipedální stoj o přiměřené bázi	74
Příloha 5 Ukázka reportu – dual-task úkolu.....	75
Příloha 6 Ukázka reportu – stojna molitanové podložce	76

PŘÍLOHY

Příloha 1 Informovaný souhlas probanda schválený etickou komisí FZV (vzor)



Fakulta
zdravotnických věd

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Význam trvalé ztráty zrakové informace v posturální stabilitě - posturografická analýza

Období realizace: 2018/2019

Řešitelé projektu: Bc. Michaela Prouzová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit a popsat způsoby, které jsou využívány pro udržení rovnováhy u nevidomých a vidomých jedinců. Testování proběhne v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc na silové plošině. Jednotlivé testy se uskuteční vestoje, celkově budou provedeny tři (stoj na silové plošině, stoj s početním úkolem, stoj na molitanové podložce). Výzkum bude trvat přibližně 30 minut, z toho případně 15 minut na počáteční pohovor a 15 minut na samotný motorický test. Před vstupem do laboratoře bude jedincům podrobně vysvětlen průběh jednotlivých testů, následně budou probandům zakryty oči maskou a proběhne samotné měření v kineziologické laboratoři.

Údaje získané testováním budou následně statisticky vyhodnoceny a dále anonymně použity v diplomové práci.

Z účasti na výzkumu nevyplývají žádná rizika, po dobu celého testování budou u testovaných osob přítomni dva fyzioterapeuti, jakékoli dotazy budou probandům zodpovězeny. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

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

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

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

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

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

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

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

Příloha 2 Dotazník před testováním skupina nevidomých

Dotazník před testováním

Jméno a příjmení:

Věk:

Pohlaví:

Dominantní strana:

Hmotnost: Výška:

Název onemocnění zraku:

Stupeň ztráty zraku:

Počet let s poruchou zraku:

Čtete Braillovo písmo:

Jiná onemocnění, zranění:

Léky:

Příloha 3 Dotazník před testováním skupina vidících

Dotazník před testováním

Jméno a příjmení:

Věk:

Pohlaví:

Dominantní strana:

Hmotnost: Výška:

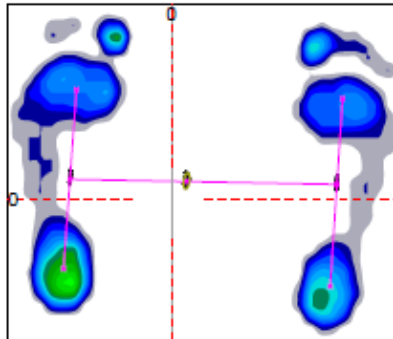
Korekce zraku: ne – ano (případně jaká)

Jiná onemocnění, zranění:

Léky:

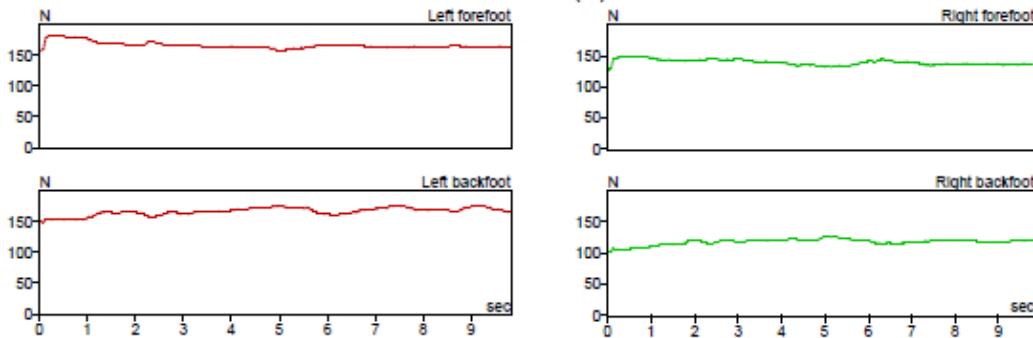
Příloha 4 Ukázka reportu – bipedální stoj o přiměřené bázi

Average Force Distribution

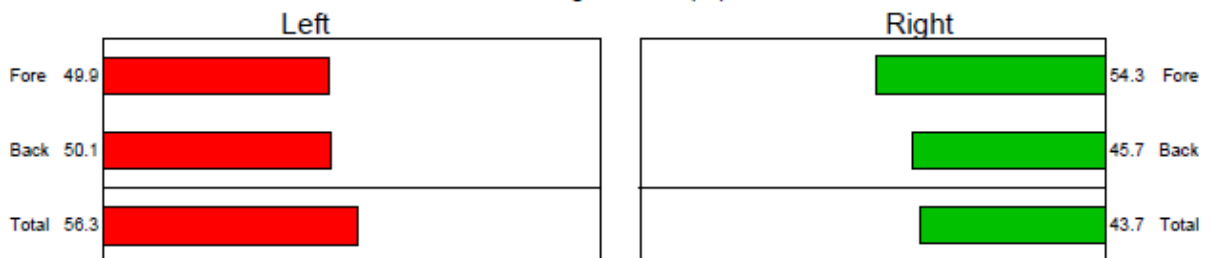


Parameters	11-12-2018 BS2
95% Confidence Ellipse	
Length of minor axis, mm	2.3
Length of major axis, mm	6.2
Angle betw. Y and major axis, deg	9.4 right
Area, mm²	11.2
COP Measures	
Path length, mm	33.4
Average Velocity, mm/sec	3.4
Standard Deviation X, mm	11.8 right
Standard Deviation Y, mm	14.1 top

Forces (N)



Average Forces (%)

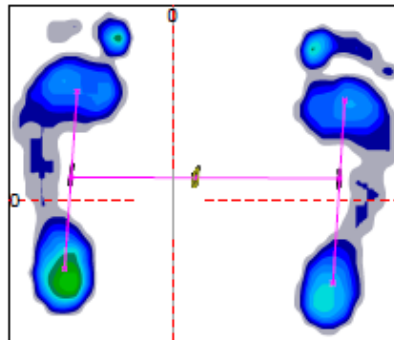


Patient Comments

Record Comments

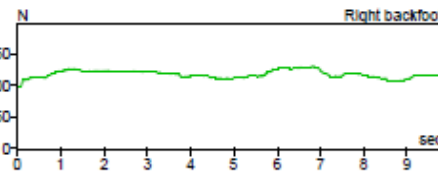
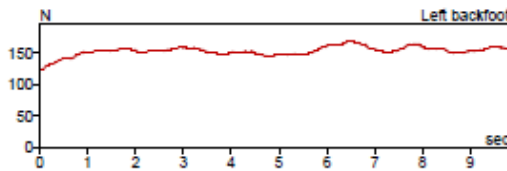
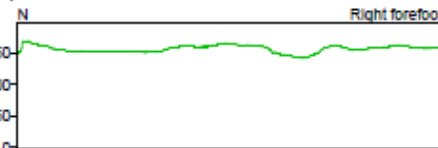
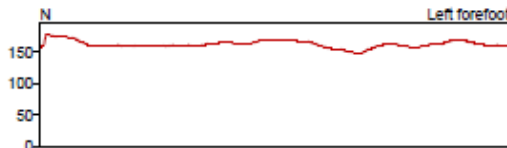
Příloha 5 Ukázka reportu – dual-task úkol

Average Force Distribution



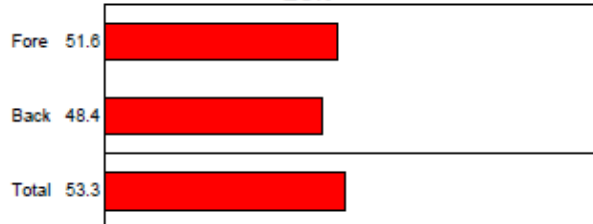
Parameters	11-12-2018 DT3
95% Confidence Ellipse	
Length of minor axis, mm	1.8
Length of major axis, mm	7.1
Angle betw. Y and major axis, deg	10.1 right
Area, mm²	10.2
COP Measures	
Path length, mm	48.0
Average Velocity, mm/sec	4.9
Standard Deviation X, mm	17.9 right
Standard Deviation Y, mm	17.3 top

Forces (N)



Average Forces (%)

Left



Right

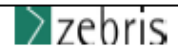


Patient Comments

Record Comments

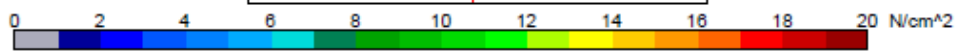
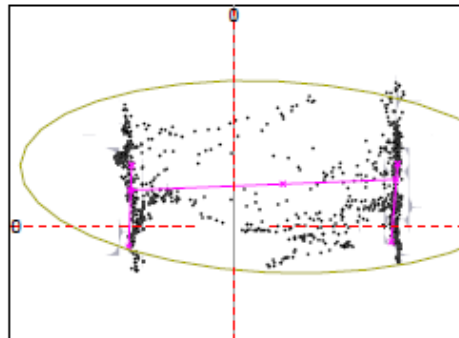
Příloha 6 Ukázka reportu – stoj na molitanové podložce

Zebris Stance Test Report



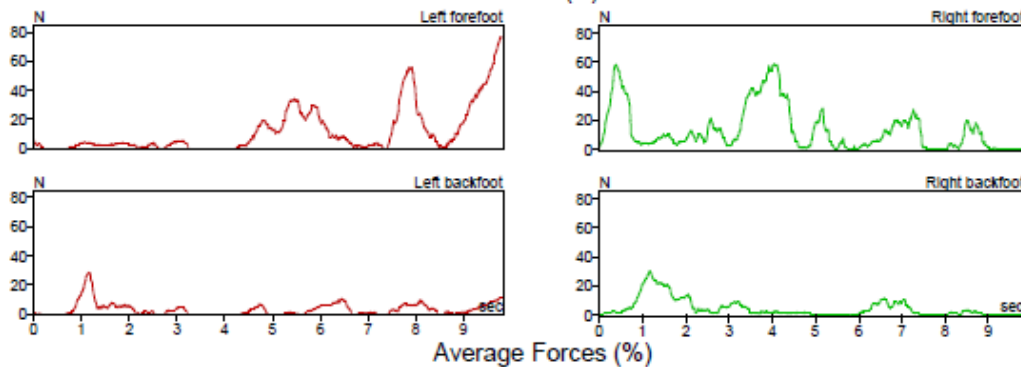
Date of meas.: 11.12.2018 14:23

Average Force Distribution

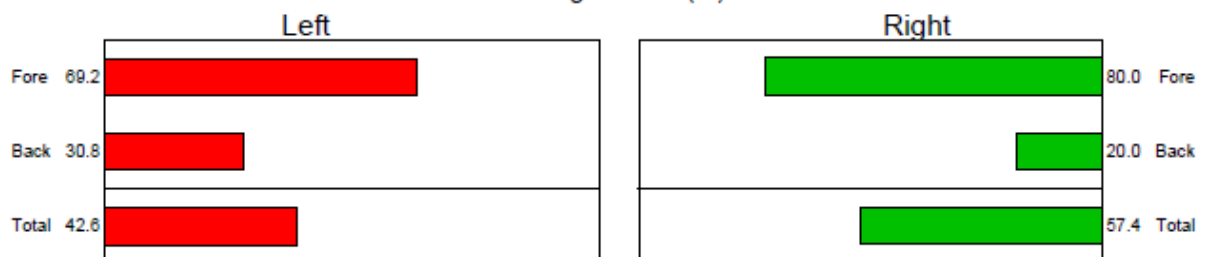


Parameters	11-12-2018 M2
95% Confidence Ellipse	
Length of minor axis, mm	68.0
Length of major axis, mm	178.6
Angle betw. Y and major axis, deg	87.3 left
Area, mm²	9542.0
COP Measures	
Path length, mm	2684.7
Average Velocity, mm/sec	273.4
Standard Deviation X, mm	32.1 right
Standard Deviation Y, mm	31.8 top

Forces (N)



Average Forces (%)



Patient Comments

Record Comments