

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

Zhodnocení posturální stability u zdravé populace a porovnání s osobami
s Parkinsonovou nemocí

Diplomová práce

Autor: Bc. Anna Morávková, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

Olomouc 2020

Jméno a příjmení autora: Bc. Anna Morávková

Název diplomové práce: Zhodnocení posturální stability u zdravé populace a porovnání s osobami s Parkinsonovou nemocí

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt: Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit posturální stabilitu (s využitím silových plošin) u zdravých starších dospělých a porovnat ji s posturální stabilitou osob s Parkinsonovou nemocí. Výsledky ukázaly, že se posturální stabilita zhoršuje s rostoucím věkem, a to hlavně při ztížení podmínek nestabilní plochou či zavřením očí. Dále se ukazuje, že zdraví starší dospělí s lepšími posturálními schopnostmi vykonávají kognitivní úkol lépe. U zdravých starších dospělých bylo zjištěno, že u nich dochází k největšímu zhoršení rovnováhy při stožení na labilní ploše, až poté při vyloučení zrakové kontroly (v mediolaterálním směru) a plnění kognitivního úkolu (v anteroposteriorním směru). Porovnáním kontrolní a výzkumné skupiny byl shledán větší deficit rovnovážných schopností u výzkumné skupiny. Osoby s Parkinsonovou nemocí nejvíce zhoršily svoji rovnováhu při měřených pokusech na labilních plochách. Bylo zjištěno, že pokud se osoby s Parkinsonovou nemocí nesoustředily na udržení rovnováhy, ale zaměřily pozornost na vykonávání kognitivního úkolu, dosahovaly srovnatelných výsledků hodnotících posturální stabilitu se zdravými staršími dospělými.

Klíčová slova: posturální stabilita, posturografie, COP, Parkinsonova nemoc, zdravé osoby, věk, korelace

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Anna Morávková

Title of the master thesis:

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

The year of presentation: 2020

Abstract: The main aim of this thesis was to assess postural stability (using the force platforms) in healthy older adults and compare it with postural stability in a group with Parkinson's disease. The results showed that postural stability deteriorates with increasing age, especially when conditions become more unstable or eyes are closed. It also turns out that healthy older adults with better postural abilities perform better even at cognitive tasks. Healthy older adults were found to experience the greatest deterioration of their balance when standing on an unstable surface than excluding visual control (in the mediolateral direction) and performing cognitive task (in the anteroposterior direction). Comparing the control and experimental groups, a greater deficit of balance skills was found in the experimental group. People with Parkinson's disease most significantly worsened their balance in a trial on an unstable surface. It was found that if the group with Parkinson's disease were not focused on maintaining balance but focused on performing a cognitive task, they achieved comparable results assessing postural stability with healthy older adults.

Keywords: postural stability, posturography, COP, Parkinson's disease, healthy older adults, age, correlation

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením
Mgr. Martiny Šlachtové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje
a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Děkuji Mgr. Martině Šlachtové, Ph.D. za pomoc, cenné rady a připomínky, které mi poskytla při zpracování diplomové práce. Děkuji také mojí kolegyni Bc. Dominice Místecké za spolupráci při výzkumném měření. Děkuji Mgr. Barboře Švarcové za statistické zpracování dat. V neposlední řadě děkuji všem probandům za ochotu a účast v našem výzkumu.

Obsah

1. Úvod.....	9
2. Přehled poznatků.....	10
2.1. Posturální stabilita.....	10
2.1.1 Mechanismy posturální kontroly	10
2.1.2 Somatosenzorický systém	11
2.1.3 Zrak	11
2.1.4 Vestibulární systém.....	12
2.1.5 Posturální stabilita při vykonávání sekundárního úkolu	13
2.1.6 Posturální stabilita při vyřazení zrakové kontroly	15
2.1.7 Posturální stabilita na nestabilní ploše	16
2.2. Vývoj posturální stability	17
2.3. Poruchy posturální kontroly	19
2.3.1 Pády.....	19
2.3.2 Vliv stárnutí na posturální stabilitu.....	21
2.3.3 Vliv parkinsonovy nemoci na posturální stabilitu	23
2.4. Hodnocení posturální stability	26
2.4.1 Přístrojové hodnocení.....	27
2.4.1.1. Hodnocení pomocí silových plošin.....	27
2.4.2 Funkční/klinické hodnocení	29
2.4.3 Systémové hodnocení.....	30
2.5. Možnosti zlepšení posturální stability	31
2.5.1 Ideální protokol balančního tréninku	31
2.5.2 Interní a externí vjemy	31
2.5.3 Celotělový vibrační trénink	32
3. Cíle a výzkumné otázky	33
4. Metodika.....	34
4.1. Charakteristika výzkumného souboru.....	34
4.2. Posturografické měření.....	34
4.3. Další klinické testy a dotazníkové šetření použité při testování probanda.....	37
4.4. Statistické zpracování dat	37
5. Výsledky	39
5.1. Zhodnocení posturální stability u zdravé populace.....	39
5.1.1 Výzkumná otázka č. 1	39
5.1.2 Výzkumná otázka č. 2.....	42

5.1.3	Výzkumná otázka č. 3	48
5.1.4	Výzkumná otázka č. 4	49
5.1.5	Výzkumná otázka č. 5	50
5.2.	Porovnání posturální stability u kontrolní a výzkumné skupiny	54
5.2.1	Výzkumná otázka č. 6	54
5.2.2	Výzkumná otázka č. 7	56
5.2.3	Výzkumná otázka č. 8	61
5.2.4	Výzkumná otázka č. 9	65
5.2.5	Výzkumná otázka č. 10	71
5.2.6	Výzkumná otázka č. 11	73
6.	Diskuze	77
6.1.	Diskuze k otázce č. 1	78
6.2.	Diskuze k otázce č. 2	79
6.3.	Diskuze k otázce č. 3	82
6.4.	Diskuze k otázce č. 4	82
6.5.	Diskuze k otázce č. 5	83
6.6.	Diskuze k otázce č. 6	85
6.7.	Diskuze k otázce č. 7	86
6.8.	Diskuze k otázce č. 8	88
6.9.	Diskuze k otázce č. 9	89
6.10.	Diskuze k otázce č. 10	90
6.11.	Diskuze k otázce č. 11	91
6.12.	Diskuze k limitům diplomové práce	92
7.	Závěr	93
8.	Souhrn	95
9.	Summary	97
10.	Referenční seznam	99
11.	Přílohy	112

SEZNAM ZKRATEK:

AEC – bipedální stoj na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly (Airex eyes closed)

AEO – bipedální stoj na labilní ploše (Airex eyes opened)

AS – bipedální stoj na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu (Airex Stroop)

ASR – správné odpovědi ve Stroop testu prováděném na labilní ploše (Airex Stroop right)

ASW – špatné odpovědi ve Stroop testu prováděném na labilní ploše (Airex Stroop wrong)

CNS – centrální nervová soustava

EC – bipedální stoj s vyloučením zrakové kontroly (eyes closed)

EO – bipedální stoj (eyes opened)

M – sval (musculus)

S – bipedální stoj za plnění kognitivního úkolu (Stroop)

SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru

SDy – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru

SR – správné odpovědi ve Stroop testu (Stroop right)

SW – špatné odpovědi ve Stroop testu (Stroop wrong)

V – celková rychlost COP

Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru

Vy – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru

1. ÚVOD

I u zdravých jedinců vznikají s přibývajícím věkem v senzomotorickém a neuromuskulárním systému změny, které mají negativní vliv na statickou a dynamickou kontrolu rovnováhy. Průřezové studie ukazují rozdíl mezi osobami mladého věku a osobami středního věku.

Literatura popisuje kritické ukazatele v posturální kontrole, které jsou spojeny se zvýšeným rizikem pádu. Jsou jimi například stoj po dobu menší než 19 s v modifikovaném Rombergově testu, rychlost normální chůze méně jak 1 m/s a vyhotovení Timed-Up-and-Go Testu za dobu 13,5 s nebo delší. Tyto ukazatele jsou spojeny s dva až třikrát vyšším rizikem k pádu. Obavy z pádu spojeny s dlouhým léčením, limitací mobility a závislosti na jiné osobě značně snižují kvalitu života a zvyšují riziko brzkého úmrtí.

Předpokládá se, že osoby s Parkinsonovou nemocí mají horší posturální stabilitu v porovnání se zdravou populací. Zhoršené posturální schopnosti vedou k častým pádům, které mohou mít až fatální následky. Jelikož se posturální stabilita zhoršuje také s přibývajícím věkem, tato práce bude porovnávat skupinu zdravých subjektů a skupinu osob s Parkinsonovou nemocí, u kterých je vyšší prevalence pádu. Tato práce je komparativní a navazuje metodicky na studii hodnotící pacienty s Parkinsonovou nemocí. Cílem je vyhodnocení posturální stability u zdravé populace starších dospělých a porovnání s dříve získanými daty osob s Parkinsonovou nemocí ze silové AMTI plošiny.

2. PŘEHLED POZNATKŮ

2.1. POSTURÁLNÍ STABILITA

Posturální stabilita je schopnost získat, udržet nebo obnovit rovnováhu během jakéhokoliv postoje či aktivity (Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000).

Základní terminologie posturální stability je zmíněna například v následující literatuře: Colné, Frelut, Pérés, & Thoumie (2008); Jacobs, Horak, Tran, & Nutt (2006); Vařeka (2002a); Watkins (2010).

2.1.1 Mechanismy posturální kontroly

Posturální stabilita je řízena posturální kontrolou. Posturální kontrola je integrací senzorických vstupů (somasenzorického, zrakového a vestibulárního systému) a motorického systému (zamýšlených pohybů). Díky posturální kontrole jsme schopni orientace v prostoru, udržení rovnovážné polohy a provedení pohybu. Rovnováha využívá vždy systému, který je dostupný. Pokud je jeden vyloučen, zbylé jsou použity jako kompenzační mechanismus. Například v místnosti, kde je tma, je vyloučen vizuální vstup a je umocněno získávání informací ze systému somasenzorického a vestibulárního (Horak, 2006; Peterka, 2002).

Řídící částí jsou neurální mechanismy, které zprostředkovávají zpětné vazby (feedback) a předvídání (feedforward), po vyhodnocení situace, ve které se tělo nachází, iniciuje zamýšlený pohyb. Centrální nervový systém na základě vstupů ze senzorických systémů vytvoří vjem, který uvědomí jedince o přesném pohybu a poloze těla samotného a těla vůči okolí. Díky těmto informacím (feedback) dochází poté ke korekci postury. Pokud jsou vjemy ze systémů protichůdné, může to vést k závratí. Proto je nutná správná funkce všech třech systémů, jinak nastávají poruchy posturální stability (Bizovská et al., 2017; Kolář, 2009).

Králíček (2011) nezapomíná zmínit svalový tonus, jako primární podmínku vzpřímeného držení. Ten je nastavován v CNS (pyramidový systém, extrapyramidový systém, mozeček, retikulární formace, spinální motorický okruh) a regulován pomocí alfa a gama-motoneurony (Opavský, 2017).

Udržování stability pomocí senzoričkého komplexu zprostředkovávají informace z vizuálního, vestibulárního a somatosenzoričkého systému. Tyto informace nám dávají povědomí o orientaci těla v okolním prostředí (Lord & Menz, 2000; Vařeka, 2002a).

Míra důležitosti jednotlivých složek se u různých autorů liší. To možná z toho důvodu, že podíl senzoričkých systémů je individuální a každý člověk má jiné procentuální zastoupení jednotlivých složek (Bizovská et al., Latash, 2008).

2.1.2 Somatosenzoričkový systém

Somatosenzoričkový systém zahrnuje receptory rozmístěné v těle, ke kterým řadíme proprioreceptory, tlakové, kloubní a taktilní receptory (Vařeka, 2002a).

Díky proprioreceptorům je člověk schopen rozpoznat statezii (pozice těla) a kinestezii (pohyb segmentů těla nebo těla vůči okolí). Mezi proprioreceptory řadíme receptory ve svalech, které nám podávají informace o svalovém protažení a napětí (svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíčka) (Proske & Gandevia, 2009).

Proprioceptivní posturální kontrola dominuje hlavně při stoji na pevné podložce, při stoji na labilní či vibrační ploše dochází ke zkreslení vjemů a dominanci přebírá kontrola zraková a vestibulární. V dobře osvětlené místnosti na pevné a rovné zemi se somatosenzoričkový systém účastní na řízení posturální stability 70 %, zrak 10 % a vestibulární systém 20 % (Horak, 2006; Maurer, Mergner, Bolha, & Hlavacka, 2000; Thompson, Bélanger, & Fung, 2011; Tjernström, Fransson, Patel, & Magnusson, 2010; Peterka, 2002).

2.1.3 Zrak

Zrak hraje velmi důležitou roli v řízení posturální kontroly, informace z vizuálního vstupu poskytují stále aktuální informace o poloze a pohybech segmentů těla vůči tělu a okolí. Při vyloučení zrakové kontroly, byly prokázány výraznější posturální výchylky, a to hlavně v anteroposteriorním směru (Obrázek 1) (Latash, 2008).

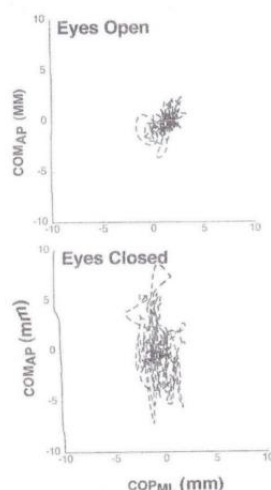
Lord & Menz (2000) testovali subjekty, které mají vlivem věku zhoršený zrak. Zjistili, že tyto vady, jako je vnímání kontrastu a stereopse, mají vliv na kontrolu stability v náročnějších podmínkách. Zrak se uplatňuje hlavně při snížených percepčních ostatních dvou systému, například vlivem stárnutí, proto může mít zhoršení či vyloučení zraku

v pokročilém věku negativní dopad na posturální stabilitu (Rosengren, Rajendran, Contakos, Chuang, Peterson, Doyle, & McAuley, 2007)

Některé studie dokazují, že CNS při vyhodnocování zaujímané polohy upřednostní nejvíce zrakové informace. Tato zjištění byla doložena výzkumy, které při vyšetřování posturální stability užily pohybující se zorné pole, které u subjektů vyvolalo zvýšené posturální výchylky a silný pocit toho, že se sami pohybují. Pokud se liší druhy vstupních informací, mozek upřednostňuje spíše ze zrakové vjemy (Lee & Lishman, 1975; Lord & Menz, 2000).

Další studie zkoumaly vliv periferního a centrálního vidění na posturální stabilitu a bylo zjištěno, že periferní vidění ovlivňuje hlavně anteroposteriorní složku výchylek při bipedálním stoji, kdežto centrální vidění má vliv jak na anteroposteriorní, tak také na mediolaterální (Uchiyama & Demura, 2007).

Vařeka (2002b) popisuje, že zrak je velmi důležitý v každodenních situacích, protože jako jediný může detekovat rychlé a nečekané změny v prostoru a tím předejít pádu či jinému poškození.



Obrázek 1. Posturální výchylky při otevřených a zavřených očích během bipedálního stoje (Latash, 2008).

2.1.4 Vestibulární systém

Vestibulární systém je ukryt ve skalní kosti. Skládá se ze dvou percepčních částí – statické a kinetické. Statická je tvořena blanitými vāčky – sakulus a utrikulus. Detekují

polohu hlavy v prostoru a lineární zrychlení hlavy. Kinetická část je tvořena ze 3 na sebe vzájemně kolmými polokruhovitých kanálek, které sledují úhlové zrychlení hlavy. Na rozdíl od této sensorické funkce má vestibulární systém také funkci motorickou. Motorickou funkcí se rozumí koordinace postavení hlavy, udržení statické a dynamické rovnováhy a zároveň udržení zrakové ostrosti během pohybu (okulomotorický reflex).

Vestibulární systém na rozdíl od zraku umí rozpoznat pohyby hlavy. Proto by bez vestibulárního systému bylo velmi těžké poznat, zda se hýbe okolní prostředí nebo sám subjekt. Bez správné funkce vestibulárního systému se člověk obejde velmi těžko. Jeho dysfunkce mají fyzické, mentální i sociální dopady. Zmatená nebo chybějící vestibulární odpověď má za následek rovnovážné deficity, vertigo, neuzu, či zvracení. Ve vestibulárním systému je těžké určit přesné místo léze, hlavně ve stáří, kdy dochází pomalu k jemným změnám struktury vestibulárního aparátu (Králiček, 2011; Marchetti & Whitney, 2005; Zalewski, 2015).

2.1.5 Posturální stabilita při vykonávání sekundárního úkolu

Rovnováha není automaticky regulována, vždy vyžaduje alespoň minimální pozornost, a to u dětí i dospělých (Remaud, Boyas, Caron, & Bilodeau, 2012).

Interakce mezi kognitivními procesy a rovnováhou je označována jako sekundární neboli duální úkol, při kterém jsou tyto dva úkoly vykonávány souběžně (Andersson, Hagman, Talianzadeh, Svedberg, & Larsen, 2002).

Rovnováha a kognitivní funkce se vzájemně ovlivňují (Lee, Sullivan, & Schneiders, 2013). Mnoho studií zjišťovalo vztah motorické kůry a pracovní paměti a vystavovaly subjekty k provádění obou úkolů zároveň (přidání sekundárního/duálního úkolu). Schopnost vykonávat souběžné úkoly je považována jako multidimenzionální a může být vysvětlována různými teoriemi (Saxena et al., 2017).

Autoři Bonnet & Baudry (2016) porovnávaly tři existující modely vysvětlující posturální stabilitu během sekundárního úkolu: limitované zdroje pozornosti, nelineární interakce ve tvaru U a adaptivní sdílení zdrojů)

Limitované zdroje pozornosti (limited attentional resources) jsou modelem, kdy dva zároveň vykonávané úkoly, i relativně jednoduché, mohou překonat kognitivní kapacitu CNS. Model nelineární interakce ve tvaru U ukazuje (U-shaped non-linear

interaction), že jednoduchý sekundární úkol může zlepšit posturální stabilitu, a naopak těžký sekundární úkol ji může zhoršit. Model adaptivního sdílení zdrojů (adaptive resources-sharing) ukazuje, že vykonávání čistě kognitivního sekundárního úkolu může zlepšit posturální kontrolu nebo provádění úlohy (počítání pouze v hlavě). Naopak při vykonávání vizuálního sekundárního úkolu může dojít ke zhoršení posturální stability, ale to za předpokladu, že je vizuální úkol obtížný.

Ve všech dualistických modelech (výše zmíněné) existuje konkurence dvou prováděných úkolů a konkurence zaměření pozornosti. Byl vytvořen nový synergistický model posturální kontroly během provádění sekundárního úkolu. Tento je založen na možnostech a funkčních schopnostech CNS kontrolovat a upravovat bipedální stoj během vykonávaného úkolu. Rozdílem od předešlých studií je tedy, že tento model není založený na limitacích CNS (Bonnet & Baudry, 2016).

Studie (Bustillo-Casero, Villarrasa-Sapiña, & García-Massó, 2017) ukazuje strategii starších dospělých, kteří upřednostňují spíše posturální stabilitu na úkor kognitivního úkolu. Tuto teorii podporují i autoři Estevan, Gamdoa, Villarrasa-Sapiña, Bermejo, & García-Massó (2018). Ti studovali, jak sekundární úkol ovlivňuje posturální stabilitu dospívajícího jedince a zjistili, že nejen starší dospělí, ale i adolescenti upřednostňují spíše udržování rovnováhy na úkor kognitivního úkolu. Podle Wild et al. (2013) dochází i u osob s Parkinsonovou nemocí k upřednostnění udržení stability při chůzi, na úkor sekundárního úkolu.

Výsledky této studie dále korespondují s výsledky Saxena et al. (2017), že posturální stabilita se vyvíjí až do dospělosti. Byly shledány rozdíly v posturální stabilitě i kognitivním úkolu mezi 13-letými a 16-letými subjekty ve prospěch starších jedinců.

Typickým sekundárním úkolem bývá například odčítání od nějakého čísla od celku nebo Stroop test. Studie (Schmid, Conforto, Lopes, & D'Alessio, 2007), která zkoumala posturální stabilitu u dětí s vykonáváním sekundárního úkolu v podobě odčítání, zjistila, že odčítání probíhající pouze v hlavě dítěte silně naruší posturální strategie. Dle autorů Blanchard, Carey, Coffey, Cohen, Harris, Michlik, & Pellecchia (2005) děti staré 9,5 let přizpůsobí posturální strategii podmínkám zvyšování náročnosti souběžného kognitivního úkolu. S rostoucí náročností kognitivního úkolu se zhoršuje posturální stabilita, ovšem nezhoršuje se plnění kognitivního úkolu, vidíme tu rozdíl oproti

dospělým, kteří spíš upřednostní posturální kontrolu na úkor vykonávání sekundárního úkolu. I to může svědčit o tom, že posturální kontrola dozrává až v dospělosti (Bustillo-Casero, Villarrasa-Sapiña, & García-Massó, 2017; Laufer, Ashkenazi, & Josman, 2008; Saxena et al., 2017).

U mladých dospělých bylo zjištěno, že verbální duální úkol zvyšuje posturální výchylky více, než textování na telefonu během stoje na pevné podložce (Hsiao, Blur, Myers, Earhart, & Rawson, 2020).

Wollesen, Voelcker-Rehage, Regenbrecht, & Mattes (2016) studovali posturální stabilitu za vykonávání sekundárního úkolu při stoji a chůzi u lidí 65 – 79 let. Při bipedálním stoji s prováděním Stroop testu se značně zvýšily posturální výchylky. Při chůzi s prováděním Stroop testu se snížila správnost odpovědí ve Stroop testu a zároveň se zhoršily parametry chůze (snížená délka kroku, zvýšené výchylky, ...). Navíc autoři neshledali stoprocentní shodu mezi teoretickými modely vysvětlujícími interakci mezi posturální stabilitou a prováděním sekundárního úkolu a jejich výsledky.

2.1.6 Posturální stabilita při vyřazení zrakové kontroly

Zrak je potřebný k získání informací týkajících se orientace těla v prostoru, přesnosti pohybu a načasování motorických reakcí (Alotaibi, Alghadir, Iqbal, & Anwer, 2016). Vizuální zpětná vazba je stěžejním faktorem řídicím posturální kontrolu. Studie ukazují, že při zavření očí se zvyšují posturální výchylky jedince (Grace Gaerlan, Alpert, Cross, Louis, & Kowalski, 2012).

Lidé se zrakovým deficitem mají větší posturální výchylky během bipedálního stoje na nestabilním povrchu při otevřených očích než jedinci bez zrakového deficitu. Při testování stoje na nestabilním povrchu se zavřenými očima nebyly shledány významné rozdíly mezi těmito dvěma skupinami. Zároveň zdraví jedinci vykazovali velké rozdíly v posturálních výchylkách ve stoji při otevřených a zavřených očích, s tím, že zavřením očí se posturální stabilita zhoršila (Alghadir, Alotaibi, & Iqbal, 2019).

S řízením posturální stability má souvislost i jazyk. Umístění jazyka může modulovat mechanismy posturální kontroly. Při zrakové deprivaci může umístění jazyka proti horním řezákům zlepšit posturální stabilitu během bipedálního stoje na nestabilním povrchu u zdravých dospělých osob (Alghadir, Zafar, & Iqbal, 2015).

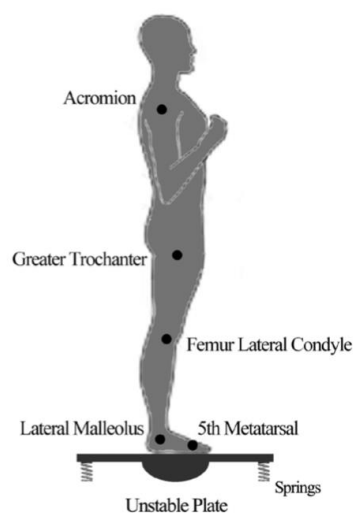
2.1.7 Posturální stabilita na nestabilní ploše

Stoj na nestabilní ploše je ze své podstaty obtížný kvůli neustálým výkyvům nestabilní podložky. Během bipedálního stoji na nestabilní ploše s otevřenými očima byly u mladých mužů naměřeny největší výchylky v anteroposteriorním směru během prvních 3 až 7 sekund. Poté nejspíš CNS získala zkušenosti s charakterem nestabilní plochy a posturální výchylky byly redukovány (Oliaei, Ashtiani, Azma, Saidi, & Asghani, 2018).

Autoři Cuisinier, Olivier, Vaugoyeau, Nougier, & Assaiante (2007) potvrzují, že při stoji na nestabilní ploše u dětí a dospělých dojde ke zhoršení posturální kontroly. Tato posturální kontrola je v případě nestabilního povrchu horší u dětí.

Při vykonávání duálního úkolu při bipedálním stoji na nestabilní podložce vykazují mladí jedinci větší instabilitu, než na pevné podložce (Hsiao, Blur, Myers, Earhart, & Rawson, 2020). Tyto větší posturální výchylky na nestabilní podložce během vykonávání kognitivního úkolu vykazují také mladí muži podle studie Oliaei, Ashtiani, Azma, Saidi a Asghani (2018), ale pouze při stoji v obtížnějších podmínkách (velmi labilní plocha, zavření očí). Naopak při stoji v jednodušších podmínkách (na méně labilní ploše) provádění kognitivního úkolu snížilo posturální výchylky u mladých dospělých oproti stoji ve stejných podmínkách, ale bez vykonávání kognitivního úkolu. Zdá se, že se aktivací CNS kognitivním úkolem zvýší koncentrace na rovnováhu u mladých mužů, pouze však v jednodušších podmínkách stoji.

Studie Oliaei, Ashtiani, Azma, Saidi a Asghani (2018) porovnávala stoj na dvou nestabilních plochách. Jedna nestabilní plocha byla podpořena tuhými pružinami, druhá nestabilní plocha byla podpořena méně tuhými pružinami (Obrázek 2). Z porovnání vyplynulo, že probandi při stoji na labilnější ploše vykazovali menší výchylky COM (těžiště), oscilace výchylek však byla velmi nepravidelná a neplynulá. Udržení rovnováhy v obtížnějších podmínkách narušuje vyrovnané a klidné držení těla více než stoj v jednoduchých podmínkách.



Obrázek 2. Schéma stoje na nestabilní ploše s podpůrnými pružinami (Oliaei, Ashtiani, Azma, Saidi, & Asghani, 2018, 61).

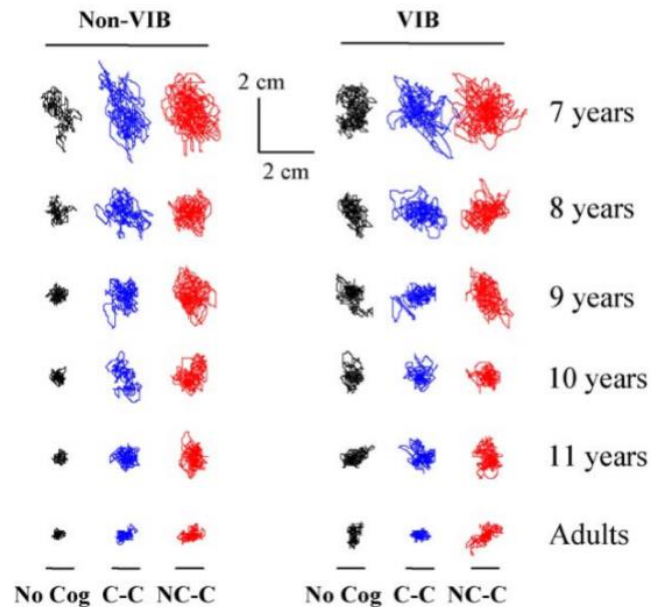
2.2. VÝVOJ POSTURÁLNÍ STABILITY

Posturální stabilita je jednou z podmínek postury a rozvíjení motorických schopností každého člověka (Plandowska, Lichota, & Górnjak, 2019). Formuje se od raného dětství, integruje se se zamýšleným chováním a pokračuje v rozvoji i v druhé dekádě života. Během dětství, vývoj CNS a získávání nových posturálních strategií zlepšuje schopnost posturální stability. Studie zkoumající vývoj posturální stability zjistily, že v období 4-6 let věku jedince je posturální systém v přechodném období a začínají se u dětí objevovat posturální reakce podobné dospělým (Olivier, Cuisinier, Vaugoyeau, Nougier, & Assaiante, 2010).

Posturální stabilita spojená s manuálním úkolem vytrvá až do dospělosti. To potvrdili ve studii Haddad, Claxton, Melzer, Hamill, & Emmerik (2013), kde byla testována posturální stabilita za současného provádění manuálního úkolu u třech skupin. U skupiny 7-letých dětí, 10-letých dětí a dospělých. Nejhorších výsledků dosahovala skupina 7-letých dětí, lepších 10-letých dětí a nejlepších výsledků v posturální stabilitě dosáhla skupina dospělých. To svědčí o faktu, že posturální stabilita integrovaná s manuálními úkoly není ještě plně rozvinuta ani u 10-letých dětí.

Také během sekundárního kognitivního úkolu se děti vyznačují horší posturální stabilitou při bipedálním postoji (rozsáhlejšími výchyly COP) oproti dospělým (Obrázek 3) (Olivier, Cuisinier, Vaugoyeau, Nougier, & Assaiante, 2010).

Vibrační podněty v oblasti Achilovy šlachy opět posturálně zvládají nejlépe dospělí jedinci. U 7-letých dětí dochází k signifikantnímu zhoršení posturální stability při aplikaci vibrací na Achilovu šlahu, oproti starším dětem a dospělým (Obrázek 3). K dalšímu přiblížení k dospělým posturálním kontrolním strategiím dochází tedy okolo 8 roku (Olivier, Cuisinier, Vaugoyeau, Nougier, & Assaiante, 2010).



Obrázek 3. Výchyly COP během bipedálního stoje (30 s) různých modifikací u dětí a dospělých (Olivier, Cuisinier, Vaugoyeau, Nougier, & Assaiante, 2010, 496)

Vysvětlivky: Non Cog - bez kognitivního úkolu, C-C - ovocný-Stroop test s kongruentní barvou ovoce, NC-C - ovocný-Stroop test s nekongruentní barvou ovoce, př. zelená jahoda, Non-VIB - bipedální stoj bez vibrací, VIB - bipedální stoj s vibracemi.

Dospívání je dynamické období vývoje zahrnující rapidní změny velikosti těla, tvaru těla a celkové tělesné kompozice, což ovlivňuje vývoj posturální stability a posturálního chování (Saxena, Cinar, Majnemer, & Gagnon, 2017).

Autoři García-Massó, Marco-Ahulló, & Villarrasa-Sapiña (2019) sledovali vliv obezity na rovnováhu během bipedálního stoje u dětí a dospívajících. Bylo zjištěno, že obezita nemá vliv na posturální stabilitu u dětí ve věku 4-7 let. Obezita zhoršuje stabilitu pouze u dětí ve věku 8 – 12 let a u adolescentů 13 – 17 let. U dospělých nebyl nalezen významný rozdíl v posturální stabilitě mezi obézními dospělými a dospělými

s normálními hodnotami BMI během chůze na páse. Autoři to vysvětlují naučením kompenzační strategie při chůzi a také jistotou na chodícím pásu. Ovšem chůze v terénu obézních lidí se vyznačovala horší posturální stabilitou (Gonzalez, Gates, & Rosenblatt, 2019; Terrier & Deriaz, 2011).

Studie od Plandowska, Lichota, & Górnjak (2019) hodnotila, zda existují rozdíly posturální stability v pohlaví u pětiletých dětí. Zjistili, že existuje rozdíl ve všech parametrech COP (centre of pressure) mezi chlapci a dívkami za klidného stoje. Dívkám byly naměřeny menší výchylky rychlosti a menší rozsah výchylek oproti stejně starým chlapcům.

Rovnováha se v celém středním věku významně nemění. To vychází z výsledků longitudinální studie Simmons, Levy, & Simmons (2017), která testovala rovnováhu zdravých dospělých při stoji, během delšího časového období (20 let). Bylo však zjištěno, že se mění kompenzační strategie. Proto je pravděpodobné, že se posturální stabilita s věkem zhoršuje, ale posturální výchylky je stále možné kompenzovat změnou strategie (kotníková, kyčelní). Celkové zhoršení rovnováhy u starších dospělých vidíme až tehdy, kdy použití posturální strategie již nemůže zcela korigovat rozsah větších posturálních výchylek. Při vstupním měření bylo zjištěno, že při jednoduchých rovnovážných podmínkách používají dospělí kotníkovou strategii k vyrovnání malých výchylek. Při posturálně složitějších situacích u dospělých se více zapojilo používání kyčelní strategie k vyrovnání výchylek. Totožné subjekty podstoupily měření znovu (kontrolní měření) o 20 let později a bylo zjištěno, že při posturálně složitějších situacích byla kyčelní strategie využívána více, než před 20 lety. Při jednoduchých podmínkách k udržení rovnováhy byla stále používána kotníková strategie. To ukazuje, jak se mění posturální kompenzační strategie během stárnutí.

2.3. PORUCHY POSTURÁLNÍ KONTROLY

2.3.1 Pády

Lidské tělo je z biomechanického hlediska velmi nestabilní systém, který je přirovnáván k „obrácenému kyvadlu“. Vyznačuje se malou opěrnou plochou a vysoko položeným těžištěm. Redukce šíře opěrné plochy vede ke zhoršení posturální stability v mediolaterálním směru (Albertsen et al., 2017; Vařeka, 2002).

Díky tomuto biomechanickému modelu může lidské tělo snadno ztratit rovnováhu. Pokud u člověka dojde k pádu, nemusí být důvod jen ztráta rovnováhy, ale samotný pád může být symptom nemoci, proto by měl být podrobně vyšetřen. Neexistuje jednotná definice pádu, i přes to, že je pád součástí mnoha statistik. Příkladem definice pádu je například definice pádu od World Healthy Organization (2017). Tato zní: „Situace, která vede k tomu, že se osoba neúmyslně ocitá na zemi, na podlaze nebo na jiném nižším povrchu. Jinou definici vytvořila například Topinková (2005): „Neočekávaná a nechtěná změna polohy, která končí kontaktem těla se zemí. Může být doprovázen poruchou vědomí i poraněním. Posledním příkladem, je definice od Amblera (2009): Pády jsou definovány poruchou rovnováhy v průběhu chůze nebo některé jiné aktivity. Pády, které jsou důsledkem jiné poruchy, např. mozkové příhody, epileptického záchvatu,... jsou uváděny samostatně (Bizovská, Janura, Míková, & Svoboda, 2017).

Bizovská et al. (2017) řadí mezi pády pouze situace jako uklouznutí, zakopnutí, náhlou velkou změnu v rychlosti pohybu dolních končetin atd.

Dle studie spadne každý rok zhruba 30 % populace nad 65 let. Nad 70 let toto číslo vzrůstá na cca 40 %. Pády mohou být pro každého třetího až druhého člověka nad 65 let, který upadne, příčinou úmrtí. Řadíme sem i vzniklá traumata z pádů a následnou imobilizaci, která vede k sekundární morbiditě. Pády, které nevedou k úmrtí, ale ke zranění, jsou rizikové k dalšímu pádu. U osob nad 65 let je více než polovina hospitalizací způsobena právě pády. Nejčastější zranění při pádu osob nad 65 let je zlomenina krčku, ze které se plně zotaví pouze 20 % z nich. Právě z důvodu pádu se většinou senioři stanou závislí na péči druhé osoby, bývají zmatení a trpí depresi, to je nazýváno tzv. postfall syndromem (Růžička, 2005; Stalenhoef, Diederiks, Knottneurs, Kester, & Crebolder, 2002; Tinetti, 1987; Tinetti & Williams, 1997).

Rubenstein (2006) vypracoval meta-analýzu 12 studií, které se zabývají příčinami pádu. Z této meta-analýzy byl vypočten průměr nejčastějších příčin pádů. Nejvíce (31 %) bylo přiřazeno k pádu z důvodu neočekávané události a vnějšímu prostředí. Poruchy chůze a rovnováhy jsou druhé nejčastější (17 %), poté závratě (13 %), poruchy tonu posturálního svalstva (9 %) a další. Příčina pádu je u starších lidí způsobena hlavně jejich zhoršenou adaptací na měnící se podmínky okolí (Růžička, 2005).

World Health Organization (2007) popisuje komplexní interakci rizikových faktorů. Takže pády jsou součtem více rizikových faktorů. Tyto rizikové faktory dělí do čtyř skupin: biologické (věk a změny ním způsobené, pohlaví, rasa,..), behaviorální (emoce včetně strachu z již prodělaného pádu, lidské činy, každodenní rozhodnutí), environmentální (vnější okolí, např. kluzká podlaha) a socioekonomické (nízký příjem či vzdělání, nedostatek sociálního kontaktu apod.).

Z výše uvedeného vyplývá nutnost prevence pádů, díky které je možné předcházet úmrtím, zlepšit životní úroveň stárnoucí populace a přispět ekonomice státu. Prevence pádů by měla být pojata globálně, aby byla účinná. Důležité je, aby starší osoby dobře znaly prostředí, ve kterém se vyskytují. Pokud jsou v novém nebo proměnném prostředí, je vhodné je naučit odhadnou situaci a identifikovat rizikové faktory, či používat vhodné pomůcky, pokud jsou potřebné. Existuje mnoho studií zabývajících se prevencí pádu. Nejčastější jsou prevence pomocí balančních, silových či protahovacích tréninků. Tyto programy mají značné výsledky ve zlepšení rovnováhy a funkční mobility subjektů (viz kapitola možnosti zlepšení posturální stability) (Landers et al., 2016; Lesinski, Hortobágyi, Muehlbauer, Gollhofer & Granacher, 2015; Peel, McClure & Hendrikz, 2006; World Health Organization, 2017).

2.3.2 Vliv stárnutí na posturální stabilitu

Studie ukazují (Maki & McIlroy, 1996), že starší jedinci vykazují rozlehlejší elipsu trajektorie COP a rychlost kolísání v různých modifikacích stoje oproti mladým dospělým (Abrahamova & Hlavacka, 2008).

Pro udržení rovnováhy je nutná správná funkce CNS, která je závislá na kvalitě aferentace. Aferentace se s přibývajícím věkem zhoršuje, dochází k horší funkci vizuálního, vestibulárního i somatosenzorického systému. Senzorický a motorický deficit, prohlubující se s věkem, vede ke zvýšenému riziku pádu. Jsou to změny ve svalové síle, koordinaci, kloubní mobilitě a zhoršené senzomotorické integraci. Tyto fyziologické změny negativně ovlivňují schopnost rychle a vhodně generovat aktivitu svalů ke korekci instability. Tyto reakce se označují jako kompenzační nebo reakční posturální reakce. Je to schopnost rychle vyřešit nestabilitu svalovou korekcí, krokem nebo zachycením se. Kompenzační posturální reakce hrají hlavní roli při ustálení malých titubací a jsou považovány jako prevence velkých posturálních výchylek. Neadekvátní kompenzační posturální reakce jsou v mnoha studiích (Hilliard et al., 2008; Inness,

Mansfield, Bayley, & McIlroy, 2016; Maki & McIlroy, 2006; Sibley et al., 2016) asociovány s rizikem pádu (Maki & McIlroy, 1997; Mansfield, Wong, Bryce, Knorr, & Patterson, 2015; Shumway-Cook & Woolacott, 2017; Tinetti, 2003).

Se stárnutím se zhoršuje také propioceptivní funkce. Při testování posturální stability se současnou stimulací vibracemi na oblast m. triceps surae – m. gastrocnemius vykazovali senioři horší výsledky než osoby mladé a ve středním věku. Pravděpodobně za to může úbytek Meissnerových tělísek v m. gastrocnemius (Ito et al., 2018).

Kompenzační posturální reakce se u starších dospělých vyznačují delší dobou nástupu a menším rozsahem kompenzačního pohybu v porovnání s mladšími dospělými. Některé výzkumy ukazují, že za nestabilní situace starší dospělí provádějí více malých kroků, ztrácí i schopnost kyčelní strategie a k obnovení rovnováhy zahajují také pohyby pažemi, což jsou méně efektivní balanční reakce. K udržení rovnováhy je mnohem účinnější jeden rychlý krok (Addison et al., 2017; Maki & McIlroy, 2006; McIlroy & Maki, 1996; Tang & Woollacott, 1998).

Zalewski (2015) uvádí, že stárnutí je spojeno se zhoršením anatomické struktury periferního i centrálního vestibulárního systému.

Ve studii od autorů Noohi et al. (2019) bylo pomocí magnetické rezonance zjištěno, že stárnutí je asociováno vyšší deaktivací vizuálního a somatosenzorického kortexu a temporální oblasti. Při testu, kdy musel být nejvíce aktivní vestibulární systém k udržení rovnováhy, aktivovali starší dospělí vestibulární kortex mnohem slaběji než mladší dospělí. Tuto slabší odpověď CNS může vysvětlovat fyziologický úbytek nervových buněk. Matheson, Darlington a Smith (1999) zjistili, že v 90 letech věku je ztraceno 40 % vestibulárních buněk. Další studie (Lopez, Honrubia, & Baloh, 1997) popisuje, že po čtyřicátém roce života ztrácí člověk 3 % vestibulárních buněk každou další dekadou.

Normální stárnutí s sebou nese zhoršení vestibulo-okulárního reflexu a vestibulo-spinálních reflexů. To způsobuje zhoršení zrakové a posturální stability. U 30 % starších 60 let se vyskytuje závrať a motání, což vede k vyššímu riziku pádu (Smith, 2016).

Starší dospělí také využívají více oblastí mozku k udržení rovnováhy než mladší dospělí, ale konektivita mezi jednotlivými částmi je u starších dospělých slabší. Zapojení

více regionů je vysvětlováno jako kompenzační strategie zhoršeného nervového vedení (Cabeza, Anderson, Locantore, & McIntosh, 2002).

Dle autorů Tudorascu, Sfredel, Riza, Danciulescu Miulescu, Ianosi a Danoiu (2014) se u starších lidí zvyšuje takzvaný neuromuskulární šum, což je zhoršené vnímání, integrace senzorických vjemů a neuromuskulární kontroly.

U posturální kontroly seniorů se popisuje teorie (Lipsitz & Goldberger, 1992) zvaná „ztráta komplexnosti“ a podle té je stárnutí spojeno se ztrátou komplexnosti biologických signálů s odpovídající ztrátou adaptability. Později, v roce 2006, přišel Stergiou et al. s teorií „optimální pohybové variability“. Ta navrhuje, že ztráta komplexnosti pohybu může být charakterizována snížením pravidelnosti náhodných pohybů a zároveň zvýšením pravidelnosti periodicky se opakujících pohybů (senioři nemají dostatek nových vstupů a nepodporují tak plasticitu mozku). Výsledky studie od Raffalt, Speddem a Geertsen (2019) jsou v souladu s oběma teoriemi. Souhlasí, že stárnutí je doprovázeno ztrátou komplexnosti posturální kontroly a tato ztráta je charakterizována změnou pravidelnosti pohybového vzoru, což má za následek menší přizpůsobivost.

Vlivem stárnutí dochází k úbytku svalové hmoty, z důvodu častých obav z pádu u seniorů dochází ke snížení aktivity, což vede k dalšímu úbytku svalové hmoty. Tento úbytek hlavně na dolních končetinách zvyšuje pravděpodobnost dalšího pádu. U seniorů se také mnoha vlivy (snížení elasticity vazů, zvýšení rigidity páteře a hrudníku, snížení celkového množství energie) zvyšuje náročnost na dosažení vzpřímeného držení těla. Napřímení je velmi důležité pro další činnosti včetně udržení rovnováhy, z důvodu regresivních změn celého systému těla je u seniorů fyzicky náročné napřímení udržet (Jančová & Kohlíková, 2007).

2.3.3 Vliv Parkinsonovy nemoci na posturální stabilitu

Nyní bude popsán vliv Parkinsonovy nemoci na posturální stabilitu, protože tato diplomová práce ve výzkumné části porovnává posturální stabilitu u zdravých starších dospělých a u osob s Parkinsonovou nemocí.

Parkinsonova nemoc se projevuje mnoha motorickými příznaky, jako je tremor, bradykineze a rigidita. Dle hlavních symptomů se PN dělí na dvě podkategorie podle symptomů: třesový typ a typ posturální instability a ztížené chůze (postural instability

and gait difficulties, PIGD). PIGD typ nereaguje tak dobře na léčbu levodopou, jako třesový typ. Posturální instabilita je jedním z nejvíce limitujících symptomů Parkinsonovy nemoci a vede ke snížení kvality života. V každodenním životě se osoby s PN také setkávají s obtížemi v samostatném pohybu, činnostech vyžadujících přesnost a započetí či dokončení pohybu (Sethi, 2008; Schlenstedt, Muthuraman, Witt, Weisser, Fasano, & Deuschl, 2016).

Yang, Hsu, Wu, Lu a Lin (2016) popisují u osob s PN snížený rozsah v kloubech dolních končetin. S tím souvisí i kratší kroky a nižší rychlost chůze. Osoby s PN mají problém rozejít se, zastavit chůzi a použít horní končetiny k souhybu z důvodu omezení rozsahu pohybu v ramenních kloubech způsobené svalovou tuhostí. Z důvodu nedostatečné rotace trupu je problémem i otáčení.

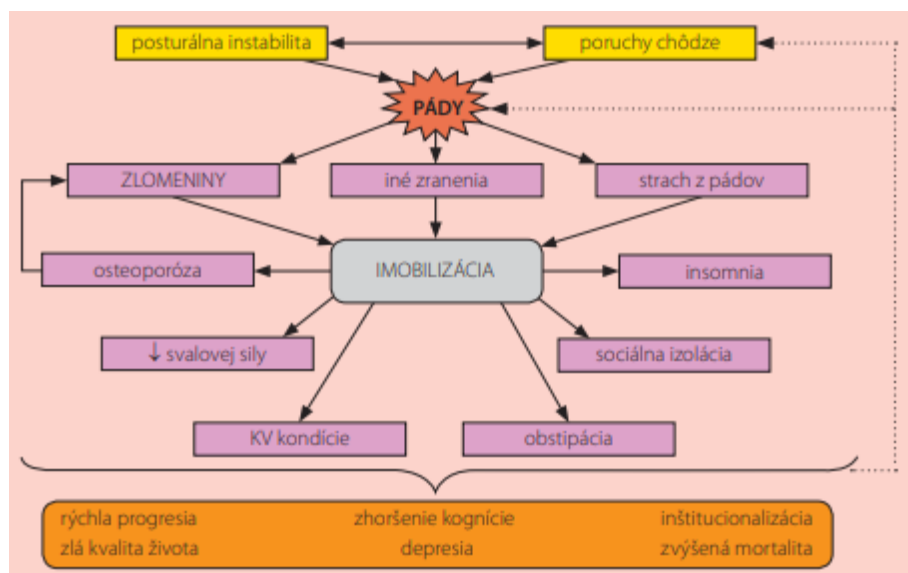
Lze pozorovat mnoho patologií v postuře osob s PN. Je tím například předsun a předklon hlavy dopředu, hyperkyfóza hrudníku, oploštění bederní lordózy. V ramenou bývá přítomna extenze, addukce a vnitřní rotace. Lokty jsou drženy ve flexi a pronaci. Metakarpofalangeální klouby jsou ve flexi a interfalangeální klouby jsou v extenzi. Palec držen v addukci. Na dolních končetinách můžeme pozorovat lehké abdukční, flekční a vnitřně-rotáčnické postavení kyčle a mírnou flexi kolenního kloubu (Kataoka et al., 2016).

Pacienti s PN používají kyčelní nebo krokovou strategii k udržení rovnováhy nejspíš z toho důvodu, že nejsou schopni vyvinout potřebnou sílu k obnovení rovnováhy a také se vyznačují delší dobou reakce oproti zdravým jedincům. Za tyto projevy pravděpodobně může snížení funkce dopaminového systému. Nedostatek dopaminu má za následek nedostatek modulace svalového tonu (rigidita) a snížení síly nutné k udržení rovnováhy. Medikace levodopou sice snižuje rigiditu u pacientů s PN, ale nezvyšuje rychlost reakce. To znamená, že do symptomů spojených s nemocí může být zapojeno více neurotransmiterových drah (Erdeniz, Selvaraj, & Bulut, 2019; Peterka, 2002).

Pacienti s PN vykazují významné snížení posturální stability, nižší skóre limitů stability a větší posturální výkyvy ve srovnání se zdravými jedinci. Toto zhoršení je silně spojeno se závažným rizikem pádů. Posturální stabilita osob s PN záleží i na stadiu nemoci, subjekty v dřívějším stadiu Parkinsonovy nemoci vykazovaly snížené hodnoty limitů stability a větší posturální výchylky během stoji v různých podmínkách (konflikt vizuálních a somatosenzorických informací a konflikt vizuálních a vestibulárních

informací) oproti zdravým subjektům. Všechny tyto parametry však byly horší u subjektů v pokročilejším stadiu nemoci (Doná, et al., 2016).

Narušení posturální stability může být způsobeno vnitřním i vnějším prostředím. Progresivní a chronické atrofické změny ve strukturách CNS (řídící motorické funkce) a degenerativní změny zraku, sluchu, propiocepce a vestibulárního systému narušují stabilitu těla. Pacienti s PN vykazují sníženou schopnost zpracovávat vestibulární podněty. Lze uvažovat o tom, že vestibulární korová oblast pacientů s PN dostává nepřesné informace o poloze těla, což přispívá posturální nestabilitě a většímu riziku pádů. Tendence pádu se zvyšuje zejména při rychlých pohybech hlavy. U osob s PN je velmi důležitý častý pohyb a trénink kondice a rovnováhy, aby bylo co nejvíce předcházeno pádům a jimi způsobené imobilizaci, která značně zhoršuje kvalitu života (Obrázek 4) (Horak, 2006; Paul et al., 2016; Valkovič, 2009).



Obrázek 4. Jak posturální instabilita ovlivňuje kvalitu života (Valkovič, 2009, 364)

Bonnet, Delval, Szaffarczyk a Defebvre (2017) zjistili, že osoby s PN, kterým byla podávána levodopa, zvýšily své posturální výchylky během stoje na rozdíl od osob s PN, kterým levodopa podávána nebyla. Tyto výsledky se připisují sníženému tonu svalů a následné destabilizaci segmentů těla, hlavně dolní části zad. Na druhou stranu levodopa umožňuje osobám s PN významně zvýšit schopnost mechanismů posturální kontroly během úkolu, kde musí docházet ke změně zrakové fixace. Ani zlepšení mechanismů posturální kontroly během úkolu se změnou zrakové fixace nestačí k tomu, aby se osoby s PN s medikací vyrovnali zdravým subjektům.

Podle studie Bekkers et al. (2018) osoby s PN, u kterých se vyskytuje freezing během chůze, mají horší posturální stabilitu během bipedálního stoje s kognitivním úkolem než ty osoby s PN, u kterých se freezing nevyskytuje (větší posturální výchylky hlavně v mediolaterálním směru). Ve studii Wilczyński, Pedrycz, Zieliński, Ambroży a Mucha (2017) naprostá většina subjektů s PN inklinovala k mírnému naklonění do pravého zadního kvadrantu stojné plošiny.

Zároveň ve studii Bekkers et al. (2018) skupina osob s PN a freezingem dosáhla horších výsledků v kognitivním úkolu během stoje než zdraví jedinci a skupina osob s PN bez freezingu. Mezi osobami s PN bez freezingu a skupinou zdravých jedinců byly rozdíly v posturální stabilitě, ale nebyly zde rozdíly ve výsledcích kognitivního úkolu. Z toho plyne, že osoby s PN, u kterých je přítomen freezing během chůze, potřebují věnovat více pozornosti k udržení rovnováhy a souběžného vykonání kognitivního úkolu.

2.4. HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY

Posturální stabilitu vyhodnocujeme z několika důvodů. První důvod je identifikovat, zda je, či není přítomen problém s balančními schopnostmi. Pokud existuje problém, je druhý důvod vymezit příčinu balančního problému. Odhalení příčiny může pomoci při prevenci pádu pomocí lepšího zvládnutí problému či vyléčením důvodu (Horak, 1987).

Hodnocení posturální stability lze provádět za různých podmínek. Můžeme hodnotit stoj a jeho modifikace (statická činnost) či činnost dynamickou, například chůzi nebo výkrok. Hodnocení těchto činností s sebou přináší mnoho dalších parametrů, na které se můžeme při vyhodnocování výsledků zaměřit (rozkmit COP, míra zatěžování končetin, odvíjení plošky atd.) (Bizovská et al., 2017).

Horak (1997) rozděluje klinické hodnocení rovnováhy na tři hlavní typy:

- funkční hodnocení
- fyziologické/systémové hodnocení
- kvantitativní/objektivní/přístrojové hodnocení.

2.4.1 Přístrojové hodnocení

Přístrojové testování je závislé na vybavení a laboratorním prostředí. Přístroje, které lze použít na testování posturální stability jsou silové a tlakové plošiny, kinematické systémy (kamery a fotobuňky) a inerciální měřicí jednotky (akcelerometry a gyroskopy) (Bizovská et al., 2017).

Přístrojové hodnocení zaznamenává i jemné posturální odchylky a může být použito ke zhodnocení terapeutického efektu během léčby (Nardone, Grasso, & Schieppati, 2006).

2.4.1.1. Hodnocení pomocí silových plošin

Kvantitativní hodnocení posturálních výchylek se stalo dostupné během mnoha klinických vyšetření, což vedlo k tomu, že fyzioterapeuti a rehabilitační lékaři mohou lépe plánovat terapii poruchy rovnováhy (Plotnik, Giladi, & Haudorff, 2007).

Posturální stabilita je běžně měřena na silových plošinách, kdy počítač zaznamenává reakční sílu působící na silovou plošinu (GRF, ground reaction force). Tyto plošiny dokážou zaznamenat složky GFR: mediolaterální (mlGFR), anteroposteriorní (apGFR) a vertikální (vGFR) a trajektorii působiště reakční síly (COP).

Mezi tyto silové plošiny řadíme zařízení běžně dostupná v biomechanických laboratořích (Advanced Mechanical, Technology, Inc, AMTI; Kistler Instrumente; HUR Labs a další). Silové plošiny využívané v domácnostech jsou například příslušenství k herní konzoli Wii, Wii Balance board.

Dle Bizovské et al. (2017) můžeme na silové plošině měřit reaktivní posturální stabilitu a proaktivní posturální stabilitu.

Proaktivní posturální stabilita

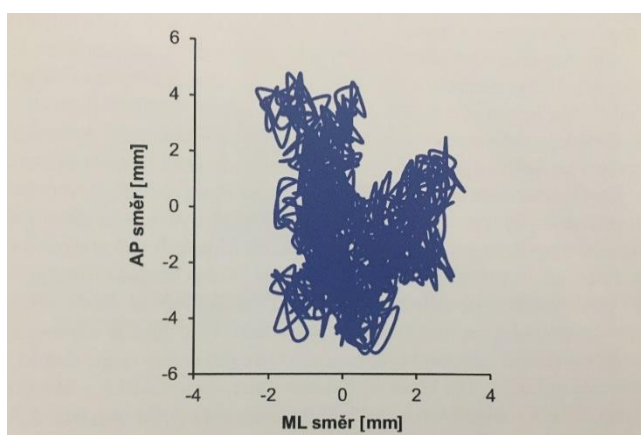
Při tomto měření subjekt vědomě manipuluje s opěrnou plochou, těžištěm těla či vychyluje COP. Toto měření často probíhá s použitím virtuální reality, či jiného vizuálního feedbacku.

Reaktivní posturální stabilita

Testovaná osoba reaguje na narušení rovnovážného stavu vybalancováním a snaží se stát co nejvíce nehybně po určitý časový úsek (Bizovská et al., 2017).

Dle výsledků studie (Chen & Bates, 2000) dokáže AMTI silová plošina měřit s menší než 2% chybou. Byla vyhodnocena jako jedna z nejvíce reliabilních a používaných silových plošin na hodnocení stoje a chůze. Autoři Desjardins a Gagnon (2001) doporučují měřit na AMTI plošině statické činnosti, protože pro ty vykazuje velkou spolehlivost. Rozdílem je měření dynamických pohybů, pro ty tak velkou spolehlivost nevykazuje.

Statická posturografie hodnotí posturální výchylky během stoje. Posturální výchylky jsou kvantifikované charakteristickým přemísťováním COP. Během posturografického měření stoje lze provést modifikace, aby byl rovnovážný úkol těžší. Například zmenšením opěrné báze, vyloučením vizuální zpětné vazby (zavření očí), snížením propioceptivní zpětné vazby (labilní povrch), či použitím sekundárního úkolu během toho, co mají subjekty zůstat v klidu stát. Sekundární úkol může být manuální či kognitivní. Modifikace lze různě kombinovat podle potřeb měření a subjektů. Měřená trajektorie COP je zaznamenávána graficky (Obrázek 5) (Bizovská et al., 2017; Visser, Carpenter, van der Kooji, & Bloem, 2008).



Obrázek 5. Příklad trajektorie pohybu působíště reakční síly podložky v mediolaterálním (ML) a anteroposteriorním (AP) směru v průběhu stoje (Bizovská et al., 2017)

2.4.2 Funkční/klinické hodnocení

Výhoda klinických testů je, že jsou dostačující levné nástroje na testování, rychlost provedení a vyhodnocení. Nevýhoda je, že získané výsledky jsou subjektivní a nejsou tak přesné, jako přístrojové, proto nelze vidět malé odchylky, například při mírném zlepšení schopnosti posturální stability. Největší nevýhodou je, že často nelze specifikovat typ poruchy rovnováhy, což je potřeba k navržení příslušné léčby (Blum & Korner-Bitensky, 2008; Giorgetti, Harris, & Jette, 1998).

Funkční testy rovnováhy jsou nápomocné k zaznamenání posturální stability a jejích změn možné během jednoho vyšetření. Tyto testy většinou hodnotí dovednosti při motorických úkolech. Hodnoceny jsou nejčastěji na škále 1 až 5 nebo změřením času na stopkách. Existuje velká řada testů (Horak, 1997).

Jako příklad zde jsou zmíněny jenom některé z testů, které byly použity v paralelní diplomové práci Bc. Dominiky Místecké.

Timed Up and Go Test (TUG)

Yelnik a Bonan (2008) ho uvádí jako nejkratší, nejjednodušší a pravděpodobně nejreliabilnější test. Tento test byl vyhodnocen jako velmi spolehlivý k určení predispozice k pádu u starších dospělých (Whitney, Lord, & Close, 2005). Existují i různé modifikace TUG, například odečítání od 80 nebo 100 (kognitivní úkol), nebo držení kelímku s vodou (manuální úkol). Kdy skóre 15s a více v kognitivním úkolu a 14,5 s a více v manuálním úkolu je spojené se zvýšeným rizikem pádu (Salarian, Zampieri, Horak, Carlson-Kuhta, Nutt, & Aminian, 2009).

Functional reach test

Byl vyvinut ke zhodnocení maximálního limitu stability při stoji (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990). Subjekty se natahují co nejvíce dopředu za současného stoje bez jakékoliv opory. Lze modifikovat i dosahem laterálně a dozadu. Studie (Johnsson, Henriksson, & Hirschfeld, 2003) zpochybňuje korelaci funkčního dosahu a přemístění COM z důvodu využití kompenzačních strategií při dosahu. Jiné studie (Behrman, Light, Flynn, & Thigpen, 2002) potvrzují, že může pomoci odhalit riziko pádu např. u Parkinsonovy nemoci.

2.4.3 Systémové hodnocení

Podle Bizovské et al. (2017) je systémové hodnocení nazýváno jako baterie testů. Tento přístup je užitečný k určení základní příčiny poruchy posturální stability. Jelikož obsahuje komplexní hodnocení, jehož nevýhodou oproti funkčním testům je, že trvá až 30 minut, může ho provádět erudovaný personál a bývají nutné speciální pomůcky. Jeho obsah se většinou skládá z mnoha funkčních testů, kde je každý zaměřen na jinou oblast posturální kontroly. Mezi nejpoužívanější systémová hodnocení patří Balance evaluation systems test (BESTest) a The Physiological Balance Profile.

BESTest se zaměřuje na rozeznání, která složka posturální kontroly je postižena (senzorická orientace, posturální odpovědi), zatímco The Physiological Balance Profile se zaměřuje na identifikaci fyziologického mechanismu, který způsobuje poruchy rovnováhy (zrak, síla, posturální výchylky, propiocepce) (Bizovská et al., 2017; Mancini & Horak, 2010).

2.5. MOŽNOSTI ZLEPŠENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY

Ke zvýšení posturální výkonnosti a snížení obav z pádu lze indikovat balanční trénink, jehož efekt byl představen v mnoha studiích (Lesinski, Hortobágyi, Muehlbauer, Gollhofer, & Granacher, 2015).

2.5.1 Ideální protokol balančního tréninku

Balanční trénink se soustředí hlavně na zlepšení posturální kontroly tím, že vychyluje tělo z centra gravitace se zachováním základní opory o plošky nohy. Studie upozorňuje na fakt, že neexistuje globálně používaná struktura balančního tréninku, založená na důkazech. Proto z výsledků testování vytvořili rámec balančního tréninku, který měl pozitivní efekt na posturální schopnosti starších dospělých. Ze studií vyplývá, že nejefektivnější protokol balančního tréninku je charakterizován trváním tréninku 11-12 týdnů, frekvence tréninků 3x týdně (36-40 tréninků za celou dobu). Z toho trvání jednoho tréninku je 31-45 minut, týdně tedy 93-120 minut (Lesinski et al., 2015).

2.5.2 Interní a externí vjemy

Existuje mnoho studií, které chtěly vytvořit preventivní program, ale často programy nevykazují velkou efektivitu ve snížení četnosti pádů (Mikolaizak et al., 2018; Vlaeyn et al., 2015). Ve snaze zefektivnit preventivní programy, by se rehabilitace mohly zaměřovat na různé vjemy při posturální akci (Chiviacowsky, Wulf, & Wally, 2010; Landers, Hatlevig, Davis, Richards, & Rosenlof, 2016).

Bylo zjištěno Wulf, Höß a Prinz (1998), že na posturální kontrolu má vliv zaměření naší pozornosti na interní nebo externí vjemy. Interní vjemy jsou spojovány s vnímáním vlastního těla nebo pohybu, zatímco externí vjemy je zaměření na to, jaký dopad má okolí na tělo subjektu. Například při tréninku rovnováhy na labilním prkně mohou být subjekty vyzvány k udržení těla svisle (vnitřní vnímání), nebo k udržení vodorovné úrovně prkna (vnější pozornost). Studie provedené během posledních 15 let ukazují, že pozornost na externí vjem vede k lepším motorickým schopnostem než soustředění se na interní vjemy (Wulf & Lewthwaite, 2016). Ke zlepšení posturální stability došlo u mladších i starších dospělých (Rhea, Diekfuss, Fairbrother, & Raisbeck, 2019). Tyto výsledky jsou velmi užitečné pro trénink posturální kontroly a zlepšení rovnováhy. Na tento typ tréninku dobře reagují osoby s Parkinsonovou nemocí, kteří mají vysokou prevalenci k pádům (Landers et al., 2016).

2.5.3 Celotělový vibrační trénink

Mnoho studií vyšetřovalo efekt odporového tréninku, balančního tréninku, tai-či, izometrického tréninku a multikomponentního cvičení ke zlepšení rovnovážných schopností a chůze u seniorů. Odporový trénink, izometrický trénink a multikomponentní cvičení se ukázaly jako efektivní při zlepšování posturální stability. Mohou však být příliš vyčerpávající a zvýšit tak riziko pádu (Little, Paterson, Humphreys, & Stathokostas, 2013; Sousa, Mendes, Monteiro, & Abrantes, 2014).

Proto se mnoho autorů přiklání k metodě celotělové vibrace (Whole Body Vibration, WBV). Celotělové vibrační cvičení bylo zhodnoceno jako bezpečné a tolerované i lidmi se sníženou mobilitou. WBV zvyšuje svalovou sílu, rychlost a densitu kostních minerálů. Větší svalová síla přispívá k udržení rovnováhy u starších dospělých. Bylo pozorováno, že WBV zlepšují posturální kontrolu a mobilitu u pacientů s neurologickým onemocněním, jako je Parkinsonova nemoc, cévní mozková příhoda a roztroušená skleróza (Ahlborg, Andersson, & Julin, 2006; Orr, 2010; Santos-Filho, Cameron, & Bernardo-Filho, 2012; Sharififar, Coronado, Romero, Azari, & Thigpen, 2014).

Jedná se nejčastěji o stoj na vibrační plošině, kolena jsou lehce flektována. V některých případech může subjekt na vibrační plošině provádět jednoduché cviky, například squaty. Vibrace způsobují zvýšení neuromuskulární aktivity, a tak i mohutnější zapojení motorických jednotek. Elektromyografie (EMG) potvrdila větší aktivitu svalů během vibrací v porovnání se stejnými pohyby bez vibrací (Jackson & Merriman, 2010).

3. CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

Hlavní cíl:

Cílem práce je zhodnotit posturální stabilitu u zdravé populace nad 50 let a porovnat ji s osobami s Parkinsonovou nemocí s využitím silové plošiny AMTI.

VÝZKUMNÉ OTÁZKY

1. Jak ovlivňuje věk posturální výchylky při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?
2. Jak ovlivňuje plnění kognitivního úkolu posturální výchylky při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?
3. Jak ovlivňuje vyloučení zrakové kontroly posturální stabilitu při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?
4. Jak ovlivňuje přidání labilní plochy posturální stabilitu při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?
5. Jak ovlivňuje plnění kognitivního úkolu posturální stabilitu při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?
6. Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji?
7. Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji s vyloučením zrakové kontroly?
8. Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji na labilní ploše?
9. Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly?
10. Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu?
11. Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu?

4. METODIKA

Na Katedře fyzioterapie a Katedře biomechaniky a technické kybernetiky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v době od května 2019 do ledna 2020 byla provedena komparativní, kontrolovaná, průřezová studie navazující na diplomovou práci měřenou v roce 2017 Mgr. Klárou Umlaufovou - Posturální stabilita u osob s Parkinsonovou nemocí v korelaci s vybranými hodnotícími parametry klinického a dotazníkového vyšetření. Měření bylo provedeno v biomechanické laboratoři v Aplikačním centru Baluo a v prostorách RRR centra. Samotnému testování předcházelo odeslání žádosti etické komisi o schválení výzkumu. Žádost byla přijata a výzkum byl odsouhlasen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého (Příloha 1). Pacienti byli seznámeni s metodikou testování a bylo jim sděleno, že zpracování výsledků bude anonymní, poté podepsali informovaný souhlas o nakládání s jejich výsledky a zařazení do studie (Příloha 2). Testované subjekty mohly testování kdykoliv ukončit a ze studie odstoupit.

Před začátkem testování byla subjektům odebrána anamnéza, následně byly vyplněny vstupní dotazníky, poté proběhlo klinické vyšetření a testování na silové plošině AMTI.

4.1. CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Výzkumným souborem bylo 20 probandů, ti tvořili kontrolní skupinu k dříve vypracované diplomové práci Mgr. Umlaufovou. Z 20 subjektů bylo testováno 10 žen a 10 mužů. Probandi uvedli, že jsou bez neurologického, ortopedického a kognitivního onemocnění či jiného akutního onemocnění. Inkluzivní kritéria byla dosažení 50 a více let, podepsaný informovaný souhlas, dosažených minimálně 26 bodů v MoCA testu. Průměrný věk žen byl 60,4 let (v rozmezí 51-71 let) a průměrný věk mužů byl 61,5 let (v rozmezí 55-69 let).

4.2. POSTUROGRAFICKÉ MĚŘENÍ

Na posouzení stability stoje v různých modifikacích byly využity dvě silové (tenzometrické) plošiny AMTI (model OR 6-5, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA) v biomechanické laboratoři Aplikačního centra Baluo FTK UPOL v Olomouci.

Samotné měření probíhalo za přítomnosti dvou diplomantek: Anny Morávkové a Dominiky Místecké. Jedna z nich zajišťovala bezpečnost při měření a druhá kalibrovala silové plošiny, spouštěla měření a zaznamenávala výsledky.

Před každým měřicí pokusem byla provedena kalibrace plošin, při pokusu s labilní plochou Airex byla kalibrace provedena až po jejím položení. Probandi se postavili každou nohou na jednu plošinu, tak, aby dělicí čára byla uprostřed chodidel. Probandi byli testováni na boso, bylo kontrolováno, aby bylo postavení nohou na plošině stále na stejném místě, to znamená chodidla postavena na šířku pánve a cca v 15° zevní rotaci. Po každém provedeném pokusu byl pacient vyzván, aby sestoupil z AMTI plošiny a po kalibraci na ni opět nastoupil. Po doměření každého probanda byly plošiny utřeny jednorázovým desinfekčním ubrouskem.

Každý proband absolvoval 6 měřících pokusů, z toho jeden trval vždy 30 sekund. Byl vždy zaujat bipedální stoj o patnácti centimetrové vzdálenosti chodidel (měřeno od patních kostí). Byla vytvořena prezentace, kde byly promítány slidy nutné k výkonu testování. Tato prezentace byla promítnuta na obrazovce postavené před probandem a slidy byly promítány jednou z diplomantek tak, aby bylo možné vykonat dané měření. Obrazovka byla umístěna ve vzdálenosti 1,5 metru od probanda.

Modifikace stoje byly následující:

1. *Bipedální stoj na plošinách s oční fixací pevného bodu ve výšce očí na obrazovce.*

Probandi byli instruováni k nástupu na plošinu a na ní ke klidnému stoji, s horními končetinami volně podél těla a klidným dýcháním. Byli požádáni, aby se neotáčeli, nemluvili a dívali se na černý bod zobrazený na bílé obrazovce. Byli slovně informováni k začátku a konci měřeného pokusu. Diplomantky s probandy také během testování nemluvily a na dveřích laboratoře visela cedulka s prosbou o nerušení, jelikož probíhá měření. Pokud byl pokus narušen cizím příchodem, náhlým kýchnutím, kašláním, pohybem, či jiným rušivým vlivem, byl opakován. Tyto podmínky byly zachovány po celou dobu měření.

2. *Bipedální stoj na plošinách se zavřenýma očima.*

Měřený pokus proběhl stejně jako předchozí, ale po postavení se na plošinu byli probandi vyzváni k zavření očí.

- 3. Bipedální stoj na plošinách s balanční podložkou Airex a oční fixací pevného bodu na obrazovce.*

Pokus opět probíhal totožně, ale na labilní podložce Airex.

- 4. Bipedální stoj na plošinách s balanční podložkou Airex a se zavřenýma očima.*

Za pocitu stabilního stoje na Airex byli probandi vyzváni, aby zavřeli oči.

- 5. Bipedální stoj na plošinách s kognitivním úkolem typu Stroop test.*

Tomuto měření předcházelo ujištění, že probandi nemají problém s rozpoznáním barev a se čtením textu. Nejprve na obrazovce byl promítnut slide se 4 různě-barevnými rámečky – červený, zelený, žlutý, modrý. Proband byl vyzván k určení barev. Jako zkouška zraku byla na obrazovce promítnuta věta, kterou měl proband přečíst. Velikost fontu věty odpovídala velikosti písma použitého ve Stroop testu.

Po vstupním prověření bylo pacientům vysvětleno, jak test správně provést a na následující ukázce jsme se ujistily, že probandi úkol pochopili. Po nástupu na plošinu bylo měření odstartováno (Tři, dva, jedna, teď!) a na obrazovce byl přemítnut slide se Stroop Testem. Stroop test byl zobrazen jako tabulka o 4 řádcích a 6 slovech na řádku. Každé slovo bylo napsané jednou ze 4 barev (viz. zkouška rozpoznání barev), proband měli za úkol říkat barvy slov, nikoliv číst slova (Příloha). Pokud bylo v průběhu testu dosaženo konce tabulky, byla promítnuta další tabulka s jiným uspořádáním. Dohromady byly připraveny 4 verze Stroop testu. Byl zaznamenáván počet správně řečených barev a počet chyb, subjekty se mohly samy opravit, pokud si uvědomily chybu, nebyly však opravovány diplomantkami.

- 6. Bipedální stoj na plošinách s Airex a kognitivním úkolem typu Stroop test.*

Testování probíhalo obdobně, jako přechozí, ovšem byl přidán Airex. Byly promítnuty jiné verze Stroop testu.

Aby tato diplomová práce mohla být co nejideálněji porovnána s diplomovou prací „Posturální stabilita u osob s Parkinsonovou nemocí v korelaci s vybranými

hodnotícími parametry klinického a dotazníkového vyšetření (2017)“, vyhodnotily jsme z měření parametry v Tabulce 1.

Tabulka 1. Sledované proměnné (Umlaufová, 2019)

Zkratka sledovaných parametrů	Název sledovaných parametrů	Jednotka
SD X	Směrodatná odchylka v mediolaterálním směru	COP [mm]
SD Y	Směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru	COP [mm]
V x	Průměrná rychlost COP v mediolaterálním směru	[mm/s]
V y	Průměrná rychlost v anteroposteriorním směru	COP [mm/s]
V	Průměrná celková rychlost COP	[mm/s]

4.3. DALŠÍ KLINICKÉ TESTY A DOTAZNÍKOVÉ ŠETŘENÍ POUŽITÉ PŘI TESTOVÁNÍ PROBANDA

Ve spolupráci s Bc. Místeckou byly provedeny klinické testy a dotazníky, které budou hodnoceny v rámci paralelní diplomové práce. Testování pro zhodnocení tělesné zdatnosti bylo provedeno pomocí testu 6-Minute Walking Test (6-ti minutový test chůze). Klinické testy byly provedeny následující: Functional Reach Test (Test funkčního dosahu), Five time sit to stand test (Test ze sedu do stoje), Timed Up and Go test (Test vstát a jít), 360 degree turn test (Test otočení o 360°).

Při vstupním vyšetření všichni probandi vyplnily následující dotazníky: MoCA (Montreal Cognitive Assessment, Montrealský kognitivní test), FES-I (Falls Efficacy Scale International, diagnostika strachu z pádu u seniorů) a Zungovu sebesuzovací škálu deprese.

4.4. STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

Zaznamenávání dat nejprve probíhalo v Microsoft Office Excel 2016 a poté bylo provedeno statistické zpracování v programu Statistica 12. V programu Statistica 12 byly vyhodnoceny základní statistické veličiny pro každou z proměnných (průměr, směrodatná odchylka, minimum a maximum). Po provedení testu normality bylo zjištěno, že vypočtená data jsou neparametrického typu, proto se dále používaly neparametrické testy.

Pro zhodnocení výsledků v kontrolní skupině byly použity Spearmanův koeficient pořadové korelace a pro interpretaci korelačního koeficientu byly použity interpretační korelace dle Chrásky. Měřené pokusy, na které jsme se zaměřili, byly podrobně porovnány v MS Office Excel 2016.

Pro porovnání dat kontrolní skupiny se skupinou osob s Parkinsonovou nemocí byl použit neparametrický Mann-Whitneyův U test. Statisticky významná data byla doložena pomocí průměrných hodnot, minima, maxima a směrodatných odchylek jednotlivých parametrů a procentuálních rozdílů mezi skupinami. Tato doložená data byla zpracována v Microsoft Office Excel 2016.

5. VÝSLEDKY

5.1. ZHODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY U ZDRAVÉ POPULACE

Ke zhodnocení posturální stability u zdravé populace starší 50 let byl použit Spearmanův koeficient pořadové korelace. Pro interpretaci korelačního koeficientu (r) jsme se řídili hodnotami dle Chráska (2007) (Tabulka 2).

Tabulka 2. Přibližná interpretace hodnot korelačního koeficientu (Chráska, 2007, 105)

Korelační koeficient	Interpretace
$r = 1$	naprostá (funkční) závislost
$1,00 > r \geq 0,90$	velmi vysoká závislost
$0,90 > r \geq 0,70$	vysoká závislost
$0,70 > r \geq 0,40$	střední závislost (značná závislost)
$0,40 > r \geq 0,20$	nízká závislost
$0,20 > r \geq 0,00$	velmi slabá závislost
$r = 0$	naprostá nezávislost

5.1.1 Výzkumná otázka č. 1

Jak ovlivňuje věk posturální výchylky při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?

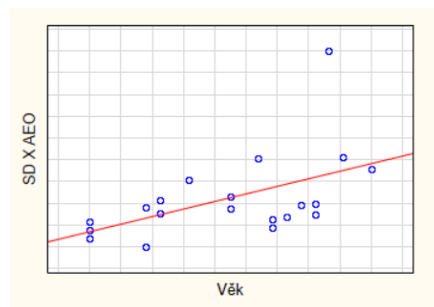
Analýza parametru SDx

Kladná střední závislost se vyskytuje mezi věkem a bipedálním stojem na labilní ploše (Tabulka 3). S rostoucím věkem narůstají výchylky v mediolaterálním směru při stoji na labilní ploše (Graf 1).

Tabulka 3. Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace parametru SDx

Proměnná	SDx AEC1	SDx AEO1	SDx EC1	SDx EO1	SDx S1	SDx AS1
věk	0,335	0,592	0,072	0,303	0,303	0,411

Vysvětlivky: SDx – směrodatná odchylka v mediolaterálním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenýma očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 – bipedální stoj se zavřenýma očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu



Graf 1. Korelace parametru SDx bipedálního stoje na labilní podložce a věku

Vysvětlivky: SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, AEO – bipedální stoj na labilní ploše

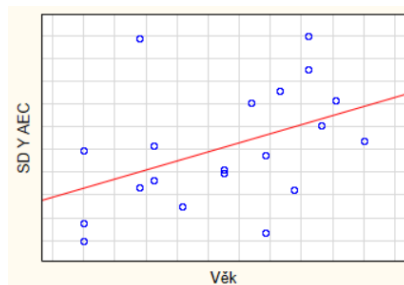
Analýza parametru SDy

Kladná střední korelace byla zjištěna mezi věkem a parametrem SDy bipedálního stoje na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly (Tabulka 4). S přibývajícím věkem byly zaznamenány větší výchylky COP parametru SD v anteroposteriorním směru (Graf 2).

Tabulka 4. Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace parametru SDy

Proměnná	SDy AEC1	SDy AEO1	SDy EC1	SDy EO1	SDy S1	SDy AS1
věk	0,491	0,328	-0,115	-0,107	0,158	0,349

Vysvětlivky: SDy – směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenými očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 – bipedální stoj se zavřenými očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu,



Graf 2. Korelace SDy AEC s věkem

Vysvětlivky: SDy – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, AEC – bipedální stoj na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly

Analýza parametru V_x

Parametr rychlost změny COP v mediolaterálním směru (V_x) dosáhl dvou významných korelací (Tabulka 5).

Tabulka 5. Hodnoty Spearmanovy korelace parametru V_x

Proměnná	V_x AEC1	V_x AEO1	V_x EC1	V_x EO1	V_x S1	V_x AS1
věk	0,235	0,542	0,063	-0,126	0,124	0,504

Vysvětlivky: V_x – rychlost COP v mediolaterálním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenými očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 – bipedální stoj se zavřenými očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu,

Střední pozitivní závislost byla zjištěna mezi věkem a V_x bipedálního stoje na labilní ploše (AEO1). S rostoucím věkem měli probandí vyšší hodnoty parametru V_x při stoji na labilní ploše.

Druhá střední závislost byla zaznamenána jako kladná mezi V_x AS a věkem. S rostoucím věkem se zvyšovaly hodnoty rychlosti změny COP v mediolaterálním směru.

Analýza parametru V_y

Parametr rychlost změny COP v anteroposteriorním směru dosahuje třech kladných středních závislostí s věkem (Tabulka 6).

Tabulka 6. Hodnoty Spearmanovy korelace parametru V_y s věkem

Proměnná	V_y AEC1	V_y AEO1	V_y EC1	V_y EO1	V_y S1	V_y AS1
věk	0,46	0,598	0,219	0,397	0,338	0,64

Vysvětlivky: V_y – rychlost COP v anteroposteriorním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenými očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 – bipedální stoj se zavřenými očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu

Při stoji na labilní ploše s otevřenými i zavřenými očima dosáhly výsledné hodnoty parametru V_y kladné střední korelace s věkem. Se zvyšujícím se věkem

probandů byly naměřeny větší výchylky COP Vy při stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu.

Analýza parametru V

Věk středně pozitivně koreloval s celkovou rychlostí COP (Tabulka 7) u bipedálního stoje na labilní ploše (AEO1) a u bipedálního stoje na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu (AS1). To znamená, že s rostoucím věkem roste také hodnota celkové rychlosti změn COP u AEO1 a AS1.

Tabulka 7. Hodnoty Spearmanovy korelace parametru V s věkem

Proměnná	V AEC1	V AEO1	V EC1	V EO1	V S1	V AS1
věk	0,413	0,597	0,333	0,255	0,25	0,618

Vysvětlivky: V – celková rychlost COP v anteroposteriorním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenými očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 – bipedální stoj se zavřenými očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu

5.1.2 Výzkumná otázka č. 2

Jak ovlivňuje vykonávání kognitivního úkolu posturální výchylky při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?

Analýza parametru SDx

Střední pozitivní korelace dosáhl parametr SDx bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu a počet špatných odpovědí ve Stroop testu. Střední negativní korelace dosáhl parametr SDx bipedálního stoje na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu a počet správných odpovědí ve Stroop testu a ve Stroop testu vykonávaném při stoji na labilní ploše (Tabulka 8).

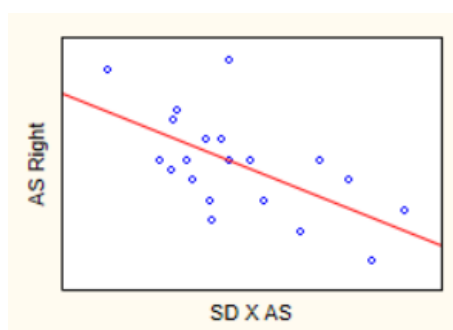
Tabulka 8. Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace parametru SDx

Proměnná	SDx AEC1	SDx AEO1	SDx EC1	SDx EO1	SDx S1	SDx AS1
SR1	-0,496	-0,842	-0,006	-0,173	-0,332	-0,577
SW1	0,225	0,451	0,086	0,524	0,524	0,307
ASR1	-0,403	-0,787	-0,189	-0,313	-0,313	-0,537
ASW1	0,183	0,122	0,574	0,41	0,41	0,164

Vysvětlivky: SDx – směrodatná odchylka v mediolaterálním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenýma očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 - bipedální stoj se zavřenýma očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu, SR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, SW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, ASR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při stoju na labilní ploše, ASW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu na labilní ploše

Korelace střední závislosti dosáhl parametr SD x bipedálního stoji s vykonáváním Stroop testu (S1) ve vztahu ke špatným odpovědím (SW1). To znamená, že probandi, kteří měli více špatných odpovědí při Stroop testu dosahovali větších výchylek v mediolaterálním směru.

Negativní korelace střední závislosti byla vypočítána u správných odpovědí při Stroop testu na labilní ploše (AS1) ve vztahu k výchylkám při stoju na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu (Tabulka 3). Tato korelace ukazuje, že lidé s vyšším počtem správných odpovědí dosahovali nízké hodnoty výchylky COP v mediolaterálním směru při bipedálním stoju na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu (Graf 3).



Graf 3. Negativní korelace parametru SDx stoji na labilní ploše za plnění Stroop testu a správných odpovědí tohoto Stroop testu

Vysvětlivky: SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, AS – bipedální stoj na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu, S Right – správné odpovědi ve Stroop testu na labilní ploše

Analýza parametru SDy

Parametr směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru (SDy) dosáhl významné střední závislosti s jedním jiným parametrem (Tabulka 9).

Tabulka 9. Hodnoty koeficientu Spearmanovy korelace parametru SDy

Proměnná	SDy AEC1	SDy AEO1	SDy EC1	SDy EO1	SDy S1	SDy AS1
SR1	0,418	-0,28	0,003	0,109	0,172	-0,303
SW1	0,179	0,362	0,133	0,342	0,463	0,113
ASR1	-0,409	-0,417	-0,042	-0,07	-0,07	-0,227
ASW1	0,353	0,429	0,484	0,225	0,39	0,021

Vysvětlivky: SDy – směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenými očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 – bipedální stoj se zavřenými očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu, SR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, SW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, ASR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při stoju na labilní ploše, ASW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu na labilní ploše

Mezi výchytkami COP parametru SD v anteroposteriorním směru při bipedálním stoju s prováděním Stroop testu a chybovosti ve Stroop testu byla zaznamenána střední kladná korelace. Čím vyšší byly zaznamenány výchytky COP parametru SDy, tím bylo zaznamenáno více chyb v prováděném Stroop testu.

Analýza parametru Vx

Parametr rychlost změny COP v mediolaterálním směru (Vx) dosáhl mnoha významných korelací (Tabulka 10). Významné budou popsány viz níže.

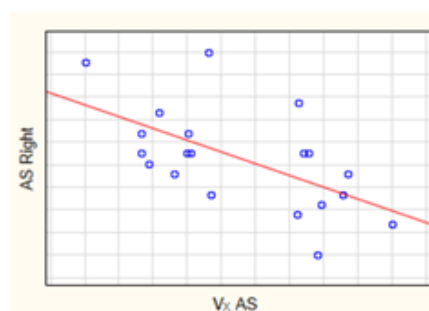
Tabulka 10. Hodnoty Spearmanovy korelace vybraných parametrů

Proměnná	Vx AEC1	Vx AEO1	Vx EC1	Vx EO1	Vx S1	Vx AS1
SR1	-0,53	-0,566	-0,128	0,158	-0,203	-0,627
SW1	0,15	0,281	0,115	0,954	0,574	0,254
ASR1	-0,45	-0,616	-0,219	-0,011	-0,234	-0,591
ASW1	0,311	0,434	0,637	0,471	0,381	0,33

Vysvětlivky: Vx – rychlost COP v mediolaterálním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenými očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 - bipedální stoj se zavřenými očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu, SR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, SW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, ASR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při stoju na labilní ploše, ASW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu na labilní ploše

Mezi Vx bipedálního stoje za vykonávání kognitivního úkolu ve formě Stroop testu a špatnými odpověďmi ve Stroop testu byla vypočítána pozitivní střední závislost. Znamená to, že s rostoucí chybovostí ve Stroop testu rostly i hodnoty Vx při bipedálním stoju za plnění Stroop testu.

Měřený pokus bipedálního stoje na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu (AS) dosáhl 2 středních závislostí. Negativní střední závislost byla vyhodnocena u Vx AS se správnými odpověďmi ve Stroop testu vykonávaném na labilní ploše (ASR1). Tyto výsledky jsou zpracovány v Grafu 4.



Graf 4. Korelace Vx AS a správných odpovědí ve Stroop testu prováděném na labilní ploše

Vysvětlivky: Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, AS – bipedální stoj na airex za plnění kognitivního úkolu; AS Right – počet správných odpovědí ve Stroop testu

Analýza parametru V_y

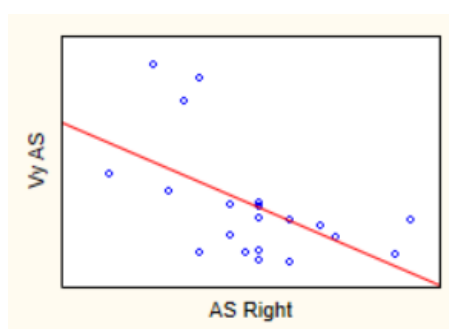
Parametr rychlost změny COP v anteroposteriorním směru dosahuje několika kladných či záporných středních závislostí s vybranými parametry (Tabulka 11).

Tabulka 11. Hodnoty Spearmanovy korelace parametru V_y s vybranými parametry

Proměnná	V_y AEC1	V_y AEO1	V_y EC1	V_y EO1	V_y S1	V_y AS1
SR1	-0,583	-0,653	-0,388	-0,405	-0,556	-0,658
SW1	0,216	0,422	0,339	0,615	0,467	0,278
ASR1	-0,428	-0,617	-0,391	-0,51	-0,483	-0,59
ASW1	0,34	0,411	0,453	0,467	0,481	0,354

Vysvětlivky: V_y – rychlost COP v anteroposteriorním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenými očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 – bipedální stoj se zavřenými očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu, SR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, SW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, ASR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při stoju na labilní ploše, ASW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu na labilní ploše

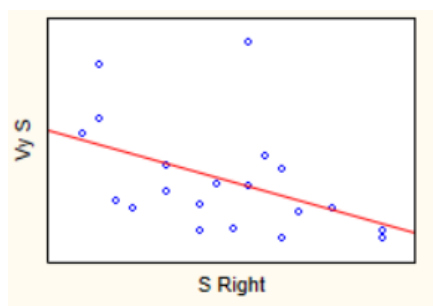
U měřeného pokusu bipedální stoj na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu (AS1) jsme zaznamenali záporné střední korelace se správnými odpověďmi ve Stroop testu (ASR1). Čím nižší byly hodnoty V_y AS1, tím více měli probandí správných odpovědí při Stroop testu (Graf 5).



Graf 5. Korelace V_y AS1 se správnými odpověďmi ve Stroop testu prováděném na labilní ploše (ASR1)

Vysvětlivky: V_y – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, AS – bipedální stoj na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu, AS Right – správné odpovědi ve Stroop testu na labilní ploše

Mezi měřený pokusem S1 (bipedální stoj za plnění Stroop testu) a správnými odpověďmi ve Stroop testu (SR1) byla zaznamenána negativní střední korelace (Graf 6).



Graf 6. Korelace Vy S1 se správnými odpověďmi ve Stroop testu (SR1)

Vysvětlivky: Vy – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, S – bipedální stoj při plnění kognitivního úkolu, S Right – správné odpovědi ve Stroop testu

Naopak pozitivní střední korelace byla zaznamenána mezi špatnými odpověďmi ve Stroop testu (SW1) a rychlostmi změn COP v anteroposteriorním směru při měřeném pokusu S1.

Analýza parametru V

Při analýze parametru V bylo zjištěno několik záporných i kladných korelací s ostatními parametry (Tabulka 12).

Tabulka 12. Hodnoty Spearmanovy korelace parametru V

Proměnná	V AEC1	V AEO1	V EC1	V EO1	V S1	V AS1
SR1	-0,576	-0,682	-0,452	-0,279	-0,456	-0,641
SW1	0,195	0,418	0,4	0,656	0,549	0,278
ASR1	-0,442	-0,664	-0,499	-0,4	-0,387	-0,594
ASW1	0,378	0,373	0,567	0,467	0,425	0,335

Vysvětlivky: V – celková rychlost COP v anteroposteriorním směru, 1 – označuje zdravou populaci, AEC1 – bipedální stoj se zavřenými očima na labilní, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, EC1 – bipedální stoj se zavřenými očima, EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění Stroop testu, AS1 – bipedální stoj na labilní ploše za plnění Stroop testu, SR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, SW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoju, ASR1 – správné odpovědi ve Stroop testu při stoju na labilní ploše, ASW1 – špatné odpovědi ve Stroop testu na labilní ploše

Záporná střední korelace se projevila mezi správnými odpověďmi ve Stroop testu vykonávaném při bipedálním stoju na pevné ploše (SR1) a celkovými rychlostmi COP naměřenými při bipedálním stoju za plnění Stroop testu (S1). To znamená, že čím více

měli probandi správných odpovědí ve Stroop testu, tím menší byly jejich celkové výchylky rychlosti COP při S1.

Záporná střední korelace byla také dokázána mezi správnými odpověďmi ve Stroop testu při bipedálním stoji na labilní ploše (ASR1) a hodnotami V u bipedálního stoje na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu (AS1).

5.1.3 Výzkumná otázka č. 3

Jak ovlivní vyloučení zrakové kontroly posturální stabilitu při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?

Při porovnání průměrů (Tabulka 13) parametrů bipedálního stoje a bipedálního stoje se zavřenými očima byly nalezeny určité rozdíly.

Tabulka 13. Procentuální porovnání EO1 a EC1

Porovnání průměrů měřených pokusů EO1 a EC1				
	EO1	EC1	absolutně	Relativně
SDx	2,56	2,53	-0,04	2 %
SDy	5,19	6,06	0,87	-17 %
Vx	5,74	6,57	0,83	-15 %
Vy	9,06	13,59	4,53	-50 %
V	11,91	16,41	4,49	-38 %

Vysvětlivky: EO1 – bipedální stoj, EC1 – bipedální stoj s vyloučením zrakové kontroly, SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SDy – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost COP

Zanedbatelný rozdíl byl nalezen u parametru SDx, kdy při bipedálním stoji se zavřenými očima dosáhli probandi o 2 % lepšího výsledku než při bipedálním stoji bez modifikací.

Parametr směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru (SDy) měl u bipedálního stoje s vyloučením zrakové kontroly o 17 % vyšší průměrné hodnoty.

Porovnáním byl zjištěn 15% rozdíl mezi EO1 a EC1 u parametru rychlost změn COP v mediolaterálním směru (Vx). Průměrné hodnoty u EC1 byly o 15 % vyšší než u EO1.

Průměrné hodnoty parametru rychlost změn COP v anteroposteriorním směru (Vy) dosáhly u měřeného pokusu EC1 o 50 % vyšší průměrné hodnoty než při EO1.

Celková rychlost COP (V) se lišila mezi EO1 a EC1 o 38 %, vyšších hodnot dosahovala u měřeného pokusu EC1.

5.1.4 Výzkumná otázka č. 4

Jak ovlivní labilní opěrná plocha posturální stabilitu při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?

Tabulka 14. Procentuální porovnání EO1 a AEO1

Porovnání průměrů měřených pokusů EO1 a AEO1				
	EO1	AEO1	absolutně	Relativně
SDx	2,56	4,94	2,38	-93 %
SDy	5,19	8,38	3,19	-61 %
Vx	5,74	9,64	3,90	-68 %
Vy	9,06	17,17	8,11	-89 %
V	11,91	20,97	9,06	-76 %

Vysvětlivky: EO1 – bipedální stoj, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SDy – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost COP

Při porovnání průměrných hodnot (Tabulka 14) měřeného pokusu bipedálního stoje a bipedálního stoje na labilní ploše byly nalezeny značné rozdíly. V parametru směrodatná odchylka (SDx) v mediolaterálním směru dosáhl měřený pokus AEO1 o 93 % vyšších hodnot než EO1.

Parametr směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru (SDy) EO1 dosáhl o 61 % nižší průměrné hodnoty než při AEO1.

Při EO1 byla naměřena rychlost změn COP v mediolaterálním směru (Vx) o 68 % nižší než při AEO1.

Průměrná hodnota parametru rychlost změn COP v anteroposteriorním směru (Vy) byla u měřeného pokusu AEO1 o 89 % vyšší než u EO1.

Celková rychlost COP (V) byla v průměru u měřeného pokusu AEO1 o 76 % vyšší než u EO1.

5.1.5 Výzkumná otázka č. 5

Jak ovlivní plnění kognitivního úkolu posturální stabilitu při bipedálním stoji u zdravé populace nad 50 let?

Tabulka 15. Procentuální porovnání EO1 a S1

Porovnání průměrů měřených pokusů EO1 a S1				
	EO1	S1	absolutně	Relativně
SDx	2,56	3,18	0,62	-24 %
SDy	5,19	5,82	0,63	-12 %
Vx	5,74	8,51	2,77	-48 %
Vy	9,06	12,95	3,89	-43 %
V	11,91	17,21	5,29	-44 %

Vysvětlivky: EO1 – bipedální stoj, S1 – bipedální stoj za plnění kognitivního úkolu, SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SDy – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost COP

Čísla v Tabulce 15 ukazují průměrné hodnoty parametrů bipedálního stoje bez modifikací a bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu.

Parametr směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru (SDx) byl u pokusu EO1 o 24 % nižší než u měřeného pokusu S1.

Průměrné hodnoty směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru (SDy) dosáhly 12% rozdílu. Při EO1 byla průměrná hodnota o 12 % nižší než u S1.

Při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu (S1) bylo dosaženo o 48 % vyšší průměrné hodnoty rychlosti změn COP v mediolaterálním směru (Vx) oproti měřenému pokusu EO1.

Parametr rychlost změn COP v anteroposteriorním směru (Vy) dosáhl u S1 o 43 % vyšších hodnot než u EO1.

Průměrná celková rychlost COP (V) dosáhla při S1 o 44 % vyšších hodnot než u EO1.

Porovnání bipedálního stoje s vyloučením zrakové kontroly a bipedálního stoje na labilní ploše

Tabulka 16. Procentuální porovnání EC1 a AEO1

Porovnání průměrů měřených pokusů EC1 a AEO1				
	EC1	AEO1	absolutně	Relativně
SDx	2,53	4,94	2,42	-96 %
SDy	6,06	8,38	2,32	-38 %
Vx	6,57	9,64	3,07	-47 %
Vy	13,59	17,17	3,58	-26 %
V	16,41	20,97	4,57	-28 %

Vysvětlivky: EC1 – bipedální stoj s vyloučením zrakové kontroly, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SDy – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost COP

Tabulka 16 ukazuje průměry dosažených hodnot při bipedálním stoji s vyloučením zrakové kontroly a při bipedálním stoji na labilní ploše. Průměrné hodnoty všech pěti parametrů dosáhly u AEO1 vyšších hodnot než u EC1. Největší rozdíl můžeme pozorovat u parametru SDx, tento rozdíl je 96 %. Poté u parametru Vx, tento rozdíl činí 47 %. Mezi parametrem SDy obou měřených pokusů je rozdíl 38 %. U parametru V je mezi měřenými pokusy rozdíl 28 % a u parametru Vy rozdíl mezi měřenými pokusy činí 26 %.

Porovnání bipedálního stoje s vyloučením zrakové kontroly a bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu

Tabulka 17. Procentuální porovnání EC1 a S1

Porovnání průměrů měřených pokusů EC1 a S1				
	EC1	S1	absolutně	Relativně
SDx	2,53	3,18	0,66	-26 %
SDy	6,06	5,82	-0,24	4 %
Vx	6,57	8,51	1,93	-29 %
Vy	13,59	12,95	-0,64	5 %
V	16,41	17,21	0,80	-5 %

Vysvětlivky: EC1 – bipedální stoj s vyloučením zrakové kontroly, S1 – bipedální stoj za plnění kognitivního úkolu, SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SDy – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost COP

Porovnání bipedálního stoje s vyloučením zrakové kontroly a bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu ukazuje jisté rozdíly. Při S1 ukazuje Tabulka 17, že ve třech parametrech byly naměřeny vyšší průměrné hodnoty než u EC1. Parametr SDx dosáhl o 26 % vyšší hodnoty, parametr Vx dosáhl o 29 % vyšší hodnoty a parametr V dosáhl o 5 % vyšší hodnoty než stejné parametry u EC1.

Průměrná hodnota parametru směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru (SDy) byla během S1 naměřena o 4 % nižší než u EC1.

U měřeného pokusu S1 byla naměřena průměrná rychlost změn COP v anteroposteriorním směru (Vy) o 5 % nižší než u měřeného pokusu EC1.

Porovnání bipedálního stoje na labilní ploše a bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu

Tabulka 18. Procentuální porovnání AEO1 a S1

Porovnání průměrů měřených pokusů AEO1 a S1				
	AEO1	S1	absolutně	Relativně
SDx	4,94	3,18	-1,75	36 %
SDy	8,38	5,82	-2,56	31 %
Vx	9,64	8,51	-1,14	12 %
Vy	17,17	12,95	-4,22	25 %
V	20,97	17,21	-3,77	18 %

Vysvětlivky: S1 – bipedální stoj za plnění kognitivního úkolu, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše, SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SDy – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost COP

Při porovnání dvou měřených pokusů – bipedálního stoje na labilní ploše a bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu byly zjištěny určité rozdíly průměrných hodnot jednotlivých parametrů (Tabulka 18). Ve všech parametrech byly průměrné hodnoty parametrů bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu nižší než u bipedálního stoje na labilní ploše. Největšího rozdílu bylo dosaženo u parametru SDx, kdy tento rozdíl mezi dvěma měřenými pokusy činil 36 %. Hodnoty parametru SDy se od sebe lišily o 31 %. Průměrná hodnota parametru Vy byla u S1 o 25 % nižší než u EC1. Rozdíl 18 % byl zjištěn u parametru celkové rychlosti COP. Průměrná hodnota parametru Vx byla o 12 % nižší u S1 než u EC1.

5.2. POROVNÁNÍ POSTURÁLNÍ STABILITY U KONTROLNÍ A VÝZKUMNÉ SKUPINY

5.2.1 Výzkumná otázka č. 6

Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji?

Analýza výsledků Mann-Whitneyova U testu z AMTI plošiny při bipedálním stoji mezi kontrolní a výzkumnou skupinou ukazuje jednu hodnotu s významným statistickým rozdílem, a to u parametru Vy (Tabulka 19).

Tabulka 19. Hodnoty statistické významnosti při porovnání bipedálního stoje s otevřenými očima kontrolní a výzkumné skupiny

Proměnná	Z	p-hodn.	N plat. Skup. 1	N plat. Skup. 2
SDx EO2	0,122	0,903	20	20
SDy EO2	0,338	0,735	20	20
Vx EO2	1,068	0,285	20	20
Vy EO2	0,042	0,041	20	20
V EO2	1,88	0,06	20	20

Vysvětlivky: SD Y EO2 – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru obou skupin, SDy EO2 – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru obou skupin, Vx EO2 – rychlost změn COP v mediolaterálním směru obou skupin, Vy EO2 – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru obou skupin, V EO2 – celková rychlost COP obou skupin, Z – hodnota testovacího kritéria, p-hodn. – hodnota statistické významnosti, N plat. Skup. 1 – počet probandů v kontrolní skupině, N platn. Skup. 2 – počet probandů ve výzkumné skupině, statisticky významné hodnoty* $p \leq 0,05$

Analýza parametru Vy

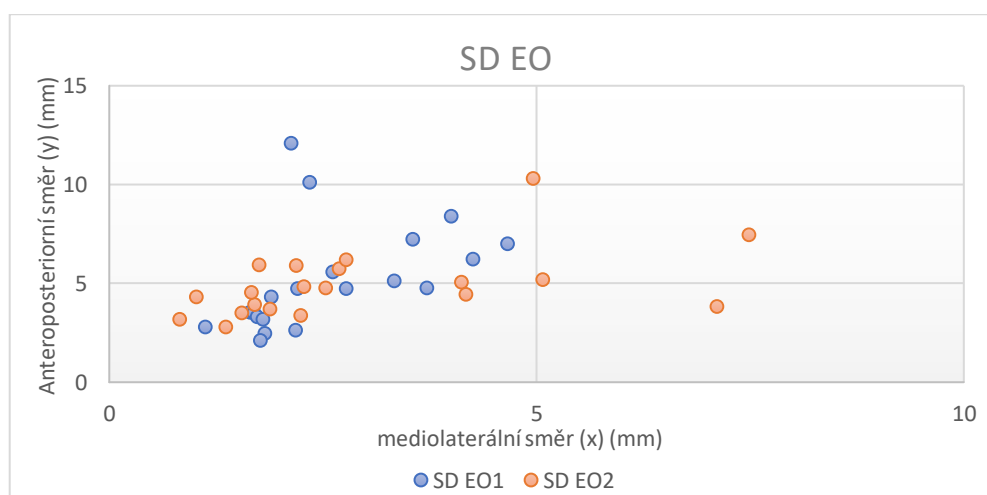
P-hodnota parametru (Vy) rychlost změn COP v anteroposteriorním směru je 0,041, což značí významný statistický rozdíl. Pro dokázání statistické významnosti je přiloženo porovnání průměru, minima, maxima a směrodatné odchylky parametru Vy. Při porovnání průměru rychlostí v anteroposteriorním směru obou skupin bylo zjištěno, že subjekty s Parkinsonovou nemocí mají průměrně o 54 % větší výchylky rychlosti v anteroposteriorním směru (Tabulka 20). Kontrolní skupina dosáhla o 48 % nižšího minima parametru Vy a také o 112 % nižšího maxima než skupina výzkumná.

Tabulka 20. Analýza parametru Vy zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru Vy (mm/s) při bipedálním stoji				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	relativně
průměr	9,06	13,92	4,85	-54%
minimum	3,56	5,29	1,723755	-48%
maximum	20,20	42,91	22,70329	212%
Sm. Odch.	3,82	8,22	4,398135	215%

Vysvětlivky: Vy – rychlost COP v anteroposteriorním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru Vy, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

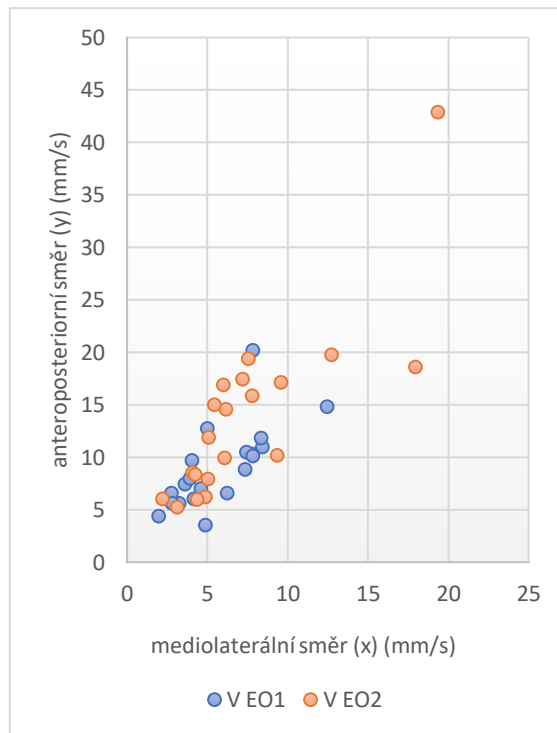
Další parametry nebyly dle Mann-Whitneyova U testu statisticky významné, ovšem jisté rozdíly byly nalezeny a jsou zobrazeny v Grafu 7 a 8.



Graf 7. Porovnání směrodatných odchylek COP v anteroposteriorním a mediolaterálním směru při bipedálním stoji

Vysvětlivky: SD – směrodatná odchylka (mm/s), EO – bipedální stoj na pevné podložce s otevřenými očima, EO1 – EO kontrolní skupiny, EO2 – EO výzkumné skupiny.

Rychlost změn výchylek COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru všech probandů obou skupin je znázorněna v Grafu 8.



Graf 8. Porovnání rychlostí změn výchylek COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru při bipedálním stoji

Vysvětlivky: V – rychlosti změn COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, EO1 – bipedální stoj kontrolní skupiny, EO2 – bipedální stoj výzkumné skupiny, mm/s – jednotka rychlosti změn COP, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr

5.2.2 Výzkumná otázka č. 7

Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji s vyloučením zrakové kontroly?

Dle Mann-Whitneyova U testu byly zjištěny statisticky významné rozdíly u čtyřech parametrů (Tabulka 21).

Tabulka 21. Hodnoty statistické významnosti při porovnání bipedálního stoje s vyloučením zrakové kontroly u kontrolní a výzkumné skupiny

Proměnná	Z	p-hodn.	N plat. Skup. 1	N plat. Skup. 2
SDx EC2	2,827	0,005	20	20
SDy EC2	1,15	0,25	20	20
Vx EC2	2,34	0,019	20	20
Vy EC2	0,042	0,41	20	20
V EC2	2,15	0,032	20	20

Vysvětlivky: SDx EC2 – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru obou skupin při bipedálním stoji se zavřenými očima, SDy EC2 – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru obou skupin, Vx EC2 – rychlost změn COP v mediolaterálním směru obou skupin, Vy EC2 – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru obou skupin, V EC2 – celková rychlost COP obou skupin, Z – hodnota testovacího kritéria, p-hodn. – hodnota statistické významnosti, N plat. Skup. 1 – počet probandů v kontrolní skupině, N platn. Skup. 2 – počet probandů ve výzkumné skupině, statisticky významné hodnoty* $p \leq 0,05$

Analýza parametru SDx

Porovnáním směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru (SDx) obou skupin, dosáhla $p = 0,005$, což značí statisticky významný rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou.

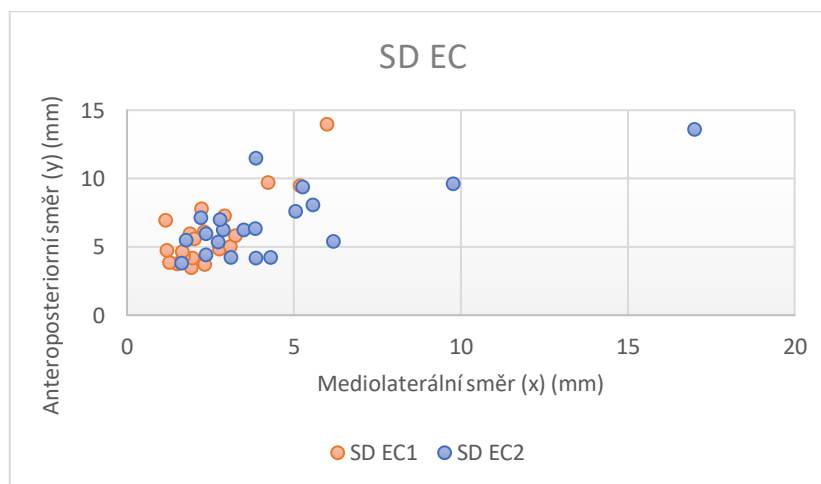
Zavřením očí se SDx u osob s Parkinsonovou nemocí zvýšila o 78 % oproti zdravým jedincům. Minimální hodnota u subjektu výzkumné skupiny byla vyšší o 41 %. Maximální hodnota výzkumné skupiny byla o 184 % vyšší než ve skupině kontrolní (Tabulka 22).

Tabulka 22. Analýza parametru SDx zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru SDx (mm) při bipedálním stoji se zavřenými očima				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	Relativně
průměr	2,52	4,49	1,97	-78%
min	1,15	1,63	0,476	-41%
max	5,98	16,99	11,009	284%
Sm. odch	1,27	3,40	2,135	268%

Vysvětlivky: SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru SDx, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Porovnání směrodatných odchylek COP v anteroposteriorním směru (SDy) nedosahuje statisticky významného rozdílu mezi oběma skupinami (výzkumná skupina dosáhla v průměru o 12 % vyšších výchylek v anteroposteriorním směru). Pro představu je parametr SD v obou směrech vyobrazen v Grafu 9.



Graf 9. Hodnoty směrodatných odchylek COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru

Vysvětlivky: SD – směrodatná odchylka (mm), EC – bipedální stoj na pevné podložce vyloučením zrakové kontroly, EC1 – EC u kontrolní skupiny, EC2 – EC u výzkumné skupiny, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, mm – jednotka SD (milimetry)

Analýza parametru V_x

Rozdíl v parametru rychlost změn COP v mediolaterálním směru byl vyhodnocen jako statisticky významný ($p = 0,019$). Při porovnání průměrných rychlostí změn COP kontrolní a výzkumné skupiny bylo zjištěno, že skupina subjektů s Parkinsonovou nemocí dosáhla o 110 % vyšších průměrných výchylek (Tabulka 23). Velmi vysoké hodnoty dosáhlo maximum parametru V_x, které bylo o 443 % vyšší u výzkumné skupiny než u kontrolní. Tento parametr byl pro skupinu s Parkinsonovou nemocí velmi variabilní, dosáhla o 413 % vyšší směrodatné odchylky než skupina zdravých dospělých nad 50 let. Tento parametr dosáhl nejvyšších rozdílů mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji se zavřenými očima.

Tabulka 23. Analýza parametru V_x zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru V _x (mm/s) při bipedálním stoji se zavřenými očima				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	Relativně
průměr	6,57	13,78	7,21	-110%
min	2,86	3,33	0,47	-16%
max	13,95	75,82	61,868	543%
Sm. odch	3,08	15,78	12,702	513%

Vysvětlivky: V_x – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru V_x, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Analýza parametru V_y

Parametr rychlost změn COP v anteroposteriorním směru dosáhl v Mann-Whitneyově testu statisticky významného rozdílu $p = 0,041$

Porovnáním průměrných rychlostí změn COP v anteroposteriorním směru bylo zjištěno, že výzkumná skupina osob s Parkinsonovou nemocí dosáhla o 90 % vyšší průměrné hodnoty V_y. Maximum parametru V_y bylo u výzkumné skupiny o 277 % vyšší než s kontrolní skupině. Skupina s Parkinsonovou nemocí dosáhla velkého rozptylu

v jednotlivých výsledcích, hodnota směrodatné odchylky byla o 313 % vyšší oproti kontrolní skupině (Tabulka 24).

Tabulka 24. Analýza parametru V_y zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru V_y (mm/s) při bipedálním stoji se zavřenýma očima				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	Relativně
průměr	13,59	25,81	12,22	-90%
min	6,75	6,57	-0,183	3%
max	26,81	101,04	74,232	377%
Sm. odch	5,81	24,01	18,201	413%

Vysvětlivky: V_y – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru V_y , minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Analýza parametru V

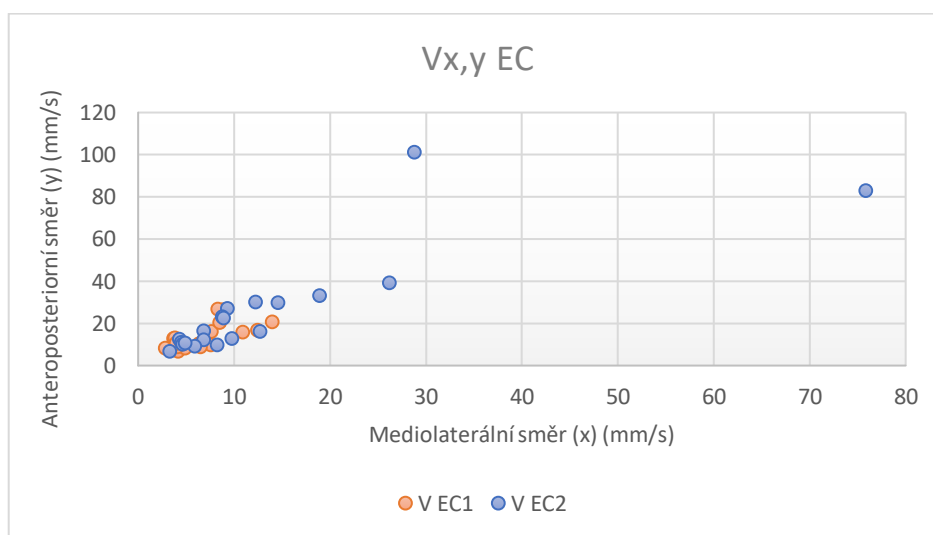
Hodnocení parametru průměrné celkové rychlosti COP (V) dosáhl statisticky významného rozdílu $p = 0,032$. Při porovnání V kontrolní a výzkumné skupiny byly průměrné výsledky u kontrolní skupiny nižší (lepší) o 95 %. Významný rozdíl byl sledán při vyhodnocení maxima V , které bylo u výzkumné skupiny vyšší o 325 %. Směrodatná odchylka V u osob s Parkinsonovou nemocí byla o 357 % vyšší než u kontrolní skupiny (Tabulka 25).

Tabulka 25. Analýza parametru V zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru V (mm/s) při bipedálním stoji se zavřenýma očima				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	Relativně
průměr	16,41	32,00	15,59	-95%
min	8,69	7,92	-0,769	9%
max	29,43	125,08	95,651	425%
Sm. odch	6,72	30,67	23,953	457%

Vysvětlivky: V – celková rychlost COP, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru V, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Pro lepší představu jsou rychlosti změn obou skupin promítnuty do obou směrů a znázorněny v Grafu 10.



Graf 10. Rychlosti změn COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru

Vysvětlivky: V – rychlosti změn COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, EC1 – bipedální stoj při vyloučení zrakové kontroly u kontrolní skupiny, EO2 – bipedální stoj při vyloučení zrakové kontroly u výzkumné skupiny, mm/s – jednotka rychlosti změn COP, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr

5.2.3 Výzkumná otázka č. 8

Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji na labilní ploše?

Z uvedených hodnot (Tabulka 26) vyplývá, že dle Mann-Whitneyova U testu jsou statisticky významné hodnoty parametru SDx a Vx při bipedálním stoji na labilní ploše.

Tabulka 26. Hodnoty statistické významnosti při porovnání bipedálního stoje na labilní ploše u kontrolní a výzkumné skupiny

Proměnná	Z	p-hodn.	N plat. Skup. 1	N plat. Skup. 2
SDx AEO2	3,205	0,001	20	20
SDy AEO2	-1,041	0,298	20	20
Vx AEO2	1,961	0,05	20	20
Vy AEO2	1,15	0,25	20	20
V AEO2	1,664	0,096	20	20

Vysvětlivky: SDx AEO2 – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše, SDy AEO2 – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru obou skupin, Vx AEO2 – rychlost změn COP v mediolaterálním směru obou skupin, Vy AEO2 – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru obou skupin, V AEO2 – celková rychlost COP obou skupin, Z – hodnota testovacího kritéria, p-hodn. – hodnota statistické významnosti, N plat. skup. 1 – počet probandů v kontrolní skupině, N platn. skup. 2 – počet probandů ve výzkumné skupině, statisticky významné hodnoty* $p \leq 0,05$

Analýza parametru SDx

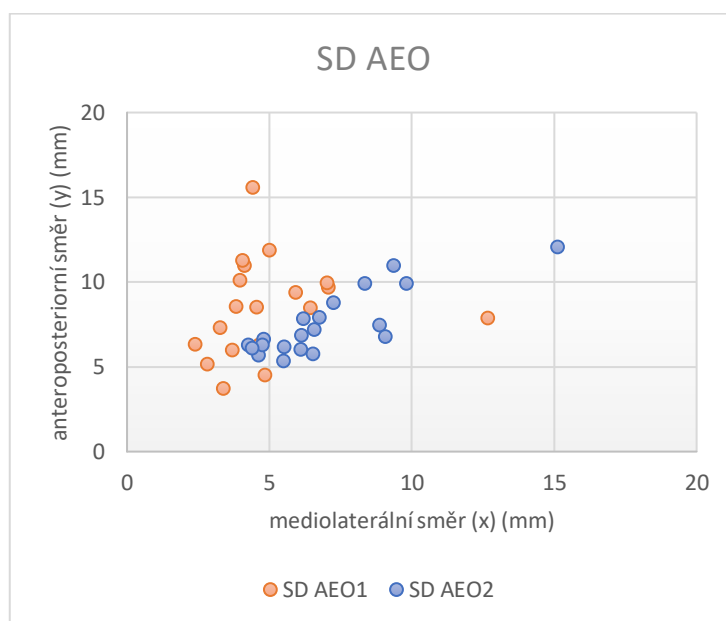
Porovnání směrodatných odchylek COP v mediolaterálním směru (SDx) dosáhlo statisticky významné hodnoty 0,001 na hladině významnosti $p = 0,05$. Porovnáním průměru, minima, maxima a směrodatné odchylky parametru SDx (Tabulka 27) bylo zjištěno, že skupina zdravých dospělých dosahovala průměrně o 42 % nižších výkyvů v mediolaterálním směru. Minimální hodnota ve výzkumné skupině dosáhla o 78 % vyššího výsledku. Maximální hodnota u výzkumné skupiny byla o 19 % vyšší než u kontrolní skupiny. Díky parametru směrodatná odchylka výsledky ukazují, že výzkumná skupina měla výsledky o 16 % variabilnější.

Tabulka 27. Analýza parametru SDx AEO zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru SDx (mm) při bipedálním stoji na labilní ploše (AEO)				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	relativně
průměr	4,94	7,01	2,07	-42%
min	2,40	4,27	1,874	-78%
max	12,67	15,12	2,449	119%
Sm. odch	2,17	2,51	0,344	116%

Vysvětlivky: SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru SDx, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Pro analýzu směrodatných odchylek COP obou skupin v mediolaterálním a anteroposteriorním směru přikládáme graficky zpracované hodnoty (Graf 11).



Graf 11. Zobrazení směrodatných odchylek COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru

Vysvětlivky: SD – směrodatná odchylka (mm), AEO – bipedální stoj labilní ploše s otevřenými očima, AEO1 – AEO u kontrolní skupiny, AEO2 – AEO u výzkumné skupiny, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, mm – jednotka SD (milimetry)

Analýza parametru Vx

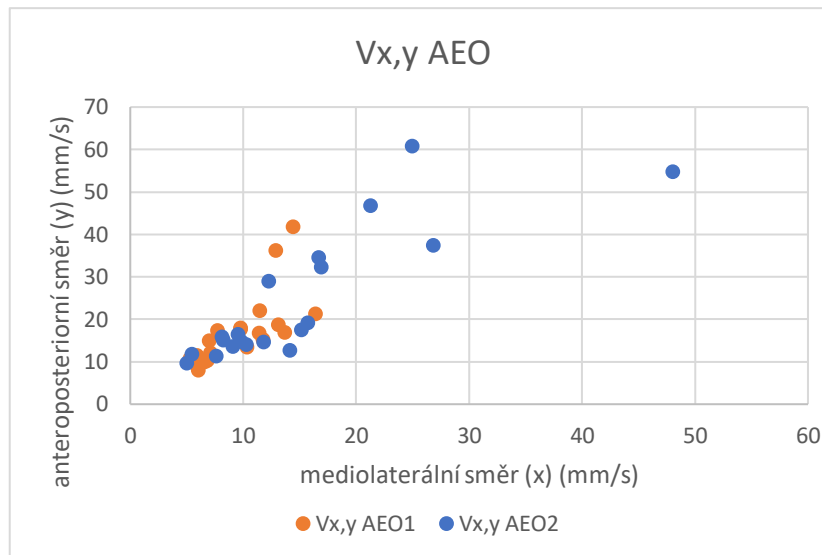
Porovnáním parametru rychlost změn COP v mediolaterálním směru, jsme tento parametr shledali statisticky významným při porovnání kontrolní a výzkumné skupiny ($p=0,0499$). Doložený průměr (Tabulka 28) obou skupin ukazuje, že při stoji na labilní ploše dosáhla výzkumná skupina o 54 % vyšších hodnot než skupina kontrolní. Minimální hodnota u výzkumné skupiny je o 6 % nižší než u skupiny zdravých dospělých. Maximální hodnota u výzkumné skupiny překonala maximální hodnotu kontrolní skupiny o 194 %. Směrodatná odchylka u dvou porovnávaných skupin liší o 195 %, u skupiny výzkumné je vyšší.

Tabulka 28. Analýza parametru Vx AEO zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru Vx (mm/s) při bipedálním stoji na labilní ploše (AEO)				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	Relativně
průměr	9,64	14,82	5,18	-54%
min	5,28	4,97	-0,313	6%
max	16,35	48,01	31,658	294%
Sm. odch	3,26	9,61	6,347	295%

Vysvětlivky: Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru Vx, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Parametr rychlost změn v COP v anteroposteriorním směru nebyl shledán statisticky významným, ale pro ilustraci uvádíme změny rychlosti COP všech probandů v obou směrech v níže vloženém grafu (Graf 12).



Graf 12. Zobrazení rychlostí změn COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru

Vysvětlivky: $V_{x,y}$ – rychlosti změn COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, AEO1 – bipedální stoj na labilní ploše u kontrolní skupiny, AEO2 – bipedální na labilní ploše u výzkumné skupiny, mm/s – jednotka rychlosti změn COP, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr

5.2.4 Výzkumná otázka č. 9

Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly?

Výsledné hodnoty Mann-Whitneyova testu ukazují statisticky významné hodnoty u čtyřech parametrů při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly (Tabulka 29). Jedná se o parametr směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru (SD_x AEC), rychlosti změn COP v mediolaterálním směru (V_x AEC), rychlosti změn COP v anteroposteriorním směru (V_y AEC) a celková rychlost změn COP (V AEC).

Tabulka 29. Hodnoty statistické významnosti při porovnání bipedálního stoje na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly u kontrolní a výzkumné skupiny

Proměnná	Z	p-hodn.	N plat. Skup. 1	N plat. Skup. 2
SD _x AEC2	2,206	0,027	20	20
SD _y AEC2	0,576	0,565	20	20
V _x AEC2	2,29	0,022	20	20
V _y AEC2	2,009	0,045	20	20
V AEC2	2,065	0,039	20	20

Vysvětlivky: SD_x AEC2 – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše se zavřenými očima, SD_y AEC2 – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše se zavřenými očima, V_x AEC2 – rychlost změn COP v mediolaterálním směru obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše se zavřenými očima, V_y AEC2 – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše se zavřenými očima, V AEC2 – celková rychlost COP obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše se zavřenými očima, Z – hodnota testovacího kritéria, p-hodn. – hodnota statistické významnosti, N plat. skup. 1 – počet probandů v kontrolní skupině, N platn. skup. 2 – počet probandů ve výzkumné skupině, statisticky významné hodnoty* $p \leq 0,05$

Analýza parametru SD_x

Porovnáním parametru SD_x při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly dosáhla SD_x v Mann-Whitneyově U testu statisticky významné hodnoty 0,027. Z důvodu statistické významnosti tohoto parametru, dokládáme analýzu průměru, minimální hodnoty, maximální hodnoty a směrodatné odchylky parametru SD_x AEC (Tabulka 30).

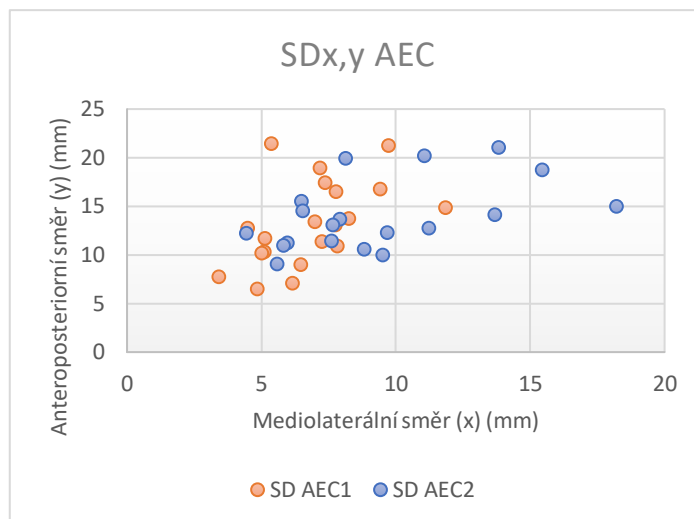
Tabulka 30. Analýza parametru SDx AEC a procentuální porovnání kontrolní a výzkumné skupiny

Analýza parametru SDx (mm) bipedálního stoje na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	relativně
průměr	6,88	9,36	2,48	-36%
min	3,44	4,45	1,013	-29%
max	11,86	18,23	6,372	154%
Sm. odch	1,98	3,62	1,643	183%

Vysvětlivky: SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru SDx, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Výsledky porovnání ukazují, že výzkumná skupina v průměru dosáhla o 36 % vyšších hodnot směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly než kontrolní skupina. Minimální hodnota výzkumné skupiny dosahuje výsledku o 29 % vyššího než kontrolní skupina. Také maximální hodnota je u výzkumné hodnoty vyšší a to o 54 %. Rozptyl hodnot u výzkumné skupiny byl o 83 % vyšší než u kontrolní skupiny.

Pro snazší představu jsme vytvořili graf (Graf 13), který zobrazuje hodnot směrodatných odchylek COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučenou zrakovou kontrolou.



Graf 13. Porovnání SDx a SDy COP u kontrolní a výzkumné skupiny

Vysvětlivky: SD_{x,y} – směrodatná odchylka v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, AEC – bipedální stoj labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly, AEC1 – AEC u kontrolní skupiny, AEC2 – AEC u výzkumné skupiny, x – mediolaterální směr, y – anteroposteriorní směr, mm – jednotka SD (milimetry)

Analýza parametru V_x

Porovnání parametru rychlost změn v mediolaterálním směru V_x jsme zjistili statisticky významnou hodnotu $p = 0,22$. Pro objasnění statistické významnosti této hodnoty přidáváme porovnání parametrů (Tabulka 31).

V Tabulce 31 je popsán 78% rozdíl v průměrných výchylkách V_x mezi oběma skupinami. Vyšší průměrné hodnoty dosáhla skupina výzkumná oproti kontrolní. Skupina subjektů s Parkinsonovou nemocí měla o 247 % vyšší maximální hodnotu než kontrolní skupina. Tato skupina dosáhla také o 329 % vyšší směrodatné odchylky při hodnocení parametru V_x.

Tabulka 31. Analýza parametru Vx AEC zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru Vx (mm/s) při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly (AEC)				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	relativně
průměr	16,44	29,29	12,85	-78%
min	9,02	8,98	-0,039	0%
max	26,26	91,03	64,779	347%
Sm. odch	4,94	21,21	16,273	429%

Vysvětlivky: Vx – rychlost změn COP v mediolaterálním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru Vx, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Analýza parametru Vy

Porovnání parametru rychlost změn COP v anteroposteriorním směru ukazuje dle Mann-Whitneyova U testu statistickou významnost $p = 0,044$ (Tabulka 29). Tuto významnost jsme doložili v Tabulce 32, kde jsou zobrazeny výsledky analýzy parametrů Vy.

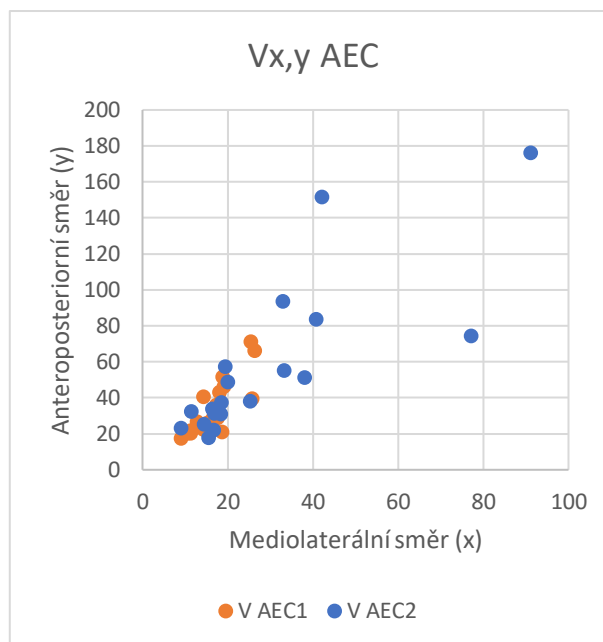
Průměry výchylek Vy se při tomto měřeném pokusu lišily mezi dvěma skupinami o 67 %, vyšší byly u skupiny osob s Parkinsonovou nemocí. Další nezanedbatelný rozdíl můžeme pozorovat u maximální hodnoty kontrolní a výzkumné skupiny během bipedálního stoje na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly, tento rozdíl činí 147 % s vyšší hodnotou u výzkumné skupiny. Směrodatná odchylka byla vyšší u výzkumné skupiny o 181 %.

Tabulka 32. Analýza parametru V_y AEC zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru V_y (mm/s) při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly (AEC)				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	relativně
průměr	34,24	57,19	22,95	-67%
min	17,58	18,01	0,433	-2%
max	71,47	176,20	104,731	247%
Sm. odch	15,01	42,13	27,117	281%

Vysvětlivky: V_y – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru V_y , minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Porovnání rychlostí změn výchylek v mediolaterálním a anteroposteriorním směru nám zobrazuje Graf 14.



Graf 14. Porovnání $V_{x,y}$ COP u kontrolní a výzkumné skupiny

Analýza parametru V

Tabulka 29 nám ukazuje, že porovnání parametru celková průměrná rychlost COP během bipedálního stoje na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly dosáhlo

statisticky významné hodnoty, $p = 0,039$. Pro přiblížení porovnávaných hodnot byla vytvořena analýza parametru V, její výsledky zobrazuje Tabulka 33.

Významný rozdíl můžeme pozorovat v hodnotách průměru, kdy kontrolní skupina dosahuje nižších hodnot o 71 % než výzkumná skupina. U kontrolní skupiny je oproti výzkumné skupině nižší minimální hodnota o 22 %, maximální hodnota o 172 % a směrodatná odchylka o 209 %.

Tabulka 33. Analýza parametru V AEC zobrazující procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru V (mm/s) při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly (AEC)				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	relativně
průměr	40,97	69,86	28,89	-71%
min	21,47	26,24	4,763	-22%
max	79,09	214,81	135,722	272%
Sm. odch	15,97	49,32	33,357	309%

Vysvětlivky: V – celková rychlost COP, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru V, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

5.2.5 Výzkumná otázka č. 10

Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu?

Při tomto měřeném pokusu nebyly nalezeny statisticky významné hodnoty (Tabulka 34), které by poukazovaly na významný rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou v posturálních výchylkách subjektů. Jako statisticky významný byl vyhodnocen parametr SR2, který označuje počet správných odpovědí při probíhajícím Stroop testu (Tabulka 35). Tato tabulka zobrazuje průměr správných odpovědí ve Stroop testu. Kontrolní skupina dosáhla 27, 35 správných odpovědí a výzkumná skupina dosáhla počtu 17, 47 správných odpovědí.

Tabulka 34. Hodnoty statistické významnosti při porovnání bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu u kontrolní a výzkumné skupiny

Proměnná	Z	p-hodn.	N plat. Skup. 1	N plat. Skup. 2
SDx S2	0,083	0,407	20	19
SDy S2	-0,155	0,877	20	19
Vx S2	0,295	0,768	20	19
Vy S2	0,997	0,319	20	19
V S2	0,801	0,423	20	19
SW2	1,658	0,097	20	19
SR2	-3,273	0,001	20	19

Vysvětlivky: SDx S2 – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru obou skupin při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu, SD Y S2 – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru obou skupin při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu, Vx S2 – rychlost změn COP v mediolaterálním směru obou skupin při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu, Vy S2 – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru obou skupin při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu, V S2 – celková rychlost COP obou skupin při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu, SW2 – špatné odpovědi ve Stroop testu, SR2 – správné odpovědi ve Stroop testu, Z – hodnota testovacího kritéria, p-hodn. – hodnota statistické významnosti, N plat. skup. 1 – počet probandů v kontrolní skupině, N platn. skup. 2 – počet probandů ve výzkumné skupině, statisticky významné hodnoty* $p \leq 0,05$

Tabulka 35. Porovnání správných odpovědí ve Stroop testu při bipedálním stoji u kontrolní a výzkumné skupiny

	SR1	SR2
1	32,00	27,00
2	20,00	24,00
3	34,00	2,00
4	37,00	27,00
5	26,00	21,00
6	31,00	24,00
7	26,00	24,00
8	21,00	11,00
9	22,00	16,00
10	20,00	27,00
11	24,00	29,00
12	19,00	23,00
13	28,00	
14	37,00	0,00
15	29,00	16,00
16	24,00	8,00
17	29,00	15,00
18	30,00	6,00
19	31,00	24,00
20	27	8,00
průměr	27,35	17,47

Vysvětlivky: 1-20 – testovaný proband, SR 1 – správné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoji na pevné podložce u kontrolní skupiny, SR 2 – správné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoji na pevné podložce u výzkumné skupiny

5.2.6 Výzkumná otázka č. 11

Jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu?

Porovnání parametru SD x při tomto měření pokusu označilo tento parametr jako statisticky významný (Tabulka 36). Pro přiblížení tohoto parametru jsme doložili jeho podrobnější analýzu (Tabulka 37).

Tabulka 36. Hodnoty statistické významnosti při porovnání bipedálního stoje na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu u kontrolní a výzkumné skupiny

Proměnná	Z	p-hodn.	N plat. Skup. 1	N plat. Skup. 2
SDx AS2	2,121	0,034	20	19
SDy AS2	0,492	0,623	20	19
Vx AS2	0,773	0,44	20	19
Vy AS2	1,447	0,148	20	19
V AS2	1,222	0,222	20	19
ASR2	-2,29	0,022	20	19
ASE2	-0,436	0,663	20	19

Vysvětlivky: SDx AS2 – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu, SDy AS2 – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu, Vx AS2 – rychlost změn COP v mediolaterálním směru obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu, Vy AS2 – rychlost změn COP v anteroposteriorním směru obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu, V AS2 – celková rychlost COP obou skupin při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu, ASR2 – správné odpovědi ve Stroop testu při stoji na labilní ploše, ASW2 – správné odpovědi ve Stroop testu při stoji na labilní ploše, Z – hodnota testovacího kritéria, p-hodn. – hodnota statistické významnosti, N plat. skup. 1 – počet probandů v kontrolní skupině, N platn. skup. 2 – počet probandů ve výzkumné skupině, statisticky významné hodnoty* $p \leq 0,05$

Analýza parametru SDx

Průměr směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu (SDx AS) dosáhl u kontrolní skupiny o 42 % nižší hodnoty než u výzkumné skupiny. Minimální hodnoty dosahuje výzkumná skupina o 102 % vyšší než skupina kontrolní. Maximální hodnota je u výzkumné skupiny také vyšší a to o 109 %. Směrodatná odchylka je u skupiny výzkumné o 111 % vyšší než u kontrolní skupiny.

Tabulka 37. Analýza parametru SDx AS a procentuální porovnání mezi kontrolní a výzkumnou skupinou

Analýza parametru SDx (mm) při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu (AS)				
proměnná	kontrolní	výzkumná	absolutně	relativně
průměr	5,34	7,60	2,26	-42%
min	2,10	4,24	2,146	-102%
max	9,54	19,99	10,448	209%
Sm. odch	1,88	3,97	2,093	211%

Vysvětlivky: SDx – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, kontrolní – výsledky kontrolní skupiny, výzkumná – výsledky výzkumné skupiny, absolutně – absolutní rozdíl kontrolní a výzkumné skupiny, relativně – procentuální rozdíl mezi kontrolní a výzkumnou skupinou, průměr – průměrné hodnoty parametru SDx, minimum – minimální hodnota dosažená ve skupině, maximum – maximální hodnota dosažená ve skupině, Sm. Odch.- Směrodatná odchylka

Jako statisticky významný se ukazuje parametr ASR2, který popisuje počet správných odpovědí ve Stroop testu během bipedálního stoje na labilní ploše (Tabulka 20). Kontrolní skupina dosáhla v průměru více správných odpovědí (27,55) než výzkumná skupina (22,84) (Tabulka 38).

Tabulka 38. Porovnání správných odpovědí ve Stroop testu při bipedálním stoji na labilní ploše u kontrolní a výzkumné skupiny

	ASR1	ASR2
1	30,00	28,00
2	23,00	33,00
3	33,00	15,00
4	37,00	25,00
5	28,00	24,00
6	32,00	24,00
7	28,00	29,00
8	18,00	19,00
9	24,00	20,00
10	24,00	26,00
11	26,00	36,00
12	21,00	26,00
13	28,00	
14	30,00	0,00
15	38,00	22,00
16	22,00	21,00
17	28,00	20,00
18	28,00	18,00
19	27,00	25,00
20	26,00	23,00
průměr	27,55	22,84

Vysvětlivky: 1-20 – testovaný proband, ASR 1 – správné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoji na labilní podložce u kontrolní skupiny, ASR 2 – správné odpovědi ve Stroop testu při bipedálním stoji na labilní podložce u výzkumné skupiny

6. DISKUZE

Téma posturální stability je často diskutované hlavně ve vztahu k seniorům a jejich četným pádům. Pády u seniorů totiž mívají někdy fatální následky z důvodu imobilizace, která je běžným posttraumatickým opatřením, například při zlomenině krčku femuru. Tento stav po traumatické události způsobené pádem je nazýván jako postfall syndrom, zahrnuje imobilizaci, péči druhé osoby a časté deprese. Pády se často opakují a u každého třetího až druhého seniora nad 65 let vede postfall syndrom k úmrtí (Růžička, 2005; Stalenhoef, Diederiks, Knottneurs, Kester, & Crebolder, 2002). Z důvodu důstojného stárnutí a nevyhnutelného dožití je zkoumání posturální stability u seniorů stále aktuální. Na základě výsledků z vědeckých prací lze vytvářet edukační a tréninkové jednotky, které pomohou snížit množství pádů seniorů. Dle poznatků různých autorů se s přibývajícím věkem zhoršuje posturální stabilita.

S přibývajícím věkem se snižuje schopnost udržovat rovnováhu a také se zhoršují kognitivní funkce. Vykonávání sekundárního úkolu během nutnosti udržet rovnováhu ovlivňuje posturální výchyly. Tedy to, jestli se člověk může soustředit na jednu věc (rovnováha), či se musí soustředit na dvě (rovnováha, kognitivní úkol) je rozdíl. Vztah chybovosti či správnosti odpovědi v kognitivním úkolu a posturálních výchylek nám ukazuje, že s náročností úkolu pro probanda se často zhoršily i jeho výsledky na silové plošině.

U dvou ze šesti měřených pokusů museli probandi plnit sekundární úkol ve formě Stroop testu. Zaznamenávali jsme správné a chybné odpovědi, abychom zjistili, zda existuje korelace mezi hodnotou odpovědi a posturálními výchyly.

Meta-analýza (Rubenstein, 2006) zabývající se příčinami pádu ukazuje, že nejčastější příčinou je pád z důvodu neočekávané události a vnějšímu prostředí. Proto by se seniori měli vyskytovat sami pouze v dobře známém prostředí. V cizím prostředí spíše s doprovodem či pomůckou, která by snížila riziko pádu. Tyto pády ale nejsou způsobeny cizím prostředím jako takovým, ale starší dospělí musí trpět deficitem jedné či více složek rovnovážného systému. I proto jsme v této diplomové práci (výzkumná otázky 3, 4 a 5) hodnotili posturální stabilitu osob starších 50 let a pomocí modifikací stoje jsme hledali, která z nich je pro starší dospělé nejrizikovější (zrak, propiocepce, sekundární úkol).

6.1. DISKUZE K OTÁZCE Č. 1

Tato výzkumná otázka hodnotí vliv přibývajících věku na posturální stabilitu během bipedálního stoje.

Výzkum byl mimo jiné zaměřen na změny posturálních výchylek a jejich závislost na věku. S přibývajícím věkem měli probandi vyšší výchylky COP v mediolaterálním směru během stoje na labilní ploše. Výchylky COP v anteroposteriorním směru rostly s přibývajícím věkem při stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly. To znamená, že starší jedinci měli větší posturální výchylky na labilní ploše, popřípadě na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly, oproti mladším starším dospělým.

Rychlost COP v mediolaterálním směru rostla přímo úměrně s věkem při stoji na labilní ploše. Rychlost COP v anteroposteriorním směru se s rostoucím věkem starších dospělých zvyšovala během stoje na labilní ploše se zrakovou kontrolou i bez ní. Celková rychlost vzrostla s věkem při bipedálním stoji na labilní ploše.

Můžeme vidět, že při vyloučení zrakové kontroly se s věkem zvyšoval rozsah i rychlost COP v anteroposteriorním směru, kdežto s ponecháním zrakové kontroly převažovalo zvýšení rozsahu výchylek a rychlosti výchylek COP v mediolaterálním směru.

Hodnotíme-li posturální stabilitu starších dospělých osob v závislosti na přibývajícím věku, došli jsme k závěru, že čím starší byly měřené osoby:

- tím u nich docházelo k většímu rozsahu výchylek při bipedálním stoji na labilní ploše do stran (mediolaterálně) (SD_x).
- tím se zvyšovalo jejich naklání předozadně (SD_y) při stoji na labilní ploše s i bez zrakové kontroly.
- tím rychleji se měnily náklony do stran (mediolaterálně) (V_x) při stoji na labilní ploše.
- tím rychleji se měnily náklony předozadně (anteroposteriorně) (V_y) při stoji na labilní ploše s nebo bez zrakové kontroly.

- tím byla celková rychlost výchylek (V) vyšší při bipedálním stoje na labilní ploše.

Při měření stoje na labilní ploše za vykonávání kognitivního úkolu jsme zaznamenali nárůst rychlostí COP v mediolaterálním i anteroposteriorním směru (V_x , V_y) s věkem. Také celková rychlost COP (V) se s rostoucím věkem zvyšovala během bipedálního stoje za plnění Stroop testu. Čím byly probandi starší, tím byla rychlost COP (V) vyšší během plnění Stroop testu na labilní ploše.

Jelikož se zhoršení posturálních schopností s rostoucím věkem projevilo až v těžších podmínkách, jsou naše výsledky v souladu se studií Simmons, Levy, & Simmons (2017), která ukazuje na to, že se posturální výchylky zdravých dospělých a zdravých starších dospělých výrazně neliší (mění se však posturální strategie). Zvýšení posturálních výchylek u starších dospělých vidíme až tehdy, kdy je nemožné kompenzovat výchylky rovnováhy změnou strategie (z kotníkové na kyčelní). Situace, kdy už ke kompenzaci nestačí ani kyčelní strategie, nastává při posturálně složitějších situacích – labilní plochy, vyloučení zrakové kontroly, sekundární úkol.

6.2. DISKUZE K OTÁZCE Č. 2

Otázka druhá řeší vztah mezi příslušnými odpověďmi ve vykonávaném Stroop testu a posturálními výchylkami během bipedálního stoje na pevné či labilní ploše za plnění Stroop testu u zdravých starších dospělých.

Změřením a analýzou dat bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu jsme zjistili, že existuje pozitivní korelace parametru směrodatná odchylka v mediolaterálním směru (SD_x) a počet špatných odpovědí při tomto Stroop testu (SW1). U starších dospělých jsme zaznamenali větší výkyvy vpravo a vlevo (SD_x) u probandů s vyšším počtem špatných odpovědí (SW1). Výchylky v tomto směru tedy rostly s rostoucím počtem špatných odpovědí.

Směrodatné odchylky v anteroposteriorním směru (SD_y) bipedálního stoje za plnění kognitivního úkolu pozitivně korelovaly se špatnými odpověďmi ve Stroop testu (SW1). Velikost výkyvů předozadně se zvyšovala s přibývajícemi špatnými odpověďmi ve Stroop testu.

Rychlost změn COP v mediolaterálním směru (V_x) při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu se zvyšovala u probandů, kde rostl počet špatných odpovědí ve Stroop testu (SW1).

U parametru rychlost změn COP v anteroposteriorním směru (V_y) při bipedálním stoji za plnění Stroop testu jsme zaznamenali pozitivní korelaci se špatnými odpověďmi ve Stroop testu (SW1). Opět platí, že se tato rychlost změn výchylek zvyšovala lineárně s počtem špatných odpovědí ve Stroop testu. U tohoto parametru (V_y) bylo také dosaženo negativní korelace s počtem správných odpovědí ve Stroop testu (SR1). Tedy čím více správných odpovědí probandi dosáhli, tím nižší u nich byla naměřena rychlost změn COP vpřed a vzad. Můžeme říct, že probandi stáli klidněji, pokud dosahovali většího počtu správných odpovědí.

U celkové rychlosti COP (V) při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu byla zaznamenána negativní korelace se správnými odpověďmi ve Stroop testu (SR1) a pozitivní korelace se špatnými odpověďmi ve Stroop testu (SW1). Čím probandi dosahovali vyššího počtu správných odpovědí ve Stroop testu, tím byl jejich stoj klidnější, bez častých či náhlých změn směru výchylky. Pokud dosahovali vyššího počtu špatných odpovědí, rostla i celková rychlost COP.

Při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu na labilní ploše byla nalezena negativní korelace mezi velikostí výchylek v mediolaterálním směru (SD_x) a správnými odpověďmi ve Stroop testu (ASR1) vykonávaném na labilní podložce. Čím větší měli probandi počet správných odpovědí, tím dosahovali menších výchylek vlevo a vpravo. Ukazuje to na to, že pokud byl test pro probandy jednodušší, dosahovali více správných odpovědí a menších výchylek vlevo a vpravo.

Rychlost změn COP v mediolaterálním (V_x) i anteroposteriorním směru (V_y) při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu na labilní ploše negativně korelovala se správnými odpověďmi v příslušném Stroop testu (ASR1). Čím nižší rychlosti změny výchylek do všech směrů probandi dosáhli, tím lépe byli schopni splnit Stroop test (více správných odpovědí).

Negativní korelace byla také zjištěna mezi parametrem celková rychlost COP (V) při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu a příslušným Stroop testem. Znamená

to, že čím byl stoj probandů vyrovnanější a s méně rychlými změnami směru výchylek, tím dosahovali vyššího počtu správných odpovědí ve Stroop testu.

Na základě těchto zjištěných výsledků můžeme hodnotit takto:

- Pokud probandi ve Stroop testu více chybovali (byl pro ně náročnější), zhoršily se u nich výchylky COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru (SD_x , SD_y)
- Pokud měli probandi menší výchylky COP (SD_x , SD_y), nižší rychlost změn COP v mediolaterálním i anteroposteriorním směru (V_x , V_y) a nižší celkovou rychlost COP (V), dosahovali více správných odpovědí ve Stroop testu. Lepší rovnovážné schopnosti jim pravděpodobně umožnily plně se soustředit na vykonávání sekundárního úkolu a nevykládat tolik soustředění na udržení rovnováhy, proto dosahovali lepších výsledků ve Stroop testu. Další možností je, že pro tyto probandy nebyl Stroop test tolik náročný jako pro ty, kteří dosahovali vyšších výchylek, proto se mohli soustředit na udržení rovnováhy a zároveň snadno vykonávat sekundární úkol.

Snižování posturálních výchylek s rostoucím počtem správných odpovědí ve Stroop testu není v souladu se studii Bustillo-Casero, Villarrasa-Sapiña, & García-Massó (2017) a Estevan, Gamdoa, Villarrasa-Sapiña, Bermejo, & García-Massó (2018). Tyto studie ukazují, že starší dospělí upřednostňují udržení posturální stability na úkor kognitivního úkolu. Podle našich výsledků se zlepšovala posturální stabilita s lepším splněním kognitivního úkolu.

Naopak v souladu s našimi výsledky je jeden z modelů popisovaných autory Bonnet & Baudry (2016). Je to model nelineární interakce ve tvaru U (U-shaped non-linear interaction), který ukazuje, že jednoduchý sekundární úkol může zlepšit posturální stabilitu, kdežto náročný sekundární úkol ji může zhoršit. Takto se chovali naši probandi v kontrolní skupině. Všichni sice vykonávali stejný test, ale pro některé jedince byl nejspíš náročnější než pro jiné.

6.3. DISKUZE K OTÁZCE Č. 3

Tato otázka hodnotí, jak vyloučení zrakové kontroly ovlivňuje posturální výchylky během bipedálního stoje u zdravých starších dospělých.

Při porovnání bipedálního stoje a bipedálního stoje s vyloučením zrakové kontroly jsme zjistili, že velikost výchylek v mediolaterálním směru (SD_x) se výrazně nelišila, probandi při bipedálním stoji dosáhli o 2 % vyšší průměrné hodnoty než při bipedálním stoji s vyloučením zrakové kontroly. V dalších parametrech však porovnání průměrných hodnot ukázalo, že vyloučení zrakové kontroly zvýšilo výchylky v anteroposteriorním směru (SD_y), rychlosti změn COP v obou směrech (V_x , V_y) a celkovou rychlost COP (V). Rozdíl mezi rozsahem výchylek COP v obou směrech (SD_x a SD_y) nebyl tak velký, jako rychlosti změn COP v obou směrech (V_x a V_y) a celkové rychlosti COP (V). Horších výsledků dosáhli probandi s vyloučením zrakové kontroly v předozadním směru, měli v tomto směru vyšší hodnoty posturálních výchylek (SD_y) i vyšší rychlost změn COP (V_y). Předozadně se tedy při vyloučení zrakové kontroly nakláněli více a měnili tyto výchylky rychleji než v mediolaterálním směru. Hodnotíme tedy, že vyloučení zrakové kontroly negativně ovlivňuje posturální stabilitu hlavně v předozadním směru. Tyto výsledky jsou v souladu s Latash (2008), který popisuje, že vyloučení zrakové kontroly při bipedálním stoji zvyšuje posturální výchylky v anteroposteriorním směru.

6.4. DISKUZE K OTÁZCE Č. 4

Tato otázka hodnotí, jak přidání labilní opěrné plochy ovlivňuje bipedální stoj u zdravých starších dospělých.

Při hodnocení výsledků bipedálního stoje a bipedálního stoje na labilní ploše byly zjištěny rozdíly mezi jednotlivými parametry. Všechny parametry naměřené při bipedálním stoji na labilní ploše dosahovaly vyšší průměrné hodnoty než při bipedálním stoji na pevné ploše. Přidáním labilní plochy se u probandů zvýšily výkyvy nejvíce v mediolaterálním směru (SD_x) (o 93 %) a o něco méně předozadně (SD_y) (o 61 %). Naopak rychlost změn COP v mediolaterálním směru (V_x) měla průměrnou hodnotu nižší (68 %), než rychlost změn COP v anteroposteriorním směru (V_y) (89 %). Celková rychlost COP (V) dosahovala o 76 % vyšších hodnot oproti stoji na pevné podložce. Přidáním labilní plochy při bipedálním stoji se zhoršila posturální stabilita jedinců. Dosahovali větších výchylek v obou směrech, a i rychlejších změn těchto výchylek, aby

udrželi rovnováhu. Posturální výchylky vpravo a vlevo (SD_x) dosahovaly větších hodnot než předozadně, ale zároveň rychlost změn těchto výchylek (V_x) nebyla tak vysoká jako u těch předozadních (V_y). V anteroposteriorním směru dokázali probandi rozsah výchylek lépe korigovat pouhým zrychlením změn výchylek před nebo vzad, než aby zvýšili jejich rozsah.

6.5. DISKUZE K OTÁZCE Č. 5

Tato otázka hodnotí, jak plnění sekundárního úkolu v podobě Stroop testu ovlivňuje posturální výchylky během bipedálního stoje u zdravých starších dospělých.

Přidáním sekundárního úkolu během bipedálního stoje se u probandů oproti samotnému bipedálnímu stoji zvýšily posturální výchylky COP v obou směrech (SD_x a SD_y), rychlost změn COP v obou směrech (V_x a V_y) a celková rychlost COP (V). Rovnovážné schopnosti při vykonávání sekundárního úkolu se u starších dospělých celkově zhoršily. Více se zvýšil rozsah výchylek vpravo a vlevo (SD_x) než předozadně (SD_y). Také rychlost změn výchylek se mírně více zvýšila mediolaterálně (V_x) než anteroposteriorně (V_y). Přidání sekundárního kognitivního úkolu negativně ovlivnilo posturální stabilitu, nejvíce se rovnováha zhoršila v mediolaterálním směru. Tyto výsledky jsou v souladu se studií Wollesen, Voelcker-Rehage, Regenbrecht, & Mattes (2016), kdy se při bipedálním stoji za vykonávání Stroop testu u starších dospělých značně zvýšily posturální výchylky.

Zhodnocení modifikací stoje mezi sebou

Zjistili jsme, že vyřazení zrakové kontroly, přidání labilní plochy či sekundárního kognitivního úkolu negativně ovlivnilo posturální stabilitu zdravých starších dospělých nad 50 let. Abychom mohli zhodnotit nejvíce rizikové prostředí u starších dospělých porovnali jsme modifikace stoje mezi sebou.

Pokud porovnááme bipedální stoj s vyloučením zrakové kontroly a bipedální stoj na labilní ploše můžeme dle výsledků určit, že labilní opěrná plocha negativně ovlivnila bipedální stoj více než vyloučení zrakové kontroly. Ve všech parametrech dosáhli starší dospělí osoby vyšších hodnot při stoji na nestabilní ploše než při stoji se zavřením očí. Probandi se při stoji na labilní ploše nakláněli nejvíce mediolaterálně (SD_x) a i rychlost změn COP byla v tomto směru (V_x) vyšší než v předozadním směru (V_y). Celková

rychlost (V) se zvýšila o 28 % při stoji na nestabilní ploše. To znamená, že probandi jsou schopni udržet lepší rovnováhu spíše s vyloučením zrakové kontroly než se ztížením opěrných podmínek nestabilní plochou. Tyto výsledky jsou v souladu s tvrzením Horak (2006), že na pevné ploše v dobře osvětlené místnosti je pro kontrolu rovnováhy dominantní somatosenzorický systém (70 %), deseti procenty se podílí na kontrole zrakový systém (dle našich výsledků se jeho vyloučením posturální výchylky zvýšily nejméně).

Porovnáváme-li bipedální stoj s vyřazením zrakové kontroly a provádění sekundárního úkolu, bylo zjištěno, že vykonávání sekundárního úkolu dosahovalo vyšších posturálních výchylek (SD_x) a rychlosti jejich změn (V_x) v mediolaterálním směru než vyloučení zrakové kontroly. Naopak vyloučení zrakové kontroly negativně ovlivnilo bipedální stoj v předozadním směru více než kognitivní úkol. V tomto směru bylo dosaženo vyšších hodnot výchylek i rychlosti změn COP (SD_y , V_y). Průměrná celková rychlost (V) se při plnění kognitivního úkolu zvýšila o 5 % oproti vyloučení zrakové kontroly. Můžeme říct, že při vykonávání sekundárního úkolu došlo k větším (SD_x) a častějším (V_x) výchylkám vpravo a vlevo a celkově k mírně vyšším titubacím (V) COP než při vyloučení zrakové kontroly. Také můžeme říct, že v předozadním směru docházelo k větším (SD_y) a častějším (V_y) výchylkám při vyloučení zrakové kontroly než při vykonávání kognitivního úkolu.

Mezi bipedálním stojem na labilní ploše a bipedálním stojem za plnění kognitivního úkolu dosáhly všechny parametry rozdílných hodnot. Tento rozdíl ukazuje, že všechny průměrné hodnoty byly vyšší při stoji na labilní ploše než za plnění kognitivního úkolu. Plnění kognitivního úkolu nenarušovalo rovnováhu probandů tolik, jako stoj na labilní ploše.

Posturální stabilita a kognice se však nezhoršuje pouze u seniorů, zhoršuje se i vlivem mnohých onemocnění, která se stárnutím většinou nabývají vážnosti. Je tím například Parkinsonova nemoc, kdy dochází ke zhoršení posturálních schopností a s tím spojenými pády, ke snížení úrovně kognitivních schopností, k častým depresím a závislosti na druhé osobě. V naší diplomové práci porovnáváme tyto dvě skupiny, ve kterých jsme předpokládali, že kontrolní skupina (zdraví starší dospělí) dosáhnou lepších výsledků. Části výzkumu, kde porovnáváme posturální stabilitu u starších dospělých nad 50 let a osob s Parkinsonovou nemocí se věnuje další část této diplomové práce.

6.6. DISKUZE K OTÁZCE Č. 6

Tato výzkumná otázka zkoumala, jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji. K porovnání výsledků byl použit neparametrický Mann-Whitneyův test, který na hladině $p \leq 0,05$ vypočítal statisticky významné rozdíly mezi skupinami. Tyto rozdíly byly poté podrobně popsány pomocí porovnání průměru, minimální a maximální hodnoty a směrodatné odchylky v MS Office Excel a také znázorněny pomocí grafů.

Při bipedálním stoji na pevné ploše byly u osob s Parkinsonovou nemocí a osob zdravých naměřeny významně rozdílné hodnoty v rychlosti změny směru výchylky v předozadním směru (V_y). Na základě naměřených hodnot můžeme říct, že výzkumná skupina měnila průměrně o 54 % rychleji výchylky v předozadním směru, což může svědčit o větší nestabilitě v anteroposteriorním směru oproti skupině zdravých jedinců.

Minimální a maximální hodnota odpovídají výše uvedenému hodnocení. Nejlepší výsledek u výzkumné skupiny byl o 48 % vyšší, tedy ukazující na větší nestabilitu než nejlepší výsledek u kontrolní skupiny. Nevyšší naměřená hodnota u výzkumné skupiny dosahovala o 112 % vyššího výsledku než u kontrolní skupiny. Tyto hodnoty minima a maxima jsou zavádějící, jelikož tohoto výsledku dosáhl pouze jeden člověk. Proto je stěžejní spíš průměr.

Pokud se zaměříme na směrodatnou odchylku, zjistíme, že průměrný rozptyl odchylek od průměru byl u osob s Parkinsonovou nemocí o 115 % vyšší, což značí větší variabilitu hodnot ve výzkumné skupině oproti kontrolní. Ukazuje to na značné rozdíly jednotlivých subjektů v rovnovážných schopnostech uvnitř skupiny s Parkinsonovou nemocí.

I přesto, že další parametry nebyly označeny za statisticky významné, můžeme pouhým okem vidět rozdíly v Grafu 7, kde jsou zobrazeny směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním a mediolaterálním směru. Vidíme tu, jak se subjekty každé skupiny vychylovaly. Můžeme říci, že subjekty výzkumné skupiny při bipedálním stoji (EO2) dosahovaly vyšších výkyvů COP v mediolaterálním směru – doprava a doleva. Skupina zdravých subjektů dosahovala zase vyšších výkyvů v předozadním směru. Tyto rozdílné směry posturálních výchylek mohou být způsobeny rozdílnou posturální strategií mezi oběma skupinami. Skupina zdravých subjektů při bipedálním stoji na pevné podložce

nejspíš používá kotníkovou strategii, proto u nich byly naměřeny větší výchylky COP v předozadním směru. Naopak skupina osob s Parkinsonovou nemocí používá pravděpodobně kyčelní strategii i během stoje v nenáročných podmínkách, proto jsou u nich větší mediolaterální výchylky COP oproti kontrolní skupině.

Na Grafu 8 je porovnána rychlost změn výchylek předozadně a pravolevě. Zde je jasně vidět převaha oranžových teček (výzkumná skupina) na vyšších hodnotách. Tedy že u subjektů výzkumné skupiny docházelo k rychlejším změnám výchylek oproti kontrolní skupině.

Rozdíl v posturální stabilitě mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji byl nalezen hlavně v rychlosti změny výchylek subjektů předozadně. Při těchto jednoduchých podmínkách jsou osoby s Parkinsonovou nemocí schopné srovnatelných odchylek COP s kontrolní skupinou, ale na úkor zvýšené rychlosti změn výchylek. Dle našich výsledků u výzkumné skupiny dochází k méně klidnému stoji.

6.7. DISKUZE K OTÁZCE Č. 7

Otázka číslo sedm se zabývala rozdílem v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji s vyloučením zrakové kontroly. Postup při porovnávání výsledků byl stejný jako u otázky č. 6 (viz výše).

Z naměřených hodnot nám vyplynul statisticky významný rozdíl v parametru SDx , V_x , V_y a V mezi dvěma porovnávanými skupinami při bipedálním stoji s vyloučením zrakové kontroly.

Průměrné směrodatné odchylky v mediolaterálním směru při vyloučení zrakové kontroly dosáhly u osob s Parkinsonovou nemocí o 78 % vyšších výchylek než zdravá populace. Ztížením bipedálního stoje vyloučením zrakové kontroly jsme u výzkumné skupiny zjistili horší rovnovážné schopnosti – větší posturální výchylky – v mediolaterálním směru oproti kontrolní skupině. Minimální naměřené hodnoty se významně neliší. Maximální naměřené hodnoty se liší o 184 % s tím, že u osoby s Parkinsonovou nemocí byla tato nejvyšší naměřená hodnota signifikantně vyšší.

Lze vidět, že osoby s Parkinsonovou nemocí měly mezi sebou více variabilní výsledky, to svědčí pravděpodobně o různých stadiích nemoci. Tento velký rozptyl výsledků v jedné skupině lze vidět i na Grafu 9, který znázorňuje směrodatné odchylky

v mediolaterálním a anteroposteriorním směru. Kdy v pravolevém směru vidíme jasně vyšší hodnoty u skupiny 2, tedy u skupiny výzkumné.

V mediolaterálním směru jsme nezaznamenali pouze významný rozdíl v rozsahu posturálních výchylek, ale také významný rozdíl v rychlostech změn COP. Tento rozdíl je signifikantní. Výzkumná skupina dosáhla v průměru o 110 % vyšší rychlosti změny směru COP vpravo či vlevo. Minimální hodnota byla u výzkumné skupiny jen lehce vyšší oproti kontrolní skupině. Kdežto maximální hodnota ve výzkumné skupině dosáhla velmi vysoké hodnoty – o 443 % vyšší než v kontrolní skupině. Rozdíl mezi hodnotami minima a maxima ukazuje opět na značnou variabilitu ve skupině osob s Parkinsonovou nemocí, tu potvrzuje hodnota směrodatné odchylky od průměru, která vyšla o 413 % vyšší u výzkumné skupiny než u skupiny kontrolní.

Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán také u rychlostí změn COP v anteroposteriorním směru. Výzkumná skupina dosáhla vyšších výsledků tohoto parametru Vy oproti kontrolní skupině o 90 %. Minimální hodnotu měla výzkumná skupina o 3 % nižší než kontrolní skupina, ale maximální hodnota u výzkumné skupiny byla o 277 % vyšší oproti kontrolní skupině. Vidíme tu opět velikou variabilitu výsledků osob s Parkinsonovou chorobou.

Celková rychlost COP byla označena za statisticky významnou a vyhodnocena o 95 % vyšší u probandů ve výzkumné skupině. Rozdíl minimálních hodnot je zanedbatelný, ale maximální hodnota ve výzkumné skupině dosáhla o 325 % vyššího čísla oproti kontrolní skupině. Rozdíly v rychlostech změn jsou znázorněny v Grafu 10, ve kterém jsou i pouhým okem vidět markantní rozdíly mezi skupinami, ale i mezi jedinci ve skupině osob s Parkinsonovou nemocí, jak v předozadním směru, tak v pravolevém.

Porovnáním výsledků z měřeného pokusu při bipedálním stoji za vyloučení zrakové kontroly mezi výzkumnou a kontrolní skupinou jsme došli k závěru, že posturální stabilita byla horší u skupiny výzkumné ve čtyřech z pěti parametrů. Při nemodifikovaném bipedálním stoji byli probandi ve výzkumné skupině schopni korigovat stoj pouhým zrychlením změn COP oproti kontrolní skupině. Při ztížení podmínek vyřazením zrakové kontroly už nedocházelo pouze ke zrychlení oscilace, ale také ke zvýšení jejího rozsahu. Zrychlení oscilace je při porovnání těchto dvou skupin při

bipedálním stojí s vyloučením zrakové kontroly velmi markantní, výzkumná skupina dosáhla přibližně jednou tak vyšších výsledků než kontrolní skupina.

6.8. DISKUZE K OTÁZCE Č. 8

Tato výzkumná otázka hodnotila rozdíl v posturální stabilitě mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stojí na labilní ploše.

Z analýzy výsledků jsme zjistili významné rozdíly mezi skupinami u parametru SDx a Vx. To znamená, že byly shledány výrazné rozdíly v rozsahu a rychlosti změn posturálních výchylek v mediolaterálním směru.

Rozsah směrodatných odchylek COP v pravolevém směru dosáhl u výzkumné skupiny v průměru o 42 % vyšších hodnot. Minimální hodnota ve výzkumné skupině byla o 78 % vyšší a maximální hodnota byla o 19 % vyšší než v kontrolní skupině. Při tomto měřeném pokusu nebyly výsledky uvnitř skupin zvláště variabilní, naopak i na Grafu 11 můžeme pozorovat, že celá kontrolní i výzkumná skupina má podobný charakter. Výzkumná skupina je celkově posunuta na grafu více vpravo, což odpovídá větším výchylkám COP v mediolaterálním směru.

Jak již bylo zmíněno, výzkumná a kontrolní skupina dosáhly výrazného rozdílu v rychlosti změn COP v mediolaterálním směru. Skupina osob s Parkinsonovou nemocí měla o polovinu vyšší průměrnou hodnotu. Maximální hodnota ve skupině s Parkinsonovou nemocí byla výrazně vyšší, o 194 % než u skupiny kontrolní. Zde opět můžeme vidět velkou variabilitu dosažených hodnot Vx uvnitř výzkumné skupiny. I přes to, že hodnoty rychlosti COP v anteroposteriorním směru nebyly shledány statisticky významnými, můžeme v Grafu 12 vidět, že nejvyšších hodnot dosahuje výzkumná skupina.

Pokud tedy porovnááme bipedální stoj na labilní ploše, dosáhla výzkumná skupina větších posturálních výchylek a jejich rychlejších změn v mediolaterálním směru, což ukazuje na horší rovnováhu oproti kontrolní skupině. Na labilní ploše měly sice osoby s Parkinsonovou nemocí větší posturální výchylky než skupina zdravých jedinců, ale mnohem více jejich rovnováhu ovlivnilo zavření očí, v porovnání s kontrolní skupinou.

6.9. DISKUZE K OTÁZCE Č. 9

Devátá výzkumná otázka hodnotila rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly.

Výsledky mezi oběma skupinami byly porovnané dle Mann-Whitneyova U testu, statisticky významné hodnoty (na hladině $p \leq 0,05$) pak byly podrobně zanalyzovány pomocí MS Office Excel. Porovnávali jsme průměrné, minimální, maximální hodnoty a směrodatnou odchylku. V této otázce jsme podrobněji porovnávali SDx, Vx, Vy a V.

Směrodatná odchylka v mediolaterálním směru dosahovala u výzkumné skupiny v průměru o 36 % vyšších hodnot. To nám poukazuje na to, že se osoby s Parkinsonovou nemocí nakláněly více do stran než kontrolní skupina. Tento rozdíl není tak velký, jako byl při bipedálním stoji na labilní ploše s otevřenými očima (AEO). Mohlo by to být způsobené tím, že kontrolní skupina se s vyloučením zrakové kontroly zhoršila mnohem více než výzkumná skupina.

Na vytvořeném Grafu 13 můžeme pozorovat celkový posun probandů výzkumné skupiny doprava, což značí celkově větší výchylky v mediolaterálním směru. V předozadním směru nevidíme mezi skupinami značný rozdíl v maximálních hodnotách, můžeme však pozorovat četnější výskyt nižších hodnot výzkumné skupiny.

Rozsah posturálních výchylek v obou směrech výzkumné skupiny nedosahoval oproti zdravým starším dospělým markantních rozdílů. Pokud však hodnotíme rychlost změn COP v mediolaterálním směru, můžeme zde vidět signifikantní rozdíl. Průměrná rychlost změn výchylek do stran byla u výzkumné skupiny o 78 % vyšší než u kontrolní skupiny. Ve výzkumné skupině bylo dosaženo vysoké maximální hodnoty oproti kontrolní skupině (247 %). Minimální hodnota byla v obou skupinách srovnatelná. I zde můžeme pozorovat značnou variabilitu výsledků uvnitř výzkumné skupiny způsobenou pravděpodobně různými stadii nemoci u testovaných subjektů.

Porovnáváme-li rychlost změn COP v anteroposteriorním směru, vidíme vyšší hodnoty u výzkumné skupiny. Aby výzkumná skupina byla schopna udržet rovnováhu, její výchylky předozadně byly měněny o 67 % rychleji než u kontrolní skupiny. Maximální hodnota výzkumné skupiny dosahuje o 147 % vyšší hodnoty. Obě skupiny

měly naměřeny vyšší hodnoty rychlosti změn COP v předozadním směru než v mediolaterálním směru.

Celková rychlost COP se ukazuje o 71 % nižší u kontrolní skupiny. I minimální hodnota je u kontrolní skupiny nižší a to o 22 %. Maximální hodnota byla u výzkumné skupiny o 172 % vyšší než u kontrolní skupiny.

Dle analýzy dat můžeme usoudit, že výzkumná skupina při bipedálním stoji na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly dosahovala průměrně vyšších hodnot než kontrolní skupina, a tedy posuzujeme její posturální schopnosti jako horší oproti zdravým subjektům. Jak již bylo zmíněno výše, rozsah výchylek v mediolaterálním směru byl u výzkumné i kontrolní skupiny vyšší než při bipedálním stoji na labilní ploše s otevřenýma očima.

6.10. DISKUZE K OTÁZCE Č. 10

Tato výzkumná otázka porovnává posturální stabilitu mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji za plnění kognitivního úkolu.

Naměřená data byla porovnána mezi skupinami dle neparametrického Mann-Whitneyova U testu a jako statisticky významné (na hladině významnosti $p \leq 0,05$) nebyly označeny žádné výstupní parametry z AMTI plošiny. Statisticky významný rozdíl byl shledán u počtu správných odpovědí ve Stroop testu. Kontrolní skupina dosáhla v průměru o 10 správných odpovědí více než výzkumná skupina. To svědčí o lepších kognitivních schopnostech u zdravé populace, na rozdíl od osob s Parkinsonovou nemocí.

Vypadá to, že statisticky nevýznamné rozdíly mezi skupinami mohly nastat proto, že pro osoby s Parkinsonovou nemocí je snazší udržet rovnováhu, pokud se soustředí na jiný sekundární úkol, a ne na udržení rovnováhy. Je u nich udržována externí pozornost, která dle výše zmíněných studií snižuje posturální výchylky. Pokud však porovnáme průměrné hodnoty bipedálního stoje (EO) a bipedálního stoje s plněním kognitivního úkolu (S), zjistíme, že při bipedálním stoji (EO) dosáhla skupina osob s Parkinsonovou nemocí i skupina osob zdravých starších dospělých nižších průměrných hodnot sledovaných parametrů. To znamená, že plnění kognitivního úkolu na pevné podložce nezlepšilo absolutní posturální výchylky. Mohlo však dojít k tomu, že pokud se osoby s Parkinsonovou nemocí soustředí na externí vjem, a ne na udržení rovnováhy, relativně

se u nich zlepšila posturální stabilita, kterou se mohou rovnat zdravým osobám podobného věku.

Další nabízející se možnost je, že se osoby s Parkinsonovou nemocí tolik nesoustředily na provedení úkolu (měly méně správných odpovědí) a soustředily se spíše na udržení rovnováhy. Naopak osoby v kontrolní skupině se nesoustředily na udržení rovnováhy, ale na vykonávání kognitivního úkolu, a proto měly horší výsledky, než kdyby se na udržení rovnováhy soustředily a hodnoty se tak vyrovnaly sledovaným parametrům výzkumné skupiny. Ovšem počet správných odpovědí bude u osob s Parkinsonovou nemocí nižší nejspíš z důvodu nižších kognitivních schopností.

6.11. DISKUZE K OTÁZCE Č. 11

Tato výzkumná otázka zkoumala, jaký je rozdíl v posturální stabilitě měřené na AMTI plošině mezi kontrolní a výzkumnou skupinou při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu ve formě Stroop testu. K porovnání výsledků byl použit neparametrický Mann-Whitneyův test, který na hladině $p \leq 0,05$ vypočítal statisticky významné rozdíly mezi skupinami. Tyto rozdíly byly poté podrobně popsány pomocí porovnání průměru, minimální a maximální hodnoty a směrodatné odchylky v MS Office Excel.

Jako statisticky významný byl označen parametr SD_x a poté správné odpovědi ve Stroop testu. Velikost posturálních výchylek v mediolaterálním směru dosahovala u kontrolní skupiny o 42 % nižších hodnot. Minimální hodnota byla u výzkumné skupiny o 102 % vyšší a maximální hodnota byla vyšší o 109 % než u kontrolní skupiny. Můžeme tedy říct, že při plnění kognitivního úkolu při stoji na labilní ploše se výzkumná skupina více vychylovala vpravo a vlevo než kontrolní skupina. Toto zhoršení bylo způsobeno ztíženými podmínkami ve formě labilní opěrné plochy.

Výzkumná skupina měla méně správných odpovědí ve Stroop testu při stoji na labilní ploše než kontrolní skupina, a to o 5 správných odpovědí. Kontrolní skupina měla průměrně stejně správných odpovědí (ASR1) jako u bipedálního stoji za plnění kognitivního úkolu (SR1). U výzkumné skupiny došlo tedy oproti předchozímu měřenému pokusu (bipedální stoj za plnění kognitivního úkolu) ke zlepšení skóre správných odpovědí o polovinu. Zároveň došlo ke zhoršení posturálních výchylek. Lepší zvládnutí Stroop testu můžeme připisovat tomu, že Stroop test byl prováděn probandem

minimálně po druhé v životě a probandi už lépe věděli, jak ho vykonávat. Zhoršení posturálních výchylek je v tomto případě pravděpodobnější připisovat ztížení rovnovážných podmínek měkkou podložkou než tomu, že by se výzkumná skupina začala více soustředit na plnění úkolu než na udržení rovnováhy.

6.12. DISKUZE K LIMITŮM DIPLOMOVÉ PRÁCE

Během zpracování, vyhodnocení a porovnání výsledků jsme narazili na několik limitů naší diplomové práce. K přesnějším výsledkům a závěrům by bylo zapotřebí testovat větší soubor probandů z důvodu výpočtu více reliabilního průměru, se kterým jsme pracovali. S větším souborem probandů bychom také nedosahovali tak velkého rozptylu výsledných hodnot, které jsme mohli vidět hlavně ve skupině osob s Parkinsonovou nemocí. Tento velký rozptyl hodnot byl nejspíš způsobem tím, že osoby v Parkinsonovou nemocí nebyly ve stejném stadiu nemoci dle Hoehnové a Yahra. Osoby v pokročilejším stadiu dosahovali velmi vysokých maximálních hodnot, což značně ovlivnilo celkový průměr skupiny. Protože se posturální schopnosti s věkem snižují, byl jednou z limitací i rozdílný průměrný věk mezi skupinami, i když jsme vymezili soubor zdravých starších dospělých na osoby starší 50 let. I tak byl průměrný věk zdravých žen 60 let a nemocných žen 68 let, u zdravých mužů byl průměrný věk 61 a u nemocných mužů 68. Tyto věkové rozdíly také mohly ovlivnit výsledky. Dalším limitem naší diplomové práce je aktivita zdravých probandů. Testovali jsme hlavně stále fyzicky aktivní jedince, jelikož pouze ti byli ochotni účastnit se měření. Aktivní starší dospělí mají menší předpoklad náhlého pádu než neaktivní starší dospělí. Proto by bylo vhodnější porovnávat neaktivní starší dospělé osoby s osobami s Parkinsonovou nemocí.

7. ZÁVĚR

Výsledky diplomové práce ukazují, že u starších dospělých nad 50 let dochází ke zhoršení posturálních schopností s přibývajícím věkem, a to hlavně při stožení na labilní ploše a při stožení na labilní ploše s vyloučením zrakové kontroly. Zhoršení posturálních schopností se při bipedálním stožení za plnění kognitivního testu na pevné i labilní ploše projevilo zvýšením rychlosti COP. Můžeme říct, že s přibývajícím věkem bylo udržení rovnováhy při stožení na labilní ploše za současného plnění kognitivního úkolu náročnější než u mladších jedinců. Tato náročnost u starších jedinců byla kompenzována zvýšením rychlosti výkyvů, nikoliv však zvýšením jejich rozsahu.

Při porovnání jednoduchých modifikací bipedálního stožení můžeme na základě analýzy dat soudit, že posturální stabilitu zdravých starších dospělých nad 50 let narušuje vyloučení zrakové kontroly, stožení na labilní ploše i vykonávání kognitivního úkolu. Z našich měření se jako nejvíce rizikové pro zhoršení rovnovážných schopností při bipedálním stožení jeví labilní opěrná plocha. Jako méně rizikové se jeví pro posturální stabilitu v mediolaterálním směru vykonávání kognitivního úkolu a v anteroposteriorním směru vyloučení zrakové kontroly.

Při korelační analýze špatných a správných odpovědí ve Stroop testu s posturálními výchyly na AMTI plošině u starších dospělých byly zjištěny statisticky významné korelace. Pokud probandi ve Stroop testu více chybovali (byl pro ně náročnější), zhoršily se u nich výchyly COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru. Pokud měli probandi menší výchyly COP, nižší rychlost COP v mediolaterálním i anteroposteriorním směru a nižší celkovou rychlost COP, dosahovali více správných odpovědí ve Stroop testu. Lepší rovnovážné schopnosti jim pravděpodobně umožnily plně se soustředit na vykonávání sekundárního úkolu a nevynakládat tolik soustředění na udržení rovnováhy, proto dosahovali lepších výsledků ve Stroop testu. Tyto závěry se ukazují i na zjištěných korelacích chybných či správných odpovědí ve Stroop testu s jinými měřenými pokusy. Podle těchto výsledků jsou lidé s lepší stabilitou schopni vykonávat sekundární úkol kvalitněji než lidé se zhoršenými posturálními schopnostmi.

Porovnáním dat, kterých dosáhly zdravé osoby starší 50 let a osoby s Parkinsonovou nemocí, byly zjištěny rozdíly v posturální stabilitě mezi těmito dvěma skupinami. Při bipedálním stožení na pevné ploše s otevřenými očima byly nalezeny rychlejší pohyby COP u osob s Parkinsonovou nemocí, a to hlavně v mediolaterálním

směru. Těmito rychlejšími pohyby COP možná subjekty s Parkinsonovou nemocí kompenzují zhoršenou schopnost posturální kontroly, aby nedošlo ke zvýšení velikosti výchylek COP a tím i k riziku ztráty rovnováhy. Při porovnání stoje s vyloučením zrakové kontroly jsme dle analýzy výsledků zjistili, že u výzkumné skupiny došlo k celkovému zhoršení posturální stability oproti kontrolní skupině. Vyšších výchylek a jejich rychlejších změn v mediolaterálním směru dosáhla skupina osob s Parkinsonovou nemocí při bipedálním stoji na labilní ploše. Výsledky dalšího měřeného pokusu ukazují, že kombinace labilní plochy a vyloučení zrakové kontroly při bipedálním stoji způsobila zhoršení posturálních schopností u obou skupin. Skupina osob s Parkinsonovou nemocí však dosahovala vyšších průměrných hodnot. Dosažené vyšší hodnoty výchylek COP a rychlostí COP u výzkumné skupiny jsou v souladu s Doná, et al. (2016).

Během bipedálního stoje na pevné podložce a současného plnění kognitivního testu nebyly shledány významné rozdíly ve výstupních datech z AMTI plošiny mezi zdravými jedinci a osobami s Parkinsonovou nemocí. Dle analýzy dat můžeme soudit, že je to způsobeno tím, že pokud se osoby s Parkinsonovou nemocí více soustředí na jinou, externí činnost než udržení rovnováhy, dosahují lepších výsledků při udržování posturální stability, které jsou srovnatelné se zdravou populací. Tyto domněnky jsou v souladu se studií Landers et al. (2016), která shledala zaměření pozornosti na externí vjemy jako vhodnou metodu ke zlepšení posturálních schopností u osob s Parkinsonovou nemocí. Při bipedálním stoji na labilní ploše za plnění kognitivního úkolu dosáhla skupina osob s Parkinsonovou nemocí téměř srovnatelných výsledků s kontrolní skupinou. U výzkumné skupiny se zvýšily posturální výchylky v mediolaterálním směru, což nejspíš můžeme připisovat přidání labilní plochy.

8. SOUHRN

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit posturální stabilitu (výsledky ze silové plošiny) u zdravých osob nad 50 let a porovnat ji s posturální stabilitou osob s Parkinsonovou nemocí.

Teoretická část této práce obsahuje popis mechanismů posturální kontroly a systémů, které se na ni podílí. Poté zahrnuje analýzu několika studií, které zkoumají posturální stabilitu při různých situacích. Teoretická část také popisuje vývoj posturální stability a její poruchy. V další části najdeme způsoby hodnocení posturální stability a v závěru teoretické části shrnujeme možnosti jejího zlepšení.

Praktické části se účastnilo 20 probandů starších 50 let, každý podepsal informovaný souhlas a podstoupil vstupní vyšetření zahrnující odběr anamnézy. Probandi byli instruováni a měření individuálně.

Výsledky studie ukázaly, že u zdravých starších dospělých s přibývajícím věkem dochází ke zhoršení rovnováhy na labilní ploše a s vyloučením zrakové kontroly. U zdravých starších dospělých byl nejvíce limitující faktor při udržování rovnováhy labilní opěrná plocha. Bylo zjištěno, že zdraví starší dospělí dosahují lepších výsledků v kognitivním testu prováděném při bipedálním stoji, pokud mají lepší posturální schopnosti. Byly porovnány výsledky výzkumné a kontrolní skupiny a bylo zjištěno, že osoby s Parkinsonovou nemocí mají horší posturální schopnosti oproti zdravým jedincům podobného věku. Toto zhoršení se nejvíce projevuje většími posturálními výchylkami v mediolaterálním směru. Největší rozdíl mezi skupinami byl zaznamenán při stoji na labilní ploše. Nestabilní plocha je pro osoby s Parkinsonovou chorobou nejvíce limitujícím faktorem při udržení rovnováhy. Naopak bylo zjištěno, že pokud se osoby s Parkinsonovou chorobou soustředí na provádění jiné sekundární činnosti, a ne na udržení rovnováhy, dosahují téměř srovnatelných výsledků se zdravými osobami, a to na pevné i labilní ploše.

Na podkladě výsledků této diplomové práce doporučujeme preventivně zařadit posturální trénink na labilních plochách a s vyloučením zrakové kontroly u osob starších 50 let, jelikož s přibývajícím věkem dochází ke zhoršování posturální stability právě při těchto ztížených podmínkách. Zlepšení rovnovážných schopností také umožní snadnější vykonávání sekundárního úkolu během posturálně náročnější situace. U osob

s Parkinsonovou nemocí doporučujeme do praxe přidat rovnovážný trénink zahrnující modifikované labilní stojné plochy. Dle výsledků diplomové práce bychom mohli doporučit edukaci pacienta o tom, jak se spíš soustředit na externí vjemy při náročnější posturální situaci než na samotné udržení rovnováhy, jako uvádí Landers et al. (2016). Podle těchto autorů je trénink zaměřený pozornosti na externí vjemy účinný při zlepšování rovnováhy a osoby s Parkinsonovou nemocí na něj reagují velmi příznivě.

9. SUMMARY

The main aim of the thesis was to evaluate postural stability (results from the force platforms) in healthy people over 50 years of age and to compare it with the postural stability of people with Parkinson's disease.

The theoretical part of this thesis contains a description of mechanisms of postural control and the systems involved in it. Then it includes an analysis of several studies that examine postural stability in various situations. The theoretical part also describes the development of postural stability and its disorders. In the next part we find means of evaluating of postural stability and at the end of the theoretical part we summarize the possibilities of balance improvement.

The practical part was attended by 20 subjects over 50 years of age, each signed an informed consent and underwent an initial examination including taking a medicine history. The subjects were briefed and measured individually.

The results of the study showed that increasing age in healthy older adults caused a deterioration of balance during stance on the unstable platform and with visual control exclusion. In healthy older adults, the labile supporting surface was the most limiting factor in maintaining balance. It has been found that healthy older adults perform better in cognitive test during bipedal stance if they have better postural abilities. The results of the experimental and the control groups were compared and it was found that people with Parkinson's disease had worse postural abilities compared to healthy individuals of similar age. This deterioration is mainly manifested by greater postural sways in the mediolateral direction. The largest difference between groups was observed when standing on an unstable surface. The unstable surface is the most limiting factor for people with Parkinson's disease in maintaining balance. On the other hand, it has been found that when people with Parkinson's disease focus on performing secondary activity rather than maintaining balance, they achieve almost comparable results to healthy individuals, both on firm and unstable surfaces.

Based on the results of this thesis, we recommend to preventive postural training on unstable surfaces and excluding visual control in people over 50 years of age, because with increasing age the postural stability deteriorates under these difficult conditions. Improving balance will also make it easier to perform a secondary task during a posturally

more difficult situation. For people with Parkinson's disease it is recommended to put the balance training including modified standing surfaces into practise. According to the results of this thesis we recommend advising the patient about focusing on external stimuli in more difficult postural situations than on maintaining balance alone, as reported by Landers et al. (2016). According to these authors, the training focusing on external stimuli is effective in improving balance, and people with Parkinson's disease respond very good.

10. REFERENČNÍ SEZNAM

- Abrahamova, D., & F, H. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 57(6), 957-964.
- Addison, O., Inacio, M., Bair, W. N., Beamer, B. A., Ryan, A. S., & Rogers, M. W. (2017). Role of hip abductor muscle composition and torque in protective stepping for lateral balance recovery in older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 98(6), 1223-1228.
- Ahlborg, L., Andersson, C., & Julin, P. (2006). Whole-body vibration training compared with resistance training: effect on spasticity, muscle strength and motor performance in adults with cerebral palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 38(5), 302-308.
- Albersten, I. M., Ghédira, M., Gracies, J. M., & Hutin, É. (2017). Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 27-33. doi:10.1016/j.jelekin.2017.01.005
- Alghadir, A. H., Alotaibi, A. Z., & Iqbal, Z. A. (2019). Postural stability in people with visual impairment. *Brain and Behavior*, 1-6. doi:10.1002/brb3.1436
- Alghadir, A. H., Zafar, H., & Iqbal, Z. A. (2015). Effect of tongue position on postural stability during quiet standing in healthy young males. *omatosensory & motor research*, 32(3), 183-186. doi: 10.3109/08990220.2015.1043120
- Alotaibi, A. Z., Alghadir, A., Iqbal, Z. A., & Anwer, S. (2016). Effect of absence of vision on posture. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(4), 1374-1377. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.1374>
- Ambler, Z. (2009). Neurologické poruchy a základní principy farmakoterapie staršího věku. *Interní medicína pro praxi*, 11(4), 182-185.
- Andersson, G., Hagman, J., Talianzadeh, R., Svedberg, A., & Larsen H, C. (2002). Effect of cognitive load on postural control. *Brain Research Bulletin*, 58(1), 135-139. doi:10.1016/S0361-9230(02)00770-0

- Behrman, A. L., Light, K. E., Flynn, S. M., & Thigpen, M. T. (2002). Is the functional reach test useful for identifying falls risk among individuals with Parkinson's disease? *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(4), 538-542.
- Bekkers, E. M., Dockx, K., Devan, S., Van Rossom, S., Verschueren, S. M., Bloem, B. R., & Nieuwboer, A. (2018). The Impact of Dual-Tasking on Postural Stability in People With Parkinson's Disease With and Without Freezing of Gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 32(2), 166-174. doi:10.1177/1545968318761121
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Blanchard, Y., Carey, S., Coffey, J., Cohen, A., Harris, T., Michlik, S., & Pellecchia, G. L. (2005). The influence of concurrent cognitive tasks on postural sway in children. *Pediatric Physical Therapy*, 17(3), 189-193.
- Blum, L., & Korner-Bitensky, N. (2008). Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical therapy*, 88(5), 559-566.
- Bonnet, C. T., & Baudry, S. (2016). A functional synergistic model to explain postural control during precise visual tasks. *Gait & Posture*, 50, 120-125. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.030>
- Bonnet, C. T., Delval, A., Szaffarczyk, S., & Defebvre, L. (2017). Levodopa has primarily negative influences on postural control in patients with Parkinson's disease. *Behavioural brain research*, 331, 67-75. doi:10.1016/j.bbr.2017.05.033
- Bustillo-Casero, P., Villarrasa-Sapiña, I., & García-Massó. (2017). Effects of dual task difficulty in motor and cognitive performance: Differences between adults and adolescents. *Human Movement Science*, 55(Suppl. C), 8-17. doi:10.1016/j.humov.2017.07.004
- Cabeza, R., Anderson, N. D., Locantore, J. K., & McIntosh, A. R. (2002). Aging gracefully: compensatory brain activity in high-performing older adults. *Neuroimage*, 17, 1349-1402.

- Colné, P., Frelut, M. L., Pérés, G., & Thoumie, P. (2008). Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. *Gait and Posture*, *28*(1), 164-169.
- Desjardins, P., & Gagnon, M. (2001). A force platform for large human displacement. *Medical Engineering & Physics*, *23*, 141-146.
- Doná, F., Aquino, C. C., Gazzola, J. M., Borges, V., Silva, S. C., Ganança, F. F., . . . Ferraz, H. B. (2016). Changes in postural control in patients with Parkinson's disease: a posturographic study. *Physiotherapy*, *102*(3), 272-279. doi:10.1016/j.physio.2015.08.009
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of gerontology*, *45*(6), 192-197.
- Erdeniz, B., Selvaraj, D., & Bulut, M. (2019). Neuroanatomy of Postural Stability: Links to Parkinson's Disease. *Turkish Journal of Neurology*, *25*, 1-6. doi:10.4274/tnd.galenos.2018.46793
- Estevan, I., Gandia, S., Villarrasa-Sapiña, I., Bermejo, J. L., & García-Masso, X. (2018). Working memory task influence in postural stability and cognitive function in adolescents. *Human Kinetics*, *22*, 425-435. doi:10.1123/mc.2017-0063
- Frömel, K. (2002). *Kompendium psaní a publikování v kinantropologii*. Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- García-Massó, X., Marco-Ahulló, A., & Villarrasa-Sapiña, I. (2019). Obesity affects postural control in middle childhood and adolescence but not in early childhood. *Journal of Motor Learning and Development*, *7*, 307-319. doi:https://doi.org/10.1123/jmld.2018-0042
- Giorgetti, M. M., Harris, B. A., & Jette, A. (1998). Reliability of clinical balance outcome measures in the elderly. *Physiotherapy Research International*, *3*(4), 274-283.
- Gonzalez, M., Gates, D. H., & Rosenblatt, N. J. (2019). The impact of obesity on gait stability in older adults. *Journal of Biomechanics*, *100*, 109585. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109585

- Grace Gaerlan, M., Alpert, P. T., Cross, C., Louis, M., & Kowalski, S. (2012). Postural balance in young adults: The role of visual , vestibular and somatosensory system. *Journal of the American Academy of Nurse Practitioners*, 24(6), 375-381. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1745-7599.2012.00699.x>
- Haddad, J. M., Claxton, L. J., Melzer, D. K., Hamill, J., & van Emmerik, R. E. (2013). Developmental Changes in Postural Stability. *Journal of Motor Learning and Development*, 1, 12-19. <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=fc4e6a46-2608-40a8-b466-b65a26a64628%40pdc-v-sessmgr02>
- Hillard, M. J., Martinez, K. M., Jannsen, I., Edwards, B., Mille, M. L., Zhang, Y., & Rogers, M. W. (2008). Lateral balance factors predict future falls in community-living older adults. *Archives of Physical MEDicine and Rehabilitation*, 89(9), 1708-1713. doi:10.1016/j.apmr.2008.01.023
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67(12), 1881-1885.
- 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*, 25, ii7-ii11. doi:10.1093/ageing/af1077
- Hsiao, D., Belur, P., Myers, P. S., Earhart, G. M., & Rawson, K. S. (2020). The impact of age, surface characteristics, and dual-tasking on postural sway. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 83, 1-6. doi:10.1016/j.archger.2019.103973
- Chen, B., & Bates, B. T. (2000). Comparison of F-Scan in-sole and AMTI forceplate system in measuring vertical ground reaction force during gait. *Physiotherapy Theory and Practise*, 16, 43-53.
- Chiviakowsky, S., Wulf, G., & Wally, R. (2010). An external focus of attention enhances balance learning in older adults. *Gait & Posture*, 32(4), 572-575. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.08.004

- Innes, E. L., Mansfield, A., Bayley, M., & McIlroy, W. E. (2016). Reactive stepping after stroke: Determinants of time to foot off in the paretic and nonparetic limb. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 40(3), 196-202. doi:10.1097/NPT.0000000000000132
- Ito, T., Sakai, Y., Yamazaki, K., Nishio, R., Ito, Y., & Morita, Y. (2018). Postural strategy in elderly, middle-aged, and young people during local vibratory stimulation for proprioceptive inputs. *Geriatrics*, 93(3), 1-6. doi:10.3390/geriatrics3040093
- Jackson, K., & Merriman, H. (2. leden 2010). *Whole body vibration: Neuro-rehab applications*. Lower Extremity Review: <http://lowerextremityreview.com/article/wholebody-vibration-neuro-rehab-applications>
- Jacobs, J. V., Horak, F. B., Tran, V. K., & Nutt, J. G. (2006). Multiple balance test improve the assessment of postural stability in subjects with Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 77(3), 322-326.
- Jančová, J., & Kohlíková, E. (2007). Regresivní změny stárnonucího organismu a jejich vliv na posturální stabilitu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14(4), 155-162. <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2007-4/regresni-zmeny-starnouciho-organismu-a-jejich-vliv-na-posturalni-stabilitu-1854/download?hl=cs>
- Jonsson, E., Henriksson, M., & Hirschfeld, H. (2003). Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? *Journal of rehabilitation medicine*, 35(1), 26-30.
- Kataoka, H., Okada, Y., Kiriyama, T., Kita, Y., Nakamura, J., Morioka, S., . . . Ueno, S. (2016). Can postural instability respond to galvanic vestibular stimulation in patients with Parkinson's Disease? *Journal of Movement Disorders*, 9(1), 40-43. doi:10.14802/jmd.15030
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie* (3. vyd.). Praha: Galén.

- Landers, M., Hatlevig, R., Davis, A., Richards, A., & Rosenlof, L. (2016). Does attentional focus during balance training in people with Parkinson's disease affect outcome? A randomised controlled clinical trial. *Clinical Rehabilitation*, *30*(1), 53-63. doi:10.1177/0269215515570377
- Laufer, Y., Ashkenazi, T., & Josman, N. (2008). The effects of a concurrent cognitive task on the postural control of young children with and without developmental coordination disorder. *Gait & Posture*, *27*(2), 347-351. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.04.013>
- Lee, D. N., & Lishman, J. R. (1975). Visual proprioceptive control of stance. *Journal of Human Movement Studies*, *1*, 87-95.
- Lee, H., Sullivan, S. J., & Schneiders, A. G. (2013). The use of the dual-task paradigm in detecting gait performance deficits following a sports-related concussion: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *16*(1), 2-7. doi:10.1016/j.jsams.2012.03.013
- Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015). Effect of balance training on balance performance in healthy older adults: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, *45*, 1721-1738.
- Lipsitz, L. A., & Goldberger, A. L. (1992). Loss of "complexity" and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA*, *267*, 1806-1809.
- Lopez, I., Honrubia, V., & Baloh, R. W. (1997). Aging and Human Vestibular Nucleus. *Journal of Vestibular Research* .
- Lord, S. R., & Menz, H. B. (2000). Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*, *46*, 306-310.
- Maki B, E., & McIlroy W, E. (1996). Postural control in the older adult. *Clinical Geriatric Medicine*, *12*(4), 335-358.
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: The "change-in-support" strategy. *Physical Therapy*, *77*(5), 488-507.

- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2006). Control of rapid limb movements for balance recovery: Age-related changes and implications for fall prevention. *Age Ageing*, 35(suppl_2), ii12-ii18. doi:10.1093/ageing/afl078
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239–248.
- Mansfield, A., Wong, J. S., Bryce, J., Knorr, S., & Patterson, K. K. (2015). Does perturbation-based balance training prevent falls? Systematic review and meta-analysis of preliminary randomized controlled trials. *Physical therapy*, 95(5), 700-709. doi:10.2522/ptj.20140090
- Marchetti, G. F., & Whitney, S. L. (2005). Older adults and balance dysfunction. *Neurologic clinics*, 23(3), 785-805.
- Matheson, A. J., Darlington, C. L., & Smith, P. F. (1999). Dizziness in the Elderly and Age-related Degeneration of the Vestibular System. *New Zeland Journal of Psychology*, 10-16.
- Maurer, C., Mergner, T., Bolha, B., & Hlavacka, F. (2000). Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. *Neuroscience Letters*, 281(2-3), 99-102.
- McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (1996). Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *The Journals of Gerontology, Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(6), M289-M296.
- Mikolaizak, A. S., Lord, S. R., Tiedemann, A., Simpson, P., Caplan, G., Bendall, J. C., & J, C. (2018). Adherence to a multifactorial fall prevention program following paramedic care: Predictors and impact on falls and health service use. Results from and RCT a priori subgroup analysis. *Australasian Journal on Ageing*, 37(1), 54-61. doi:10.1111/ajag.12465
- Nardone, A., Grasso, M., & Schieppati, M. (2006). Balance control in peripheral neuropathy: are patients equally unstable under static and dynamic conditions? *Gait & posture*, 23(3), 364-373.

- Noohi, F., Kinnaird, C., De Dios, Y., Kofman, I., Wood, S. J., Bloomberg, J. J., . . . Seidler, R. D. (2019). Deactivation of somatosensory and visual cortices during vestibular stimulation is associated with older age and poorer balance. *Plos One*, *14*(9).
- Oliaei, S., Ashtiani, M. N., Azma, K., Saidi, S., & Azghani, M. (2018). Effects of postural and cognitive difficulty levels on the standing of healthy young males on an unstable platform. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, *78*, 60-68. doi:DOI: 10.21307/ane-2018-006
- Olivier, I., Cuisinier, R., Vaugoyeau, M., Nougier, V., & Assaiante, C. (2010). Age-related differences in cognitive and postural dual-task performance. *Gait & Posture*, *32*(4), 494-499. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.07.008
- Olivier, I., Cuisinier, R., Vaugoyeau, M., Nougier, V., & Assaiante, C. (2010). Age-related differences in cognitive and postural dual-task performance. *Gait & Posture*, *32*(4), 494-499.
- Opavský, J. (2017). *Neurologie. Přednáška pro fyzioterapeuty*, Olomouc.
- Organization, W. H. (2007). *WHO global report on falls prevention in older age*. http://www.who.int/entity/ageing/publications/Falls_prevention7MArch.pdf
- Organization, W. H. (2017). *Falls*. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/en>
- Orr, R. (2010). Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly, A systematic review. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, *46*(2), 183-220.
- Paul, S. S., Thackeray, A., Duncan, R. P., Cavanaugh, J. T., Ellis, T. D., M, E. G., . . . Dibble, L. E. (2016). Two-year trajectory of fall risk in people with Parkinson disease: a latent class analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *97*(3), 372-379. doi:10.1016/j.apmr.2015.10.105
- Peel, N. M., McClure, R. J., & Hendrikz, J. K. (2006). Health-protective behaviours and risk of fall-related hip fractures: A population-based case-control study. *Age and Ageing*, *35*(5), 491-497.

- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097-1118. doi:10.1152/jn.00605.2001
- Plandowska, M., Lichota, M., & Górnjak, K. (2019). Postural stability of 5-year-old girls and boys with different body heights. *PLoS ONE*, 14(12), 1-10. doi: https://doi.org/10.1371/journal.pone.0227119
- Plotnik, M., Giladi, N., & Hausdorf, J. M. (2007). A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease. *Experimental brain research*, 181(4), 561-570.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical rehabilitation*, 14(4), 402-406.
- Proske, U., & Gandevia, S. C. (2009). The kinaesthetic senses. *Journal of Physiology*, 587(17), 4139-4146.
- Raffalt, P. C., Spedden, M. E., & Geertsen, S. S. (2019). Dynamics of postural control during bilateral stance - Effect of support area, visual input and age. *Human Movement Science*, 62, 102462.
- Remaud, A., Boyas, S., Caron, G. A., & Bilodeau, M. (2012). Attentional demands associated with postural control depend on task difficulty and visual condition. *Journal of Motor Behaviour*, 44(5), 329-340. doi:10.1080/00222895.2012.708680
- Rhea, C. K., Diekfuss, J. A., Fairbrother, J. T., & Raisbeck, L. D. (2019). Postural control entropy is increased when adopting an external focus of attention. *Motor Control*, 23, 230-242.
- Rosengren, K. S., Rajendran, K., Contakos, J., Chuang, L. L., Peterson, M., Doyle, R., & McAuley, E. (2007). Changing control strategies during standard assessment using computerized dynamic posturography with older women. *Gait and Posture*, 25(2), 215-221.
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*, 35(Suppl. 2), ii37-ii41.
- Růžička, E. (2005). Poruchy chůze a pády. *Sanquis*, 37, str. 36.

- Salarian, A., Zampieri, C., Horak, F., B, Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Aminian, K. (2009). Analyzing 180° turns using an inertial system reveals early signs of progression of Parkinson's disease. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 224-227.
- Santos-Filho, S. D., Cameron, M. H., & Bernardo-Filho, M. (2012). Benefits of whole-body vibration with an oscillating platform for people with multiple sclerosis: a systematic review. *Multiple Sclerosis International*, 1-6.
- Saxena, S., Cinar, E., Majnemer, A., & Gagnon, I. (2017). Does dual tasking ability change with age across childhood and adolescence? A systematic scoping review. *International Journal of Developmental Neuroscience*, 58(Suppl. C), 35-49. doi:10.1016/j.ijdevneu.2017.01.012
- Sharififar, S., Coronado, R. A., Romero, S., Azari, H., & Thigpen, M. (2014). The effect of whole body vibration on mobility and balance in Parkinson disease: a systematic review. *Iranian Journal of Medicine Science*, 39(4), 318-326.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2017). *Motor control: Theory and participial applications* (5. vyd.). Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins.
- Schlenstedt, C., Muthuraman, M., Witt, K., Weisser, B., Fasano, A., & Deuschl, G. (2016). Postural control and freezing of gait in Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, 24, 107-112. doi:10.1016/j.parkreldis.2015.12.011.
- Schmid, M., Conforto, S., Lopez, L., & D'Alessio, T. (2007). Cognitive load affects postural control in children. *Experimental Brain Research*, 179, 375-385. doi:10.1007/s00221-006-0795-x
- Sibley, K. M., Brooks, D., Gardner, P., Janaudis-Ferreira, T., McGlynn, M., O'Hoski, S., . . . Straus, S. E. (2016). Development of a theory-based intervention to increase clinical measurement of reactive balance in adults at risk of falls. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 40(2), 100-106.
- Simmons, R. W., Levy, S. S., & Simmons, N. K. (2017). A longitudinal assessment of standing balance in healthy adults. *Experimental Aging Research*, 43(5), 467-479. doi:10.1080/0361073X.2017.1370254

- Stalenhoef, B. A., Diederiks, J. P., Knottnerus, J. A., Kester, A. D., & Crebolder, H. F. (2002). A risk model for the prediction of recurrent falls community-dwelling elderly: A prospective cohort study. *Journal of Clinical Epidemiology*, *55*(11), 8-15.
- Stergiou, N., Harbourne, R., & Cavanaugh, J. (2006). Optimal movement variability: A new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *30*, 120-129.
- Tang, P. F., & Woollacott, M. H. (1998). Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, *53*(6), 471-480.
- Terrier, P., & Dériaz, O. (2011). Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *8*(1), 12. doi:10.1186/1743-0003-8-12
- Thompson, C., Bélanger, M., & Fung, J. (2011). Effect of plantar calcaneo-muscular and tendon vibration on posture and balance during quiet and perturbed stance. *Human Movement Science*, *30*(2), 153-171.
- Tinetti, M. E. (2003). Clinical practice. Preventing falls in elderly persons. *The New England Journal of Medicine*, *348*(1), 42-49. doi:10.1056/NEJMcp020719
- Tinetti, M. E., & Williams, C. S. (1997). Falls, injuries due to falls, and the risks of admission to a nursing home. *New England Journal of Medicine*, *337*(18), 1279-1284.
- Tinetti, M. E. (1987). Factors associated with serious injury during falls by ambulatory nursing home residents. *Journal of the American Geriatrics Society*, *35*(7), 644-648.
- Tjernström, F., Fransson, P. A., Patel, M., & Magnusson, M. (2010). Postural control and adaptation are influenced by preceding postural challenges. *Experimental Brain Research*, *202*(3), 613-621.
- Topinková, E. (2005). *Gerietrie pro praxi*. Praha: Galén.
- Tudorascu, I., Sfredel, V., Riza, A. L., Danciulescu Miulescu, R., Janosi, S. L., & Danoiu, S. (2014). Motor unit changes in normal aging: A brief review. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*, *55*, 1295-1301.

- Uchiyama, M., & Demura, S. (2007). Influence of changes in visual acuity under various visual field conditions on the spectral characteristics of centre of pressure sway. *Journal of Sports and Medicine and Physical Fitness*, 47(2), 152-156.
- Valkovič, E. (2009). Posturálna instabilita u pacientov s Parkinsonovou chorobou a jej liečba. *Neurologie pro praxi*, 10(6), 363-368. <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2009/06/09.pdf>
- Vařeka, I. (2000). Principy vývojové kineziologie ve Vojtově metodě reflexní lokomoce. *Fyzioterapie*, 3, str. 2.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (1. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Visser, J. E., Carpenter, M. G., van der Kooij, H., & Bloem, B. R. (2008). The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*, 119(11), 2424-2436.
- Vlaeyen, E., Coussement, J., Leysens, G., Van der Elst, E., Delbaere, K., D, C., & Dobbels, F. (2015). Characteristics and effectiveness of fall prevention programs in nursing homes: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of the American Geriatrics Society*, 63(2), 211-221.
- Watkins, J. (2010). *Structure and function of the musculoskeletal system*. Champaign, IL: Human Kinetic.
- Whitney, J. C., Lord, S. R., & Close, J. C. (2005). Streamlining assessment and intervention in a falls clinic using the Timed Up and Go Test and Physiological Profile Assessments. *Age and ageing*, 34(6), 567-571.
- Wilczyński, J., Pedrycz, A., Zieliński, E., Ambroży, T., & Mucha, D. (2017). Postural stability in Parkinson's disease patients. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 19(4), 135-141. doi:10.5277/ABB-00909-2017-04
- Wild, L. B., de Lima, D. B., Balardin, J. B., Rizzi, L., Giacobbo, B. L., Oliveira, H. B., . . . Bromberg, E. (2013). Characterization of cognitive and motor performance during

dual-tasking in healthy older adults and patients with Parkinson's disease. *Journal of Neurology*, 260, 580-589. doi:10.1007/s00415-012-6683-3

Winter, D. A. (1995a). *A. B. C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of balance during standing and walking*. Waterloo: University of Waterloo.

Wollesen, B., C, V.-R., T, R., & Mattes, K. (2016). Influence of a visual-verbal stroop test on standing and walking performance of older adults. *Neuroscience*, 318, 166-177. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.01.031>

Wulf, G., & Lewthwaite, R. (2016). Optimizing performance through intrinsic motivation and attention for learning: The OPTIMAL theory of motor learning. *Psychonomic Bulletin & Review*, 23(5), 1382-1414.

Wulf, G., Höß, M., & Prinz, W. (1998). Instructions for motor learning: Differential effects of internal versus external focus of attention. *Journal of Motor Behavior*, 30(2), 169-179.

Yang, W. C., Hsu, W. L., Lu, T. W., & Lin, K. H. (2016). Motion analysis of axial rotation and gait stability during turning in people with Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 44, 83-88. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.10.023

Yelnik, A., & Bonan, I. (2008). Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiological Clinic*, 38, 439-445.

Zalewski, C. K. (2015). Aging of the Human Vestibular System. *Seminars in hearing*, 36(3), 175-196. doi:10.1055/s-0035-1555120

11. PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne **20. 11. 2019** byl projekt výzkumné práce

Autor (hlavní řešitel): **Bc. Anna Morávková**


s názvem

Zhodnocení posturální stability u zdravé populace a porovnání s osobami s Parkinsonovou nemocí

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **4 / 2020**
dne: **9. 1. 2020**

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.


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

za etickou komisí FTK UP
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
člen komise

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

Příloha 2. Informovaný souhlas probanda

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Hodnocení posturální stability a kognitivních schopností

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3. Potvrzení o odborném překladu

POTVRZENÍ O ODBORNÉM PŘEKLADU ABSTRAKTU A SOUHRNU DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení: Anna Morávková

Studijní obor: Fyzioterapie

Ročník: 2. navazující

Akademický rok: 2019/2020

Název diplomové práce: Zhodnocení posturální stability u zdravé populace a porovnání s osobami s Parkinsonovou nemocí.

Abstrakt a souhrn byly odborně přeloženy do anglického jazyka.

