

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV BALANČNÍHO TRÉNINKU NA VYBRANÉ PARAMETRY POSTURÁLNÍ
STABILITY S VYUŽITÍM PŘÍSTROJE BIODEX BALANCE SYSTEM
U PACIENTŮ S PARKINSONOVOU NEMOCÍ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Lukáš Kubina, fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.
Olomouc, 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Lukáš Kubina

Název diplomové práce: Vliv balančního tréninku na vybrané parametry posturální stability s využitím přístroje Biodex Balance System u pacientů s Parkinsonovou nemocí

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt: Jedním z typických motorických příznaků Parkinsonovy nemoci je posturální nestabilita. Názory odborníků se však na možnosti její terapie často různí. Cílem této diplomové práce je zhodnocení vlivu terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System (dvakrát v týdnu po dobu 8 týdnů) na parametry posturální stability u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Výzkumný soubor tvořilo celkem 13 pacientů trpících Parkinsonovou nemocí ve věku 48–85 let a stadiu onemocnění 1–4 dle Hoehnové a Yakra (H&Y). Ke zhodnocení posturální stability byly použity vybrané klinické testy: 10 Meter Walk Test (10MWT), Timed Up and Go Test (TUG), Five Times Sit to Stand Test (FTSST), Functional Reach Test (FRT), 360-Degree Turn Test (360DTT), 6 Minute Walk Test (6MWT) a dotazník Falls Efficacy Scale-International (FES-I). Dále byly hodnoceny vybrané parametry chůze pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybrané parametry posturální stability pomocí přístroje Biodex Balance System. Po absolvování terapie bylo zaznamenáno průměrně zlepšení v hodnotách tréninkového skóre v tréninkových režimech Random Control Training a Motor Control Training. Dále nedošlo k žádnému statisticky významnému zlepšení v testu modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB) ani v celkovém skóre dotazníku FES-I. V testu Limits of Stability (LOS) byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) ve smyslu zvětšení celkové velikosti úhlů náklonů, velikosti úhlů náklonů ve směrech dozadu a doleva, dozadu a doprava a snížení času potřebného pro absolvování testu. Dále byly prokázány statisticky významné závislosti ($p < 0,05$) mezi vybranými klinickými testy a vybranými testy posturální stability měřenými pomocí přístroje Biodex Balance System. Tyto závislosti byly zaznamenány především mezi variantou testu mCTSIB ve stoji na pevné podložce se zavřenými očima a neviditelným center of pressure (COP) na monitoru přístroje a různými variantami TUG testu. Další závislosti byly nalezeny zejména mezi vybranými klinickými testy a velikostí jednotlivých úhlů náklonů v různých směrech v testu LOS, konkrétně ve směrech doprava, dozadu a doleva a ve směru dozadu a doprava. Statisticky významné závislosti lze pozorovat také mezi časem potřebným pro absolvování testu LOS a časem pro

vykonání jednotlivých klinických testů. Dále byly prokázány statisticky významné závislosti ($p < 0,05$) mezi vybranými parametry chůze, měřenými pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybranými parametry posturální stability měřenými na přístroji Biodex Balance System. Tyto závislosti byly zaznamenány především mezi rychlostí chůze a velikostí jednotlivých úhlů náklonů v různých směrech v testu LOS, konkrétně ve směru dozadu, doleva a doprava. Statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) v opakovatelnosti mezi jednotlivými pokusy v rámci jednoho měření vybraných klinických testů a vybraných testů posturální stability měřenými pomocí přístroje Biodex Balance System nebyly prokázány u varianty s rychlou chůzí 10MWT, varianty s motorickým úkolem testu TUG a všech variant testu mCTSIB měřených na přístroji Biodex Balance System. Na podkladě výsledků se osmitýdenní terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System ukazuje jako spíše přínosná pro pacienty trpící Parkinsonovou nemocí. Z důvodů popsaných v části věnující se limitům této práce však nelze stanovovat jednoznačné závěry a je potřeba v této oblasti provést další výzkum.

Klíčová slova: Parkinsonova nemoc, posturální stabilita, postura, rovnováha, posturografie, Biodex Balance System

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Lukáš Kubina

Title of the master thesis: Influence of Balance Training on Selected Parameters of Postural Stability Using the Biodex Balance System Device in Patients with Parkinson's Disease

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Mgr. Martina Šlachťová, Ph.D.

The year of presentation: 2021

Abstract: Postural instability ranks among one of the typical motor symptoms of Parkinson's disease. However, experts often differ on the possibilities of its therapy. The aim of this diploma thesis is to evaluate the effect of therapy in form of balance training on the Biodex Balance System (twice a week for 8 weeks) on the parameters of postural stability in patients suffering from Parkinson's disease. The research group consisted of a total of 13 patients suffering from Parkinson's disease aged 48-85 years and Hoehn and Yahr (H&Y) stage 1-4. Selected clinical tests were used to assess postural stability: 10 Meter Walk Test (10MWT), Timed Up and Go Test (TUG), Five Times Sit to Stand Test (FTSST), Functional Reach Test (FRT), 360-Degree Turn Test (360DTT), The Six Minute Walk Test (6MWT) and the Falls Efficacy Scale-International (FES-I) questionnaire. Furthermore, selected walking parameters were evaluated using the RehaGait Analyzer Pro device and selected postural stability parameters using the Biodex Balance System device. After completion of therapy, there was an average improvement in the values of the training score in the training regimes Random Control Training and Motor Control Training. In addition, there was no statistically significant improvement in the modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB) or in the overall score of the FES-I questionnaire. The Limits of Stability (LOS) test showed a statistically significant difference ($p < 0.05$) in terms of increasing the total size of the angles of inclination, the size of the angles of inclination backwards and to the left, backwards and to the right, and reducing the time required to complete the test. Furthermore, statistically significant dependences ($p < 0.05$) were demonstrated between selected clinical tests and selected postural stability tests measured using the Biodex Balance System device. These dependencies were noted mainly between the mCTSIB test variant when standing on a solid surface with eyes closed and the invisible center of pressure (COP) on the instrument monitor and various TUG test variants. Other dependencies were found especially between selected clinical tests and the size of individual angles of inclination in different directions in the LOS test, specifically in the

directions to the right, backwards and to the left and backwards and to the right. Statistically significant dependencies can also be observed between the time required to complete the LOS test and the time required to perform individual clinical tests. In addition, statistically significant dependences ($p < 0.05$) were demonstrated between selected walking parameters measured with the RehaGait Analyzer Pro and selected postural stability parameters measured with the Biodex Balance System. These dependences were recorded mainly between the walking speed and the size of the individual angles of inclination in different directions in the LOS test, namely backwards, to the left and to the right. No statistically significant differences ($p < 0.05$) in repeatability between the individual trials within one measurement of selected clinical tests and selected postural stability tests measured with the Biodex Balance System were demonstrated for the 10MWT fast walking variant, the TUG motor task variant, and all variants of the mCTSIB test measured on the Biodex Balance System. Based on the results, eight weeks of therapy in form of balance training on the Biodex Balance System proves to be rather beneficial for patients suffering from Parkinson's disease. However, for the reasons described in the section dealing with the limits of this thesis, no clear conclusions can be drawn, and further research is needed in this area.

Keywords: Parkinson's disease, postural stability, posture, balance, posturography, Biodex Balance System

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

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

V Olomouci dne 9. 7. 2021

.....

Na tomto místě bych rád poděkoval Mgr. Martině Šlachtové, Ph.D. za odborné vedení mé diplomové práce, cenné rady a konstruktivní kritiku. Poděkování patří rovněž Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D. za vždy poskytnutou podporu a pomocnou ruku, prof. Mgr. Eriku Sigmundovi, Ph.D. za nekonečnou trpělivost při statistickém zpracování dat a také Bc. Kateřině Vitové za nevšední spolupráci během tvorby mé diplomové práce. Dále děkuji všem zaměstnancům RRR Centra za toleranci a trpělivost během realizace výzkumné části. V neposlední řadě bych rád poděkoval také všem pacientům, bez kterých by tato práce nikdy nevznikla.

1	ÚVOD	11
2	PŘEHLED POZNATKŮ	12
2.1	Parkinsonova nemoc	12
2.1.1	Historie Parkinsonovy nemoci.....	12
2.1.2	Epidemiologie	14
2.1.3	Etiopatogeneze.....	14
2.1.4	Klinický obraz.....	16
2.1.5	Motorické příznaky.....	17
2.1.6	Non-motorické příznaky	18
2.2	Posturální stabilita.....	20
2.2.1	Postura	21
2.2.2	Posturální kontrola.....	22
2.2.2.1	Senzorické strategie posturální kontroly.....	23
2.2.2.2	Pohybové strategie posturální kontroly	25
2.2.3	Vývoj posturální stability.....	27
2.2.4	Posturální stabilita ve stoji u pacientů s Parkinsonovou nemocí	29
2.2.5	Posturální stabilita v chůzi u pacientů s Parkinsonovou nemocí	31
2.2.6	Možnosti hodnocení posturální stability.....	32
2.2.6.1	Funkční vyšetření.....	33
2.2.6.2	Systémové vyšetření	36
2.2.6.3	Objektivní vyšetření.....	37
2.3	Balanční trénink jako terapie poruch posturální stability u pacientů s Parkinsonovou nemocí	39
2.4	Biodex Balance System.....	40
3	CÍL A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	46
3.1	Cíl práce	46
3.2	Výzkumné otázky.....	46

4	METODIKA	48
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	48
4.2	Průběh měření	50
4.3	Klinické měření.....	51
4.4	Měření chůze pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro	52
4.5	Posturografické měření	53
4.6	Terapie.....	55
4.7	Statistické zpracování dat.....	58
5	VÝSLEDKY	59
5.1	Výsledek k výzkumné otázce V ₁	59
5.2	Výsledky k výzkumné otázce V ₂	61
5.3	Výsledky k výzkumné otázce V ₃	63
5.4	Výsledky k výzkumné otázce V ₄	65
5.5	Výsledky k výzkumné otázce V ₅	66
5.6	Výsledky k výzkumné otázce V ₆	69
5.7	Výsledky k výzkumné otázce V ₇	72
5.8	Výsledky k výzkumné otázce V ₈	74
6	DISKUZE	76
6.1	Diskuze k výzkumné otázce V ₁	76
6.2	Diskuze k výzkumné otázce V ₂	77
6.3	Diskuze k výzkumné otázce V ₃	78
6.4	Diskuze k výzkumné otázce V ₄	79
6.5	Diskuze k výzkumné otázce V ₅	80
6.6	Diskuze k výzkumné otázce V ₆	81
6.7	Diskuze k výzkumné otázce V ₇	82
6.8	Diskuze k výzkumné otázce V ₈	83
6.9	Diskuze k limitům práce	84

7	ZÁVĚR	88
8	SOUHRN	89
9	SUMMARY	91
10	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	93
11	SEZNAM OBRÁZKŮ	95
12	SEZNAM TABULEK	96
13	REFERENČNÍ SEZNAM	98
14	PŘÍLOHY	118

1 ÚVOD

Posturální nestabilita je jedním z hlavních příznaků Parkinsonovy nemoci. Není dominantní v počátcích onemocnění, ale s postupnou progresí se stává jedním z nejvíce obtěžujících příznaků mající za následek výrazné omezení kvality života. Následkem je zvýšený strach z pádu vedoucí k omezení fyzické aktivity a sociální izolaci. Zároveň se jedná o příznak, který velmi málo reaguje na farmakologickou léčbu (Silva-Batista et al., 2018).

Posturální stabilitu lze hodnotit jak pomocí klinických testů, tak pomocí přístrojové techniky. Různí pacienti však mohou, navzdory stejnému onemocnění, trpět odlišnou poruchou posturální stability. Je proto velmi důležité provést včasnou a správnou diagnostiku rovnovážných schopností a na základě výsledků navrhnout terapii (Horak, 1997; Mancini & Horak, 2010).

Včasné započetí cílené a efektivní terapeutické intervence může významně zlepšit celkovou mobilitu pacienta, jeho nezávislost a kvalitu života. Způsobů, jakými lze vhodně terapeuticky zasáhnout v souvislosti s poruchou posturální stability je celá řada. Jedná se například o konvenční balanční trénink, balanční trénink s využitím přístrojové techniky, nácvik chůze na chůzovém trenažéru, Tai chi a další (Kim, Allen, Canning, & Fung, 2013).

Jednou z možností terapie posturální stability u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí je balanční trénink na přístroji Biodex Balance System. Odborných publikací zabývajících se touto problematikou není mnoho, což je ostatně jeden z důvodů vzniku této práce.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Parkinsonova nemoc

Parkinsonova nemoc je chronicko-progresivní neurodegenerativní onemocnění a současně nejčastější příčina parkinsonského (hypokineticko-rigidního) syndromu. Vzniká na podkladě degenerace dopaminergních neuronů pars compacta substantiae nigrae s následným deficitem dopaminu v bazálních gangliích (zejména ve striatu) projevujícím se jak motorickými, tak non-motorickými symptomy (Růžička, Šonka, Marusič, & Rusina, 2019).

2.1.1 Historie Parkinsonovy nemoci

Parkinsonova nemoc byla poprvé uceleně popsána v roce 1817 londýnským lékařem Jamesem Parkinsonem v monografii *An Essay on the Shaking Palsy*. Tehdy byla autorem uváděna jako „třaslavá obrna“ (paralysis agitans), ačkoliv obrna nepatří mezi příznaky Parkinsonovy nemoci. James Parkinson ve své 66stránkové publikaci popisuje 6 pacientů trpících podobnými příznaky, kteří však nezapadají do žádné tehdejší nozologické jednotky. Mezi tyto příznaky zařadil tremor, hypokinezi a poruchy stoje i chůze (Parkinson, 1817). Parkinsonův neúplný popis onemocnění posléze ještě Jean-Martin Charcot rozšířil o příznak rigidity a na počest objevitele poprvé použil termín Parkinsonova nemoc (Berger, Kalita, & Ulč, 2000; Růžička, Roth, & Kaňovský, 2000).

Po proniknutí práce Jamese Parkinsona do širší lékařské veřejnosti začali výskyt a popis onemocnění potvrzovat i ostatní lékaři. Je tedy otázkou, zda se Parkinsonova nemoc objevila až v první polovině 19. století, například s vypuknutím průmyslové revoluce v důsledku snížené kvality ovzduší (Goldman, 2014), anebo tady byla již dříve. První zmínky o projevech Parkinsonovy nemoci a metodách její léčby lze nalézt již v indických textech o ájurvédě z doby přibližně 2 500 let před naším letopočtem (Manyam, 1990; Manyam & Sánchez-Ramos, 1999; Ovallath & Deepa, 2013) nebo například v literatuře ze starověké Číny sepsané zhruba 425 let před naším letopočtem (Goetz, 2011; Zhang, Dong, & Román, 2006). Podobné popisy nápadně připomínající Parkinsonovu nemoc uvádí ve svých textech také Galén (Raudino, 2012) či Leonardo da Vinci (Calne, Dubini, & Stern, 1989). Často se však jedná pouze o popis projevů

Parkinsonovy nemoci, jakými jsou například tremor, rigidita či hypokineze, a případně o popis jejich léčby. Nelze tedy jednoznačně určit, zda dřívější popisovaná onemocnění a jejich projevy byla skutečně Parkinsonovou nemocí, či nemocí jinou s podobnými příznaky (Berger et al., 2000; Goetz, 2011; Růžička et al., 2000).

Výzkum Parkinsonovy nemoci se dočkal několika dalších výrazných milníků. V roce 1911 dokázal Casimir Funk syntetizovat látku L-DOPA (prekurzor dopaminu), která je v současné době stále nejúčinnějším přípravkem v léčbě Parkinsonovy nemoci. Souvislost mezi dopaminem a Parkinsonovou nemocí nebyla však v této době známá. V roce 1913 našel Fritz Jacob Heinrich Lewy v mozcích pacientů zemřelých na Parkinsonovu nemoc typická mikroskopická tělíska – pojmenována podle něj jako tzv. Lewyho tělíska. V roce 1919 objevil Konstantin Nikolaevich Tretiakoff v mozcích pacientů, kteří zemřeli na Parkinsonovu nemoc, poškození jader v substantia nigra. Poukázal tak na možnou souvislost mezi Parkinsonovou nemocí a poškozením těchto jader. V roce 1958 objevil Arvid Carlsson se svými spolupracovníky výskyt velkého množství dopaminu v bazálních gangliích. V roce 1960 Herbert Ehringer a Oleh Hornykiewicz dokázali na podkladě výzkumu Carlssona prokázat, že Parkinsonova nemoc je způsobena nedostatkem dopaminu v substantia nigra. V roce 1961 se Walther Birkmayer a André Barbeau pokusili farmakologicky ovlivnit Parkinsonovu nemoc podáním L-DOPA, což se setkalo s velkým úspěchem, který vedl k celkové změně v nazírání na léčbu Parkinsonovy nemoci. V roce 1983 byl zveřejněn zásadní objev na podkladě výzkumu Jamese Williama Langstona. Jednalo se o účinky látky MPTP a jejího selektivního neurotoxického efektu na dopaminergní buňky. V roce 1976 se totiž ve Spojených státech otrávil heroinem s příměsí MPTP (při nesprávném způsobu výroby heroínu vzniká právě nadměrné množství MPTP) skupina narkomanů, u kterých se rozvinuly klinické příznaky neodlišitelné od Parkinsonovy nemoci. Následně byly tyto osoby účinně léčeny pomocí antiparkinsonik. Objev těchto účinků poukazuje na možné příčiny vzniku Parkinsonovy nemoci (exotoxická hypotéza) a zároveň umožňuje získat věrný experimentální model (Berger et al., 2000; Růžička et al., 2000).

Od 80. let až do současnosti pokračuje výzkum etiopatogeneze Parkinsonovy nemoci (vliv oxidativního stresu, železa, neurotrofních faktorů atd.) i její léčby (vytváření nových agonistů dopaminu, inhibitorů COMT, nové neurochirurgické metody atd.) (Berger et al., 2000; Růžička et al., 2000).

2.1.2 Epidemiologie

Parkinsonova nemoc je uváděna jako druhé nejčastější neurodegenerativní onemocnění po Alzheimerově nemoci (Delamarre & Meissner, 2017). Vyskytuje se po celém světě a v důsledku stárnutí populace se zvyšuje jak incidence a prevalence, tak s progresí onemocnění i motorické a autonomní příznaky a neuropsychiatrické komplikace (Bůřil, Bůřilová, Pokorná, Kováčová, & Baláž, 2020). Bez bližší specifikace populace se prevalence Parkinsonovy nemoci pohybuje mezi 1–2 případy na 1 000 osob. Incidence je odhadována mezi 8–18 případy na 100 000 osob za rok. U osob starších 60 let se prevalence zvyšuje na 12–15 případů na 1 000 osob a incidence na 346 případů na 100 000 osob za rok (Lee & Gilbert, 2016; von Campenhausen et al., 2005). Význam pohlaví ve vztahu k vyššímu výskytu Parkinsonovy nemoci se napříč jednotlivými autory různí. Některé studie uvádějí signifikantně vyšší výskyt této nemoci u mužů, jiné naopak rozdíl v poměru mezi muži a ženami nenachází (de Lau & Breteler, 2006). Vyšší výskyt Parkinsonovy nemoci lze také pozorovat mezi jednotlivými etniky. V porovnání s Evropou je prevalence tohoto onemocnění nižší v Asii, Africe či Jižní Americe (Wirdefeldt, Adami, Cole, Trichopoulos, & Mandel, 2011).

V České republice bylo v letech 2012–2018 identifikováno celkem 78 453 pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (a podobnými degenerativními nemocemi bazálních ganglií či nervové soustavy) – v průměru 29 000 pacientů ročně. V roce 2018 tvořili přibližně 50 % pacientů muži a 50 % ženy. Průměrný věk mužů byl 74 let a žen 76 let. Z celkového počtu pacientů za rok 2017 (30 643) bylo hospitalizováno 6,6 %. Nejčastějším důvodem hospitalizace pacientů, vyjma jejich hlavní neurologické diagnózy (58,1 %), byla onemocnění močové soustavy (2,1 %) a rehabilitační péče (2 %). V letech 2012–2018 zemřelo 39,5 % (30 974) pacientů trpících v tomto období Parkinsonovou nemocí. Nejčastější příčinou úmrtí pacientů, vyjma příčin souvisejících s některou z hlavních diagnóz (7,2 %), byla ischemická choroba srdeční (20,4 %) (Bůřil et al., 2020).

2.1.3 Etiopatogeneze

Parkinsonova nemoc vzniká na podkladě degenerace pigmentových buněk v pars compacta substantiae nigrae v mezencefalu, které za fyziologických podmínek produkují dopamin. Ten je transportován do striata v bazálních gangliích a následně uvolňován

na synapsích. Při snížené produkci dopaminu dochází k dysregulaci striata a rozvoji klinické symptomatologie Parkinsonovy nemoci. První příznaky motorického deficitu lze pozorovat při ztrátě přibližně 50 % dopaminergních buněk substantia nigra – některé práce dokonce udávají rozmezí 60–70 % (Cheng, Ulane, & Burke, 2010). Charakteristickým histopatologickým nálezem u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí jsou Lewyho tělíska. Jedná se o acidofilní solidní kulovité nitrobuněčné inkluze, které obsahují patologicky změněný protein alfa-synuklein. Typicky se vyskytují v bazálních gangliích a v oblasti substantia nigra (Růžička et al., 2019).

Proces neurodegenerace lze rozdělit do 6 stadií podle zasažené oblasti. Směr patologického procesu je vzestupný, tzn. od mozkového kmene po mozkovou kůru. V prvním a druhém stadiu dochází k zasažení bulbus olfactorius a dorzálního motorického jádra n. vagus. Ve třetím stadiu dochází k degenerativnímu procesu v substantia nigra a locus coeruleus. Během čtvrtého stadia postupuje patologický proces do předního mozku a temporálního mesocortexu. Třetí a čtvrté stadium je typické pro začátek příznaků Parkinsonovy nemoci. V pátém a šestém stadiu dochází k zasažení mozkové kůry (Braak et al., 2002).

Příčiny vzniku Parkinsonovy nemoci nejsou doposud zcela objasněny, avšak v současné době existují čtyři základní hypotézy popisující tuto problematiku.

Endotoxická hypotéza

Předpokládá negativní působení oxidativního stresu v nigrostriálním komplexu, jehož následkem je buněčná smrt. Příčinou tohoto oxidativního stresu (a tedy i Parkinsonovy nemoci) může být nedostatek detoxikačních mechanismů nebo primární nadprodukce volných kyslíkových radikálů (Bednařík, Ambler, & Růžička, 2010; Berger et al., 2000; Růžička et al., 2000).

Exotoxická hypotéza

Předpokládá prostup exotoxinů do mozku a narušení zdravých mitochondrií přes fyziologické detoxikační mechanismy či přes porušené detoxikační mechanismy (například genetickou poruchou), anebo působením samotného toxinu na poškozené mitochondrie (Bednařík et al., 2010; Berger et al., 2000; Růžička et al., 2000).

Genetická hypotéza

Předpokládá možné porušení enzymů či strukturálních bílkovin mozkových neuronů, které se zapojují do procesu syntézy dopaminu. Poté dochází vlivem mutace genu pro alfa-synuklein k tvorbě porušené bílkoviny hromadící se následně v Lewyho tělískách. Tato tělíska jsou typickým histopatologickým nálezem při neuronální degeneraci u Parkinsonovy nemoci (Bednařík et al., 2010; Berger et al., 2000; Růžička et al., 2000).

Apoptotická hypotéza

Předpokládá zvýšenou apoptotickou aktivitu některých buněk v pars compacta substantiae nigrae a ve spojitosti s mechanismy vzniku Parkinsonovy nemoci je dále intenzivně zkoumána (Bednařík et al., 2010; Berger et al., 2000; Růžička et al., 2000).

2.1.4 Klinický obraz

Samotný průběh Parkinsonovy nemoci lze rozdělit na časné a pozdní stadium lišící se od sebe typem a tíží jednotlivých příznaků. V časné fázi Parkinsonovy nemoci se mohou klinické příznaky onemocnění objevovat pomalu a plíživě v řádu několika měsíců i let. Jedná se převážně o motorické příznaky, zatímco non-motorické příznaky nebývají příliš vyjádřeny a pacienta často neobtěžují. Z počátku se mohou objevovat například bolesti horních končetin či zad, pocit tíže končetin, únavnost, snížení celkové výkonnosti, poruchy spánku, deprese, zácpa, tišší mluva, poruchy čichu atd. (Roth, Sekyrová, & Růžička, 2009; Vacek et al., 2018). Pacienti také popisují projevy těchto příznaků pouze ve vypjatějších stresových situacích. Nenápadnost a nespecifičnost těchto příznaků často vede k nemožnosti provedení správné diagnózy (Bareš, 2001). Následně dochází k rozvoji typické tetrády příznaků Parkinsonovy nemoci (z počátku projevující se často jednostranně), do které řadíme hypokinezi, rigiditu, tremor a posturální nestabilitu (Bednařík et al., 2010). Jednotlivé příznaky se mohou různě objevovat, měnit a kombinovat v závislosti na stadiu onemocnění či léčby (Bareš, 2001; Růžička et al., 2000).

2.1.5 Motorické příznaky

Mezi hlavní motorické příznaky Parkinsonovy nemoci řadíme tremor, rigiditu, bradykinezi (hypokinezi nebo akinezi) a posturální nestabilitu. Neméně důležité jsou však i vedlejší motorické příznaky, jako například ztráta sdružených a simultánních pohybů, hypomimie, mikrografie, dysartrie apod. (Jankovic, 2008; Roth et al., 2009).

Tremor

Jedná se o mimovolní oscilační pohyb rytmicky prováděný určitou částí těla způsobený repetitivní kontrakcí agonistů a antagonistů. Nejčastěji bývá přítomen na ruce, avšak lze se s ním setkat například i v oblasti jazyka či dolních končetin. Objevuje se převážně v klidu s typickou frekvencí 4–6 Hz. Při volní hybnosti a spánku mizí. Tremor pacienty zpravidla příliš neobtěžuje v běžných denních aktivitách, nicméně i přesto má významný psychosociální dopad, neboť je nejnáze registrovatelný okolím (Kolář, 2009; Roth et al., 2009; Topinková, 2005).

Rigidita

Jedná se o typ svalového hypertonu projevující se jako plastická rezistence v celém rozsahu aktivně i pasivně prováděného pohybu. Při spánku či anestezii mizí. Klinicky lze pozorovat fenomén ozubeného kola (sakadovité změny svalového napětí při pasivním pohybu končetiny na podkladě zvýšených elementárních posturálních reflexů) a fenomén olovené trubky (zvýšený odpor při aktivním i pasivním pohybu příslušného segmentu). Pohyb druhostranné končetiny akcentuje rigiditu samotnou, čehož lze využít při vyšetření – Fromentův manévr. Rigidita je obvykle více vyjádřena na flexorech než extenzorech, což má za následek typické flekční držení šíje, trupu a končetin. Většinou se jedná o příznak přítomný hlavně v počátečních fázích Parkinsonovy nemoci a je tedy často prvním důvodem návštěvy lékaře. Rigidita pacienty zpravidla obtěžuje ve smyslu omezení rozsahu pohybu nebo bolesti na podkladě svalového hypertonu a asymetrického držení těla (Hoskovicová, 2010; Rektor & Rektorová, 2003; Růžička et al., 2000).

Bradykineze, hypokineze, akineze

Jedná se o termíny popisující určité specifické pohybové obtíže charakteristické pro pacienty s Parkinsonovou nemocí – zpomalení průběhu pohybů (bradykineze), zmenšení rozsahu i amplitudy pohybů (hypokineze) a ztížený start pohybů (akineze). Pacienti mají obvykle potíže se zahájením pohybu (například před vykročením chvíli přešlapují na místě) a pohyb samotný je zpomalený. Typický je také freezing, neboli náhlý záraz v pohybu (například při chůzi v úzkém prostoru), kdy pacient není schopen v pohybu pokračovat ani se vrátit zpět. Zajímavým jevem je paradoxní kineze. Jedná se o stav náhlého zlepšení hybnosti pod vlivem silného emocionálního prožitku. Dále lze pozorovat šouravou chůzi s krátkými krůčky, ztrátu synkinezi horních končetin při chůzi, hypomimii, zhoršenou artikulaci, monotónní a tichý hlas, poruchy jemné motoriky, mikrografii či obtížné vykonávání kombinovaných pohybů (například vytáhnout si kapesník během chůze). Bradykineze, hypokineze nebo akineze jsou zpravidla pacienty vnímány jako nejvíce omezující projev Parkinsonovy nemoci, který významně zasahuje do jejich běžných denních činností (Rektor & Rektorová, 2003; Roth et al., 2009; Růžička et al., 2000).

Posturální nestabilita a poruchy chůze

Jedná se v podstatě o syntézu poruch popsaných dříve. Kombinace rigidity a bradykineze, hypokineze či akineze může vyústit v subjektivní prožitek pocitu nerovnováhy, který v pozdějších stádiích Parkinsonovy nemoci vede k pádu. Pro pacienty je typické flekční držení hlavy, šíje, trupu a v pozdějších stádiích i semiflekční držení horních i dolních končetin. Chůze je šouravá s krátkými kroky, hezítacemi (porucha iniciace pohybu) a občasným freezingem (zvláště před překážkou či v úzkém prostoru). Dále se mohou objevit poruchy souhybu horních končetin, pomalé, nejisté otáčení při chůzi a tzv. pulze – pocit tahu dopředu či dozadu vedoucí k výkyvu těžiště a možné ztrátě rovnováhy (Roth et al., 2009; Růžička et al., 2000; Topinková, 2005).

2.1.6 Non-motorické příznaky

V pozdní fázi Parkinsonovy nemoci se po letech progresu stávají hlavní limitací celkové kvality života nemocných právě non-motorické příznaky. Mezi tyto příznaky řadíme zejména dysfunkce vegetativní, senzorické a psychické (Roth et al., 2009).

Autonomní dysfunkce

Častou poruchou způsobenou postižením autonomního nervového systému u pacientů s Parkinsonovou nemocí je obstipace. Bývá zpomalena jak střevní peristaltika, tak i motilita jícnu a vyprazdňování žaludku. Dále se mohou objevit poruchy z oblasti urogenitální vedoucí k častému pocitu nucení na močení (polakisurie), noční potřebě močit (nykturie), pocitu nedokonale vyprázdněného močového měchýře, inkontinenci či sexuálními dysfunkcím. Dále bývají přítomny poruchy polykání, termoregulace, ortostatické hypotenze, zvýšený mazotok kůže (seborrhoea), nadměrná tvorba slin (sialorrhoea) a zvýšená potivost (hyperhidrosis). Velký problém tvoří poruchy spánku. Pacienti mívají problémy s usínáním, často se budí (například z důvodu nykturie), ale značná část pacientů trpí i nadměrnou spavostí, a to i během dne. Může se objevit syndrom neklidných nohou a abnormální chování během spánku jako například mluvení, výkřiky nebo trhavé pohyby končetinami (Jost, 2017; Park & Stacy, 2009; Růžička et al., 2000).

Senzorické dysfunkce

Mezi senzorické dysfunkce, vyskytující se u pacientů s Parkinsonovou nemocí, řadíme olfaktorické dysfunkce a dysfunkce zrakové. Při olfaktorické dysfunkci dochází ke zvýšení čichového prahu a zhoršené rozlišovací schopnosti jednotlivých čichových stimulů. Naproti tomu po stránce zrakové bývá porušena například barevná diskriminace, kontrastní senzitivita, či zraková ostrost (Jedlička & Keller, 2005; Růžička et al., 2000).

Psychické dysfunkce

Nejčastějším psychickým onemocněním, které se vyskytuje u Parkinsonovy nemoci, je deprese. Může se objevit kdykoliv v průběhu onemocnění a bývá doprovázena anxiétou. Samotnou diagnostiku deprese do určité míry stěžují ostatní projevy Parkinsonovy nemoci, jakými jsou hypokineze nebo hypomimie. Další častou poruchou je demence. Vyskytuje se převážně u starších pacientů s akineticko-rigidní formou Parkinsonovy nemoci. Dochází pak k poruchám exekutivních funkcí a paměti (Masopust, Urban, & Vališ, 2011; Růžička et al., 2000).

2.2 Posturální stabilita

Jedná se o „schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu“ (Vařeka, 2002, p. 116). Posturální stabilitu však nelze chápat jako statický stav, nýbrž vlivem přirozené lability pohybové soustavy člověka jako dynamický proces kontinuálního zaujímání stálé polohy (Kolář, 2009). Například i při klidném stoji tedy dochází k drobným spontánním výkyvům celého těla. Maximální vzdálenosti náklonů jedince v jakémkoliv směru bez ztráty rovnováhy (nedojde ke změně opěrné báze) označujeme jako limity stability (limits of stability). Princip těchto pohybů proto bývá při bipedálním stoji přirovnáván k biomechanickému modelu obráceného kyvadla. Úroveň posturální stability ovlivňují fyzikální faktory jako výška těžiště, hmotnost jedince, velikost opěrné báze, postavení a vlastnosti jednotlivých hybných segmentů, charakter kontaktu těla s opěrnou plochou, vzdálenost průmětu těžiště do opěrné báze atd. Dále mohou posturální stabilitu ovlivňovat vnitřní faktory lidského těla (v kombinaci s mechanickými faktory zmíněnými dříve), jako například dýchání a v neposlední řadě také faktory neurofyzilogické, mezi které lze zařadit kupříkladu vstupy ze zrakového aparátu, vestibulárního aparátu, proprioceptorů, ale i vlivy psychické apod. (Bizovská, Janura, Míková, & Svoboda, 2017; Vařeka & Vařeková, 2009; Winter, 1995).

V souvislosti s posturální stabilitou se pojí následující terminologie:

- **opěrná plocha** (area of support) – část podložky, která je v kontaktu s tělem a zároveň je využívána k vytvoření opěrné báze,
- **opěrná báze** (base of support) – část podložky ohraničená všemi vnějšími hranicemi opěrné plochy,
- **úložná plocha** (area of load) – část podložky, která je v kontaktu s tělem, ale nedochází k organizaci řízené opory (novorozenec, bezvědomí apod.),
- **COM** (center of mass, těžiště) – působíště tíhové síly; hypotetický bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla,
- **COG** (center of gravity) – průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze,
- **COP** (center of pressure) – působíště vektoru reakční síly od podložky; vážený průměr dílčích tlaků na kontaktu nohy s podložkou,

- **posturální stabilizace** – aktivní (svalové) udržování konfigurace jednotlivých pohybových segmentů těla proti působení zevních sil; dochází k zpevnění (tuhosti) segmentů koordinovanou aktivitou agonistů a antagonistů,
- **posturální reaktivita** – reakční stabilizační funkce vykonávána za účelem zpevnění jednotlivých hybných segmentů, vedoucí k dosažení co nejstabilnějšího puncta fixa, aby mohl být optimálně proveden pohyb puncta mobile (Bizovská et al., 2017; Kolář, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

V literatuře se lze také setkat s dalšími termíny souvisejícími s posturální stabilitou, avšak mnohdy se významově překrývají nebo jsou zcela odlišné. Jedná se například o pojmy rovnováha, balance, atituda, stabilita, posturální orientace, posturální stabilita statická, dynamická a funkční atd. (DiStefano, Clark, & Padua, 2009; Nashner, 1985; Shumway-Cook & Woollacott, 2011; Winter, 1990).

2.2.1 Postura

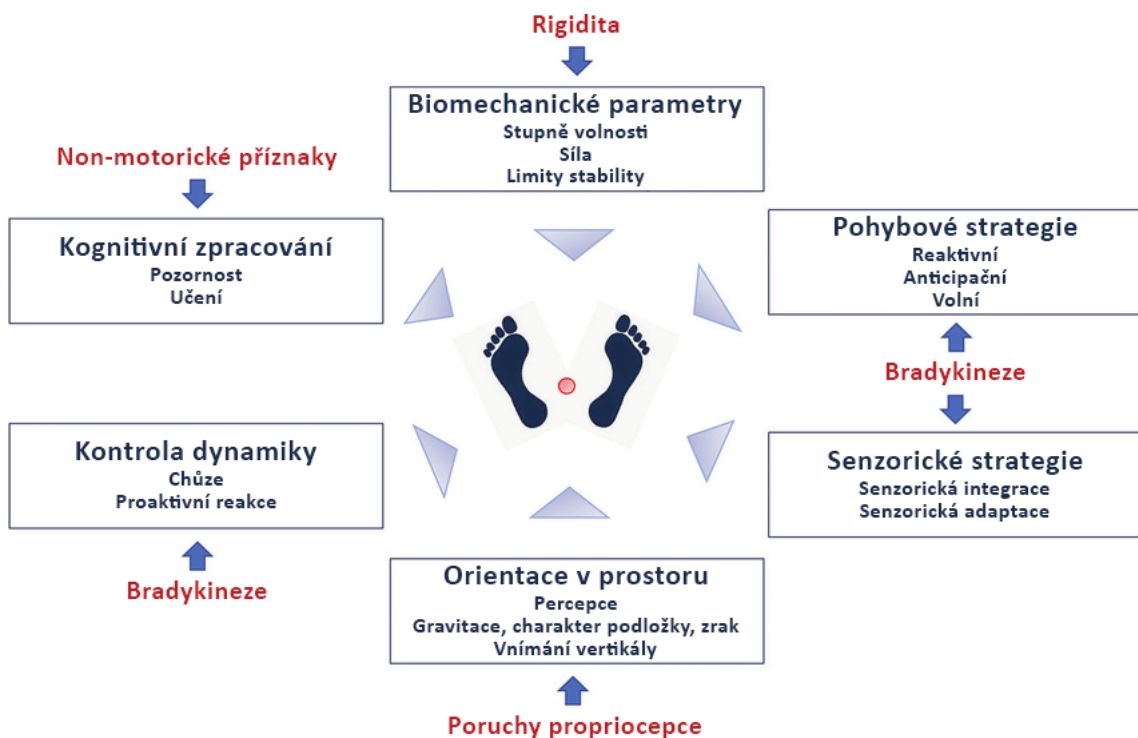
Vymezení termínu postura se již věnovala celá řada tuzemských i zahraničních autorů. Často mezi nimi panuje názorová nejednotnost pramenící pravděpodobně z jejich odlišné specializace (biomechanik, fyzioterapeut, lékař atd.) a rozdílném vnímání dané problematiky. Dylevský (2009) popisuje posturu jako „dynamický proces udržování polohy těla a jeho částí před započítím a po skončení pohybu“ (p. 64). Kolář (2009) i Vařeka (2002) popisují posturu jako „aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová“ (p. 38), (p. 116). Enoka (2008) popisuje posturu jako neuromechanickou reakci úzce související s udržováním stability celého systému. Véle (2006) popisuje posturu jako „klidovou polohu těla vyznačující se určitým uspořádáním (konfigurací) pohyblivých segmentů“ (p. 97). Winter (1995) popisuje posturu jako orientaci tělesných segmentů vzhledem k vektoru tíhové síly.

Pojem postura je však mnohem širší. Je nedílnou součástí každé polohy a pohybu, jehož je i nutným předpokladem. Samotný pohyb doprovází od začátku do konce (odtud památný výrok „Posture follows movement like a shadow.“, jehož původní autor i interpretace se mnohdy různí) a nelze ji tedy omezit pouze na určité polohy, jakými jsou například sed či stoj. Jedná se tedy o originální a individuální projev každého jedince

prostřednictvím pohybového systému, řízený pomocí CNS na podkladě anatomických a biomechanických principů (Bizovská et al., 2017; Kolář, 2009; Vařeka, 2002a, 2002b; Věle, 2006).

2.2.2 Posturální kontrola

Jedná se komplexní proces, kterým CNS zajišťuje kontrolu polohy těla v prostoru a provedení cíleného pohybu. Funkčně lze posturální kontrolu vztáhnout k aktivitám běžného denního života jako je chůze, manipulace s předměty apod. Hovoříme tedy o dynamickém procesu, který jakýkoliv pohyb předchází (Bizovská et al., 2017; Shumway-Cook & Woollacott, 2011). V rámci posturální kontroly jsou popisovány dvě hlavní funkce – zajištění posturální stability a posturální orientace. Posturální orientace zajišťuje určité posturální nastavení jednotlivých částí těla na podkladě vlivů zevního prostředí pro vykonávání cíleného pohybu, interpretaci sensorických vstupů a anticipaci posturálních výchylek. Posturální stabilita již byla popsána dříve. Systém posturální kontroly se skládá ze šesti hlavních aspektů, mezi které řadíme biomechanické parametry, pohybové strategie, sensorické strategie, orientaci v prostoru, kontrolu dynamiky a kognitivní zpracování – znázorněno na obrázku 1 (Gandolfi et al., 2019; Mancini, Nutt, & Horak, 2020).



Obrázek 1. Hlavní aspekty posturální kontroly, upraveno (Gandolfi et al., 2019).

2.2.2.1 Senzorické strategie posturální kontroly

Samotná realizace posturální kontroly vychází z interakce mnoha senzorických zdrojů (především ze zrakového, somatosenzorického a vestibulárního systému), jejichž výstup je následně integrován a interpretován v CNS pro výsledný motorický projev (Shumway-Cook & Woollacott, 2011). Uplatňování jednotlivých senzorických strategií je vázáno na schopnosti jedince přijmout a zpracovat informace plynoucí ze senzorického systému (Horak, Henry, & Shumway-Cook, 1997). Nedostatečnost nebo úplná absence určité senzorické modalit může být v některých případech pro zachování posturální stability kompenzována modalitou jinou – například využití doteku okolí pro zachování posturální stability při nedostatečnosti vestibulárního nebo zrakového aparátu (Dickstein, Peterka, & Horak, 2003). Zdraví jedinci se na pevném povrchu v dobře osvětleném prostředí spoléhají ze 70 % na somatosenzorický systém, z 20 % na vestibulární systém a z 10 % na zrak. Při stožení na nestabilním povrchu dochází ke zvýšeným nárokům na aferentaci zejména z vestibulárního systému a zrakového aparátu, přičemž zároveň klesá závislost na aferentaci somatosenzorické (Horak, 2006). Pokud se však pohybuje okolí vzhledem ke stojícímu jedinci, dochází ke snížení využití zrakového aparátu v rámci posturální kontroly (Mahboobin, Loughlin, Redfern, & Sparto, 2005). Naopak zvýšení využití zrakového aparátu nastává ve chvíli, kdy je z nejrůznějších důvodů porušena propioceptivní aferentace (Latash, 2008). V rámci posturální kontroly jsou dále uplatňovány mechanismy pro zprostředkování zpětné vazby o pohybu (feedback) a anticipace pohybu (feedforward) s následnou odpovídající korekcí pomocí motorických programů koordinující svalovou činnost (Bizovská et al., 2017; Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000; Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

Vestibulární aparát

Tento smyslový orgán nacházející se v labyrintu vnitřního ucha zajišťuje vnímání a kontrolu rovnováhy, jak v klidu prostřednictvím dráždění statického čidla tvořeného sakulem a utrikulem, tak i při pohybu prostřednictvím dráždění kinetického čidla tvořeného třemi polokruhovitými kanálky. Vestibulární aparát se dále uplatňuje při zprostředkovávání posturálních reflexních reakcí, které udržují hlavu i trup ve vzpřímené a vyvážené poloze. Zároveň prostřednictvím vestibulookulomotorického reflexu umožňuje při změnách polohy hlavy udržet oči fixované na daný objekt (Bizovská et al., 2017; Králíček, 2011).

Vstupy vedoucí informace prostřednictvím vestibulospinální dráhy jsou obzvlášť důležité pro kontrolu orientace hlavy a trupu v prostoru, ale nejsou nezbytně nutné ke spuštění automatických posturálních odpovědí na náhlou změnu podmínek zevního prostředí vedoucí k narušení rovnovážného stavu. Zároveň mohou být pro tělo do jisté míry nejasné či matoucí v poskytování informací o aktuální poloze těžiště, neboť samy nedokáží poznat rozdíl mezi pohybem hlavy nad stabilním trupem a pohybem hlavy doprovázející změnu těžiště těla. CNS si tedy není schopen vytvořit přesný obraz o pohybu těla v prostoru pouze na základě informací z vestibulárního aparátu. Informace z vestibulárního aparátu dopomáhají somatosenzorickému systému v rozlišení stabilního a nestabilního povrchu. Čím více je povrch nestabilní, tím důležitější se tyto informace stávají z hlediska posturální orientace (Horak, 2009; Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

Somatosenzorický systém

Jedná se o komplexní systém poskytující pro posturální kontrolu množství informací o vzájemném vztahu tělesných segmentů a o jejich poloze či pohybu. Do somatosenzorického systému zahrnujeme kožní cití a propiocepci. V rámci kožního cití dále rozlišujeme nocicepci, termocepci a taktilní cití. V rámci propiocepce pak statestézii (polohocit) a kinestézii (pohybocit). Samotné receptory somatosenzorického systému jsou rozmístěny v rámci různých struktur celého těla jako například kůže, svaly, kloubní pouzdra atd. (Králíček, 2011).

Proprioceptivní aferentace se uplatňuje svým vlivem na posturální kontrolu zejména při stoji na stabilním povrchu. Stoj na nestabilním povrchu je spíše ovlivňován zrakovou a vestibulární kontrolou. Zároveň somatosenzorické informace hrají důležitou roli při reaktivní posturální kontrole a korekčních balančních reakcích (Bizovská et al., 2017). Někteří autoři přisuzují funkci somatosenzorického systému pro zajištění adekvátní posturální kontroly v klidném stoji stejnou váhu jako vizuálnímu aparátu. Dále uvádějí, že porucha na úrovni somatosenzorického systému nemůže být plně kompenzována vizuálním ani vestibulárním aparátem (Simoneau, Ulbrecht, Derr, & Cavanagh, 1995).

Zrak

Vstupy ze zrakového aparátu jsou z hlediska posturální kontroly zásadní. Poskytují informace o poloze a pohybu jednotlivých segmentů těla, rychlosti a směru posturálních výchylek, orientaci v prostoru či potenciálně nebezpečných situacích z hlediska narušení posturální stability. Dle Véleho (2006) získáváme posturální jistotu jakýmsi „opíráním se“ očima o pevné body zevního prostředí. Vstupy ze zrakového aparátu mohou být do jisté míry nejasné či matoucí v poskytování informací o těžišti těla, neboť samy nedokáží poznat rozdíl mezi pohybem těla proti pohybujícímu se vizuálnímu podnětu a naopak. Při rozporu jednotlivých modalit přicházejících z jiných systémů, dochází k upřednostnění právě zraku. Zároveň při stoji se zavřenýma očima dojde ke zhoršení prakticky všech parametrů posturální stability (zvýšení rozsahu i četnosti posturálních výchylek atd.) (Horak, 2009; Latash, 2008; Stephen & Hylton, 2000).

2.2.2.2 Pohybové strategie posturální kontroly

Jak již bylo zmíněno dříve, udržování stabilizované polohy těla je dynamický děj, a tedy pro zachování stability a prevenci pádu využíváme určité korekční pohyby neboli posturální pohybové strategie. Pro zachování stability ve vzpřímeném stoji využíváme tři typy posturálně pohybových strategií. Jedná se o strategii kotníkovou, kyčelní a krokovou. Výběr dané strategie závisí na velikosti destabilizační síly působící na tělo. Dále lze jednotlivé posturálně pohybové strategie rozdělit dle směru na anteroposteriorní a mediolaterální (Horak & Nashner, 1986; Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

Kotníková strategie

Tento typ strategie se nejčastěji uplatňuje v anteroposteriorním směru při drobných posturálních výchylkách – relativně pomalé změně těžiště či pomalém působení destabilizační síly. Při této strategii je uplatňována kontrakce svalů dolních končetin a trupu v distoproximálním směru vedoucí k stabilizaci kolenních a kyčelních kloubů. V situaci, kdy se podložka, na které stojíme, začne pohybovat směrem dozadu, dojde z hlediska posturální odpovědi k aktivaci zejména svalů dorzální strany těla – nejdříve mm. gastrocnemii, následně hamstringy a nakonec paravertebrální svalstvo. Pokud se však podložka, na které stojíme, začne pohybovat směrem dopředu, dojde k aktivaci zejména svalů ventrální strany těla – nejdříve distální svaly nohy, následně m. tibialis

anterior, poté m. quadriceps femoris a nakonec břišní svalstvo (Horak, 2006; Horak & Nashner, 1986; Shumway-Cook & Woollacott, 2011; Vařeka, 2002b).

Kyčelní strategie

Tento typ strategie se uplatňuje jak v anteroposteriorním, tak mediolaterálním směru, a to především při rychlejších a větších výchylkách těžiště, kdy je využití kotníkové strategie již nedostačující. Při této strategii dochází v anteroposteriorním směru ke kontrolování pohybu těžiště pomocí rychlého pohybu v kyčelních kloubech s protirotací v hlezenních kloubech. Směr kontrakce svalů dolních končetin a trupu je v tomto případě proximodistální. V situaci, kdy destabilizační síly způsobí náklon trupu směrem dozadu, dojde především k aktivaci břišního svalstva a m. quadriceps femoris, čehož výsledkem je flexe v kyčelních kloubech. Pokud však destabilizační síly způsobí náklon trupu směrem dopředu, dojde k aktivaci převážně paravertebrálních svalů a hamstringů způsobující extenzi v kyčelních kloubech. V mediolaterálním směru je zajištění stability realizováno aktivací převážně abduktorů stejné dolní končetiny, adduktorů protilehlé dolní končetiny a svalstva v oblasti hlezenního kloubu. Směr aktivace jednotlivých svalů je proximodistální (Horak, 2006; Horak & Nashner, 1986; Shumway-Cook & Woollacott, 2011; Vařeka, 2002b).

Kroková strategie

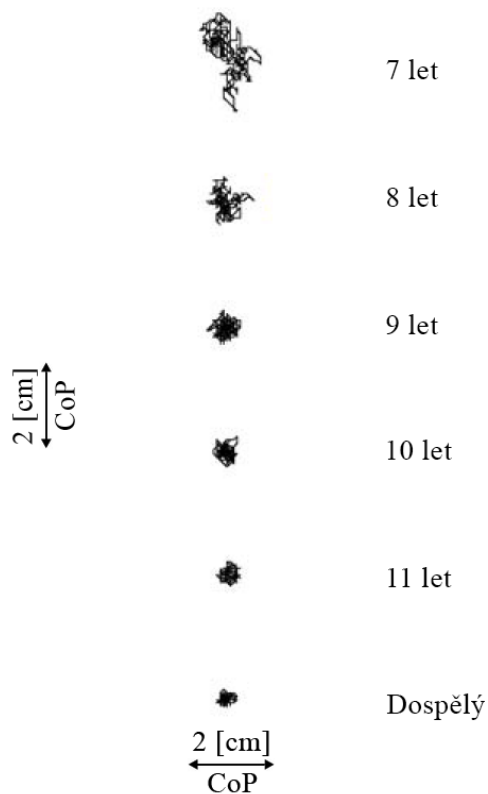
Tento typ strategie se uplatňuje, pokud nároky na udržení stability jsou příliš vysoké, aby k jejich zajištění stačila kotníková nebo kyčelní strategie (průmět těžiště se dostane mimo opěrnou bázi). V této situaci je nutné pro obnovení posturální stability využít mechanismus úkroku nebo úchopu opory v okolí. Pokud řídicí systém vyhodnotí, že znovunabytí posturální stability již není možné, uplatní se program řízeného pádu (Horak, 2006; Horak & Nashner, 1986; Shumway-Cook & Woollacott, 2011; Vařeka, 2002a).

Nejčastěji jsou k znovunabytí posturální stability využívány kombinace jednotlivých strategií. Samotné strategie jsou závislé na fyziologických možnostech daného jedince, kvalitě řízení somatosenzorického systému, vestibulárního systému a dalších. Kupříkladu porucha funkce na úrovni somatosenzorického systému vede ke zvýšenému využívání kyčelní strategie oproti poruše funkce vestibulárního systému, která má za následek nižší efektivitu právě ve využívání kyčelní strategie. Naproti tomu

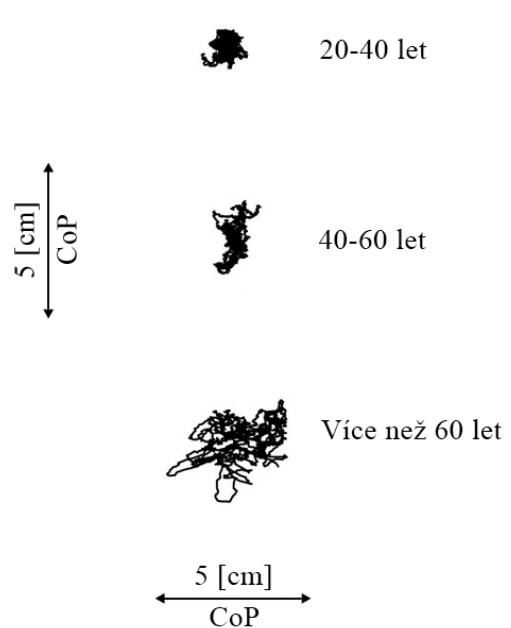
pacienti trpící Parkinsonovou nemocí využívají k zachování posturální stability více kyčelní strategii než strategii kotníkovou (Colnat-Coulbois et al., 2011; Horak, Nashner, & Diener, 1990; Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

2.2.3 Vývoj posturální stability

Během evoluce člověka nezajistil přechod z lokomoce kvadrupedální do bipedální pouze uvolnění rukou pro manuální činnosti, lepší orientaci v prostoru či psychologickou výhodu výšky, ale z pohledu posturální stability také významné zvýšení těžiště a zmenšení opěrné báze. Posturální stabilita člověka není v průběhu života jedince stále stejná, ale v rámci ontogeneze se neustále mění spolu s uzráváním všech systémů posturální kontroly a celkovou změnou tělesné konstituce v průběhu dospívání – znázorněno na obrázcích 2 a 3 (Vařeka, 2002a; Věle, 2006).



Obrázek 2. Změny COP ve stoji u jednotlivých věkových skupin, upraveno (Olivier, Cuisinier, Vaugoyeau, Nougier, & Assaiante, 2010).



Obrázek 3. Změny COP ve stoji u jednotlivých věkových skupin, upraveno (Abrahamová & Hlavačka, 2008).

V novorozeneckém období ještě nedochází k řízenému držení těla, diferenciaci opory ani využívání opěrných bodů. Není zorganizován segmentový systém těla a neexistuje tedy opěrná báze, ale pouze jakási úložná plocha. Posturální stabilita se postupně v průběhu ontogeneze dále vyvíjí, s překonáváním čím dál posturálně náročnějších situací (lezení, sed atd.), až po dosažení vzpřímeného stoje (Kolář, 2009; Vařeka, 2002a). Během následného vývoje jedince dochází ke zkrácení času potřebného pro svalovou kontrakci a nervosvalový přenos (Forssberg, 1999). Dále dochází ke zvyšování svalové síly jednak vlivem zvětšování svalové hmoty, lepší schopnosti náboru motorických jednotek a celkového uzrání somatosenzorického systému. Samotná kvalita nervosvalového přenosu doznává zlepšení vlivem myelinizace nervových vláken. Okolo pátého roku dochází k akceleraci růstu extenzorových svalových skupin a vyrovnání napětí flexorových svalových skupin, což následně vede ke snadnějšímu držení vzpřímené polohy těla v prostoru. Všechny tyto aspekty mají významný vliv na kvalitu posturální stability (Wolański, 2012). Určité rozdíly v posturální stabilitě dětí během stoje lze najít i napříč pohlavími, a sice ve prospěch dívek (Plandowska, Lichota, & Górnjak, 2019).

Jednotlivé systémy posturální kontroly dozrávají v různých obdobích ontogeneze. Na úroveň dospělého člověka dozrává nejdříve systém somatosenzorický – přibližně ve věku 3–6 let. Až později okolo věku 7–10 let je člověk schopen vyřešit konflikt mezi somatosenzorickým a zrakovým podnětem pomocí vestibulárního systému. Kontrola rovnováhy se dostává na úroveň srovnatelnou s dospělými ve věku 7–10 let (Shumway-Cook & Woollacott, 1985), avšak dospělí dokáží na rozdíl od dětí podle potřeby plynuleji přecházet mezi využíváním vestibulárního, somatosenzorického a zrakového systému na podkladě dřívějších zkušeností. Samotné uzrání zrakového a vestibulárního systému probíhá ve věku 15–16 let (Hirabayashi & Iwasaki, 1995; Steindl, Kunz, Schrott-Fischer, & Scholtz, 2006). Věk dítěte pro dosažení stejné úrovně posturální stability jako u dospělého se napříč jednotlivými autory liší. Kupříkladu Shumway-Cook a Woollacott (1985) a Wolff et al. (1998) popisují podobnou úroveň posturální stability z hlediska uzrání mechanismů posturální kontroly jako u dospělého okolo 7–10 let věku dítěte, naproti tomu Cumberworth, Patel, Rogers a Kenyon (2007) a Ferber-Viart, Ionescu, Morlet, Froehlich a Dubreuil (2007) uvádějí, že plné zralosti není dosaženo ani ve 14–15 letech.

Od dospělosti se posturální stabilita s věkem zhoršuje a mění se kompenzační strategie (kotníková, kyčelní, kroková), respektive množství a rychlost spontánních výkyvů těla při stoji je největší u lidí přibližně do 15 let a pak přibližně od 60 let. Období mezi 30 a 60 lety by se dalo označit jako nejefektivnější z hlediska posturální stability (Hytönen, Pyykkö, Aalto, & Starck, 1993). U mladších lidí nebo při malých výchylkách COG bývá pro zachování rovnováhy nejčastěji využívána kotníková strategie. U starších lidí nebo při větších výchylkách COG bývá pro zachování rovnováhy nejčastěji využívána kyčelní strategie (Simmons, Levy, & Simmons, 2017). Zároveň přibližně v období mezi 40 a 50 lety dochází ke snížení limitů stability (Faraldo-García, Santos-Pérez, Crujeiras, & Soto-Varela, 2015). Přibližně od 60. roku života dochází k involučním změnám mající za následek úbytek svalové hmoty, změny na úrovni nervového či somatosenzorického systému vedoucí ke zhoršení posturální stability (Liaw, Chen, Pei, Leong, & Lau, 2009; Ricci, Gonçalves, Coimbra, & Coimbra, 2009).

2.2.4 Posturální stabilita ve stoji u pacientů s Parkinsonovou nemocí

Jak již bylo zmíněno dříve, progresse Parkinsonovy nemoci zásadním způsobem ovlivňuje posturální stabilitu ve smyslu jejího zhoršení s následnou limitací každodenních aktivit a snížení celkové kvality života. Dochází k upřednostňování flexorových svalových skupin vedoucí k protrakci hlavy, hrudní hyperkyfóze, protrakci ramen, vnitřní rotaci horních končetin, flexi loktů, kolen, kyčlí atd. (DeLisa, Gans, & Walsh, 2005). Tyto posturální změny spolu s dalšími negativními dopady Parkinsonovy nemoci vedou k posturální nestabilitě, která je charakteristickým příznakem tohoto onemocnění. Tato nestabilita vede k postupnému zhoršení v udržování rovnováhy jak za statických, tak i dynamických situací (Lopes et al., 2016).

Ve statickém klidném bipedálním stoji vykazují pacienti trpící Parkinsonovou nemocí zhoršenou posturální stabilitu oproti kontrolní skupině (Chastan, Debono, Maltête, & Weber, 2008; Mancini et al., 2011). Toto zhoršení ve smyslu zvýšení posturálních výchylek (postural sway) je možné prokázat již v počátečních stadiích onemocnění ještě před začátkem klinických a subjektivních příznaků (Ferrazzoli et al., 2015; Panyakaew, Anan, & Bhidayasiri, 2015). Existují však i práce poukazující na relativně dobrou míru stability u těchto pacientů. Jejich posturální výchylky jsou srovnatelné se zdravou populací, ale jsou výrazně omezeny v důsledku nízkých limitů

stability (Doná et al., 2016; Horak, Nutt, & Nashner, 1992; Schieppati, Tacchini, Nardone, Tarantola, & Corna, 1999). Je třeba brát v úvahu i mírně odlišnou metodiku studií ve smyslu rozdílnosti výzkumných souborů, tíže onemocnění, probíhající terapie antiparkinsoniky apod. Názory na ovlivnění posturální stability pomocí L-DOPA jsou nejednotné. Kupříkladu autoři Beuter, Hernández, Rigal, Modolo a Blanchet, (2008) a Chastan et al., (2008) navzdory podobnému výzkumnému souboru (podobné skóre dle Hoehnové a Yahra) došli k protichůdným závěrům. Beuter et al. (2008) uvádějí zlepšení posturální stability pacientů po podání L-DOPA a Chastan et al. (2008) zhoršení. Negativní efekt L-DOPA na posturální stabilitu ve smyslu zvýšení posturálních výchylek především v mediolaterálním směru uvádějí i Rocchi, Chiari a Horak (2002). Jednotliví autoři popisují zhoršení posturálních výchylek častěji ve směru mediolaterálním než anterioposteriorním, jehož zhoršení je zároveň spojováno se zvýšeným rizikem pádu (Chastan et al., 2008; Rocchi et al., 2002; Stylianou, McVey, Lyons, Pahwa, & Luchies, 2011). Omezení limitů stability je popisováno jak směrem dopředu, tak i dozadu v kombinaci se sníženou rychlostí přesunu těžiště v těchto směrech (Mancini, Rocchi, Horak, & Chiari, 2008; Schieppati, Hugon, Grasso, Nardone, & Galante, 1994). Snížení limitů stability má negativní dopad na provádění běžných každodenních aktivit a je spojeno se zvýšeným rizikem pádu u různých skupin pacientů, včetně pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (Row et al., 2019). Po terapii L-DOPA je popisováno zlepšení limitů stability pouze směrem dopředu (Mancini et al., 2008). Jsou popsány i pozitivní účinky hluboké mozkové stimulace pro ovlivnění posturální stability pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, zvláště v kombinaci s terapií pomocí L-DOPA (Colnat-Coulbois et al., 2005; Rocchi et al., 2002). Při bipedálním stoji je typické patologické zvýšení svalového napětí především v oblasti trupu a dolních končetin (Burleigh, Horak, Nutt, & Frank, 1995). K tomuto fenoménu mohou přispívat ještě změny v elasticitě svalů, vaziva, strach z pádu apod. (Grimbergen, Munneke, & Bloem, 2004). Zvýšené svalové napětí v kombinaci s typickým flekčním držením těla, doprovázející Parkinsonovu nemoc, může být do jisté míry „užitečné“ ve smyslu kompenzace posturálních výchylek, a tedy lepší posturální stabilitě za statických podmínek. Naopak za dynamických podmínek jsou nežádoucí a negativně ovlivňují posturální stabilitu (Ebersbach & Gunkel, 2011; Jacobs, Dimitrova, Nutt, & Horak, 2005). Samotné flekční držení těla tedy pravděpodobně nemá zásadní spojitost se zhoršením posturální stability v bipedálním stoji, avšak například zvýšená tuhost v oblasti kyčelních kloubů ano, neboť pacienti nejsou schopni dostatečně rychle reagovat pohyby trupu, aby přesunuli své těžiště (Jacobs

et al., 2005). Ve své práci Wilczyński, Pedrycz, Mucha, Ambroży a Mucha (2017) uvádějí, že z celkového počtu 32 pacientů testovaných na balanční plošině jich většina měla tendenci k náklonu do pravého zadního kvadrantu plošiny (vychýlení dozadu a doprava). Typické flekční držení těla u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (stooped posture) může být důsledkem chybného vnímání vertikály a kinestetického citění (Carpenter & Bloem, 2011). Posturální stabilita je také často testována v kombinaci se současným prováděním sekundárního úkolu, nejčastěji kognitivního (dual-task). Někteří autoři při tomto testování popisují u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí zhoršení posturální stability a zejména pokud již pacient má z minulosti zkušenost s pádem (Morris, Iansek, Smithson, & Huxham, 2000; Smithson, Morris, & Iansek, 1998). Naproti tomu například Holmes, Jenkins, Johnson, Adams a Spaulding (2010) uvádějí snížení posturálních výchylek při současném kognitivním úkolu. Autoři vysvětlují zvýšení posturální stability pacienta nad normální úroveň jako důsledek současně zvýšené koncentrace na prováděný kognitivní úkol. Bekkers et al. (2018) popisuje zajímavou souvislost mezi freezingem během chůze a mírou posturální stability. Ukazuje se, že osoby trpící Parkinsonovou nemocí a freezingem mají zhoršenou posturální stabilitu v bipedálním stoji při současném provádění kognitivního úkolu, než osoby bez freezingu. Poměrně logicky se jednotlivé parametry posturální stability zhoršují při testování se zavřenýma očima (Panyakaew et al., 2015).

2.2.5 Posturální stabilita v chůzi u pacientů s Parkinsonovou nemocí

Jak již bylo zmíněno dříve, chůze u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí je charakteristická pomalými a krátkými šouravými krůčky, celkovým flekčním držením těla s posunutím těžiště směrem dopředu, vymizelými souhyby horních končetin, obtížným začátkem pohybu či otáčením, freezingem během chůze, hezitacemi atd. (Růžička et al., 2000).

Regulace délky kroku je pro pacienty poměrně obtížná a proto často dokáží zvýšit rychlost chůze pouze kompenzačním mechanismem ve smyslu zvýšení její kadence, délka kroku však zůstává stejná (Morris, Iansek, Matyas, & Summers, 1994). Jednotlivé fáze krokového cyklu bývají asymetrické i opožděné a dochází k prodloužení dvouoporové fáze (Johnsen, Mogensen, Sunde, & Østergaard, 2009). Zároveň dochází ke zkrácení švihové fáze kroku, zvětšení asymetrie švihu horních končetin (Baltadjieva,

Giladi, Gruendlinger, Peretz, & Hausdorff, 2006; Lewek, Poole, Johnson, Halawa, & Huang, 2010) a při zahájení krokového cyklu ke zkrácení délky kroku, zvýšení variability jeho délky a doby trvání (Roemmich et al., 2012). Terapie pomocí L-DOPA snižuje variabilitu chůze v důsledku snížení variability trvání kroku, dvouoporové fáze kroku, délky dvojkroku a rychlosti dvojkroku (Bryant et al., 2011).

Vliv na posturální stabilitu během chůze u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí může mít i současné provádění sekundárního úkolu. Wollesen, Voelcker-Rehage, Regenbrecht a Mattes (2016) popisují pacienty vykonávající kognitivní úkol (Stroop test) během chůze, v jehož důsledku se pacienti celkově zhoršili jak v provádění kognitivního úkolu, tak v určitých parametrech chůze. Zhoršení v parametrech chůze nemusí však nutně ukazovat na současnou posturální nestabilitu. Pravděpodobně se spíše jedná o určité upřednostnění posturální stability během chůze na úkor sekundárního úkolu (Bloem, Grimbergen, van Dijk, & Munneke, 2006). Existují autoři popisující trénink právě této chůze se současným sekundárním úkolem. Ačkoliv jejich cílem je primárně zlepšení parametrů samotné chůze (Canning, Ada, & Woodhouse, 2008; Yogev-Seligmann, Giladi, Brozgov, & Hausdorff, 2012), existují i zmínky o možném benefitu z hlediska kognice (Brauer & Morris, 2010).

Giladi et al. (2001) ve své publikaci popisují vztah počátečních příznaků Parkinsonovy nemoci a freezingu. U pacientů, kteří udávali problémy s chůzí, řečí nebo bradykinezí, docházelo k zvýšenému riziku rozvoje freezingu. Naproti tomu u pacientů, udávajících jako počáteční příznak tremor, se toto riziko výrazně snížilo.

2.2.6 Možnosti hodnocení posturální stability

Jen zřídka vede hodnocení posturální stability k jasnému stanovení pacientovy diagnózy, ačkoliv jsou určitá onemocnění (převážně neurologická či muskuloskeletální) společným jmenovatelem celé řady poruch posturální stability. Problém při stanovování diagnózy na základě hodnocení posturální stability spočívá převážně v tom, že jednotliví pacienti navzdory stejnému onemocnění, mohou trpět různými poruchami posturální stability. Kupříkladu určitý typ hodnocení posturální stability může poskytnout informace o možném rovnovážném deficitu charakteru poruchy vestibulárního systému, ale

neposkytne již dostatek informací z hlediska příčiny této poruchy, kterou může být degenerace vestibulárních receptorů, nádorové bujení, léze CNS apod. (Horak, 1997).

Hodnocení posturální stability je prováděno v zásadě ze dvou důvodů. Prvním z nich je potvrzení nebo vyvrácení existence případné poruchy posturální stability u daného jedince. Druhým důvodem je určení základní příčiny již potvrzené poruchy. Získané informace lze následně využít pro zhodnocení rizika pádu a efektivitu případné terapeutické intervence. V ideálním případě by hodnocení posturální stability mělo dostatečně vypovídat o kvalitě funkčních schopností a posturálních strategiích, být dostatečně senzitivní a selektivní pro abnormality posturální kontroly, spolehlivé, validní a jednoduše aplikovatelné v klinické praxi (Mancini & Horak, 2010). Včasná diagnostika rovnovážných schopností může vést k prevenci pádů či jiných zranění (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Horak (1997) rozděluje klinické vyšetření posturální stability na tři hlavní kategorie, do kterých zařazuje funkční vyšetření, systémové (fyziologické) vyšetření a objektivní (kvantitativní) vyšetření.

2.2.6.1 Funkční vyšetření

Jedná se o hodnocení prostřednictvím funkčních testů, které jsou v běžné klinické praxi často používány jak z důvodu jejich rychlého a jednoduchého provedení i vyhodnocení, tak z důvodu minimální potřeby pomůcek či zaškolení personálu (Bizovská et al., 2017). Jednotlivé funkční testy jsou užitečné pro hodnocení posturální stability jedince a efektu indikované terapie. Tyto testy zpravidla hodnotí určitý motorický úkol z hlediska provedení (pomocí číselné škály), nebo prostřednictvím měření délky jeho trvání (pomocí stopek) (Mancini & Horak, 2010).

Dále jsou uvedeny jedny z nejznámějších funkčních testů pro hodnocení v oblasti posturální stability a chůze.

Timed Up and Go Test (TUG)

Tento test slouží k hodnocení rovnováhy a mobility. Výchozí polohou testu je sed na židli. Testovaná osoba se postaví, co nejrychleji obejde značku ve vzdálenosti tří metrů

a znovu se posadí na židli. Čas se zaznamenává od pokynu ke startu až po dosednutí na židli. Test může být prováděn v kombinaci s manuálním úkolem (například současně nesení hrnku s vodou) nebo kognitivním úkolem (například odečítání od určitého čísla). Testovaná osoba je ohrožena zvýšeným rizikem pádu, pokud test provede za více než 12 sekund u standardního typu testu, za více než 14,5 sekundy u kombinace s manuálním úkolem a více než 15 sekund u kombinace s kognitivním úkolem (Bastlová, Jurutková, Tomsová, & Zelená, 2015; Keus et al., 2014; Mancini & Horak, 2010).

Five Times Sit to Stand Test (FTSST)

Tento test slouží k hodnocení rovnováhy a síly dolních končetin. Výchozí polohou testu je sed na židli s horními končetinami překříženými na hrudníku. Testovaná osoba se pětkrát co nejrychleji postaví a znovu se posadí. Čas se zaznamenává od pokynu ke startu až po páté dosednutí na židli. Testovaná osoba je ohrožena zvýšeným rizikem pádu, pokud test provede za více než 15 sekund (Bastlová et al., 2015; Buatois et al., 2010; Keus et al., 2014).

Functional Reach Test (FRT)

Tento test slouží k hodnocení maximální dosažené vzdálenosti náklonu (limitů stability) testované osoby ve stoji. Výchozí polohou testu je vzpřímený stoj s 90° flexí horní končetiny v ramenním kloubu a rukou v pěst. Testovaná osoba provede maximální předklon celého těla bez změny opěrné báze. Výsledkem je rozdíl vzdálenosti v centimetrech mezi polohou ve stoji a v maximálním předklonu, odečítán od třetího metakarpofalangeálního kloubu. Nejčastěji je test prováděn u stěny s měřidlem umístěným horizontálně ve výšce ramenního kloubu testované osoby. Test je nejčastěji využíván v anteriorním směru, avšak lze využít i jeho modifikací pro ostatní směry. Testovaná osoba je ohrožena zvýšeným rizikem pádu, pokud hodnota rozdílu vzdálenosti nedosahuje alespoň 15 cm (Johnsson, Henriksson, & Hirschfeld, 2002; Weiner, Duncan, Chandler, & Studenski, 1992).

360-Degree Turn Test (360DTT)

Tento test slouží k hodnocení dynamické stability. Výchozí polohou testu je vzpřímený stoj s horními končetinami podél těla. Testovaná osoba se na pokyn otočí o 360 stupňů na libovolnou stranu. Čas se zaznamenává od pokynu ke startu a přestává se zaznamenávat ve chvíli, kdy pacientova ramena směřují dopředu jako při výchozí

pozici. Současně s časem je zaznamenáván i počet provedených kroků během testu. Test je vhodné opakovat dvakrát na každou stranu. Optimální rychlost provedení testu je u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí do 3,8 sekund (Dupalová et al., 2017; Soke et al., 2020).

10 Meter Walk Test (10MWT)

Tento test slouží k hodnocení rychlostních parametrů chůze na úseku v délce 10 m. Testovací dráha má délku 14 metrů s označením startu a cíle na 2. a 10. metru. Měřený úsek má tedy jen 10 m z důvodu vyloučení akcelerační a decelerační fáze chůze. Čas se zaznamenává, jakmile prsty nohy ve švihové fázi překročí startovní čáru a přestává se zaznamenávat ve chvíli, kdy prsty nohy ve švihové fázi překročí cílovou čáru. Testovaná osoba na pokyn vychází pohodlnou rychlostí chůze a posléze maximální, ale bezpečnou rychlostí chůze. Test je vhodné opakovat třikrát a z celkových tří pokusů vypočítat průměrný čas a rychlost chůze. V literatuře existuje více variant tohoto testu (Bastlová et al., 2015; Keus et al., 2014).

6 Minute Walk Test (6MWT)

Tento test slouží k hodnocení vytrvalosti a aerobní kapacity při chůzi. Testovací dráha má délku 30 metrů s označením startu a cíle. Čas se začíná zaznamenávat od pokynu ke startu až do vypršení časového limitu šesti minut. Testovaná osoba na pokyn vychází pohodlnou rychlostí chůze. Výsledkem je celková vzdálenost, kterou pacient ušel. Vhodné je využít Borgovu škálu dušnosti pro zhodnocení pacientova subjektivního pocitu námahy. V literatuře existuje více variant tohoto testu. Lze jej provádět například v maximální rychlosti chůze nebo se současným zaznamenáváním hodnot krevního tlaku, srdeční frekvence či saturace (Bastlová et al., 2015; Keus et al., 2014).

Do oblasti funkčního vyšetření posturální stability lze zařadit i dotazníkové metody. Jedním z nejznámějších dotazníků v oblasti hodnocení posturální stability je Falls Efficacy Scale-International.

Falls Efficacy Scale-International (FES-I)

Jedná se o dotazník zahrnující 16 otázek ke zhodnocení strachu z pádu během aktivit každodenního života či sociálních interakcí. Dotazovaný odpovídá na příslušnou

otázku podle míry strachu z pádu. Každá odpověď je bodově ohodnocena. 1 bod – vůbec nemám obavy, 2 body – trochu se obávám, 3 body – dost se obávám, 4 body – velmi se obávám. Celkové bodové ohodnocení strachu z pádu se pohybuje od 16 do 64 bodů. Vyšší skóre indikuje větší strach z pádu. Dotazník FES-I byl přeložen do několika jazyků, včetně češtiny (Dewan & MacDermid, 2014; Reguli & Svobodová, 2011).

2.2.6.2 Systémové vyšetření

Tento typ vyšetření na rozdíl od dříve zmíněného funkčního vyšetření se zaměřuje převážně na určení příčiny poruchy posturální stability. Jedná se o baterii testů sestávající z komplexních souborů úloh navržených k hodnocení jednotlivých vstupů podílejících se na zajištění posturální stability. Nevýhodou je vyšší časová náročnost testu, častá nutnost speciálních pomůcek či zaškoleného personálu. Mezi nejznámější baterie testů lze zařadit Balance Evaluation Systems Test, mini-BESTest či Brief-BESTest (Bizovská et al., 2017; Mancini & Horak, 2010).

Balance Evaluation Systems Test (BESTest)

Tento test slouží ke komplexnímu zhodnocení jednotlivých systémů posturální kontroly s následným určením těch systémů, které mohou mít vliv na případnou poruchu posturální stability. Test se skládá z 36 položek rozdělených do 6 kategorií. Do těchto kategorií jsou zařazeny biomechanická omezení, limity stability, přechody a anticipační posturální reakce, senzorická orientace a stabilita při chůzi. Jednotlivé testy jsou zaměřeny na svalovou sílu dolních končetin, rozsah pohybu, schopnost náklonu těla ve stoji, schopnost výstupu na schod, schopnost stoje na jedné dolní končetině apod. Dle úspěšnosti získá testovaná osoba určitý počet bodů za každou kategorii. Celkem je možné dosáhnout 108 bodů. Jak celkový počet bodů, tak body za jednotlivé kategorie jsou posléze přepočítávány na procenta. Na základě výsledného skóre z jednotlivých kategorií je možné rozpoznat příčinu poruchy posturální stability a indikovat následnou terapii (Bizovská et al., 2017; Horak, Wrisley, & Frank, 2009). Hlavní limitací tohoto testu je poměrně značná časová náročnost pohybující se okolo 30 minut. V praxi lze tedy využít i zkrácenou verzi této baterie testů (mini-BESTest), neboť čas potřebný pro vykonání této zkrácené verze se pohybuje okolo 10 až 15 minut (Franchignoni, Horak, Godí, Nardone, & Giordano, 2010).

2.2.6.3 Objektivní vyšetření

Do kategorie objektivního vyšetření jsou obecně řazeny různé typy kvantitativního hodnocení posturální stability pomocí přístrojové techniky. Jedním z často využívaných typů je posturografie, kterou lze využít jak k vyšetřovacím a terapeutickým účelům, tak k predikci rizika pádu (Mancini & Horak, 2010). Jedná se o vyšetření pomocí silových nebo tlakových plošin. Silové plošiny pracují na principu měření reakční síly působící od podložky, naproti tomu plošiny tlakové umožňují měření tlaku na kontaktu těla s podložkou. Reakční síla, kterou podložka působí na testovanou osobu, se neustále mění v závislosti na oscilaci těžiště během stoje. Pomocí piezoelektrických tenzometrů umístěnými v rozích plošiny jsou snímány jednotlivé složky reakční síly podložky (F_z – vertikální, F_y – anterioposteriorní, F_x – mediolaterální) a momenty těchto sil (M_z , M_y , M_x). Na základě těchto hodnot je pak vypočítáno COP, které představuje působišťe vektoru reakční síly podložky. V praxi se lze setkat s různými typy silových plošin jako například AMTI, Biodex Balance System, Kistler, NeuroCom atd. (Čákr, 2009; Neumannová et al., 2015).

Posturografii lze dále rozdělit na statickou a dynamickou. Statická posturografie bývá hodnocena ve stoje na rovné, stabilní ploše s otevřenými či zavřenými očima. Pacient ani plošina se nepohybují. Spontánní posturální výchylky jsou vyhodnocovány prostřednictvím výsledné trajektorie COP. Dynamická posturografie bývá hodnocena na základě reakcí pro znovunabytí posturální stability po předchozím narušení zevním podnětem (nejčastěji vychýlením plošiny v anterioposteriorním či mediolaterálním směru). Bizovská et al. (2017) popisuje alternativní rozdělení posturografie ve smyslu hodnocení reaktivní a proaktivní posturální stability (Baratto, Morasso, Re, & Spada, 2002; Čákr, 2009).

Podle typu posturografického hodnocení lze vybrat, který senzoričký systém bude testován. Například zavřením očí dojde k vyloučení vizuálního systému a testovaná osoba se tedy musí spoléhat především na systém somatosenzoričký a vestibulární. Naproti tomu zase stojem na pěnové podložce s otevřenými očima se změní propioceptivní aferentace s následným upřednostněním spíše vizuálního a vestibulárního systému. Jednotlivé typy hodnocení slouží k předběžnému posouzení, jak dobře může testovaná osoba integrovat jednotlivé systémy zajišťující posturální stabilitu. Nejčastěji se jedná

o Sensory Organisation Test (SOT), avšak u některých typů přístrojů se lze setkat s označením modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB). Dalším v rámci posturografie často využívaným hodnocením posturální stability stoje jsou limity stability (LOS – limits of stability). Limity stability udávají hodnotu, do jaké míry je testovaná osoba schopna maximálního možného náklonu těla v různých směrech bez ztráty rovnováhy. Hodnocení pomocí posturografu bývá často kombinováno s vizuální zpětnou vazbou na monitoru ve smyslu zobrazení trajektorie COP, zobrazení jednotlivých cílů, kterých má pacient dosáhnout přenosem těžiště apod. (Baratto et al., 2002; Bizovská et al., 2017; Čakrt, 2009).

Posturální stabilitu lze hodnotit pomocí přístrojové techniky i během chůze. Nejčastěji jsou posuzovány jednotlivé parametry chůze jako například rychlost chůze, trvání dvojkroku, kadence chůze atd. Jedním z mnoha přístrojů využitelných k analýze chůze je RehaGait Analyzer Pro (zvolen i pro účely této práce). RehaGait Analyzer Pro je přenosný systém pro analýzu chůze – znázorněno na obrázku 4. Skládá se ze sedmi senzorů (obsahující tři akcelerometry, gyroskopy a magnetometry) a hlavní jednotky (tablet PC). Sensory se umísťují na obě dolní končetiny – na boty, nad hlezenní klouby, nad kolenní klouby a do oblasti čtvrtého bederního obratle. Po každém měření jsou softwarem vypočítány jednotlivé parametry chůze a zobrazeny na displeji tabletu pro možnou pozdější analýzu (HASOMED, 2016).



Obrázek 4. RehaGait Analyzer Pro.

Nevýhodou přístrojového hodnocení může být finanční či prostorová náročnost a zároveň nemožnost objektivního zhodnocení posturální stability v běžných denních situacích (Neumannová et al., 2015).

2.3 Balanční trénink jako terapie poruch posturální stability u pacientů s Parkinsonovou nemocí

Způsobů, kterými lze příznivě terapeuticky ovlivnit posturální stabilitu u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, je celá řada. Pozitivní efekt má cvičení a fyzioterapie (Tomlinson et al., 2012). Naopak poměrně málo účinná je farmakoterapie a hluboká mozková stimulace (Kim et al., 2013). Samotná fyzioterapeutická intervence může mít však mnoho podob, jakými jsou například balanční trénink, trénink na chůzovém trenažéru, odporový trénink, hydroterapie, tanec a další (Ferrazzoli et al., 2015; Landers, Hatlevig, Davis, Richards, & Rosenlof, 2016). V souvislosti se zaměřením této práce je blíže popsána pouze intervence související s balančním tréninkem.

Feng et al. (2020) popisuje balanční trénink jako cvičení sestávající z udržování COG těla během destabilizačních pohybů a/nebo zmenšování velikosti opěrné báze. Lesinski, Hortobágyi, Muehlbauer, Gollhofer a Granacher (2015) ve své práci, která se zabývá efektem balančního tréninku u starších dospělých (65 a více let), upozorňují na komplikovanost stanovení jednotných pokynů balančního tréninkového protokolu. Z výsledků jejich systematického přehledu a metaanalýzy vyplývá, že efektivní protokol balančního tréninku by měl probíhat třikrát týdně po dobu 11–12 týdnů (celkově 36–40 tréninků) s dobou trvání jednoho tréninku 31–45 minut (celkově 91–120 minut týdně). V minulém roce byla publikovaná metaanalýza porovnávající 28 studií zaměřených na trénink rovnováhy a chůze s žádnou, předstíranou (sham) nebo aktivní terapií. Výsledky poukazují na zlepšení rychlosti chůze, délku kroku, délku dvojkroku a hodnot v Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS), Berg Balance Scale (BBS), Mini Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) i škále Activities-specific Balance Confidence (ABC) (Radder et al., 2020). Autoři dalšího systematického přehledu a metaanalýzy se zabývali porovnáním různých fyzioterapeutických přístupů ovlivňující posturální stabilitu u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Mezi tyto přístupy byl zařazen například balanční trénink, posilovací cvičení, trénink chůze, propioceptivní neuromuskulární facilitace

(PNF) apod. Jako nejúčinnější z hlediska zlepšení posturální stability se ukázal balanční trénink v kombinaci s posilováním, zvětšováním rozsahu pohybu a tréninkem chůze. Samotný balanční trénink nebyl tolik účinný (Yitayeh & Teshome, 2016). Naproti tomu Klamroth, Steib, Devan a Pfeifer (2016) ve své metaanalýze připisují fyzioterapii převážně zaměřené na balanční trénink velkou váhu. Uvádějí, že intervence, která není specificky cílená na trénink posturální stability, nebo se jedná o kombinaci různých cvičení, má nižší účinek na zlepšení posturální stability. Pro trénink posturální stability lze samozřejmě využít i přístrojovou techniku – výsledky se však různí. Kupříkladu Qutubuddin et al. (2007) porovnávali účinnost balančního tréninku na posturografu s běžným balančním tréninkem mezi dvěma skupinami pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Terapie probíhala dvakrát týdně (30 minut jedna terapie) po dobu čtyř týdnů. Následně byli pacienti instruováni k domácímu cvičení po dobu dalších čtyř týdnů. Ačkoliv obě skupiny dosáhly zlepšení v určitých parametrech posturální stability (LOS), tak mezi skupinami nebyla nalezena žádná signifikantní změna. Naproti tomu Çömük Balci, Tonga a Gülşen (2013) zkoumali účinnost balančního tréninku pomocí přístroje Tetraks Interactive Balance System. Terapie probíhala třikrát týdně (25 minut jedna terapie) po dobu pěti týdnů (celkem 15 terapií). Pacienti po absolvování tréninku dosáhli zlepšení v UPDRS, BBS, klinických testech TUG, FRT, Single Leg Stance (SLS) a testu Fall Risk měřený přístrojem. Autoři shrnují účinek jako pozitivní z hlediska posturální stability a prevence pádu. Zajímavou možností tréninku posturální stability je využití počítačových her ovládaných pohybem (exergames). Z výsledků metaanalýzy zaměřující se na tento typ tréninku (konkrétně pomocí pohybového senzoru Kinect) je patrný větší pozitivní účinek na posturální stabilitu než u běžného balančního tréninku (Shih, Wang, Cheng, & Yang, 2016).

2.4 Biodex Balance System

Jedním z mnoha přístrojů využitelných k vyšetřování či terapii posturální stability je Biodex Balance System (zvolen i pro účely této práce). Tento přístroj se poprvé začal používat v klinické praxi a ve výzkumu na konci 90. let minulého století a své uplatnění nachází především u pacientů s neurologickými či ortopedickými poruchami, trpícími zvýšeným rizikem pádu nebo celkovou dekondíci. Jedná se o multiaxiální přístroj sloužící ke kvantitativnímu hodnocení a tréninku posturální stability jak za statických, tak dynamických situací. Biodex Balance System se skládá z kruhové platformy,

nastavitelných opěrných rukojetí, nastavitelného dotykového LCD displeje a tiskárny – znázorněno na obrázku 5. Samotná kruhová platforma může být dle zvoleného režimu nehybná (ve statickém režimu) anebo pohyblivá (v dynamickém režimu) současně v anterioposteriorním i v mediolaterálním směru. Dynamický režim disponuje 12 úrovněmi stability (1 – nejstabilnější, 12 – nejméně stabilní) a maximálním náklonem platformy o 20°. Na kruhové platformě je znázorněna souřadnicová mřížka pro určení adekvátní polohy a úhlu chodidel testované osoby v korelaci se snímáním COP přístrojem. Totožná mřížka se nachází i na kruhové pěnové podložce (standardně dodávané s přístrojem), kterou lze využít například pro změnu proprioceptivní aferentace z dolních končetin u testované osoby. Souřadnicová mřížka zároveň zajišťuje zachování stále stejné polohy chodidel při opakovaných měřeních či terapiích. Jako zpětnou vazbu pro pacienta lze využít LCD displej přístroje (zobrazení momentálního COP testované osoby, zobrazení úspěšnosti v daném úkolu apod.) nebo dodatečně prodávaný vibrotaktilní pás (podávající zpětnou vazbu při zavřených očích testované osoby). Software přístroje nabízí 6 testovacích režimů (Sensory Integration, Postural Stability, Bilateral Comparison, Limits of Stability, Motor Control, Fall Risk) a 6 tréninkových režimů (Percent Weight Bearing, Weight Shift, Postural Stability, Motor Control, Maze Control, Random Control). Výsledky jsou vyhodnocovány přístrojem podle daného režimu jako Stability Index, Sway Index, procentuální úspěšnost úkolu v daném režimu atd. Shromážděná data, ať už z testovacích nebo tréninkových režimů lze ihned vytisknout nebo přenést na libovolné zařízení pomocí USB rozhraní. Biodex Balance System poskytuje z hlediska hodnocení posturální stability rychlé a objektivní výsledky, avšak poměrně vysoké pořizovací náklady tohoto přístroje jsou limitující pro jeho širší využití v klinické praxi (Almeida, Monteiro, Marizeiro, Maia, & de Paula Lima, 2017; Arnold & Schmitz, 1998; Biodex Medical Systems, 2021a; Dawson, Dzurino, Karleskint, & Tucker, 2018).



Obrázek 5. Biodex Balance System.

V posledních letech se objevuje stále více odborných článků zabývajících se využitím přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. I přes tento fakt je zřejmé, že drtivá většina publikací se zabývá využitím přístroje spíše pro testování než pro terapii. V článku z minulého roku autoři popisují terapeutickou intervenci u čtyřicetičlenné skupiny pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Skupina pacientů podstoupila vstupní a výstupní vyšetření skládající se ze čtyř posturografických testů. V prvním testu měl pacient stát co možná nejstabilněji na nepohyblivé platformě. Na monitoru bylo zobrazeno momentální COP a střed opěrné báze. V druhém testu měl pacient stát co možná nejstabilněji na pohyblivé platformě. Na monitoru bylo zobrazeno momentální COP a střed opěrné báze. V třetím testu měl pacient nehybně stát na stabilní

platformě, avšak bez zobrazeného COP na monitoru přístroje. V čtvrtém testu měl pacient nehybně stát na stabilní platformě se zavřenýma očima. Následně byli pacienti hodnoceni pomocí Berg Balance Scale (BBS), Falls Efficacy Scale-International (FES-I) a škály Activities-specific Balance Confidence (ABC). Terapie probíhala jednou týdně (20–25 minut jedna terapie) po dobu šesti týdnů. Zahrnovala tři samostatné úkoly na principu udržení COP v cílové zóně nebo dosahování jednotlivých cílových zón pomocí COP zobrazeném na monitoru. Po terapii nastalo signifikantní zlepšení v prvních dvou posturografických testech (se zobrazeným COP na monitoru přístroje). Naopak hodnocení pomocí klinických testů BBS, FES-I a škály ABC neprokázala signifikantní změny (Raethjen, Raethjen, Schmalbach, & Wasner, 2020).

Další autoři ve svém článku hodnotí terapeutickou intervenci pomocí přístroje Biodex Balance System u třiceti pacientů trpících Parkinsonovu nemocí rozdělených na dvě skupiny s odlišnými typy tréninku. Skupina A podstoupila na přístroji trénink vizuální zpětné vazby a skupina B trénink sensorické integrace. Každý pacient docházel na terapii třikrát týdně po dobu čtyř týdnů. Skupina A využívala k tréninku vizuální zpětné vazby tyto režimy – Postural Stability, Limits of Stability, Maze Control, Random Control, Percent Weight Bearing a Weight Shift. Skupina B využívala k tréninku program sensorické integrace dle American Society of Neurorehabilitation sestávající ze tří kategorií cvičení zaměřených převážně na zlepšení posturálních reakcí ve smyslu feedforward a feedback. Vstupní a výstupní vyšetření bylo hodnoceno na přístroji Biodex Balance System v režimu Fall Risk (měřen Overall Stability Index) a mCTSIB (měřen Sway Index). Režim Fall Risk byl vyšetřován v klidném stoji s otevřenýma očima na stabilní platformě. Režim mCTSIB byl vyšetřován ve stoji ve čtyřech různých variantách. První varianta byla s otevřenýma očima na stabilní platformě. Druhá varianta byla se zavřenýma očima na stabilní platformě. Třetí varianta byla s otevřenýma očima na pohyblivé platformě. Čtvrtá varianta byla se zavřenýma očima na pohyblivé platformě. Po terapii nastalo signifikantní zlepšení u obou skupin z hlediska posturální stability (snížení hodnot Overall Stability Indexu a Sway Indexu), více však u skupiny A (Elbalawy et al., 2020).

Podobný design výzkumu využívají i další autoři, kteří ve svém článku popisují dvě skupiny po patnácti pacientech trpících Parkinsonovou nemocí. První skupina podstoupila specifický trénink rovnováhy na přístroji Biodex Balance System spolu

s konvenční fyzioterapií a druhá skupina pouze konvenční fyzioterapii. Konvenční fyzioterapii autoři popisují jako posturální cvičení, nácvik rovnováhy apod. Terapeutická intervence na přístroji zahrnovala Static Balance Training (udržení zobrazeného COP na monitoru ve středu kružnice) a Dynamic Limits of Stability Training (provedení maximálního náklonu těla v různých směrech na pohyblivé platformě). Všichni pacienti docházeli na terapii třikrát týdně po dobu osmi týdnů. Vstupní a výstupní vyšetření bylo hodnoceno na základě Overall Stability Indexu (udržení zobrazeného COP na monitoru ve středu kružnice) a hodnot Dynamic Limits of Stability (provedení maximálního náklonu těla v různých směrech na pohyblivé platformě) na přístroji Biodex Balance System. Následně byli pacienti hodnoceni pomocí BBS a UPDRS. Po terapii nastalo signifikantní zlepšení posturální stability (snížení hodnoty Overall Stability Indexu) u skupiny, která podstoupila mimo konvenční fyzioterapii i terapii na přístroji Biodex Balance System. Zároveň u této skupiny došlo k signifikantnímu zlepšení v BBS i UPDRS (Zakaria & Adel, 2007).

Z hlediska vyšetření posturální stability u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí využívá Biodex Balance System řada autorů. Například článek z minulého roku byl zaměřen na vyšetření rovnováhy, svalové síly dolních končetin a mobility ve vztahu k non-motorickým příznakům pacientů. Pro vyšetření rovnováhy byl použit právě Biodex Balance System. Testovaná osoba měla za úkol udržet COP ve středu kružnice zobrazené na monitoru přístroje a to jak s otevřenýma, tak se zavřenýma očima. Výsledné indexy stability poukázaly na horší rovnováhu u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí než u kontrolní skupiny, avšak vztah mezi rovnováhou a non-motorickými příznaky u těchto pacientů nebyl prokázán (Ünlüer, Ateş, Balbaba, & Sücüllü Karadağ, 2020). Podobným způsobem byl využit přístroj Biodex Balance System pro hodnocení vlivu odporového tréninku (RT – Resistance training) a odporového tréninku na nestabilní ploše (RTI – Resistance training with instability) na posturální stabilitu pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Po dvanáctitýdenním tréninkovém plánu s frekvencí cvičení dvakrát týdně došlo k signifikantnímu zlepšení posturální stability u pacientů praktikující RT i RTI. Pomocí přístroje byl hodnocen Overall Stability Index poukazující na výraznější zlepšení u skupiny pacientů praktikující RTI (Silva-Batista et al., 2018). Vyšetření pomocí přístroje Biodex Balance System bývá používáno i kupříkladu pro možné nalezení souvislostí mezi držením těla (ve smyslu skoliózy, hyperkyfózy atd.) u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (Wilczyński et al., 2017). Další podobné práce

jsou zaměřené především na hodnocení posturální stability po určité terapeutické intervenci jako například neurofeedbacku (NFT – neurofeedback training) (Azarpaikan, Torbati, & Sohrabi, 2014), podání L-DOPA (Wilczyński & Habik, 2019) nebo implantaci hluboké mozkové stimulace (DBS – deep brain stimulation) (Brandmeir, Brandmeir, Carr, Kuzma, & McInerney, 2018).

Poměrně zajímavý je nedávno publikovaný článek, ve kterém autoři popisují hodnoty minimální detekovatelné změny (MDC – minimal detectable change) pro vyšetření posturální stability pomocí přístroje Biodex Balance System. MDC je důležitá pro správnou interpretaci výsledků testování a pro vyloučení případné chyby měření. Jedná se o číselně vyjádřený statistický odhad nejmenší možné změny zaznamenané měřením, odpovídající změně schopností pacienta. Tyto hodnoty MDC se autorům jako prvním podařilo stanovit u testů Postural Stability a Fall Risk pro všechny indexy stability. Zároveň z jejich testování vyplynulo, že pacienti s Parkinsonovou nemocí vykazují během klidného stoje na stabilní platformě větší výchylky v mediolaterálním směru a zároveň během stoje na nestabilní platformě vykazují větší výchylky v anterioposteriorním směru (de Oliveira Lira et al., 2019).

3 CÍL A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíl práce

Cílem práce je zhodnotit vliv balančního tréninku na vybrané parametry posturální stability s využitím přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí.

3.2 Výzkumné otázky

V₁: Jak se liší vybrané parametry posturální stability (tréninkové skóre měřené přístrojem Biodex Balance System) po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

V₂: Jak se liší vybrané parametry posturální stability (Sway Index měřený přístrojem Biodex Balance System) po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

V₃: Jak se liší vybrané parametry posturální stability (limity stability měřené přístrojem Biodex Balance System) po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

V₄: Jak ovlivní osmitýdenní terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System celkové skóre v dotazníku FES-I u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

V₅: Jaký je vztah mezi výsledky vybraných klinických testů a vybraných parametrů posturální stability měřených pomocí přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

V₆: Jaký je vztah mezi výsledky vybraných parametrů chůze měřených pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybraných parametrů posturální stability měřených pomocí přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

V7: Existuje v rámci jednoho měření rozdíl mezi jednotlivými pokusy vybraných klinických testů u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

V8: Existuje v rámci jednoho měření rozdíl mezi jednotlivými pokusy vybraných testů posturální stability měřených pomocí přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

4 METODIKA

Výzkum probíhal v prostorách Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci od března do června roku 2021. Pro uskutečnění výzkumu byl získán souhlas Etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1). Podmínkou zařazení do výzkumu bylo podepsání informovaného souhlasu (Příloha 2). Všichni pacienti byli podrobně seznámeni s cíli a průběhem výzkumu. Účast ve výzkumu byla u všech pacientů dobrovolná a mohli z něj kdykoliv odstoupit.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumu byli zařazeni pacienti RRR Centra Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, Fakultní nemocnice Olomouc a Parkinson klubu Olomouc. Pro výzkum byla stanovena tato inkluzní kritéria: diagnostikovaná Parkinsonova nemoc nebo Parkinsonský syndrom, stadium onemocnění 1–4 dle Hoehnové a Yahra (H&Y), kompenzovaný zdravotní stav, absence operací a závažných zranění dolních končetin v posledním roce, schopnost spolupráce s fyzioterapeutem, souhlas pacienta. Exkluzivní kritéria byla následující: absence diagnózy Parkinsonovy nemoci nebo Parkinsonského syndromu, stadium onemocnění 5 dle H&Y, dekompenzovaný zdravotní stav, operace a závažná zranění dolních končetin v posledním roce, neschopnost spolupráce s fyzioterapeutem, nesouhlas pacienta. Výzkumný soubor tvořilo 13 pacientů, z toho 3 ženy a 10 mužů. Průměrný věk žen byl $59,33 \pm 9,81$ (věkové rozpětí 48–65 let) a průměrný věk mužů byl $71,50 \pm 7,56$ (věkové rozpětí 62–85 let). Průměrný věk všech pacientů byl $68,69 \pm 9,35$ let. Parkinsonovou nemocí trpělo 9 pacientů a Parkinsonským syndromem 4 pacienti. Délka onemocnění všech pacientů se pohybovala od 1 roku do 21 let, průměrná délka onemocnění byla $6,69 \pm 6,29$ let. Průměrná hodnota stadia onemocnění dle H&Y byla $2,38 \pm 0,87$. Freezingem trpělo 7 pacientů. Tremorem trpělo 5 pacientů. Všichni pacienti byli léčeni farmakologicky. Hluboká mozková stimulace byla implantována u 3 pacientů. Kompenzační pomůcky využívali 4 pacienti, z toho 2 využívali vycházkovou hůl, 1 francouzskou berli a 1 trekové hole. První sérii měření absolvovali všichni pacienti, druhou sérii 7 pacientů a třetí sérii 6 pacientů. Terapii v podobě balančního tréninku započalo celkem 5 pacientů. Kompletní 8týdenní terapii absolvovali celkem 3 pacienti. Zbylí pacienti nedokončili všechny série měření či terapii

z časových, osobních, zdravotních a jiných důvodů. V průběhu výzkumu mohli pacienti provádět své běžné denní aktivity, na které jsou zvyklí.

Tabulka 1

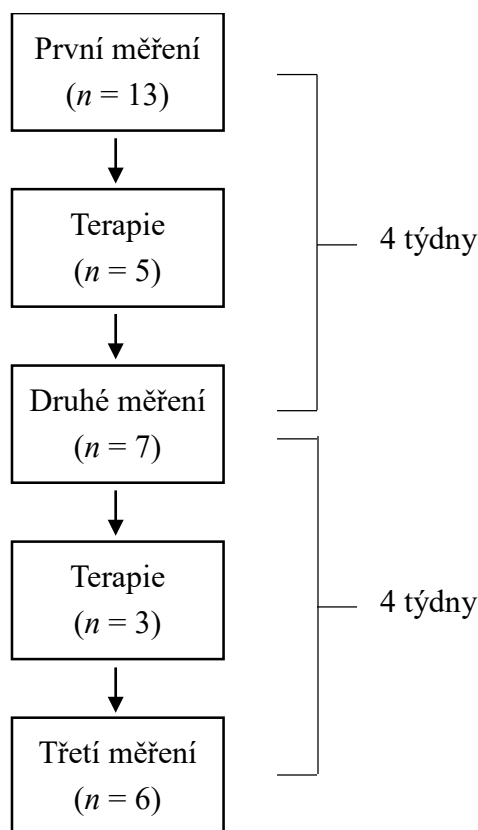
Charakteristika výzkumného souboru

Proměnná	Celkové rozložení (<i>n</i> = 13)	M	SD
Pohlaví (Ž/M)	3 : 10		
Věk – ženy	48–65	59,33	9,81
Věk – muži	62–85	71,50	7,56
Věk – celkem	48–85	68,69	9,35
Výška	158–184	172,77	8,18
Váha	46–119	80,69	21,30
BMI	18,40–35,90	26,64	5,19
Délka onemocnění	1–21	6,69	6,29
Stadium dle H&Y	1–4	2,38	0,87
Typ onemocnění (PS/PN)	4 : 9		
Medikace (Ano/ne)	13 : 0		
DBS (Ano/ne)	3 : 10		
Freezing (Ano/ne)	7 : 6		
Tremor (Ano/ne)	5 : 8		
Kompenzační pomůcka (Ano/ne)	4 : 9		

Poznámka. Ž = ženy; M = muži; BMI = Body Mass Index; H&Y = Hoehnová a Yahr; PN = Parkinsonova nemoc; PS = Parkinsonský syndrom; DBS = Deep Brain Stimulation; *n* = počet pacientů; M = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka.

4.2 Průběh měření

Na začátku měření byla pacientům odebrána anamnestická data (Příloha 3) a vyplnili dotazník FES-I (Příloha 4). Dále proběhlo měření pomocí vybraných klinických testů pro zhodnocení vytrvalosti chůze či posturální stability a následně měření pomocí přístrojové techniky. Pro zhodnocení parametrů chůze byl použit přístroj RehaGait Analyzer Pro a pro zhodnocení parametrů posturální stability přístroj Biodex Balance System. V rámci výzkumu byly využívány tyto pomůcky a přístroje: krejčovský metr, měřicí pásmo, pulzní oxymetr, pelvimetr, stopky, hrnek, tréninkové kužely, židle, Biodex Balance System a RehaGait Analyzer Pro. Jednotlivé části měření (klinické, chůze, posturografické) byly provedeny celkem ve třech sériích – znázorněno na obrázku 6. První série měření byla provedena při první návštěvě pacienta. Druhá série proběhla po čtyřech týdnech a poslední série měření po osmi týdnech. Během těchto osmi týdnů probíhala dvakrát týdně terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System – znázorněno na obrázku 5. Jednotlivé části měření neprobíhaly vždy ve stejném pořadí, ale v závislosti na aktuálním stavu, rozvrhu a únavě pacienta. Pacient měl možnost se během měření či terapie kdykoliv posadit a odpočinout si.



Obrázek 6. Schéma designu výzkumu.

4.3 Klinické měření

Tato část měření probíhala v laboratoři RRR Centra Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci a na chodbě v prvním patře téže fakulty z důvodu nutnosti zajištění dostatečně dlouhé a bezpečné dráhy pro měření chůze. Pacient měl možnost se během měření kdykoliv posadit a odpočinout si.

Timed Up and Go Test (TUG)

Prvním testem byl TUG Test ve čtyřech různých variantách. Každá varianta testu proběhla ve dvou pokusech. První variantou byl standardní TUG Test – pacient měl test absolvovat běžnou (subjektivně komfortní) chůzí. Druhou variantou byl standardní TUG Test s modifikací rychlosti chůze – pacient měl test absolvovat rychlou (subjektivně maximální) chůzí. Pacient byl instruován, aby šel tak rychle, jak jen to jde, ale přitom bezpečně. Třetí variantou byl standardní TUG Test s manuálním úkolem v podobě nesení hrnku naplněného ze tří čtvrtin vodou. Čtvrtou variantou byl standardní TUG Test s kognitivním úkolem ve smyslu početního příkladu – slyšitelné odčítání určitého čísla od čísla 100 (např. 100, 93, 86 atd.). Mezi jednotlivými pokusy vždy proběhla 20sekundová pauza. Každá varianta testu byla dvakrát opakována. Čas byl měřen pomocí stopek.

Five Times Sit to Stand Test (FTSST)

Druhým testem byl standardní FTSST prováděn ve dvou pokusech. Mezi jednotlivými pokusy vždy proběhla 20sekundová pauza. Test byl dvakrát opakován. Čas byl měřen pomocí stopek.

Functional Reach Test (FRT)

Třetím testem byl standardní FRT směrem dopředu. Měření probíhalo u stěny pomocí krejčovského metru. Test byl proveden jednou.

360-Degree Turn Test (360DTT)

Čtvrtým testem byl standardní 360-Degree Turn Test na místě jak na levou, tak na pravou stranu. Měření bylo čas jednotlivých otoček pomocí stopek a přítomnost freezingu. Test byl proveden jednou.

10 Meter Walk Test (10MWT)

Pátým testem byl 10MWT v modifikované variantě na 14 metrů, z důvodu vyloučení akcelerační a decelerační fáze chůze. Tréninkové kužely byly umístěny na nultém, druhém, dvanáctém a čtrnáctém metru testovací dráhy. Pacient byl instruován, aby danou vzdálenost ušel třikrát nejprve svou běžnou (subjektivně komfortní) a poté třikrát rychlou (subjektivně maximální) chůzí. Pacient byl instruován, aby šel tak rychle, jak jen to jde, ale přitom bezpečně. Mezi jednotlivými pokusy vždy proběhla 20sekundová pauza. Každá varianta testu byla třikrát opakována. Čas byl měřen pomocí stopek.

6 Minute Walk Test (6MWT)

Šestým testem byl standardní 6MWT. Délka 30metrové dráhy byla vyznačena pomocí tréninkových kuželů. Pacient měl během testu nasazen oxymetr na ukazováčku nedominantní ruky. Hodnoty naměřené oxymetrem (SpO_2 a tepová frekvence) byly zaznamenávány na začátku testu, po 2 minutách, po 4 minutách a po 6 minutách. Následně byl zaznamenán čas, za který se SpO_2 a tepová frekvence vrátily k počátečním hodnotám testu. Pacient byl v závěru testu hodnocen pomocí Three Simple Clinical Tests (Paul et al., 2013), Borgovy škály dušnosti a Borgovy škály vnímaného úsilí. Na testovací chodbě byly umístěny hodiny pro kontrolu času pacientem. Čas byl měřen pomocí stopek. Test byl proveden jednou.

4.4 Měření chůze pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro

Tato část měření probíhala na chodbě v prvním patře Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci z důvodu nutnosti zajištění dostatečně dlouhé a bezpečné dráhy pro měření chůze. Před samotným měřením byly do přístroje zadány základní údaje o pacientovi (jméno, příjmení, datum narození, pohlaví, výška a váha). Dále byly pacientovi nasazeny a řádně kalibrovány všechny senzory v souladu s manuálem výrobce. Následně se pacient prošel po chodbě ve vzdálenosti 15–20 m. Nejdříve třikrát svou běžnou (subjektivně komfortní) a poté třikrát rychlou (subjektivně maximální) chůzí. Pacient byl instruován, aby šel tak rychle, jak jen to jde, ale přitom bezpečně. Během měření byly zaznamenávány tyto parametry: délka a doba trvání dvojkroku, rychlost chůze, kadence, stojná a švihová fáze krokového cyklu, jednooporová

a dvouoporová fáze krokového cyklu, prostorová a temporální variabilita krokového cyklu.

4.5 Posturografické měření

Tato část měření probíhala v laboratoři RRR Centra Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci na přístroji Biodex Balance System – znázorněno na obrázku 5. Přístroj byl před zahájením výzkumu zkontrolován a kalibrován odborným technikem. Před samotným měřením byly do přístroje zadány základní údaje o pacientovi (jméno, příjmení, datum narození, pohlaví, výška a váha) a samotný přístroj byl zkontrolován z hlediska bezpečnosti. Po odsouhlasení začátku měření pacientem byla zahájena kalibrace přístroje. Během kalibračního režimu se pacient postavil oběma nohama na platformu přístroje (v pohodlné a napřimené poloze s chodidly na šířku pánve – měřeno pelvimetrem) tak, aby se COP zobrazovalo ve středu monitoru (kalibračního kříže). Posléze byly odečteny úhly a souřadnice chodidel ze souřadnicové mřížky platformy, které byly zadány do přístroje jako ideální parametry postavení chodidel. Tyto parametry byly stejné pro všechna měření i terapie. Monitor přístroje byl vždy nastaven do výše očí pacienta. Všechna vyšetření probíhala s horními končetinami podél těla a s nohama naboso. Pro hodnocení posturální stability byly vybrány testovací režimy modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB) a Limits of Stability. Jako první byl vyšetřován mCTSIB a jako druhý test Limits of Stability. Platforma přístroje byla během obou testovacích režimů statická (nepohyblivá). Mezi prvním (mCTSIB) a druhým (Limits of Stability) testovacím režimem byla minutová pauza. Test byl přerušen a následně opakován, pokud pacient otevřel oči v době, kdy měly být zavřené, upažil horní končetiny nebo zvedl chodidlo od platformy. Jednotlivé testy probíhaly vždy stejným způsobem a ve stejném pořadí. Pacient měl možnost se během měření kdykoliv posadit a odpočinout si.

Modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB)

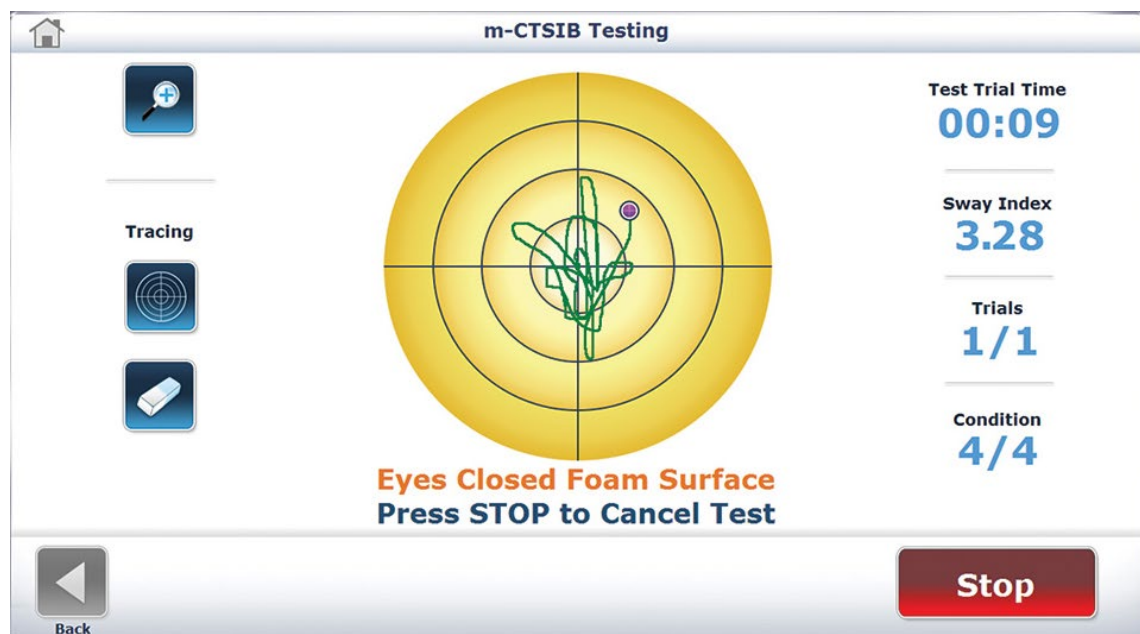
V tomto testovacím režimu je hodnocena schopnost sensorické integrace pro udržení rovnováhy. Výsledkem testu je Sway Index udávající průměrnou míru výkyvů těla pacienta během měření (vyšší Sway Index znamená větší nestabilitu během testu). V závislosti na variantě testu jsou v různé míře uplatněné jednotlivé sensorické systémy. Kupříkladu při zavření očí dochází k omezení sensorických vstupů z vizuálního systému

nebo při stožení na pěnové podložce k omezení vstupů ze somatosenzorického systému. Testovaná osoba pak musí ve stožení více využívat zbývající senzorní systémy.

Testovací režim mCTSIB byl prováděn v 6 variantách:

1. s otevřenými očima a viditelným COP na monitoru přístroje,
2. s otevřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje,
3. se zavřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje,
4. s pěnovou podložkou, otevřenými očima a viditelným COP na monitoru přístroje,
5. s pěnovou podložkou, otevřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje,
6. s pěnovou podložkou, zavřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje.

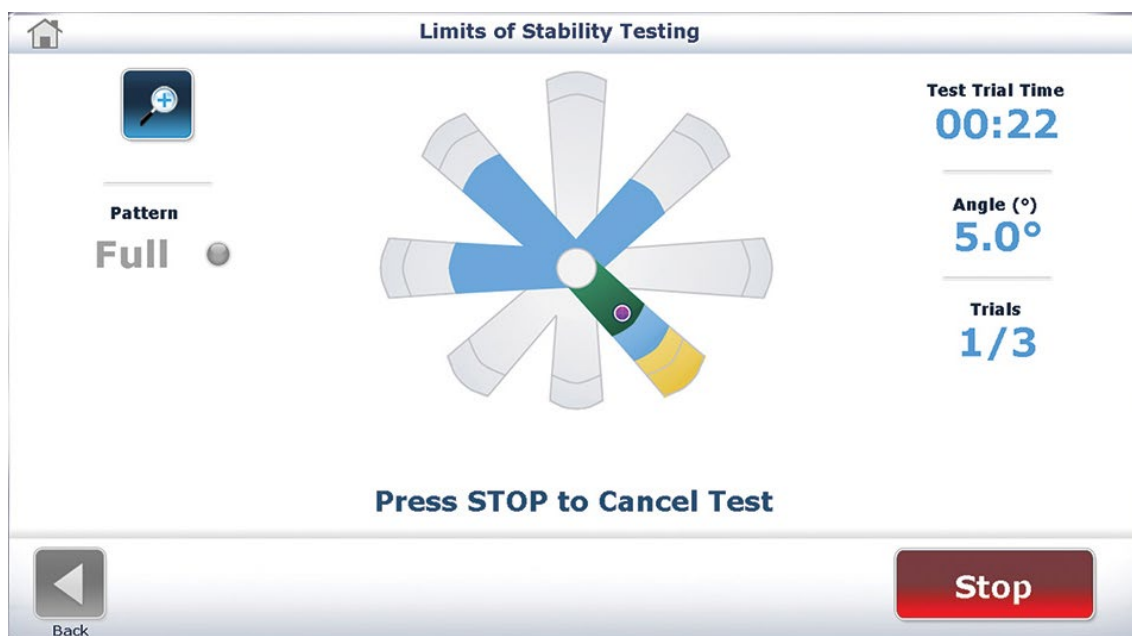
V 1. a 4. variantě měl pacient za úkol udržovat COP viditelné na monitoru přístroje ve středu plochy žlutého testovacího kruhu – znázorněno na obrázku 7. Zároveň byla zobrazována trajektorie COP. V ostatních variantách byl pacient instruován slovy: „Stůjte co možná nejklidněji.“ Doba trvání každé varianty testu mCTSIB byla 20 sekund s následnou 10sekundovou pauzou. Každá varianta byla opakována třikrát. Celkem tedy 18 testovacích úkolů.



Obrázek 7. mCTSIB Testing (Biodex Medical Systems, 2021b).

Limits of Stability

V tomto testovacím režimu je hodnocena maximální vzdálenost náklonů jedince v různých směrech. Na monitoru přístroje je zobrazen obrazec ve tvaru osmicípé hvězdice. Každý cíp znázorňuje určitý směr – dopředu, dopředu a doprava, doprava, dozadu a doprava, dozadu, dozadu a doleva, doleva a dopředu a doleva. Pacient měl za úkol přesunout COP zobrazené na monitoru co nejdále ve směru náhodně zvýrazněného cípu a tím jej vybarvit – znázorněno na obrázku 8. Po vybarvení daného cípu a návratu do středu hvězdice byl přístrojem zvolen další náhodný cíp. Takto úkol pokračoval, dokud nebyly vybarveny všechny cípy. Výsledkem testu jsou velikosti úhlů náklonů pro jednotlivé směry. Test nebyl omezen časovým limitem, ale čas byl zaznamenáván až do konce celého testu.



Obrázek 8. Limits of Stability Testing (Biodex Medical Systems, 2021b).

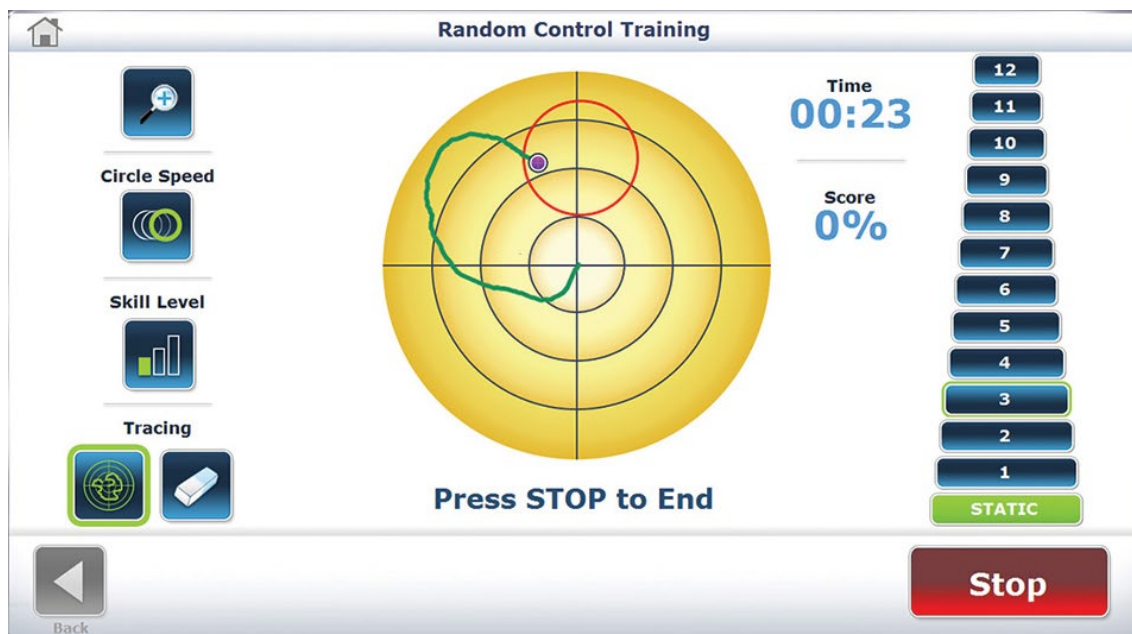
4.6 Terapie

Tato část probíhala v laboratoři RRR Centra Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci na přístroji Biodex Balance System. Přístroj byl před zahájením výzkumu zkontrolován a kalibrován odborným technikem. Terapie sestávala z balančního tréninku s využitím tréninkových režimů Random Control Training a Motor Control Training. Přístroj byl před terapií vždy zkontrolován z hlediska bezpečnosti, kalibrace a nastavení odpovídající výšky monitoru. Pacient se postavil oběma nohama na platformu

a následně proběhla kontrola a případná korekce odpovídajícího postavení chodidel, aby vyhovovala parametrům získaným při měření. Po odsouhlasení začátku terapie pacientem byl spuštěn první režim balančního tréninku. Mezi prvním (Random Control Training) a druhým (Motor Control Training) tréninkovým režimem byla minutová pauza. Každý tréninkový režim se skládal z 3 variant, které se od sebe lišily nastavením platformy přístroje: 1. varianta – statická platforma, 2. varianta – dynamická platforma, 3. varianta – statická platforma s pěnovou podložkou. V rámci jedné varianty proběhly 3 tréninkové úkoly. Celkem tedy 9 tréninkových úkolů v rámci jednoho tréninkového režimu. Jeden tréninkový úkol trval 40 sekund a 20 sekund byla pauza. Celková doba jedné terapie v jednom dni trvala přibližně 20 minut. Kompletní terapie trvala 8 týdnů a probíhala dvakrát týdně. V rámci jednotlivých variant lze upravovat obtížnost daného tréninkového úkolu jak mírou nestability platformy (od 1 do 12 u varianty s dynamickou platformou), tak obtížností samotných tréninkových úkolů. Pacient po prvním tréninkovém úkolu z každé varianty zhodnotil její náročnost na stupnici od 1 do 5 (1 – velmi snadné, 2 – snadné, 3 – středně náročně, 4 – náročné, 5 – velmi náročné). Dle výsledné náročnosti udané pacientem byla případně upravena nestabilita platformy (1 – zvýšení o 2 stupně, 2 – zvýšení o 1 stupeň, 3 – žádná změna, 4 – snížení o 1 stupeň, 5 – snížení o 2 stupně). V rámci varianty s dynamickou platformou byla počáteční hodnota její nestability nastavena na stupeň 4. V závislosti na hodnocení pacienta byla tato hodnota upravena (zvýšením nebo snížením nestability platformy) a zaznamenána pro použití během následných terapií. Stejným způsobem bylo postupováno při nastavování obtížnosti v rámci jednotlivých tréninkových úkolů. Vždy byla maximálně zajištěna bezpečnost pacienta jednak fyzioterapeutem stojícím za jeho zády, a jednak pomocí bočních madel přístroje. Pacient měl možnost se během měření kdykoliv posadit a odpočinout si.

Random Control Training

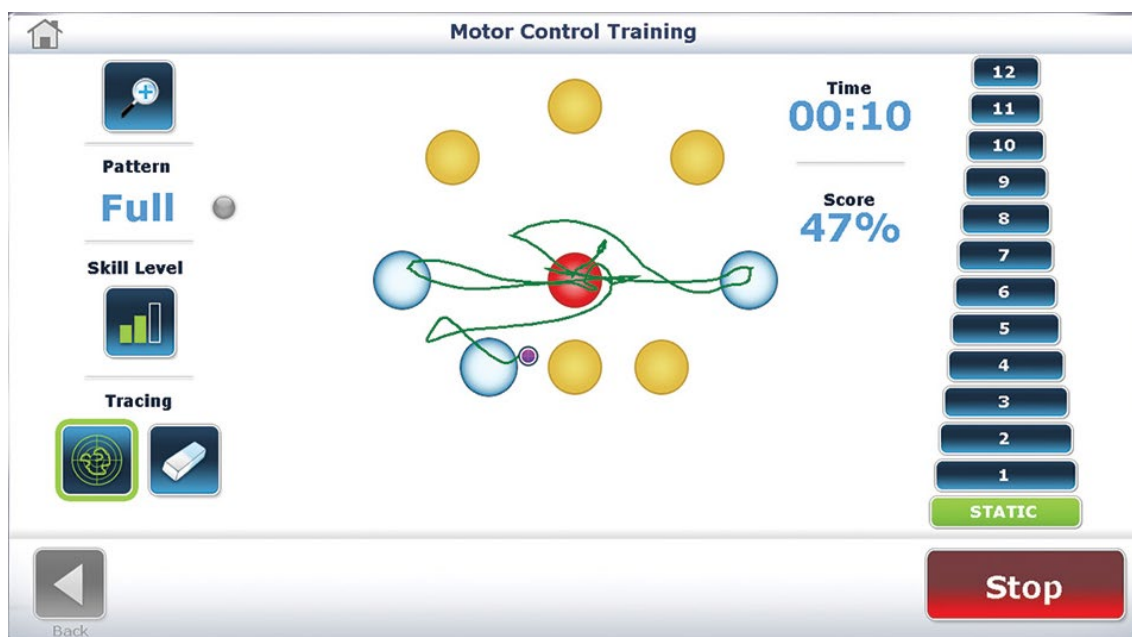
V tomto tréninkovém režimu má pacient za úkol udržovat COP viditelné na monitoru přístroje v červené kružnici pohybující se po tréninkové ploše žlutého kruhu v náhodných směrech – znázorněno na obrázku 9. Velikost a rychlost pohybu červené kružnice lze měnit a tím vytvořit těžší nebo snazší tréninkové podmínky. Úspěšnost pacienta je hodnocena pomocí skóre vyjádřeného v procentech. V rámci tréninku byla zobrazována trajektorie COP.



Obrázek 9. Random Control Training (Biodex Medical Systems, 2021c).

Motor Control Training

V tomto tréninkovém režimu má pacient za úkol přesouvat COP viditelné na monitoru přístroje k jednotlivým cílům v podobě malých žlutých kruhů – znázorněno na obrázku 10. Velikost malých žlutých kruhů (cílů) lze měnit a tím vytvořit těžší nebo snazší tréninkové podmínky. Úspěšnost pacienta je hodnocena pomocí skóre vyjádřeného v procentech. V rámci tréninku byla zobrazována trajektorie COP.



Obrázek 10. Motor Control Training (Biodex Medical Systems, 2021c).

4.7 Statistické zpracování dat

Anamnestická data a data z výsledků klinických testů byla zaznamenávána do hodnotících archů. Export dat z přístrojů Biodex Balance System a RehaGait Analyzer Pro byl proveden ve formátu CSV. Naměřená data byla zpracována v programu Microsoft Office Excel 2019 a následně vyhodnocena v programu TIBCO Statistica 13. Statistické zpracování dat provedl prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D. Ke statistickému posouzení výsledků závislostí byl zvolen výpočet Pearsonova korelačního koeficientu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Pro interpretaci korelačního koeficientu bylo použito rozdělení dle Chrásky (2007). Ke statistickému posouzení ostatních výsledků byla zvolena Friedmanova ANOVA s následujícím post-hoc Tukeyho testem na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Tento test byl zvolen z důvodu malého výzkumného souboru a opakovaných měření.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledek k výzkumné otázce V₁

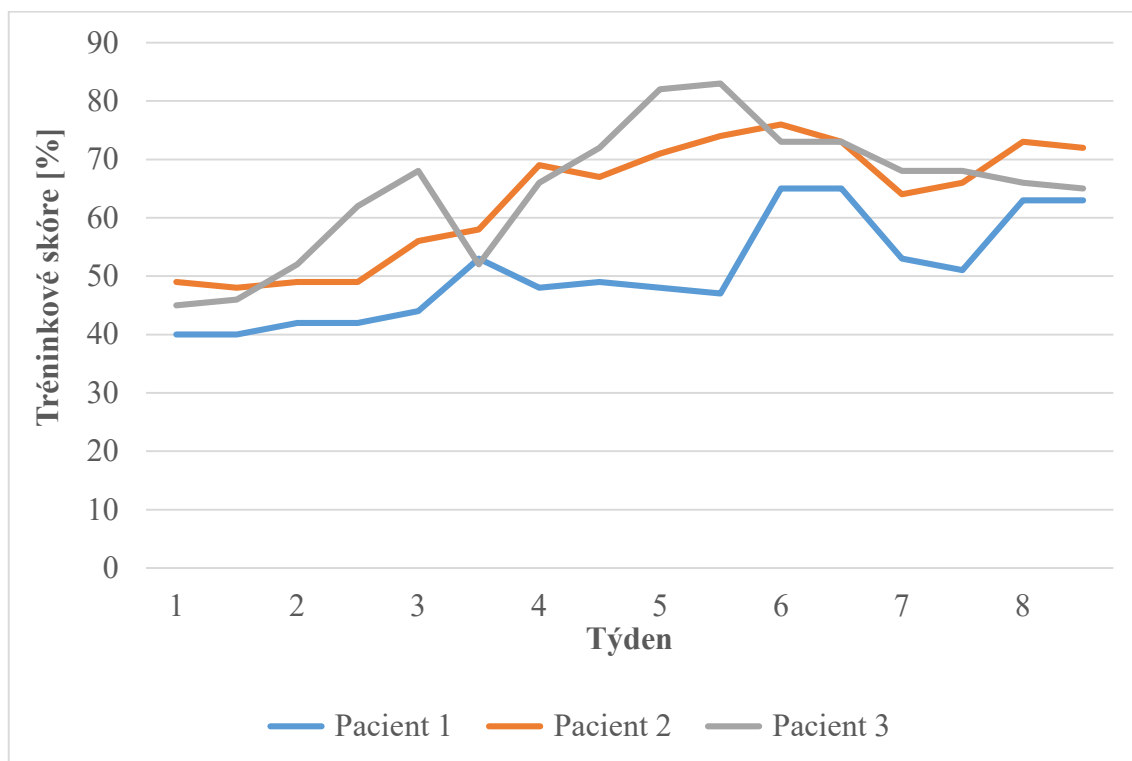
V₁: Jak se liší vybrané parametry posturální stability (tréninkové skóre měřené přístrojem Biodex Balance System) po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

Pro posouzení výzkumné otázky V₁ u skupiny pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, která podstoupila osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System ($n = 3$), bylo provedeno zhodnocení parametru tréninkového skóre.

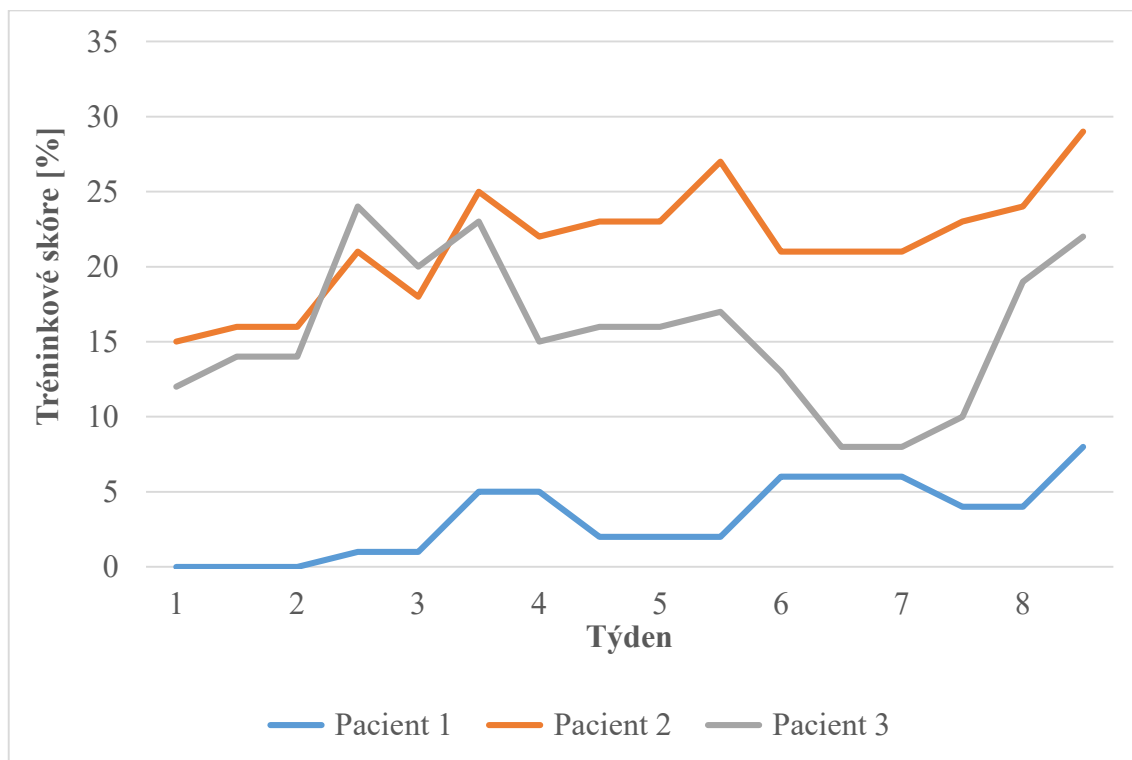
Na následujících grafech (Obrázek 11 a 12) jsou zobrazena data o průběhu osmitýdenní terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System. Skupina pacientů využívala v rámci balančního tréninku tréninkový režim Random Control Training a Motor Control Training. Pro oba režimy bylo jako hodnotící parametr posturální stability zvoleno procentuální tréninkové skóre udávající úspěšnost v daném tréninkovém úkolu.

U všech pacientů, kteří absolvovali terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System, došlo během osmi týdnů k vzestupnému trendu z hlediska dosaženého tréninkového skóre v rámci tréninkových režimů Random Control Training a Motor Control Training. V tréninkovém režimu Random Control Training došlo mezi první a poslední terapií k průměrnému zvýšení tréninkového skóre o 22,00 %. V tréninkovém režimu Motor Control Training došlo mezi první a poslední terapií k průměrnému zvýšení tréninkového skóre o 10,67 %.

Obrázek 11. Vývoj dosaženého tréninkového skóre jednotlivých pacientů v tréninkovém režimu Random Control Training během osmítýdenního balančního tréninku.



Obrázek 12. Vývoj dosaženého tréninkového skóre jednotlivých pacientů v tréninkovém režimu Motor Control Training během osmítýdenního balančního tréninku.



5.2 Výsledky k výzkumné otázce V₂

V₂: Jak se liší vybrané parametry posturální stability (Sway Index měřený přístrojem Biodex Balance System) po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

Pro posouzení výzkumné otázky V₂ u skupiny pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, která podstoupila osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System ($n = 3$), bylo provedeno zhodnocení parametru Sway Index v šesti různých variantách testu mCTSIB. Ke statistickému posouzení výsledků byla zvolena Friedmanova ANOVA s následným post-hoc Tukeyho testem na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Z následující tabulky (Tabulka 2) vyplývá, že po absolvování terapie došlo u skupiny pacientů k statisticky významnému rozdílu ($p < 0,05$) v hodnotách Sway Indexu u varianty testu mCTSIB ve stoji na pěnové podložce s otevřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje. K průměrnému snížení Sway Indexu došlo pouze u varianty testu mCTSIB ve stoji na pěnové podložce se zavřenými očima a ve stoji na pevné podložce se zavřenými očima.

Tabulka 2

Porovnání hodnot parametru Sway Indexu dosaženého v testu mCTSIB před a po osmítýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí

Varianta testu	Před terapií		Po terapii		<i>p</i> -hodnota
	M	SD	M	SD	
OO + VCOP [SI]	0,77	0,27	0,82	0,34	0,513
OO + NCOP [SI]	0,87	0,29	1,09	0,36	0,334
ZO + NCOP [SI]	1,44	0,60	1,26	0,59	0,790
OO + VCOP + PP [SI]	1,46	0,75	1,61	0,92	0,376
OO + NCOP + PP [SI]	1,95	0,76	2,66	1,02	0,044*
ZO + NCOP + PP [SI]	3,92	1,40	3,05	0,66	0,114

Poznámka. OO = otevřené oči; ZO = zavřené oči; VCOP = viditelné COP na monitoru přístroje; NCOP = neviditelné COP na monitoru přístroje; PP = pěnová podložka; SI = Sway Index; M = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; *p*-hodnota = hladina statistické významnosti.

p* < 0,05. *p* < 0,01. ****p* < 0,001.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce V₃

V₃: Jak se liší vybrané parametry posturální stability (limity stability měřené přístrojem Biodex Balance System) po osmítýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

Pro posouzení výzkumné otázky V₃ u skupiny pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, která podstoupila osmítýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System ($n = 3$), bylo provedeno zhodnocení parametru velikosti úhlů pro jednotlivé směry v testu Limits of Stability (LOS) a parametru času potřebného pro dokončení testu. Ke statistickému posouzení výsledků byla zvolena Friedmanova ANOVA s následným post-hoc Tukeyho testem na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Z následující tabulky (Tabulka 3) vyplývá, že po absolvování terapie došlo u skupiny pacientů k statisticky významnému rozdílu ($p < 0,05$) v hodnotách celkové velikosti úhlů v testu LOS a v hodnotách velikosti úhlů pro směry dozadu a doleva i dozadu a doprava. Další statisticky významný rozdíl ($p < 0,001$) byl prokázán u hodnoty délky času pro dokončení testu LOS. V průměru se hodnoty velikosti úhlů zvýšily ve všech případech s výjimkou směrů dopředu a dopředu a doprava. Průměrný čas pro absolvování testu LOS se snížil.

Tabulka 3

Porovnání hodnot parametrů velikosti úhlů pro jednotlivé směry v testu Limits of Stability a času potřebného pro dokončení testu před a po osmítýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí

Varianta testu	Před terapií		Po terapii		<i>p</i> -hodnota
	M	SD	M	SD	
Celkem [°]	4,55	2,16	5,51	1,72	0,032*
Dopředu [°]	6,16	2,96	5,30	1,28	0,543
Dozadu [°]	3,02	0,70	5,08	1,59	0,151
Doleva [°]	4,49	2,46	6,08	2,02	0,238
Doprava [°]	3,89	2,42	4,11	2,40	0,904
Dopředu a doleva [°]	6,33	2,80	6,98	0,29	0,843
Dopředu a doprava [°]	5,91	3,48	5,47	2,14	0,900
Dozadu a doleva [°]	3,99	1,88	6,13	1,67	0,040*
Dozadu a doprava [°]	2,63	1,98	4,91	2,68	0,026*
Čas [s]	453	271,07	339	272,96	0,000***

Poznámka. ° = úhlový stupeň; *s* = sekunda; *M* = aritmetický průměr; *SD* = směrodatná odchylka; *p*-hodnota = hladina statistické významnosti.

p* < 0,05. *p* < 0,01. ****p* < 0,001.

5.4 Výsledky k výzkumné otázce V₄

V₄: Jak ovlivní osmitýdenní terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System celkové skóre v dotazníku FES-I u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

Pro posouzení výzkumné otázky V₄ u skupiny pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, která podstoupila osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System ($n = 3$), bylo provedeno zhodnocení celkového skóre v dotazníku FES-I. Ke statistickému posouzení výsledků byla zvolena Friedmanova ANOVA s následným post-hoc Tukeyho testem na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Z následující tabulky (Tabulka 4) vyplývá, že po absolvování terapie nedošlo u skupiny pacientů k statisticky významnému rozdílu v hodnotách celkového skóre v dotazníku FES-I. Výsledná p -hodnota se však velmi blíží hladině statistické významnosti ($p < 0,05$). V průměru se hodnota celkového skóre dosažená v dotazníku FES-I snížila o 3,33 bodů (9,51 %).

Tabulka 4

Porovnání hodnot celkového skóre v dotazníku FES-I před a po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí

Dotazník	Před terapií		Po terapii		p -hodnota
	M	SD	M	SD	
FES-I	35,00	15,10	31,67	13,32	0,058

Poznámka. FES-I = Falls Efficacy Scale-International; M = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; p -hodnota = hladina statistické významnosti.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

5.5 Výsledky k výzkumné otázce V₅

V₅: Jaký je vztah mezi výsledky vybraných klinických testů a vybraných parametrů posturální stability měřených pomocí přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

Pro posouzení výzkumné otázky V₅ u skupiny pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, která podstoupila vstupní vyšetření sestávající z vybraných klinických testů a testů posturální stability (mCTSIB v různých variantách a LOS) měřených pomocí přístroje Biodex Balance System ($n = 12$), bylo provedeno hodnocení lineární korelační závislosti. Ke statistickému posouzení výsledků byl zvolen výpočet Pearsonova korelačního koeficientu s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$ a s interpretací výsledných hodnot dle Chrásky (2007).

Z výsledků v Tabulkách 5 a 6 lze jen některé závislosti označit za relevantní. Střední pozitivní závislost byla zaznamenána mezi variantou testu mCTSIB se zavřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje a testy TUG S, TUG R a TUG K. Dále mezi celkovou velikostí úhlů LOS a 10MWT S lze pozorovat pozitivní střední závislost a u 6MWT pozitivní vysokou závislost. Zároveň mezi celkovou velikostí úhlů LOS a TUG K a 360DTT P byla nalezena negativní střední závislost a mezi celkovou velikostí úhlů LOS a 360DTT L negativní vysoká závislost. U LOS ve směru doprava lze pozorovat vyšší míru závislosti mezi jednotlivými testy, než je tomu u LOS ve směru doleva. Dále poměrně značnou míru závislosti lze také nalézt mezi LOS jak ve směru dozadu a doleva, tak dozadu a doprava napříč téměř všemi vybranými klinickými testy. Mezi délkou času pro test LOS a 10MWT S, 10MWT R byla prokázána negativní střední závislost, naproti tomu mezi délkou času pro test LOS a TUG S byla zaznamenána pozitivní střední závislost a pro TUG R, TUG M, TUG K, 360DTT L a 360DTT P pozitivní vysoká závislost. Nebyla zaznamenána žádná závislost mezi směry LOS a FRT.

Tabulka 5

Hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných klinických testů a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí

Varianta testu	10MWT S	10MWT R	TUG S	TUG R	TUG M	TUG K
OO + VCOP	-0,081	-0,035	0,178	0,188	0,150	0,369
OO + NCOP	-0,148	0,091	-0,106	0,005	0,049	0,124
ZO + NCOP	-0,463	-0,513	0,646	0,668	0,566	0,577
OO + VCOP + PP	-0,171	0,064	-0,023	0,044	0,096	0,267
OO + NCOP + PP	-0,069	0,016	-0,086	-0,036	0,002	0,134
ZO + NCOP + PP	-0,468	-0,325	0,259	0,217	0,374	0,382
LOS celkem	0,612	0,490	-0,362	-0,378	-0,362	-0,589
LOS dopředu	0,097	-0,009	-0,072	0,010	0,011	-0,132
LOS dozadu	0,538	0,373	-0,196	-0,270	-0,227	-0,415
LOS doleva	0,576	0,405	-0,243	-0,262	-0,247	-0,495
LOS doprava	0,594	0,579	-0,486	-0,488	-0,417	-0,615
LOS dopředu a doleva	0,381	0,123	-0,122	-0,175	-0,253	-0,320
LOS dopředu a doprava	0,266	0,277	-0,242	-0,216	-0,190	-0,379
LOS dozadu a doleva	0,683	0,617	-0,339	-0,381	-0,433	-0,587
LOS dozadu a doprava	0,738	0,734	-0,548	-0,603	-0,504	-0,720
LOS čas	-0,582	-0,603	0,695	0,831	0,862	0,766

Poznámka. OO = otevřené oči; ZO = zavřené oči; VCOP = viditelné COP na monitoru přístroje; NCOP = neviditelné COP na monitoru přístroje; PP = pěnová podložka; LOS = Limits of Stability; 10MWT S a R = 10 Meter Walk Test standardní varianta a varianta s rychlou chůzí; TUG S, R, M a K = Timed Up and Go Test standardní varianta, varianta s rychlou chůzí, s manuálním úkolem a s kognitivním úkolem.

Tabulka 6

Hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných klinických testů a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí

Varianta testu	FTSST	6MWT	FRT	360DTT L	360DTT P
OO + VCOP	-0,030	-0,441	0,048	0,257	0,330
OO + NCOP	-0,075	-0,491	-0,251	0,420	0,584
ZO + NCOP	0,519	-0,527	-0,467	0,324	0,332
OO + VCOP + PP	-0,170	-0,560	0,051	0,382	0,489
OO + NCOP + PP	0,132	-0,398	0,212	0,266	0,357
ZO + NCOP + PP	0,293	-0,463	-0,034	0,129	0,192
LOS celkem	-0,354	0,837	-0,117	-0,718	-0,597
LOS dopředu	0,099	0,252	0,128	-0,193	-0,123
LOS dozadu	-0,333	0,756	-0,215	-0,545	-0,472
LOS doleva	-0,275	0,744	-0,035	-0,434	-0,351
LOS doprava	-0,527	0,782	-0,181	-0,710	-0,573
LOS dopředu a doleva	0,123	0,589	0,102	-0,616	-0,607
LOS dopředu a doprava	-0,207	0,492	-0,135	-0,612	-0,483
LOS dozadu a doleva	-0,538	0,791	-0,386	-0,712	-0,605
LOS dozadu a doprava	-0,645	0,826	-0,047	-0,550	-0,424
LOS čas	0,222	-0,522	-0,564	0,719	0,708

Poznámka. OO = otevřené oči; ZO = zavřené oči; VCOP = viditelné COP na monitoru přístroje; NCOP = neviditelné COP na monitoru přístroje; PP = pěnová podložka; LOS = Limits of Stability; FTSST = Five Times Sit to Stand Test; 6MWT = 6 Minute Walk Test; FRT = Functional Reach Test; 360DTT L a P = 360-Degree Turn Test doleva a doprava.

5.6 Výsledky k výzkumné otázce V₆

V₆: Jaký je vztah mezi výsledky vybraných parametrů chůze měřených pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybraných parametrů posturální stability měřených pomocí přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

Pro posouzení výzkumné otázky V₆ u skupiny pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, která podstoupila vstupní vyšetření sestávající z testování chůze pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybraných testů posturální stability (mCTSIB v různých variantách a LOS) měřených pomocí přístroje Biodex Balance System ($n = 12$), bylo provedeno hodnocení lineární korelační závislosti. Ke statistickému posouzení výsledků byl zvolen výpočet Pearsonova korelačního koeficientu s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$ a s interpretací výsledných hodnot dle Chrásky (2007).

Z výsledků v Tabulkách 7 a 8 lze jen některé závislosti označit za relevantní. Střední negativní závislost byla zaznamenána mezi variantou testu mCTSIB s otevřenými očima a viditelným COP na monitoru přístroje a délkou dvojkroku u rychlé varianty chůze a zároveň mezi rychlostí chůze u standardní varianty chůze. Dále lze pozorovat negativní vysokou závislost mezi variantou testu mCTSIB s otevřenými očima a viditelným COP na monitoru přístroje a délkou dvojkroku u standardní varianty chůze. Mezi celkovou velikostí úhlů LOS a délkou dvojkroku současně s rychlostí chůze u rychlé varianty chůze byla prokázána pozitivní střední závislost. Poměrně značnou míru závislostí lze pozorovat také mezi LOS ve směrech dozadu, doleva, doprava či dozadu a doprava a rychlostí chůze u standardní i rychlé varianty chůze. Nebyla zaznamenána žádná závislost mezi směry LOS a trváním dvojkroku nebo kadencí chůze jak u standardní, tak rychlé varianty chůze.

Tabulka 7

Hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných parametrů chůze měřených pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí

Varianta testu	Trvání dvojkroku S	Trvání dvojkroku R	Délka dvojkroku S	Délka dvojkroku R
OO + VCOP	-0,275	-0,230	-0,707	-0,585
OO + NCOP	-0,341	-0,273	-0,309	-0,406
ZO + NCOP	0,410	0,437	-0,159	-0,389
OO + VCOP + PP	-0,363	-0,294	-0,590	-0,572
OO + NCOP + PP	0,007	0,001	-0,253	-0,287
ZO + NCOP + PP	0,263	0,280	-0,019	-0,173
LOS celkem	-0,110	-0,220	0,353	0,585
LOS dopředu	0,370	0,294	0,301	0,348
LOS dozadu	-0,157	-0,212	0,428	0,648
LOS doleva	0,049	-0,080	0,532	0,803
LOS doprava	-0,310	-0,354	0,355	0,509
LOS dopředu a doleva	0,209	0,099	0,165	0,285
LOS dopředu a doprava	-0,021	-0,101	0,138	0,233
LOS dozadu a doleva	-0,504	-0,568	0,006	0,239
LOS dozadu a doprava	-0,440	-0,548	0,361	0,700
LOS čas	0,293	0,425	-0,114	-0,374

Poznámka. OO = otevřené oči; ZO = zavřené oči; VCOP = viditelné COP na monitoru přístroje; NCOP = neviditelné COP na monitoru přístroje; PP = pěnová podložka; LOS = Limits of Stability; S = standardní varianta; R = varianta s rychlou chůzí.

Tabulka 8

Hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných parametrů chůze měřených pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí

Varianta testu	Rychlost chůze S	Rychlost chůze R	Kadence chůze S	Kadence chůze R
OO + VCOP	-0,633	-0,249	0,291	0,218
OO + NCOP	-0,119	-0,073	0,367	0,294
ZO + NCOP	-0,439	-0,605	-0,406	-0,427
OO + VCOP + PP	-0,443	-0,185	0,395	0,300
OO + NCOP + PP	-0,310	-0,219	0,017	0,004
ZO + NCOP + PP	-0,209	-0,367	-0,270	-0,296
LOS celkem	0,494	0,601	0,062	0,215
LOS dopředu	0,095	0,011	-0,378	-0,287
LOS dozadu	0,613	0,644	0,116	0,207
LOS doleva	0,583	0,650	-0,072	0,088
LOS doprava	0,635	0,659	0,268	0,356
LOS dopředu a doleva	0,055	0,118	-0,257	-0,124
LOS dopředu a doprava	0,186	0,243	-0,024	0,090
LOS dozadu a doleva	0,375	0,645	0,453	0,562
LOS dozadu a doprava	0,715	0,942	0,411	0,548
LOS čas	-0,312	-0,557	-0,256	-0,371

Poznámka. OO = otevřené oči; ZO = zavřené oči; VCOP = viditelné COP na monitoru přístroje; NCOP = neviditelné COP na monitoru přístroje; PP = pěnová podložka; LOS = Limits of Stability; S = standardní varianta; R = varianta s rychlou chůzí.

5.7 Výsledky k výzkumné otázce V₇

V₇: Existuje v rámci jednoho měření rozdíl mezi jednotlivými pokusy vybraných klinických testů u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

Pro posouzení výzkumné otázky V₇ u skupiny pacientů trpících Parkinsonovou nemocí ($n = 12$ pro 10MWT S a 10MWT R; $n = 13$ pro TUG S, TUG R, TUG M a FTSST) bylo provedeno zhodnocení statisticky významného rozdílu mezi jednotlivými pokusy vybraných klinických testů v rámci jednoho měření. Ke statistickému posouzení výsledků byla zvolena Friedmanova ANOVA s následným post-hoc Tukeyho testem na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Z následující tabulky (Tabulka 9) vyplývá, že došlo ke statisticky významnému rozdílu ($p < 0,05$) mezi 1. a 3. pokusem 10MWT S a mezi 1. a 2. pokusem TUG S, TUG R, TUG K a FTSST v rámci jednoho měření. Mezi pokusy zbývajících klinických testů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl. Největší rozdíl z hlediska opakovatelnosti jednotlivých pokusů byl nalezen mezi 1. a 2. pokusem TUG R ($p < 0,01$) a naopak nejmenší rozdíl mezi 1. a 2. pokusem 10MWT R.

Tabulka 9

Porovnání hodnot parametrů mezi jednotlivými pokusy vybraných klinických testů v rámci jednoho měření u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí

Varianta testu	Parametr 1		Parametr 2		<i>p</i> -hodnota
	M	SD	M	SD	
10MWT S [m/s] – 1P a 2P	1,09	0,23	1,14	0,20	0,161
10MWT S [m/s] – 1P a 3P	1,09	0,23	1,15	0,22	0,047*
10MWT S [m/s] – 2P a 3P	1,14	0,20	1,15	0,22	0,800
10MWT R [m/s] – 1P a 2P	1,50	0,27	1,48	0,24	0,940
10MWT R [m/s] – 1P a 3P	1,50	0,27	1,52	0,28	0,731
10MWT R [m/s] – 2P a 3P	1,48	0,24	1,52	0,28	0,527
TUG S [s] – 1P a 2P	10,54	4,12	9,87	3,70	0,011*
TUG R [s] – 1P a 2P	8,50	3,72	8,10	3,51	0,001**
TUG M [s] – 1P a 2P	10,75	4,08	10,48	3,60	0,303
TUG K [s] – 1P a 2P	13,07	4,83	11,96	4,22	0,031*
FTSST [s] – 1P a 2P	13,85	4,04	13,00	4,20	0,039*

Poznámka. 10MWT S a R = 10 Meter Walk Test standardní varianta a varianta s rychlou chůzí; TUG S, R, M a K = Timed Up and Go Test standardní varianta, varianta s rychlou chůzí, s manuálním úkolem a s kognitivním úkolem; FTSST = Five Times Sit to Stand Test; m/s = metr za sekundu; s = sekunda; 1P, 2P a 3P = první, druhý a třetí pokus; M = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; *p*-hodnota = hladina statistické významnosti.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

5.8 Výsledky k výzkumné otázce V₈

V₈: Existuje v rámci jednoho měření rozdíl mezi jednotlivými pokusy vybraných testů posturální stability měřených pomocí přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí?

Pro posouzení výzkumné otázky V₈ u skupiny pacientů trpících Parkinsonovou nemocí ($n = 13$) bylo provedeno zhodnocení statisticky významného rozdílu mezi jednotlivými pokusy vybraných testů posturální stability (variant testu mCTSIB) měřených na přístroji Biodex Balance System v rámci jednoho měření. Ke statistickému posouzení výsledků byla zvolena Friedmanova ANOVA s následným post-hoc Tukeyho testem na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Z následující tabulky (Tabulka 10) vyplývá, že nedošlo ke statisticky významnému rozdílu ($p < 0,05$) mezi jednotlivými pokusy variant testu mCTSIB v rámci jednoho měření. Největší rozdíl z hlediska opakovatelnosti jednotlivých pokusů byl nalezen mezi 2. a 3. pokusem varianty ve stoji na pevné podložce se zavřenými očima. Naopak nejmenší rozdíl byl zaznamenán mezi 2. a 3. pokusem varianty ve stoji na pěnové podložce s otevřenými očima a viditelným COP na monitoru přístroje a zároveň mezi 2. a 3. pokusem varianty ve stoji na pěnové podložce s otevřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje.

Tabulka 10

Porovnání hodnot parametrů mezi jednotlivými pokusy vybraných testů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System v rámci jednoho měření u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí

Varianta testu	Parametr 1		Parametr 2		<i>p</i> -hodnota
	M	SD	M	SD	
OO + VCOP [SI] – 1P a 2P	0,81	0,28	0,71	0,27	0,433
OO + VCOP [SI] – 1P a 3P	0,81	0,28	0,79	0,33	0,979
OO + VCOP [SI] – 2P a 3P	0,71	0,27	0,79	0,33	0,548
OO + NCOP [SI] – 1P a 2P	0,96	0,62	0,86	0,28	0,653
OO + NCOP [SI] – 1P a 3P	0,96	0,62	0,82	0,25	0,449
OO + NCOP [SI] – 2P a 3P	0,86	0,28	0,82	0,25	0,939
ZO + NCOP [SI] – 1P a 2P	1,44	0,40	1,54	0,57	0,687
ZO + NCOP [SI] – 1P a 3P	1,44	0,40	1,23	0,43	0,240
ZO + NCOP [SI] – 2P a 3P	1,54	0,57	1,23	0,43	0,050
OO + VCOP + PP [SI] – 1P a 2P	1,32	0,58	1,25	0,51	0,757
OO + VCOP + PP [SI] – 1P a 3P	1,32	0,58	1,25	0,61	0,764
OO + VCOP + PP [SI] – 2P a 3P	1,25	0,51	1,25	0,61	1,000
OO + NCOP + PP [SI] – 1P a 2P	1,21	0,57	1,42	0,63	0,163
OO + NCOP + PP [SI] – 1P a 3P	1,21	0,57	1,41	0,60	0,172
OO + NCOP + PP [SI] – 2P a 3P	1,42	0,63	1,41	0,60	1,000
ZO + NCOP + PP [SI] – 1P a 2P	3,61	1,72	3,15	0,94	0,336
ZO + NCOP + PP [SI] – 1P a 3P	3,61	1,72	2,99	0,82	0,144
ZO + NCOP + PP [SI] – 2P a 3P	3,15	0,94	2,99	0,82	0,863

Poznámka. OO = otevřené oči; ZO = zavřené oči; VCOP = viditelné COP na monitoru přístroje; NCOP = neviditelné COP na monitoru přístroje; PP = pěnová podložka; SI = Sway Index; 1P, 2P a 3P = první, druhý a třetí pokus; M = aritmetický průměr; SD = směrodatná odchylka; *p*-hodnota = hladina statistické významnosti.

p* < 0,05. *p* < 0,01. ****p* < 0,001.

6 DISKUZE

Posturální nestabilita je jedním z typických a nejvíce obtěžujících příznaků Parkinsonovy nemoci. Negativně ovlivňuje běžné denní činnosti a zvyšuje strach z pádu. Kombinace posturální nestability a strachu z pádu vede k pohybové chudosti, omezení fyzické aktivity a sociální izolaci, čehož výsledkem je snížení celkové kvality života. Z těchto důvodů je více než vhodné se terapií posturální stability zabývat (Silva-Batista et al., 2018).

Způsobů, jakými lze vyšetřovat posturální stabilitu je celá řada. Nejčastěji bývají využívány klinické testy nebo přístrojová technika – posturografie. Provádění klinických testů se opírá o standardizované postupy a může mít vysokou vypovídající hodnotu. V případě posturografie se však vyšetření obvykle zaměřuje na hodnocení parametrů popisující změny COP. Prakticky však neexistuje žádný standard pro tuto metodu a je tedy složité porovnávat jednotlivé práce zabývající se hodnocením posturální stability mezi sebou, neboť často využívají rozdílnou metodiku či způsob zpracování dat (Pourghayoomi et al., 2014; Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005; Ruhe, Fejer, & Walker, 2010).

Podobný nesoulad jednotlivých postupů a jejich hodnocení lze pozorovat i v oblasti terapie posturální stability. Obvyklou léčebnou metodou v terapii poruch posturální stability je balanční trénink s možným využitím nejrůznějších balančních pomůcek anebo široká paleta zmíněné přístrojové techniky (Brachman et al., 2017).

6.1 Diskuze k výzkumné otázce V₁

V rámci této výzkumné otázky byly porovnávány hodnoty tréninkového skóre v tréninkových režimech Random Control Training a Motor Control Training jako parametru posturální stability během osmitýdenní terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System. Po absolvování terapie se pacienti průměrně zlepšili v hodnotách tréninkového skóre v tréninkovém režimu Random Control Training o 22,00 % a v Motor Control Training o 10,67 %. Grafy průběhu obou tréninkových režimů jsou charakteristické četnými vrcholy symbolizující skokové zvýšení či snížení celkového dosaženého skóre během některých dnů. Vzhledem k nekonzistenci časů,

ve kterých byly terapie u jednotlivých pacientů absolvovány a nerespektováním jejich medikace, je možné, že tyto vrcholy jsou pouze grafický znázorněním ON a OFF fází projevující se poklesem výkonnosti v jednotlivých tréninkových dnech. Fáze ON a OFF však nebyly v průběhu terapií u jednotlivých pacientů zaznamenávány.

6.2 Diskuze k výzkumné otázce V₂

V rámci této výzkumné otázky byly porovnávány hodnoty Sway Indexu jako parametru posturální stability před a po osmítýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Sway Index byl vypočítán přístrojem podle úspěšnosti provedení testu mCTSIB v šesti různých variantách. Poměrně logicky se lineárně zvyšuje hodnota Sway Indexu v závislosti na náročnosti dané varianty testu. Tento jev je popisován i v zahraniční odborné literatuře (Boonsinsukh, Khumnonchai, Saengsirisuwan, & Chaikereee, 2020). Průměrně byli pacienti nejúspěšnější (Sway Index byl nejnižší) ve stoji s otevřenými očima s možností sledovat své COP na monitoru přístroje. Naopak průměrně nejméně úspěšní byli pacienti ve stoji na pěnové podložce se zavřenými očima. Po absolvování osmítýdenní terapie se průměrně všichni pacienti zlepšili pouze ve variantách testu mCTSIB se zavřenými očima. Ve všech ostatních variantách se pacienti v průměru zhoršili, z toho statisticky významně ve variantě stoje na pěnové podložce s otevřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje. V zahraniční odborné literatuře zabývající se balančním tréninkem u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, bylo prokázáno statisticky významné zlepšení v testu mCTSIB (snížení hodnoty Sway Indexu) jak u variant statického a dynamického režimu platformy s otevřenými očima (Raethjen et al., 2020), tak u variant na pevné podložce s otevřenými i zavřenými očima a na pěnové podložce s otevřenými i zavřenými očima (Elbalawy et al., 2020). V souvislosti s testem mCTSIB a jemu podobných je potřeba zmínit důležitost standardizovaných podmínek během vyšetření. Nejčastěji bývá diskutována problematika tloušťky pěnové podložky (Khattar & Hathiram, 2012), postavení chodidel (Wrisley & Whitney, 2004) či obuvi během vyšetřování (Whitney & Wrisley, 2004). Terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System za účelem ovlivnění posturální stability ve smyslu zlepšení hodnot Sway Indexu v testu mCTSIB se ukazuje jako spíše nevhodná pro pacienty trpící Parkinsonovou nemocí. Z důvodů popsaných v části věnující se limitům

této práce však nelze na základě výsledků stanovit jednoznačné závěry a je potřeba provést další výzkum.

6.3 Diskuze k výzkumné otázce V₃

V rámci této výzkumné otázky byly porovnávány hodnoty velikosti jednotlivých úhlů v testu Limits of Stability jako parametru posturální stability před a po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Velikost jednotlivých úhlů byla vypočítána přístrojem podle úspěšnosti provedení testu Limits of Stability. Po absolvování osmitýdenní terapie se v průměru všichni pacienti zlepšili v dosažené velikosti jednotlivých úhlů téměř ve všech směrech, a tím pádem i možnosti maximálního náklonu těla v daném směru bez ztráty rovnováhy. Výjimku tvořil pouze směr dopředu a směr dopředu a doprava. Hodnoty celkové velikosti úhlů v testu Limits of Stability se zároveň ukázaly jako statisticky významné. Průměrně největšího zlepšení dosáhli pacienti ve všech variantách náklonu těla směrem dozadu – konkrétně dozadu, dozadu a doleva i dozadu a doprava. Pro poslední dva směry byla nalezena dokonce statistická významnost. Vysvětlením tohoto zlepšení by mohlo být typické flekční držení těla u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, které způsobuje přesun těžiště směrem dopředu. V rámci terapie ve formě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System trénovali jednotliví pacienti mimo jiné i náklony právě ve směru dozadu. Zlepšení při konečném vyšetření tak mohlo být projevem motorického učení. Dalším možným vysvětlením by mohl být strach z případného pádu. Každému pacientovi bylo zdůrazněno, že v průběhu vyšetření na přístroji Biodex Balance System bude za jeho zády stát z důvodu bezpečnosti fyzioterapeut. Při prvním vyšetření však pacient nemusel fyzioterapeutovi plně důvěřovat, což mohlo ovlivnit jeho výslednou maximální vzdálenost náklonu ve směru dozadu. Po osmitýdenní terapii již pacient pravděpodobně fyzioterapeutovi důvěřoval více a podal tak při posledním vyšetření lepší výkon. Největší průměrná velikost úhlu a tím i nejvyšší vzdálenost náklonu těla byla při prvním vyšetření zaznamenána ve směrech dopředu, dopředu a doleva a dopředu a doprava. Větší rozsah limitů stability směrem dopředu než dozadu u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí je popisován celou řadou odborných publikací (Mancini et al., 2008; Menant, Latt, Menz, Fung, & Lord, 2011; Schieppati et al., 1994). Paradoxně právě směry dopředu a dopředu a doprava jsou jediné dva směry, ve kterých po osmitýdenní terapii došlo ke zhoršení –

zmenšení velikosti úhlů a tím i vzdálenosti náklonu. Výrazného zlepšení s nejnižší hladinou statistické významnosti ($p < 0,001$) bylo dosaženo v hodnotách času, za který byl test Limits of Stability vykonán. Pacienti po absolvování osmitýdenní terapie dokázali test zvládnout v průměru bezmála o dvě minuty rychleji než před terapií. V zahraniční odborné literatuře zabývající se balančním tréninkem na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, bylo rovněž prokázáno statisticky významné zlepšení v testu Limits of Stability po osmitýdenní terapeutické intervenci (Zakaria & Adel, 2007). Jako zajímavá možnost se nabízí využití hodnocení limitů stability na přístroji Biodex Balance System ve smyslu predikce zvýšeného rizika pádu u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (Faraldo-García et al., 2016). Terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System za účelem ovlivnění posturální stability ve smyslu zlepšení limitů stability v testu Limits of Stability se ukazuje jako přínosná pro pacienty trpící Parkinsonovou nemocí. Z důvodů popsanych v části věnující se limitům této práce však nelze na základě výsledků stanovit jednoznačné závěry a je potřeba provést další výzkum.

6.4 Diskuze k výzkumné otázce V₄

V rámci této výzkumné otázky byly porovnávány hodnoty celkového dosaženého skóre v dotazníku FES-I před a po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Po absolvování osmitýdenní terapie se průměrně všichni pacienti zlepšili v celkovém dosaženém skóre. V průměru se hodnota celkového skóre dosažená v dotazníku FES-I snížila o 3,33 bodů (9,51 %). Toto zlepšení však nebylo statisticky významné, nicméně výsledná p -hodnota se velmi blíží hladině statistické významnosti ($p < 0,05$). Z hlediska odpovědí uváděných pacienty v dotazníku FES-I byla v průměru největší pozitivní změna (snížení o jeden bod) zaznamenána u otázek: 1. Domácí uklízení; 6. Vstávání ze židle nebo sedání; 9. Dosahování věcí nad hlavou, nebo na zemi. Subjektivně všichni pacienti po osmitýdenní terapii popisovali celkově menší obavu z případného pádu. Výsledky této práce jsou v souladu s prací Raethjen et al. (2020), ve které uvádějí, že po šestitýdenní terapii na přístroji Biodex Balance System nedošlo ke statisticky významnému rozdílu v celkovém skóre dotazníku FES-I. Naproti tomu Silva-Batista et al. (2018) popisují statisticky významné zvýšení celkového skóre v dotazníku FES-I po absolvování dvanáctitýdenního odporového tréninku v kombinaci s balančním tréninkem

na nestabilní ploše (RTI – Resistance training with instability). Samotný strach z pádu a tedy vyšší celkové skóre v dotazníku FES-I může negativně ovlivnit výsledky v testech posturální stability, jak bylo prokázáno u osob starších 65 let (Ulus et al., 2013). Terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System za účelem ovlivnění strachu z pádu ve smyslu snížení celkového skóre v dotazníku FES-I se ukazuje jako spíše přínosná pro pacienty trpící Parkinsonovou nemocí. Z důvodů popsanych v části věnující se limitům této práce však nelze na základě výsledků stanovit jednoznačné závěry a je potřeba provést další výzkum.

6.5 Diskuze k výzkumné otázce V₅

V rámci této výzkumné otázky byly porovnávány hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných klinických testů a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Z poměrně velkého množství závislostí uvedených v Tabulkách 5 a 6 jsou relevantní jen některé z nich. V rámci testu mCTSIB, byla nalezena závislost mezi stojem se zavřenými očima a Timed Up and Go testem v jeho standardní variantě, variantě s rychlou chůzí a s kognitivním úkolem. Nutno dodat, že i varianta s manuálním úkolem se hodnotou korelačního koeficientu velmi blíží hodnotě varianty s kognitivním úkolem. K opačným výsledkům došli Dawson et al. (2018) na výzkumném souboru zdravých dospělých nebo Desai, Goodman, Kapadia, Shay, & Szturm (2010) u osob ve věku 65 a více let. Svě výsledky zdůvodňují tím, že jednotlivé přístrojové a klinické testy pravděpodobně hodnotí zcela jiné aspekty posturální stability. S výjimkou výše zmíněných případů Timed Up and Go testu lze v podstatě tvrdit, že téměř neexistuje závislost mezi výsledky v testu mCTSIB (hodnotou Sway Indexu) a vybranými klinickými testy. S tímto závěrem se ztotožňují i Pourghayoomi et al. (2014) či Hughes, Duncan, Rose, Chandler, & Studenski (1996). Stoj s otevřenými nebo zavřenými očima, na pěnové podložce či bez ní, tedy pravděpodobně příliš nesouvisí s desetimetrovým testem chůzí, Five Times Sit to Stand testem, šestiminutovým testem chůzí, Functional Reach testem či 360-Degree Turn testem. Zásadní změnu v počtu závislostí lze však nalézt v souvislosti s testem Limits of Stability. Je zajímavé, že nebyla pozorována jediná závislost mezi směrem dopředu a jakýmkoliv klinickým testem. Logickým úsudkem by byla pozitivní závislost mezi směrem dopředu a Functional Reach testem. Tento vztah však nebyl prokázán ani v práci Wallmanna (2001). Za zmínku jistě stojí počet závislostí

mezi testem Limits of Stability a klinickými testy, který je daleko vyšší ve směru doprava než doleva. Bylo by zajímavé v této souvislosti zhodnotit u pacientů laterální horních končetin či směr otoček během jednotlivých testů. Vyšší počet závislostí byl také zaznamenán mezi směry dozadu a doprava a dozadu a doleva a klinickými testy, zejména testy chůzí. Rozdílné výsledky lze také nalézt napříč odbornou literaturou. Harro & Garascia (2019) uvádějí nízkou míru pozitivní závislosti mezi testem Limits of Stability na přístroji NeuroCom a desetimetrovým testem chůzí (standardní variantou i variantou s rychlou chůzí) či šestiminutovým testem chůzí. Johnson et al. (2013) zase popisují nízkou míru pozitivní závislosti s Timed Up and Go testem. Další výrazný počet závislostí lze pozorovat mezi časem, za který byl úspěšně absolvován test Limits of Stability a všemi variantami desetimetrového testu chůzí, Timed Up and Go testů a 360-Degree Turn testů. Rozdíl však nacházíme u desetimetrového testu chůzí, neboť se zde jedná o negativní závislost. Lze tedy konstatovat, že dosažení lepšího času v testu Limits of Stability pravděpodobně povede k dosažení lepšího času v testu Timed Up and Go a v 360-Degree Turn Testu, ale v desetimetrovém testu chůzí bude tato závislost patrně opačná. Většina autorů zahraničních publikací zmíněných dříve se shoduje na tom, že vyšetření posturografické (mCTSIB, LOS atd.) a klinické (10MWTs, 6MWT, TUG atd.) nelze spolu bezprostředně korelovat, neboť hodnotí zcela odlišné aspekty posturální stability. Pro klinickou praxi se tedy v ideálním případě nabízí jejich kombinace.

6.6 Diskuze k výzkumné otázce V₆

V rámci této výzkumné otázky byly porovnávány hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných parametrů chůze měřených pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Z poměrně velkého množství závislostí uvedených v Tabulkách 7 a 8 jsou relevantní jen některé z nich. Kromě několika ojedinělých statisticky významných korelačních koeficientů lze v podstatě tvrdit, že téměř neexistuje závislost mezi výsledky v testu mCTSIB (hodnotou Sway Indexu) a vybranými parametry chůze. Stoj s otevřenýma nebo zavřenýma očima, na pěnové podložce či bez ní, tedy pravděpodobně příliš nesouvisí s trváním ani délkou dvojkroku, rychlostí nebo kadencí chůze. K podobným závěrům došli například Desai et al. (2010), neboť popisují velmi slabou míru závislosti mezi výsledky testu velmi podobnému mCTSIB a rychlosti chůze u osob ve věku 65 a více let. Za zmínku také stojí

vztah mezi velikostí jednotlivých úhlů v různých směrech v testu Limits of Stability a vybranými parametry chůze. Závislost lze nalézt v největší míře mezi rychlostí chůze a směry dozadu, doleva a doprava. Brusse, Zimdars, Zalewski, & Steffen (2005) ve svém článku uvažují, že právě zvýšení limitů stability ve směru dozadu, může souviset se zvýšením rychlostí chůze v důsledku napřímení těla nebo lepší svalové souhry mezi flexory a extenzory kyčelního kloubu. Je zajímavé, že nebyla pozorována jediná závislost mezi směrem dopředu a jakýmkoliv parametrem chůze. Zahraniční odborná literatura však uvádí, že například právě směr dopředu v testu Limits of Stability významně souvisí zejména s rychlostí chůze a délkou dvojkroku (Yang, Lee, Cheng, Lin, & Wang, 2008).

6.7 Diskuze k výzkumné otázce V₇

V rámci této výzkumné otázky byly porovnávány výsledky mezi jednotlivými pokusy vybraných klinických testů během jednoho měření u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Statisticky významné rozdíly byly nalezeny mezi 1. a 3. pokusem standardní varianty desetimetrového testu chůzí a mezi všemi variantami testu Timed Up and Go s výjimkou varianty s motorickým úkolem. V průměru téměř mezi všemi pokusy obou variant desetimetrového testu chůzí lze pozorovat zlepšení – rychlost chůze byla vyšší. V testech Timed Up and Go došlo mezi jednotlivými pokusy k průměrnému zlepšení ve všech jeho variantách – test byl absolvován za kratší čas. Výsledky jednotlivých variant testů nedosahují hodnot minimálních detekovatelných změn. Pro pacienty trpící Parkinsonovou nemocí ve stadiu 1–4 dle Hoehnové a Yahra je uváděna minimální detekovatelná změna 11 sekund pro standardní variantu testu Timed Up and Go, 82 metrů pro šestiminutový test chůzí, 9 centimetrů pro Functional Reach Test ve směru dopředu (Steffen & Seney, 2008), pro standardní variantu desetimetrového testu chůzí 0,22 m/s a pro variantu s rychlou chůzí 0,23 m/s (Lang, Kassin, Devaney, Colon-Semenza, & Joseph, 2016). Petersen, Steffen, Paly, Dvorak, & Nelson (2017) udávají minimální detekovatelnou změnu Five Times Sit to Stand Testu 10,3 sekundy pro pacienty trpící Parkinsonovou nemocí ve stadiu 1–3 dle Hoehnové a Yahra. Příčin způsobujících průměrné zlepšení výsledků mezi jednotlivými pokusy obou testů může být několik a pravděpodobně se jedná o jejich kombinaci. Jako jedna z příčin se nabízí určitá míra obav ze strany pacienta během prvního pokusu daného testu. Pacient si nemusel být jistý, zda správně pochopil instrukce k provedení testu nebo jestli daný test vůbec zvládne. Tyto obavy pravděpodobně opadly ihned po úspěšném absolvování

prvního pokusu a pacient během druhého pokusu již nemusel být tak opatrný. Další možnou příčinou mohla být zvýšená motivace k překonání výsledků z prvního pokusu. Zároveň se do jisté míry mohl po prvním pokusu projevit vliv motorického učení a zlepšit tak výkon pacienta v pokusech následujících. K dosažení přesnějších výsledků by bylo vhodné opakovat test Timed Up and Go třikrát za sebou, stejně jako tomu bylo u desetimetrových testů chůzí, případně v rámci jednotlivých testů zařadit zkušební pokus před sérii platných pokusů. Na základě uvedených výsledků lze pouze variantu s rychlou chůzí desetimetrového testu chůzí označit za opakovatelnou – dávající podobné výsledky napříč jednotlivými pokusy. Z jednotlivých variant testu Timed Up and Go lze pouze variantu s manuálním úkolem označit za opakovatelnou – dávající podobné výsledky napříč jednotlivými pokusy. Zahraniční odborná literatura uvádí vysokou test-retest reliabilitu pro desetimetrový test chůzí u standardní varianty (ICC = 0,92) i varianty s rychlou chůzí (ICC = 0,96) u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (Lang et al., 2016). Test Timed Up and Go vykazuje také vysokou reliabilitu (ICC = 0,85) u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (Steffen & Seney, 2008).

6.8 Diskuze k výzkumné otázce V₈

V rámci této výzkumné otázky byly porovnávány výsledky mezi jednotlivými pokusy vybraných testů posturální stability (varianty testu mCTSIB) během jednoho měření pomocí přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí. Mezi jednotlivými pokusy variant testu mCTSIB nebyl v rámci jednoho měření prokázán statisticky významný rozdíl. S výjimkou dvou případů lze průměrně u všech variant mezi 1. a 2. pokusem pozorovat zlepšení. Stejně je tomu i mezi 2. a 3. pokusem. Z celkového počtu variant došlo průměrně téměř ve všech případech mezi 1. a 3. pokusem ke zlepšení z hlediska posturální stability – Sway Index se snížil. Jedinou výjimkou byla varianta ve stoje na pěnové podložce s otevřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje. Stejně jako v případě porovnávání výsledků jednotlivých pokusů vybraných klinických testů v rámci jednoho měření, i zde mohl zlepšení v rámci jednotlivých pokusů způsobit například vliv motorického učení, obav či motivace. Zvlášť uplatnitelný mohl být efekt motivace, neboť hodnoty úspěšnosti v daném testu jsou neustále zobrazeny na monitoru přístroje během všech testovacích i tréninkových režimů. V souvislosti s možným nežádoucím ovlivněním výsledků posturografických měření je vhodné zvážit i jednotnou formu slovní instrukce pro vyšetřovanou osobu (Ruhe

et al., 2010; Zok, Mazzà, & Cappozzo, 2008). V české literatuře se touto problematikou zabývá Míková (2006). Na základě uvedených výsledků lze všechny varianty testu mCTSIB označit za opakovatelné – dávající podobné výsledky napříč jednotlivými pokusy. Zahraniční odborná literatura u standardního testu mCTSIB uvádí vysokou test-retest reliabilitu ($ICC = 0,75$) (Dawson et al., 2018).

6.9 Diskuze k limitům práce

Hlavním limitem této práce je nedostatečná velikost výzkumného souboru. Ta byla způsobena celosvětovou pandemií covidu-19 vedoucí ke zpoždění začátku celého výzkumu a následným komplikacím z hlediska docházky pacientů do rehabilitačního zařízení, ve kterém výzkum probíhal. Omezená možnost docházky se ve většině případů neslučovala s charakterem výzkumu sestávajícího jak z opakovaných vyšetření, tak z terapie probíhající dvakrát týdně po dobu osmi týdnů. Velikost výzkumného souboru mohla ovlivnit výsledky při závěrečném statistickém zpracování.

Dalším důležitým limitem této práce je absence kontrolní skupiny, která by terapii neabsolvovala. Nelze tedy explicitně potvrdit, zda terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System opravdu měla vliv na změnu vybraných parametrů posturální stability.

Mezi další limity této práce je potřeba zařadit i samotné provedení vyšetření a terapie. Jednotlivá vyšetření nemohla být vždy prováděna ve stejnou denní dobu, stejný den a ve stejném pořadí – nejčastěji z časových důvodů pacienta. Zároveň pacient musel během vyšetření podstoupit poměrně značné množství testů, což mohlo negativně ovlivnit výsledky. Pro tuto práci stěžejní vyšetření na přístroji Biodex Balance System bylo zařazeno z celého vyšetřovacího protokolu na poslední místo. Výsledky přístrojového měření tedy mohly být ovlivněny únavou pacienta, poklesem jeho zájmu, koncentrace atd. Naneštěstí ani jednotlivé terapeutické jednotky nemohly být prováděny ve stále stejnou denní dobu a v předem stanovené dny – nejčastěji z časových důvodů pacienta. Výsledky osmitýdenní terapie mohou být zároveň ovlivněny občasným vynecháním terapie pacientem.

Mezi další limity této práce lze zařadit určitou nehomogenitu výzkumného souboru. Jedná se zejména o rozdílnost v počtu mužů a žen, věku, stavu ON a OFF pacientů během vyšetření či terapie, tíhy onemocnění, funkčního deficitu, délky onemocnění nebo přítomností DBS.

V neposlední řadě byla důležitým limitem této práce samotná přístrojová technika, s jejíž pomocí byla realizována jak jednotlivá vyšetření, tak terapie. Prvním a nejdůležitějším přístrojem z hlediska zaměření práce byl Biodex Balance System. Navzdory počáteční kalibraci a celkové kontrole celého přístroje odborným technikem se jeho používání neobešlo bez komplikací.

Nejméně častou, ale přesto nepříjemnou chybou je občasné „zamrznutí“ zobrazeného COP na monitoru přístroje. V takové situaci již nelze přenosem těžiště se zobrazeným COP dále pohybovat v žádném směru. Tato chyba se vyskytuje napříč všemi používanými testovacími i tréninkovými režimy používanými během výzkumu a jediným možným řešením je restartování přístroje a opakování zvoleného režimu.

S podobnou četností dochází k výskytu chyby, která má za následek určité „extrémní zvýšení citlivosti“ přístroje na přenos těžiště testované osoby. Důsledkem je „přestřelování“ zobrazeného COP napříč celým monitorem ve všech směrech, což prakticky znemožňuje adekvátní používání přístroje. Tato chyba se vyskytuje napříč všemi testovacími i tréninkovými režimy používanými během výzkumu a jediným možným řešením je restartování přístroje a opakování zvoleného režimu.

Další chyba se týká přesunu COP zobrazeném na monitoru přístroje. U osob s nižší tělesnou hmotností je prakticky nemožné přesunout COP do nejvzdálenějších částí monitoru, a to ani ve chvíli, kdy se snožmo postaví na okraj platformy. Některé typy testovacích a tréninkových režimů při zvolení nejvyšší úrovně obtížnosti nelze u osob s nižší tělesnou hmotností vůbec použít, neboť není v jejich silách přesunout COP do nejvzdálenějších částí monitoru přístroje a dosáhnout tak cíle pro splnění daného úkolu. Tato chyba se vyskytuje napříč všemi testovacími i tréninkovými režimy používanými během výzkumu a nelze ji vyřešit ze strany uživatele.

Velmi závažnou chybu lze pozorovat u testu Limits of Stability. Tento test funguje na principu maximálního přesunu COP do náhodně zvoleného směru podle zbarvení jednotlivých cípu osmicípé hvězdice na monitoru přístroje. Po dosažení maximální vzdálenosti v určitém cípu, musí testovaná osoba vrátit COP do středu hvězdice, aby byl zvolen další náhodný cíp, a tak dále pokračovat, dokud neabsolvuje všechny cípy.

Problém nastává ve chvíli, kdy testovaná osoba není zcela stabilní či motoricky schopna dostatečně ovládat své COP, což není u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí, kteří byli součástí výzkumu výjimkou. Určitá frekvence kmitání COP ve středu hvězdice vlivem nestability testované osoby může způsobit nesprávné vyhodnocení přístrojem, že pohyb v daném směru (cípu) již osoba vykonala a zvolí tedy další náhodný cíp. Ve výsledku tedy může například méně stabilní osoba absolvovat test pouze ve čtyřech směrech (cípech) z osmi. Tato chyba se vyskytuje napříč všemi testovacími i tréninkovými režimy používanými během výzkumu a nelze ji vyřešit ze strany uživatele.

Nejzávažnější chybou přístroje je však konstrukční vlastnost plošiny, která prakticky znemožňuje objektivně posuzovat výsledky naměřené v dynamickém režimu. V dynamickém režimu je možné přenosem těžiště platformu volně naklánět všemi směry zvolením jedné z dvanácti úrovní její nestability. Vlastností platformy je však přítomnost jakési „nulové stabilní polohy“, která je aktivní, pokud se platforma nachází v horizontální poloze. Vychýlení z této „nulové stabilní polohy“ vyžaduje větší úsilí testované osoby a po vychýlení se již platforma chová jako nestabilní ve všech směrech. „Nulová stabilní poloha“ není přítomna až při zvolení nejvyšší (dvanácté) úrovně nestability, což je však pro pacienty, kteří se zúčastnili výzkumu nereálná, potažmo nebezpečná obtížnost. Typicky tedy pacienti, kteří se zúčastnili výzkumu, setrvali v této „nulové stabilní poloze“ a v závislosti na tíži jejich onemocnění bylo pro ně často prakticky nemožné se z ní dostat. Při stoje na přístroji pak mohou pacienti působit poměrně stabilně i při zvolených vyšších úrovních nestability platformy, avšak realita je zcela jiná a výsledky tedy často zkreslené. Tato chyba se vyskytuje napříč všemi testovacími i tréninkovými režimy používanými během výzkumu a nelze ji vyřešit ze strany uživatele.

Druhým přístrojem využívaným k vyšetření chůze byl RehaGait Analyzer Pro. Nedostatky lze pozorovat v délce fixačních popruhů pro upevnění senzorů v oblasti chodidel a obratlů L4–L5. Ačkoliv dle manuálu standardně dodávaným s přístrojem jsou fixační popruhy pro senzory v oblasti chodidel určené pro boty velikosti EUR 35–48, je upevnění problematické již od velikosti EUR 45. Zároveň u objemnějších osob nelze senzor pro oblast obratlů L4–L5 adekvátně upevnit fixačním popruhem kolem pasu bez silnějšího utažení. Oba tyto nedostatky mohou způsobit nepříjemný tlak v oblasti fixačních popruhů a ovlivnit tak výsledné parametry chůze.

Dalším nedostatkem je občasné samovolné vypínání jednotlivých senzorů bez zjevné příčiny během chůze. Pokud tato situace nastane, jsou naměřená data znehodnocena a je potřeba celý pokus opakovat. Výsledná data je tedy nutné vždy manuálně kontrolovat, což prodlužuje celkovou dobu měření.

7 ZÁVĚR

V tréninkových režimech Random Control Training a Motor Control Training bylo prokázáno průměrné zlepšení v hodnotách celkového počtu tréninkového skóre.

V testu mCTSIB nebyla prokázána žádná statisticky významná pozitivní změna v hodnotách Sway Indexu. Jedinou statisticky významnou změnou bylo zhoršení ve variantě testu mCTSIB ve stoji na pěnové podložce s otevřenými očima a neviditelným COP na monitoru přístroje. K průměrnému zlepšení došlo pouze ve dvou variantách – stoj na pěnové podložce se zavřenými očima a stoj na pevné podložce se zavřenými očima.

V testu Limits of Stability byl prokázán statisticky významný rozdíl ve smyslu zvětšení celkové velikosti úhlů, úhlů ve směru dozadu a doleva, dozadu a doprava a zkrácení času potřebného pro absolvování testu. K průměrnému zlepšení velikosti jednotlivých úhlů došlo ve všech směrech s výjimkou směru dopředu a dopředu a doprava. Průměrný čas pro absolvování testu LOS se snížil.

V hodnotách celkového skóre v dotazníku FES-I nebyl prokázán žádný statisticky významný rozdíl. V průměru se hodnota celkového skóre dosažená v dotazníku FES-I snížila o 3,33 bodů (9,51 %).

Byly prokázány statisticky významné závislosti mezi vybranými klinickými testy a vybranými testy posturální stability měřenými na přístroji Biodex Balance System.

Byly prokázány statisticky významné závislosti mezi vybranými parametry chůze měřenými pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybranými testy posturální stability měřenými na přístroji Biodex Balance System.

Opakovatelnost mezi jednotlivými pokusy vybraných klinických testů v rámci jednoho měření byla prokázána pouze u 10MWT R a TUG M. Výsledky nedosahují hodnot minimálních detekovatelných změn.

Opakovatelnost mezi jednotlivými pokusy v rámci jednoho měření vybraných testů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System byla prokázána u všech variant testu mCTSIB.

8 SOUHRN

Teoretická část obsahuje stručný úvod do problematiky týkající se Parkinsonovy nemoci a základní popis posturální stability s přesahem do možností jejího vyšetření a terapie.

Výzkumná část se zaměřuje na zhodnocení vlivu osmitýdenního balančního tréninku na vybrané parametry posturální stability s využitím přístroje Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí.

Výzkumný soubor se skládal z 13 pacientů trpících Parkinsonovou nemocí ve věku 48–85 let a stadiu onemocnění 1–4 dle Hoehnové a Yahra (H&Y). Všichni pacienti podstoupili celkem 3 série měření. První na začátku výzkumu, druhé po čtyřech týdnech a třetí po osmi týdnech. Hodnocení probíhalo pomocí dotazníku Falls Efficacy Scale-International (FES-I), vybraných klinických testů a pomocí přístrojové techniky. Pro zhodnocení parametrů chůze byl použit RehaGait Analyzer Pro a pro zhodnocení parametrů posturální stability Biodex Balance System. Terapie sestávala z balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System s využitím tréninkových režimů Random Control Training a Motor Control Training. Kompletní terapie trvala 8 týdnů a probíhala dvakrát týdně.

Výsledky prokázaly pozitivní trend tréninkového skóre v rámci tréninkových režimů Random Control Training a Motor Control Training. Průměrné dosažené tréninkové skóre se od první terapie zvýšilo v tréninkovém režimu Random Control Training o 22,00 % a v Motor Control Training o 10,67 %. Dále nebyla prokázána žádná statisticky významná pozitivní změna v hodnotách Sway Indexu v testu modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB) ani v celkovém skóre dotazníku FES-I. Statisticky významný rozdíl byl prokázán v testu Limits of Stability (LOS) ve smyslu zvětšení celkové velikosti úhlů náklonů, velikostí úhlů náklonů ve směrech dozadu a doleva, dozadu a doprava a snížení času potřebného pro absolvování testu. V rámci hodnocení závislostí byly nalezeny statisticky významné korelační koeficienty mezi vybranými klinickými testy a vybranými testy posturální stability měřenými na přístroji Biodex Balance System. Tyto závislosti byly zaznamenány především mezi variantou testu mCTSIB ve stoji na pevné podložce se zavřenými očima a neviditelným center of pressure (COP) na monitoru přístroje a různými variantami TUG testu. Další závislosti byly nalezeny zejména mezi vybranými klinickými testy a velikostí jednotlivých úhlů náklonů v různých směrech v testu LOS, konkrétně ve směrech doprava, dozadu a doleva

a ve směru dozadu a doprava. Statisticky významné závislosti lze pozorovat také mezi časem potřebným pro absolvování testu LOS a časem pro vykonání jednotlivých klinických testů. Dále byly prokázány statisticky významné závislosti mezi vybranými parametry chůze, měřenými pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a testy posturální stability měřenými na přístroji Biodex Balance System. Tyto závislosti byly zaznamenány především mezi rychlostí chůze a velikostí jednotlivých úhlů náklonů v různých směrech v testu LOS, konkrétně ve směru dozadu, doleva a doprava. Statisticky významné rozdíly v opakovatelnosti mezi jednotlivými pokusy v rámci jednoho měření nebyly zaznamenány u desetimetrového testu chůze (varianta s rychlou chůzí), testu Timed Up and Go (varianta s motorickým úkolem) a u všech variant testu mCTSIB měřených na přístroji Biodex Balance System.

Na podkladě výsledků se osmitýdenní terapie v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System ukazuje jako spíše přínosná pro pacienty trpící Parkinsonovou nemocí. Z důvodů popsaných v části věnující se limitům této práce však nelze stanovovat jednoznačné závěry a je potřeba v této oblasti provést další výzkum.

9 SUMMARY

The theoretical part contains a brief introduction to the issues related to Parkinson's disease and a basic description of postural stability with an overlap into the possibilities of its examination and therapy.

The research part focuses on the evaluation of the effect of eight weeks of balance training on selected parameters of postural stability using the Biodex Balance System in patients suffering from Parkinson's disease.

The research group consisted of 13 patients with Parkinson's disease aged 48-85 years and Hoehn and Yahr (H&Y) stages 1-4. All patients underwent a total of 3 series of measurements. The first one at the beginning of the research, the second one after four weeks and the third one after eight weeks. The evaluation was performed using the Falls Efficacy Scale-International (FES-I) questionnaire, selected clinical tests and instruments. The RehaGait Analyzer Pro was used to evaluate walking parameters and the Biodex Balance System was used to evaluate postural stability parameters. The therapy consisted of balance training on the Biodex Balance System using the Random Control Training and Motor Control Training modes. The complete therapy lasted 8 weeks and took place twice a week.

The results showed a positive trend of the training score within the training modes Random Control Training and Motor Control Training. The average achieved training score has increased by 22.00% in the Random Control Training mode and by 10.67% in the Motor Control Training since the first therapy. Furthermore, no statistically significant positive change in Sway Index values was demonstrated in the modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB) or in the overall score of the FES-I questionnaire. A statistically significant difference was demonstrated in the Limits of Stability (LOS) test in terms of increasing the total size of the angles of inclination, the size of the angles of inclination backwards and to the left, backwards and to the right, and reducing the time required to complete the test. Within the evaluation of dependencies, statistically significant correlation coefficients were found between selected clinical tests and selected postural stability tests measured on the Biodex Balance System. These dependencies were noted mainly between the mCTSIB test variant when standing on a solid surface with eyes closed and the invisible center of pressure (COP) on the instrument monitor and the different TUG test variants. Other dependencies were found especially between selected clinical tests and the size of individual angles of inclination in different

directions in the LOS test, specifically to the right, backwards and to the left and backwards and to the right. Statistically significant dependencies can also be observed between the time required to complete the LOS test and the time required to perform individual clinical tests. In addition, statistically significant dependences between selected walking parameters measured with the RehaGait Analyzer Pro and postural stability tests measured with the Biodex Balance System were demonstrated. These dependences were recorded mainly between the walking speed and the size of the individual angles of inclination in different directions in the LOS test, specifically backwards, to the left and to the right. No statistically significant differences in repeatability between the individual tests within a single measurement were observed for the 10-meter walk test (fast walk variant), the Timed Up and Go test (motor task variant), and for all the mCTSIB test variants measured on the Biodex Balance System.

Based on the results, eight weeks of therapy in form of balance training on the Biodex Balance System proves to be rather beneficial for patients suffering from Parkinson's disease. However, for the reasons described in the section dealing with the limits of this thesis, no clear conclusions can be drawn, and further research is needed in this area.

10 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

10MWT – 10 Meter Walk Test

10MWT R – 10 Meter Walk Test, varianta s rychlou chůzí

10MWT S – 10 Meter Walk Test, standardní varianta

360DTT – 360-Degree Turn Test

360DTT L – 360-Degree Turn Test, doleva

360DTT P – 360-Degree Turn Test, doprava

6MWT – 6 Minute Walk Test

ABC – Activities-Specific Balance Confidence

BBS – Berg Balance Scale

BESTest – Balance Evaluation Systems Test

Brief BESTest – Brief Balance Evaluation Systems Test

CNS – centrální nervový systém

COG – center of gravity

COM – center of mass

COMT – katechol-O-metyltransferáza

COP – center of pressure

DBS – Deep Brain Stimulation

FES-I – Falls Efficacy Scale-International

FRT – Functional Reach Test

FTSST – Five Times Sit to Stand Test

H&Y – Hoehnová a Yahr

ICC – Intraclass Correlation Coefficient

L-DOPA – levodopa, L-3,4-dihydroxyfenylalanin

LOS – Limits of Stability

m. – musculus

mCTSIB – modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance

MDC – Minimal Detectable Change

MDS-UPDRS – Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale

Mini-BESTest – Mini Balance Evaluation Systems Test

mm. – musculi

MPTP – 1-metyl-4-fenyl-1,2,3,6-tetrahydropyridin

NFT – neurofeedback training

RT – resistance training

RTI – resistance training with instability

SLS – Single Leg Stance

SOT – Sensory Organization Test

TUG – Timed Up and Go Test

TUG K – Timed Up and Go Test, varianta s kognitivním úkolem

TUG M – Timed Up and Go Test, varianta s motorickým úkolem

TUG R – Timed Up and Go Test, varianta s rychlou chůzí

TUG S – Timed Up and Go Test, standardní varianta

11 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Hlavní aspekty posturální kontroly	22
Obrázek 2. Změny COP ve stoji u jednotlivých věkových skupin.....	27
Obrázek 3. Změny COP ve stoji u jednotlivých věkových skupin.....	27
Obrázek 4. RehaGait Analyzer Pro.....	38
Obrázek 5. Biodex Balance System.....	42
Obrázek 6. Schéma designu výzkumu	50
Obrázek 7. mCTSIB Testing	54
Obrázek 8. Limits of Stability Testing.....	55
Obrázek 9. Random Control Training	57
Obrázek 10. Motor Control Training.....	57
Obrázek 11. Vývoj dosaženého tréninkového skóre jednotlivých pacientů v tréninkovém režimu Random Control Training během osmítýdenního balančního tréninku	60
Obrázek 12. Vývoj dosaženého tréninkového skóre jednotlivých pacientů v tréninkovém režimu Motor Control Training během osmítýdenního balančního tréninku	60

12 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Charakteristika výzkumného souboru	49
Tabulka 2. Porovnání hodnot parametru Sway Indexu dosaženého v testu mCTSIB před a po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí	62
Tabulka 3. Porovnání hodnot parametrů velikosti úhlů pro jednotlivé směry v testu Limits of Stability a času potřebného pro dokončení testu před a po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí.....	64
Tabulka 4. Porovnání hodnot celkového skóre v dotazníku FES-I před a po osmitýdenní terapii v podobě balančního tréninku na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí	65
Tabulka 5. Hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných klinických testů a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí	67
Tabulka 6. Hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných klinických testů a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí	68
Tabulka 7. Hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných parametrů chůze měřených pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí	70
Tabulka 8. Hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu mezi výsledky vybraných parametrů chůze měřených pomocí přístroje RehaGait Analyzer Pro a vybraných parametrů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí	71
Tabulka 9. Porovnání hodnot parametrů mezi jednotlivými pokusy vybraných klinických testů v rámci jednoho měření u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí	73

Tabulka 10. Porovnání hodnot parametrů mezi jednotlivými pokusy vybraných testů posturální stability měřených na přístroji Biodex Balance System v rámci jednoho měření u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí..... 75

13 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abrahamová, D., & Hlavačka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 57(6), 957–964.
- Almeida, G. P. L., Monteiro, I. O., Marizeiro, D. F., Maia, L. B., & de Paula Lima, P. O. (2017). Y balance test has no correlation with the stability index of the Biodex Balance System. *Musculoskeletal Science and Practice*, 27, 1–6. doi: 10.1016/j.msksp.2016.11.008
- Arnold, B. L., & Schmitz, R. J. (1998). Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *Journal of Athletic Training*, 33(4), 323–327.
- Azarpaikan, A., Torbati, H. T., & Sohrabi, M. (2014). Neurofeedback and physical balance in Parkinson's patients. *Gait & Posture*, 40, 177–181. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.179
- Baltadjieva, R., Giladi, N., Gruendlinger, L., Peretz, C., & Hausdorff, J. M. (2006). Marked alterations in the gait timing and rhythmicity of patients with de novo Parkinson's disease. *European Journal of Neuroscience*, 24(6), 1815–1820. doi: 10.1111/j.1460-9568.2006.05033.x
- Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C., & Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, 6(3), 246–270. doi: 10.1123/mcj.6.3.246
- Bareš, M. (2001). Diagnostika a klinické příznaky Parkinsonovy nemoci. *Neurologie pro Praxi*, 2(1), 22–24.
- Bastlová, P., Jurutková, Z., Tomsová, J., & Zelená, A. (2015). *Výběr klinických testů pro fyzioterapeutu*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Bednařík, J., Ambler, Z., & Růžička, E. (2010). *Klinická neurologie*. Praha, Česká republika: Stanislav Juhaňák – Triton.

- Bekkers, E. M. J., Dockx, K., Devan, S., Van Rossom, S., Verschueren, S. M. P., 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
- Berger, J., Kalita, Z., & Ulč, I. (2000). *Parkinsonova choroba*. Praha, Česká republika: Maxdorf.
- Beuter, A., Hernández, R., Rigal, R., Modolo, J., & Blanchet, P. J. (2008). Postural sway and effect of levodopa in early Parkinson's disease. *The Canadian Journal of Neurological Sciences*, 35(1), 65–68. doi: 10.1017/S0317167100007575
- Biodex Medical Systems. (2021a). *Balance System SD – Instructions for use*. Shirley, NY: Author. Retrieved from https://www.biodex.com/sites/default/files/950440man_ifu_eng_19092clr_revc.pdf
- Biodex Medical Systems. (2021b). *Biodex Balance System – Sample Screens – Six Standardized Testing Modes* [Image]. Retrieved from <https://www.biodex.com/physical-medicine/products/balance/balance-system-sd/testing-modes>
- Biodex Medical Systems. (2021c). *Biodex Balance System – Sample Screens – Training Modes: Interactive, Static and Dynamic* [Image]. Retrieved from <https://www.biodex.com/physical-medicine/products/balance/balance-system-sd/training-modes>
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Bloem, B. R., Grimbergen, Y. A. M., van Dijk, J. G., & Munneke, M. (2006). The “posture second” strategy: A review of wrong priorities in Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences*, 248(1–2), 196–204. doi: 10.1016/j.jns.2006.05.010

- Boonsinsukh, R., Khumnonchai, B., Saengsirisuwan, V., & Chaikereee, N. (2020). The effect of the type of foam pad used in the modified clinical test of sensory interaction and balance (mCTSIB) on the accuracy in identifying older adults with fall history. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 40(2), 133–143. doi: 10.1142/S1013702520500134
- Braak, H., Del Tredici, K., Bratzke, H., Hamm-Clement, J., Sandmann-Keil, D., & Rüb, U. (2002). Staging of the intracerebral inclusion body pathology associated with idiopathic Parkinson's disease (preclinical and clinical stages). *Journal of Neurology*, 249(Suppl 3), 1–5. doi: 10.1007/s00415-002-1301-4
- Brachman, A., Kamieniarz, A., Michalska, J., Pawłowski, M., Słomka, K. J., & Juras, G. (2017). Balance training programs in athletes – A systematic review. *Journal of Human Kinetics*, 58(1), 45–64. doi: 10.1515/hukin
- Brandmeir, N. J., Brandmeir, C. L., Carr, D., Kuzma, K., & McInerney, J. (2018). Deep brain stimulation for Parkinson disease does not worsen or improve postural instability: A prospective cohort trial. *Neurosurgery*, 83(6), 1173–1181. doi: 10.1093/neuros/nyx602
- Brauer, S. G., & Morris, M. E. (2010). Can people with Parkinson's disease improve dual tasking when walking? *Gait & Posture*, 31(2), 229–233. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.10.011
- Brusse, K. J., Zimdars, S., Zalewski, K. R., & Steffen, T. M. (2005). Testing functional performance in people with Parkinson disease. *Physical Therapy*, 85(2), 134–141. doi: 10.1093/ptj/85.2.134
- Bryant, M. S., Rintala, D. H., Hou, J. G., Charness, A. L., Fernandez, A. L., Collins, R. L., ... Protas, E. J. (2011). Gait variability in Parkinson's disease: Influence of walking speed and dopaminergic treatment. *Neurological Research*, 33(9), 959–964. doi: 10.1179/1743132811Y.0000000044
- Buatois, S., Perret-Guillaume, C., Gueguen, R., Miget, P., Vançon, G., Perrin, P., & Benetos, A. (2010). A simple clinical scale to stratify risk of recurrent falls in community-dwelling adults aged 65 years and older. *Physical Therapy*, 90(4), 550–560. doi: 10.2522/ptj.20090158

- Bůřil, J., Bůřilová, P., Pokorná, A., Kováčová, I., & Baláž, M. (2020). Pacient s Parkinsonovou nemocí v datových zdrojích Národního zdravotnického informačního systému. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, 83(5), 550–554. doi: 10.14735/amcsnn2020550
- Burleigh, A., Horak, F. B., Nutt, J., & Frank, J. (1995). Levodopa reduces muscle tone and lower extremity tremor in Parkinson's disease. *The Canadian Journal of Neurological Sciences*, 22(4), 280–285. doi: 10.1017/S0317167100039470
- Čakrt, O. (2009). Kinetická analýza (posturografie). In *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Česká republika: Galén.
- Calne, D., Dubini, A., & Stern, G. (1989). Did Leonardo describe Parkinson's disease? *New England Journal of Medicine*, 320(9), 594. doi: 10.1056/nejm198903023200912
- Canning, C. G., Ada, L., & Woodhouse, E. (2008). Multiple-task walking training in people with mild to moderate Parkinson's disease: A pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 22(3), 226–233. doi: 10.1177/0269215507082341
- Carpenter, M. G., & Bloem, B. R. (2011). Postural control in Parkinson patients: A proprioceptive problem? *Experimental Neurology*, 227(1), 26–30. doi: 10.1016/j.expneurol.2010.11.007
- Chastan, N., Debono, B., Maltête, D., & Weber, J. (2008). Discordance between measured postural instability and absence of clinical symptoms in Parkinson's disease patients in the early stages of the disease. *Movement Disorders*, 23(3), 366–372. doi: 10.1002/mds.21840
- Cheng, H. C., Ulane, C. M., & Burke, R. E. (2010). Clinical progression in Parkinson disease and the neurobiology of axons. *Annals of Neurology*, 67(6), 715–725. doi: 10.1002/ana.21995
- Chráška, M. (2007). *Metody pedagogického výzkumu*. Praha, Česká republika: Grada Publishing.

- Colnat-Coulbois, S., Gauchard, G. C., Maillard, L., Barroche, G., Vespignani, H., Auque, J., & Perrin, P. P. (2005). Bilateral subthalamic nucleus stimulation improves balance control in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, *76*(6), 780–787. doi: 10.1136/jnnp.2004.047829
- Colnat-Coulbois, S., Gauchard, G. C., Maillard, L., Barroche, G., Vespignani, H., Auque, J., & Perrin, P. P. (2011). Management of postural sensory conflict and dynamic balance control in late-stage Parkinson's disease. *Neuroscience*, *193*, 363–369. doi: 10.1016/j.neuroscience.2011.04.043
- Çömük Balci, N., Tonga, E., & Gülşen, M. (2013). The effect of balance training by Tetraks Interactive Balance System on balance and fall risk in Parkinson's patients: A report of four cases. *Nöropsikiyatri Arşivi*, *50*(3), 283–287. doi: 10.4274/npa.y6453
- Cumberworth, V. L., Patel, N. N., Rogers, W., & Kenyon, G. S. (2007). The maturation of balance in children. *Journal of Laryngology and Otology*, *121*(5), 449–454. doi: 10.1017/S0022215106004051
- Dawson, N., Dzurino, D., Karleskint, M., & Tucker, J. (2018). Examining the reliability, correlation, and validity of commonly used assessment tools to measure balance. *Health Science Reports*, *1*(12), 1–8. doi: 10.1002/hsr2.98
- de Lau, L. M., & Breteler, M. M. (2006). Epidemiology of Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, *5*(6), 525–535. doi: 10.1016/S1474-4422(06)70471-9
- de Oliveira Lira, J. L., Ugrinowitsch, C., Fecchio, R., Coelho, D. B., Moreira-Neto, A., Germano, R., ... Silva-Batista, C. (2019). Minimal detectable change for balance using the Biodex Balance System in patients with Parkinson's disease. *PM&R*, *12*(1), 1–7. doi: 10.1002/pmrj.12216
- Delamarre, A., & Meissner, W. G. (2017). Epidemiology, environmental risk factors and genetics of Parkinson's disease. *Presse Medicale*, *46*(2), 175–181. doi: 10.1016/j.lpm.2017.01.001
- DeLisa, J. A., Gans, B. M., & Walsh, N. E. (2005). *Physical medicine and rehabilitation: Principles and practice* (4th ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

- Desai, A., Goodman, V., Kapadia, N., Shay, B. L., & Szturm, T. (2010). Relationship between dynamic balance measures and functional performance in community-dwelling elderly people. *Physical Therapy, 90*(5), 748–760. doi: 10.2522/ptj.20090100
- Dewan, N., & MacDermid, J. C. (2014). Fall Efficacy Scale - International (FES-I). *Journal of Physiotherapy, 60*(1), 60. doi: 10.1016/j.jphys.2013.12.014
- Dickstein, R., Peterka, R. J., & Horak, F. B. (2003). Effects of light fingertip touch on postural responses in subjects with diabetic neuropathy. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry, 74*(5), 620–626. doi: 10.1136/jnnp.74.5.620
- DiStefano, L. J., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2009). Evidence supporting balance training in healthy individuals: A systemic review. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 23*(9), 2718–2731. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181c1f7c5
- Doná, F., Aquino, C. C., Gazzola, J. M., Borges, V., Silva, S. M. C. A., 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
- Dupalová, D., Šlachťová, M., Neumannová, K., Doleželová, E., Magátová, M., & Sečkařová, L. (2017). Klinické hodnocení rovnováhy u pacientů s Parkinsonovou nemocí v fyzioterapeutické praxi. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství, 24*(4), 243–249.
- Dylevský, I. (2009). *Kineziologie – Základy strukturální kinezologie*. Praha, Česká republika: Triton.
- Ebersbach, G., & Gunkel, M. (2011). Posturography reflects clinical imbalance in Parkinson's disease. *Movement Disorders, 26*(2), 241–246. doi: 10.1002/mds.23189
- Elbalawy, Y. M., Elrewainy, R. M., Taha, S. I., Fahmy, E. M., Mohammed, S. S., El-Serougy, H. R., & El Sherbini, A. E.-H. I. (2020). Comparative effect of visual feedback training versus sensory integration on risk of falling in Parkinson's disease patients: Randomized controlled trial. *Polish Journal of Physiotherapy, 20*(3), 1–7.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.

- Faraldo-García, A., Santos-Pérez, S., Crujeiras, R., & Soto-Varela, A. (2015). Postural changes associated with ageing on the sensory organization test and the limits of stability in healthy subjects. *Auris Nasus Larynx*, *43*(2), 149–154. doi: 10.1016/j.anl.2015.07.001
- Faraldo-García, A., Santos-Pérez, S., Rossi-Izquierdo, M., Lirola-Delgado, A., Vaamonde-Sánchez-Andrade, I., Del-Río-Valeiras, M., & Soto-Varela, A. (2016). Posturographic limits of stability can predict the increased risk of falls in elderly patients with instability? *Acta Oto-Laryngologica*, *136*(11), 1125–1129. doi: 10.1080/00016489.2016.1201591
- Feng, Y.-S., Yang, S.-D., Tan, Z.-X., Wang, M.-M., Xing, Y., Dong, F., & Zhang, F. (2020). The benefits and mechanisms of exercise training for Parkinson's disease. *Life Sciences*, *245*, 1–10. doi: 10.1016/j.lfs.2020.117345
- Ferber-Viart, C., Ionescu, E., Morlet, T., Froehlich, P., & Dubreuil, C. (2007). Balance in healthy individuals assessed with Equitest: Maturation and normative data for children and young adults. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, *71*(7), 1041–1046. doi: 10.1016/j.ijporl.2007.03.012
- Ferrazzoli, D., Fasano, A., Maestri, R., Bera, R., Palamara, G., Ghilardi, M. F., ... Frazzitta, G. (2015). Balance dysfunction in Parkinson's disease: The role of posturography in developing a rehabilitation program. *Parkinson's Disease*, *2015*, 1–10. doi: 10.1155/2015/520128
- Forsberg, H. (1999). Neural control of human motor development. *Current Opinion in Neurobiology*, *9*(6), 676–682. doi: 10.1016/S0959-4388(99)00037-9
- Franchignoni, F., Horak, F. B., Godi, M., Nardone, A., & Giordano, A. (2010). Using psychometric techniques to improve the balance evaluation systems test: The mini-bestest. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *42*(4), 323–331. doi: 10.2340/16501977-0537
- Gandolfi, M., Valè, N., Filippetti, M., Dimitrova, E. K., Geroin, C., Picelli, A., & Smania, N. (2019). Postural control in individuals with Parkinson's disease. *Different Areas of Physiotherapy*, 1–18. doi: 10.5772/intechopen.81098

- Giladi, N., McDermott, M. P., Fahn, S., Przedborski, S., Jankovic, J., Stern, M., & Tanner, C. (2001). Freezing of gait in PD: Prospective assessment in the DATATOP cohort. *Neurology*, *56*(12), 1712–1721. doi: 10.1212/WNL.56.12.1712
- Goetz, C. G. (2011). The history of Parkinson's disease: Early clinical descriptions and neurological therapies. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, *1*(1). doi: 10.1101/cshperspect.a008862
- Goldman, S. M. (2014). Environmental toxins and Parkinson's disease. *Annual Review of Pharmacology and Toxicology*, *54*, 141–164. doi: 10.1146/annurev-pharmtox-011613-135937
- Grimbergen, Y. A. M., Munneke, M., & Bloem, B. R. (2004). Falls in Parkinson's disease. *Current Opinion in Neurology*, *17*(4), 405–415. doi: 10.1097/01.wco.0000137530.68867.93
- Harro, C. C., & Garascia, C. (2019). Reliability and validity of computerized force platform measures of balance function in healthy older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, *42*(3), E57–E66. doi: 10.1519/JPT.0000000000000175
- HASOMED. (2016). *RehaGait – Uživatelský manuál*. Magdeburg, Německo: Author.
- Hirabayashi, S. ichi, & Iwasaki, Y. (1995). Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain & Development*, *17*(2), 111–113. doi: 10.1016/0387-7604(95)00009-Z
- Holmes, J. D., Jenkins, M. E., Johnson, A. M., Adams, S. G., & Spaulding, S. J. (2010). Dual-task interference: The effects of verbal cognitive tasks on upright postural stability in Parkinson's disease. *Parkinson's Disease*, *2010*, 1–5. doi: 10.4061/2010/696492
- Horak, F. B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*, *6*(1), 76–84. doi: 10.1016/S0966-6362(97)00018-0
- 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*, *35*(SUPPL.2), 7–11. doi: 10.1093/ageing/af1077
- Horak, F. B. (2009). Postural control. In M. D. Binder, N. Hirokawa, & U. Windhorst (Eds.), *Encyclopedia of Neuroscience*. Berlin, Německo: Springer.

- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77(5), 517–533. doi: 10.1093/ptj/77.5.517
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369–1381. doi: 10.1152/jn.1986.55.6.1369
- Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 82(1), 167–177. doi: 10.1007/BF00230848
- Horak, F. B., Nutt, J. G., & Nashner, L. M. (1992). Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, 111(1), 46–58. doi: 10.1016/0022-510X(92)90111-W
- Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy*, 89(5), 484–498. doi: 10.2522/ptj.20080071
- Hoskovcová, M. (2010). Pohyb u Parkinsonovy nemoci z pohledu odborníka. *Parkinson*, 32, 2–4. Retrieved from <https://www.spolecnost-parkinson.cz/res/data/000131.pdf>
- Hughes, M. A., Duncan, P. W., Rose, D. K., Chandler, J. M., & Studenski, S. A. (1996). The relationship of postural sway to sensorimotor function, functional performance, and disability in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(6), 567–572. doi: 10.1016/S0003-9993(96)90296-8
- Hytönen, M., Pyykkö, I., Aalto, H., & Starck, J. (1993). Postural control and age. *Acta Oto-Laryngologica*, 113(1–2), 119–122. doi: 10.3109/00016489309135778
- Jacobs, J. V., Dimitrova, D. M., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2005). Can stooped posture explain multidirectional postural instability in patients with Parkinson's disease? *Experimental Brain Research*, 166(1), 78–88. doi: 10.1007/s00221-005-2346-2
- Jankovic, J. (2008). Parkinson's disease: Clinical features and diagnosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 79(4), 368–376. doi: 10.1136/jnnp.2007.131045
- Jedlička, P., & Keller, O. (2005). *Speciální neurologie*. Praha, Česká republika: Galén.

- Johnsen, E. L., Mogensen, P. H., Sunde, N. A., & Østergaard, K. (2009). Improved asymmetry of gait in Parkinson's disease with DBS: Gait and postural instability in Parkinson's disease treated with bilateral deep brain stimulation in the subthalamic nucleus. *Movement Disorders*, 24(4), 590–597. doi: 10.1002/mds.22419
- Johnson, L., James, I., Rodrigues, J., Stell, R., Thickbroom, G., & Mastaglia, F. (2013). Clinical and posturographic correlates of falling in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 28(9), 1250–1256. doi: 10.1002/mds.25449
- Johnsson, E., Henriksson, M., & Hirschfeld, H. (2002). Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35(1), 26–30. doi: 10.1080/16501970306099
- Jost, W. H. (2017). Autonomic dysfunction in Parkinson's disease: Cardiovascular symptoms, thermoregulation, and urogenital symptoms. *International Review of Neurobiology*, 134, 771–785. doi: 10.1016/bs.irm.2017.04.003
- Keus, S., Munneke, M., Graziano, M., Paltamaa, J., Pelosin, E., Domingos, J., ... Bloem, B. (2014). *Evropské doporučené postupy pro fyzioterapeutickou léčbu Parkinsonovy nemoci*. Nizozemsko: KNGF/ParkinsonNet. Retrieved from https://www.parkinsonnet.nl/app/uploads/sites/3/2019/11/doporu_en__postupy_pro_o_fyzioterapeutickou_l__bu_parkinsonovy_nemoci_fin_81277__-_kop_rovat.pdf
- Khattar, V. S., & Hathiram, B. T. (2012). The clinical test for the sensory interaction of balance. *Otorhinolaryngology Clinics*, 4(1), 41–45. doi: 10.5005/jp-journals-10003-1086
- Kim, S. D., Allen, N. E., Canning, C. G., & Fung, V. S. C. (2013). Postural instability in patients with Parkinson's disease. *CNS Drugs*, 27(2), 97–112. doi: 10.1007/s40263-012-0012-3
- Klamroth, S., Steib, S., Devan, S., & Pfeifer, K. (2016). Effects of exercise therapy on postural instability in Parkinson disease: A meta-analysis. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 40(1), 3–14. doi: 10.1097/NPT.0000000000000117
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Česká republika: Galén.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha, Česká republika: Galén.

- Landers, M. R., Hatlevig, R. M., Davis, A. D., Richards, A. R., & Rosenlof, L. E. (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
- Lang, J. T., Kassin, T. O., Devaney, L. L., Colon-Semenza, C., & Joseph, M. F. (2016). Test-retest reliability and minimal detectable change for the 10-Meter Walk Test in older adults with Parkinson's disease. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, *39*(4), 165–170. doi: 10.1519/JPT.0000000000000068
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Lee, A., & Gilbert, R. M. (2016). Epidemiology of Parkinson disease. *Neurologic Clinics*, *34*(4), 955–965. doi: 10.1016/j.ncl.2016.06.012
- Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015). Effects of balance training on balance performance in healthy older adults: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, *45*(12), 1721–1738. doi: 10.1007/s40279-015-0375-y
- Lewek, M. D., Poole, R., Johnson, J., Halawa, O., & Huang, X. (2010). Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait & Posture*, *31*(2), 256–260. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.10.013
- Liaw, M. Y., Chen, C. L., Pei, Y. C., Leong, C. P., & Lau, Y. C. (2009). Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged, and elderly healthy people. *Chang Gung Medical Journal*, *32*(3), 297–304.
- Lopes, J. B. P., de Melo, G. E. L., Lazzari, R. D., Santos, C. A., de Moura, R. C. F., Dumont, A. J. L., ... Oliveira, C. S. (2016). Measures used for the evaluation of balance in individuals with Parkinson's disease: A systematic review. *Journal of Physical Therapy Science*, *28*(6), 1936–1942. doi: 10.1589/jpts.28.1936
- Mahboobin, A., Loughlin, P. J., Redfern, M. S., & Sparto, P. J. (2005). Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations. *Experimental Brain Research*, *167*(2), 260–267. doi: 10.1007/s00221-005-0053-7

- 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.
- Mancini, M., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Chiari, L. (2011). Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders*, 17(7), 557–562. doi: 10.1016/j.parkreldis.2011.05.010
- Mancini, M., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2020). *Balance dysfunction in Parkinson's disease*. Londýn, Velká Británie: Academic Press.
- Mancini, M., Rocchi, L., Horak, F. B., & Chiari, L. (2008). Effects of Parkinson's disease and levodopa on functional limits of stability. *Clinical Biomechanics*, 23(4), 450–458. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.007
- Manyam, B. V. (1990). Paralysis agitans and levodopa in “Ayurveda”: ancient Indian medical treatise. *Movement Disorders*, 5(1), 47–48. doi: 10.1002/mds.870050112
- Manyam, B. V., & Sánchez-Ramos, J. R. (1999). Traditional and complementary therapies in Parkinson's disease. *Advances in Neurology*, 80, 565–574.
- Masopust, J., Urban, A., & Vališ, M. (2011). *Neuropsychiatrické případy*. Praha, Česká republika: Galén.
- Menant, J. C., Latt, M. D., Menz, H. B., Fung, V. S., & Lord, S. R. (2011). Postural sway approaches center of mass stability limits in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 26(4), 637–643. doi: 10.1002/mds.23547
- Míková, M. (2006). *Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi*. Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc, Česká republika.
- Morris, M. E., Iansek, R., Matyas, T. A., & Summers, J. J. (1994). The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease. *Brain*, 117(5), 1169–1181. doi: 10.1093/brain/117.5.1169
- Morris, M. E., Iansek, R., Smithson, F., & Huxham, F. (2000). Postural instability in Parkinson's disease: A comparison with and without a concurrent task. *Gait & Posture*, 12(3), 205–216. doi: 10.1016/S0966-6362(00)00076-X

- Nashner, L. M. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135–172. doi: 10.1017/s0140525x00020008
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- 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
- Ovallath, S., & Deepa, P. (2013). The history of parkinsonism: Descriptions in ancient Indian medical literature. *Movement Disorders*, 28(5), 566–568. doi: 10.1002/mds.25420
- Panyakaew, P., Anan, C., & Bhidayasiri, R. (2015). Visual deprivation elicits subclinical postural inflexibilities in early Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences*, 349(1–2), 214–219. doi: 10.1016/j.jns.2015.01.022
- Park, A., & Stacy, M. (2009). Non-motor symptoms in Parkinson's disease. *Journal of Neurology*, 256(3), 293–298. doi: 10.1007/s00415-009-5240-1
- Parkinson, J. (1817). *An essay on the Shaking Palsy*. Londýn, Velká Británie: Sherwood, Neely and Jones.
- Paul, S. S., Canning, C. G., Sherrington, C., Lord, S. R., Close, J. C. T., & Fung, V. S. C. (2013). Three simple clinical tests to accurately predict falls in people with Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 28(5), 655–662. doi: 10.1002/mds.25404
- Petersen, C., Steffen, T., Paly, E., Dvorak, L., & Nelson, R. (2017). Reliability and minimal detectable change for sit-to-stand tests and the functional gait assessment for individuals with Parkinson disease. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 40(4), 223–226. doi: 10.1519/JPT.0000000000000102
- 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: 10.1371/journal.pone.0227119

- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–406. doi: 10.1191/0269215500cr342oa
- Pourghayoomi, E., Negahdar, F., Shahidi, G., Hassani Mehraban, A., Ebrahimi, I., Taghizade, G., ... Saeidi Boroujeni, M. (2014). Correlation between functional balance and mobility tests and postural sway measures in dual task paradigm in Parkinson's disease (A pilot study). *Journal of Basic and Clinical Pathophysiology*, 2(2), 1–12.
- Qutubuddin, A. A., Cifu, D. X., Armistead-Jehle, P., Carne, W., McGuirk, T. E., & Baron, M. S. (2007). A comparison of computerized dynamic posturography therapy to standard balance physical therapy in individuals with Parkinson's disease: A pilot study. *NeuroRehabilitation*, 22(4), 261–265. doi: 10.3233/nre-2007-22402
- Radder, D. L. M., Lígia Silva de Lima, A., Domingos, J., Keus, S. H. J., van Nimwegen, M., Bloem, B. R., & de Vries, N. M. (2020). Physiotherapy in Parkinson's disease: A meta-analysis of present treatment modalities. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 34(10), 871–880. doi: 10.1177/1545968320952799
- Raethjen, J., Raethjen, P., Schmalbach, B., & Wasner, G. (2020). Dynamic posturography and posturographic training for Parkinson's disease in a routine clinical setting. *Gait & Posture*, 82, 281–286. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.09.013
- Raudino, F. (2012). The Parkinson disease before James Parkinson. *Neurological Sciences*, 33(4), 945–948. doi: 10.1007/s10072-011-0816-9
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1), 48–58. doi: 10.1016/j.gaitpost.2003.11.006
- Reguli, Z., & Svobodová, L. (2011). Česká verze diagnostiky strachu z pádů u seniorů – FES-I (Falls Efficacy Scale International). *Studia Sportiva*, 5(2), 5–12. doi: 10.5817/sts2011-2-1
- Rektor, I., & Rektorová, I. (2003). *Centrální poruchy hybnosti*. Praha, Česká republika: Triton.

- Ricci, N. A., Gonçalves, D. de F. F., Coimbra, A. M. V., & Coimbra, I. B. (2009). Sensory interaction on static balance: A comparison concerning the history of falls of community-dwelling elderly. *Geriatrics and Gerontology International*, *9*(2), 165–171. doi: 10.1111/j.1447-0594.2009.00516.x
- Rocchi, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2002). Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, *73*(3), 267–274. doi: 10.1136/jnnp.73.3.267
- Roemmich, R. T., Nocera, J. R., Vallabhajosula, S., Amano, S., Naugle, K. M., Stegemöller, E. L., & Hass, C. J. (2012). Spatiotemporal variability during gait initiation in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, *36*(3), 340–343. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.018
- Roth, J., Sekyrová, M., & Růžička, E. (2009). *Parkinsonova nemoc*. Praha, Česká republika: Maxdorf.
- Row, J., Chan, L., Damiano, D., Shenouda, C., Collins, J., & Zampieri, C. (2019). Balance assessment in traumatic brain injury: A comparison of the sensory organization and limits of stability tests. *Journal of Neurotrauma*, *36*(16), 2435–2442. doi: 10.1089/neu.2018.5755
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture*, *32*(4), 436–445. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012
- Růžička, E., Roth, J., & Kaňovský, P. (2000). *Parkinsonova nemoc a parkinsonské syndromy*. Praha, Česká republika: Galén.
- Růžička, E., Šonka, K., Marusič, P., & Rusina, R. (2019). *Neurologie*. Praha, Česká republika: Stanislav Juhaňák – Triton.
- Schieppati, M., Hugon, M., Grasso, M., Nardone, A., & Galante, M. (1994). The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *93*(4), 286–298. doi: 10.1016/0168-5597(94)90031-0

- Schieppati, M., Tacchini, E., Nardone, A., Tarantola, J., & Corna, S. (1999). Subjective perception of body sway. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, *66*(3), 313–322. doi: 10.1136/jnnp.66.3.313
- Shih, M.-C., Wang, R.-Y., Cheng, S.-J., & Yang, Y.-R. (2016). Effects of a balance-based exergaming intervention using the Kinect sensor on posture stability in individuals with Parkinson's disease: A single-blinded randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *13*(1), 1–9. doi: 10.1186/s12984-016-0185-y
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1985). The growth of stability: Postural control from a developmental perspective. *Journal of Motor Behavior*, *17*(2), 131–147. doi: 10.1080/00222895.1985.10735341
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2011). *Motor control: Translating research into clinical practice* (4th ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Silva-Batista, C., Corcos, D. M., Kanegusuku, H., Piemonte, M. E. P., Gobbi, L. T. B., de Lima-Pardini, A. C., ... Ugrinowitsch, C. (2018). Balance and fear of falling in subjects with Parkinson's disease is improved after exercises with motor complexity. *Gait & Posture*, *61*, 90–97. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.027
- 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
- Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., & Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture*, *3*(3), 115–122. doi: 10.1016/0966-6362(95)99061-O
- Smithson, F., Morris, M. E., & Iansek, R. (1998). Performance on clinical tests of balance in Parkinson's disease. *Physical Therapy*, *78*(6), 577–592. doi: 10.1093/ptj/78.6.577
- Soke, F., Guclu-Gunduz, A., Ozkan, T., Ozkul, C., Gulsen, C., & Kocer, B. (2020). Reliability and validity of the timed 360° turn test in people with Parkinson's disease. *European Geriatric Medicine*, *11*(3), 417–426. doi: 10.1007/s41999-019-00285-y

- Steffen, T., & Seney, M. (2008). Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-Item Short-Form Health Survey, and the Unified Parkinson Disease Rating Scale in people with parkinsonism. *Physical Therapy*, 88(6), 733–746. doi: 10.2522/ptj.20070214
- Steindl, R., Kunz, K., Schrott-Fischer, A., & Scholtz, A. W. (2006). Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 48(6), 477–482. doi: 10.1017/S0012162206001022
- Stephen, L. R., & Hylton, M. B. (2000). Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*, 46(6), 306–310. doi: 10.1159/000022182
- Stylianou, A. P., McVey, M. A., Lyons, K. E., Pahwa, R., & Luchies, C. W. (2011). Postural sway in patients with mild to moderate Parkinson's disease. *International Journal of Neuroscience*, 121(11), 614–621. doi: 10.3109/00207454.2011.602807
- Tomlinson, C. L., Patel, S., Meek, C., Herd, C. P., Clarke, C. E., Stowe, R., ... Ives, N. (2012). Physiotherapy intervention in Parkinson's disease: Systematic review and meta-analysis. *British Medical Journal*, 345, 1–14. doi: 10.1136/bmj.e5004
- Topinková, E. (2005). *Geriatric pro praxi*. Praha, Česká republika: Galén.
- Ulus, Y., Akyol, Y., Tander, B., Durmuş, D., Bilgici, A., & Kuru, Ö. (2013). The relationship between fear of falling and balance in community-dwelling older people. *Turkish Journal of Geriatrics*, 16(3), 260–265.
- Ünlüer, N. Ö., Ateş, Y., Balbaba, A., & Sücüllü Karadağ, Y. (2020). Investigation of non-motor symptoms, balance, muscle strength, and functional mobility in patients with Parkinson's disease. *Somatosensory & Motor Research*, 38(1), 1–7. doi: 10.1080/08990220.2020.1834377
- Vacek, J., Wurstová, I., Kříž, J., Hoskovcová, M., Angerová, Y., & Kobesová, A. (2018). *Léčebná rehabilitace u neurologických diagnóz*. Praha, Česká republika: Nakladatelství Dr. Josef Raabe s.r.o.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (1. část) – Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 9(4), 115–221.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (2. část) – Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 9(4), 122–129.

- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha, Česká republika: Triton.
- von Campenhausen, S., Bornschein, B., Wick, R., Bötzel, K., Sampaio, C., Poewe, W., ... Dodel, R. (2005). Prevalence and incidence of Parkinson's disease in Europe. *European Neuropsychopharmacology*, *15*(4), 473–490. doi: 10.1016/j.euroneuro.2005.04.007
- Wallmann, H. W. (2001). Comparison of elderly nonfallers and fallers on performance measures of functional reach, sensory organization, and limits of stability. *The Journal of Gerontology, Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *56*(9), 580–583. doi: 10.1093/gerona/56.9.M580
- Weiner, D. K., Duncan, P. W., Chandler, J., & Studenski, S. A. (1992). Functional reach: A marker of physical frailty. *Journal of the American Geriatrics Society*, *40*(3), 203–207. doi: 10.1111/j.1532-5415.1992.tb02068.x
- Whitney, S. L., & Wrisley, D. M. (2004). The influence of footwear on timed balance scores of the modified clinical test of sensory interaction and balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*(3), 439–443. doi: 10.1016/j.apmr.2003.05.005
- Wilczyński, J., & Habik, N. (2019). The effect of L-dopa on postural stability in Parkinson's disease patients. *Applied Sciences*, *9*(3), 1–10. doi: 10.3390/app9030409
- Wilczyński, J., Pedrycz, A., Mucha, D., Ambroży, T., & Mucha, D. (2017). Body posture, postural stability, and metabolic age in patients with Parkinson's disease. *BioMed Research International*, *2017*, 1–9. doi: 10.1155/2017/3975417
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (2nd ed.). New York, NY: John Wiley & Sons.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*(4), 193–214. doi: 10.1016/0014-5793(86)80927-9

- Wirdefeldt, K., Adami, H. O., Cole, P., Trichopoulos, D., & Mandel, J. (2011). Epidemiology and etiology of Parkinson's disease: A review of the evidence. *European Journal of Epidemiology*, *26*(Suppl 1), S1–S58. doi: 10.1007/s10654-011-9581-6
- Wolański, N. (2012). *Rozwój biologiczny człowieka*. Varšava, Polsko: Wydawnictwo Naukowe PWN.
- Wolff, D. R., Rose, J., Jones, V. K., Bloch, D. A., Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (1998). Postural balance measurements for children and adolescents. *Journal of Orthopaedic Research*, *16*(2), 271–275. doi: 10.1002/jor.1100160215
- Wollesen, B., Voelcker-Rehage, C., Regenbrecht, T., & Mattes, K. (2016). Influence of a visual-verbal Stroop test on standing and walking performance of older adults. *Neuroscience*, *318*, 166–177. doi: 10.1016/j.neuroscience.2016.01.031
- Wrisley, D. M., & Whitney, S. L. (2004). The effect of foot position on the modified clinical test of sensory interaction and balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*(2), 335–338. doi: 10.1016/j.apmr.2003.03.005
- Yang, Y.-R., Lee, Y.-Y., Cheng, S.-J., Lin, P.-Y., & Wang, R.-Y. (2008). Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease. *Gait & Posture*, *27*(4), 611–615. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.08.003
- Yitayeh, A., & Teshome, A. (2016). The effectiveness of physiotherapy treatment on balance dysfunction and postural instability in persons with Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *8*(17), 1–10. doi: 10.1186/s13102-016-0042-0
- Yogev-Seligmann, G., Giladi, N., Brozgov, M., & Hausdorff, J. M. (2012). A training program to improve gait while dual tasking in patients with Parkinson's disease: A pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *93*(1), 176–181. doi: 10.1016/j.apmr.2011.06.005
- Zakaria, H. M., & Adel, S. M. (2007). Efficacy of selected balance training program on postural instability in Parkinson's patients. *Bulletin of Faculty of Pharmacy*, *12*(2), 303–312.

- Zhang, Z. X., Dong, Z. H., & Román, G. C. (2006). Early descriptions of Parkinson disease in ancient China. *Archives of Neurology*, 63(5), 782–784. doi: 10.1001/archneur.63.5.782
- Zok, M., Mazzà, C., & Cappozzo, A. (2008). Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised? *Medical Engineering & Physics*, 30(7), 913–916. doi: 10.1016/j.medengphy.2007.12.002

14 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP



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.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 20.11.2020 byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: **Bc. Lukáš Kubina**

s názvem **Vliv balančního tréninku na vybrané parametry posturální stability s využitím přístroje Biodex Balance System u pacientů s Parkinsonovou nemocí**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **85/2020**

dne: **30.11.2020**

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

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

Informovaný souhlas

Název studie: Vliv balančního tréninku na vybrané parametry posturální stability s využitím přístroje Biodex Balance System u pacientů s Parkinsonovou nemocí

Jméno a příjmení:

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:

VYŠETŘENÍ – 1, 2, 3

Iniciály	
Datum vyšetření	
Datum narození	
Tělesná výška a hmotnost	
PN nebo PS	
Délka onemocnění	
Přidružená onemocnění	
Medikace	
Příznaky onemocnění	
Kompenzační pomůcky	
Největší obtíže	
Chůze a DKK	
Historie pádů	
H&Y	
DBS	

TUG S	Čas
1.	
2.	

TUG R	Čas
1.	
2.	

TUG M	Čas
1.	
2.	

TUG K	Čas	Chyby
1.		
2.		

FTSST	Čas
1.	
2.	

FRT	Délka
1.	

360DTT L	Čas	Freezing
1.		

360DTT P	Čas	Freezing
1.		

10MWT S	Čas
1.	
2.	
3.	

10MWT R	Čas
1.	
2.	
3.	

6MWT	Čas	Délka	BSD	BSVU
1.				

6MWT	0 min	2 min	4 min	6 min	Klid
SpO ₂					
TF					

Příloha 4. Česká verze Falls Efficacy Scale-International (FES-I) (Reguli & Svobodová, 2011)

Chtěli bychom vám položit několik otázek týkajících se vašich obav z možného pádu. Odpovídejte prosím podle toho, jak konkrétní činnost obvykle vykonáváte. Pokud v současnosti tuto činnost neděláte (například pro vás nakupuje někdo jiný), odpovězte prosím tak, jak byste se obával (obávala) pádu, kdybyste dělal (dělala) tuto činnost. Pro každou z následujících činností prosím označte odpověď, která je nejbližší vašemu mínění o obavě z pádu při dané činnosti.					
		Vůbec nemám obavy 1	Trochu se obávám 2	Dost se obávám 3	Velmi se obávám 4
1	Domácí uklízení (např. zametání, luxování, utírání prachu)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	Oblékání nebo svlékání	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	Příprava jednoduchého jídla	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4	Koupání nebo sprchování	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5	Běžné nakupování	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6	Vstávání ze židle nebo sedání	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7	Chůze po schodech	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8	Procházka v okolí bydliště	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9	Dosahování věcí nad hlavou, nebo na zemi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10	Spěšná chůze ke zvonícímu telefonu, aby nepřestal zvonit	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11	Chůze po kluzkém povrchu (např. mokrém nebo zledovatělém)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12	Návštěva přátel nebo příbuzných	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
13	Chůze v davu lidí	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14	Chůze po nerovném povrchu (např. kamenitým, nezpevněným chodníku)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
15	Chůze do nebo ze svahu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
16	Návštěva společenské akce (například náboženské, rodinné setkání, návštěva klubu)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Příloha 5. Potvrzení o překladu abstraktu a souhrnu diplomové práce

POTVRZENÍ O PŘEKLADU ABSTRAKTU A SOUHRNU DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: *Bc. Lukáš Kubina*

Typ studia: *NMgr.*

Forma studia: *Prezenční*

Studijní obor: *Fyzioterapie*

Akademický rok: *2020/2021*

Název diplomové práce: *Vliv balančního tréninku na vybrané parametry posturální stability s využitím přístroje Biodex Balance System u pacientů s Parkinsonovou nemocí*

Jméno a příjmení překladatele: *Doc. PhDr. Jan Holeš, Ph.D.*

V Olomouci dne 9. 7. 2021

J. Holeš

doc. PhDr. Jan HOLEŠ, Ph.D.
překlady, tlumočení • IČO: 66962749
17. listopadu 1215/2d, 779 00 Olomouc
Tel. 775 096 311