

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

VLIV POSTURÁLNĚ-RESPIRAČNÍHO TRÉNINKU NA VYBRANÉ UKAZATELE  
POSTURÁLNÍ STABILITY U OSOB S PARKINSONOVOU NEMOCÍ

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Zuzana Poláková, obor fyzioterapie  
Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph. D.

Olomouc 2018

## **Bibliografická identifikace**

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Zuzana Poláková

**Název diplomové práce:** Vliv posturálně-respiračního tréninku na vybrané ukazatele posturální stability u osob s Parkinsonovou nemocí.

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

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

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2018

### **Abstrakt:**

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit posturální stabilitu u pacientů s Parkinsonovou nemocí před a po šestitýdenní posturálně-respirační terapii pomocí silových plošin AMTI. Do testování bylo zahrnuto 20 probandů (průměrný věk  $68,7 \pm 6,0$  let), kteří byli rozděleni do dvou skupin – jedna využívala při terapii dechovou pomůcku (Treshold IMT a Treshold PEP) a druhá nikoliv. Na začátku měření byla všem účastníkům odebrána anamnéza, naměřeny dechové parametry, otestovány pohybové schopnosti, kognice, výskyt deprese, pádů a autonomní dysfunkce. Vlastní měření na silových plošinách zahrnovalo šest testů, z nichž každý byl proveden dvakrát. Jednalo se o stoj s otevřenými očima, stoj se zavřenými očima, stoj na Airexu s otevřenými očima, stoj na Airexu se zavřenými očima, stoj se současným kognitivním úkolem a stoj na Airexu v kombinaci s kognitivním úkolem. Na silových plošinách jsme sledovali hodnoty reakční síly podložky ( $F_x$ ,  $F_y$ ) a rychlost výchylky COP ( $V_x$ ,  $V_y$ ,  $V$ ). Výsledky ukázaly, že ztížení vstupních podmínek vede ke zhoršení posturální stability, která je navíc závislá na progresi onemocnění. Po šestitýdenní posturálně-respirační terapii nebyl nalezen významný rozdíl mezi experimentální a kontrolní skupinou.

**Klíčová slova:** Parkinsonova nemoc, posturální stabilita, posturografie, COP, posturálně-respirační terapie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

## **Bibliografická identifikace v angličtině**

**Author's first name and surname:** Bc. Zuzana Poláková

**Title of the master thesis:** The influence of postural-respiratory training on selected indicators of postural stability in persons with Parkinson's disease.

**Department:** Department of Physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Martina Šlachťová, Ph.D.

**The year of presentation:** 2018

### **Abstract**

The aim of this study was to evaluate postural stability in patients with Parkinson's disease before and after six-week postural-respiratory therapy using force platforms AMTI. 20 probands (mean age  $68,7 \pm 6,0$  years) were included in this study and divided into two groups – one used the respiratory aid (Treshold IMT and Treshold PEP), while the second did not. The medical history was taken the beginning of the measurement, breathing parameters were measured, physical skills, cognition, depression, falls and autonomic dysfunction were tested. The measurement on force platforms included six tasks, each performed twice. These involved standing with open eyes, standing with closed eyes, standing on Airex with open eyes, standing on Airex with closed eyes, standing with the current cognitive task and standing on Airex in combination with the cognitive task. We monitored the values of the reaction force of the platform ( $F_x$ ,  $F_y$ ) and the speed of COP motion ( $V_x$ ,  $V_y$ ,  $V$ ) on the force platforms. The results have shown that impairment of entry conditions leads to a worsening of postural stability, which is additionally dependent on the progress of the disease. After the six-week postural-respiratory therapy, no significant difference was found between the experimental and control groups.

**Key words:** Parkinson's disease, postural stability, posturography, COP, postural-respiratory therapy

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

### **Prohlášení**

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

V Olomouci dne

Bc. Zuzana Poláková .....

## **Poděkování autora**

Děkuji Mgr. Martině Šlachtové, Ph.D. za odborné vedení diplomové práce, cenné rady a připomínky, a Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc při zpracování statistických dat. V neposlední řadě děkuji všem zúčastněným pacientům s Parkinsonovou nemocí, kteří byli ochotni podílet se na této studii.

## Obsah

Seznam použitých zkratek .....	8
1 Úvod.....	9
2 Přehled poznatků.....	10
2.1 Parkinsonova nemoc .....	10
2.1.1 Epidemiologie .....	10
2.1.2 Symptomatologie .....	10
2.2 Posturální stabilita.....	17
2.2.1 Definice pojmů .....	17
2.2.2 Senzorická složka posturální stability.....	18
2.2.3 Řízení posturální stability .....	19
2.2.4 Strategie udržení posturální stability .....	20
2.2.5 Hodnocení posturální stability .....	20
2.3 Posturální stabilita u Parkinsonovy nemoci.....	23
2.3.1 Hodnocení posturální stability u Parkinsonovy nemoci .....	24
2.3.2 Fyzioterapie u posturální instability .....	26
3 Cíle práce .....	28
3.1 Dílčí cíle.....	28
4 Výzkumné otázky a hypotézy.....	29
4.1 Hypotézy.....	29
4.2 Výzkumné otázky .....	29
5 Metodika .....	30
5.1 Charakteristika souboru probandů .....	30
5.2 Metodika výzkumu .....	31
5.2.1 Průběh měření .....	32
5.2.2 Popis přístroje .....	33
5.2.3 Sledované parametry.....	34
5.3 Statistické zpracování dat .....	34
6 Výsledky .....	35
6.1 Výsledky k hypotéze č. 1 .....	35
6.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 1 .....	40
6.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 2 .....	45
6.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 3 .....	51

7 Diskuze .....	58
7.1 Diskuze k hypotéze $H_{01}$ .....	59
7.2 Diskuze k výzkumné otázce $V_1$ .....	59
7.3 Diskuze k výzkumné otázce $V_2$ .....	61
7.4 Diskuze k výzkumné otázce $V_3$ .....	62
7.5 Diskuze k limitům studie .....	65
8 Závěry .....	67
9 Souhrn .....	68
10 Summary .....	69
11 Referenční seznam .....	70
12 Přílohy .....	80
12.1 Příloha 1. Informovaný souhlas .....	80
12.2 Příloha 2. ....	81
Tabulka 16: Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů před a po terapii ve skupině absolvující terapii s respirační pomůckou Threshold IMT a PEP. ....	81
12.3 Příloha 3. ....	82
Tabulka 17: Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů před a po terapii ve skupině absolvující terapii bez respirační pomůcky Threshold IMT a PEP. ....	82
12.4 Příloha 4. ....	83
Tabulka 18: Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů před a po terapii v obou skupinách. ....	83

## **Seznam použitých zkratek**

6MWT – Six-Minute Walk Test

10MWT – 10-Meter Walk Test

ADL – activities of daily living

BBS – The Berg Balance Scale

BESTest – Balance Evaluation System Test

CNS – centrální nervová soustava

COP – centre of pressure

DBS – deep brain stimulation

ECR – extensor carpi radialis

ECU – extensor carpi ulnaris

EMG – elektromyografie

FCR – flexor carpi radialis

FCU – flexor carpi ulnaris

FRT – Functional Reach Test

F<sub>x</sub> – mediolaterální složka reakční síly

F<sub>y</sub> – anteroposteriorní složka reakční síly

F<sub>z</sub> – vertikální složka reakční síly

HSS – hluboký stabilizační systém

L-DOPA – levodopa

m. – musculus

MOCA – Montrealský kognitivní test

PD – Parkinson's disease

PN – Parkinsonova nemoc

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

TUG – Timed Up and Go Test

UPDRS – Unified Parkinson's Disease Rating Scale

V – celková rychlost výchylky center of pressure

V<sub>x</sub> – rychlost výchylky center of pressure v mediolaterálním směru

V<sub>y</sub> – rychlost výchylky center of pressure v anteroposteriorním směru



## 1 Úvod

Posturální instabilita je jedním ze čtyř kardinálních příznaků Parkinsonovy nemoci. Četnost poruch rovnováhy se zvyšuje s věkem jak u zdravých jedinců, tak u jedinců trpících Parkinsonovou nemocí, a představuje zvýšené riziko pádů. Výskyt pádu v anamnéze vede vzhledem k obavám z instability k sedavému způsobu života a úbytku pohybové aktivity, což má dopad na fyzický, ale i psychický a sociální stav jedinců. Proto se jedná o velmi závažný problém vyžadující prevenci a léčbu posturální instability.

U pacientů s Parkinsonovou nemocí k poruchám rovnováhy přispívá rigidita a posturální poruchy zahrnující především flekční držení hlavy, trupu a končetin, které způsobí posun těžiště celého těla dopředu. S progresí nemoci se tedy objevuje i více pádů a úrazů, v některých případech i smrtelných, způsobených pády. Další příčinou posturální instability, vyskytující se i u zdravých seniorů, je úbytek posturálního svalstva vedoucí ke snížené koordinaci a zhoršení rovnováhy až pádům.

Rehabilitace poruch statické a dynamické rovnováhy u jedinců s Parkinsonovou nemocí se zaměřuje na snížení symptomů, které rovnováhu zhoršují, tedy na korekci držení těla, posílení hypotrofických až atrofických svalů či snížení rigidity. Dále se při terapii využívá balančních pomůcek, chůze na běžícím pásu, virtuální reality, tance apod.

Z důvodu vysokého výskytu posturální instability a rizik z ní vyplývajících je důležité správně a včas tyto poruchy odhalit. K diagnostice posturální instability u pacientů s Parkinsonovou nemocí se využívají různé pohybové škály, jako je například Berg Balance Scale, Unified Parkinson Disease Rating Scale, Timed Up and Go Test, šestiminutový test chůze či desetimetrový test chůze. Z přístrojového vyšetření je nejrozšířenější využití silových plošin.

Cílem této práce je zhodnotit posturální stabilitu u pacientů s Parkinsonovou nemocí na silových plošinách před a po šestitýdenní posturálně-respirační terapii a zjistit, zda má modifikace senzorických vstupů, zahrnující přítomnost nestabilní podložky, absenci zraku či současné plnění kognitivního úkolu, vliv na posturální stabilitu.

## **2 Přehled poznatků**

### **2.1 Parkinsonova nemoc**

Parkinsonova nemoc (PN) je chronické, progresivní neurodegenerativní onemocnění postihující šedou hmotu mozkovou. Dochází k degeneraci neuronů mozkového kmene, konkrétně pars compacta substantiae nigrae s následným nedostatkem dopaminu (Bareš, 2001; Palma Lopes et al., 2016; Ulmanová & Růžička, 2007). Ve zbývajících buňkách dochází ke vzniku Lewyho tělísek, ne však v takové míře, aby se u každého projevila jako tzv. demence s Lewyho tělísky. K degenerativním změnám dále dochází i v hypothalamu, locus ceruleus, gangliích sympatiku, dorzálním motorickém jádru nervus vagus a v nucleus basalis Meynerti (Perkin, 2004).

#### **2.1.1 Epidemiologie**

Počátek onemocnění se manifestuje nejčastěji kolem 60. roku (Gisbert & Schenkman, 2015; Ulmanová & Růžička, 2007), s rostoucím věkem nemocných přibývá (Perkin, 2004). Bareš ve své studii z roku 2001 uvádí prevalenci 1% postižených lidí ve věku nad 65 let (Bareš, 2001), podobně i Ulmanová a Růžička (2007), Gisbert a Schenkman (2015) či autoři Lenka, Jhunjunwala, Saini a Pal (2015) popisují výskyt u 1% osob starších šedesáti let. Ve studii Dorsey a kol. (2007) autoři tvrdí, že po celém světě v roce 2030 stoupne počet osob trpících Parkinsonovou nemocí na dvojnásobek oproti roku 2005, tedy z asi 4,5 milionu na přibližně 9 milionů lidí.

#### **2.1.2 Symptomatologie**

Deficit dopaminu má za následek motorické, ale i non-motorické symptomy (Roth & Havránková, 2008), které jsou charakteristické pro Parkinsonovu nemoc. První projevy se objevují při poškození 60-80 % dopaminergních buněk (Royal Dutch Society for Physical Therapy, 2004).

##### **2.1.2.1 Motorické poruchy**

Parkinsonova nemoc je charakterizována čtyřmi hlavními příznaky: hypokineze, rigidita, klidový tremor a posturální poruchy (Bareš, 2001; Fernandez et al., 2015; Floriano et al., 2015; Ulmanová & Růžička, 2007). V počátečních stádiích bývají první tři příznaky jednostranné (Dostál, 2013), až v pozdějších stádiích se postupně přesouvají i na stranu druhou a přidává se posturální instabilita (Dostál, 2013; Roth & Havránková, 2008). Asymetrie příznaků však většinou přetrvává i nadále (Bonassi, 2016). Tyto

projevy způsobují slabost, bolest, ztuhlost svalů, což dále vede k potížím s chůzí, vstáváním z lůžka či ze židle a celkovému úbytku pohybové aktivity (Yitayeh & Teshome, 2016). Mezi další motorické symptomy patří porucha motorického plánování a schopnost tzv. dual-task, tedy plnění dvou různých úkonů najednou (Gisbert & Schenkman, 2015).

### ***Hypokineze a bradykineze***

Parkinsonova choroba patří mezi hypertonicko-hypokinetické syndromy. Hypokineze se zde projevuje jak ve smyslu snížení rozsahu pohybu a jeho celkové chudosti, tak ve smyslu zpomalení pohybu, v tom případě mluvíme o bradykinezi (Royal Dutch Society for Physical Therapy, 2004).

Hypokineze bývá zpočátku unilaterální a převažuje na akrech končetin (Ulmanová & Růžička, 2007). Projevuje se hypomimií, tedy sníženými až vymizelými pohyby svalů obličeje (Bareš, 2001; Ulmanová & Růžička, 2007), kdy pacientovo okolí má často pocit, že nemocný neprojevuje emoce (Perkin, 2004), dále mikrografií neboli zmenšeným písmem, sníženými souhyby končetin při chůzi, setřelou, nemelodickou řečí a tichým a slabým hlasem neboli hypofonií (Bareš, 2001; Ulmanová & Růžička, 2007).

Dochází ke zpomalení chůze, zkracování jednotlivých kroků a nutností zvýšit počet a frekvenci kroků při otáčení se (Perkin, 2004).

V zahraniční literatuře se více než s pojmem hypokineze setkáme s bradykinezí. Nejčastěji se bradykineze měří pomocí standardizovaného testu Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) (Lee et al., 2016). Korejští autoři však chtěli sestavit test, který by se dal používat v běžné klinické praxi. Vytvořili tedy program pro smartphone, kdy měli probandi po dobu deseti sekund co nejrychleji klikat na jednotlivé strany dvou vedle sebe ležících trojúhelníků. Zaznamenávali počet pokusů, místo a čas klepnutí a počet klepnutí v jednom pokusu. Výsledky u 57 pacientů s PN byly signifikantně horší než u 87 zdravých, data odpovídala výsledkům v testu UPDRS. Tato aplikace je tedy vhodná pro diagnostiku bradykineze v běžné klinické praxi (Lee et al., 2016).

Italští autoři Bologna a kol. (2016) srovnávali úroveň bradykineze u pacientů nově diagnostikovaných (stadium 1 a 2 podle Hoehnové a Yahra) a pacientů v pokročilejší fázi (stadium 3 a 4 podle Hoehnové a Yahra) Parkinsonovy nemoci. Probandi měli za úkol repetitivně se dotýkat ukazováčkem palce stejné ruky. Pohyby byly snímány

senzory umístěných na prstech a na ruce a pomocí kamer byl vytvářen 3D obraz. Autoři sledovali rozsah, rychlost pohybu a počet dotyků. Pacienti v pokročilejším stadiu Parkinsonovy nemoci dosahovali nižšího rozsahu i rychlosti než nově diagnostikovaní, a měli také horší koordinaci pohybů. U nově diagnostikovaných ale docházelo ke snižování rozsahu a rychlosti, dalo by se tedy říci k určitému vyčerpání, v průběhu plnění úkolu.

V další studii hodnotili vliv bradykineze na pohyby v obličeji, konkrétně na úsměv. K měření byl využit podobný systém senzorů a kamer jako v předchozí studii. Bylo hodnoceno napodobení úsměvu na obrázku a volní úsměv vyvolaný co nejrychlejším vyceněním zubů. Pohyby při obou typech úsměvů byly v menším rozsahu u nemocných než u zdravých. Autoři prokázali, že absence úsměvu u pacientů s PN je tedy způsobena bradykinezí, spojenou případně s rigiditou, nikoliv zhoršenou psychikou (Marsili et al., 2014).

Autoři Kwon a kol. (2014) ve své studii zjišťovali vliv bradykineze a rigidity na výchyly končetin při chůzi. Dále zkoumali vliv těchto dvou symptomů na asymetrické postavení ramen a nohou. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin vzhledem k a/symetrii rigidity a bradykineze podle UPDRS. Poté měli dva nezávislí neurologové za úkol posoudit z videa symetrii či asymetrii stoje a chůze všech probandů, konkrétně švihovou fázi horní a dolní končetiny, asymetrii postavení ramen a nohou. Výsledkem bylo, že strana s výraznější rigiditou, nikoli bradykinezí, dle UPDRS korelovala se stranou, kde byla podle neurologů více snižená amplituda pohybu končetin ve švihové fázi. Pozice ramen či chodidel nevykazovala významnou korelaci s bradykinezí ani rigiditou.

### ***Rigidita***

Dalším z hlavních příznaků Parkinsonovy choroby je rigidita, která je charakterizována jako zvýšený, konstantní odpor při pasivním pohybu končetin v celém jeho rozsahu (Jankovic & Tolosa in Fung & Thompson, 2002). Díky jejím vlastnostem je přezdívána jako fenomén ozubeného kola či fenomén olověné trubky (Endo, Okuno, Yokoe, Akazawa, & Sakoda, 2009). Podle tohoto dělí americká autorka Xia (2011) rigiditu na dva typy – první, plastický, typu olověné trubky, je charakteristický stálým, jemným odporem, a druhý, typu ozubeného kola, u kterého chvění nasedající na zvýšený svalový tonus způsobuje vnímání přerušovaného a kolísavého tonu.

Rigidita je hodnocena při pasivních pohybech zápěstí, loktu, krku a kotníku pomocí jednotné hodnotící škály UPDRS (Goetz et al., 2008). Výsledek je však zatížen jistou subjektivitou v závislosti na zkušenostech a interpretaci testujícího. Proto v dnešní době již mnoho autorů používá k hodnocení rigidity povrchovou elektromyografií (EMG) (Kwon et al., 2015; Levin et al., 2008; Powell, Threlkeld, Fang, Muthumani, & Xia, 2012) či dynamometrií (Cano-de-la-Cuerda, Vela-Desojo, Miangolarra-Page, & Macías-Macías, 2014).

Kwon a kol. (2015) sledovali EMG aktivitu svalů při pasivní flexi a extenzi zápěstí prováděných servomotorem a srovnávali, zda dochází k většímu nárůstu rigidity při protažení či při zkracování jednotlivých svalů (musculus [m.] flexor carpi radialis [FCR], m. flexor carpi ulnaris [FCU], m. extensor carpi radialis [ECR] a m. extensor carpi ulnaris [ECU]). Vycházeli z teorie, že rigidita je způsobená zvýšením tzv. stretch-reflexu, kdy dochází ke kontrakci svalu jako odpovědi na jeho pasivní protažení (Xia, Sun, & Threlkeld, 2009). Ke stejné odpovědi dochází i při jeho zkrácení (Xia & Rymer, 2004). Autoři došli k závěru, že všechny testované svaly generují větší EMG aktivitu při zkracování než při protahování (Kwon et al., 2015).

Ve studii amerických autorů Powell a kol. (2012) byla testována rigidita při pasivní flexi a extenzi zápěstí při dvou různých rychlostech (50°/s a 280°/s). Měřil se úhel v kloubu, odporová síla svalů a povrchové EMG. Výsledky ukázaly, že zvětšující se stupeň protažení, stejně jako zvyšující se rychlost, vedou ke zvýšení rigidity a aktivity svalů měřených pomocí EMG.

V další studii použili k otestování rigidity pomocí EMG tentokrát svaly paže, konkrétně m. biceps brachii a m. triceps brachii u pacientů po hluboké mozkové stimulaci (DBS). Autoři popisují, že zapnutí DBS implantátu v průběhu provádění flexe a extenze lokte vedlo ke snížení EMG amplitudy těchto svalů. Tyto výsledky korelují s klinickým hodnocením, což značí, že měření aktivity těchto dvou svalů pomocí EMG by mohlo sloužit k objektivizaci při vyhodnocování rigidity (Levin et al., 2008).

Cano-de-la-Cuerda a kol. (2014) testovali rigiditu trupu pomocí speciálního dynamometru. Prováděli flexi a extenzi trupu při třech různých úhlových rychlostech (30°/s, 45°/s a 60°/s) a rigidita byla hodnocena pomocí odporu svalů. Došli k závěru, že tyto tři rychlosti vedly k validnímu a objektivnímu hodnocení rigidity a že svalový tonus flexorů a extenzorů při těchto rychlostech koreluje s klinickým nálezem, dobou trvání nemoci a funkčním stavem pacienta.

## ***Tremor***

Třes se u některých pacientů objeví na počátku nemoci a v jejím průběhu může mít tendenci mizet, zatímco u dalších jeho intenzita postupem času roste (Hughes, Daniel, Blankson, & Lees, 1993 in Duval et al., 2016). Nejčastěji postihuje horní končetinu, především ruku a prsty, kdy se objevuje ve formě flexe/extenze, pronace/supinace či kombinací obojího (Perkin, 2004). Mnohdy bývá přirovnáván k pohybu při počítání peněz. Jen velmi vzácně je postižena hlava (Roth in Roth, Sekyrová, & Růžička, 2009).

U PN se vyskytuje klidový třes o frekvenci 3-4 Hz, který vymizí při pohybu končetin (Perkin, 2004). Může se ale objevit i akční tremor, který zahrnuje posturální, kinetický, ortostatický či tzv. re-emergency tremor (Deuschl, Bain, & Brin, 1998).

Re-emergency tremor je v podstatě klidový třes, který se objevuje při delším udržování postury (Jankovic, Schwartz, & Ondo, 1999; Mailankody, Thennarasu, Nagaraju, Yadav, & Kumar Pal, 2016), není ale zcela jasné, jak se tento třes svojí charakteristikou odlišuje od klidového a posturálního (Mailankody, Thennarasu, Nagaraju, Yadav, & Kumar Pal, 2016).

## ***Posturální poruchy***

Klasickou kardinální tetradu příznaků Parkinsonovy nemoci doplňují posturální poruchy, mezi které řadíme flekční držení trupu, posturální instabilitu a potíže při chůzi (Ulmanová & Růžička, 2007).

Co se týče držení těla, pacienti s PN mají tendenci k anteriorní flexi trupu (Nair, Bohannon, Devaney, & Livingston, 2015), semiflekčnímu držení horních i dolních končetin (Doherty et al., 2011). Extrémní případ, avšak nikoliv vzácný, je tzv. kamptokormie, kdy dochází k flexi trupu větší než 45°, která ale vleže vymizí (Arii et al., 2014). Flekční držení má za následek potíže při vstávání ze židle, chůzi, narušuje posturální stabilitu (Brakedal, Tysnes, Skeie, Larsen, & Müller, 2014) a může vést až k pádům (Jacobs, Dimitrova, Nutt, & Horak, 2005).

Mezi potíže spojené s chůzí můžeme zařadit pomalou a šouravou chůzi, freezing, hesitace, festinace a pulze (Ulmanová & Růžička, 2007). Freezing neboli zamrznutí je nemožnost plynule vykonávat další kroky. Dochází k přešlapování na místě a pacient není schopný se znovu rozejít. K tomuto jevu dochází nejčastěji v zúženém prostoru, při otáčení, před překážkou či v místnosti plné lidí. Chůze po schodech nedělá lidem s Parkinsonovou nemocí takový problém jako chůze po rovině, je to nejspíš dáno tím,

že schody dávají chůzi určitý rytmus (Roth in Roth, Sekyrová, & Růžička, 2009). Pokud k podobnému jevu, tedy přešlapování, dojde na začátku chůze, nazýváme ho hesitace.

Při samotné chůzi můžeme u pacientů často vidět zrychlování a zkracování kroků neboli festinaci (Růžička & Roth, 1998). Mnoho z nich si stěžuje na tah těla dopředu či dozadu, tedy propulze, případně retropulze. Vzhledem k tomu, že hybné reakce osob s Parkinsonovou nemocí nejsou tak rychlé jako u zdravých lidí, vedou pulze často k pádům pacienta (Roth in Roth, Sekyrová, & Růžička, 2009).

### ***Pozdní hybné komplikace***

Nejčastěji používaným a neúčinnějším lékem podávaným na zmírnění symptomů PN je levodopa (L-DOPA). Postupem času ale u pacientů dochází ke zkracování doby účinku léku (tzv. wearing off) až k úplnému vymizení jeho působení (tzv. on/off fáze nemoci), hovoříme o fluktuaci stavu. K té dochází po pěti letech u 50 % pacientů, po deseti letech u 100 % (Roth & Havránková, 2008).

V on fázi lék působí, dochází ke snížení rigidity, tremoru, hypokineze i zlepšení chůze, naopak může dojít až ke vzniku dyskinezi. Na počátku léčby vydrží účinek L-DOPY déle než po několika letech užívání, kdy doba jeho působení může klesnout pouze na jednu hodinu. Rozlišujeme tzv. opožděné (delayed) on, kdy se on fáze dostaví až po několika desítkách minut po užití léku, dále tzv. dose failure, kdy dojde po požití L-DOPY ke krátkodobému zhoršení stavu. Mezi další hybné komplikace závislé na léčbě můžeme zařadit noční či ranní akineze nebo tzv. sudden off, kdy off fáze nastane v průběhu pouhých několika sekund (Dostál, 2013).

V další fázi onemocnění dochází až k fluktuacím stavu nezávislých na medikaci (Dostál, 2013; Roth in Roth, Sekyrová, & Růžička, 2009). Kromě vynechání či užití špatné dávky léku může být příčinou i nastupující viróza, chřipka, zánět průdušek či močových cest, kdy zhoršení hybnosti může být signalizací k návštěvě lékaře (Roth in Roth, Sekyrová, & Růžička, 2009).

Kromě fluktuací stavu hybnosti řadíme mezi pozdní hybné komplikace i výše zmíněné dyskineze. Dyskineze mohou být kromě kolísání stavu způsobeny předávkováním léků (Roth in Roth, Sekyrová, & Růžička, 2009).

Pozdní hybné komplikace doplňují i psychické změny (deprese, halucinace a psychotické projevy či kognitivní poruchy), autonomní dysfunkce (poruchy urogenitálních funkcí, obstipace či nebezpečná ortostatická hypotenze), poruchy výživy, bolest nebo posturální instabilita (Dostál, 2013).

### **2.1.2 Nemotorické poruchy**

#### ***Deprese***

Deprese je nejčastější neuropsychiatrický symptom u pacientů trpících Parkinsonovou nemocí (Menon et al., 2015; Ohara et al., 2015). Incidence deprese je podle autorů Svenningsson a Aarsland in Aarsland et al. (2013) a Menon et al. (2015) průměrně 40 %, podle dalších autorů je výskyt deprese u pacientů s Parkinsonovou nemocí až šestkrát častější než u zdravých jedinců (Tandberg et al., 1996).

#### ***Anxieta***

Úzkost je další z velmi častých nemotorických symptomů, které snižují kvalitu života pacientům s PN. Stejně jako deprese, i anxieta může signalizovat první známku nemoci (Marsh & Calleo in Aarsland, 2013). Menon et al. (2015) uvádí prevalenci úzkosti 38 % oproti 11 % u jiných chronických poruch. Projevy úzkosti souvisí mimo jiné i s posturální instabilitou (Marsh & Calleo in Aarsland, 2013), která může být jak příčinou, tak i následkem.

#### ***Další nemotorické poruchy***

Mezi další nemotorické poruchy patří kognitivní poruchy, demence, psychóza, poruchy spánku či vegetativní obtíže, zahrnující např. i ortostatickou hypotenzi (Bernal-Pacheco & Fernandez in Aarsland et al., 2013; Cuibus & Poreanu, 2012; Dancis & Cotter, 2015; Rektor & Rektorová, 2003).

Všechny tyto potíže, jak motorické, tak nemotorické, mohou do jisté míry ovlivňovat posturální stabilitu nebo jí být ovlivňovány, proto je důležité při odebírání anamnézy a následné terapii myslet na všechny z nich.



## 2.2 Posturální stabilita

Lidské tělo je ve vzpřímeném stoji nestabilní systém, v biomechanice přirovnáván k modelu obráceného kyvadla s malou opěrnou bází a poměrně vysoko uloženým těžištěm (Vařeka, 2002a). Stoj je dynamický proces, kdy dochází k udržení těla a jednotlivých segmentů proti gravitaci. Kromě těchto pohybů jsou výchylky těla způsobeny i pohyby dýchacími. Zvýšené titubace jsou známkou zhoršené stabilizace těla ve stoji (Véle, 2006). Nerovnováhu ve stoji nejprve koriguje svalová aktivita ve formě zvýšeného tonu, později se mění na bolest až deformitu (Kolář in Kolář et al., 2009).

Na udržení segmentů ve vzpřímeném držení se podílí řídicí systém (mozek a mícha), senzorická (propriocepce, zrak, vestibulární systém) a výkonná složka (kosterní svaly) (Vařeka, 2002a). Při výpadku jedné složky je lidské tělo schopno nahradit ji zvýšenou aktivitou jiného systému.

Krátké svaly kolem páteře udržují u sebe jednotlivé segmenty, další, povrchovější a delší skupiny svalů přesahují více segmentů a nejdelší, nejponěkuději uložené svaly stabilizují celý osový orgán. Svaly dolních končetin se účastní stabilizace při stoji na jedné nebo dvou dolních končetinách (Véle, 2006).

Velkou roli při udržení vzpřímeného těla hraje hluboký stabilizační systém (HSS) (Kolář in Kolář et al., 2009). HSS je soubor stabilizačních svalů, mezi které nejčastěji řadíme m. transversus abdominis, m. multifidi, bránici a svaly pánevního dna (Suchomel, 2006), a které zabezpečují stabilizaci páteře během všech pohybů a při jakémkoliv statickém zatížení, jako je například sed nebo stoj (Kolář & Lewit, 2005). Při jejich včasné a správné zapojení při pohybu je páteř chráněna před přetížením (Suchomel, 2006).

### 2.2.1 Definice pojmů

Winter (1995) charakterizuje několik pojmů souvisejících se stabilitou – postura, rovnováha, centre of mass, centre of pressure, centre of gravity. Vařeka (2002a) dále doplňuje mj. pojmy posturální stabilita, opěrná plocha a opěrná báze. V diplomové práci jsou použity následující pojmy:

**Posturální stabilita** je schopnost udržet vzpřímenou pozici těla proti působení vnitřních a vnějších sil a zabránit tak pádu.

**Rovnováha** zahrnuje statické a dynamické mechanismy k zajištění posturální stability.

Reaguje na setrvačné síly působící na tělo a na síly jednotlivých tělesných segmentů (Winter, 1995). Kvalita rovnováhy a posturální stability závisí na stavu CNS, který odpovídá na měnící se posturální podmínky (Kuszewski, Gnat, Sobota, & Myśliwiec, 2015).

**COP** (Centre of Pressure) je působiště vektoru reakční síly podložky. Jedná se o vážený průměr všech tlaků působících na podložku. Je ovlivněno polohou těžiště, ale i aktivitou bérceových svalů, to znamená, že např. zvýšená aktivita plantiflexorů nohy posunuje COP dopředu. Vypočítat ho můžeme pomocí měření na silových plošinách či z tlaků snímaných z opěrné plochy (část plochy kontaktu těla s podložkou).

### **2.2.2 Senzorická složka posturální stability**

Bipedální stoj představuje kvazistatickou polohu, tedy polohu, při které dochází k neustálým minimálním výchylkám těla v prostoru, označovaným jako posturální výchylky neboli postural sway. Tyto výchylky jsou zaznamenány vizuálními, vestibulárními a somatosenzorickými receptory a zpracovány v centrální nervové soustavě (CNS). Z CNS se pak informace dostává přes periferní nervy do svalů, které svou aktivitou zabrání neřízenému pádu (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Pro vzpřímené držení těla dostáváme informace z vestibulárního systému, zraku, ale i páteře, pánve a dolních končetin. Informace z kloubů, svalů a šlach slouží nejen k udržení rovnováhy, ale i ke korekci pohybu.

Vestibulární systém nás informuje o směru gravitace v klidu i při pohybu (Véle, 2006), Vařeka (2002b) popisuje jeho největší vliv při rotačních a jiných rychlých pohybech hlavy. Porovnáním s informacemi zrakovými a proprioceptivními, především z krční páteře, klíčových kloubů a chodidel, dochází ke korekci polohy (Véle, 2006).

Zrak hraje největší roli při celkové orientaci v prostoru a také při pohybech hlavy (Vařeka, 2002b). Podle Véleho (2006) pomocí zraku získáváme posturální jistotu tím, že se „opíráme“ o pevné body kolem nás.

Důležité jsou ale i informace z exteroceptorů, konkrétně z Ruffiniho a Meissnerových tělísek, které registrují tření a různou míru zatížení (Vařeka, 2002b). Na stabilizaci se dále podílí i interocepce z vnitřních orgánů či nocicepce (Véle, 2006). Vyřazením kterékoliv složky se výrazně zvyšuje rychlost změn polohy COP a zvětšuje se plocha konfidenční elipsy (Vařeka, 2002b).

### 2.2.3 Řízení posturální stability

Posturální stabilita, stejně jako lokomoční motorika, je řízena na subkortikální úrovni. Z této úrovně je řízeno udržování polohy v gravitačním poli, přednastavení výchozí postury, ale subkortikální struktury hrají také roli při automatizaci opakovaných úkonů či adaptaci podmínek zevního a vnitřního prostředí v průběhu pohybů.

Důležitými strukturami pro řízení pohybu na subkortikální úrovni jsou prodloužená mícha, retikulární formace, mozkový kmen, thalamus, hypothalamus, mozeček a bazální ganglia. Při postižení některých z těchto struktur dochází k poruše posturální a lokomoční motoriky, ale také motoriky jemné, která se může projevit například tremory či křečemi. Dále se vyskytuje dysartrie či poruchy v nastavení svalového tonu.

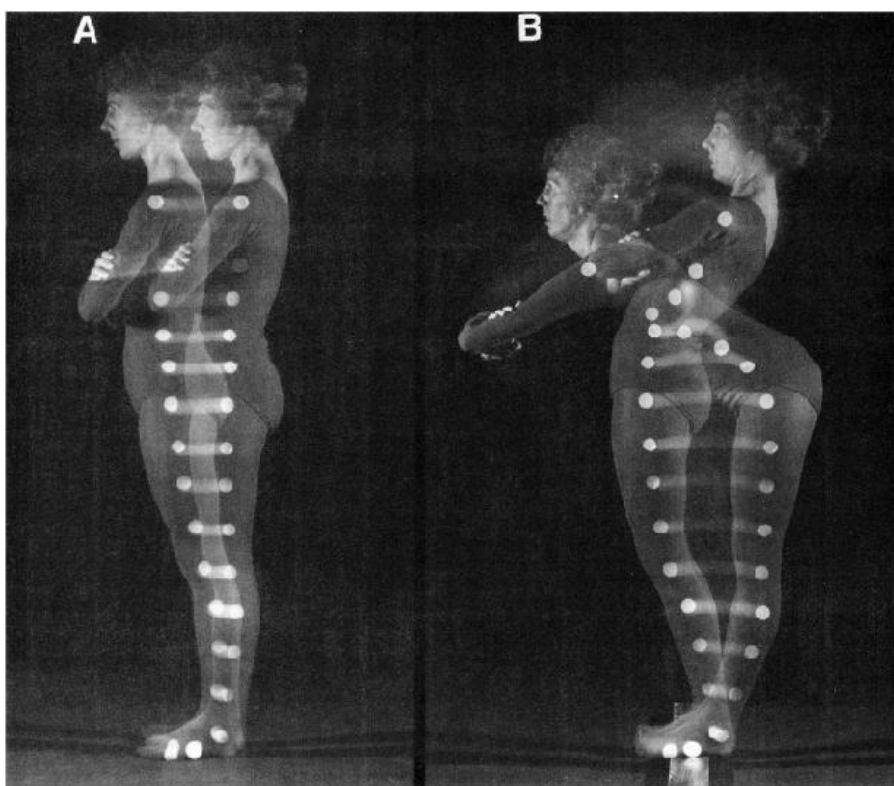
Bazální ganglia nastavují svalový tonus, ovlivňují posturální funkci, odesílají vybrané informace o pohybových vzorech z mozkové kůry do motorických areí mozkové kůry, a tyto informace dále pokračují descendentními drahami do míchy, kde aktivují příslušné svaly (Véle, 2006). U Parkinsonovy nemoci bývají tyto mechanismy porušeny.

Udržení posturální stability zahrnuje několik fází – sensorický systém nejprve rozpozná konkrétní situaci, pošle informaci do CNS, který vyhodnotí situaci a zvolí vhodný pohybový program, následně se informace přes descendentní motorické dráhy dostane až do míchy a aktivují se příslušné svalové skupiny (Vařeka, 2002b). Pro udržení rovnováhy pak člověk pomocí feedback a feedforward mechanismů použije strategii statickou, kdy udrží COP v opěrné bázi, či dynamickou (Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Vařeka, 2002b). Specifická odpověď závisí nejen na podmínkách zevního prostředí, ale i na psychickém a fyzickém stavu, předchozí zkušenosti, očekáváních a cílech (Horak, 2006; Vařeka, 2002b).

Na udržování polohy těžiště a tím i posturální stability se podílí posturální svaly, konkrétně svaly na noze, bérce, lýtku, stehnu a osovém orgánu. Při stabilním bipedálním postoji se do stabilizace zapojují pouze drobné svaly kolem páteře, m. iliopsoas, drobné svaly akrálních částí dolních končetin a m. soleus. Při zhoršené stabilitě či náročnějších podmínkách, jako je například stoj o zúžené bázi nebo stoj na jedné dolní končetině, se připojuje aktivita i dalších svalů lýtku a bérce, kterou můžeme pozorovat jako tzv. hru šlach. S dále rostoucí instabilitou se aktivují i svaly stehenní a dlouhé svaly trupu (Véle, 1997).

## 2.2.4 Strategie udržení posturální stability

K udržení rovnováhy používáme tři pohybové strategie. Nejčastěji používaným mechanismem zajištění posturální stability, a to v anterioposteriorním směru, je kotníková strategie. Jedná se o výchylky centra těla nad hlezenními klouby s minimálními pohyby v kolenních či kyčelních kloubech a je využívána při malém působení zevních sil. Hlavním mechanismem pro udržení stability v laterolaterálním směru je mechanismus kyčelní, kdy dochází k výchylkám těla flexí nebo extenzí v kyčelních kloubech. Poslední, nejméně stabilní, je strategie kroku, ke které dochází při nejtěžších posturálních situacích (Horak, 1987).



Obrázek 1. Mechanismy udržení posturální stability v anterioposteriorním směru: (A) kotníková strategie, (B) kyčelní strategie (Horak, 1987, 1882)

## 2.2.5 Hodnocení posturální stability

Včasná diagnostika poruch stability může vést k prevenci nekontrolovaných pádů či jiných zranění. Základním a rutinním vyšetřením ve fyzioterapeutické praxi je vyšetření bipedálního stoje, kdy si všímáme držení těla, výchylek těla od vertikály a velikosti opěrné báze (Neumannová et al., 2015). Obecně platí, že čím širší opěrnou bázi člověk při spontánním stoji zaujme, tím méně je stabilní (Véle, 1997).

Přirozený stoj doplňujeme o jeho modifikace, mezi které řadíme stoj o úzké bázi, případně stoj spatný, stoj se zavřenými očima, stoj na jedné dolní končetině, někdy i stoj na balanční podložce (Kolář in Kolář et al., 2009).

#### **2.5.5.1 Motorické testy**

Vyšetření stoje nám doplní a ještě lépe upřesní motorické testy, které hodnotí rovnováhu a riziko pádu komplexněji. Patří mezi ně například následující:

##### **Timed Up and Go Test (TUG)**

Timed Up and Go Test hodnotí čas, za který je testovaná osoba schopna vstát ze židle, ujít 3 metry, otočit se na místě, vrátit se zpět k židli a opět se posadit (Podsiadlo & Richardson, 1991). U času vyšším než 12 sekund uvažujeme o zvýšeném riziku pádu (Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000).

##### **Sit to Stand Test**

Tento test měří funkční sílu dolních končetin, rovnováhu a riziko pádu. Vyšetřovaný má za úkol se pětkrát za sebou zvednout ze sedu na židli do stoje a zpátky posadit. Stejně jako u předchozího testu se měří čas, za jak dlouho testovaná osoba úkol splní. Výsledky se liší u různých věkových skupin a pro různá onemocnění (Bohannon, 2006).

##### **The Berg Balance Scale (BBS)**

The Berg Balance Scale obsahuje 14 motorických úkolů. Každý je hodnocen body od 0 do 4, kdy 4 znamená provedení úlohy bez omezení. Maximální počet bodů je tedy 56, skóre mezi 41 a 56 je považováno za mírné riziko pádu, 21-40 riziko střední a 0-20 riziko velké. Mezi úkoly jsou různé modifikace stoje, přesuny a další pohybové aktivity (Berg, Wood-Dauphinee, & Williams, 1995).

##### **Functional Reach Test (FRT)**

Další z testů hodnotí maximální dosaženou vzdálenost při anteflexi trupu s nezměněnou opěrnou bází. Testovaný stojí na obou dolních končetinách s chodidly na šířku pánve a předpaží jednu horní končetinu s rukou v pěst do úhlu 90° v ramenním kloubu. Na měřidle se zaznamená poloha 3. metakarpofalangeálního skloubení před a po předklonu trupu bez odlepení pat. Je zaznamenán funkční rozsah, hodnoty jsou opět závislé na věku a pohlaví. Signifikantní riziko pádu představuje vzdálenost menší než 15 cm (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1999).

## **Balance Evaluation System Test (BESTest)**

Balance Evaluation System Test zahrnuje celkem 36 úkolů hodnocených od 0 do 3, kdy 0 opět znamená nemožnost provedení úkolu. Jedná se o velmi komplexní test zahrnující hodnocení stavu pohybového systému, stabilitu při různých modifikacích stoje, sedu, náklonech, chůzi a dalších pohybových úkonech (Horak, Wrisley, & Frank, 2009). V klinické praxi často vidíme krátkou formu testu, tzv. MiniBESTest, který obsahuje pouze 14 úloh (King & Horak, 2013).

### **2.5.5.2 Přístrojová diagnostika**

Subjektivní zhodnocení posturální stability nám pomůže doplnit hodnocení objektivní pomocí přístrojů. Nejčastěji se používá posturografie, kinematická analýza a akcelerometrie. Poslední dva jmenované slouží především k hodnocení parametrů chůze a jiných pohybů.

#### **Statická posturografie**

Posturografie slouží k měření posturální stability na statické nebo pohybující se silové plošině. Statická posturografie se používá k hodnocení stoje, kdy analyzuje pohyb COP testované osoby a tím informuje o výchylkách těla (Neumannová et al., 2015).

Během testování měříme reakční sílu, respektive její rozklad na jednotlivé složky – anteroposteriorní, mediolaterální a vertikální. Tato síla reaguje podle zákona akce a reakce na tíhovou sílu pacienta, která působí na plošinu. Jednotlivé složky reakční síly a jejich momenty jsou zaznamenávány piezoelektrickými krystaly v rozích plošiny. Z těchto hodnot se následně vypočítají souřadnice COP (Čákr in Kolář et al., 2009).

K vyšetření se používají silové nebo tenzometrické plošiny. V praxi jsou nejčastěji používané systémy AMTI, Kistler, Bertec a NeuroCom. Mezi klasicky testované úkoly řadíme bipedální stoj na tvrdé podložce nebo s využitím balanční pomůcky se zrakovou kontrolou či s jejím vyřazením. Využíváme stoj s bází na šířku pánve, s úzkou bází, tandemový stoj. Bipedální stoj můžeme doplnit stojem na jedné dolní končetině. Pro další ztížení podmínek, především u neurologických pacientů, využíváme tzv. dual task, kdy má testovaná osoba kromě stoje řešit ještě jiný, nejčastěji kognitivní, úkol (Čákr in Kolář et al., 2009; Neumannová et al., 2015). Podle typu úkolu (vyloučení zraku, změna propioceptivní informace z podložky) zjistíme, který senzorický systém je postižen nejvíce (Čákr in Kolář et al., 2009).

## 2.3 Posturální stabilita u Parkinsonovy nemoci

Posturální instabilita je jeden ze čtyř kardinálních příznaků Parkinsonovy nemoci, který se na rozdíl od klasické triády (tremor, rigidita, hypokineze) objevuje až v jejích pozdějších stádiích (Dostál, 2013; Roth & Havránková, 2008) a je téměř nemožné ji ovlivnit léčbou pomocí L-DOPY (Kaňovský, 2003). Často bývá zapříčiněna posturálními poruchami, především flekčním držením trupu, hlavy, horních a dolních končetin, které způsobují posun celého těla dopředu a následně horší posturální orientaci. To pak vede ke zhoršení statické i dynamické rovnováhy a neschopnosti samostatně stát či se posadit (Lopes et al., 2016).

Výskyt posturální instability u PN dokládá i nedávná brazilská studie, v níž testovali stabilitu pacientů s PN a vliv měnících se vizuálních, somatosenzorických a vizuo-vestibulárních informací na posturální kontrolu. K měření využívali škálu UPDRS, Hoehnové a Yahra a Dynamic Gait Index, a posturografii doplněnou o virtuální realitu. Pacienti s Parkinsonovou nemocí vykazovali ve všech testech výrazně zhoršenou stabilitu a větší výchylky COP oproti zdravým probandům. Třináct z jednačtyřiceti testovaných spadalo do kategorie velkého rizika pádu, dvacet osm probandů bylo v menším ohrožení (Doná et al., 2016).

Zhoršení rovnováhy způsobuje u pacientů s Parkinsonovou nemocí časté pády, které vedou ke strachu z dalšího pádu a následně k dalšímu prohloubení posturální instability (Almeida, Valenca, Negreiros, Pinto, & Oliveira-Filho, 2016). 60,5 % pacientů prodělalo za svou nemoc pád, 39 % opakovaně. Tito popsali průměrně dokonce 20,8 pádů v průběhu jednoho roku. K opakovaným pádům vede kromě výše zmíněné již prožitá zkušenosti s pády i pokročilé stádium nemoci a její trvání, výrazné motorické příznaky, léčba agonisty dopaminu a vyšší dávky levodopy, kognitivní poruchy, freezing, zhoršená mobilita a nižší pohybová aktivita (Allen, Schwarzel, & Canning, 2013). Další příčinou pádu může být ortostatická hypotenze.

Mezi následky pádů patří úrazy, nejčastěji fraktury (Kalilani, Asgharnejad, Palokangas, & Durgin, 2016), snížení pohybové aktivity a zhoršení kvality života kvůli strachu z pádů. Pacienti, kteří padají často, jsou více omezeni ve vykonávání běžných denních činností (ADL) než ti, co padají jen vzácně nebo vůbec, a tyto aktivity mnohdy nemohou vykonávat vůbec. Ti, kteří už alespoň jednou spadli, jsou méně fyzicky aktivní a více se bojí dalšího pádu než ti, kteří dosud nespadli (Bryant, Rintala, Hou, & Protas, 2015).

K frakturám dochází až dvakrát častěji než u zdravé populace (Kalilani, Asgharnejad, Palokangas, & Durgin, 2016), a to především z toho důvodu, že pacient s PN padá k zemi rigidně a pádu se nepřizpůsobí (Kaňovský, 2003). Tíže onemocnění a zhoršení funkčních schopností pacienta mohou být důležitými znaky rizika pádu či fraktur (Kalilani, Asgharnejad, Palokangas, & Durgin, 2016).

Kaňovský (2003) rozděluje pády do tří skupin: první skupinou jsou pády zapříčiněné festinacemi, kdy pacient není schopný brzdit dopad dolní končetiny při chůzi a prodloužit krok a následkem toho zrychluje už tak krátké krůčky, druhá skupina je způsobena freezingem, kdy kinetická energie působí na pacientovo tělo na úkor náhle „zamrzlých“ dolních končetin. Poslední skupina pádů se vyskytuje u pacientů s poruchou iniciace chůze, kdy se tělo při rozejití snaží jít dopředu, ale dolní končetiny se „neodlepí“ od země.

### **2.3.1 Hodnocení posturální stability u Parkinsonovy nemoci**

K hodnocení posturální instability u Parkinsonovy nemoci využíváme nejčastěji některé již výše zmíněné testy, například The Berg Balance Scale či Time Up and Go Test, a dále jednotnou hodnotící škálu The Unified Parkinson's Disease Rating Scale, Six-Minute Walk Test (6MWT), 10-Meter Walk Test (10MWT), silové plošiny nebo jejich kombinace (Lopes et al., 2016).

#### **The Unified Parkinson's Disease Rating Scale**

Jednotná stupnice pro hodnocení Parkinsonovy nemoci poskytuje komplexní náhled na zdravotní stav pacientů s PN. Obsahuje čtyři části: část I. - myšlení, chování a náladu, část II. – aktivity denního života, část III. – motorické funkce, část IV. – komplikace nemoci (Movement Disorder Society Task Force on Rating Scales for Parkinson's Disease, 2003). Každá část dále zahrnuje jednotlivé úkoly, které jsou ohodnoceny body 0 až 4, případně 0 nebo 1 ve čtvrté části testu.

Třetí část, vyšetřující motorické funkce, hodnotí kvalitu řeči, mimiku, klidový třes hlavy, horních a dolních končetin, intenční a statický třes rukou, rigidity, rychlý poklep palce o ukazováček, rychlý pohyb ruky, rychlé alternující pohyby horními končetinami, pohyby nohou, vstávání ze židle, postoj, chůze, posturální stabilitu a bradykinezi a hypokinezi.

Část zaměřená na posturální stabilitu zahrnuje zkoušku zvrácení trupu vestoje, při které sledujeme odpověď na náhlé silné vychýlení vzad trhnutím za ramena. Pacient je ohodnocen nula body, pokud vykazuje normální posturální odpověď, jedním bodem,



pokud se vychýlí, ale je schopen sám bez pomoci vyrovnat, dvěma body, jestliže by mohl upadnout, pokud by ho testující nezachytil, třemi body, pokud je výrazně nestabilní a vykazuje tendence ke spontánní ztrátě rovnováhy, a čtyřmi body, když je úplně neschopen stát bez opory (Růžička & Roth, 1998).

### **Six-Minute Walk Test (6WMT)**

Šestimínutový test chůze je nejčastěji používán u pacientů s onemocněním srdce či plic. Hodnotí odpověď všech systémů používaných při cvičení, zahrnujíc funkci plic, kardiovaskulárního systému, periferní i systémovou cirkulaci, nervosvalovou funkci i svalový metabolismus. Test vyšetřuje submaximální úroveň funkční kapacity.

Měří se vzdálenost, kterou je člověk schopen co nejrychleji ujít na rovné dráze bez překážek o délce třiceti metrů za šest minut. Pacient si sám zvolí intenzitu a je mu dovoleno v průběhu testování zastavit či si odpočinout. Pokud pacient používá pomůcku k chůzi, použije ji při testování. V průběhu testování bývá dále často měřena saturace kyslíku pomocí pulzního oxymetru (American Thoracic Society, 2002).

### **10-Meter Walk Test (10MWT)**

Desetimetrový test chůze měří čas, z kterého případně vypočítáme rychlost, za který pacient ujde vzdálenost deseti metrů. Do výsledků se započítá pouze prostředních 6 metrů kvůli počátečnímu zrychlení a konečnému zpomalení chůze. Může být použita pomůcka k chůzi, ne však pomoc asistenta. Existují dvě varianty testu, z kterých můžeme volit – obvyklá nebo maximální rychlost chůze, častěji se používá rychlost maximální. Testují se tři pokusy, ze kterých se vypočítá průměr (Ali, 2010).

Němečtí autoři Schlenstedt a kol. (2016) porovnávali hodnotící škály Fullerton Advanced Balance Scale, Mini-BESTest a Berg Balance Scale a zjišťovali, které položky z těchto tří testů nejlépe předpovídají pády u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Všechny škály ukazovaly téměř stejnou hodnotu pro predikci pádů, nejpřesněji však vyšla kombinace těchto úkolů: tandemový stoj, stoupnutí na špičky, stoj na jedné dolní končetině, vyrovnání rovnováhy krokem nazad, otáčení a umístování nohy na stoličku. Autoři považují tyto testy za vhodné k otestování pravděpodobnosti budoucích pádů.

### 2.3.2 Fyzioterapie u posturální instability

Posturální instabilita a její důsledky patří mezi nejvýznamnější faktory zhoršující kvalitu života lidí s Parkinsonovou nemocí. To, spolu s neefektivitou terapie pomocí L-DOPY, je hlavním důvodem, proč je posturální instabilita velmi významným cílem rehabilitační léčby.

Do terapie posturální instability můžeme zařadit ošetření měkkých tkání a kloubů chodidla a krční páteře, stretching, různé modifikace stoje (např. na jedné dolní končetině, ve výpadu, přenosy váhy ze strany na stranu či na špičky a na paty), cvičení na balančních plochách apod.

V nedávné systematické studii posuzovali efektivitu různých rehabilitačních postupů na ovlivnění poruch rovnováhy a posturální stability. Zahnuté studie využívaly v terapii prvky zaměřující se přímo na zlepšení rovnováhy a prevenci pádů, protahovací cvičení, chůzi po zemi či na běžícím pásu nebo propioceptivní neuromuskulární facilitaci (PNF). Autoři uzavírají, že terapie složená z balančních cvičení v kombinaci s protahováním, zvyšováním rozsahů v kloubech a nácvikem chůze, doplněná případně o další prvky, jako je například chůze na pásu, je efektivnější, než samotné balanční cviky (Yitayeh & Teshome, 2016). Podobný názor zmiňují i v další studii, která prokázala vliv terapie chůzí po pásu na posturální instabilitu (nikoliv však na redukcii pádů) (de Lucena Trigueiro et al., 2016).

Naproti tomu podobná nedávná meta-analýza popírá signifikantní efekt aerobní či jiné terapie, která není přímo cílená na balanční schopnosti pacientů. Autoři tvrdí, že výsledky nepřineslo ani domácí cvičení ani cvičení pod odborným dohledem, pokud se jednalo o jiné než balanční cviky (Klamroth, Steib, Devan, & Pfeifer, 2016).

Vedle konvenční terapie se v dnešní době do popředí dostává i terapie pomocí virtuální reality. Dosahování na statický či pohybující se předmět, uhýbání se letícímu předmětu, řízení auta a mnoho jiných aplikací slouží k nácviku přenášení váhy a udržení rovnováhy s využitím zevního feedbacku. Některé studie (Yang, Wang, Wu, Lo, & Lin, 2016; Yen et al., 2011) srovnávají úspěšnost této léčby s léčbou klasickou, jiné (Shih, Wang, Cheng, & Yang, 2016) tvrdí, že virtuální realita má dokonce větší efekt na nácvik rovnováhy. Nespornou výhodou virtuální reality však zůstává zapojení hry do léčby, zvýšení zájmu pacienta a pokrok s dobou.

Další technikou, která může být použita pro nácvik posturální stability, je roboticky asistovaná chůze, kdy je pacient umístěn na dvě motoricky poháněné podnožky simulující chůzi a tělo pacienta je jištěno pomocí popruhů přivázaných ke konstrukci.

Na tomto přístroji se dají nastavit různé parametry, jako je doba trvání stojné a švihové fáze, rychlost chůze, délka kroku či procento odlehčení těla, aby chůze vyhovovala individuálním požadavkům pacienta a nácvik byl efektivní (Picelli et al., 2015).

Většina denních aktivit vyžaduje schopnost udržet rovnováhu i v průběhu jiných činností, proto je vhodné zařadit i do terapie nácvik rovnováhy se současným kognitivním úkolem (Wang et al., 2016). Nedávná systematická studie potvrdila, že terapie s kognitivním motorickým úkolem zlepšila rychlost chůze, délku kroku, rytmus chůze a rovnovážné funkce u pacientů po cévní mozkové příhodě (Wang et al., 2015). U pacientů s Parkinsonovou nemocí byl také potvrzen efekt kognitivní terapie na rychlost a dobu chůze. Naopak nebyl nalezen rozdíl v délce kroku a rytmu chůze před a po terapii. Signifikantní zlepšení zaznamenaly studie i v rovnovážných funkcích pacientů s PN (Wang et al., 2016).

### **3 Cíle práce**

Hlavním cílem diplomové práce je zhodnotit vliv posturálně-respiračního tréninku na vybrané ukazatele posturální stability u osob s Parkinsonovou nemocí.

#### **3.1 Dílčí cíle**

1. Zhodnotit posturální stabilitu stoje při modifikaci senzorických vstupů u osob s Parkinsonovou nemocí.
2. Porovnat posturální stabilitu stoje u osob s Parkinsonovou nemocí před a po šestitýdenní posturálně-respirační terapii.

## **4 Výzkumné otázky a hypotézy**

### **4.1 Hypotézy**

H<sub>01</sub>: Při úvodním měření nebude rozdíl ve sledovaných parametrech tenzometrického vyšetření mezi skupinou využívající při následné terapii respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

### **4.2 Výzkumné otázky**

V<sub>1</sub>: Ovlivňují modifikace senzorických vstupů jednotlivé měřené parametry stoje?

V<sub>2</sub>: Ovlivňuje tíže onemocnění (dle Hoehnové & Yahra) jednotlivé měřené parametry stoje?

V<sub>3</sub>: Ovlivní šestitýdenní posturálně-respirační terapie posturální stabilitu u osob s Parkinsonovou nemocí?

## 5 Metodika

### 5.1 Charakteristika souboru probandů

Diplomové práce se zúčastnilo dvacet pacientů s diagnostikovanou Parkinsonovou nemocí, kteří pravidelně dochází na skupinové cvičení do RRR centra Fakulty tělesné kultury v Olomouci. Soubor byl doplněn o členy Společnosti Parkinson. Čtyři účastníci trpěli Parkinsonským syndromem, u dvou byl původ nemoci neznámý. Základní charakteristika probandů je uvedena v tabulce 1.

Mezi kritéria, která zařazovala probandy do studie, byla Parkinsonova nemoc ve stádiu 1-4 dle Hoehnové a Yahra, stabilní stav a souhlas pacienta. Vyřazovací kritéria zahrnovala vysokou disabilitu z důvodu Parkinsonovy nemoci znemožňující účast na studii či jiné závažné dekompenzované onemocnění.

Všichni účastníci byli léčeni farmakologicky, většina z nich se nacházela ve středně těžkém stádiu dle Hoehnové a Yahra (průměr 2,5, SD 0,7, rozptyl 1-4). Průměrná délka onemocnění byla 9,7 let (SD 5,4, rozptyl 0,5-20). Měření probíhalo v dopoledních hodinách po požití medikace, tedy v ON fázi.

Třináct pacientů v anamnéze popsalo poruchy rovnováhy, osm výskyt freezingu a jedenáct zaznamenalo pozitivní historii pádů.

Kontrolního měření se kvůli nemoci či nemožnosti dopravit se na místo měření zúčastnilo pouze čtrnáct pacientů.

**Tabulka 1.** Základní charakteristika probandů

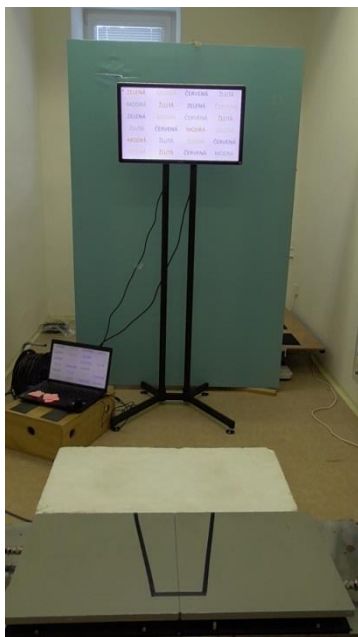
	<b>1. měření (n=20)</b>	<b>2. měření (n=14)</b>
<b>Pohlaví (ženy vs. muži)</b>	12 : 8	8 : 6
<b>Věk (roky)</b>	68,65 ± 6,00	68,07 ± 5,43
<b>Diagnóza (PN vs. PS vs. neznámá)</b>	14 : 4 : 2	10 : 3 : 1
<b>Stádium nemoci (H&amp;Y)</b>	2,45 ± 0,67	2,43 ± 0,73
<b>Délka onemocnění (roky)</b>	9,68 ± 5,39	10,11 ± 5,70

*Legenda:* n – počet probandů

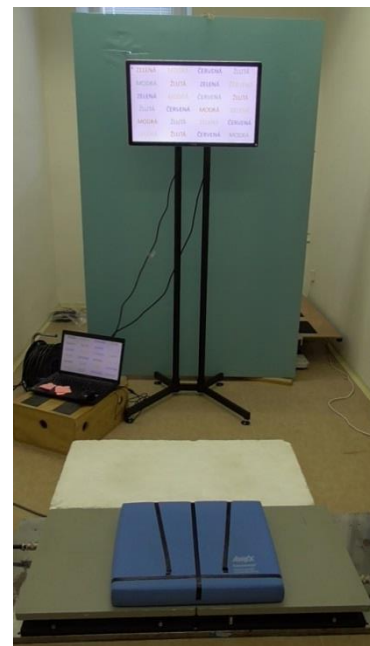
## 5.2 Metodika výzkumu

Měření se odehrávalo v laboratoři na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého. Úvodní měření probíhalo v srpnu 2016, kontrolní v prosinci 2016, mezi oběma testováními probíhala šestitýdenní posturálně-respirační terapie na RRR centru Fakulty tělesné kultury. V rámci projektu diplomové práce jsem spolupracovala s Bc. Klárou Malotovou, která ve své práci korelovala výsledky naměřené na plošinách s výsledky ostatních testů. Dalšími účastníky projektu byly Bc. Markéta Magátová a Bc. Lucie Sečkařová, které testovaly motorické schopnosti probandů a prováděly šestitýdenní terapii.

V laboratoři byly při měření zajištěny všechny standardní a bezpečnostní podmínky. Měření probíhalo naboso a pro bezpečnost byla před plošinu umístěna polystyrenová deska pro umožnění kroku v případě nerovnováhy. Testující laboratoř byla vybavená dvěma silovými plošinami (pro levou a pravou dolní končetinu) doplněné o polystyrenovou plošinu. Ve vzdálenosti asi 1,5 metru od plošin byla umístěná obrazovka, na které byl označen bod, kam se měli účastníci dívat, při posledních úkolech byla obrazovka zapnutá a promítal se na ni test z notebooku položeného vedle na zemi. Za obrazovkou bylo umístěné modré plátno, aby okolní předměty v místnosti nerušily probandy při testování. Vedle plošin byla umístěná židle, na kterou si mohl účastník kdykoliv mezi pokusy sednout. Za plošinami se nacházel počítač, ze kterého se plošiny ovládaly.



Obrázek 2. Uspořádání plošin a obrazovky



Obrázek 3. Uspořádání plošin s Airexem a obrazovky

Každý z probandů byl poučen o průběhu měření, jeho benefitů a rizik. Před začátkem měření podepsali všichni účastníci studie informovaný souhlas (viz příloha č. 1). Účast ve studii byla dobrovolná a jedinci měli možnost kdykoliv odstoupit. Všichni účastníci dále souhlasili s anonymním zpracováním jejich soukromých a naměřených dat pro účely této práce.

### **5.2.1 Průběh měření**

Před vlastním měřením na silových plošinách byla pacientům odebrána anamnéza, zaměřující se především na nynější onemocnění (diagnóza, stádium a délka onemocnění, farmakologie, přítomnost pádů, freezingu a jiných motorických obtíží, abusus, výskyt dechových a polykacích obtíží).

Dále byly jedincům naměřeny dechové parametry, poté byli otestováni pomocí Parkinson Activity Scale, Berg Balance Scale, Time Up and Go testu klasického a v kombinaci s kognitivním úkolem, 5 Times Six to Stand testu a 360 degree turn testu. Jejich kognice byla otestována Montrealským kognitivním testem (MOCA) a výskyt deprese Zung dotazníkem. Dále byly vyplněny dotazníky týkající se pádů a autonomních funkcí.

Testování na plošinách zahrnovalo šest testů, každý byl proveden dvakrát. Délka jednoho pokusu byla 30 sekund, mezi každým pokusem museli jedinci z plošiny slézt kvůli jejímu vynulování. Jednalo se o stoj s otevřenýma očima, stoj se zavřenýma očima, stoj na Airexu s otevřenýma očima, stoj na Airexu se zavřenýma očima, stoj se současným kognitivním úkolem a stoj na Airexu v kombinaci s kognitivním úkolem.

Jako kognitivní úkol jsme použili Stroop test, kdy měli účastníci za úkol jmenovat barvy slov na počítači, jejichž význam však znamenal jinou barvu. Před Stroop testem jsme otestovali, jestli proband rozezná barvy a jestli přečte text napsaný na počítači v předem dané vzdálenosti a velikosti písma na obrazovce (2cm). Poté jsme úkol vysvětlili a jedinci měli možnost si test vyzkoušet nanečisto, jestli porozuměli jeho zadání. Pak následoval samotný test, počítal se počet správných a špatných odpovědí.



<sup>1</sup> ZELENÁ	MODRÁ	ČERVENÁ	ŽLUTÁ
MODRÁ	ŽLUTÁ	ZELENÁ	ČERVENÁ
ZELENÁ	MODRÁ	ČERVENÁ	ŽLUTÁ
ŽLUTÁ	ČERVENÁ	MODRÁ	ZELENÁ
MODRÁ	ŽLUTÁ	ZELENÁ	ČERVENÁ
ZELENÁ	ŽLUTÁ	ČERVENÁ	MODRÁ

Obrázek 4. Stroop test (modifikovaný)

Na závěr probandi podstoupili test dosahu (reach test), desetimetrový a šestiminutový test chůze za kontroly oxymetru ke zjištění jejich aerobní výkonnosti.

Šestitýdenní terapie, kterou podstoupily obě skupiny, zahrnovala lokalizované dýchání, cviky na zvýšení rozvíjení hrudníku, drenážní techniky a prodloužený výdech v různých polohách, mezi které patřil sed, stoj, stoj v tandemu, stoj na jedné dolní končetině a stoj na měkké podložce. Jedna cvičební jednotka trvala 10 minut, nejprve jednou, později dvakrát denně, obsah se postupně obměňoval.

Skupina absolvující terapii s respirační pomůckou používala dechové trenažéry Threshold ® IMT, tedy nádechový, a Threshold ® PEP, výdechový. Tento trénink měl jak vytrvalostní, tak silový charakter opět v různě náročných posturálních pozicích.

### 5.2.2 Popis přístroje

Pro měření byly použity dvě silové plošiny AMTI, model OR6-5, od výrobce Advanced Mechanical Technology, Inc., USA (obrázek 6).



Obrázek 5. Silové plošiny AMTI doplněné o polystyrenovou desku

### 5.2.3 Sledované parametry

Každá silová plošina snímá reakční sílu podložky složenou ze tří složek – mediolaterální, anteroposteriorní a vertikální. Vertikální složka síly ( $F_z$ ) udává informace o zatížení plošiny, ale nepodává informace o posturální stabilitě, proto jsme pro účel diplomové práce využili pouze mediolaterální ( $F_x$ ) a anteroposteriorní ( $F_y$ ) směr.

Kromě reakční síly podložky jsme dále hodnotili průměrnou rychlost výchylky COP, a to v mediolaterálním směru ( $V_x$ ), anteroposteriorním směru ( $V_y$ ) a rychlost celkovou ( $V$ ).

### 5.3 Statistické zpracování dat

Získaná data byla nejprve zanesena do tabulky Microsoft Office Excel 2013 a poté statisticky zpracována programem Statistica 12. U sledovaných proměnných byly vypočítány základní statistické veličiny – aritmetický průměr, minimum, maximum a směrodatná odchylka. Na základě testů normality jsme zjistili, že data jsou neparametrického typu, proto jsme dále využívali neparametrické testy.

Pro srovnání prvního a druhého pokusu vstupního měření jsme použili Wilcoxonův párový test a zjistili jsme, že se od sebe významně neliší. Pro výpočty jsme z prvního a druhého pokusu udělali průměr.

Pro vzájemné porovnávání skupin před, resp. po terapii jsme použili neparametrický Mann-Whitneyův U test. Korelaci stadií dle H&Y s jednotlivými parametry z plošin jsme provedli pomocí Kruskal-Wallisova testu. Porovnání výsledků před a po terapii v obou skupinách a pak v každé skupině zvlášť bylo provedeno opět pomocí Wilcoxonova párového testu.

Pro posouzení významnosti rozdílů byla použita Spearmanova korelace. Hladina statistické významnosti byla zvolena na  $p \leq 0,05$ .

## 6 Výsledky

Výsledky k jednotlivým výzkumným otázkám jsou zobrazeny v tabulkách níže, vysvětlivky se nachází pod nimi. Hodnoty statisticky významné ( $p < 0,05$ ) jsou znázorněny červeným písmem.

V diplomové práci byly hodnoceny parametry SD X, SD Y, V<sub>x</sub>, V<sub>y</sub> a V. Směrodatná odchylka (SD X a SD Y) je udávána v milimetrech (mm), rychlost (V<sub>x</sub>, V<sub>y</sub> a V) v milimetrech za sekundu (mm/s).

### 6.1 Výsledky k hypotéze č. 1

**Při úvodním měření nebude rozdíl ve sledovaných parametrech tenzometrického vyšetření mezi skupinou využívající při následné terapii respirační pomůcky a skupinou bez pomůcky.**

**Tabulka 2:** Porovnání hodnot směrodatné odchylky pohybu COP v mediolaterálním směru ve skupině využívající respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

Proměnné	N1	N2	p
SD X EO_vstup	10	10	0,436
SD X EC_vstup	10	10	0,280
SD X AEO_vstup	10	10	0,436
SD X AEC_vstup	10	9	0,356
SD X S_vstup	10	9	0,604
SD X AS_vstup	10	9	0,720

#### *Legenda:*

N1 – počet probandů ve skupině využívající respirační pomůcku, N2 - počet probandů ve skupině bez respirační pomůcky, p – hladina statistické významnosti

SD X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru

EO – stoj s otevřenýma očima, EC – stoj se zavřenýma očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenýma očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenýma očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

#### *Komentář:*

Z tabulky 1 je patrné, že při úvodním měření nebyl významný rozdíl v hodnotách směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru mezi skupinou využívající při následné terapii respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

**Tabulka 3:** Porovnání hodnot směrodatné odchyly pohybu COP v anteroposteriorním směru ve skupině využívající respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

<b>Proměnné</b>	<b>N1</b>	<b>N2</b>	<b>p</b>
SD Y EO_vstup	10	10	0,280
SD Y EC_vstup	10	10	0,436
SD Y AEO_vstup	10	10	0,190
SD Y AEC_vstup	10	9	0,720
SD Y S_vstup	10	9	0,905
SD Y AS_vstup	10	9	0,905

*Legenda:*

N1 – počet probandů ve skupině využívající respirační pomůcku, N2 - počet probandů ve skupině bez respirační pomůcky, p – hladina statistické významnosti

SD Y – směrodatná odchylnka COP v anteroposteriorním směru

EO – stoj s otevřenýma očima, EC – stoj se zavřenýma očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenýma očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenýma očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Z tabulky 2 je patrné, že při úvodním měření nebyl významný rozdíl v hodnotách směrodatné odchyly COP v anteroposteriorním směru mezi skupinou využívající při následné terapii respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

**Tabulka 4:** Porovnání hodnot rychlosti výchylky COP v mediolaterálním směru ve skupině využívající respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

<b>Proměnné</b>	<b>N1</b>	<b>N2</b>	<b>p</b>
Vx EO_vstup	10	10	0,631
Vx EC_vstup	10	10	0,684
Vx AEO_vstup	10	10	0,912
Vx AEC_vstup	10	9	0,840
Vx S_vstup	10	9	0,968
Vx AS_vstup	10	9	0,968

*Legenda:*

N1 – počet probandů ve skupině využívající respirační pomůcku, N2 - počet probandů ve skupině bez respirační pomůcky, p – hladina statistické významnosti

Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Z tabulky 3 je patrné, že při úvodním měření nebyl významný rozdíl v hodnotách rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru mezi skupinou využívající při následné terapii respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

**Tabulka 5:** Porovnání hodnot rychlosti výchylky COP v anteroposteriorním směru ve skupině využívající respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

<b>Proměnné</b>	<b>N1</b>	<b>N2</b>	<b>p</b>
Vy EO_vstup	10	10	0,684
Vy EC_vstup	10	10	1,000
Vy AEO_vstup	10	10	0,853
Vy AEC_vstup	10	9	0,400
Vy S_vstup	10	9	0,905
Vy AS_vstup	10	9	0,905

*Legenda:*

N1 – počet probandů ve skupině využívající respirační pomůcku, N2 - počet probandů ve skupině bez respirační pomůcky, p – hladina statistické významnosti

Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Z tabulky 4 je patrné, že při úvodním měření nebyl významný rozdíl v hodnotách rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru mezi skupinou využívající při následné terapii respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

**Tabulka 6:** Porovnání hodnot celkové rychlosti výchylky COP ve skupině využívající respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

<b>Proměnné</b>	<b>N1</b>	<b>N2</b>	<b>p</b>
V EO_vstup	10	10	0,853
V EC_vstup	10	10	1,000
V AEO_vstup	10	10	0,912
V AEC_vstup	10	9	0,356
V S_vstup	10	9	1,000
V AS_vstup	10	9	0,968

*Legenda:*

N1 – počet probandů ve skupině využívající respirační pomůcku, N2 - počet probandů ve skupině bez respirační pomůcky, p – hladina statistické významnosti

V – celková rychlost pohybu COP

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Z tabulky 5 je patrné, že při úvodním měření nebyl významný rozdíl v hodnotách celkové rychlosti pohybu COP mezi skupinou využívající při následné terapii respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky.

## 6.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

### Ovlivňují modifikace sensorických vstupů jednotlivé měřené parametry stoje?

**Tabulka 7:** Porovnání hodnot směrodatné odchylky pohybu COP v mediolaterálním směru při modifikacích stoje v úvodním měření.

SD X	N	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
EO_vstup	20	3,20164	2,464761	1,385825	9,592119	1,981992
EC_vstup	20	4,328701	3,650927	2,190806	12,21098	2,312394
AEO_vstup	20	6,75252	6,246873	3,872113	14,08928	2,491243
AEC_vstup	19	9,375384	9,288855	5,568709	18,34044	3,268097
S_vstup	19	5,315852	3,285068	1,558882	20,90521	5,464839
AS_vstup	19	7,869202	6,138046	4,306946	21,92239	4,753419

#### *Legenda:*

SD X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru

SD – směrodatná odchylka, N – počet probandů

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

#### *Komentář:*

Z tabulky 6 je patrné, že modifikace sensorických vstupů ovlivňuje hodnoty směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru. Nejnížší výkyvy COP (označeny zeleně) se vyskytovaly při stoji na pevné podložce s otevřenými očima, nejvyšší (označeny oranžově) při stoji na Airexu se zavřenými očima, kdy byla směrodatná odchylka v průměru téměř trojnásobná.



**Tabulka 8:** Porovnání hodnot směrodatné odchytky pohybu COP v anteroposteriorním směru při modifikacích stoje v úvodním měření.

SD Y	N	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
EO_vstup	20	5,176556	4,84644	3,461365	8,775781	1,557613
EC_vstup	20	6,804591	6,542911	3,533062	11,83637	2,008413
AEO_vstup	20	7,716278	7,51802	5,767133	12,43453	1,914988
AEC_vstup	19	13,86969	12,72835	9,554636	20,72921	3,683771
S_vstup	19	6,086166	5,514817	2,655047	13,62318	2,957625
AS_vstup	19	7,736286	7,207261	3,918775	14,97077	2,321334

*Legenda:*

SD Y – směrodatná odchytka COP v anteroposteriorním směru

SD – směrodatná odchytky, N – počet probandů

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Z tabulky 7 je patrné, že modifikace senzoričkových vstupů ovlivňuje hodnoty směrodatné odchytky COP v anteroposteriorním směru. Nejnížší výkyvy COP (označeny zeleně) se opět vyskytovaly při stoji na pevné podložce s otevřenými očima, nejvyšší (označeny oranžově) při stoji na Airexu se zavřenými očima. Rozdíl mezi nejvyšší hodnotou (AEC\_vstup) a ostatními senzoričkovými vstupy je výraznější než u směrodatné odchytky v mediolaterálním směru.

**Tabulka 9:** Porovnání hodnot rychlosti výchylky COP v mediolaterálním směru při modifikacích stoje v úvodním měření.

Vx	N	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
EO_vstup	20	7,567296	5,874	2,246487	19,4172	4,699919
EC_vstup	20	12,56448	9,619752	3,469055	55,33311	12,08358
AEO_vstup	20	14,70439	12,37055	5,774733	42,79002	9,021114
AEC_vstup	19	27,10362	19,21617	10,04786	80,88828	18,49913
S_vstup	19	12,91351	7,700289	3,611575	65,84712	14,98956
AS_vstup	19	16,94664	9,980121	6,280331	63,31572	14,40093

*Legenda:*

Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru

SD – směrodatná odchylka, N – počet probandů

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Z tabulky 8 je patrné, že modifikace senzorických vstupů ovlivňuje hodnoty rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru. Nejnižší rychlost (označená zeleně) se vyskytovala při stoji na pevné podložce s otevřenými očima, nejvyšší (označená oranžově) při stoji na Airexu se zavřenými očima, kdy byla směrodatná odchylka v průměru 3,5krát větší.

**Tabulka 10:** Porovnání hodnot rychlosti výchylky COP v anteroposteriorním směru při modifikacích stoje v úvodním měření.

Vy	N	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
EO_vstup	20	13,49783	11,99257	5,800852	40,18752	7,99666
EC_vstup	20	24,35974	13,75839	6,86411	89,89755	21,45393
AEO_vstup	20	24,06954	16,7938	10,69848	57,85568	15,09362
AEC_vstup	19	53,94811	41,73774	20,50635	156,4283	36,76971
S_vstup	19	18,42962	12,41507	7,725486	62,2901	14,17524
AS_vstup	19	23,70284	15,70392	10,49034	53,22348	14,46921

*Legenda:*

Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru

SD – směrodatná odchylka, N – počet probandů

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Z tabulky 9 je patrné, že modifikace senzorických vstupů ovlivňuje hodnoty rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru. Nejnížší rychlost (označená zeleně) se vyskytovala při stoji na pevné podložce s otevřenými očima, nejvyšší (označená oranžově) při stoji na Airexu se zavřenými očima, kdy byla směrodatná odchylka v průměru čtyřnásobná. Průměrné hodnoty rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru při stoji na tvrdé podložce se zavřenými očima, stoji na Airexu s otevřenými očima a stoji na Airexu s kognitivním úkolem se téměř nelišily.

**Tabulka 11:** Porovnání hodnot celkové rychlosti výchylky COP při modifikacích stoje v úvodním měření.

V	N	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
EO_vstup	20	16,885	16,32062	7,251276	47,81652	9,73321
EC_vstup	20	29,85219	19,27041	8,55407	100,3887	26,14935
AEO_vstup	20	30,87746	21,37402	13,02448	74,78257	18,68949
AEC_vstup	19	65,44812	49,65147	28,87792	189,9895	43,04123
S_vstup	19	24,97933	17,22235	9,166428	99,86323	22,23076
AS_vstup	19	32,21826	22,18376	13,36533	90,60685	21,65263

*Legenda:*

V – celková rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru

SD – směrodatná odchylka, N – počet probandů

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Z tabulky 10 je patrné, že modifikace senzorických vstupů ovlivňuje hodnoty celkové rychlosti pohybu COP. Nejnižší rychlost (označená zeleně) se vyskytovala při stoji na pevné podložce s otevřenými očima, nejvyšší (označená oranžově) při stoji na Airexu se zavřenými očima, kdy byla směrodatná odchylka v průměru téměř čtyřnásobná.

### 6.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

#### Ovlivňuje tíže onemocnění (dle Hoehnové x Yahra) jednotlivé měřené parametry stoje?

Modelová ukázka vztahu stadia Parkinsonovy nemoci dle Hoehnové a Yahra se směrodatnou odchylkou pohybu COP v mediolaterálním směru. Vybrány pouze statisticky významné hodnoty ( $p < 0,05$ ), ostatní přiloženy v příloze č. 2.

**Tabulka 12:** Hodnocení rozdílu mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru směrodatné odchylky pohybu COP v mediolaterálním směru při zavřených očích, druhý pokus, první měření.

SD X EC2	$p = 0,0254$			
	1	2	3	4
1		1,000000	1,000000	1,000000
2	1,000000		0,040584	0,441759
3	1,000000	0,040584		1,000000
4	1,000000	0,441759	1,000000	

#### Legenda:

p – hodnota statistické významnosti

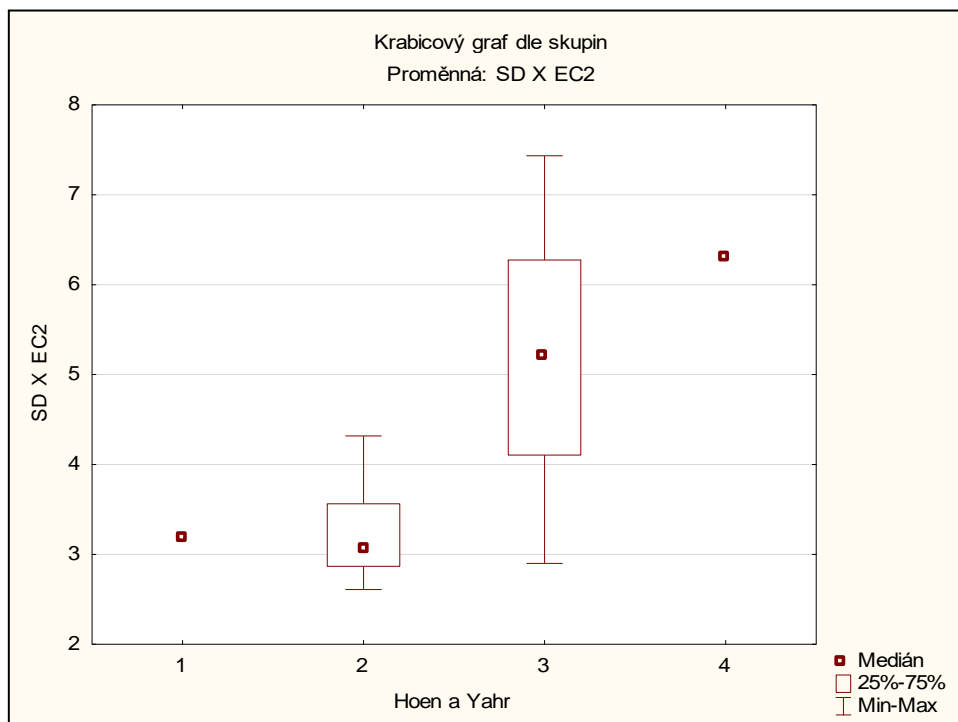
SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru

EC2 – stoj se zavřenýma očima, druhý pokus

#### Komentář:

Hodnocení rozdílu mezi jednotlivými stadii PN dle H-Y a jednotlivými parametry na plošinách byla provedena pomocí Kruskal-Wallisova testu.

Mezi stadii 2 a 3 byly nalezeny významné rozdíly v parametru směrodatné odchylky pohybu COP v mediolaterálním směru při zavřených očích.



**Obrázek 6.** Grafické znázornění rozdílu mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru směrodatné odchyly pohybu COP v mediolaterálním směru při zavřených očích, druhý pokus, první měření.

**Tabulka 13:** Hodnocení rozdílu mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru směrodatné odchyly pohybu COP v anteroposteriorním směru při stoji na Airexu se zavřenýma očima, první pokus, první měření.

SD Y AEC1	$p = 0,0479$			
	1	2	3	4
1		0,252184	1,000000	1,000000
2	0,252184		0,140482	1,000000
3	1,000000	0,140482		1,000000
4	1,000000	1,000000	1,000000	

*Legenda:*

p – hodnota statistické významnosti

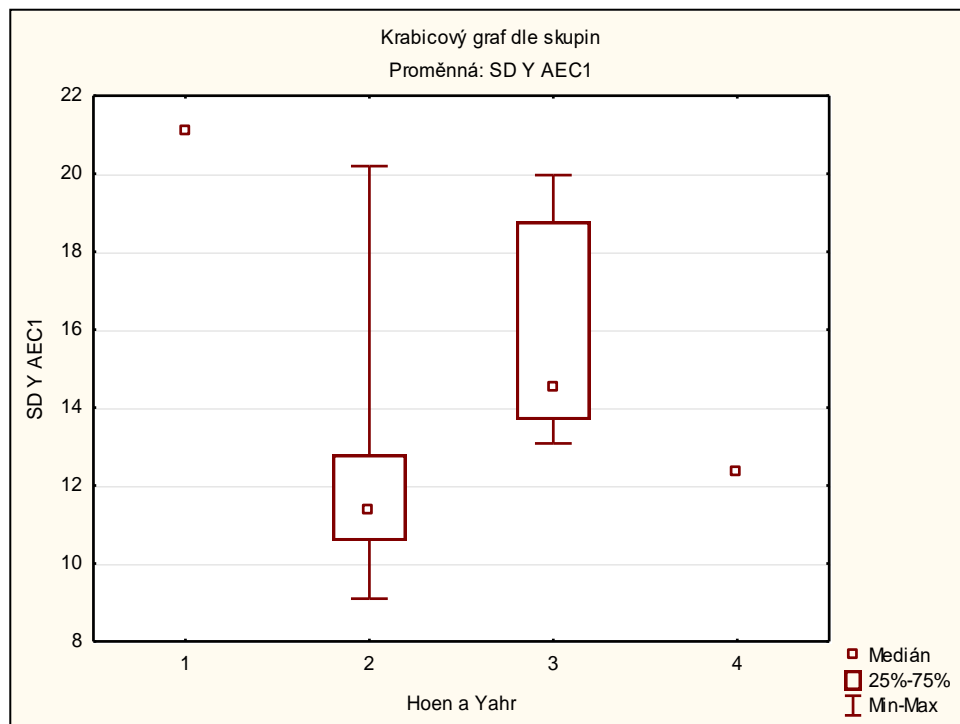
SD Y – směrodatná odchyly pohybu COP v anteroposteriorním směru

AEC1 – stoj na Airexu se zavřenýma očima, první pokus

*Komentář:*

Hodnocení rozdílů mezi jednotlivými stadii PN dle H-Y a jednotlivými parametry na plošinách byla provedena pomocí Kruskal-Wallisova testu.

Byly nalezeny významné rozdíly v parametru směrodatné odchylky pohybu COP v anteroposteriorním směru při stoji na Airexu se zavřenýma očima, nejvíce mezi stadii 2 a 3.



**Obrázek 7. Grafické znázornění rozdílů mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru směrodatné odchylky pohybu COP v anteroposteriorním směru při stoji na Airexu se zavřenýma očima, první pokus, první měření.**

*Další tabulky ukazují hodnocení rozdílů mezi stadii Parkinsonovy nemoci dle Hoehnové a Yahra v ostatních parametrech ze silových plošin, znázorněny jsou pouze hodnoty blížíící se statistické významnosti ( $p < 0,05$ ), ostatní parametry vyšly statisticky nevýznamné.*

**Tabulka 14:** Hodnocení rozdílu mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru směrodatné odchytky pohybu COP v mediolaterálním směru při stoji na Airexu s otevřenými očima, první pokus, první měření.

SD X EO1	p = 0,0898			
	1	2	3	4
1		1,000000	1,000000	1,000000
2	1,000000		0,092315	1,000000
3	1,000000	0,092315		1,000000
4	1,000000	1,000000	1,000000	

*Legenda:*

p – hodnota statistické významnosti

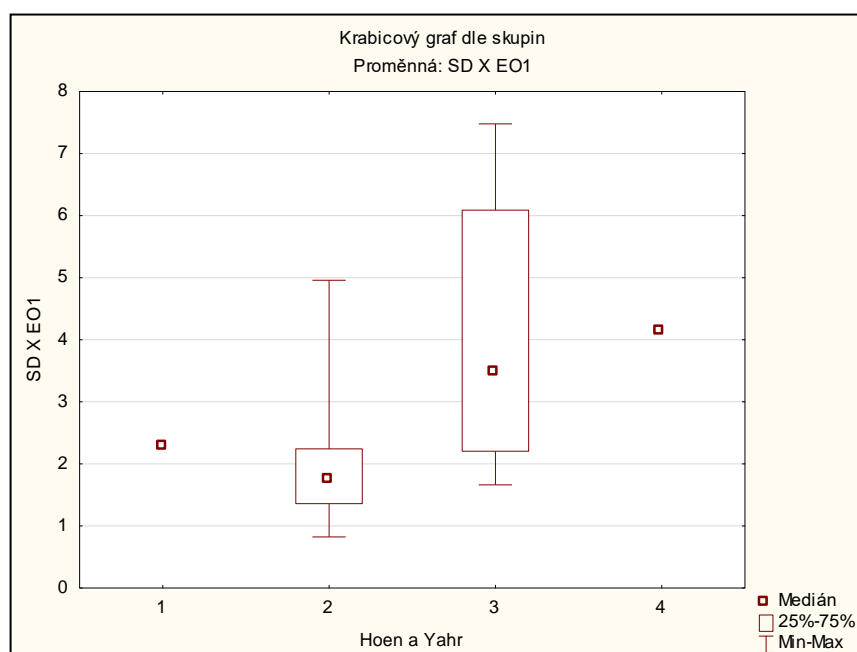
SD X – směrodatná odchytka pohybu COP v mediolaterálním směru

EO1 – stoj s otevřenými očima, první pokus

*Komentář:*

Hodnocení rozdílu mezi jednotlivými stadii PN dle H-Y a jednotlivými parametry na plošinách byla provedena pomocí Kruskal-Wallisova testu.

Signifikantně významný rozdíl nebyl v tomto případě nalezen, ale mezi stadiem 2 a 3 se hodnoty statistické významnosti blížily.



**Obrázek 8.** Grafické znázornění rozdílu mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru směrodatné odchytky pohybu COP v mediolaterálním směru při otevřených očích, první pokus, první měření.



**Tabulka 15:** Hodnocení rozdílu mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru při otevřených očích, první pokus, první měření.

V <sub>x</sub> EO1	p = 0,0890			
	1	2	3	4
1		1,000000	0,666103	1,000000
2	1,000000		0,178355	1,000000
3	0,666103	0,178355		1,000000
4	1,000000	1,000000	1,000000	

*Legenda:*

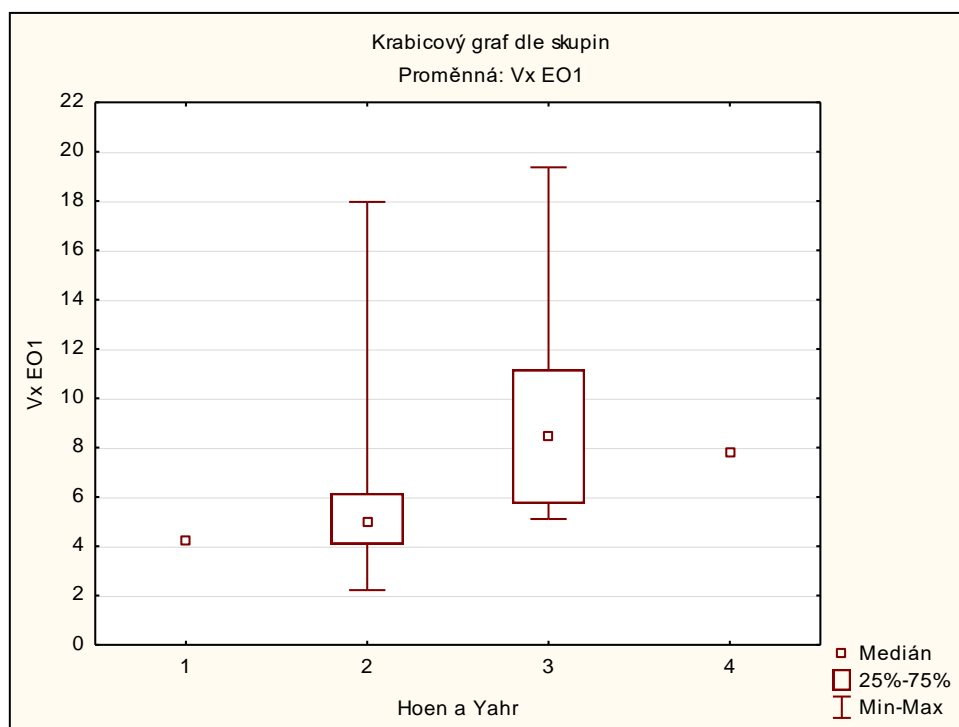
V<sub>x</sub> – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru

EO1 – stoj s otevřenýma očima, první pokus

*Komentář:*

Hodnocení rozdílu mezi jednotlivými stadii PN dle H-Y a jednotlivými parametry na plošinách byla provedena pomocí Kruskal-Wallisova testu.

Signifikantně významný rozdíl nebyl v tomto případě nalezen, ale mezi stadiem 2 a 3 se hodnoty statistické významnosti blížily.



**Obrázek 9.** Grafické znázornění rozdílu mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru při otevřených očích, první pokus, první měření.

**Tabulka 16:** Hodnocení rozdílu mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru při otevřených očích, první pokus, první měření.

Vy EO1	p = 0,0604			
	1	2	3	4
1		1,000000	1,000000	1,000000
2	1,000000		0,060211	1,000000
3	1,000000	0,060211		1,000000
4	1,000000	1,000000	1,000000	

*Legenda:*

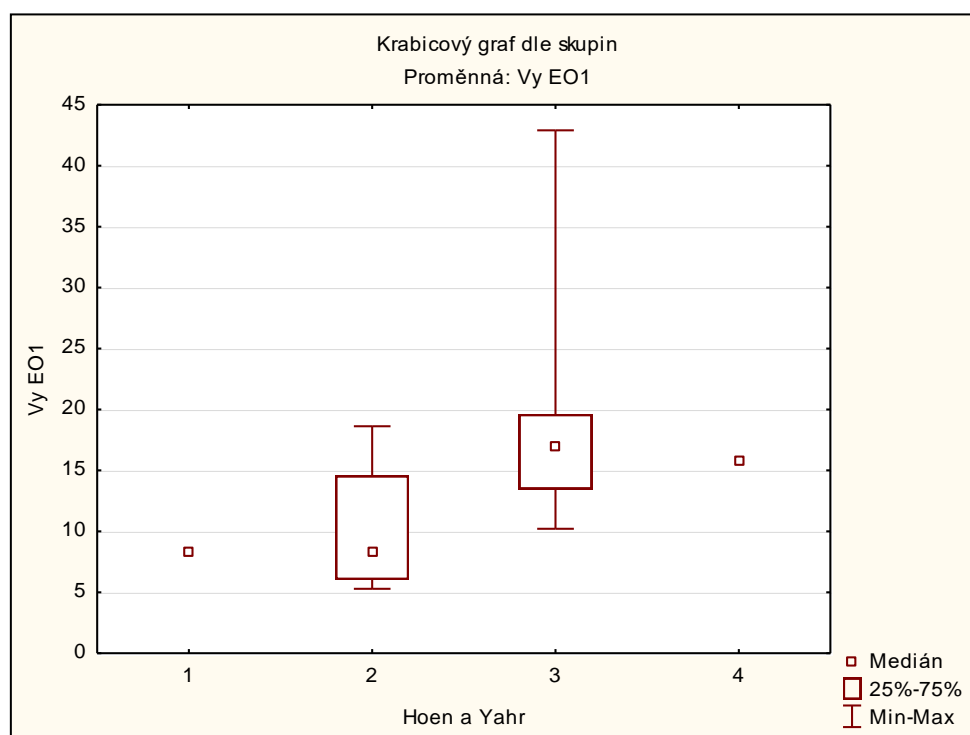
Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru

EO1 – stoj s otevřenýma očima, první pokus

*Komentář:*

Hodnocení rozdílu mezi jednotlivými stadii PN dle H-Y a jednotlivými parametry na plošinách byla provedena pomocí Kruskal-Wallisova testu.

Signifikantně významný rozdíl nebyl v tomto případě nalezen, ale mezi stadiem 2 a 3 se hodnoty statistické významnosti blížily.



**Obrázek 10.** Grafické znázornění rozdílu mezi jednotlivými stadii Parkinsonovy nemoci dle H-Y v parametru rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru při otevřených očích, první pokus, první měření.

## 6.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

### Ovlivní šestitýdenní posturálně-respirační terapie posturální stabilitu u osob s Parkinsonovou nemocí?

**Tabulka 16:** Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů před a po terapii ve skupině absolvující terapii s respirační pomůckou Threshold IMT a PEP. Vybrané statisticky významné hodnoty ( $p < 0,05$ ), celá tabulka přiložena v příloze 4.

Proměnné	N	T	Z	p
SD Y S_vstup & SD Y S_výstup	9	5	2,073221	0,038

#### *Legenda:*

N – počet probandů, T – T-skóre, Z – Z-skóre, p – hodnota statistické významnosti

SD Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru

S – stoj s kognitivním úkolem

#### *Komentář:*

Porovnání naměřených hodnot před a po terapii bylo provedeno pomocí Wilcoxonova testu. Do průměru byli započítáni jen ti probandi, kteří se zúčastnili obou měření, tzn. 9.

Signifikantně významný rozdíl před a po terapii byl v tomto případě nalezen pouze v jedné proměnné, a to směrodatné odchylce v anteroposteriorním směru při stožení na pevné podložce se současným kognitivním úkolem. V tomto parametru došlo při druhém měření ke zvýšení hodnoty v aritmetickém průměru.

**Tabulka 17:** Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů před a po terapii ve skupině absolvující terapii bez respirační pomůcky Threshold IMT a PEP. Vybrané statisticky významné hodnoty ( $p < 0,05$ ), celá tabulka přiložena v příloze 5.

Proměnné	N	T	Z	p
SD X S_vstup & SD X S_výstup	5	0	2,0226	0,043
SD Y AEO_vstup & SD Y AEO_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vx EO_vstup & Vx EO_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vx EC_vstup & Vx EC_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vx S_vstup & Vx S_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vx AS_vstup & Vx AS_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vy S_vstup & Vy S_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vy AS_vstup & Vy AS_výstup	5	0	2,0226	0,043
V S_vstup & V S_výstup	5	0	2,0226	0,043
V AS_vstup & V AS_výstup	5	0	2,0226	0,043

*Legenda:*

N – počet probandů, T – T-skóre, Z – Z-skóre, p – hodnota statistické významnosti  
SD X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP  
EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO - stoj na Airexu s otevřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS - stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Porovnání naměřených hodnot před a po terapii bylo provedeno pomocí Wilcoxonova testu. Do průměru byli započítáni jen ti probandí, kteří se zúčastnili obou měření, tzn. 5.

Signifikantní rozdíl byl nalezen u deseti proměnných, a to směrodatné odchyly COP v mediolaterálním směru při stoji na pevné podložce se současným kognitivním úkolem, u směrodatné odchyly v anteroposteriorním směru při stoji na Airexu s otevřenými očima, dále u rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru při stoji na pevné podložce s otevřenými i zavřenými očima a se současným kognitivním úkolem na pevné podložce i na Airexu, a u rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru a celkové rychlosti pohybu COP s kognitivním úkolem na pevné podložce i na Airexu. Ve všech těchto parametrech došlo při druhém měření ke zvýšení průměrných hodnot.

**Tabulka 18:** Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů před a po terapii v obou skupinách. Vybrané statisticky významné hodnoty ( $p < 0,05$ ), celá tabulka přiložena v příloze 3.

Proměnné	N	T	Z	p
SD X EO_vstup & SD X EO_výstup	14	18	2,165789	0,030
Vx EO_vstup & Vx EO_výstup	14	16	2,291342	0,022
Vx EC_vstup & Vx EC_výstup	14	19	2,103012	0,035
Vx S_vstup & Vx S_výstup	14	16	2,291342	0,022
Vy S_vstup & Vy S_výstup	14	21	1,977459	0,048
V S_vstup & V S_výstup	14	20	2,040236	0,041

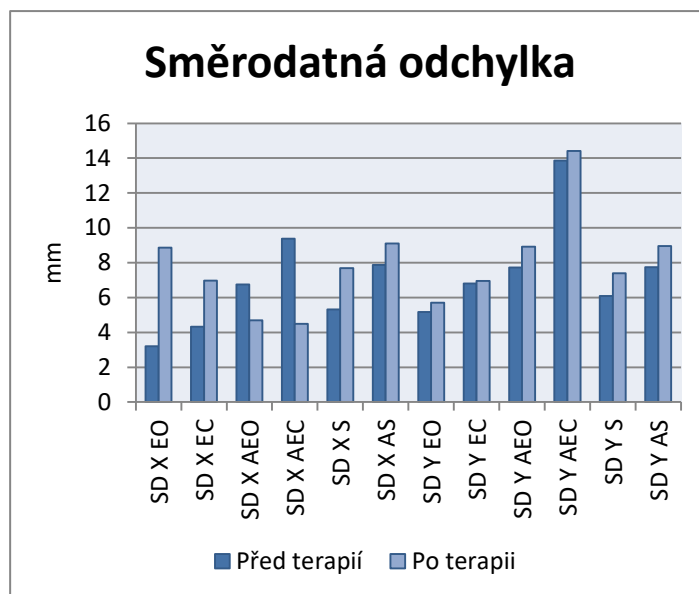
*Legenda:*

N – počet probandů, T – T-skóre, Z – Z-skóre, p – hodnota statistické významnosti  
SD X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP  
EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem

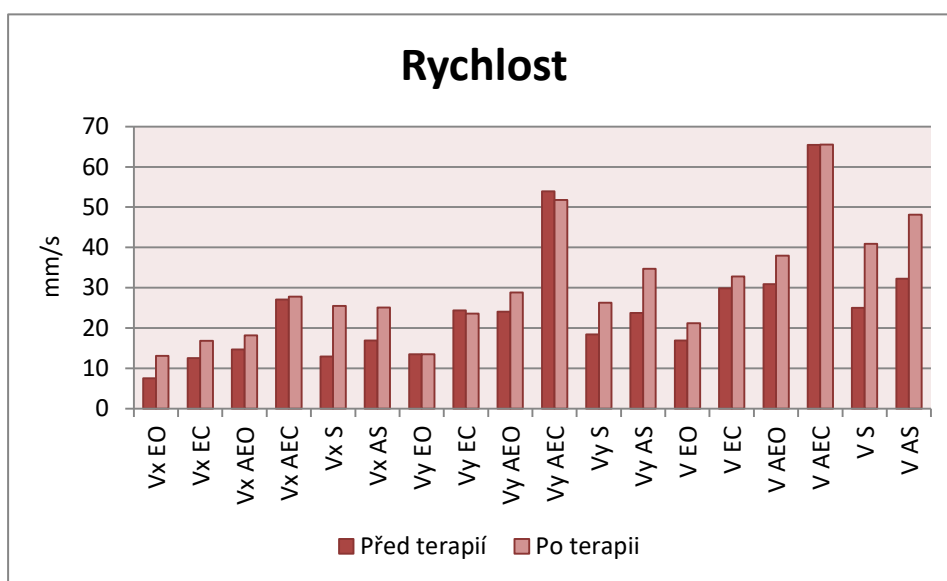
*Komentář:*

Porovnání naměřených hodnot před a po terapii bylo provedeno pomocí Wilcoxonova testu. Do průměru byli započítáni jen ti probandí, kteří se zúčastnili obou měření, tzn. 14 celkem, z toho 9 využívající při terapii respirační pomůcku a 5 bez ní.

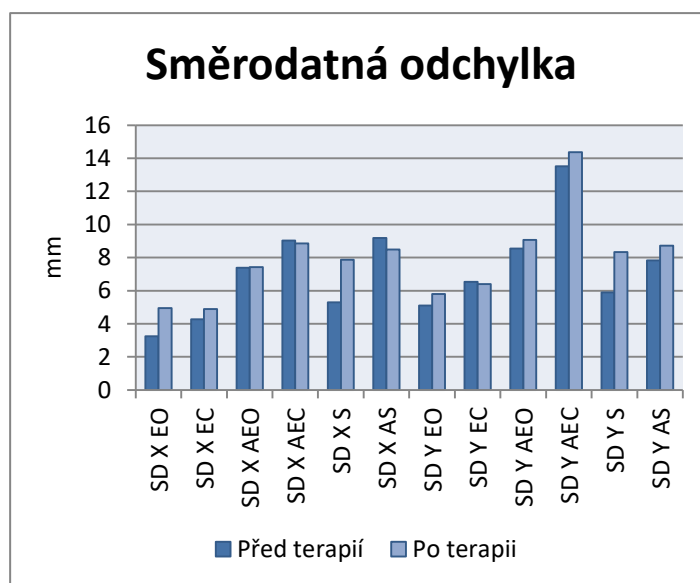
Signifikantní rozdíl byl nalezen u šesti proměnných, a to směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru při stoji na pevné podložce s otevřenými očima, dále u rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru při stoji na pevné podložce s otevřenými i zavřenými očima a se současným kognitivním úkolem, a u rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru a celkové rychlosti pohybu COP při stoji na pevné podložce se současným kognitivním úkolem. Ve všech těchto parametrech došlo při druhém měření ke zvýšení průměrných hodnot.



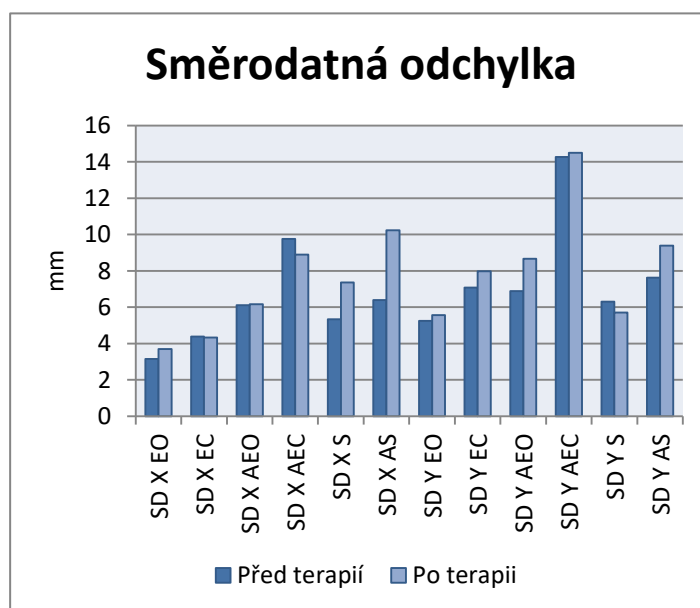
Obrázek 11: Grafické znázornění průměrných hodnot směrodatné odchylky před a po terapii v obou skupinách.



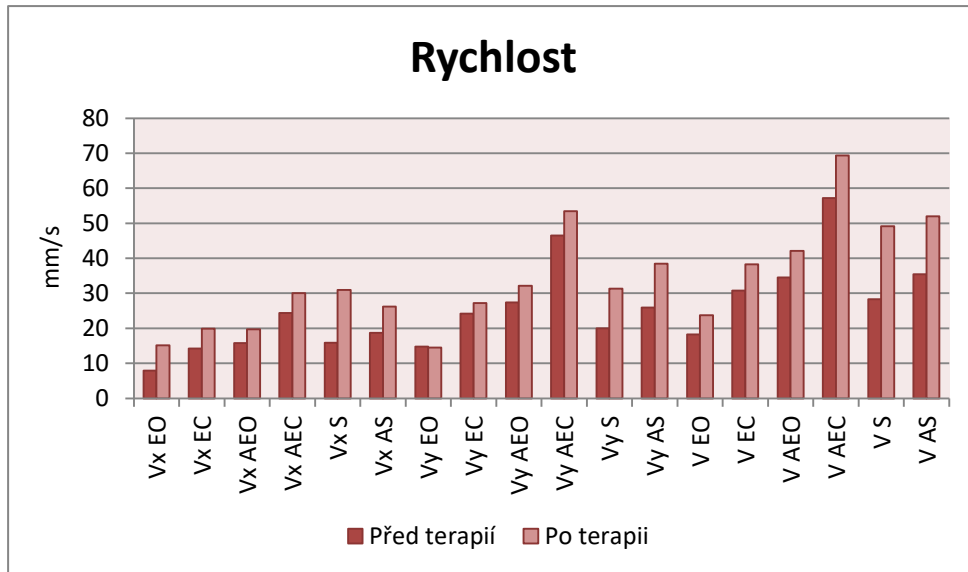
Obrázek 12: Grafické znázornění průměrných hodnot rychlosti před a po terapii v obou skupinách.



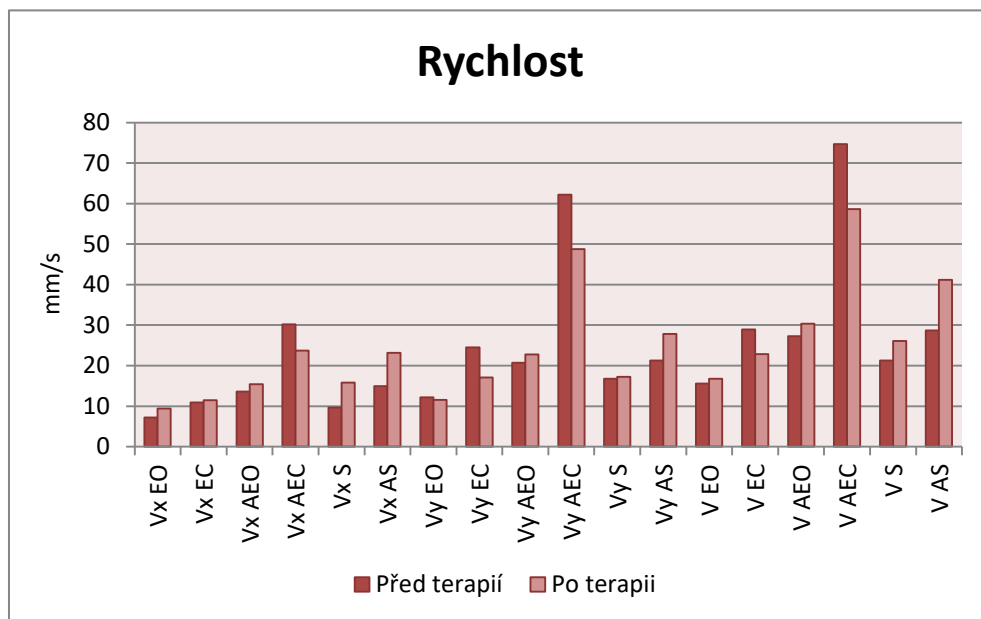
Obrázek 13: Grafické znázornění průměrných hodnot směrodatné odchylky před a po terapii ve skupině využívající při terapii respirační pomůcku.



Obrázek 14: Grafické znázornění průměrných hodnot směrodatné odchylky před a po terapii ve skupině absolvující terapii bez respirační pomůcky.



Obrázek 15: Grafické znázornění průměrných hodnot rychlostí před a po terapii ve skupině využívající při terapii respirační pomůcku.



Obrázek 16: Grafické znázornění průměrných hodnot rychlostí před a po terapii ve skupině absolvující terapii bez respirační pomůcky.



**Tabulka 19:** Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů po terapii mezi skupinami absolvující terapii s respirační pomůckou a bez ní.

Proměnné	N1	N2	p
SD X EO_vystup	9	5	0,797
SD X EC_vystup	9	5	0,699
SD X AEO_vystup	9	5	0,699
SD X AEC_vystup	9	5	0,797
SD X S_vystup	9	5	0,699
SD X AS_vystup	9	5	0,518
SD Y EO_vystup	9	5	0,699
SD Y EC_vystup	9	5	0,083
SD Y AEO_vystup	9	5	0,797
SD Y AEC_vystup	9	5	1,000
SD Y S_vystup	9	5	0,083
SD Y AS_vystup	9	5	0,606

Proměnné	N1	N2	p
Vx EO_vystup	9	5	0,606
Vx EC_vystup	9	5	0,898
Vx AEO_vystup	9	5	0,898
Vx AEC_vystup	9	5	0,898
Vx S_vystup	9	5	0,898
Vx AS_vystup	9	5	0,699
Vy EO_vystup	9	5	1,000
Vy EC_vystup	9	5	1,000
Vy AEO_vystup	9	5	1,000
Vy AEC_vystup	9	5	0,898
Vy S_vystup	9	5	0,699
Vy AS_vystup	9	5	0,898
V EO_vystup	9	5	1,000
V EC_vystup	9	5	0,898
V AEO_vystup	9	5	1,000
V AEC_vystup	9	5	1,000
V S_vystup	9	5	0,797
V AS_vystup	9	5	1,000

*Legenda:*

N1 – počet probandů ve skupině využívající respirační pomůcku, N2 - počet probandů ve skupině bez respirační pomůcky, p – hladina statistické významnosti

SD X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

*Komentář:*

Z tabulky 19 je patrné, že při kontrolním měření nebyl významný rozdíl v naměřených hodnotách mezi skupinou využívající při následné terapii respirační pomůcku a skupinou bez pomůcky. U směrodatné odchylky COP v anteroposteriorním směru při zavřených očích a s kognitivním úkolem se hodnota p blíží statistické významnosti.

## 7 Diskuze

Posturální instabilita je jedním ze čtyř kardinálních příznaků Parkinsonovy nemoci. S přibývajícím věkem dochází i fyziologicky ke zhoršování rovnováhy, u pacientů s Parkinsonovou nemocí k tomu přispívají ještě posturální poruchy v podobě flekčního držení a také rigidita. S přibývajícím věkem a prohlubováním těchto symptomů tedy současně dochází i ke snižování posturální stability. To má často za následek pády a úrazy jimi způsobené, následný strach z dalšího pádu a ve výsledku pohybovou inaktivitu a další progresi tělesných, ale i psychických symptomů. Proto je velmi důležité tyto potíže co nejdříve odhalit a zaměřit se na jejich odstranění, nebo alespoň zmírnění.

Kim, Allen, Canning a Fung (2013) tvrdí, že podle longitudinální studie ze Sydney trpí již po dvou letech trvání nemoci 34 % pacientů posturální instabilitou, po deseti letech 71 % a po patnácti letech 91 %. Ve studii Doná a kol. (2016) vykazovalo třináct z jednačtyřiceti probandů velké potíže s rovnováhou, dvacet osm spadalo do kategorie nižšího ohrožení pádem. Podle autorů Almeida a kol. (2016) v průběhu života prodělalo pád 60,5 % pacientů, 39 % opakovaně.

V posledních letech se posturální stabilitou u Parkinsonovy nemoci zabývá poměrně mnoho studií, některé k hodnocení používají klinické hodnocení v podobě motorických testů (Almeida et al., 2016; Picelli et al., 2015; Schlenstedt et al., 2016), další testují na přístrojích, nejčastěji pomocí silových plošin (Fernandes et al., 2015; Holmes et al., 2012; Marchese, Bove, & Abbruzzese, 2003).

Cílem naší práce bylo zhodnotit posturální stabilitu u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí silových plošin a zjistit vliv šestitýdenní posturálně-respirační terapie. Na základě vstupního vyšetření udávalo 13 z 20 našich probandů poruchy rovnováhy a 11 pozitivní historii pádů. Pacienti podstoupili dvě měření, kde se hodnotila posturální stabilita při různých modifikacích stoje, poprvé před a podruhé po posturálně-respirační terapii. Ve výsledcích jsme hodnotili vliv modifikace sensorických vstupů ve stoji, dále jsme porovnávali probandy před a po terapii a nakonec jsme srovnali skupiny mezi sebou, kdy jedna skupina používala při terapii respirační pomůcku a druhá ne.

Studii sledujících vliv posturálně-respirační terapie na posturální stabilitu není mnoho. Většina studií zkoumající rovnovážné schopnosti se zabývá pohybovým tréninkem. Efektivitu pohybové fyzioterapie na balanční schopnosti pacientů s Parkinsonovou nemocí shrnují ve své metaanalýze např. Yitayeh a Teshome (2016),

vliv kognitivně-motorického tréninku zase popisují autoři Wang a kol. (2016), Picelli a kol. (2015) srovnávali efekt roboticky asistované terapie chůze s klasickým balančním tréninkem. V další studii se sledoval vliv medikamentózní terapie (L-dopa) na balanční schopnosti u pacientů s Parkinsonovou nemocí (Horak, Mancini, Carlson-Kuhta, Nutt, & Salarian, 2016). Vztahem respiračních a posturálních funkcí měřených silovými plošinami se zabýval Hodges, Gurfinkel, Brumagne, Smith, & Cordo (2002), avšak tato studie byla prováděna u mladých zdravých probandů, ne u pacientů s PN.

### **7.1 Diskuze k hypotéze H<sub>01</sub>**

V této hypotéze jsme srovnávali skupinu využívající následně při terapii respirační pomůcku a skupinu bez pomůcky, abychom vyloučili, že se již na počátku terapie významně liší. Probandi byli na začátku celé studie rozděleni do těchto dvou skupin randomizovaně podle naměřených dechových parametrů. Stejně tak i při úvodním měření na plošinách nebyl mezi skupinami zjištěn významný rozdíl. Hypotéza nebyla zamítnuta.

### **7.2 Diskuze k výzkumné otázce V<sub>1</sub>**

V této výzkumné otázce jsme se zaměřovali na to, zda a do jaké míry ovlivní modifikace senzorických vstupů výchylky těžiště COP. Potvrdilo se nám to, co jsme předpokládali, a to, že každé ztížení podmínek povede ke zvýšení výchylek pohybu COP. Obecně lze říci, že nejlépe si pacienti vedli při klasickém stoji na tvrdé podložce s otevřenými očima, o něco hůře s očima zavřenými a stoji na pevné podložce se současným kognitivním úkolem, ještě větší ztížení podmínek zahrnovalo stoj na Airexu, dále stoj na Airexu se současným kognitivním úkolem, a největších výchylek dosahovali při stoji na Airexu se zavřenými očima.

K podobným závěrům došli i autoři dalších studií, kde prokázali, že změna senzorického vstupu vede ke zhoršení posturální stability u pacientů s PN. Holmes, Jenkins, Johnson, Hunt a Clark (2013) testovali čtyři typy stoje, a to stoj s nohama na šířku pánve a stoj o úzké bazi s otevřenými a zavřenými očima. Stejně jako v naší studii si pacienti nejlépe vedli v klasickém stoji s otevřenými očima,

výchylky zvýšilo vyřazení oční kontroly či zúžení baze a nejhorsích výsledků dosahovali při zúžení baze při zavřených očích.

Autoři Marchese a kol. (2003) zase testovali stoj s otevřenýma a zavřenýma očima a dále oba tyto typy stoje se současným kognitivním a motorickým úkolem. Zavření očí vedlo opět ke zvýšení výchylek pohybu COP, hodnoty se však významně nelišily od kontrolní skupiny zdravých seniorů, což mj. ukazuje, že zvýšení výchylek je v tomto případě fyziologické. K dalšímu zvýšení výchylek, tentokrát už jen u pacientů s PN, došlo při současném provádění úkolu, kdy byl kognitivní úkol obtížnější než motorický, vizuální podmínky neměly na výsledek vliv. Autoři toto zhoršení přisuzují tomu, že pacienti s PN při klidném stoji využívají k udržování rovnováhy náhradní strategie ve smyslu korové kontroly, která je při současném provádění kognitivního či motorického úkolu vyřazena.

Dále jsme při porovnání pohybu COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru zjistili, že k větším výchylkám docházelo ve směru anteroposteriorním, stejně tak jako k vyšší rychlosti pohybu COP v tomto směru.

Mitchel, Collin, Luca, Burrows a Lipsitz (1995) ve své studii uvádí zvýšené výchylky pohybu COP v mediolaterálním směru u pacientů s PN. Pohyb v anteroposteriorním směru je podle autorů známkou kotníkové strategie udržování rovnováhy, pohyby v mediolaterálním směru strategie kyčelní. Vzhledem k tomu, že u pacientů s PN bývá často snižená hybnost v hlezenním kloubu, nemají možnost využívat plantární a dorzální flexory nohy, a místo toho k udržení rovnováhy zapojují více abduktory a adduktory kyčelního kloubu.

Stejný trend jako v naší studii popisují autoři Stylianou, McVey, Lyons, Pahwa a Luchies (2011), kdy u jejich probandů dochází obecně v předozadním směru k vyšším výchylkám než ve směru mediolaterálním, avšak jak u skupiny s PN, tak u zdravých jedinců stejné kategorie, ale i u skupiny mladších jedinců. Stejně tak se všechny hodnoty zvýší při zavření očí. Pokud ale porovnáme skupiny mezi sebou, dochází k významným rozdílům výchylek v předozadním směru u PN oproti mladým jedincům a v mediolaterálním směru oproti zdravým jedincům stejného věku, což se shoduje se studií Mitchela a kol. (1995).

Posturální stabilitu s využitím současně prováděného kognitivního úkolu testovali i v další studii porovnávající pacienty s PN a zdravé seniory. U obou skupin došlo stejně jako v předchozích studiích ke zvýšení výchylek COP při ztížení podmínek v podobě zavřených očí či kognitivním úkolu. Ve skupině zdravých zde mírně převažovaly

výchylky v předozadním směru, u probandů s PN převažovaly stejně jako i v naší studii výchylky v anterioposteriorním směru ve stoji při otevřených a zavřených očích, při provádění kognitivního úkolu ale stouply výchylky ve směru mediolaterálním (Fernandes et al., 2015). Podle názorů výše zmíněných autorů by se jednalo o výrazné ztížení podmínek a nástupu kyčelní strategie. Tento výsledek by se dal přirovnat k výsledkům naší studie, kdy sice i při kognitivním úkolu stále převažovaly výchylky v anterioposteriorním směru, ale průměrná hodnota oproti výchylkám při stoji se zavřenými očima klesla.

Obecně tedy lze říci, že jak u zdravých osob, tak jedinců s Parkinsonovou nemocí většinou převažují výchylky v anteroposteriorním směru, ale v poměru při porovnání těchto dvou skupin dochází při nástupu nemoci ke zvýšení výchylek v mediolaterálním směru, což je známkou nastupující posturální instability. Z tohoto důvodu by stálo za zvážení doplnění naší studie o porovnání se zdravými probandy, aby se zjistilo, jestli jsou mediolaterální výchylky našich probandů vyšší než u osob bez PN.

Mezi studie hodnotící posturální stabilitu u zdravých seniorů patří např. práce Maixnerové (2015). Při srovnání výsledků této a naší studie nacházíme při stoji s otevřenými očima nižší hodnoty směrodatné odchylky i rychlosti pohybu COP u probandů z naší studie, což může být způsobeno rigiditou a neschopností adekvátně reagovat na výchylky těžiště. Při zavřených očích došlo u Maixnerové, na rozdíl od našich výsledků, ke snížení všech hodnot oproti otevřeným očím, důvod autorka neuvádí. Logičtější se v tomto případě zdá být zvýšení hodnot, kdy zavřením očí vyřadíme jeden senzorický vstup, k čemuž došli mj. i autoři výše zmíněné studie Marchese a kol. (2003).

### **7.3 Diskuze k výzkumné otázce V<sub>2</sub>**

Tato výzkumná otázka si kladla za cíl zjistit, jak progrese onemocnění, tedy stadia dle Hoehnové a Yahra, ovlivňuje parametry naměřené na silových plošinách. Vzhledem k tomu, že ve stadiu 1 a 4 se nacházel vždy jen jeden proband, dají se výsledky prezentovat pouze pro stádium 2 a 3.

Vznik posturální instability znamená významný znak přechodu stadia 2 ve stádium 3 dle Hoehnové & Yahra (Hoehn & Yahr, 1967). Latash a Huang (2015) ve své studii prokázali, že posturální stabilita je porušena již v nižších stádiích nemoci, její hodnocení tedy může být použito jako časný biomarker Parkinsonovy nemoci.

V naší studii vyšly statisticky významné hodnoty u dvou parametrů, největší rozdíl mezi těmito dvěma stadii byl nalezen v parametru SD X EC2, tedy směrodatné odchylce COP v mediolaterálním směru při zavřených očích. Druhý významný výsledek byl v parametru SD Y AEC1, tedy směrodatné odchylce COP v anteroposteriorním směru ve stoji na Airexu se zavřenými očima.

Další tři parametry se blížily statistické významnosti, a to parametry SD X EO1, směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru s otevřenými očima, Vx EO1, rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru s otevřenými očima, a Vy EO1, rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru s otevřenými očima.

#### **7.4 Diskuze k výzkumné otázce V<sub>3</sub>**

V této výzkumné otázce jsme zjišťovali, jestli se změní posturální stabilita po šestitýdenní posturálně-respirační terapii. Obě skupiny podstoupily domácí terapii v podobě lokalizovaného dýchání, cvičení na rozvíjení hrudníku, prodlouženého výdechu a drenážních technik v různých polohách, doplněné o skupinové cvičení pod kontrolou fyzioterapeuta jednou týdně. Skupina experimentální při terapii používala navíc nádechovou a výdechovou respirační pomůcku.

Výsledky jsme si rozdělili do tří skupin, a to na skupinu používající při terapii respirační pomůcku, na skupinu bez pomůcky a obě skupiny dohromady. Ve skupině s respirační pomůckou došlo po šestitýdenní terapii pouze k jedné statisticky významné změně, a to ve směrodatné odchylce v anteroposteriorním směru při stoji na pevné podložce se současným kognitivním úkolem.

Ve druhé skupině, tedy bez pomůcky, došlo k více změnám, konkrétně u směrodatné odchylky COP v mediolaterálním směru při stoji na pevné podložce se současným kognitivním úkolem, u směrodatné odchylky v anteroposteriorním směru při stoji na Airexu s otevřenými očima, dále u rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru při stoji na pevné podložce s otevřenými i zavřenými očima a se současným kognitivním úkolem na pevné podložce i na Airexu, a u rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru a celkové rychlosti pohybu COP s kognitivním úkolem na pevné podložce i na Airexu. Předpokládáme, že tyto výsledky byly způsobeny malým množstvím probandů v druhé skupině, kdy se ke kontrolnímu měření dostavilo kvůli zdravotním či jiným osobním problémům pouze pět osob.

Nakonec jsme srovnali ještě obě skupiny dohromady, což může mít, vzhledem k největšímu počtu probandů, nejvíce vypovídající hodnotu. V tomto případě došlo k významným změnám v šesti proměnných, a to směrodatné odchyly COP v mediolaterálním směru při stoji na pevné podložce s otevřenými očima, dále u rychlosti pohybu COP v mediolaterálním směru při stoji na pevné podložce s otevřenými i zavřenými očima a se současným kognitivním úkolem, a u rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru a celkové rychlosti pohybu COP při stoji na pevné podložce se současným kognitivním úkolem. K nejvíce změnám tedy došlo v mediolaterálním směru.

Zajímavé však je, že u velké většiny proměnných došlo při kontrolním měření oproti vstupnímu ke zvýšení výchylek COP, stejně jako zvýšení rychlosti jeho pohybu. Ke snížení pohybu COP v mediolaterálním směru vedlo u první skupiny pouze při stoji na Airexu s kognitivním úkolem, u druhé skupiny při stoji na Airexu se zavřenými očima, v případě stoje na pevné podložce se zavřenými očima a stoje na Airexu s otevřenými očima byly hodnoty před a po terapii téměř shodné, a u obou skupin dohromady se výchylky snížily v případě stoje na Airexu s otevřenými i zavřenými očima. Směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru se pouze nepatrně snížila při stoji se zavřenými očima u první skupiny a při stoji s kognitivním úkolem u druhé skupiny.

Rychlost pohybu COP u první skupiny vzrostla ve všech proměnných, u skupiny bez pomůcky došlo k výraznému snížení při stoji na Airexu se zavřenými očima, a to jak v mediolaterálním, tak i anteroposteriorním směru a celkové rychlosti pohybu COP. Dále klesla rychlost v předozadním směru a rychlost celková i při stoji se zavřenými očima. Hodnoty rychlosti pohybu COP společně pro všechny probandy se při kontrolním měření zvýšily, pouze v mediolaterálním směru a celkové rychlosti při stoji na Airexu se zavřenými očima a v předozadním směru při stoji s otevřenými a zavřenými očima byly hodnoty před a po terapii téměř shodné.

Při porovnání skupin mezi sebou po šestitýdenní posturálně-respirační terapii nedošlo mezi skupinou využívající respirační pomůcku a skupinou bez ní k žádnému statisticky významnému rozdílu. Pouze u směrodatné odchyly COP v anteroposteriorním směru při zavřených očích a kognitivním úkolu se hodnota p blížila statistické významnosti.

Tyto výsledky mohou být způsobeny mnoha různými faktory. Mezi nejpravděpodobnější řadíme malý počet probandů při kontrolním měření,

především ve skupině, která při terapii nepoužívala respirační pomůcky. V této skupině se celé studie zúčastnilo pouze pět probandů, což je téměř polovina oproti druhé skupině, a tak mohou výsledky vyjít zkresleně. Další možnou variantou desinterpretace výsledků je způsob měření, kdy silové plošiny nemusí být pro tento konkrétní případ nejvhodnějším řešením. Vařeka (2002b) ve svém článku uvádí, že interpretace výsledků z plošin je obtížná a ne vždy nižší hodnoty výchylek znamenají lepší výsledek, proto je důležité v každé studii zohlednit i jiné parametry. V naší studii bychom mohli brát zvýšení výchylek jako zlepšení schopností přizpůsobovat se změnám působícím zevnitř i zvenčí, na které pacienti s Parkinsonovou nemocí reagují především kvůli rigiditě a posturálním poruchám s velkými obtížemi.

Autoři Mhatre et al. (2013) však ve své studii dosáhli zlepšení výsledků v podobě snížení výchylek COP o 31 % při otevřených očích a o 5 % při zavřených po osmítýdenní terapii na balanční plošině Wii, i jejich studie však zahrnovala pouze 10 probandů.

Naopak další studie se velmi podobá naší. Probandi byli rozděleni do dvou skupin, jedna absolvovala osmítýdenní terapii v podobě balančního tréninku, druhá v podobě posilování a protahování, terapii tedy podstoupily obě skupiny. Před i po terapii byla změřena posturální stabilita pomocí silových plošin, kdy se hodnotil stoj s otevřenými očima, stoj o úzké bázi s otevřenými a zavřenými očima, tandemový stoj s otevřenými, zavřenými očima a kognitivním úkolem, a stoj na jedné dolní končetině. Pouze v jedné proměnné, konkrétně při stoji na jedné dolní končetině, byl nalezen signifikantní rozdíl mezi skupinami, resp. před a po terapii ve skupině s balančním tréninkem. V ostatních úkolech se hodnoty při vstupním a kontrolním měření pohybovaly u obou skupin kolem shodných čísel (Santos et al., 2017).

Nedávná metaanalýza ukázala, že odporový trénink u pacientů s PN prováděný 2-3 x týdně 8-10 týdnů sice může vést k mírnému zlepšení rovnováhy, ale nemá vliv na balanční jistotu, chůzi či kvalitu života (Chung, Thilarajah, & Tan, 2016). Další systematická studie a metaanalýza popisuje, že balanční trénink v kombinaci s jinou terapií, jako je posílení svalů, zvyšování rozsahu pohybů či nácvik chůze, je efektivnější než samotný balanční trénink. Dále mohou být součástí terapie náročnější úkoly, např. dual tasks či specifické balanční prvky vyžadující feedback a feedforward, nebo cvičení rovnováhy pomocí přístrojů (Yitayeh & Teshome, 2016).

Podíváme-li se na studie zabývající se efektivitou rehabilitace na symptomy Parkinsonovy nemoci obecně, vidíme různé výsledky. Systematická studie



a metaanalýza z roku 2012 hodnotila studie porovávající skupiny podstupující fyzioterapii se skupinami bez terapie. Celkem bylo zahrnuto 33 studií, dohromady o 1518 probandech. Studie nebyly rozlišovány podle věku, trvání stadia nemoci, medikamentózní léčby ani délkou trvání rehabilitace (2-52 týdnů). Byly rozděleny do šesti skupin charakterizovaných způsobem terapie – klasická fyzioterapie (Bobath koncept, manuální techniky, balanční cviky apod.), cvičení (strečink, prevence pádů, odporové cvičení apod.), chůze na pásu, cueing (vizuální, sluchový a sensorický), tanec a bojová umění. Podle autorů došlo ve skupinách s terapií oproti skupinám bez terapie ke zlepšení v následujících testech: dvou- a šestiminutový test chůze, rychlost chůze, délka kroku, TUG test, FRT, BBS a UPDRS (celkové, ADL a motorické testy). Pouze zlepšení rychlosti chůze, BBS a UPDRS bylo považováno za klinicky významné. U mnoha dalších testů ale nebyl významný rozdíl mezi skupinou po terapii a bez terapie. Mezi ně patří například kadence, délka kroku, freezing, specifické balanční aktivity či kvalita života. I přes nekoherentnost zahrnutých studií podává tato metaanalýza poměrně široký přehled o krátkodobé efektivitě terapie u PN (Tomlison et al., 2012).

Důvodem, proč v naší studii nevyšel významný rozdíl mezi skupinami po terapii, může být to, že obě skupiny podstoupily terapii, dokonce obě ve formě posturálně-respiračního tréninku. Výzkumná skupina měla sice do terapie zahrnutou navíc respirační pomůcku, šest týdnů ale může být krátká doba na to, aby se projevil rozdíl v posturální funkci bránice a jiných svalů mezi skupinami, i přes to, že v dechových funkcích k rozdílu došlo (Sečkařová, 2017). Obě skupiny navíc již dlouhodobě dochází na skupinové cvičení pod dohledem fyzioterapeuta, proto nemusí být výsledky tak razantní, i když terapie obsahovala jiné prvky, než na které jsou probandi zvyklí.

## **7.5 Diskuze k limitům studie**

Limity studie spatřujeme především v počtu probandů, kdy se ze zdravotních či jiných důvodů z původních 20 při vstupním měření ke kontrolnímu měření dostavilo pouze 14 osob. Důvodem, proč odstoupilo tolik probandů, mohla být neatraktivnost nebo náročnost, jak fyzická a psychická, tak i časová, celé studie, případně i jen testování. Na začátku intervence byli probandi rozděleni po 10 do skupiny experimentální a kontrolní, přičemž ke kontrolnímu se dostavilo 9 z experimentální

a pouze 5 z kontrolní skupiny. Některé výsledky proto nelze jednoznačně interpretovat. Při rozdělování do skupin jsme se snažili o rovnoměrné zastoupení pohlaví a stadií nemoci do skupin, avšak vzhledem ke snížení počtu probandů se při kontrolním měření nacházelo v experimentální skupině 5 mužů a 4 ženy, a ve skupině kontrolní pouze 1 muž a 4 ženy. Výhodnější by také bylo, kdyby se všichni probandi nacházeli ve stejném stadiu nemoci. Dalším limitem bylo to, že ne všichni pacienti mají diagnostikovanou Parkinsonovu nemoc, čtyři trpí Parkinsonským syndromem a u dvou je původ nejasný.

Limity týkající se přímo měření na silových plošinách jsou především ty, že všichni probandi prováděli úkoly ve stejném pořadí, ne randomizovaně, a dále to, že úkolů na plošinách bylo celkem 12, proto se ke konci mohla snižovat koncentrace.

I přes to, že jsme testování načasovali do dopoledních hodin, aby se všichni probandi nacházeli ve fázi „ON“, je možné, že vzhledem k délce trvání všech použitých testů ne u každého trvala tato fáze až do dokončení všech měření. Měření na silových plošinách bylo zařazeno až téměř na konec všech testů, je tedy pravděpodobné, že vliv snižování koncentrace a účinnosti léků hrál při testování poměrně významnou roli.

Za doplnění by určitě ještě stálo otestování zdravých jedinců ve stejném věku, případně i ve věku mladším, abychom s nimi mohli porovnat výsledky, především na začátku intervence. V blízké budoucnosti je již naplánováno další pokračování této pilotní studie doplněním o kontrolní skupinu.

## 8 Závěry

Diplomová práce sledovala posturální stabilitu a vliv posturálně-respiračního tréninku na posturální stabilitu u pacientů s PN. Na základě vstupního vyšetření udávalo 13 z 20 probandů poruchy rovnováhy a 11 pozitivní historii pádů. My jsme pomocí silových plošin prokázali, že jakékoliv ztížení podmínek, např. v podobě vyřazení vizuální kontroly, simulace nerovného povrchu či současného vykonávání kognitivního úkolu vedlo jednak ke zvýšení výchylek COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, tak i zvýšení rychlosti pohybu COP v těchto dvou směrech a rychlosti celkové. Tyto výsledky se shodují s většinou závěrů publikovaných studií, a to jak u pacientů s PN, tak i u zdravých osob. Větší výchylky i rychlost pohybu COP byly stejně jako v literatuře naměřeny v anteroposteriorním směru.

Dále jsme našli statisticky významný rozdíl v hodnotách naměřených silovými plošinami mezi stadii 2 a 3 dle H&Y ve dvou parametrech, v dalších třech se hodnoty významnosti blížily.

Po šestitýdenní posturálně-respirační terapii došlo u skupiny využívající respirační pomůcku ke statisticky významné změně v jednom parametru, u skupiny bez respirační pomůcky v deseti proměnných, u obou skupin byly po terapii signifikantně významné rozdíly v šesti parametrech. Ve všech těchto parametrech došlo při druhém měření ke zvýšení průměrných hodnot. Mezi skupinami ale nebyl po terapii žádný signifikantní rozdíl.

Z výsledků lze usoudit, že šest týdnů posturálně-respirační terapie je krátká doba na to, aby se projevila změna v posturální stabilitě pacientů s PN, což se shoduje i s výsledky uváděnými v literatuře. Respirační pomůcka navíc v tak krátké době nezpůsobí významnou změnu na posturální funkci bránice, alespoň pokud je u obou skupin prováděna i jiná terapie.

Do budoucna určitě doporučujeme srovnat výsledky této skupiny se skupinou zdravých seniorů, případně mladších osob, a doplnit studii o další probandy s PN.

## 9 Souhrn

Diplomová práce je zaměřena na hodnocení posturální stability u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí silových plošin a na vliv šestitýdenní posturálně-respirační terapie na posturální stabilitu. Teoretická část práce se zabývá popisem motorických a nemotorických příznaků PN, posturální stabilitou, jejím hodnocením včetně posturografie, a dále posturální stabilitou konkrétně u PN, včetně hodnocení a fyzioterapie.

Výzkumné části se zúčastnilo 20 probandů s PN, kteří byli rozděleni do dvou skupin, experimentální (n=10), využívající při následné terapii respirační pomůcku Threshold® IMT a Threshold® PEP, a kontrolní (n=10), provádějící terapii bez pomůcky. Na plošinách bylo měřeno šest modifikací stoje, a to stoj na pevné podložce s otevřenýma a zavřenýma očima, stoj na Airexu s otevřenýma a zavřenýma očima, a stoj na pevné podložce a na Airexu se současným kognitivním úkolem v podobě Stroop testu. Z dat naměřených na plošině se hodnotily parametry SD X (směrodatná odchylka v mediolaterálním směru), SD Y (směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru), Vx (rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru), Vy (rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru) a V (celková rychlost pohybu COP).

Po šestitýdenní posturálně-respirační terapii proběhlo druhé, kontrolní měření, ke kterému se dostavilo 14 probandů, 9 z experimentální a 5 z kontrolní skupiny.

Výsledky ukázaly, že jakékoliv ztížení podmínek, ať v podobě vyřazení zrakové kontroly, simulace nerovného povrchu nebo současného vykonávání kognitivního úkolu, vede ke zvýšení výchylek COP v mediolaterálním i anteroposteriorním směru, a dále ke zvýšení rychlosti pohybu COP v těchto dvou směrech a rychlosti celkové. Větší výchylky i rychlost pohybu COP byly naměřeny v anteroposteriorním směru. Byl také nalezen vztah mezi progresí nemoci a zhoršující se posturální stabilitou. Po posturálně-respirační terapii nebyl nalezen mezi experimentální a kontrolní skupinou významný rozdíl, což mohlo být způsobeno úbytkem probandů při kontrolním měření, nedostatečnou délkou terapie, nebo i vlivem dlouhodobé pravidelné terapie skupinových cvičení, proto nemusí námi provedená terapie ukázat tak významný efekt.

## 10 Summary

The master's thesis is focused on an evaluation of postural stability in patients with Parkinson's disease using force platforms and the influence of six-week postural-respiratory therapy on postural stability. The theoretical part deals with a description of motor and non-motor symptoms of PD, postural stability, its evaluation including posturography, and postural stability in PD including evaluation and physiotherapy.

Twenty probands with PD were included in the practical part of the thesis. They were divided into two groups, experimental (n=10), using the Threshold® IMT and Threshold® PEP respiratory aids, and control (n=10) with therapy without the respiratory aid. Six standing modifications were measured on the platforms, standing on a fixed pad with open and closed eyes, standing on Airex with open and closed eyes, standing on a stable support and on Airex with a current cognitive task in the form of a Stroop test. The parameters SD X (standard deviation in the mediolateral direction), SD Y (standard deviation in the anteroposterior direction), V<sub>x</sub> (speed of COP motion in the mediolateral direction), V<sub>y</sub> (speed of COP motion in anteroposterior direction) and V (total speed of COP motion) were evaluated from the data measured on the platform.

The second, control measurement was performed after a six-week postural-respiratory therapy, where 14 probands took part, 9 from the experimental and 5 from the control group.

The results have shown than any impairment of conditions, either in the form of visual exclusion, simulation of uneven surfaces, or simultaneous execution of a cognitive task, leads to increased COP excursions in the mediolateral and anteroposterior direction, and to an increase in speed of COP motion in these two directions and overall speed. The larger deviations and speed of COP motion were measured in the anterioposterior direction. A relationship between disease progression and postural stability worsening was also found. No significant difference was found between the experimental and control group after postural-respiratory therapy. This was in all probability due to the loss of probands in the control measurement, the insufficient duration of the therapy, or also due to long-term regular therapy group exercises. Our therapy therefore did not have to show any significant effect.

## 11 Referenční seznam

- Allen, N. E., Schwarzel, A. K., & Canning, C. G. (2013). Recurrent falls in Parkinson's disease: a systematic review. *Parkinson's Disease, 2013*.
- Ali, D. (2010). Rehab Measures: 10 Meter Walk Test. Retrieved 6.1.2017 from Rehabilitation Measures Database on the World Wide Web: <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=901>.
- Almeida, L. R., Sherrington, C., Allen, N. E., Paul, S. S., Valenca, G. T., Oliveira-Filho, J., & Canning, C. G. (2015). Disability is an independent predictor of falls and recurrent falls in people with Parkinson's disease without a history of falls: a one-year prospective study. *Journal of Parkinson's disease, 5*(4), 855-864.
- Almeida, L. R., Valenca, G. T., Negreiros, N. N., Pinto, E. B., & Oliveira-Filho, J. (2016). Comparison of self-report and performance-based balance measures for predicting recurrent falls in people with Parkinson Disease: cohort study. *Physical therapy, 96*(7), 1074-1084.
- Arii, Y., Sawada, Y., Kawamura, K., Miyake, S., Taichi, Y., Izumi, Y., Kuroda, Y., Inui, T., Kaji, R., & Mitsui, T. (2014). Immediate effect of spinal magnetic stimulation on camptocormia in Parkinson's disease. *Journal Of Neurology, Neurosurgery, And Psychiatry, 85*(11), 1221-1226.
- ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories. (2002). ATS statement: guidelines for the six-minute walk test. *American journal of respiratory and critical care medicine, 166*(1), 111-117.
- Bareš, M. (2001). Diagnostika a klinické příznaky Parkinsonovy nemoci. *Neurologie pro praxi, 2*(1), 22-24.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. I. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine, 27*(1), 27-36.
- Bernal-Pacheco, O. & Fernandez, H. H. (2013). Psychosis. In D. Aarsland et al. (Eds.), *Neuropsychiatric and Cognitive Changes in Parkinson's Disease and Related Movement Disorders: Diagnosis and Management*. (pp. 153-162). United Kingdom: Cambridge university press.

- Bohannon, R. W. (2006) Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: a descriptive metaanalysis of data from elders. *Perceptual and Motor Skills*, 103(1), 215-222.
- Bologna, M., Leodori, G., Stirpe, P., Paparella, G., Colella, D., Belvisi, D., & ... Berardelli, A. (2016). Bradykinesia in early and advanced Parkinson's disease. *Journal Of The Neurological Sciences*, 369(2016), 286-291.
- Bonassi, G., Pelosin, E., Ogliaastro, C., Cerulli, C., Abbruzzese, G., & Avanzino, L. (2016). Mirror Visual Feedback to Improve Bradykinesia in Parkinson's Disease. *Neural Plasticity*, 2016.
- Brakedal, B., Tysnes, O., Skeie, G. O., Larsen, J. P., & Müller, B. (2014). The factor structure of the UPDRS motor scores changes during early Parkinson's disease. *Parkinsonism And Related Disorders*, 20(6), 617-621.
- Bryant, M. S., Rintala, D. H., Hou, J. G., & Protas, E. J. (2015). Relationship of falls and fear of falling to activity limitations and physical inactivity in Parkinson's disease. *Journal of aging and physical activity*, 23(2), 187-193.
- Cano-de-la-Cuerda, R., Vela-Desojo, L., Miangolarra-Page, J. C., & Macías-Macías, Y. (2014). Isokinetic dynamometry as a technologic assessment tool for trunk rigidity in Parkinson's disease patients. *Neurorehabilitation*, 35(3), 493-501.
- Cuibus, L. & Pereanu, M. (2012). Vegetative disorders in Parkinson's disease. *Acta Medica Transilvanica*, 2(2), 130-134.
- Čakrt, O. (2009). Vyšetření posturálních funkcí. In P. Kolář a kol. (Eds.), *Rehabilitace v klinické praxi*. (pp. 198-199). Praha: Galén.
- Dancis, A. & Cotter, V. T. (2015). Diagnosis and Management of Cognitive Impairment in Parkinson's Disease. *The Journal for Nurse Practitioners*, 11(3), 307-313.
- De Lucena Trigueiro, L. C., Gama, G. L., Ribeiro, T. S., de Macedo Ferreira, L. G. L., Galvão, É. R. V. P., Júnior, C. D. O. G., & Lindquist, A. R. R. (2016). Influence of treadmill gait training with additional load on motor function, postural instability and history of falls for individuals with Parkinson's disease: A randomized clinical trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, in press.
- Deuschl, G., Bain, P., & Brin, M. (1998). Consensus statement of the Movement Disorder Society on tremor. *Movement Disorders*, 13(Supplement 3), 2-23.

- Doherty, K. M., van de Warrenburg, B. P., Peralta, M. C., Silveira-Moriyama, L., Azulay, J. P., Gershanik, O. S., & Bloem, B. R. (2011). Postural deformities in Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, *10*(6), 538-549.
- Doná, F., Aquino, C. C., Gazzola, J. M., Borges, V., Silva, S. M. C. A., Ganança, F. F., Caovilla, H. H., & Ferraz, H. B. (2016). Changes in postural control in patients with Parkinson's disease: a posturographic study. *Physiotherapy*, *102*(3), 272-279.
- Dorsey, E. R., Constantinescu, R., Thompson, J. P., Biglan, K. M., Holloway, R. G., Kieburtz, K., Marshall, F. J., Ravina, B. M., Schifitto, G., Siderowf, A., Tanner, C. M. (2007). Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology*, *68*(5), 384-386.
- Dostál, V. (2013). Pozdní komplikace Parkinsonovy choroby. *Neurologie pro praxi*, *14*(1), 28-32.
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of gerontology*, *45*(6), M192-M197.
- Duval, C., Daneault, J. F., Hutchison, W. D., & Sadikot, A. F. (2016). A brain network model explaining tremor in Parkinson's disease. *Neurobiology of disease*, *85*, 49-59.
- Endo, T., Okuno, R., Yokoe, M., Akazawa, K., & Sakoda, S. (2009) A Novel Method for Systematic Analysis of Rigidity in Parkinson's Disease. *Movement Disorders*, *24*(15), 2218-2224.
- Fernandes, Â., Coelho, T., Vitória, A., Ferreira, A., Santos, R., Rocha, N., Fernandes, L. & Tavares, J. R. (2015). Standing balance in individuals with Parkinson's disease during single and dual-task conditions. *Gait & Posture*, *42*(3), 323-328.
- Floriano, E. N., Alves, J. F., Almeida, I. A. D., Souza, R. B. D., Christofolletti, G., & Santos, S. M. S. (2015). Dual task performance: a comparison between healthy elderly individuals and those with Parkinson's disease. *Fisioterapia em Movimento*, *28*(2), 251-258.
- Gisbert, R. & Schenkman, M. (2015). Physical Therapist Interventions for Parkinson Disease. *Physical Therapy*, *95*(3), 299-305.



- Goetz, C., Tilley, B., Shaftman, S., Stebbins, G., Fahn, S., Martinez-Martin, P., Poewe, W., Sampaio, C., Stern, M. B., Dodel, R., Dubois, B., Holloway, R., Jankovic, J., Kulisevsky, J., Lang, A. E., Lees, A., Leurgans, S., LeWitt, P. A., Nyenhuis, D., Warren Olanow, C., Rascol, O., Schrag, A., Teresi, J. A., van Hilten, J. J., & LaPelle, N. (2008). Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale Presentation and Clinimetric Testing Results. *Movement Disorders*, 23(15), 2129-2170.
- Hodges, P. W., Gurfinkel, V. S., Brumagne, S., Smith, T. C., & Cordo, P. C. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research*, 144(3), 293-302.
- Hoehn, M. M., & Yahr, M. D. (1967). Parkinsonism: onset, progression, and mortality. *Neurology*, 17(5), 427-442.
- Holmes, J. D., Jenkins, M. E., Johnson, A. M., Hunt, M. A., & Clark, R. A. (2013). Validity of the Nintendo Wii® balance board for the assessment of standing balance in Parkinson's disease. *Clinical Rehabilitation*, 27(4), 361-366.
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical therapy*, 67(12), 1881-1885.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, 35(suppl 2), ii7-ii11.
- Horak, F. B., Mancini, M., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Salarian, A. (2016). Balance and gait represent independent domains of mobility in Parkinson disease. *Physical therapy*, 96(9), 1364-1371.
- 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.
- Hughes, A. J., Daniel, S. E., Blankson, S., & Lees, A. J. (1993). A clinicopathologic study of 100 cases of Parkinson's disease. *Archives of Neurology*, 50(2), 140-148.
- Chung, C. L. H., Thilarajah, S., & Tan, D. (2016). Effectiveness of resistance training on muscle strength and physical function in people with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation*, 30(1), 11-23.
- Jacobs, J., Dimitrova, D., Nutt, J., & Horak, F. (2005). Can stooped posture explain multidirectional postural instability in patients with Parkinson's disease?. *Experimental Brain Research*, 166(1), 78-88.

- Jankovic, J., Schwartz, K. S., Ondo, W. (1999). Re-emergent tremor of Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 67(5), 646–650.
- Jankovic, J. J. & Tolosa, E. (2002). Rigidity and spasticity. In V. S., Fung, & P. D., Thompson (Eds.) *Parkinson's Disease and Movement Disorders*. Philadelphia: Lippencott Williams & Wilkens.
- Kalilani, L., Asgharnejad, M., Palokangas, T., & Durgin, T. (2016). Comparing the Incidence of Falls/Fractures in Parkinson's Disease Patients in the US Population. *PloS one*, 11(9).
- Kaňovský, P. (2003). Poruchy chůze a pády ve stáří. *Neurologie pro praxi*, 21-25.
- Kim, S. D., Allen, N. E., Canning, C. G., & Fung, V. S. (2013). Postural instability in patients with Parkinson's disease. *CNS drugs*, 27(2), 97-112.
- King, L., & Horak, F. (2013). On the mini-BESTest: scoring and the reporting of total scores. *Physical therapy*, 93(4), 571-575.
- King, M. B., Judge, J. O., & Wolfson, L. (1994). Functional base of support decreases with age. *Journal of gerontology*, 49(6), M258-M263.
- 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.
- Kolář, P. (2009). Vyšetření posturálních funkcí. In P. Kolář a kol. (Eds.), *Rehabilitace v klinické praxi*. (pp. 35-55). Praha: Galén.
- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5(2005), 270-275.
- Kuszewski, M., Gnat, R., Sobota, G., & Myśliwiec, A. (2015). Influence of Passive Stiffness of Hamstrings on Postural Stability. *Journal of human kinetics*, 45(1), 49-57.
- Kwon, J., Kim, J. W., Kim, J. S., Koh, S. B., Eom, G. M., & Lim, T. H. (2015). Comparison of EMG during passive stretching and shortening phases of each muscle for the investigation of parkinsonian rigidity. *Bio-Medical Materials & Engineering*, 26(1), S2155-S2163.
- Kwon, K., Kim, M., Lee, S., Kang, S. H., Lee, H. M., & Koh, S. (2014). Is reduced arm and leg swing in Parkinson's disease associated with rigidity or bradykinesia?. *Journal Of The Neurological Sciences*, 341(2014), 32-35.

- Latash, M. L., & Huang, X. (2015). Neural control of movement stability: Lessons from studies of neurological patients. *Neuroscience*, *301*, 39-48.
- Lee, Ch. Y., Kang, S. J., Hong, S. K., Ma, H. I., Lee, U., & Kim, Y. J. (2016). A Validation Study of a Smartphone-Based Finger Tapping Application for Quantitative Assessment of Bradykinesia in Parkinson's Disease. *Plos ONE*, *11*(7).
- Lenka, A., Jhunjhunwala, K. R., Saini, J., & Pal, P. K. (2015). Structural and functional neuroimaging in patients with Parkinson's disease and visual hallucinations: A critical review. *Parkinsonism & Related Disorders*, *21*(7), 683-691.
- Levin, J., Krafczyk, S., Valkovic, P., Eggert, T., Claassen, J., & Botzel, K. (2008). Objective Measurement of Muscle Rigidity in Parkinsonian Patients Treated with Subthalamic Stimulation. *Movement Disorders*, *24*(1), 57-63.
- Lopes, J. B. P., de Melo, G. E. L., Lazzari, R. D., Santos, C. A., de Moura, R. C. F., Dumont, A. J. L., Braun, L. A. F., Duarte, N. A. C., Pereira, B. P., Miziara, I. M., & 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.
- Mailankody, P., Thennarasu, K., Nagaraju, B. C., Yadav, R., & Kumar Pal, P. (2016). Re-emergent tremor in Parkinson's disease: A clinical and electromyographic study. *Journal of the Neurological Sciences*, *366*(2016), 33-36.
- Maixnerová, E. (2015). *Hodnocení vlivu balanční terapie na stabilizaci stoje u skupiny seniorů s využitím aktivních videoher (Nintendo Wii)*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Marchese, R., Bove, M., & Abbruzzese, G. (2003). Effect of cognitive and motor tasks on postural stability in Parkinson's disease: a posturographic study. *Movement Disorders*, *18*(6), 652-658.
- Marsh, L. & Calleo, J. (2013). Anxiety. In D. Aarsland et al. (Eds.), *Neuropsychiatric and Cognitive Changes in Parkinson's Disease and Related Movement Disorders: Diagnosis and Management*. (pp. 119-130). United Kingdom: Cambridge university press.
- Marsili, L., Agostino, R., Bologna, M., Belvisi, D., Palma, A., Fabbrini, G., & Berardelli, A. (2014). Bradykinesia of posed smiling and voluntary movement of the lower face in Parkinson's disease. *Parkinsonism And Related Disorders*, *20*(4), 370-375.

- Menon, B., Nayar, R., Kumar, S., Cherkil, S., Venkatachalam, A., Surendran, K., & Deepak, K. S. (2015). Parkinson's disease, depression, and quality-of-life. *Indian journal of psychological medicine*, 37(2), 144-148.
- Mhatre, P. V., Vilares, I., Stibb, S. M., Albert, M. V., Pickering, L., Marciniak, C. M., Kording, K., & Toledo, S. (2013). Wii Fit balance board playing improves balance and gait in Parkinson disease. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 5(9), 769-777.
- Mitchell, S. L., Collin, J. J., De Luca, C. J., Burrows, A., & Lipsitz, L. A. (1995). Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral activity during quiet standing. *Neuroscience letters*, 197(2), 133-136.
- Movement Disorder Society Task Force on Rating Scales for Parkinson's Disease. (2003). The Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS): status and recommendations. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, 18(7), 738-750.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analyza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Nair, P., Bohannon, R. W., Devaney, L., & Livingston, J. (2015). Measurement of anteriorly flexed trunk posture in Parkinson's disease (PD): a systematic review. *Physical Therapy Reviews*, 20(4), 225-232.
- Ohara, S., Hayashi, R., Kayanuma, K., Kuwabara, H., Aizawa, K., Koshihara, H., Oguchi, K., Takei, Y. & Tachibana, N. (2015). Prevalence of pain and depression and their coexistence in patients with early stage of Parkinson's disease. *Neurology Asia*, 20(4), 355-361.
- Palma Lopes, J. B., Lameira de Melo, G. E., Delasta Lazzari, R., Almeida Santos, C., Franco de Moura, R. C., Lopes Dumont, A. J., Ferreira Braun, L. A., Carvalho Duarte, N. A., Borges Pereira, R., Marquez Miziara, I., & Santos Oliveira, C. (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.
- Perkin, G. D. (2004). *An Atlas of Parkinson's Disease and Related Disorders*. United Kingdom: Parthenon Publishing Group.

- Picelli, A., Melotti, C., Origano, F., Neri, R., Verzè, E., Gandolfi, M., Waldner, A., & Smania, N. (2015). Robot-assisted gait training is not superior to balance training for improving postural instability in patients with mild to moderate Parkinson's disease: a single-blind randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, 29(4), 339-347.
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142-148.
- Powell, D., Threlkeld, A. J., Fang, X., Muthumani, A., & Xia, R. (2012). Amplitude- and velocity-dependency of rigidity measured at the wrist in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*, 123(4), 764-773.
- Rektor, I., & Rektorová, I. (2003). *Centrální poruchy hybnosti v praxi. Movement disorders*. Praha: Triton.
- Roth, J. (2009). Příznaky nemoci. In J. Roth, M. Sekyrová, & E. Růžička (Eds.), *Parkinsonova nemoc*. (pp. 25-34). Praha: Maxdorf.
- Roth, J. & Havránková, P. (2008). Vztah motorických a non-motorických symptomů Parkinsonovy nemoci k dopaminergní terapii: část první. *Neurologie pro praxi*, 9(1), 33-36.
- Roth, J., Sekyrová, M., & Růžička, E. (2009). *Parkinsonova nemoc* (4.vyd.). Praha: Maxdorf.
- Royal Dutch Society for Physical Therapy (2004). Guidelines for physical therapy in patients with Parkinson's disease. *Supplement to the Dutch Journal of Physiotherapy*, 114(3), 1-90.
- Růžička, E. & Roth, J. (1998). *Diagnostický a léčebný standard: Parkinsonova nemoc*. Praha: Psychiatrické centrum.
- Santos, S. M., da Silva, R. A., Terra, M. B., Almeida, I. A., De Melo, L. B., & Ferraz, H. B. (2017). Balance versus resistance training on postural control in patients with Parkinson's disease: a randomized controlled trial. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 53(2), 173-183.
- Sečkařová, L. (2017). *Vliv posturálně-respiračního tréninku na dechové funkce u pacientů s Parkinsonovou nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- 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), 78-86.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice* (3rd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schlenstedt, C., Brombacher, S., Hartwigsen, G., Weisser, B., Möller, B., & Deuschl, G. (2016). Comparison of the Fullerton advanced balance scale, mini-BESTest, and Berg balance scale to predict falls in Parkinson disease. *Physical therapy*, 96(4), 494-501.
- 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.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112-124.
- Svenningsson, P. & Aarsland, D. (2013). Depression. In D. Aarsland et al. (Eds.), *Neuropsychiatric and Cognitive Changes in Parkinson's Disease and Related Movement Disorders: Diagnosis and Management*. (pp. 109-118). United Kingdom: Cambridge university press.
- Tandberg, E., Larsen, J. P., Aarsland, D., & Cummings, J. L. (1996). The occurrence of depression in Parkinson's disease: a community-based study. *Archives of neurology*, 53(2), 175-179.
- Tomlinson, C. L., Patel, S., Meeke, C., Herd, C. P., Clarke, C. E., Stowe, R., Shah, L., Sackley, C., Deane, C. H. O., Wheatley, K., & Ives, N. (2012). Physiotherapy intervention in Parkinson's disease: systematic review and meta-analysis. *British Medical Journal*, 345, e5004.
- Ulmanová, O. & Růžička, E. (2007). Parkinsonova nemoc: základy terapie a diferenciální diagnostiky. *Psychiatrie pro praxi*, 8(2), 60-62.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část), terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část), řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.

- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2.vyd.). Praha: Triton.
- Wang, X. Q., Pi, Y. L., Chen, B. L., Chen, P. J., Liu, Y., Wang, R., Li, X., & Waddington, G. (2015). Cognitive motor interference for gait and balance in stroke: a systematic review and meta-analysis. *European journal of neurology*, 22(3), 555-e37.
- Wang, X. Q., Pi, Y. L., Chen, B. L., Wang, R., Li, X., & Chen, P. J. (2016). Cognitive motor intervention for gait and balance in Parkinson's disease: systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation*, 30(2), 134-144.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.
- Xia, R. (2011). Physiological and Biomechanical Analyses of Rigidity. In A. Q. Rana (Ed.) *Parkinson's Disease, Etiology and Pathophysiology of Parkinson's Disease*. InTech. Dostupné z: <http://cdn.intechweb.org/pdfs/21586.pdf>.
- Xia, R., & Rymer, W. Z. (2004). The role of shortening reaction in mediating rigidity in Parkinson's disease: Experimental Brain Research. *Experimental Brain Research*, 156(4), 524-528.
- Xia, R., Sun, J., & Threlkeld, A. J. (2009). Analysis of interactive effect of stretch reflex and shortening reaction on rigidity in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*, 120(7), 1400-1407.
- Yang, W. C., Wang, H. K., Wu, R. M., Lo, C. S., & Lin, K. H. (2016). Home-based virtual reality balance training and conventional balance training in Parkinson's disease: A randomized controlled trial. *Journal of the Formosan Medical Association*, 115(9), 734-743.
- Yen, C. Y., Lin, K. H., Hu, M. H., Wu, R. M., Lu, T. W., & Lin, C. H. (2011). Effects of virtual reality-augmented balance training on sensory organization and attentional demand for postural control in people with Parkinson disease: a randomized controlled trial. *Physical therapy*, 91(6), 862-878.
- 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(1), 17-27.

## 12 Přílohy

### 12.1 Příloha 1. Informovaný souhlas

#### Informovaný souhlas

**Název studie (projektu):** Měření respiračních parametrů, motorických schopností, rovnováhy na balančních plošinách a sledování efektu posturálně respiračního tréninku u pacientů s Parkinsonovou nemocí v rámci diplomových prací Zuzany Polákové, Kláry Malotové, Lucie Sečkařové a Markéty Magátové.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:



## 12.2 Příloha 2.

**Tabulka 16: Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů před a po terapii ve skupině absolvující terapii s respirační pomůckou Threshold IMT a PEP.**

Parametry	N	T	Z	p
SD X AEC_vstup & SD X AEC_výstup	9	15	0,888523	0,374
SD X AEO_vstup & SD X AEO_výstup	9	17	0,651584	0,515
SD X EC_vstup & SD X EC_výstup	9	16	0,770054	0,441
SD X EO_vstup & SD X EO_výstup	9	6	1,954751	0,051
SD X S_vstup & SD X S_výstup	9	17	0,651584	0,515
SD X AS_vstup & SD X AS_výstup	9	17	0,651584	0,515
SD Y AEC_vstup & SD Y AEC_výstup	9	15	0,888523	0,374
SD Y AEO_vstup & SD Y AEO_výstup	9	20	0,296174	0,767
SD Y EC_vstup & SD Y EC_výstup	9	19	0,414644	0,678
SD Y EO_vstup & SD Y EO_výstup	9	17	0,651584	0,515
SD Y S_vstup & SD Y S_výstup	9	5	2,073221	0,038
SD Y AS_vstup & SD Y AS_výstup	9	12	1,243933	0,214
Vx AEC_vstup & Vx AEC_výstup	9	14	1,006993	0,314
Vx AEO_vstup & Vx AEO_výstup	9	8	1,717812	0,086
Vx EC_vstup & Vx EC_výstup	9	13	1,125463	0,260
Vx EO_vstup & Vx EO_výstup	9	13	1,125463	0,260
Vx S_vstup & Vx S_výstup	9	12	1,243933	0,214
Vx AS_vstup & Vx AS_výstup	9	17	0,651584	0,515
Vy AEC_vstup & Vy AEC_výstup	9	15	0,888523	0,374
Vy AEO_vstup & Vy AEO_výstup	9	22	0,059235	0,953
Vy EC_vstup & Vy EC_výstup	9	20	0,296174	0,767
Vy EO_vstup & Vy EO_výstup	9	15	0,888523	0,374
Vy S_vstup & Vy S_výstup	9	15	0,888523	0,374
Vy AS_vstup & Vy AS_výstup	9	19	0,414644	0,678
V AEC_vstup & V AEC_výstup	9	14	1,006993	0,314
V AEO_vstup & V AEO_výstup	9	10	1,480872	0,139
V EC_vstup & V EC_výstup	9	13	1,125463	0,260
V EO_vstup & V EO_výstup	9	16	0,770054	0,441
V S_vstup & V S_výstup	9	16	0,770054	0,441
V AS_vstup & V AS_výstup	9	16	0,770054	0,441

*Legenda:*

N – počet probandů, T – T-skóre, Z – Z-skóre, p – hladina statistické významnosti

SD X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

### 12.3 Příloha 3.

**Tabulka 17: Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů před a po terapii ve skupině absolvující terapii bez respirační pomůcky Threshold IMT a PEP.**

Parametry	N	T	Z	p
SD X AEC_vstup & SD X AEC_výstup	5	6	0,40452	0,686
SD X AEO_vstup & SD X AEO_výstup	5	6	0,40452	0,686
SD X EC_vstup & SD X EC_výstup	5	3	1,21356	0,225
SD X EO_vstup & SD X EO_výstup	5	3	1,21356	0,225
SD X S_vstup & SD X S_výstup	5	0	2,0226	0,043
SD X AS_vstup & SD X AS_výstup	5	3	1,21356	0,225
SD Y AEC_vstup & SD Y AEC_výstup	5	5	0,6742	0,500
SD Y AEO_vstup & SD Y AEO_výstup	5	0	2,0226	0,043
SD Y EC_vstup & SD Y EC_výstup	5	2	1,48324	0,138
SD Y EO_vstup & SD Y EO_výstup	5	7	0,13484	0,893
SD Y S_vstup & SD Y S_výstup	5	7	0,13484	0,893
SD Y AS_vstup & SD Y AS_výstup	5	3	1,21356	0,225
Vx AEC_vstup & Vx AEC_výstup	5	6	0,40452	0,686
Vx AEO_vstup & Vx AEO_výstup	5	4	0,94388	0,345
Vx EC_vstup & Vx EC_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vx EO_vstup & Vx EO_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vx S_vstup & Vx S_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vx AS_vstup & Vx AS_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vy AEC_vstup & Vy AEC_výstup	5	6	0,40452	0,686
Vy AEO_vstup & Vy AEO_výstup	5	5	0,6742	0,500
Vy EC_vstup & Vy EC_výstup	5	4	0,94388	0,345
Vy EO_vstup & Vy EO_výstup	5	5	0,6742	0,500
Vy S_vstup & Vy S_výstup	5	0	2,0226	0,043
Vy AS_vstup & Vy AS_výstup	5	0	2,0226	0,043
V AEC_vstup & V AEC_výstup	5	6	0,40452	0,686
V AEO_vstup & V AEO_výstup	5	4	0,94388	0,345
V EC_vstup & V EC_výstup	5	2	1,48324	0,138
V EO_vstup & V EO_výstup	5	1	1,75292	0,080
V S_vstup & V S_výstup	5	0	2,0226	0,043
V AS_vstup & V AS_výstup	5	0	2,0226	0,043

*Legenda:*

N – počet probandů, T – T-skóre, Z – Z-skóre, p – hladina statistické významnosti

SD X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem

## 12.4 Příloha 4.

**Tabulka 18: Porovnání hodnot jednotlivých naměřených parametrů před a po terapii v obou skupinách.**

Parametry	N	T	Z	p
SD X AEC_vstup & SD X AEC_výstup	14	41	0,72193	0,470
SD X AEO_vstup & SD X AEO_výstup	14	49	0,219718	0,826
SD X EC_vstup & SD X EC_výstup	14	33	1,224141	0,221
SD X EO_vstup & SD X EO_výstup	14	18	2,165789	0,030
SD X S_vstup & SD X S_výstup	14	24	1,78913	0,074
SD X AS_vstup & SD X AS_výstup	14	49	0,219718	0,826
SD Y AEC_vstup & SD Y AEC_výstup	14	31	1,349694	0,177
SD Y AEO_vstup & SD Y AEO_výstup	14	32	1,286918	0,198
SD Y EC_vstup & SD Y EC_výstup	14	43	0,596377	0,551
SD Y EO_vstup & SD Y EO_výstup	14	47	0,345271	0,730
SD Y S_vstup & SD Y S_výstup	14	25	1,726353	0,084
SD Y AS_vstup & SD Y AS_výstup	14	22	1,914683	0,056
Vx AEC_vstup & Vx AEC_výstup	14	34	1,161365	0,245
Vx AEO_vstup & Vx AEO_výstup	14	25	1,726353	0,084
Vx EC_vstup & Vx EC_výstup	14	19	2,103012	0,035
Vx EO_vstup & Vx EO_výstup	14	16	2,291342	0,022
Vx S_vstup & Vx S_výstup	14	16	2,291342	0,022
Vx AS_vstup & Vx AS_výstup	14	26	1,663577	0,096
Vy AEC_vstup & Vy AEC_výstup	14	37	0,973035	0,331
Vy AEO_vstup & Vy AEO_výstup	14	44	0,5336	0,594
Vy EC_vstup & Vy EC_výstup	14	38	0,910259	0,363
Vy EO_vstup & Vy EO_výstup	14	45	0,470824	0,638
Vy S_vstup & Vy S_výstup	14	21	1,977459	0,048
Vy AS_vstup & Vy AS_výstup	14	26	1,663577	0,096
V AEC_vstup & V AEC_výstup	14	34	1,161365	0,245
V AEO_vstup & V AEO_výstup	14	25	1,726353	0,084
V EC_vstup & V EC_výstup	14	26	1,663577	0,096
V EO_vstup & V EO_výstup	14	26	1,663577	0,096
V S_vstup & V S_výstup	14	20	2,040236	0,041
V AS_vstup & V AS_výstup	14	22	1,914683	0,056

*Legenda:*

N – počet probandů, T – T-skóre, Z – Z-skóre, p – hladina statistické významnosti

SD X – směrodatná odchylka COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP  
 EO – stoj s otevřenými očima, EC – stoj se zavřenými očima, AEO – stoj na Airexu s otevřenými očima, AEC – stoj na Airexu se zavřenými očima, S – stoj s kognitivním úkolem, AS – stoj na Airexu s kognitivním úkolem