

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

VLIV TRÉNINKU CHŮZE NA CHŮZOVÉM TRENAŽÉRU NA VYBRANÉ
CHARAKTERISTIKY CHŮZE U PACIENTŮ S PARKINSONOVOU
NEMOCÍ S VYUŽITÍM SYSTÉMU REHAGAIT ANALYZER PRO

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Kateřina Vitová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Kateřina Vítová

Název magisterské práce: Vliv tréninku chůze na chůzovém trenažéru na vybrané charakteristiky chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí s využitím systému RehaGait Analyzer Pro

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci

Vedoucí magisterské práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Rok obhajoby magisterské práce: 2021

Abstrakt: Předkládaná diplomová práce, koncipovaná jako pilotní studie s terapeutickou intervencí, se zabývá vlivem tréninku chůze na CHT (chůzovém trenažéru) na vybrané charakteristiky chůze měřené systémem RehaGait Analyzer Pro a výsledky vybraných klinických testů u pacientů s PN (Parkinsonovou nemocí). Pozornost věnuje také vztahům mezi vybranými charakteristikami chůze měřenými systémem RehaGait Analyzer Pro a vybranými klinickými testy u těchto pacientů. Dále se zabývá rozdíly v chůzových charakteristikách měřených systémem RehaGait Analyzer Pro u bezprostředně následujících pokusů chůze a rozdíly mezi bezprostředně následujícími pokusy vybraných klinických testů. V neposlední řadě hodnotí vztah mezi indexem posturálních výkyvů (Sway Index) naměřeným přístrojem Biodex Balance System a rychlostmi chůze měřenými systémem RehaGait Analyzer Pro u pacientů s PN. Výzkumu se účastnilo 13 probandů s diagnózou PN či Parkinsonským syndromem (1–4 dle H&Y) ve věku $68,7 \pm 9,3$ let. Úvodní měření absolvovali všichni zúčastnění.

Terapii na CHT (27–30 minut, 2–3x týdně, celkem 4 týdny) absolvovali 3 probandi. Výsledky ($n = 3$) poukazují na možný pozitivní vliv tréninků na CHT na chůzi a vybrané klinické testy. Byla zjištěna vyšší rychlost a kadence při maximálně rychlé chůzi, zrychlení v provedení 10MWT (10 Metre Walk Test) ve standardní variantě, testu TUG (Timed Up and Go) s kognitivním úkolem a FTSST (Five Times Sit to Stand Test). Mírně zvýšena byla vzdálenost u 6MWT (6 Minute Walk Test) a vzdálenost dosahu u FRT (Functional Reach Test).

Z úvodního vyšetření celého souboru ($n = 13$) vyplývají tyto výsledky. Pro trvání dvojkroku, rychlost a kadenci (měřeno systémem RehaGait Analyzer Pro) byly nalezeny korelace s 10MWT ve standardní a rychlé variantě, testy TUG ve standardní, rychlé, manuální a kognitivní variantě, FTSST a 6MWT. Nebyla nalezena korelace s FRT

a 360 DTT (360 Degree Turn Test). Nebyla nalezena korelace mezi délkou dvojkroku a vybranými klinickými testy. Z celkového počtu 42 porovnání byly nalezeny jen čtyři statisticky významné rozdíly chůzových charakteristik naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze v běžné rychlosti u pacientů s PN. V případě chůze v maximální rychlosti nebyly nalezeny mezi jednotlivými pokusy žádné statisticky významné rozdíly. Mezi jednotlivými bezprostředně následujícími pokusy vybraných klinických testů byly nalezeny statisticky významné rozdíly v pěti případech (10MWT ve standardní variantě, TUG test ve standardní, rychlé, kognitivní variantě, FTSST). Byly zjištěny rozdíly mezi rychlostmi chůze dosaženými v 10MWT a při měření systémem RehaGait Analyzer Pro.

Byla zjištěna korelace mezi běžnou rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro a Sway Indexem naměřeným přístrojem Biodex Balance System při viditelném Centre of Pressure, a dále také mezi Sway Indexem naměřeným se zavřenými očima a maximální rychlostí chůze.

Klíčová slova: RehaGait, Parkinsonova nemoc, chůzový trenažér, trénink chůze, Walk Test, Timed Up and Go

Souhlasím s půjčováním závěrečné písemné práce v rámci knihovnických služeb.

Author's name and surname: Bc. Kateřina Vitová

Title of master's thesis: Influence of Walking Training on a Treadmill on Selected Walking Characteristics in Patients with Parkinson's Disease Using the RehaGait Analyzer Pro System

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Education, Palacký University in Olomouc

Master's thesis supervisor: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Year of master's thesis oral defence: 2021

Abstract: The presented diploma thesis, conceived as a pilot study with a therapeutic intervention, deals with the influence of walking training on the treadmill on selected walking characteristics measured by RehaGait Analyzer Pro and the results of selected clinical tests in patients with PD (Parkinson's disease). It also pays attention to the relationships between selected walking characteristics measured by the RehaGait Analyzer Pro system and selected clinical tests in these patients. It also discusses the differences in walking characteristics measured by the RehaGait Analyzer Pro system in the immediately following walking trials and the differences between the immediately following trials of selected clinical tests. Last but not least, it evaluates the relationship between the Sway Index measured by the Biodex Balance System and the walking speed measured by the RehaGait Analyzer Pro in patients with PD. The study involved 13 subjects with a diagnosis of PD or Parkinson's syndrome (1-4 according to H&Y) aged 68.7 ± 9.3 years. All participants completed the initial measurement.

The treadmill therapy (27-30 minutes, 2-3 times a week, 4 weeks in total) was performed by 3 subjects. The results ($n = 3$) indicate a possible positive effect of the treadmill training on walking and selected clinical tests. Higher speed and cadence were found during maximally fast walking, acceleration in the 10MWT (10 Meter Walk Test) in the standard variant, TUG (Timed Up and Go) test with cognitive task and FTSST (Five Times Sit to Stand Test). There was a slightly increased distance for 6MWT (6 Minute Walk Test) and the range distance for FRT (Functional Reach Test).

The initial examination of the whole group ($n = 13$) shows the following results. Correlations with 10MWT in the standard and fast variants, TUG tests in the standard, fast, manual and cognitive variants, FTSST and 6MWT were found for stride duration, speed and cadence (measured by the RehaGait Analyzer Pro system). No correlation was

found with FRT and 360 DTT (360 Degree Turn Test). No correlation was found between the stride length and the selected clinical tests. Out of a total of 42 comparisons, only four statistically significant differences in walking characteristics measured by the RehaGait Analyzer Pro system were found between the three immediately following normal speed walking trials in patients with PD. In the case of walking at maximum speed, no statistically significant differences were found between the individual trials. Statistically significant differences were found in five cases between the individual immediately following trials of selected clinical tests (10MWT in the standard variant, TUG test in the standard, fast, cognitive variant, FTSST). Differences were found between the walking speed achieved in 10MWT and when measured with the RehaGait Analyzer Pro system.

A correlation was found between the normal walking speed measured by the RehaGait Analyzer Pro and the Sway Index measured by the Biodex Balance System with a visible Centre of Pressure, as well as between the Sway Index measured with the eyes closed and the maximum walking speed.

Key words: RehaGait, Parkinson's disease, treadmill, walking training, Walk Test, Timed Up and Go

I agree with the lending of the final written thesis within the library services.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Dagmar Dupalové, Ph. D., uvedla všechny literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 9. 7. 2021

.....
podpis

Tímto způsobem bych chtěla vyjádřit poděkování své vedoucí diplomové práce Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D., za její odborné vedení, cenné rady a vstřícnost během vypracovávání práce. Dále bych chtěla poděkovat prof. Mgr. Erikovi Sigmundovi, Ph.D., za pomoc se zpracováním statistických dat. Poděkování patří taktéž Bc. Lukášovi Kubinovi za jeho spolupráci a výpomoc v rámci praktické části práce a všem probandům, kteří byli ochotní se výzkumu zúčastnit. V neposlední řadě patří velký dík mé rodině a přátelům za podporu a trpělivost v době psaní této diplomové práce.

OBSAH

ÚVOD	8
1 PARKINSONOVA NEMOC	9
1.1 Historie.....	9
1.2 Epidemiologie	9
1.3 Etiopatogeneze	10
1.4 Parkinsonova nemoc vs. parkinsonské syndromy.....	11
1.5 Symptomatika Parkinsonovy nemoci.....	11
1.6 Nemotorické příznaky	13
1.7 Léčba.....	13
1.8 Fyzioterapie.....	14
2 ŘÍZENÍ POHYBU	16
2.1 Bazální ganglia.....	16
2.2 Senzomotorická integrace	17
3 CHŮZE	19
3.1 Cyklus chůze	20
3.2 Parametry chůze	21
3.3 Variabilita chůzového cyklu	23
4 PORUCHY CHŮZE U PARKINSONOVY NEMOCI	25
5 ANALÝZA CHŮZE	29
5.1 Systém RehaGait Analyzer Pro.....	29
6 TRÉNINK CHŮZE U PACIENTŮ S PN	32
7 SPECIFIKACE VYŠETŘOVACÍHO SCHEMATU	38
7.1 Timed Up and Go (TUG).....	38
7.2 10 Metre Walk Test (10MWT)	38
7.3 Five Times Sit to Stand Test (FTSST).....	39

7.4	Functional Reach Test (FRT).....	39
7.5	6 Minute Walk Test (6MWT)	39
7.6	360 Degree Turn Test (360 DTT)	40
7.7	Hodnotící škála Falls Efficacy Scale – International (FES-I).....	40
7.8	Biodex Balance System.....	40
8	CÍLE PRÁCE.....	42
8.1	Hlavní cíl.....	42
8.2	Dílčí cíle	42
8.3	Výzkumné otázky.....	42
9	METODIKA	44
9.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	44
9.2	Průběh měření	45
9.3	Průběh terapie.....	48
9.4	Statistické zpracování dat.....	50
10	VÝSLEDKY	52
10.1	Výzkumná otázka V1	52
10.2	Výzkumná otázka V2	55
10.3	Výzkumná otázka V3	56
10.4	Výzkumná otázka V4	57
10.5	Výzkumná otázka V5	58
10.6	Výzkumná otázka V6	60
10.7	Výzkumná otázka V7	61
11	ZÁZNAMY Z TRÉNINKOVÝCH JEDNOTEK.....	68
12	KAZUISTIKA.....	71
	DISKUZE	79
	ZÁVĚR	89

SOUHRN	92
SUMMARY	94
REFERENČNÍ SEZNAM.....	96
PŘÍLOHY.....	110

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

10MWT	10 Metre Walk Test, desetimetrový test chůze
360 DTT	360 Degree Turn Test, test otočení o 360°
6MWT	6 Minute Walk Test, šestiminutový test chůze
BG	bazální ganglia
CNS	centrální nervová soustava
CPG	central pattern generator, centrální generátor vzorů
CV	variační koeficient
DBS	deep brain stimulation, hluboká mozková stimulace
FES-I	Falls Efficacy Scale Intern., mezinárodní škála hodnotící strach z pádů
FRT	Functional reach test, funkční test dosahu
FTSST	Five Times Sit to Stand Test, zkouška pěti postavení ze sedu
CHC	chůzový cyklus
CHT	chůzový trenejér
LDK	levá dolní končetina
L-dopa	Levodopa
M	mean, aritmetický průměr
MDC	minimal detectable change, minimální detekovatelná změna
OF fáze	vyhasínání účinku dávky Levodopy
ON fáze	účinkování Levodopy
PDK	pravá dolní končetina
PN	Parkinsonova nemoc
SD	standard deviation, směrodatná odchylka
TUG	Timed Up and Go, zkouška postavení a chůze na čas

ÚVOD

Stárnutí populace vyspělých zemí je aktuálním fenoménem. Lidé se stávají s přibývajícím věkem obětmi chronických onemocnění. Tato onemocnění mohou v životech postižených způsobovat zásadní změny a nemalé zvraty. Onemocnění, jejichž začátek je spojen spíše s pokročilejším věkem, je mnoho. Velmi častou a obsáhlou skupinou jsou onemocnění neurodegenerativní. Členem této skupiny je Parkinsonova nemoc (Bonnet & Hergueta, 2012).

Parkinsonova nemoc je progresivní neurodegenerativní onemocnění. Jedná se o komplexní jednotku, jejíž součástí je přítomnost jak motorických, tak nemotorických příznaků. Příznaky výraznou měrou ovlivňují jak život pacienta, tak životy všech členů rodiny (Bonnet & Hergueta, 2012; Keus et al., 2014).

Poruchy chůze patří k hlavním motorickým příznakům Parkinsonovy nemoci. Často jsou spojovány s pády a omezením pohybové aktivity. Mírné poruchy chůze bývají přítomny již v počátečním stadiu onemocnění, a to i navzdory optimální dopaminergní léčbě. S postupem onemocnění nastává jejich progresse. Dochází ke snížení kvality života (Nonnekes et al., 2015; Pirker & Katzenschlager, 2017; Wilson et al., 2020).

Hlavním a nejdůležitějším cílem péče o osoby s Parkinsonovou nemocí je jejich participace, optimalizace prováděných aktivit a udržení kvality života. Současné zdravotnictví v terapii užívá kompenzační strategie a léčbu symptomatickou, zahrnující farmakoterapii a rehabilitaci. Cílem fyzioterapeutické intervence je maximalizace kvality pohybu, dosažení funkční soběstačnosti, zlepšení kondice a minimalizace sekundárních komplikací. Existuje stále více důkazů o prospěšnosti fyzioterapie a cvičení v terapii Parkinsonovy nemoci. Fyzioterapie by z tohoto důvodu měla být zahájena co nejdříve. Trénink vedený na trenažéru chůze je velmi účinným prvkem pro terapii chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Trénink chůze je přínosem pro tyto pacienty, jelikož kromě ovlivnění parametrů chůze působí také na celkovou motorickou funkci. Pozoruhodnou výhodou této terapie je, že jednotlivé účinky u pacientů často přetrvávají i několik měsíců po ukončení terapie (Ellis et al., 2019, 2021; Keus et al., 2014; Mak, Wong-Yu, Shen, & Chung, 2017).

Prací, které se věnovaly tréninku chůze na CHT u pacientů s Parkinsonovou nemocí, již bylo publikováno mnoho. Tréninkem založeným na rychlostním přírůstku se však zabývalo pouze několik publikací. Záměrem této práce je danou problematiku obohatit a přispět tak k navržení co nejideálnější terapie vhodné právě pro tyto pacienty.

1 PARKINSONOVA NEMOC

1.1 Historie

Parkinsonova nemoc (PN), termín zavedený Jeanem-Martinem Charcotem, patří bezpochyby k velkým neurologickým tématům. Důvodů, proč tomu tak je, může být mnoho. Jedním z nich může být fakt, že se jedná o historicky první poznané, modelové neurotransmitterové onemocnění, u kterého se podařila odhalit jeho neurochemická podstata a následně na to byl objeven způsob možné substituční terapie (Menšíková, Kaňovský, Kaiserová, Nestrašil, & Bareš, 2013).

Parkinsonovu nemoc jakožto neurologický syndrom poprvé medicínsky popsal James Parkinson. Z medicínsko-historických studií je však zřejmé, že onemocnění s původním názvem „Paralysis agitans“ je mnohem starší než onen popis zveřejněný v Parkinsonově díle „An Essay on the Shaking Palsy“ vydaném v roce 1817. Do historie dál sahají a informace o prvních zmínkách příznaků PN poskytují tradiční indické texty přibližně z roku 1000 př.n.l. Poznámky, které velice stručně vykreslují přítomnost příznaků Parkinsonovy choroby a jejich jednoduché popisy, lze dohledat dokonce až ve starověkých čínských zdrojích (Goetz, 2011; Manyam, 1990; Menšíková, Kaňovský, & Hlušík, 2013; Parkinson, 1817; Zhang, Dong, & Román, 2006).

Zdokonalení a rozšíření časného popisu Jamese Parkinsona provedl v roce 1872 Jean-Martin Charcot. Oddělil PN od roztroušené sklerózy a dalších poruch charakterizovaných třesem. Jeho snahou bylo mezinárodní šíření informací o této nemoci. Nejúplnější patologickou analýzu PN a jasné vymezení lézí mozkového kmene provedli v roce 1953 Greenfield a Bosanquet. Téma morbidity a klinické progrese PN bylo v roce 1967 shrnuto v důležitém článku Hoehnové a Yahra. Zde byl také poprvé představen mezinárodně uznávaný systém stadií PN (Goetz, 2011; Greenfield & Bosanquet, 1953; Hoehn & Yahr, 1967).

1.2 Epidemiologie

Idiopatická či sporadická PN je v dnešní době jednou z nejčastěji se vyskytujících neurodegenerativních onemocnění. Konkrétně se jedná o druhé nejčastější neurodegenerativní onemocnění po Alzheimerově chorobě. PN je onemocnění s poměrně heterogenním fenotypickým charakterem a původem. Nástup je obvykle ve věku 65 až 70 let. Vzplanutí před 40. rokem je evidováno u méně než 5 % případů a často svědčí o genetické variantě onemocnění. Toto onemocnění je 1,5krát častější u mužů než u žen. Možným vysvětlením tohoto rozdílu je častější pracovní expozice v populaci mužů,

možná neuroprotektce vznikající na podkladě působení estrogenů u žen či genetické faktory spojené s chromozomem X. Prevalence PN a neurodegenerativního parkinsonismu vzrůstá s věkem. Rozptyl roční incidence je přibližně 10–50 případů na 100 000 obyvatel. Pravděpodobná míra prevalence tohoto onemocnění činí 100–300 nemocných na 100 000 obyvatel. Vzhledem k aktuálním informacím je do roku 2040 předpokládáno zdvojnásobení momentálního počtu pacientů s PN (Bartoníková, Menšíková, Janout, & Kaňovský, 2020; Dorsey & Bloem, 2018; Elbaz, Carcaillon, Kab, & Moisan, 2016; Tysnes & Storstein, 2017).

V České republice bylo na základě výsledků analýzy epidemiologických dat z Národního zdravotnického informačního systému a Národního registru hrazených zdravotních služeb od roku 2012 do roku 2018 ročně identifikováno v průměru 29 000 pacientů léčených pro parkinsonismus, zejména pro PN. Z toho byly u 4,22 % pacientů vykázaný diagnózy atypických parkinsonských syndromů (Bůřil, Bůřilová, Pokorná, Kováčová, & Baláž, 2020).

Sledováním epidemiologických dat je možné zkoumat faktory, které ovlivňují výskyt onemocnění v populaci. Snahou je nalézt vodítka pro hledání příčin vzniku nemoci. Sledování epidemiologických parametrů se však potýká s mnoha problémy, které dokážou způsobovat nemálo interpretačních omylů. Za problém je považována nepřesná a nekorektní diagnostika. K určení falešné diagnózy, ať již negativní nebo pozitivní, může docházet až ve 14–42 % všech případů extrapyramidového rigidního syndromu. PN je vyhodnocena a diagnostikována jako onemocnění jiné nebo naopak jiné onemocnění je určeno jako PN (Růžička et al., 2000).

1.3 Etiopatogeneze

„Parkinsonova nemoc vzniká na podkladě neuronální ztráty v pars compacta substantie nigrae s následným snížením syntézy dopaminu v této oblasti“ (Růžička et al., 2000, 44).

Kompletní patofyziologie onemocnění není dosud objasněna. Příčiny vzniku PN jsou stálým předmětem diskusí a výzkumů. Ve většině případů se jedná o onemocnění sporadické, převážně multifaktoriálního rázu. Za vznikem můžou stát faktory vnější, vnitřní či genetické. Těsné prolínání těchto faktorů má zásadní význam při vytváření rizika vzniku PN. Genetické faktory se zapřičiňují zvláště velkou mírou v případech časně manifestace nemoci. V přibližně 5–10 % z celkového množství případů se jedná o monogenní formy projevující se zejména u mladších osob. Naopak u osob starších se na

vzniku onemocnění podílí kombinace vlivů environmentálních a k věku vztažených nedostatečností neuronálních ochranných systémů (Illarioškin, 2015).

Hlavní příčinou rozvoje neurodegenerace u PN je porucha konformace vezikulární bílkoviny α -synukleinu v mozkových neuronech. Tato porucha podněcuje fibrilizaci této bílkoviny s tvorbou neurotoxických cytoplazmatických agregátů, Lewyho neuritů a Lewyho tělísek. Ke vzniku patologie α -synukleinu dochází působením vlivů prostředí, přítomností anomálií genomu a systémového metabolismu. Následkem těchto vlivů je působeno na fungování mitochondrií a endozomálního transportu, charakter procesů buněčné detoxikace a děje synaptické transmise (Illarioškin, 2015).

Hlavní motorické symptomy PN vznikají následkem dysregulace striata pod vlivem nedostatečného množství působícího dopaminu. Změny však nalzáme také u jiných transmitterů v mozku, jako např. serotoninu v nucleu raphe či noradrenalinu v locus coeruleus. Jedná se však o změny nekonstantní, nedoprovázející raná stadia PN. Můžou se však účastnit vzplanutí některých symptomů, které jsou obvyklé pro pozdní fáze onemocnění (Růžička et al., 2000).

1.4 Parkinsonova nemoc vs. parkinsonské syndromy

Termín Parkinsonismus je substantivem z adjektiva Parkinsonova, odkazující na PN, jakožto na modelové neurodegenerativní onemocnění. Přítomnost parkinsonské symptomatologie charakterizuje víceméně jednotná manifestace postižení striatonigrálního systému bazálních ganglií (BG). Pouze u části pacientů trpících parkinsonskou symptomatikou je diagnostikována idiopatická PN. Od PN se tato onemocnění mohou lišit jen nepatrně. Z tohoto důvodu je velice obtížné jednotlivá onemocnění správně diagnostikovat. Mezi parkinsonské syndromy řadíme např. multisystémovou atrofii, progresivní supranukleární paralýzu, kortikobazální degeneraci aj. Parkinsonské syndromy mohou být zapříčiněny i jiným onemocněním, jako např. onemocněním metabolickým (Wilsonova choroba). Velice známými jednotkami jsou také např. parkinsonismus postencefalitický, polékový, posttraumatický nebo např. parkinsonismus v rámci normotenzního hydrocefalu (Kaňovský, 2000; Menšíková, Bareš, & Kaňovský, 2015).

1.5 Symptomatika Parkinsonovy nemoci

Hypokineze, rigidita, tremor, posturální nestabilita, poruchy stoje a chůze, ale také příznaky nemotorické, jako je např. únava, bolest, úzkost, deprese a mnohé další, jsou symptomy charakteristické již pro počáteční stadium PN. K jejich rozvoji dochází

postupně, v případě příznaků motorických je zpravidla postižení přítomno nejprve na jedné končetině. S progresí onemocnění se ve variabilním pořadí, často asymetricky, příznaky manifestují také na ostatní části těla (Horak, Mancini, & Nutt, 2020; Růžička, Šonka, Marusič, & Rusina, 2019).

Hlavním symptomem onemocnění je hypokineze. S jejím rozvojem se pojí rozvoj celkové chudosti pohybu, pohyb je zpomalen, dochází ke zmenšení pohybových rozsahů. Obtížné je zejména zahájení pohybu. Pacient postupně ztrácí pohybovou spontánnost. Při chůzi je možné pozorovat omezení synkinezí horních končetin. V souvislosti s hypokinezí se může objevovat rovněž hypomimie, hypofonie či mikrografie. Ve spojení s hypokinezí se většinou objevuje také rigidita, která se vyznačuje přítomností patologické ztuhlosti svalů. Tato ztuhlost je přítomná jako plastický odpor během aktivních i pasivních pohybů, a to v celém pohybovém rozsahu. Tremor (třes) není přítomen u pacientů vždy. Je-li však přítomen, jedná se o třes klidový s lokalizací především do akrálních částí končetin (Růžička et al., 2019). Charakteristika poruch chůze u pacientů trpících PN bude popsána dále.

S postupem onemocnění dochází také k progresi jednotlivých příznaků. Hypokineze propaguje nejen do automatických pohybů, ale také čím dál tím více do volní motoriky. Nastává celkové zpomalení každodenních běžných aktivit, jako jsou např. hygiena, oblékání či stravování. Přibližně 5–10 let po zahájení léčby se začínají rozvíjet tzv. pozdní komplikace hybnosti. Jedná se buď o fluktuace hybnosti nebo o pohybové dyskineze. Pro fluktuace hybnosti je charakteristické střídání fáze relativně dobrého a horšího stavu hybnosti (stav „ON“ a „OF“) v závislosti na podání dávky léků. Polékové dyskinetické pohyby jsou pohyby mimovolní, jejichž výskyt je spojen s obdobím maximálního efektu dávky Levodopa. Jedná se převážně o pohyby choreodystonické či choreatické. Závažně je ovlivněna také stabilita a chůze, přítomná může být hezitace či freezing (zárazy v pohybu). Častý je výskyt pádů. Hlavní limitací v oblasti kvality života začínají být poruchy nemotorické. Dochází k progresi kognitivního deficitu, poměrně běžné jsou také poruchy psychotické, které doprovází pacienta v podobě bludů a halucinací. Kvalitu života může výrazně ovlivňovat dysfunkce v oblasti autonomních funkcí, zdrojem potíží jsou zejména hypersalivace a chronická obstrukce. Hrozí riziko poruch polykání, které mohou znesnadňovat příjem potravy a zapříčinit vznik aspirační pneumonie (Růžička et al., 2019).

1.6 Nemotorické příznaky

Nemotorické příznaky jsou velmi podstatnou složkou PN. Ukázalo se, že celková zátěž těmito příznaky je jednou z určujících determinant kvalitativního života pacientů s PN. Často jsou zastíňovány dominancí motorických poruch. Ve spojení s onemocněním se mohou vyskytovat problémy se spánkem, deprese, dysautonomie nebo demence. Kromě těchto poměrně dobře známých příznaků se však v souvislosti s PN objevují také sexuální problémy, dysfagie, sialorrhoea či diplopie. V určitých případech je jejich vyvolání zapříčiněno neoptimální dopaminergní léčbou (syndrom dysregulace dopaminu, halucinace vyvolané léky, psychóza, posturální hypotenze). Běžná mylná představa je, že výskyt nemotorických příznaků je spojen pouze s pozdními nebo pokročilými stadii PN. Můžou se však poprvé projevit v kterékoli fázi onemocnění. Dokonce existuje stále více důkazů, že klasickým motorickým příznakům PN mohou předcházet právě různé nemotorické příznaky. Období, kdy se tyto příznaky vyskytují, lze označit jako premotorickou fázi onemocnění. Dobře zdokumentovanými premotorickými příznaky u PN jsou zácpa, ztráta čichu, poruchy spánku či poruchy nálady (Chaudhuri, Healy, & Schapira, 2006; Chaudhuri, Tolosa, Schapira, & Poewe, 2014; Shulman, Taback, Rabinstein, & Weiner, 2002; Tolosa, Compta, & Gaig, 2007).

1.7 Léčba

Léčba PN se v posledních letech dostala do popředí zájmu klinických neurologů. Výzkum v oblasti etiopatogeneze tohoto onemocnění podněcuje k objevům nových terapeutických možností. Současné způsoby farmakoterapie PN spočívají v podávání agonistů dopaminu nebo Levodopy (L-dopa) s inhibítorem dekarboxylázy. U mírnějších forem nemoci je možné přistoupit k monoterapii amantadinem nebo selegilinem. V případě, je-li hlavním příznakem onemocnění třes, jako vhodnou volbou farmakoterapie jsou anticholinergika. V počátečním období užívání L-dopy (asi 3–5 let) je dosahováno maximálního léčebného účinku, převážně bez vedlejších nežádoucích projevů. S progresí onemocnění je však zapotřebí dávkování L-dopy neustále navyšovat, či doplňovat léčbu jinými léčivy. U některých pacientů je zkracována doba účinkování jednotlivých dávek léku L-dopa. To může působit kolísání stavu dobré a špatné hybnosti tzv. „ON“ a „OFF“ fáze. V období „ON“ fáze je účinek L-dopy dostačující, případně i nadměrný. To může vyústit ve výskyt dyskineze, mimovolních hyperkinetických pohybů choreatického charakteru. Tyto dyskinetické pohyby se týkají zejména svalů periorálních, svalstva šíje a trupu a akrálních částí končetin. Naopak ve fázi „OFF“

L-dopa účinkuje nedostatečně, pacient začíná tzv. „tuhnout“. Tato fáze je charakteristická pro období před další dávkou L-dopy (Prokeš & Suchopár, 2018).

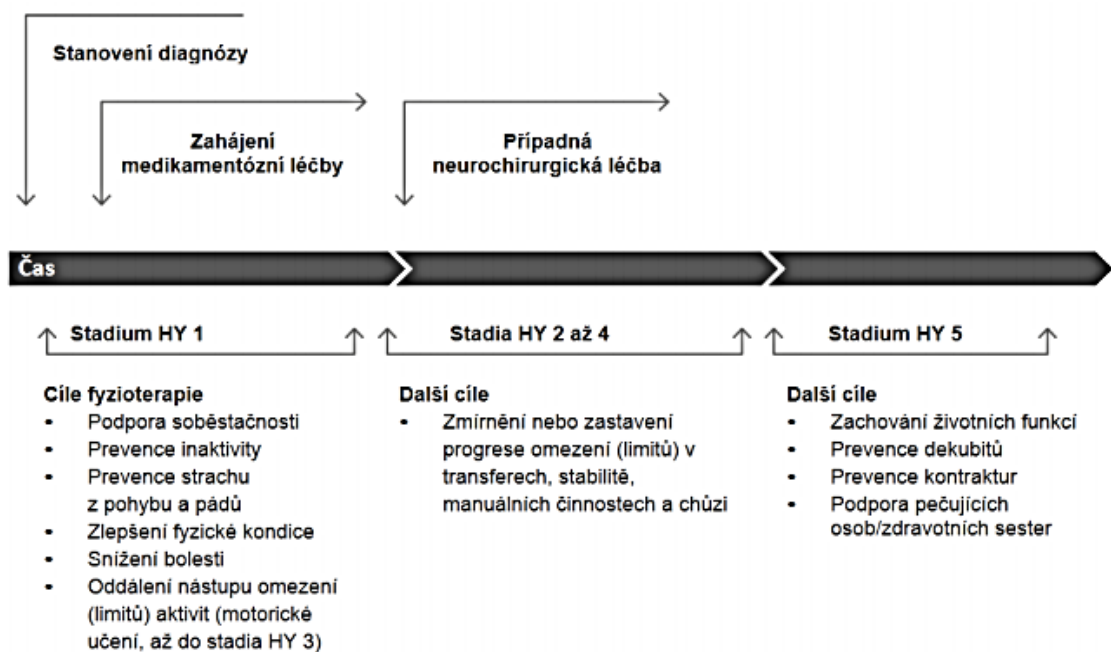
V případě výrazné progresy poruch motoriky je možnou intervencí aplikace hluboké mozkové stimulace (DBS). Jedná se o neuromodulační metodu, kterou je možné využít u vhodně indikovaných pacientů. Nejčastěji jsou elektrody systému cíleny do subthalamického jádra. Zlepšení v motorické škále následkem tohoto zákroku UPDRS III se pohybuje mezi 30 % a 70 %. Pomocí takto dosaženého pozitivního efektu na motoriku je možné dosáhnout redukce dopaminergní medikace až o přibližně 50 %. DBS napomáhá snižovat výskyt a intenzitu „OF“ stavů až o 60 % a choreatických polékových dyskinez až o 60–70 %. Procedura pozitivně ovlivňuje kvalitu života pacientů (Baláž, 2013; Benabid, Chabardes, Mitrofanis, & Pollak, 2009).

1.8 Fyzioterapie

Fyzioterapie je v léčbě PN stejně podstatná jako farmakoterapie. Možnosti fyzioterapeutické intervence se neustále vyvíjí. V současné době se čím dál víc do terapie zařazují programy, jejíž součástí je využívání virtuální reality či moderních robotických systémů. Své místo nachází také např. bojová umění či tanec. Fyzioterapie napomáhá udržet dostatečnou svalovou sílu, brání omezení rozsahů pohybů, zlepšuje kondici a má podíl ve snižování sociální izolace. Důležité je její průběžné přizpůsobování měnícím se kognitivním schopnostem nemocného, přirozenému procesu stárnutí, aktuálně užívaným lékům či ostatním přidruženým nemocím. Rehabilitační programy mohou pozitivně ovlivňovat výkonnost muskuloskeletálního, kardiovaskulárního i nervového systému, rovněž mohou přispět celkovému navýšení kondice. Svými účinky tyto programy mohou oddalovat nástup sekundárních změn či zhoršení již přítomných příznaků. Velmi podstatné je navození spolupráce s rodinou. Pacient by měl být již od začátku proškolen o nutnosti autoterapie. Autoterapie by se měla skládat z jednoduchých cvičení, které pacient dokáže bezpečně zvládnout (Radder et al., 2020; Uhlíř, Betlachová, & Dvořák, 2014).

Je důležité mít také na paměti, že s postupem onemocnění dochází u pacientů s PN ke snížení efektivity kašle a zvýšení četnosti incidence dysfagických obtíží. Tyto komplikace ovlivňují správnou hygienu dýchacích cest. Smrt následkem pneumonie nastává až u 40 % pacientů trpících PN. Schopnosti zajistit hygienu dýchacích cest se často nevěnuje u těchto pacientů příliš velká pozornost. Mnohokrát dochází k přehlednutí potíží, či nejsou objektivně vyšetřeny. K zefektivnění a usnadnění

expektorace u těchto pacientů je možné využít vybrané techniky respirační fyzioterapie. Algoritmus, podle kterého jsou jednotlivé techniky pro terapii voleny, je řízen výsledky síly respiračního svalstva a vyšetření efektivity expektorace. K ovlivnění hygieny dýchacích cest lze využít např. techniky hygieny dýchacích cest s využitím vibračních pomůcek, rezistentní trénink dýchacích svalů nebo metody mechanického ovlivnění insuflace a exsuflace (Huff, Brown, Smith, & Pitts, 2017; Srp et al., 2020; Suttrup & Warnecke, 2016).



Obrázek 1. Klíčové oblasti fyzioterapie s ohledem na progresi onemocnění (Keus et al. 2014), převzato

2 ŘÍZENÍ POHYBU

Pohyb je základním behaviorálním projevem lidského individua. Člověk se v rámci své existence pohybuje neustále. Lidská motorika je řízena specifickými strukturami centrální nervové soustavy. Veškerému pohybu předchází jeho iniciace, která je uskutečněna prostřednictvím přicházející informace z vnitřního či vnějšího prostředí. Tato informace po svém příchodu do integrujících oblastí centrální nervové soustavy spustí motorický proces, jehož konečnou fází je generace impulzů směrem k efektorům (Kaňovský, Bártková, Hlušík, Mareš, & Otruba, 2019; Véle, 2006).

Struktury centrální nervové soustavy podílející se na řízení hybnosti jsou rozděleny do dvou systémů, systému pyramidového a systému extrapyramidového. Systém pyramidový je popisován jako primární motorický systém, na jehož utváření se podílí motorický kortex a kortikospinální dráha. Jedná se o velmi jednoduchý systém, který podléhá zpětnovazební kontrole na úrovni kortikální i míšní. Na úrovni míšní poskytuje kontrolu volní hybnosti tzv. gama-systém, na úrovni kortikální kontrolu vykonávají tzv. přímý a nepřímý motorický okruh, na jejichž utváření se podílí mozková kůra, talamus a extrapyramidové struktury. Důležitou roli zde sehrávají také aferentní informace z jader mozečku. Systém extrapyramidový zahrnuje struktury kortikální, subkortikální i kmenové, které se motoriky účastní primárně, avšak nejsou součástí systému pyramidového (Kaňovský et al., 2019; Růžička et al., 2000).

Hlavní součástí extrapyramidového systému jsou bazální ganglia. Strukturou kortikální, která systému taktéž náleží, je premotorický kortex. Svou úlohu v extrapyramidovém systému mají také některá jádra talamu, zejména nucleus ventromedialis a patrně také jádra ventroorální. Strukturám systému nenáleží vlastní eferentní a aferentní dráhy. Aferentní informace jsou získávány cestou kortikostriálních projekcí a projekcí směřujících do talamu. Eferentní výstupy putují skrze dráhy, jejichž začátek je v jiných strukturách centrální nervové soustavy, jako např. tractus olivospinalis či reticulospinalis (Kaňovský et al., 2019; Růžička et al., 2000).

2.1 Bazální ganglia

Bazální ganglia (BG) tvoří pallidum a striatum. Striatum je složeno ze dvou jader, nucleus caudatus a putamen. Pallidum obsahuje taktéž dvě jádra, globus pallidus medialis a lateralis. V literatuře je někdy k BG přiřazováno také nucleus subthalamicus (Luysi). Nezanedbatelnou součástí je substantia nigra středního mozku a nucleus ruber. Za část BG je také považováno claustrum, struktura uložená v laterální části hemisféry. Systém

BG ovlivňuje skrze paralelní zpětnovazebné okruhy řízení motoriky a regulaci kognitivních funkcí a chování. Narušená funkce BG a jejich spojů způsobuje vznik motorické a psychické symptomatiky, jejíž charakter závisí na rozsahu a lokalizaci léze (Horak et al., 2020; Kaňovský et al., 2019; Růžička et al., 2000).

2.2 Senzomotorická integrace

Senzomotorická integrace má nepostradatelný význam pro fungování motoriky, de facto pro řízení motoriky. Motorické struktury samy o sobě nejsou schopné funkce. Fungování je umožněno pouze na základě informací přicházejících k motorickým strukturám, u kterých došlo ke zpracování v tzv. integrujících strukturách. Takovou informací může být jak senzorycký vstup, tak např. tzv. „vnitřní“ povel vysílaný z nemotorických struktur CNS. Veškeré motorické děje tedy vznikají jako výsledek fungování senzomotorické integrace. Senzomotorická integrace v CNS probíhá v několika úrovních, které jsou v závislosti na fylogenezi hierarchicky seřazeny. Jedná se o úroveň míšní, kmenovou, podkorovou a korovou. V souvislosti s tématem se budeme dále věnovat zejména senzomotorické integraci na úrovni podkorové (Kaňovský et al., 2019).

Modulace v rámci úrovně podkorové se týká především fází motorického aktu. Tato modulace je uskutečňována pomocí zpětnovazebných okruhů, do kterých se zapojují zejména BG a další podkorové a korové struktury. V závislosti na informacích, které jsou poskytnuty z kortexu a cestou drah z paleocerebela, moduluje BG intenci k pohybu a sám pohyb. Popsány jsou dále také spoje BG a vestibulárních jader, nepochybná je projekce z oblasti podkorových zrakových center a sluchových jader. Synaptické děje této úrovně není možné brát za plně nevědomé, jelikož byla opakovaně prokázána generace kognitivních potenciálů ve strukturách BG a také klinická manifestace postižení demencí (Kaňovský et al., 2019).

Dle Marsdena (1980) je možné pohybový akt rozdělit do tří fází, a to na plánování pohybu (motor planning), programování pohybu (motor programming) a vlastní výkon pohybu (motor execution). V první fázi, v rámci motorického plánování, dochází k výběru odpovídajícího pohybového vzorce z motorické paměti. Předpokládá se, že archivačním centrem pro motorické vzorce je oblast precentrálního kortexu frontálního laloku. O předpokladu se hovoří z důvodu, že existence motorické paměti byla prokázána, avšak zatím nebylo její umístění přesně lokalizováno. Motorické programování je fází, při které dochází k vlastní modulaci pohybu. V rámci programování je zvolen vybraný

pohybový vzorec, který je aktualizován a přizpůsoben konkrétním individuálním a environmentálním podmínkám. Tato fáze probíhá v tzv. motorických okruzích, jejichž hlavní komponentou jsou BG. V obou okruzích, tedy v přímém i nepřímém, je klíčovým modulačním prvkem zodpovědným za fyziologické fungování dopamin, který může působit jak excitačně, tak také inhibičně. Třetí fáze pohybového aktu, tedy vlastní výkon pohybu, je uskutečněna prostřednictvím již strukturované impulzace specifických neuronálních populací motorického kortexu směrem k efektorům (Kaňovský et al., 2019; Marsden, 1980).

3 CHŮZE

Chůze je komplexní pohybová funkce. Jedná se o pohybový stereotyp vybudovaný na fylogeneticky fixovaných principech, který je pro každého jedince specifický a ryze charakteristický. Chůzovým projevem je možné reflektovat přítomnost poruchy pohybového aparátu či nervového systému. Ztráta funkce chodit nebo porucha chůze má v životě člověka podstatný význam. Pro normální fyziologickou chůzi je nutná adekvátní funkce mnoha systémů. Jedná se o složitou funkci, k jejímuž fyziologickému průběhu je zapotřebí motorická kontrola, neporušená rovnováha a posturální reflexy, adekvátní senzorická funkce a senzomotorická integrace, funkční muskuloskeletální a kardiopulmonální aparát. Podstatnou roli při chůzi hraje také kognice (Kolář, 2012; Pirker & Katzenschlager, 2017; Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018; Véle, 2006).

Aferentní nervy z vizuálního, vestibulárního a propioceptivního systému poskytují centrálnímu nervovému systému základní informace o poloze těla a jeho částech. Porucha v jednom z těchto systémů může být částečně kompenzována jinými senzorickými systémy. Kompenzační mechanismus je však limitován. Centrálně integrující systém, který zahrnuje oblasti ve frontální kůře, BG, mozkovém kmeni a mozečku, interpretuje obdržené informace a vybírá motorické programy potřebné pro chůzi. Eferentní systém tvořený descendními dráhami zahrnuje pyramidovou dráhu, periferní nervy, nervosvalové ploténky a svaly. Do určité míry, může být rytmická chůze udržována také spinálními centry, což vysvětluje přítomnost spinálních chůzových vzorců u paraplegických pacientů (Pirker & Katzenschlager, 2017).

Pro efektivní a účinné provedení chůze je nezbytná posturální kontrola chůze. Zajištění posturální kontroly a rovnováhy je nejsložitější podmínkou pro uskutečnění chůze. Lidská chůze je extrémně složitý úkol pro motorické řízení. Vyžaduje náročné řízení dynamické rovnováhy. Nároky na řízení pohybu a posturální kontrolu jsou ještě větší, když je měněna trajektorie chůze z přímého směru a dochází např. k zatáčení či otáčení (Horak et al., 2020; Vařeka et al., 2018).

Důležitou úlohu v chůzi sehrává také neporušená kognice. Výzkumy za poslední dvě desetiletí prokázaly silný vztah mezi kognicí a výslednou chůzí. Porušená kognitivní schopnost může vést k poruchám chůze, nejběžněji k postižení rychlosti chůze. Zejména v pokročilém věku jsou kognitivní poruchy parametrem indikujícím možnost budoucího vývoje demence. Kognitivní kontrola je nezbytná pro zdolávání překážek a pro výběr optimální trasy, přispívá k bezpečnému provedení chůze. Na chůzi mají vliv také

psychologické faktory. Například deprese je spojena s pomalejší chůzí a úzkost může vést k příliš opatrné chůzi. Úlohu kognitivní složky při chůzi lze demonstrovat u tzv. multitaskingu, kde jsou osoby žádány, aby při chůzi vykonávaly jiný úkol, např. mluvily (Pirker & Katzenschlager, 2017). Osoby, které nezvládají současně mluvit a chodit jsou vystaveny výrazně vyššímu riziku pádu (Hyndman, 2004; Lundin-Olsson, Nyberg, & Gustafson, 1997).

3.1 Cyklus chůze

„Chůze je cyklický pohyb, jehož základní jednotkou je tzv. krokový cyklus, který vymezují dva po sobě následující kontakty jedné nohy s podložkou“ (Vařeka et al., 2018, 81).

Základní rozdělení cyklu chůze je víceméně ustálené, nomenklatura používaná k popisu se však bohužel liší. Autoři zabývající se danou problematikou se ve svých pracích odlišují variabilitou užitých pojmů jako periods, phases, events. Pojmy někdy zaměňují (Vařeka et al., 2018).

Během chůze dochází k pravidelnému střídání stojné a švihové fáze, přičemž je vždy alespoň jedna dolní končetina v kontaktu se zemí. Chůzový cyklus (CHC) utváří dvě fáze jednooporové (single support) a dvě fáze dvouoporové (double support). Během jednooporové fáze je kontakt se zemí vykonáván pouze jedním chodidlem, druhá dolní končetina zatím vykonává fázi švihovou. Při dvouoporové fázi jsou v kontaktu se zemí obě dvě dolní končetiny (Novotná & Lízrová Preiningerová, 2013; Perry & Burnfield, 2010).

Fáze, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou tvoří obvykle asi 60 % cyklu. Naopak fáze švihu zaobírá asi 40 % cyklu. Každá z fází dvojí opory trvá přibližně 10 % celkového trvání CHC. Toto procentuální rozdělení je vztaženo k běžné rychlosti chůze, se zvyšující rychlostí se mění. Při nárůstu rychlosti chůze dochází k prodlužování švihové fáze, a naopak zkracování fáze, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou (Murray, 1967; Whittle, 2007).

CHC je rozdělen do několika fází, pro které jsou charakteristická určitá specifika. Systém RehaGait Analyzer Pro, který byl využit v praktické části práce, pracoval a vyhodnocoval data podle fází CHC, které ve své práci vysvětlovala a popisovala Perry (1992). Popis jednotlivých fází tedy bude směřován právě k této klasifikaci.

Počáteční kontakt (inicial contact) je popisován jako okamžik prvního kontaktu podložky a chodidla. Tvoří 0–2 % cyklu. Někdy lze tuto fázi označovat také jako „úder paty“ (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Fáze postupného zatěžování (loading response) je uskutečněna během prvních 0–10 % cyklu. Startuje tzv. dvouoporová fáze. Začátkem je kontakt chodidla a podložky, trvání končí odrazem palce kontralaterální končetiny, tj. když kontralaterální dolní končetina zahajuje svou švihovou fázi (Neumannová et al., 2015; Perry, 1992).

Mezistoj (midstance) tvoří první polovinu jednooporové fáze. Nastává ve chvíli, kdy se druhé chodidlo odlepí od podložky a pokračuje, dokud není hmotnost těla přenesena na předonoží. Opačná dolní končetina je během mezistoje ve střední švihové fázi (Neumannová et al., 2015; Perry, 1992).

Konečný stoj (terminal stance) probíhá v 30–50 % CHC. Jedná se o fázi, ve které je dokončována opora o jednu dolní. Začíná zvednutím stejnostranné paty a její trvání je do okamžiku, než se druhostranné chodidlo dotkne podložky. Těžiště těla se během této fáze cyklu pohybuje vpřed. Kontralaterální dolní končetina se nachází v konečné švihové fázi (Neumannová et al., 2015; Perry, 1992).

Předšvih (preswing) probíhá v 50–60 % cyklu. Fáze předšvihová je konečnou částí stojné fáze. Je zde přítomna druhá dvojí opora daného CHC. Začátkem fáze je iniciální kontakt kontralaterálního chodidla a koncem je odlepení stejnostranného palce, tzv. „toe-off“ fáze (Neumannová et al., 2015; Perry, 1992).

Počáteční švih (initial swing) se odehrává v 60–73 % cyklu a je přibližně třetinou švihové fáze. Začíná odlepením palce od podložky a končí v okamžiku, kdy je chodidlo v úrovni stojné končetiny (Neumannová et al., 2015; Perry, 1992).

Střední švihová fáze (mid-swing) probíhá v 73–87 % cyklu. Začátek charakterizuje moment, kdy se chodidlo dostane na úroveň stojné dolní končetiny. Končí v okamžiku, kdy se tibie dostává do vertikály. Končetina kontralaterální je v pozdní části mezistoje (Neumannová et al., 2015; Perry, 1992).

Konečná fáze švihu (terminal swing) je uskutečněna v posledních 87–100 % cyklu. Dolní končetina se během této fáze připravuje na kontakt chodidla s podložkou. Začátek nastává, jakmile je tibie ve vertikálním postavení a konec nastává s kontaktem stejnostranného chodidla s podložkou (Neumannová et al., 2015; Perry, 1992).

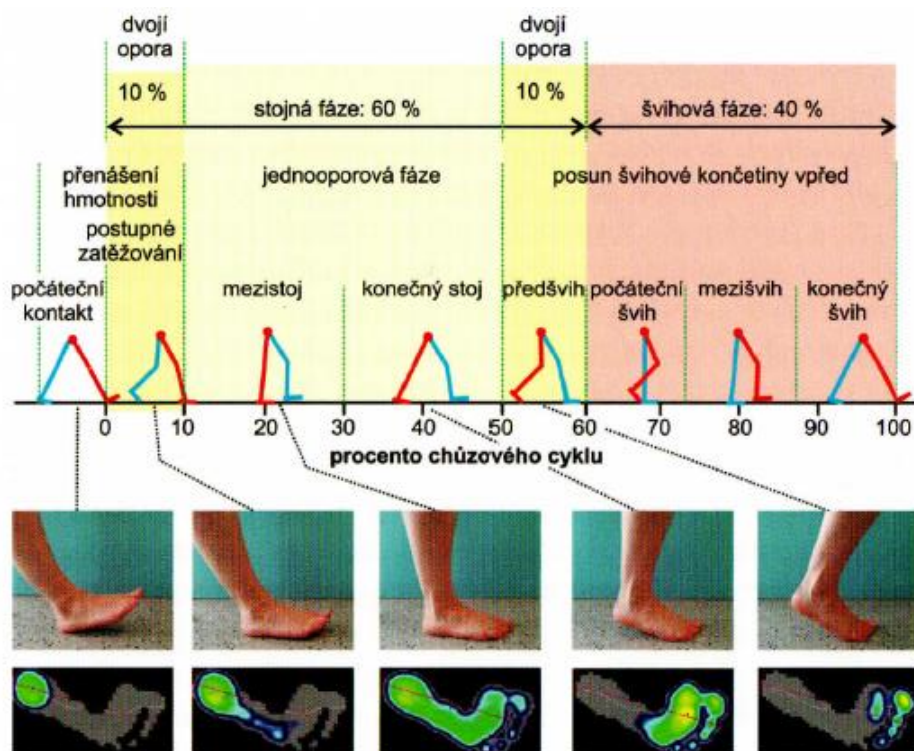
3.2 Parametry chůze

Analýzou chůze lze získat data týkající se kinematických parametrů chůze (velikosti úhlů, rychlost pohybu) či data o kinetice (dynamice) pohybu, tedy informace o silách ze zevního či vnitřního prostředí, které člověka během chůze ovlivňují. Pro posouzení efektu terapeutické intervence se často využívá hodnocení

časoprostorových parametrů chůze. Jedná se o parametry, které odráží interakci těla (chodidla) s podložkou (Neumannová et al., 2015).

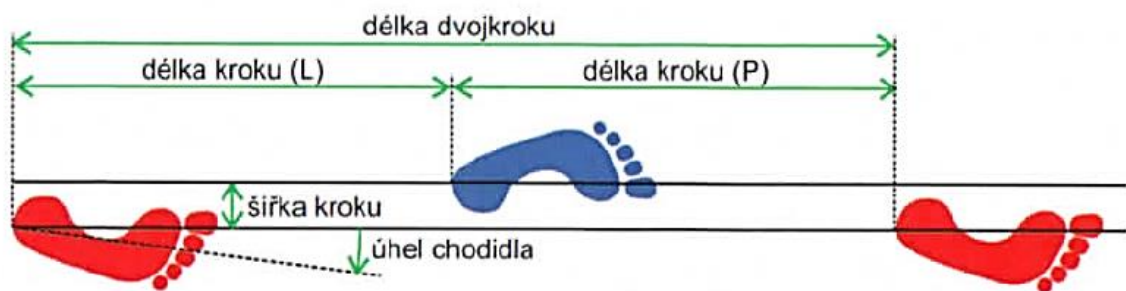
K těmto parametrům patří:

- Frekvence, rytmus chůze (cadence) – je určena počtem kroků za jednotku času, standardně je užívána jedna minuta. Jednotkou kadence je tedy počet kroků, resp. počet dvojkroků za minutu (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).
- Délka kroku (step length) – je vzdálenost ve směru chůze vytyčená mezi stejnými body na chodidlech ve fázi dvojí opory, obvykle mezi patami. Obvyklou jednotkou délky kroku je metr (Janura et al., 2012).
- Délka dvojkroku (stride length) – je určená vzdáleností mezi dvěma, po sobě následujícími kontakty chodidla stejné dolní končetiny. Jednotkou je stejně jako u délky kroku metr (Janura et al., 2012).
- Šířka kroku (walking base) – je vymezená vzdálenost mezi oběma chodidly měřená nejčastěji od středů pat, jednotkou je metr (Janura et al., 2012).
- Doba trvání dvojkroku (stride time, duration) – jedná se o dobu mezi dvěma, po sobě následujícími kontakty chodidla téže dolní končetiny. Jednotkou jsou milisekundy, případně sekundy (Beauchet et al., 2009).



Obrázek 2. Fáze chůzového cyklu (Neumannová et al., 2015), převzato

Whittle (2007) uvádí pro věkovou kategorii 65–80 let běžné rozpětí hodnot charakteristik chůze. U žen tohoto věku je kadence obvykle ve výši 96–136 kroků/min, délka dvojkroku je asi 0,94–1,46 m, doba trvání CHC (stride duration) 0,88–1,25 s a rychlost chůze v rozmezí 0,80–1,52 m/s. U mužů stejného věku je uváděna kadence o hodnotě 81–125 kroků/min, délka dvojkroku 1,11–1,71 m, doba trvání CHC 0,95–1,48 s a rychlost v rozmezí 0,81–1,61 m/s. Kadence se dle autora s přibývajícím věkem snižuje, doba trvání CHC prodlužuje, délka dvojkroku zkracuje a rychlost chůze snižuje. Kimura, Kobayashi, Nakayama a Hanaoka (2007) zkoumali obdobné parametry chůze v zaměření pouze na zdravou populaci ve věku 65 let a víc. Průměrná délka dvojkroku zdravých žen tohoto věku činila $1,21 \pm 0,11$ m, CHC trval $1,00 \pm 0,08$ s a rychlost chůze se pohybovala okolo $1,23 \pm 0,16$ m/s. V případě zdravých mužů tohoto věku se průměrná délka dvojkroku pohybovala kolem $1,22 \pm 0,13$ m. Doba trvání CHC byla asi $1,04 \pm 0,10$ s a rychlost přibližně $1,19 \pm 0,17$ m/s.



Obrázek 3. Grafické znázornění základních časoprostorových parametrů chůzového cyklu, L – levá končetina, P – pravá končetina (Neumannová et al., 2015), převzato

3.3 Variabilita chůzového cyklu

Lidská chůze je automatizovaný a rytmický pohybový vzor. Zdravý člověk je schopen reprodukovat koordinované pohyby během chůze. Jednotlivé pohyby končetin by měly být u zdravého jedince krok od kroku srovnatelné. Mezikroková variabilita poukazuje na míru pravidelnosti pohybů končetin. Variabilita doby dvojkroku (stride time variability, stride duration variability) je měřítkem časové (temporální) kinematické variability a souvisí se schopností ovládat rytmus kroků. Nízké hodnoty této variability odrážejí schopnost automatické regulace rytmického provedení chůze a svědčí o bezpečném provedení chůze. Prostorová variabilita CHC poukazuje na kolísání délky kroku, resp. délky dvojkroku při výkonu chůze (Beauchet et al., 2009; Danion, Varraine, Bonnard, & Pailhous, 2003; HASOMED, 2016). Dle Danion et al. (2003) je variabilita

jednotlivých parametrů vypočtena z průměru naměřených hodnot a směrodatné odchylky v rámci jednoho pokusu chůze, dle vzorce:

CV (variační koeficient) = **SD** (směrodatná odchylka) / **M** (průměr naměřených hodnot).

4 PORUCHY CHŮZE U PARKINSONOVY NEMOCI

Poruchy chůze jsou kardinálním rysem PN. Jak již bylo zmíněno, hlavními motorickými příznaky PN je bradykineze, rigidita, klidový tremor a poruchy posturální stability. Ve většině případů se s nástupem onemocnění objevují příznaky jen unilaterálně. S progresí choroby dochází k rozšíření deficitu také druhostranně. Z počátku se stává pacientova chůze pomalejší, je redukován fyziologický souhyb paží. S postupem onemocnění nastává výraznější zkracování kroku a zužování báze, rychlost chůze může být razantně zpomalena. Omezený souhyb horních končetin je v pokročilejších fázích nemoci doprovázen addukčním držením paží za současné flexe v loktech. Nemocný během chůze redukuje zvedání nohou, což může vést k tzv. šouravé chůzi. Variabilita CHC roste. Na pokyn „zrychlete“, pacient upřednostňuje zvýšení frekvence kroků před zvýšením délky kroku. Současné provádění sdružených úkolů jako je např. mluvení během chůze, značnou mírou zhoršuje výsledný projev chůze. Běžně je jako snazší shledávána chůze do schodů než po rovině. Mnoho pacientů má sklon k flekčnímu držení těla během chůze. Vzor chůze, kdy dochází k postupnému zkracování a zrychlování kroků za současného vychýlení těžiště těla dopředu je označován jako festinace a nese zvýšené riziko dopředného pádu. Nárůst axiální bradykinese má za následek potíže při změnách pozice, pacient se při potřebě změny směru chůze otáčí en bloc s využitím mnoha malých krůčků. S progresí onemocnění dochází také ke zhoršení posturálních reflexů, což je další dominantní příčinou pádu (Pirker & Katzenschlager, 2017; Wilson et al., 2020).

Za účelem porovnání parametrů chůze u zdravé populace a u pacientů s PN byla provedena autory Zanardi et al. (2021) systematická review a metaanalýza studií. Průzkum porovnával časoprostorové proměnné chůze (rychlost, délka dvojkroku, kadence, šířka kroku, doba dvojí opory, doba jedné opory, doba švihů) a úhlové variability v jednotlivých kloubech dolních končetin. V porovnání se zdravou populací mají pacienti s PN (probandi hodnoceni v „ON“ fázi bez ohledu na věk, pohlaví, stadium onemocnění) sníženou rychlost chůze, a to asi o 0,17 m/s a zkrácenou délku dvojkroku asi o 0,16 m. Rozdíl nacházíme také u kadence, která je u pacientů s PN zvýšená přibližně o 1,75 kroků/min. Doba dvojí opory je asi o 1,79 % delší a doba švihů je snížena přibližně o 1,76 %. V rámci úhlových variabilit byl nalezen rozdíl v rozsahu pohybu (ROM) u kyčelních kloubů, a to zejména v sagitálním směru, kde bylo u pacientů s PN nalezeno omezení rozsahu pohybu asi o 5 stupňů. Rozsahy pohybů v kolenních a hlezenních

kloubech byly v porovnání se skupinou zdravé populace téměř nezměněny (Zanardi et al., 2021). Omezená pohyblivost kyčelního kloubu se pravděpodobně pojí se sníženou extenzí kolenního kloubu ve fázi konečného stoje CHC. U pacientů s PN je často redukována aktivita m. gastrocnemius medialis a naopak zvýšená aktivita m. tibialis anterior, což v chůzi způsobuje narušení fyziologické kokontrakce. Tyto změny můžou způsobovat zvýšení metabolických nároků na chůzi (Dipaola et al., 2016; Monteiro, Wild, Martinez, Pagnussat, & Peyré-Tartaruga, 2017).

Průběh změn v chůzi v prvních 6 letech onemocnění zkoumali Wilson et al. (2020). Snahou bylo definovat a rozlišit změny chůze, které se primárně pojí se stárnutím, medikací a s patologií PN. Chůze byla hodnocena v 18–ti měsíčních intervalech po dobu 6 let s využitím analyzačního chodníku. Porovnávalo bylo šestnáct časoprostorových charakteristik chůze, které se týkaly pěti kategorií, a to rychlosti, rytmu chůze, chůzové variability, asymetrie a posturální kontroly. U lidí s PN byly identifikovány čtyři charakteristiky chůze, které vykazovaly progresi specifickou pro danou chorobu, tři parametry, které se ukázaly jako primárně související s věkem a dva parametry, za jejichž progresi může kombinace stárnutí a změn specifických pro dané onemocnění. Změny v chůzi proběhly ve většině případů bez ohledu na zvýšení či úpravu dopaminergní medikace. Mezi čtyři charakteristiky související pouze s progresí onemocnění patří zvýšení variability doby kroku a doby švihů, změny v symetrii švihů a zhoršení posturální kontroly chůze (zvýšení variability šířky kroku). Primárně s věkem se pojilo navýšení šířky kroku, zpomalení rychlosti chůze a zkrácení doby trvání švihové fáze. Jak se stárnutím, tak s progresí onemocnění prokázaly souvislost dvě charakteristiky, a to zkrácení délky kroku a zvýšení variability délky kroku. Míra změny však byla významně vyšší u pacientů s PN (Wilson et al., 2020).

Důležitým parametrem, který významně ovlivňuje chůzový projev, je přítomnost freezingu. Potíže se zahájením chůze a zárazy pohybu se typicky vyskytují při změně směru chůze, při chůzi v blízkosti překážek či během průchodu úzkým prostorem jako jsou např. zárubně dveří. U některých pacientů je freezing přítomen pouze v rámci počáteční symptomatiky onemocnění a vymizí po zahájení léčby. U pacientů trpících fluktuacemi hybnosti je přítomnost freezingu obvykle spojována s obdobím, kdy medikamenty přestávají působit, tedy s tzv. fází OFF. S postupem onemocnění se může stát freezing rezistentní na léčbu, a jeho projev může zasahovat také do období tzv. fáze ON (Nonnekes et al., 2015; Pirker & Katzenschlager, 2017).

Freezing je motorická komplikace PN vyskytující se u 50–80 % pacientů. V pozdějších stádiích onemocnění se s touto komplikací může potýkat až 90 % všech nemocných. Pacienti s epizodickými freezingy se často potýkají s deficitem v kontinuitě chůze. Přítomnost zárazů pohybu během chůze výrazně zhoršuje kvalitu života, souvisí se snížením pohyblivosti a zvýšeným rizikem pádů. Bylo zjištěno, že jedinci s PN, kteří se se zárazy pohybu během chůze potýkají, mají zvýšenou variabilitu tzv. úderu paty (foot strike). Tato variabilita může být stejně jako např. variabilita délky kroku, která je pro toto onemocnění typická, příčinou chůzové instability vedoucí k častějšímu výskytu pádů (Perez-Lloret et al., 2014; Shah et al., 2018; Virmani, Moskowitz, Vonsattel, & Fahn, 2015).

S poruchami chůze úzce souvisí také poruchy rovnováhy, které se vyskytují u pacientů s PN s postupným vývojem onemocnění. Předpovídají riziko pádu a rovněž výrazně přispívají ke snižování kvality života. Funkční mobilita vyžaduje v souvislosti s měnícími se podmínkami a požadavky na provedení chůze okamžité a flexibilní změny rovnováhy a strategií chůze. Tento požadavek na funkční mobilitu je u pacientů s PN postižen, stejně jako mnoho dalších aspektů rovnováhy a chůze (Degrootola, Downing, Demets, & Oates, 2001; Horak & Mancini, 2013; Schoneburg, Mancini, Horak, & Nutt, 2013; Winter, 2009).

Motorické dysfunkce utváří hlavní parametr PN, na jehož přítomnosti je založena diagnóza. Onemocnění však nepostihuje pouze motoriku. Na poruchy chůze a rovnováhy mohou mít vliv také příznaky nemotorické, zejména kognitivní poruchy, senzorycké dysfunkce, poruchy psychiky či autonomní nedostatečnosti. Poměrně častý je u pacientů s PN výskyt úzkosti či deprese. Úzkost může ovlivnit posturální kontrolu a chůzi, deprese se pojí s celkovým zpomalením pohybu a chůze. Belvederi Murri et al. (2020) poukazují na skutečnost, že deprese u dospělých je spojena s významným narušením držení těla a rovnováhy, a také s poruchami chůze. Dle Stubbs, Stubbs, Gnanaraj a Soundy (2016) jsou starší dospělí trpící depresí v porovnání se starší populací bez deprese vystaveni zvýšenému riziku pádů. Také senzorycké změny mohou působit poruchy rovnováhy, jelikož narušují prostorovou senzoryckou integraci, která je pro rovnováhu nezbytná. Výskyt kognitivních změn je taktéž poměrně častý. Kognitivní změny doprovázející onemocnění mohou být různě závažné, od mírné kognitivní poruchy, až po rozsáhlá postižení typu demence. Dle Bloem, Grimbergen, Van Dijk a Munneke (2006) nastává v souvislosti s porušením kognice hlavní problém v situacích, kdy člověku hrozí pád. Zdravé osoby aplikují strategii držení těla, kterou upřednostňují udržení rovnováhy před

ostatními úkoly. U pacientů s PN se schopnost využití této strategie ztrácí (Horak et al., 2020).

Jako nejpodstatnější, a pro pacienty s PN nejzávažnější důsledek poruch chůze, je zvýšená frekvence pádů. Pády, zejména opakované pády, jsou hlavní příčinou invalidity těchto pacientů (Lieberman et al., 2016; Schmitt, Baudendistel, Fallon, Roper, & Hass, 2020). Lord et al. (2017) vypracovali studii, jejíž cílem bylo popsat přirozený výskyt pádů u pacientů s nově diagnostikovanou PN a charakterizovat skupinu pacientů, u kterých se zvýšené riziko pádů objevuje. Účastníci zaznamenávali své pády po dobu 54 měsíců. Z celkového počtu 99 účastníků, 79 účastníků během daného období spadlo a 20 účastníků zůstalo bez pádů. Kompletní záznamy pádové frekvence, v podobě deníků pádů, byly k dispozici od 65 účastníků. Z tohoto počtu 7 účastníků zaznamenalo v daném období pouze jeden pád, u zbylých 58 účastníků se pády opakovaly. Ze studie vyplynulo, že u zúčastněných, u kterých se pády vyskytovaly, bylo zjištěno celkově výraznější postižení než u účastníků, kteří nepadali. Účastníci, kteří v daném období zaznamenali pouze jeden pád, byli mladší a měli lepší vizuospeciální funkce než účastníci, kteří padali opakovaně. Kwon, Lee, Ju a Im (2020) se zabývali identifikací rizikových faktorů pádů u pacientů s nově diagnostikovanou PN. Z celkového počtu 48 zúčastněných, uvedlo 22 účastníků v rámci anamnézy přítomnost pádů. Skupina účastníků, která pády v anamnéze zaznamenala, vykazovala výraznější známky posturální nestability, poruch chůze, úzkosti, únavy a celkové dysautonomie. Přítomny byly rovněž ve větší míře dysfunkce gastrointestinálního traktu a dysfunkce termoregulační.

5 ANALÝZA CHŮZE

Analýza chůze slouží jako důležitý nástroj pro lékaře a zdravotnické pracovníky k posouzení nefyziologických vzorců chůze, které vznikají v souvislosti s funkčním omezením zapříčiněným nejčastěji neurologickým či ortopedickým deficitem. Analýzu je možné vykonávat na různých úrovních. Výsledné provedení chůze lze hodnotit prostřednictvím prosté aspekce či užitím mimořádně sofistikovaných systémů. Jednotlivé metody analýzy se od sebe můžou diametrálně odlišovat, jak použitou technikou, tak variabilitou hodnocených parametrů (Lindemann, 2020; Neumannová et al., 2015; Wren, Lening, Rethlefsen, & Kay, 2013).

Za základní metodu analýzy chůze je považováno hodnocení aspektů. Vyšetřujícímu poskytuje elementární informace o charakteru chůze. Úskalím vyšetření však mohou být nedokonalé znalosti a zkušenosti vyšetřujícího, subjektivní hodnocení či nemožnost dostatečně přesné kvantifikace získaných parametrů. Poměrně často využívanou analyzační metodou je kvantitativní analýza chůze. Jedná se o metodu, která napomáhá identifikovat přítomnost patologií, poskytuje informace o progresi daného onemocnění a zároveň je schopna zhodnotit účinnost proběhlé intervence. K dalším možnostem analýzy patří technologicky propracované (High-tech) analyzátoři chůze, ke kterým řadíme 3-D systémy snímající pohyb, elektronické chodníky, pěší dráhy s instalovanými silovými plošinami či na tělo připevněné snímací senzory (Lindemann, 2020; Neumannová et al., 2015). Dále bude pozornost věnována systému RehaGait Analyzer Pro (Verze 2.0/ 2016-10, HASOMED GmbH), který byl využit v praktické části diplomové práce.

5.1 Systém RehaGait Analyzer Pro

Systém RehaGait Analyzer Pro je analyzátor chůze sloužící k vyšetření poruch chůze. Jedná se o mikroelektromechanický systém. Tento druh inerciální měřicí jednotky se často používá v oblasti sportovní biomechaniky a klinického výzkumu. V rámci rehabilitace své uplatnění nachází nejčastěji v oblastech ortopedie, neurologie a geriatric. Je aplikován za účelem posouzení kvality chůze, vyhodnocení účinnosti a pokroků v rámci terapie chůze, ověření kvality terapie a dokumentace úspěšnosti dané intervence. Využívat lze u všech pacientů, kteří zvládají chůzi bez dopomoci ostatních, povolená je pouze asistence terapeuta, který může pacienta jistit, avšak nesmí být při tom ovlivněna získaná data. Využití kompenzačních pomůcek, jako jsou ortézy, chodítka apod., jsou při měření povoleny. Kontraindikací je nestabilní chůze, kde hrozí vysoké riziko pádu, a to

i za současného použití povolených kompenzačních pomůcek (HASOMED, 2016; Mateo, 2020).

Analýza chůze systémem RehaGait Analyzer Pro je prováděna pomocí inerciálních senzorů, které využívají setrvačnosti hmoty pro detekování změn v pohybu. Sensory jsou složeny z triaxiálního akcelerometru sloužícího k měření lineární akcelerace, z triaxiálního magnetometru pro měření zemského magnetického pole a triaxiálního gyroskopu pro měření úhlového zrychlení. Připojení elektrických a mechanických prvků je zprostředkováno integrovanými čipy a jednotlivé parametry lze odvodit měřením křivek v rámci výpočetních algoritmů počítače. Sensory jsou na tělo vyšetřovaného připevněny speciálními fixačními páskami, jejich umístění musí odpovídat přesně předdefinovaným pozicím těla (Obrázek 4). Data jsou transportována do analyzačního softwaru instalovaného v tabletu, jenž je hlavní mobilní jednotkou systému RehaGait Analyzer Pro. Software slouží k zaznamenávání naměřených hodnot, analýze naměřených hodnot a interpretaci výsledků. Parametry chůze, které dokáže analyzační software automaticky vypočítat jsou: délka a doba trvání kroku, počet kroků, kadence, rychlost, fáze chůze, prostorová a temporální variabilita cyklu chůze, maximální výška chodidla, úhel chodidla, úhel v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu, typ a maximální cirkumdukce chodidla (HASOMED, 2016).

Donath, Faude, Lichtenstein, Nüesch a Mündermann (2016) se zabývali validitou a reliabilitou analyzátoru chůze RehaGait Analyzer (verze dvousenzorová). Účelem bylo posoudit validitu a reliabilitu daného sensorového analyzátoru, zejména v oblasti časoprostorových parametrů chůze. Komparačním analyzátozem byl stacionární běžecký pás Zebris. Reliabilita obou přístrojů byla hodnocena při rozdílných rychlostech chůze a variabilním náklonu. Studie se zúčastnili zdraví probandi, ve věku $31,0 \pm 3,7$ let. RehaGait Analyzer mírně nadhodnotil délku dvojkroku (+2,7 %), dobu dvojkroku (+0,8 %) a podhodnotil kadenci (-1,5 %) pro dané rychlosti a náklony povrchu. Rychlost chůze získaná systémem RehaGait Analyzer se téměř přesně shodovala s rychlostí, která byla nastavena na otáčkoměru běžeckého pásu Zebris. Reliabilita přístroje RehaGait Analyzer měřená na daném vzorku populace byla výborná pro parametry rychlost, kadence a doba dvojkroku, a to nezávisle na rychlosti a náklonu terénu. Nižší reliabilita byla systémem naměřena pro délku dvojkroku při běžné rychlosti chůze po rovině, při rychlé chůzi po rovině a při pomalé rychlosti chůze s 15 % náklonem terénu. Systém RehaGait Analyzer byl vyhodnocen jako validní a reliabilní nástroj pro měření časoprostorových parametrů chůze, zejména pro chůzi po rovině. V porovnání s chůzí

po rovině byly větší odchylky ve shodě naměřeny při chůzi s náklonem 15 %, což naznačuje, že chůze s náklonem může ovlivňovat reliabilitu přístroje.

Systém RehaGait Analyzer má mnoho výhod, jako je např. jednoduchá obsluha, přenositelnost, poměrně rychlý zisk objektivních dat, svoboda pohybu během analýzy, automatický zisk textových a kvantitativních výsledků, grafické zobrazení průběhu terapie, možnost porovnávání naměřených hodnot a snadný proces sběru dat. Systém však má i několik nevýhod, které je zapotřebí při měření vzít v úvahu. Ukázalo se, že senzory (vztaženo k dvousenzorové verzi RehaGait Analyzer) mají relativně nízkou životnost a jsou poměrně značně citlivé na teplotní podmínky (HASOMED, 2016; Mateo, 2020).



Obrázek 4. Pozice umístění senzorů, odshora: pozice – kyčelní kloub (dorsální), stehno (laterální), hleň (laterální), chodidlo (laterální) (Anatomical Concepts, 2020), převzato

6 TRÉNINK CHŮZE U PACIENTŮ S PN

Pokrok v léčbě vede k prodloužení délky života pacientů s PN. K progresi postižení dochází s postupem onemocnění. Nemotorické příznaky a známky postižení chůze a rovnováhy jsou však patrné již v raných stádiích nemoci. Typický je zejména poměrně brzký nástup zpomalení rychlosti chůze a celkové redukce pohybové aktivity. Chirurgická intervence, nejčastěji implantace DBS, obvykle zlepšuje pouze ty aspekty motoriky, které se pojí s fluktuacemi hybnosti a dyskinezií. Existuje stále více důkazů o prospěšnosti fyzioterapie a cvičení v terapii PN. Ovlivněním motorických a nemotorických příznaků je dosaženo lepšího funkčního stavu a zmírnění celkového zdravotního postižení. Fyzioterapie by z tohoto důvodu měla být zahájena co nejdříve (Ellis et al., 2019, 2021; Pirker & Katzenschlager, 2017).

Dle Barthel et al. (2018) mohou být vhodným a účinným doplňkem terapie chůze externí vizuální nebo akustické podněty, jako je např. rytmické počítání či tleskání. Tyto podněty mají velmi dobrý efekt, zejména pokud je přítomen freezing, jelikož napomáhají překonávat epizody zárazů pohybu. Nonnekes et al. (2015) udávají, že užitečnou metodou v terapii chůze mohou být kognitivní strategie, kdy pacient pozornost nezaměřuje na celkový průběh chůze, ale spíše na každý jednotlivý krok. Efektivní metodou je sledováno také tzv. mentální počítání (počítání v představě). Kladně hodnocené jsou rovněž některé novodobé přístupy jako je transkraniální stimulace stejnosměrným proudem či terapie využívající např. virtuální realitu nebo robotiku (Mirelman et al., 2019; Pirker & Katzenschlager, 2017). V souvislosti s tématem diplomové práce bude následující text věnován především terapii chůze s využitím treadmillu (běžeckého pásu). Název treadmill bude nadále z důvodu sjednocení obsahu práce zaměněn za pojem chůzový trenažér (CHT).

Trénink na CHT prospívá chůzi a motorickým funkcím u jedinců s PN (Mehrholtz et al., 2015). Robinson, Dennett a Snowdon (2019) vyhodnotili vliv terapie vedené na CHT u pacientů s progresivními neurologickými stavy, jako je právě PN či roztroušená skleróza. Závěrem práce bylo potvrzení pozitivního vlivu terapie na chůzi u pacientů se zmíněnými diagnózami. Trénink chůze na CHT u pacientů s PN v délce trvání 30–60 minut, 3–4krát týdně po dobu 4–8 týdnů může vést ke zlepšení parametrů chůze. Zlepšení nastává u komfortní rychlosti chůze, kde dochází k průměrnému navýšení rychlosti asi o 0,21 m/s, dále je patrné prodloužení délky kroku a délky dvojkroku. V obou případech přibližně o 0,12 m. Vyhodnocované práce neprokázaly účinek tréninku na

kadenci a míru pádů. Zlepšení nebylo zaznamenáno také u vytrvalosti při chůzi a u rychlosti duálních úkolů.

Dle Trigueiro et al. (2017) trénink na CHT podporuje také posturální stabilitu. Tento závěr vzešel ze studie zkoumající vliv tréninku chůze na CHT s přidanou zátěží u pacientů s PN. Účastníci s diagnostikovanou PN byli náhodně rozděleni do třech skupin, přičemž každá skupina podstoupila trénink chůze na CHT, a to buď s nulovou zátěží, se zátěží o velikosti 5 % nebo 10 % tělesné hmotnosti účastníka. Terapie probíhala v délce trvání 30 minut, 3krát týdně po dobu 4 týdnů. Rychlost běžeckého pásu byla s průběhem trvání výzkumu postupně navyšována. Pozitivní vliv tréninku na CHT na motorickou funkci a posturální stabilitu u pacientů s PN byl potvrzen, dodatečná zátěž aplikovaná probandům neměla na výsledek terapie přílišný vliv.

Výrazné zlepšení motorických funkcí, které může být způsobeno právě terapií vedenou na CHT, vedlo autory k zamyšlení, zdali existují určité specifické mechanismy, které by vysvětlovaly účinnost této terapie. Přesný mechanismus účinku zatím není dokonale objasněn. Je však pravděpodobné, že svůj podíl na účinku mají v určité míře neuroplastické děje. Fisher et al. (2008) potvrdili přítomnost neuroplastických procesů v souvislosti s vysoce intenzivním tréninkem vedeným na CHT s hmotnostním odlehčením u pacientů s PN. Účastníci studie absolvovali trénink v délce trvání 45 minut 3krát týdně po dobu 8 týdnů. Výsledkem této terapie byly změny v projevu chůze, které současně doprovázela normalizace excitability motorického kortexu.

Dalšími možnými mechanismy vysvětlující působení tréninku na CHT na chůzi u pacientů s PN se zabýval článek autorů Bello a Fernandez-Del-Olmo (2011). Jako relevantní byla shledána např. úloha centrálních generátorů vzorů (CPG) a s ní související úvaha popisující trénink na CHT jakožto metodu poskytující odpovídající senzory vstupy. Tyto vstupy mohou stimulovat spinální motorické okruhy, a tím posléze ovlivňovat pohybové chování. Jiným mechanismem může být působení na základě vnějších senzory podnětů. Chůzí na CHT pacient získává proprioceptivní signály, které mohou stimulovat a spouštět neporušené okruhy účastníci se motoriky a obcházet tak dysfunkční palidokortikální okruh. Dále lze jako potenciálně účinné mechanismy pro zlepšení chůze považovat např. mechanismus působení na podkladě principu vizuální zpětné vazby, mechanismus působení na podkladě motorického učení či zlepšení chůze v souvislosti s nárůstem svalové síly a kondice.

Jak již bylo zmíněno, i pro poměrně časná stadia onemocnění je typický pokles rychlosti chůze a globální snížení pohybové aktivity. Léčba zaměřená na zvyšování

rychlosti a kvantity chůze má zásadní vliv na zlepšení této funkce a omezení postižení (Ellis et al., 2019). Množství studií poukazuje na pozitivní efekt tréninku na CHT na rychlost chůze u osob s PN (Mak et al., 2017; Nadeau, Pourcher, & Corbeil, 2014). Zvýšením rychlosti chůze můžeme ovlivnit také ostatní parametry chůze, jako je délka dvojkroku či variabilita doby dvojkroku. Rovněž lze navýšením rychlosti chůze zvýraznit synkinetický pohyb paží (Ellis et al., 2021).

Efektům tréninku na CHT založeném na rychlostním přírůstku (Speed-dependent treadmill training) se zabývali ve svých pracích Cakit, Saracoglu, Genc, Erdem a Inan, (2007) a Harro et al. (2014). Cakit et al. (2007) vyhodnotili, že specifické cvičební programy využívající v tréninku na CHT rychlostního přírůstku můžou zlepšit mobilitu, snížit posturální nestabilitu a strach z pádů u pacientů s PN. Průměrná počáteční vzdálenost, kterou byli schopni probandi (stadium 2 nebo 3 dle H&Y) v rámci této studie na CHT ujit byla $266,45 \pm 82,14$ m. Po 16 sezeních absolvovaných v průběhu 8 týdnů s délkou trvání jednoho tréninku přibližně 30 minut se celková průměrná vzdálenost zvýšila až na $726,36 \pm 93,1$ m. Rovněž došlo k navýšení maximální tolerované rychlosti z původních $1,9 \pm 0,75$ km/h na $2,61 \pm 0,77$ km/h. Harro et al. (2014) aplikovali u pacientů s PN progresivní intervalový trénink. Součástí tréninkové jednotky byly 3 rychlostní intervaly s délkou trvání 5 minut. Jednotlivé rychlostní intervaly byly odděleny tzv. zotavovacím obdobím v komfortní rychlosti chůze probanda, které trvalo 2,5 minuty. Během tréninku probíhala slovní korekce zaměřená na držení těla, přidružený švih paží a dostatečně dlouhou délku kroku. Každá relace byla doplněna 5minutovým zahřátím a tzv. ochlazovací fází v komfortní rychlosti chůze. Trénink probíhal 3krát týdně po dobu 6 týdnů. Aplikovaná terapie vedla k progresi v testech Rapid StepUp Test (slouží k vyhodnocení rovnovážné funkce, síly a koordinace dolních končetin), Sensory Organization Test (test sloužící ke kvantitativnímu hodnocení schopnosti jedince využívat zevní stimuly k udržení posturální stability) a Limits of Stability (slouží k posouzení poruch rovnováhy). Retence účinků v délce trvání 3 měsíců po tréninku byla zaznamenána pouze u testu Rapid StepUp Test.

Pelosin et al. (2017) vypracovali studii, jejíž účelem bylo zjistit, do jaké míry terapie na CHT ovlivňuje frekvence procedur. Účastníci podstoupili terapii v různých frekvenčních relacích – nízkofrekvenční trénink 2krát týdně, středofrekvenční trénink 3krát týdně a vysokofrekvenční trénink 5krát týdně. Každý proband podstoupil 10 procedur s trváním tréninkové jednotky po dobu 45 minut. Ve všech případech se jednalo o trénink s postupně navyšující se intenzitou zatížení. Krátkodobé a dlouhodobé

účinky vyvolané tréninkem na CHT jsou ovlivňovány frekvencí procedur. Ihned po ukončení tréninkového programu došlo k výraznému zlepšení parametrů chůze a snížení počtu pádu u probandů, kteří podstoupili nízkofrekvenční a středofrekvenční trénink. Zlepšení zde přetrvávalo po dobu 2 měsíců, v některých případech až po dobu 4 měsíců. U skupiny, která podstoupila vysokofrekvenční trénink, k výrazné změně stavu nedošlo, a to ani s následným odstupem od terapie (Pelosin et al., 2017).

Trénink na CHT je efektivním nástrojem v terapii chůze u pacientů s PN. Výsledků však rovněž dosahuje také v neurorehabilitaci geriatrických pacientů. Obvyklý nástup PN je ve věku 65 až 70 let. Na podkladě těchto závěrů byl autory Luna et al. (2020) vypracován přehledový článek, jehož záměrem bylo hodnotit efekt tréninku na CHT se zacílením na starší populaci pacientů s PN. Hlavním kritériem byl věk účastníků, který nesměl být nižší než 60 let. Ze závěru vyplývá, že trénink na CHT s nebo bez odlehčení hmotnosti je terapeutickým zásahem, který zlepšuje parametry chůze nejen u mladší populace nemocných, ale také u starších osob trpících PN. Terapie by však měla podléhat postupnému navyšování zátěže, její trvání by mělo být nejméně 20 minut, 2–3krát týdně, a to vše po dobu minimálně 6 týdnů.

Účinky fyzioterapeutické intervence u pacientů s PN mohou přetrvávat. Tímto tématem se zabývali autoři Tseng, Yuan a Jeng (2015). Cílem bylo prozkoumat účinky tréninku na CHT a udržitelnost těchto účinků u pacientů s PN. Účastníci podstoupili 12týdenní intenzivní tréninkový program vedený na CHT. K hodnocení došlo v průběhu prvního týdne po skončení terapie a následně 4 a 12 týdnů po skončení terapie. Výsledky poukazují na zlepšení parametrů chůze, a to jak u dopředné chůze, tak u chůze pozpátku. Došlo k navýšení rychlosti chůze, ke zkrácení doby dvojí opory, prodloužila se délka dvojkroku a doba švihu. Zlepšení byla naměřena v průběhu prvního týdne po ukončení terapie a následně setrvala až po dobu 12 týdnů. Rovněž došlo k snížení variability doby švihu a variability délky dvojkroku. Toto snížení bylo taktéž zachováno následujících 12 týdnů. Ke změnám kadence vlivem terapie nedošlo.

Mak et al. (2017) se ve své práci věnovali dlouhodobým účinkům cvičení a fyzioterapie u osob s PN. Do části práce, která se zaměřovala na využití CHT, byly zařazeny studie, jejichž cílem bylo zkoumat vliv terapie chůze vedené na CHT s nebo bez odlehčení hmotnosti a robotických CHT s částečným odlehčením hmotnosti. Rychlost chůze na trenažérech byla ve všech studiích postupně navyšována. Intervence trvaly po dobu 4 týdnů. Bylo vyhodnoceno, že efekt tréninku chůze pomocí těchto trenažerů

v minimální délce trvání alespoň 4 týdny může přetrvávat až po dobu 6 měsíců po ukončení terapie (Mak et al., 2017).

Naopak okamžitým efektem terapie se zabývali ve své práci Pohl, Rockstroh, Rückriem, Mrass a Mehrholz (2003). Jejich snahou bylo porovnat okamžité působení různých tréninkových intervencí na parametry chůze u pacientů v časných stádiích PN. Porovnávali a hodnotili účinky 30minutové vysokorychlostní a nízkorychlostní terapie na CHT a konvenčního tréninku chůze, jehož obsahem byla fyzioterapeutická intervence zacílená na chůzi, při které bylo využíváno principů konceptu PNF (proprioceptivní neuromuskulární facilitace). Ukázalo se, že protokoly tréninku na CHT byly účinnější než konvenční terapie chůze. Hlavní poruchy chůze u PN, jmenovitě rychlost chůze a délku dvojkroku, lze zlepšit pomocí jediné terapie vedené na CHT. Tréninková rychlost chůze efekt terapie příliš neovlivňuje (Pohl et al., 2003). Ke stejnému závěru, tedy k okamžitému zlepšení rychlosti chůze a délky dvojkroku, došli také Bello, Sanchez a Fernandez-del-Olmo (2008). Probandi této výzkumné práce podstoupili jednorázovou terapii na CHT skládající se z pěti 4minutových intervalů chůze s 3minutovými odpočinkovými úseky mezi jednotlivými aktivními fázemi. Zlepšení přetrvávalo minimálně 15 minut po ukončení terapie.

Trénink na CHT může také pozitivně ovlivňovat přítomnost freezingu. Na toto téma byla vypracována systematická review, jejíž záměrem bylo porovnat a hodnotit různé druhy fyzioterapie, které by mohly potenciálně ovlivňovat přítomnost freezingu během chůze u pacientů trpících PN. Trénink chůze na CHT může být vhodnou terapií vedoucí k redukci freezingu a zlepšení parametrů chůze v rámci každodenního života. Rovněž podněcuje funkční kapacitu nemocného. Vliv na freezing však můžou mít i jiné terapie jako jsou např. rovnovážná a koordinační cvičení či hydroterapie (Rutz & Benninger, 2020). Stejná problematika byla řešena v systematické review a metaanalýze autorů Cosentino et al. (2020). Z analýzy jednotlivých intervencí se ukázalo, že trénink na CHT v kombinaci s podpůrnou zevní stimulací a domácím cvičením je schopen ovlivnit freezing chůze více než jiné intervenční přístupy.

Souhrnným porovnáním současných metod léčby využívaných u pacientů s PN v zaměření na fyzioterapeutickou intervenci u těchto pacientů se zabývali Radder et al. (2020). V zacílení na intervence v podobě terapií vedených na CHT proběhla komparace a vyhodnocení dostupných zdrojů. Proběhlo srovnání účinků fyzioterapeutických intervencí využívajících v terapii CHT s aplikací placebo terapie či s žádnou intervencí. Jako placebo terapie byla nazývána intervence, jejíž náplní bylo

protahovací cvičení či obvyklá péče bez specifických terapeutických prvků. Souhrn dat vyhodnotil pozitivní vliv tréninku vedeného na CHT na zlepšení chůze pacientů s PN, zejména na rychlost chůze. Terapie na CHT byla shledána jako účinnější v porovnání s placebo terapií či s žádným zásahem. Úskalím fyzioterapeutické intervence využívající CHT je omezený přesah této terapie a úzké spektrum působení. Jinými prostředky, jako je např. konvenční fyzioterapie, tanec, bojové umění, Nordic walking či trénink založený na kombinaci terapie chůze a rovnováhy, je možné zlepšit skóre pohybových symptomů ve (MDS)-UPDRSIII. Zlepšení v této komplexní hodnotící škále nenacházíme u pacientů, kteří podstoupili terapii na CHT.

Speciální rehabilitační programy mohou kladně ovlivnit pozitivní ladění pacienta a podpořit jeho duševní zdraví. Nadeau et al. (2014) ve své studii potvrzují, že trénink vedený na CHT může kromě vlivu na motoriku člověka s PN ovlivňovat také psychickou stránku nemocného, konkrétně redukovat depresi. Autoři De Luca et al. (2020) publikovali práci, jejichž záměrem bylo vyhodnotit účinky terapie kombinující trénink chůze na CHT s muzikoterapií na kognitivní a behaviorální funkční projevy pacientů s PN. U účastníků, kteří kombinovanou terapii podstoupili, došlo k pozitivnímu ovlivnění nálady a zlepšení kvality života.

V roce 2018 byla publikována systematická review, která se zabývala problematikou přítomnosti subjektivního a psychologického pocitu pohody (well-being) u pacientů s diagnostikovanou PN. Z dostupné literatury vzešlo, že onemocnění často zhoršuje pocit pohody z důvodu progresivního ovlivnění motoriky a s tím souvisejícího omezení funkční samostatnosti jedince. Zachování dobrého fungování motoriky působí pacientům s PN pocit pohody a sociálního přínosu (Vescovelli, Sarti, & Ruini, 2018).

7 SPECIFIKACE VYŠETŘOVACÍHO SCHEMATU

Dále budou popsány a blíže specifikovány jednotlivé klinické testy, hodnotící škála Falls Efficacy Scale – International a přístroj Biodex Balance System, které byly využity v experimentální části práce. RehaGait Analyzer Pro v následujícím textu popisován nebude, jelikož mu již byla věnována pozornost v 5. kapitole.

7.1 Timed Up and Go (TUG)

Tento test je využíván k ohodnocení mobility, stavu rovnováhy a rizika pádu nejčastěji u osob s neurologickým onemocněním, spinálním onemocněním či s vestibulárními poruchami. Využit lze však také u mnoha dalších diagnóz, hojně se rovněž používá u starších osob. Test by měl být prováděn bez asistence, dopomoc kompenzační pomůckou (např. berle) je povolena. TUG test lze provádět jak v jeho základní verzi, tak v modifikacích s manuálním či kognitivním úkolem (Bastlová, Jurutková, Tomsová, & Zelená, 2015; Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000).

Pacient při vykonávání testu sedí opřený o opěradlo židle, jejíž standardizovaná výška je 46 cm. Úkolem vyšetřovaného je vstát a jít svou pohodlnou rychlostí směrem ke kuželce, která je od židle vzdálená 3 m, obejít tuto kuželku a vrátit se zpět k židli, na kterou je nutné se zpátky posadit. Nejdříve probíhá instruktáž, následně se přistupuje k samotnému testování. Čas měříme od chvíle, kdy pacient dostane pokyn „ted“, a stopky zastavujeme ve chvíli, kdy se pacient vrátí zpátky do sedu na židli. Před měřenými pokusy by měl být zařazen pokus nanečisto (Keus et al., 2014).

7.2 10 Metre Walk Test (10MWT)

Tento test hodnotí rychlostní parametry chůze na úseku dlouhém 10 m. Využití nachází nejčastěji u neurologických onemocnění, posttraumatických stavů či u vestibulárních dysfunkcí. Existuje více možností provedení tohoto testu. Dráha je vyznačena značkou na začátku a na konci. Značky jsou dále umístěny 2 metry od začátku a 2 metry od konce. Bastlová et al. (2015) test uskutečňují na vyměřeném úseku 10 m, přičemž měření času probíhá pouze u středních 6 m. Jsou tak vyloučeny úseky ovlivněné zrychlením a zpomalením pohybu. Naopak Field-Fote (2009) test provádí na úseku dlouhém 14 m. Opět je zohledněno zrychlení a zpomalení pohybu, a to v prvních a posledních 2 m. Pacient na pokyn vychází a trasu absolvuje v pohodlné rychlosti chůze a v maximální rychlosti chůze. Vyšetřující zapíná stopky ve chvíli, kdy se špička pacientova chodidla dostane do úrovně značky 2 m vzdálené od začátku trasy. Stopování

času je zastaveno, když se špička chodidla dostane do úrovně značky vzdálené 2 m od cíle. Test je vždy opakován 3 krát. Naměřené hodnoty zvlášť pro pohodlnou rychlost a zvlášť pro maximální rychlost se zprůměrují a následně se vypočítá rychlost chůze (Bastlová et al., 2015; Keus et al., 2014).

7.3 Five Times Sit to Stand Test (FTSST)

Test je využíván za účelem posouzení funkční mobility, posturální stability a svalové síly dolních končetin nejčastěji u pacientů s neurologickým onemocněním či poruchami vestibulárního aparátu. Vyšetřovaný sedí na fixované židli o výšce 43–45 cm, ruce má zkřížmo uložené na hrudi. Vyšetřující nejprve předvede názornou ukázkou, důraz je kladen zejména na snahu o maximální napřímení dolních končetin během stoje. Měla by být vyloučena dopomoc horních končetin. Úkolem je se co nejrychleji postavit a posadit 5krát za sebou. Je měřen čas, za který je úkol vykonán. Stopování času začíná startovacím pokynem „ted“ a časomíra končí ve chvíli, kdy se pacient posadí na židli. Test nelze provést v situaci, nezvládne-li se pacient samostatně postavit ze sedu. Přerušování testování nastává, je-li ohrožena bezpečnost pacienta. Pacientům s PN je přičítáno vyšší riziko pádů, je-li dosažený čas vyšší než 16 s (Bastlová et al., 2015; Keus et al., 2014; Melo et al., 2019).

7.4 Functional Reach Test (FRT)

Jedná se o test sloužící k hodnocení semistatické rovnováhy v antero-posteriorním směru. Záměrem tohoto testu je zjistit, jak daleko dokáže vyšetřovaný dosáhnout před sebe. Vyšetřovaná osoba stojí ve výchozí pozici u zdi, ramenní kloub horní končetiny bližší zdi je ve flexi 90°, ruka je sevřená v pěst. Snahou pacienta je dosáhnout dopředu co nejdál. Během testu se nesmí horní končetina dotýkat zdi, pacient musí být ve své pozici stabilní, nesmí vykročit vpřed. Je měřena vzdálenost, o kolik cm pacient dosáhl vpřed z výchozí pozice. Maranhão-Filho, Maranhão, Silva a Lima (2011) popsali, že dosah nižší než 15 cm je spojen s vyšším rizikem pádu. Naopak dosah 25,4 cm je autory popisován jako výsledek, který není spojen s rizikem pádu (Dupalová et al., 2017).

7.5 6 Minute Walk Test (6MWT)

Jedná se o jednoduchý test sloužící k hodnocení aerobní kapacity a vytrvalosti při chůzi. Nejčastěji je využíván u starších osob a u pacientů s neurologickým, plicním či kardiovaskulárním onemocněním. Před zahájením testu by měla být známa anamnéza pacienta. Rovněž je vyšetřovaný edukován, aby v případě nadměrné únavy, která

by mohla způsobit případný pád, chůzi přerušil. Předem by mělo být doporučeno vhodné obutí a oblečení. Využití kompenzační pomůcky (berle, vycházková hůl apod.) je dovoleno. Doporučením je nechodit současně s pacientem, jelikož chůze vyšetřujícího může udávat tempo pacientovy chůze, a tím ovlivňovat výsledek testu (Bastlová et al., 2015).

Testu by měla předcházet krátká rozcvička. Odstartování probíhá pokynem „jděte“ a konec je udán pokynem „zastavte“. Pacient se snaží jít maximální možnou rychlostí po dobu 6 minut na dráze dlouhé 30 m. Vzdálenost je vymezená dvěma kužely. K hodnocení subjektivního vnímání námahy je využívána Borgova škála (6–20). V průběhu testu lze doplňkově sledovat a zaznamenávat tepovou frekvenci a saturaci hemoglobinu kyslíkem. Výstupem testu je vzdálenost v metrech, kterou byl vyšetřovaný schopen za 6 minut ujít (Keus et al., 2014; Neumannová et al., 2014).

7.6 360 Degree Turn Test (360 DTT)

Jedná se o test sloužící k hodnocení dynamické rovnováhy. Vyšetřovaný provádí otočku o 360° kolem své osy těla. Pokynem „ted“ je zahájeno stopování času. Zaznamenáván může být také počet kroků nutný k vykonání otočky. Test je vhodné provádět na obě strany, nejlépe dvakrát za sebou (Dupalová et al., 2017).

7.7 Hodnotící škála Falls Efficacy Scale – International (FES-I)

Škála FES-I (Příloha 4) byla primárně vytvořena za účelem posouzení strachu z pádů u seniorů. Své využití však nachází u širokého spektra diagnóz. Škála má dobrou vypovídající schopnost a hodnotí strach z pádů jak u tělesných, tak u sociálních aktivit. Respondenti mohou FES-I vyplňovat s vyšetřujícím či samostatně. V případě samostatného vyplňování se musí vyšetřující ujistit, že respondent jasně rozumí významům jednotlivých položek. Je dotazováno na 16 konkrétních činností. Respondent odpovídá podle jeho strachu z pádu, který danou činnost doprovází. 1 bod dává činnosti, ze které respondent nemá obavy z pádu vůbec, 2 body v případě, pokud se obává trochu, 3 body obává-li se dost a 4 body, bojí-li se pádu velmi. Zisk 16-19 bodů je vyhodnocován jako přítomnost celkově malé obavy z pádů, zisk 20-27 bodů jako přítomnost celkově mírné obavy z pádů a zisk 28-64 jako přítomnost celkově velké obavy z pádů (Reguli & Svobodová, 2011).

7.8 Biodex Balance System

Jedná se o multiaxiální zařízení určené pro objektivní hodnocení a trénink stability a rovnovážných funkcí vyšetřovaného. Snímání dat je uskutečněno skrze kruhovou

vyšetřovací platformu, na které pacient během vyšetření, či terapie stojí. Platforma může být nastavena buďto v režimu statickém, či v režimu dynamickém. Součástí systému je monitor, který probandovi může poskytovat informace (feedback) o poloze Centre of Pressure v reálném čase (Dawson, Dzurino, Karleskint, & Tucker, 2018; Parraca et al., 2011).

Pro potřeby této práce nás z měření přístrojem Biodex Balance System zajímá zejména Sway Index, který hodnotí míru výkyvů těla pacienta během měření. Čím vyšší je hodnota tohoto indexu, tím více byla osoba během testu nestabilní (Biodex Medical Systems, 2021).

8 CÍLE PRÁCE

8.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem práce je zhodnotit vliv tréninku chůze na chůzovém trenažéru pomocí systému RehaGait Analyzer Pro a klinických testů u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

8.2 Dílčí cíle

Zhodnotit vztah (korelaci) mezi vybranými charakteristikami chůze naměřenými systémem RehaGait Analyzer Pro a vybranými klinickými testy u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

Zhodnotit opakovatelnost vybraných charakteristik chůze u tří po sobě následujících pokusů chůze s využitím systému RehaGait Analyzer Pro u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

Zhodnotit opakovatelnost vybraných klinických testů u dvou, případně tří po sobě následujících pokusů u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

8.3 Výzkumné otázky

V1: Jaký je vztah (korelace) mezi vybranými charakteristikami chůze měřenými systémem RehaGait Analyzer Pro a vybranými klinickými testy u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

V2: Je rozdíl v chůzových charakteristikách naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze v běžné rychlosti u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

V3: Je rozdíl v chůzových charakteristikách naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze v maximální rychlosti u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

V4: Je rozdíl mezi jednotlivými bezprostředně následujícími pokusy klinických testů u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

V5: Jaký je rozdíl mezi rychlostmi naměřenými systémem RehaGait Analyzer Pro a rychlostmi naměřenými při standardní a rychlé variantě 10MWT u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

V6: Jaký je vztah mezi indexem posturálních výkyvů (Sway Index) naměřeným přístrojem Biodex Balance System a běžnou či maximální rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

V7: Jak ovlivňuje trénink chůze na chůzovém trenažéru vybrané charakteristiky chůze naměřené systémem RehaGait Analyzer Pro a výsledky ve vybraných klinických testech u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

9 METODIKA

Realizace výzkumné části práce proběhla v prostorách RRR Centra Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v období od března do června roku 2021. Uskutečnění navrženého výzkumu bylo schváleno Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1). Všichni účastníci byli seznámeni s průběhem výzkumu. Účast byla čistě dobrovolná, z výzkumu bylo možné kdykoli odstoupit.

9.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumu se zúčastnilo celkem 13 účastníků. Jednalo se o pacienty RRR Centra Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, Fakultní nemocnice Olomouc či členy Parkinson klubu Olomouc. Kritéria pro zařazení do výzkumu byla: diagnostikovaná PN či Parkinsonský syndrom, stádium onemocnění 1–4 dle H&Y, kompenzovaný zdravotní stav, orientovanost jedince a jeho schopnost porozumět a vykonat fyzioterapeutovy pokyny, podepsání informovaného souhlasu (Příloha 2). Naopak kritéria pro vyřazení z výzkumu byla absence diagnózy PN či Parkinsonského syndromu, stádium onemocnění 5 dle H&Y, dekompenzovaný zdravotní stav, operace nebo jiná vážná zranění dolních končetin v průběhu posledního roku, neschopnost spolupráce s fyzioterapeutem, nepodepsání informovaného souhlasu.

Celkový soubor pacientů obsahoval 3 ženy a 10 mužů. Průměrný věk celého výzkumného souboru byl $68,7 \pm 9,3$ let. PN byla diagnostikována u 9 zúčastněných, zbylí 4 trpěli Parkinsonským syndromem. Nejkratší trvání onemocnění bylo 1 rok a nejdelší 21 let. Průměrná doba trvání onemocnění napříč výzkumným souborem byla $6,7 \pm 6,3$ let. Průměrná hodnota stadia dle H&Y byla 2,4. Každý z pacientů měl indikovanou farmakoterapii, 3 zúčastnění měli implantovanou DBS. 9 pacientů nevedlo využívání kompenzačních pomůcek. Zbytek (4 pacienti) uvedl buďto každodenní nebo občasné využívání kompenzační pomůcky, přičemž 2 používali vycházkovou hůl, 1 trekové hole a 1 jednu francouzskou berli. První sérii měření podstoupili všichni zúčastnění. Jednotlivé náležitosti měření plnili v závislosti na jejich aktuálním zdravotním stavu. Jeden z probandů v rámci úvodního měření chůzové testy (10MWT, 6MWT, měření systémem RehaGait Analyzer Pro) neabsolvoval z důvodů neschopnosti samostatné chůze bez dopomoci. Všem pacientům byla nabídnuta následná intenzivní terapie. 3 pacienti absolvovali pouze vstupní sérii měření a nabídku terapie odmítli ze zdravotních, časových, případně osobních důvodů. 2 pacienti absolvovali ze zdravotních či časových

důvodů terapii alternativní (kombinace tréninku na CHT s ergometrem, jiná pravidelná pohybová aktivita). 8 pacientů bylo náhodným způsobem rozděleno do terapie vedené na CHT a terapie vedené na přístroji Biodex Balance System. 5 pacientů po úvodním měření pokračovalo do terapie s využitím přístroje Biodex Balance System, která je zpracována v souběžné diplomové práci Bc. Kubiny. Terapii v podobě tréninku na CHT podstoupili celkem 3 pacienti. 1 pacient se zúčastnil terapie v plném rozsahu 8 týdnů. Zbylí 2 absolvovali pouze polovinu plánované terapie (4 týdny). V prvním případě bylo přerušeno z důvodu pobytu v lázních, v případě druhém pacient terapii nestihl dokončit do předem určeného termínu ukončení výzkumu. V průběhu období, kdy se pacienti tréninků účastnili, mohli ve volném čase vykonávat své běžné denní aktivity, tak jak byli zvyklí. Po každých 4 týdnech trvání terapie proběhla kontrolní série měření.

9.2 Průběh měření

Nejprve byla odebrána anamnéza (Příloha 3) a proběhlo vyplnění dotazníku FES-I (Příloha 4). Dále se přistoupilo ke klinickému testování a měření s využitím přístrojů Biodex Balance System a RehaGait Analyzer Pro. Před zahájením výzkumu byla stanovena posloupnost jednotlivých testů a vyšetření za účelem redukce časových prodlev. Sled testů však musel být přizpůsoben aktuálnímu stavu pacientů. Pacient si mohl kdykoli v průběhu měření sednout a odpočinout. V případě únavy bylo měření rozděleno do dvou dní. Pokud pacient nebyl schopný zadaný úkol provést, bylo nutné test, vyšetření vynechat. Použity byly tyto pomůcky: měřicí pásmo, krejčovský metr, kužely, hrnek, židle výšky 50 cm, stopky. Z přístrojů byly využity RehaGait Analyzer Pro, Biodex Balance System a k sledování saturace a tepové frekvence pulzní oxymetr. Měření probíhalo ve spolupráci s Bc. Kubinou, který u části pacientů našeho společného výzkumného souboru posléze vedl balanční trénink s využitím přístroje Biodex Balance System.

Klinické testy

Klinické testy byly uskutečněny v laboratoři RRR Centra a na chodbě Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Prvním klinickým testem byl TUG. Tento test byl proveden ve čtyřech variantách. Dále budou jednotlivé varianty popsány jako TUG standardní, TUG rychlý, TUG manuální a TUG kognitivní. Čas byl měřen stopkami. TUG standardní byl vykonáván v pacientově běžné, subjektivně komfortní rychlosti chůze. Rychlý TUG byl absolvován v subjektivně maximální rychlosti, pacient měl test vykonat tak rychle jak jen to bylo možné a bezpečné, avšak neběžet. V případě

manuální a kognitivní varianty TUG se jednalo o standardní testování se současným duálním úkolem. Úkolem při manuální variantě testu bylo nesení hrnku naplněného přibližně ze tří čtvrtin vodou, úkolem při variantě kognitivní bylo hlasité odčítání zadaného čísla (6,7,8) od čísla 100. Byl zaznamenáván čas vykonání úkolu, v případě kognitivní varianty testu TUG byly zapisovány také počty korektních výpočtů a chyb. Každá varianta testu byla pacientem provedena ve dvou pokusech.

Druhým a třetím klinickým testem byl standardní FRT a FTSST. Pacient FRT vykonával směrem dopředu. Proběhla instruktáž o správném provedení testu. Dosah byl měřen krejčovským metrem. FTSST byl uskutečněn ve dvou pokusech, které byly od sebe odděleny krátkou pauzou. V případě nutnosti si pacient mohl při vstávání dopomoci horními končetinami.

Dalším uskutečněným testem byl 10MWT. Testování proběhlo na trase 14 m. Měřeno bylo středních 10 m. Kužely byly umístěny na nultém, druhém, dvanáctém a čtrnáctém metru. Pacienti danou trasu šli nejprve třikrát v běžné (subjektivně komfortní) rychlosti chůze, následně opět třikrát v jejich rychlé (subjektivně maximální) rychlosti chůze. Čas byl měřen stopkami. Pacient obdržel u rychlé varianty instrukci, aby šel tak rychle, jak jen to je možné, avšak bezpečně. Jednotlivé pokusy byly odděleny krátkou pauzou.

Posledním testem byl standardní 6MWT. Tento test probíhal na dráze dlouhé 30 m. Dráhu vytyčovaly kužely. Před zahájením testu byl pacientovi nasazen oxymetr na ukazováček nedominantní ruky a proběhlo zaznamenání klidových hodnot saturace a tepové frekvence. Poté byl test odstartován. Opakované sledování hodnot saturace a tepové frekvence proběhlo po 2., 4. a 6. minutě. Pacient byl po každé celé minutě informován o časovém průběhu. Průběžně byl zapisován počet zdolaných chodeb. Po dokončení testu byl zaznamenán čas, kdy se saturace a tepová frekvence vrátily ke klidovým hodnotám. Dále pacient odpověděl, jak dle Borgovy škály dušnosti (0–10) a Borgovy škály vnímaného úsilí (6–20) hodnotí proběhlou zátěž.

Doplňkem klinického testování byl 360 DTT. Úkolem bylo otočit se na místě o 360 stupňů, a to jak doprava, tak doleva. Byla hodnocena přítomnost freezingu. Dále byl pomocí stopek měřen čas, za který byl pacient schopen otočku vykonat. Čas byl měřen zvlášť pro otočku doprava a zvlášť pro otočku doleva.

Závěrem proběhlo hodnocení pomocí Three Simple Clinical Tests (Paul et al., 2013).

Měření systémem RehaGait Analyzer Pro

Měření systémem RehaGait Analyzer Pro probíhalo na chodbě fakulty. Před zahájením měření byly v tabletu zadány základní údaje pacienta (jméno, datum narození, výška, pohlaví). Následně byly na pacienta připnuty měřicí senzory. Jejich umístění (Obrázek 4) bylo přesně předdefinováno – na boty (pozice chodidlo – laterální), nad hlezenní klouby (pozice holeň – laterální), nad kolenní klouby (pozice stehno – laterální) a do oblasti bederní páteře ve výšce čtvrtého bederního obratle (pozice kyčel – dorzální). Poté proběhla podle manuálu výrobce kalibrace systému. V případě neúspěšné kalibrace muselo dojít k jejímu opakování. Následně se přistoupilo k samotnému měření. Každý pokus byl odstartován pokynem „jděte“ a ukončen pokynem „zastavte“. V rámci jednotlivých pokusů měl pacient ujít vzdálenost dlouhou 15–20 m. Daný úsek byl vyznačen na začátku a na konci kužely. Vyšetřující šel v průběhu pokusu v blízkosti pacienta. Pacient měl nejdříve za úkol jít třikrát svou běžnou (subjektivně komfortní) rychlostí chůze a následně třikrát rychlou (subjektivně maximální) rychlostí chůze. V případě rychlé chůze dostal pokyn, aby šel tak rychle, jak jen to je možné, avšak bezpečně. Jednotlivé pokusy oddělovala krátká pauza, ve které proběhl transport dat do tabletu. Využití nutných kompenzačních pomůcek (berle) bylo dovoleno. Pacient si mohl dle potřeby mezi jednotlivými pokusy sednout a odpočinout.



Obrázek 5. Systém RehaGait Analyzer Pro (Archiv autora, 2021)

Měření přístrojem Biodex Balance System

Měření na přístroji Biodex Balance System bylo uskutečněno v laboratoři RRR Centra. Před začátkem měření byly v přístroji vyplněny pacientovy základní údaje. Byl nastaven monitor podle výšky pacienta. Všechny testy byly prováděny naboso.

Pacient se postavil na platformu s chodidly vzdálenými na šířku pánve. Následovala kalibrace. Proběhlo odečtení úhlů a souřadnic chodidel ze souřadnicové mřížky platformy. Tyto hodnoty byly posléze využívány pro všechna měření. Horní končetiny měly setrvávat v průběhu celého měření podél těla. Posturální stabilita byla hodnocena režimy testování m-CTSIB a Limits of Stability. Během obou režimů testování zůstávala platforma ve statickém nastavení. Vyšetření muselo být přerušeno v situaci, kdy pacient zvedl chodidlo, upažil či otevřel oči v době, kdy měl být test vykonáván se zavřenými očima. V případě potřeby odpočinku se pacient mohl během vyšetření kdykoli posadit.

9.3 Průběh terapie

Terapie na CHT byla uskutečněna v jedné ze cvičeben RRR Centra. Jednalo se o CHT značky NordicTrack. Celá terapeutická intervence byla plánovaná na 8 týdnů. Celkem se zúčastnili 3 pacienti, z toho 1 absolvoval terapii v plném rozsahu, zbylí 2 podstoupili pouze 4 týdny terapie. Tréninky probíhaly dvakrát až třikrát týdně v závislosti na časových možnostech pacientů. Každá terapeutická jednotka se skládala z rozehřátí v podobě dynamického strečinku (5 minut), tréninku chůze na CHT (27–30 minut) a závěrečného protažení v podobě statického strečinku (5 minut). Držení se opěrných rukojetí bylo v případě potřeby dovoleno. Během každého setkání měl pacient z důvodu aktuálních epidemiologických nařízení nasazený respirátor, a to v celé délce trvání terapeutické jednotky. Účastníci terapie na CHT absolvovali celou sérii měření před zahájením terapie a vždy po 4 týdnech trvání intervence. Navíc u těchto pacientů proběhlo měření systémem RehaGait Analyzer Pro za účelem posouzení okamžitého účinku terapie před prvním řádným tréninkem na CHT a okamžitě po jeho dokončení.

Tréninková jednotka na CHT byla složena ze 7 fází. Úvodní fáze (5 minut) probíhala v pacientově běžné (subjektivně komfortní) rychlosti chůze. Dále následovalo navýšení rychlosti. Před tímto navýšením byli pacienti upozorněni, aby s rychlostním přírůstkem počítali. Navyšování rychlosti probíhalo postupně. Pacient měl sám určit nárůst rychlosti podle pokynu: „řekněte stop u vaší maximální možné rychlosti chůze. V této rychlosti půjdete následujících 4–5 minut“. V případě, kdy došlo k výraznému zhoršení stereotypu chůze, byla rychlost po domluvě mírně snížena, aby byl i při rychlé chůzi zachován adekvátní chůzový stereotyp. Po uplynutí tohoto intervalu, byla rychlost pásu snížena opět na pacientovu běžnou (komfortní rychlost) chůze. V této rychlosti pacient setrval 2,5 minut. Dále následovalo opět zvýšení rychlosti na subjektivní

maximum (4–5 minut), poté snížení na komfortní rychlost (2,5 minut) a znovu navýšení rychlosti (4–5 minut). Po uplynutí posledního rychlého intervalu probíhalo tzv. „vychození“ v pacientově komfortní rychlosti chůze (5 minut).

Náklon trenažéru (incline) byl nastavován individuálně. Ihned po ukončení tréninkové jednotky byl pacient dotázán, jak náročný pro něj trénink byl. K ohodnocení náročnosti tréninku byla využita Borgova škála vnímaného úsilí. Pacient proběhlý trénink hodnotil na stupnici 6–20 bodů (Příloha 5). Ohodnotil-li pacient proběhlý trénink body 6–12 následovalo při dalším setkání navýšení náklonu o 0,5 %. Hodnocení 13–17 bodů znamenalo ponechání náklonu na hodnotě totožné s předchozím tréninkem. Náklon byl snížen o 0,5 % v případě, ohodnotil-li pacient proběhlý trénink 18–20 body.

Pacient měl po celou dobu terapeutické jednotky na ukazováčku své nedominantní ruky připevněný pulzní oxymetr. Saturace a tepová frekvence byly zaznamenány před zahájením terapeutické jednotky a poté průběžně během chůze na trenažéru. Po skončení tréninku se pacient posadil a vyčkal, až jeho saturace a tepová frekvence klesnou na počáteční hodnoty. Během tréninku byla zapisována rychlost, ujitá vzdálenost a náklon trenažéru.

Pacienti byli před zahájením terapie zaškoleni o jejím průběhu. Proběhla slovní instruktáž o bezpečnostních pokynech. Byl předán podrobný popis časového harmonogramu tréninku na CHT, tedy kdy a v jakých intervalech bude střídána chůze v běžné (komfortní) rychlosti a chůze v maximální rychlosti. Pacienti byli předem vyzváni, aby se pokusili o rozložení sil na celý trénink. První terapeutická jednotka byla zkušební. Pacient si poprvé reálně zkusil absolvovat trénink v daných rychlostních intervalech. Podle výsledků a schopností pacienta bylo ve zkušebním tréninku určeno, zdali budou v řádných pokusech pacientovy intervaly v maximální rychlosti trvat 4 nebo 5 minut. Pokud pacient zkušební trénink zvládl, bylo přistoupeno v následujícím setkání k absolvování prvního řádného tréninku. Prvním řádným tréninkem byl započat první týden terapie.



Obrázek 6. Chůzový treňažér využívaný v terapii (Archiv autora, 2021)

9.4 Statistické zpracování dat

Data výsledků jednotlivých měření a anamnestická data týkající se jednotlivých probandů byla přepisována do programu Microsoft Office Excel 2019. O následné statistické zpracování dat se postaral prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D. K vyhodnocení byl využit program Statistica 13. Výsledky závislostí byly statisticky posouzeny pomocí výpočtu Pearsonova korelačního koeficientu na hladině statistické významnosti o hodnotě $p < 0,05$. Korelační koeficient byl posléze interpretován s využitím popisu dle Chráska (2007). Pro statistické posouzení ostatních výsledků byla využita Friedmanova ANOVA s následným poc-hoc Tukeyho testem na hladině statistické významnosti o hodnotě $p < 0,05$. Důvodem zvolení tohoto testu byl malý počet probandů výzkumného souboru a malý počet opakovaných měření.

Pro hodnocení průběhu terapie a vlivu této terapie byly vypracovány grafy, které názorně popisují čtyřtýdenní trvání terapeutické intervence. Účelem těchto grafů je poukázat na změny, které u pacientů účastnících se pravidelných tréninků nastaly. K doplnění je přiložená kazuistika pacienta, který absolvoval terapii v plné délce trvání (8 týdnů).

Dále budou zpracovány a hodnoceny vždy pouze výběry z naměřených dat, které z celkového množství získaných dat vzešly jako statisticky významné ve vztahu k výzkumnému souboru této pilotní studie. Naměřená, ale nepoužitá data bude možné využít v jiných diplomových pracích.

10 VÝSLEDKY

10.1 Výzkumná otázka V1

Jaký je vztah (korelace) mezi vybranými charakteristikami chůze měřenými systémem RehaGait Analyzer Pro a vybranými klinickými testy u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

S využitím Pearsonova korelačního koeficientu s hladinou statistické významnosti o hodnotě $p < 0,05$ byl hodnocen vztah mezi vybranými chůzovými charakteristikami naměřenými systémem RehaGait Analyzer Pro (v běžné a v maximální rychlosti chůze) a vybranými klinickými testy u pacientů s PN ($n=12$). Výběr zkoumaných charakteristik naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro a klinických testů je znázorněn v Tabulce 1 a Tabulce 2. Data byla získána při 1. měření. Pro vyhodnocení výsledků bylo využito přibližné interpretační hodnocení korelačního koeficientu dle Chráska (2007).

Tabulka 1. Vztah mezi vybranými chůzovými charakteristikami měřenými systémem RehaGait Analyzer Pro při běžné rychlosti chůze a vybranými klinickými testy – využití Pearsonova korelačního koeficientu

	10MWTS	10MWTR	TUGS	TUGR	TUGM	TUGK
Trvání dvojkroku	-0,653	-0,815	0,665	0,634	0,627	0,532
Délka dvojkroku	-0,115	-0,077	-0,066	-0,061	0,101	-0,250
Rychlost	0,312	0,462	-0,514	-0,484	-0,297	-0,644
Kadence	0,633	0,799	-0,660	-0,615	-0,608	-0,504

Pokračování tabulky

	FTSST	6MWT	FRT	360DTT L	360 DTT P
Trvání dvojkroku	0,827	-0,356	0,014	0,304	0,177
Délka dvojkroku	0,155	0,253	-0,141	-0,031	-0,006
Rychlost	-0,383	0,539	-0,211	-0,242	-0,124
Kadence	-0,822	0,313	-0,003	-0,238	-0,113

Vysvětlivky: 10MWT – 10 Metre Walk Test, varianta S – standardní, R – rychlá; TUG – Timed Up and Go, varianta S – standardní, R – rychlá, M – manuální, K – kognitivní; FTSST – Five Times Sit to Stand Test; 6MWT – 6 Minute Walk Test; FRT – Functional Reach Test; 360DTT – 360 Degree Turn Test, varianta L – doleva, P – doprava.

Byla zjištěna negativní střední závislost mezi trváním dvojkroku při běžné rychlosti chůze a rychlostí při standardní variantě 10MWT a negativní vysoká závislost mezi trváním dvojkroku a rychlostí při rychlé variantě 10MWT. Z výsledku vyplývá, že pacienti s prodlouženým trváním dvojkroku mají u obou variant 10MWT nižší rychlost. Dále byla vyhodnocena pozitivní střední závislost mezi trváním dvojkroku

a testem TUG v jeho standardní, rychlé a manuální variantě. Mezi trváním dvojkroku a FTSST lze pozorovat pozitivní vysokou závislost. Lze konstatovat, že prodloužené trvání dvojkroku je spojováno s navýšením času, za který byli pacienti schopni test (FTSST, TUG standard, rychlý, manuální) provést.

U délky dvojkroku naměřené při běžné rychlosti chůze nebyl zjištěn v souvislosti s vybranými klinickými testy žádný významný vztah.

Negativní střední závislost byla pozorována mezi běžnou rychlostí a kognitivní variantou testu TUG. Lze tedy říct, že se zvyšující se rychlostí chůze klesá čas, za který byl pacient schopen zmíněný test vykonat.

V případě kadence byla zjištěna pozitivní vysoká závislost s rychlou variantou 10MWT a pozitivní střední závislost se standardní variantou 10MWT. Z toho vyplývá, že pacienti s vyšší kadencí měli zároveň vyšší rychlost u obou variant 10MWT. Negativní střední závislost byla vyhodnocena mezi kadencí a testem TUG ve standardní, rychlé a manuální variantě, čímž lze říct, že s vyšší kadencí se pojí nižší čas, za který byly jednotlivé TUG testy vykonány. Negativní vysoká závislost byla zjištěna pro vztah mezi běžnou rychlostí chůze a dobou trvání FTSST.

Tabulka 2. Vztah mezi vybranými chůzovými charakteristikami měřenými systémem RehaGait Analyzer Pro při maximální rychlosti chůze a vybranými klinickými testy – využití Pearsonova korelačního koeficientu

	10MWTS	10MWTR	TUGS	TUGR	TUGM	TUGK
Trvání dvojkroku	-0,723	-0,903	0,722	0,726	0,717	0,670
Délka dvojkroku	0,248	0,235	-0,258	-0,300	-0,167	-0,488
Rychlost	0,762	0,886	-0,741	-0,765	-0,661	-0,868
Kadence	0,722	0,904	-0,720	-0,706	-0,688	-0,659

Pokračování tabulky

	FTSST	6MWT	FRT	360DTT L	360 DTT P
Trvání dvojkroku	0,833	-0,450	-0,018	0,421	0,288
Délka dvojkroku	-0,130	0,560	0,065	-0,309	-0,264
Rychlost	-0,770	0,771	0,001	-0,530	-0,388
Kadence	-0,848	0,445	-0,029	-0,368	-0,227

Vysvětlivky: 10MWT – 10 Metre Walk Test, varianta *S* – standardní, *R* – rychlá; TUG – Timed Up and Go, varianta *S* – standardní, *R* – rychlá, *M* – manuální, *K* – kognitivní; FTSST – Five Times Sit to Stand Test; 6MWT – 6 Minute Walk Test; FRT – Functional Reach Test; 360DTT – 360 Degree Turn Test, varianta *L* – doleva, *P* – doprava.

V případě chůze v subjektivně maximální rychlosti došlo k zjištění negativní vysoké závislosti mezi trváním dvojkroku a standardní variantou 10MWT a dále také k negativní velmi vysoké závislosti mezi trváním dvojkroku a rychlou variantou 10MWT. Z výsledku vyplývá, že pacienti s prodlouženým trváním dvojkroku mají u obou variant 10MWT nižší rychlost. Pozitivní vysoká závislost byla pozorována mezi trváním dvojkroku a testy TUG s výjimkou kognitivní varianty testu, kde byla naměřena pozitivní střední závislost. Ve vztahu trvání dvojkroku a FTSST byla zjištěna pozitivní vysoká závislost. Prodloužené trvání dvojkroku bylo spojováno s navýšením času, za který byli pacienti schopni test (FTSST, TUG ve všech variantách) provést.

V případě délky dvojkroku naměřené při v maximální rychlosti chůze nebyla zjištěna žádná statisticky významná korelace s některým z klinických testů.

Pozitivní vysoká závislost byla zjištěna mezi maximální rychlostí měřenou pomocí systému RehaGait Analyzer Pro a dosaženou rychlostí během 10MWT v obou variantách, což znamená, že se zvyšující se rychlostí chůze, se zvyšuje také rychlost, ve které pacienti 10MWT vykonali. Ve vztahu rychlosti chůze a testy TUG ve standardní, rychlé a kognitivní variantě, FTSST byla sledována negativní vysoká závislost, mezi rychlostí a TUG v manuální variantě byla pozorována negativní střední závislost. Je tedy možné říct, že se zvyšující se rychlostí chůze klesá čas, za který byl pacient schopen zmíněné testy (FTSST, TUG ve všech variantách) vykonat. V neposlední řadě byla také zjištěna pozitivní vysoká závislost mezi rychlostí chůze a 6MWT, což znamená, že nárůst rychlosti je současně spojen s dosažením větší vzdálenosti v 6MWT.

U kadence byla zaznamenána pozitivní vysoká závislost se standardní variantou 10MWT a pozitivní velmi vysoká závislosti s rychlou variantou 10MWT, z čehož vyplývá, že pacienti s vyšší kadencí měli zároveň vyšší rychlost u obou variant 10MWT. Dále byla zjištěna negativní vysoká závislost mezi kadencí a testy TUG v standardní a rychlé variantě a negativní střední závislost mezi kadencí a testy TUG v manuální a kognitivní variantě. Negativní vysoká závislost byla pozorována také mezi kadencí a FTSST. Lze tedy usoudit, že pacienti s vyšší kadencí dosahují lepších výsledků (snížení času provedení) ve zmíněných testech (FTSST, TUG ve všech variantách).

10.2 Výzkumná otázka V2

Je rozdíl v chůzových charakteristikách naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze v běžné rychlosti u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

Hodnocené charakteristiky chůze: Trvání dvojkroku, délka dvojkroku, rychlost chůze, kadence, stojná fáze LDK a PDK, švihová fáze LDK a PDK, jednooporová fáze LDK a PDK, dvouoporová fáze LDK a PDK, prostorová a temporální variabilita CHC.

Pomocí Friedmanovy ANOVY a post-hoc Tukeyho testu za současného stanovení statisticky významné hladiny o hodnotě $p < 0,05$, došlo ve výzkumném souboru ($n = 12$) ke zjištění statisticky významného rozdílu mezi bezprostředně následujícími pokusy v rychlosti chůze mezi 1. a 3. pokusem, v kadenci mezi 1. a 3. pokusem, dále v jednooporové fázi levé dolní končetiny mezi 1. a 2. pokusem a mezi 1. a 3. pokusem (Tabulka 3). U zbylých charakteristik chůze byla naměřena relativní shoda mezi bezprostředně následujícími pokusy. Největší shoda ($p = 0,946–0,999$) byla naměřena u dvouoporové fáze levé dolní končetiny mezi 2. a 3. pokusem a dále u délky dvojkroku, a to vzájemně mezi všemi třemi pokusy. Celkově bylo provedeno 42 porovnání mezi bezprostředně následujícími pokusy.

Tabulka 3. Porovnání chůzových charakteristik naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze v běžné rychlosti u pacientů s Parkinsonovou nemocí, data z 1. měření – vybrané chůzové charakteristiky se statisticky významným rozdílem

	Parametr 1 M ± SD	Parametr 2 M ± SD	p
Rychlost 1.P a 3.P	1,04 ± 0,13	1,09 ± 0,12	0,011*
Kadence 1.P a 3.P	106,94 ± 7,25	112,09 ± 10,54	0,031*
Jednooporová fáze LDK 1.P a 2.P	35,72 ± 1,78	36,31 ± 1,93	0,009**
Jednooporová fáze LDK 1.P a 3.P	35,72 ± 1,78	36,21 ± 1,90	0,028*

*Vysvětlivky: 1.P, 2.P, 3.P – pořadí pokusů; Parametr 1, 2 – označení pro dva vybrané pokusy; M – průměr; SD – směrodatná odchylka; LDK – levá dolní končetina; p – hodnota hladiny statistické významnosti; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.*

Statisticky významné rozdíly chůzových charakteristik naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze v běžné rychlosti u pacientů s Parkinsonovou nemocí byly nalezeny ve čtyřech případech.

Z celkového počtu provedených porovnání (42) je to 9,52 %. Ve zbylých 90,48 % provedených porovnání nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly mezi bezprostředně následujícími pokusy. Největší rozdíl byl nalezen u jednooporové fáze, a to mezi 1. a 2. pokusem.

10.3 Výzkumná otázka V3

Je rozdíl v chůzových charakteristikách naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze v maximální rychlosti u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

Hodnocené charakteristiky chůze: Trvání dvojkroku, délka dvojkroku, rychlost chůze, kadence, stojná fáze LDK a PDK, švihová fáze LDK a PDK, jednooporová fáze LDK a PDK, dvouoporová fáze LDK a PDK, prostorová a temporální variabilita CHC.

Pomocí Friedmanovy ANOVY a post-hoc Tukeyho testu za současného stanovení statisticky významné hladiny o hodnotě $p < 0,05$ nebyly ve výzkumném souboru ($n=12$) zjištěny žádné statisticky významné rozdíly mezi bezprostředně následujícími pokusy (chůze v maximální rychlosti). U všech zvolených charakteristik byla naměřena relativní shoda mezi jednotlivými pokusy.

10.4 Výzkumná otázka V4

Je rozdíl mezi jednotlivými bezprostředně následujícími pokusy klinických testů u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

Pomocí Friedmanovy ANOVY a post-hoc Tukeyho testu za současného stanovení statisticky významné hladiny o hodnotě $p < 0,05$, došlo ve výzkumném souboru ($n=12$) ke zjištění statisticky významného rozdílu mezi bezprostředně následujícími pokusy v několika klinických testech (Tabulka 4). Výjimkou byl 10MWT v jeho rychlé variantě a TUG manuální. Zde byla naměřena relativní shoda mezi jednotlivými pokusy. U 10MWT v jeho standardní variantě byla nalezena relativní shoda mezi 1. a 2. pokusem a statisticky významný rozdíl mezi 1. a 3. pokusem. Porovnávání mohlo proběhnout pouze u klinických testů, které byly prováděny ve více pokusech. Většina testů byla provedena ve dvou pokusech, třikrát byly provedeny pouze obě varianty 10MWT.

Tabulka 4. Porovnání jednotlivých bezprostředně následujících pokusů klinických testů u jedinců s Parkinsonovou nemocí, data z 1. měření

Klinický test	Parametr 1 M ± SD	Parametr 2 M ± SD	p
TUGS 1.P a 2.P [s]	10,54 ± 4,12	9,87 ± 3,70	0,011*
TUGR 1.P a 2.P [s]	8,50 ± 3,72	8,10 ± 3,51	0,001**
TUGK 1.P a 2.P [s]	13,07 ± 4,83	11,96 ± 4,22	0,031*
TUGM 1.P a 2.P [s]	10,75 ± 4,08	10,48 ± 3,60	0,303
FTSST 1.P a 2.P [s]	13,85 ± 4,04	13,00 ± 4,20	0,039*
10MWTS 1.P a 2.P [m/s]	1,09 ± 0,23	1,14 ± 0,20	0,161
10MWTS 1.P a 3.P [m/s]	1,09 ± 0,23	1,15 ± 0,22	0,047*
10MWTS 2.P a 3.P [m/s]	1,14 ± 0,20	1,15 ± 0,22	0,800
10MWTR 1.P a 2.P [m/s]	1,50 ± 0,27	1,48 ± 0,24	0,940
10MWTR 1.P a 3.P [m/s]	1,50 ± 0,27	1,52 ± 0,28	0,731
10MWTR 2.P a 3.P [m/s]	1,48 ± 0,24	1,52 ± 0,28	0,527

*Vysvětlivky: TUG – Timed Up and Go, varianta S – standardní, R – rychlá, M – manuální, K – kognitivní; 10MWT – 10 Metre Walk Test, varianta S – standardní, R – rychlá; 1.P, 2.P, 3.P – pořadí pokusů; Parametr 1, 2 – označení pro dva vybrané pokusy; M – průměr; SD – směrodatná odchylka; p – hodnota hladiny statistické významnosti; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.*

Statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými bezprostředně následujícími pokusy vybraných klinických testů se našly v pěti případech. Největší rozdíl byl naměřen mezi pokusy rychlé varianty testu TUG. Naopak největší shoda byla naměřena mezi 1. a 2. pokusem rychlé varianty 10MWT.

10.5 Výzkumná otázka V5

Jaký je rozdíl mezi rychlostmi naměřenými systémem RehaGait Analyzer Pro a rychlostmi naměřenými při standardní a rychlé variantě 10MWT u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

Tabulka 5. Porovnání běžné rychlosti chůze naměřené systémem RehaGait Analyzer Pro a běžné rychlosti chůze naměřené při standardní variantě 10MWT, data z 1. měření

	RGv [m/s] M ± SD	10MWTSv [m/s] M ± SD	X %
A	1,19 ± 0,05	0,95 ± 0,02	20
B	1,15 ± 0,06	1,30 ± 0,04	13
C	1,08 ± 0,02	0,96 ± 0,06	11
D	1,04 ± 0,05	1,38 ± 0,05	33
E	1,09 ± 0,05	1,02 ± 0,09	6
F	1,23 ± 0,02	1,45 ± 0,02	18
G	0,93 ± 0,03	1,27 ± 0,11	37
H	0,79 ± 0,02	0,91 ± 0,06	15
CH	1,06 ± 0,02	1,09 ± 0,05	3
I	1,12 ± 0,07	1,01 ± 0,10	10
J	1,04 ± 0,06	0,83 ± 0,07	20
K	1,12 ± 0,01	1,34 ± 0,05	20

Vysvětlivky: A–K – označení pacienta; RGv – průměrná běžná rychlost chůze naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro; 10MWTSv – průměrná běžná rychlost chůze naměřená při standardní variantě 10MWT (10 Metre Walk Test); M – průměr; SD – směrodatná odchylka; X % – porovnání o kolik procent je vyšší/nížší průměrná rychlost 10MWTS než průměrná běžná rychlost RG (zaokrouhлено na celá procenta); zeleně zvýrazněny vyšší hodnoty.

Běžná rychlost chůze naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro se v porovnání s běžnou rychlostí chůze naměřenou při standardní variantě 10MWT liší poměrně výrazně. U sedmi pacientů byla běžná rychlost vyšší při standardní 10MWT. U zbylých pěti pacientů byla běžná rychlost vyšší u měření systémem RehaGait Analyzer Pro. Rozdíly mezi běžnými rychlostmi naměřenými přístrojově v porovnání s rychlostmi naměřenými klinickým 10MWT ve standardní variantě se pohybovaly od 3 % do 37 %.

Tabulka 6. Porovnání maximální rychlosti chůze naměřené systémem RehaGait Analyzer Pro a maximální rychlosti chůze naměřené při rychlé variantě 10MWT, data z 1. měření

	RG v_{max} [m/s] $M \pm SD$	10MWTR v_{max} [m/s] $M \pm SD$	X %
A	1,41 ± 0,03	1,37 ± 0,11	3
B	1,50 ± 0,09	1,70 ± 0,07	13
C	1,44 ± 0,05	1,56 ± 0,17	8
D	1,55 ± 0,01	1,61 ± 0,02	4
E	1,28 ± 0,02	1,29 ± 0,04	1
F	1,70 ± 0,01	1,82 ± 0,06	7
G	1,37 ± 0,06	1,63 ± 0,19	19
H	0,99 ± 0,06	1,19 ± 0,02	20
CH	1,20 ± 0,03	1,32 ± 0,07	10
I	1,45 ± 0,11	1,65 ± 0,07	14
J	1,14 ± 0,02	1,05 ± 0,03	8
K	1,54 ± 0,08	1,83 ± 0,05	19

Vysvětlivky: A–K – označení pacienta; RGv_{max} – průměrná maximální rychlost chůze naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro; $10MWTRv_{max}$ – průměrná maximální rychlost chůze naměřená při rychlé variantě 10MWT (10 Metre Walk Test); M – průměr; SD – směrodatná odchylka; $X\%$ – porovnání, o kolik procent je vyšší/nížší průměrná rychlost 10MWTR než průměrná maximální rychlost RG (zaokrouhleno na celá procenta); zeleně zvýrazněny vyšší hodnoty.

Chůze v maximální rychlosti naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro se v porovnání s chůzí v maximální rychlosti při rychlé variantě 10MWT liší také, avšak o něco méně než v předchozím případě. U deseti pacientů byla rychlost vyšší při 10MWT. Pouze ve dvou případech byla chůze v maximální rychlosti vyšší u měření systémem RehaGait Analyzer Pro. Rozdíly mezi rychlostmi naměřenými přístrojově v porovnání s rychlostmi naměřenými klinickým 10MWT pohybovaly od 1 % do 20 %.

10.6 Výzkumná otázka V6

Jaký je vztah mezi indexem posturálních výkyvů (Sway Index) naměřeným přístrojem Biodex Balance System a běžnou či maximální rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

Pomocí Pearsonova korelačního koeficientu r s hladinou statistické významnosti o hodnotě $p < 0,05$ byl hodnocen vztah mezi indexem posturálních výkyvů (Sway Index) naměřeným přístrojem Biodex Balance System a běžnou či maximální rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro (Tabulka 7). Pro rychlosti naměřené systémem RehaGait Analyzer Pro, a pro indexy posturálních výkyvů naměřené přístrojem Biodex Balance System ($n=12$), byl jako signifikantní vyhodnocen vztah mezi běžnou rychlostí chůze a indexem posturálních výkyvů naměřeným při viditelném Centre of Pressure a dále také vztah mezi indexem posturálních výkyvů naměřeným se zavřenými očima a maximální rychlostí chůze. Významná souvislost nebyla zjištěna mezi indexem posturálních výkyvů naměřeným s otevřenými očima při neviditelném Centre of Pressure a chůzí běžnou či s maximální rychlostí. Pro vyhodnocení výsledků bylo využito přibližné interpretační hodnocení korelačního koeficientu dle Chráska (2007).

Tabulka 7. Vztah mezi indexem posturálních výkyvů (Sway Index) naměřeným přístrojem Biodex Balance System a běžnou či maximální rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro.

	SI COP	SI NCOP	SI NCOP ZO
RG v	-0,633	-0,119	-0,439
RG v_{max}	-0,249	-0,073	-0,605

Vysvětlivky: *SI COP* – Sway Index měřený při viditelném Center of Pressure; *SI NCOP* – Sway Index měřený při neviditelném Center of Pressure; *SI NCOP ZO* – Sway Index měřený se zavřenými očima při neviditelném Center of Pressure; *RG v* – průměrná běžná rychlost chůze naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro; *RG v_{max}* – průměrná maximální rychlost chůze naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro.

Mezi běžnou rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro a indexem posturálních výkyvů naměřeným přístrojem Biodex Balance System při viditelném Centre of Pressure je pozorována negativní střední závislost. Běžná

rychlost je tím vyšší, čím nižší je index posturálních výkyvů. Negativní střední závislost byla dále také zjištěna mezi indexem posturálních výkyvů naměřeným se zavřenými očima a maximální rychlostí chůze. Čím je index posturálních výkyvů měřený se zavřenými očima nižší, tím je vyšší maximální rychlost chůze.

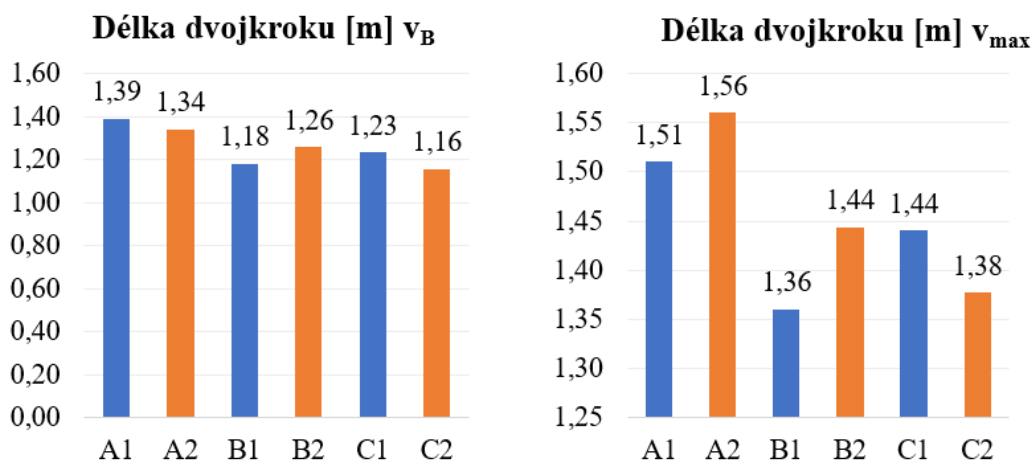
10.7 Výzkumná otázka V7

Jak ovlivňuje trénink chůze na chůzovém trenážeru vybrané charakteristiky chůze naměřené systémem RehaGait Analyzer Pro a výsledky ve vybraných klinických testech u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

Pozorované charakteristiky chůze: délka dvojkroku při běžné a maximálně rychlé chůzi, trvání dvojkroku při běžné a maximálně rychlé chůzi, rychlost běžné a maximálně rychlé chůze, kadence při běžné a maximálně rychlé chůzi.

Pozorované klinické testy: 10MWT ve standardní a rychlé variantě, TUG ve standardní, rychlé, manuální a kognitivní variantě, FTSST, 6MWT, FRT.

Graf 1. a 2. Porovnání výsledků z 1. a 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenážeru) – délka dvojkroku naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro při běžné a při maximální rychlosti chůze

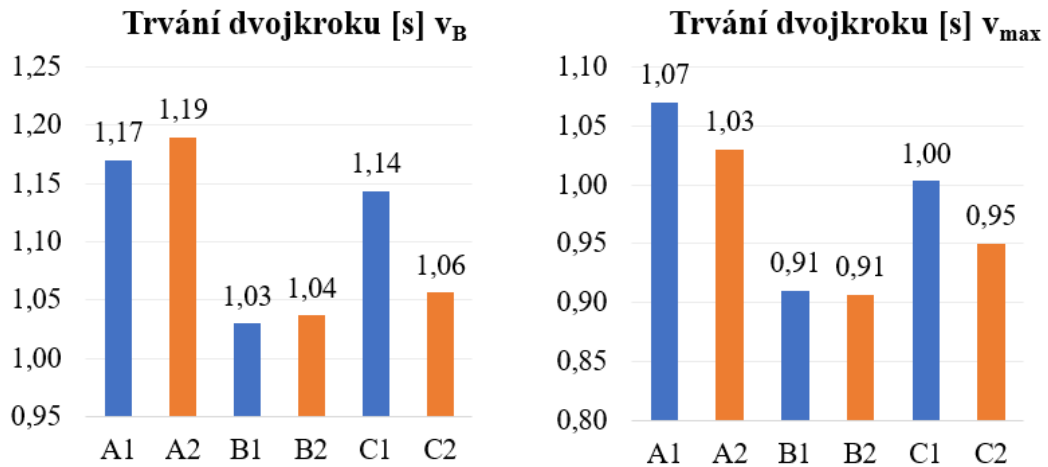


Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; 1 – měření první; 2 – měření druhé po 4 týdnech terapie; v_B – běžná rychlost; v_{max} – maximální rychlosti.

Délka dvojkroku při běžné rychlosti chůze se v porovnání s 1. měřením změnila u všech pacientů pouze nepatrně. Ve dvou případech došlo k mírnému zkrácení délky dvojkroku, u pacienta A o 3,60 % (5 cm) a v případě pacienta C o 5,69 % (7 cm). Pacient B měl u 2. měření dvojkrok prodloužen o 6,78 % (8 cm). Při maximálně rychlé chůzi nastalo ve dvou případech prodloužení délky dvojkroku, u pacienta A o 3,31 % (5 cm),

u pacienta B o 5,88 % (8 cm). Zkrácení délky dvojkroku vykazoval pacient C, a to o 4,17 % (6 cm).

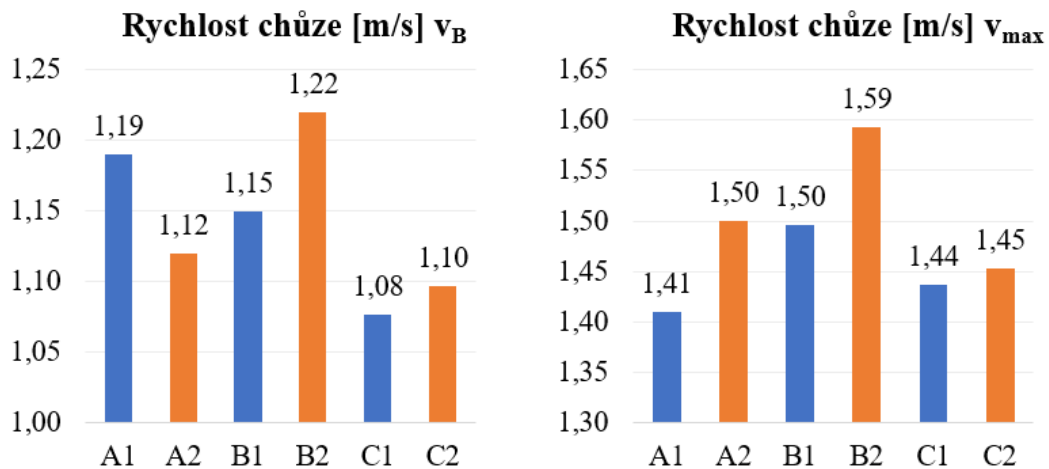
Graf 3. a 4. Porovnání výsledků z 1. a 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenážeru) – trvání dvojkroku naměřené systémem RehaGait Analyzer Pro při běžné a při maximální rychlosti chůze



Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; 1 – měření první; 2 – měření druhé po 4 týdnech terapie; v_B – běžná rychlost; v_{max} – maximální rychlost.

Trvání dvojkroku u běžné rychlosti chůze se ve dvou případech prodloužilo, u pacienta A o 1,71 % (0,02 s) a u pacienta B o 0,97 % (0,01 s). V jednom případě, u pacienta C, došlo ke zkrácení doby trvání dvojkroku o 7,02 % (0,08 s). Při chůzi v maximální možné rychlosti došlo ve dvou případech ke zkrácení trvání dvojkroku, u pacienta A o 3,74 % (0,04 s), u pacienta C o 5,00 % (0,05 s). Pacient B nevykazoval žádnou změnu.

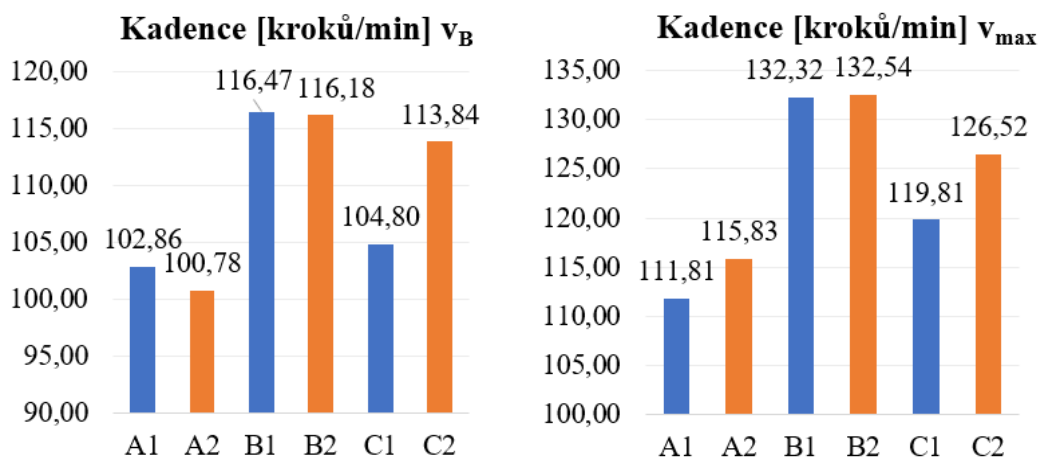
Graf 5. a 6. Porovnání výsledků z 1. a 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru) – rychlost chůze naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro při běžné a při maximální rychlosti chůze



Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; 1 – měření první; 2 – měření druhé po 4 týdnech terapie; v_B – běžná rychlost; v_{max} – maximální rychlosti.

Rychlost běžné chůze se u pacienta A snížila o 5,88 % (0,07 m/s). Naopak k navýšení běžné rychlosti chůze došlo o 6,09 % (0,07 m/s) u pacienta B a o necelé 1,85 % (0,02 m/s) u pacienta C. V případě maximální rychlosti chůze došlo u všech účastníků terapie k navýšení původní rychlosti, u pacienta A o 6,28% (0,09m/s), u pacienta B o 6,00 % (0,09 m/s), u pacienta C o 0,69 % (0,01 m/s).

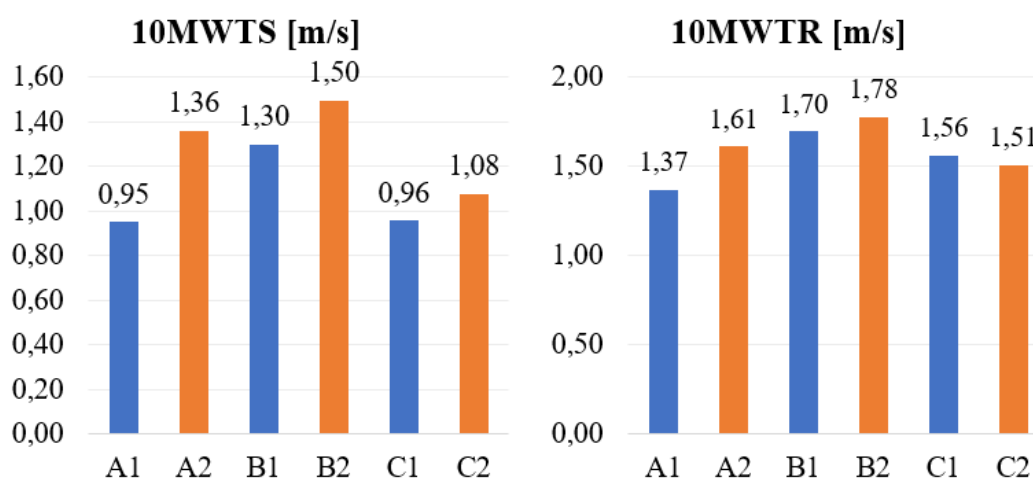
Graf 7. a 8. Porovnání výsledků z 1. a 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru) – kadence naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro při běžné a při maximální rychlosti chůze



Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; 1 – měření první; 2 – měření druhé po 4 týdnech terapie; v_B – běžná rychlost; v_{max} – maximální rychlost.

Kadence při běžné rychlosti chůze ve dvou případech mírně klesala, u pacienta A o 2,03 % (2,08 kroků/min), u pacienta B nepatrně o 0,25 % (0,29 kroků/min). Naopak k navýšení kadence došlo u pacienta C, a to o 8,63 % (9,04 kroků/min). U rychlé chůze došlo ve všech případech k zvýšení kadence, u pacienta A asi o 3,60 % (4,02 kroků/min) a u pacienta C o 5,60 % (6,71 kroků/min). Změna v kadenci pacienta B byla zanedbatelná (+0,17 %).

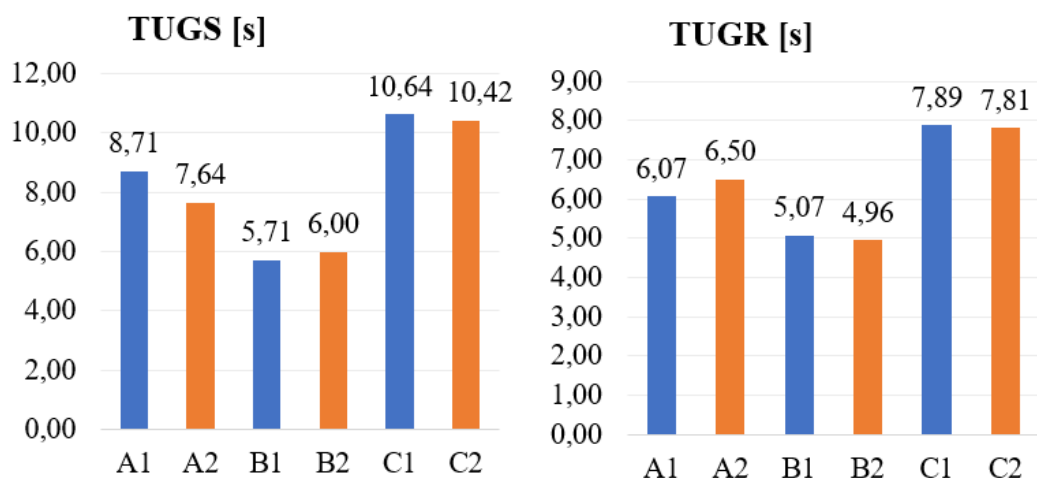
Graf 9. a 10. Porovnání výsledků z 1. a 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru) – 10MWT ve standardní a rychlé variantě



Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; 1 – měření první; 2 – měření druhé po 4 týdnech terapie; 10MWT – 10 Metre Walk Test, varianta S – standardní, R – rychlá.

Rychlost, za kterou zvládli pacienti klinický test 10MWT ve standardní variantě, se ve všech případech zvýšila. U pacienta A se rychlost oproti 1. měření zvýšila o 43,16 % (0,41 m/s), u pacienta B o 15,38 % (0,20 m/s) a u pacienta C o 12,50 % (0,12 m/s). U rychlé varianty 10MWT se rychlost zvýšila u dvou pacientů, v případě pacienta A o 17,52 % (0,25 m/s), v případě pacienta B o 4,71 % (0,08 m/s). Mírné zhoršení nastalo u pacienta C, kde došlo ke snížení rychlosti o 3,21 % (0,05 m/s).

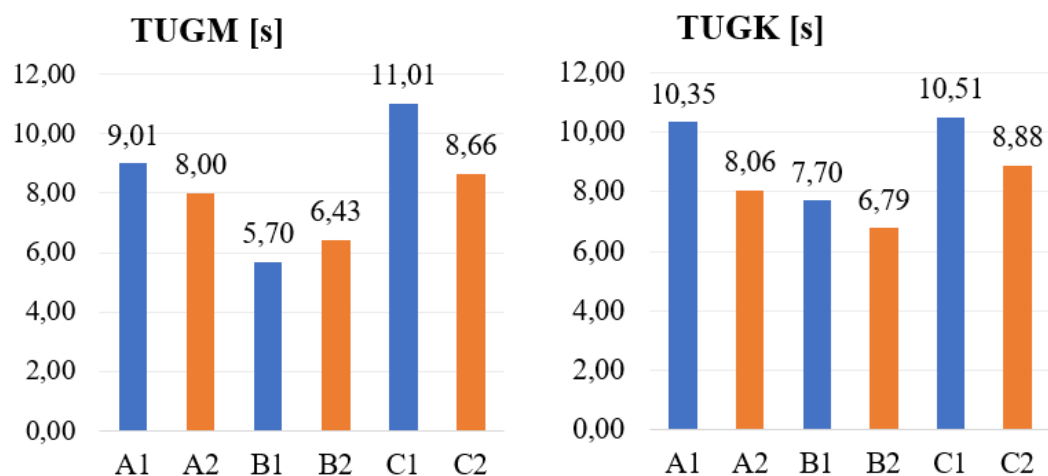
Graf 11. a 12. Porovnání výsledků z 1. a 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru) – TUG ve standardní a rychlé variantě



Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; 1 – měření první; 2 – měření druhé po 4 týdnech terapie; TUG – Timed Up and Go, varianta S – standardní, R – rychlá.

Čas provedení standardní varianty TUG se ve dvou případech snížil a v jednom navýšil. U pacienta A došlo ke snížení o 12,28 % (1,07 s) a u pacienta C o 2,07 % (0,22 s). U pacienta B nedošlo ke zlepšení, čas provedení byl navýšen o 5,08 % (0,29 s). V případě rychlé varianty TUG došlo u pacientů B a C k mírnému zkrácení času provedení, u pacienta B o 2,17 % (0,11 s), u pacienta C o 1,01 % (0,08 s). Čas provedení testu pacienta A se oproti prvnímu měření navýšil o 7,08 % (0,43 s).

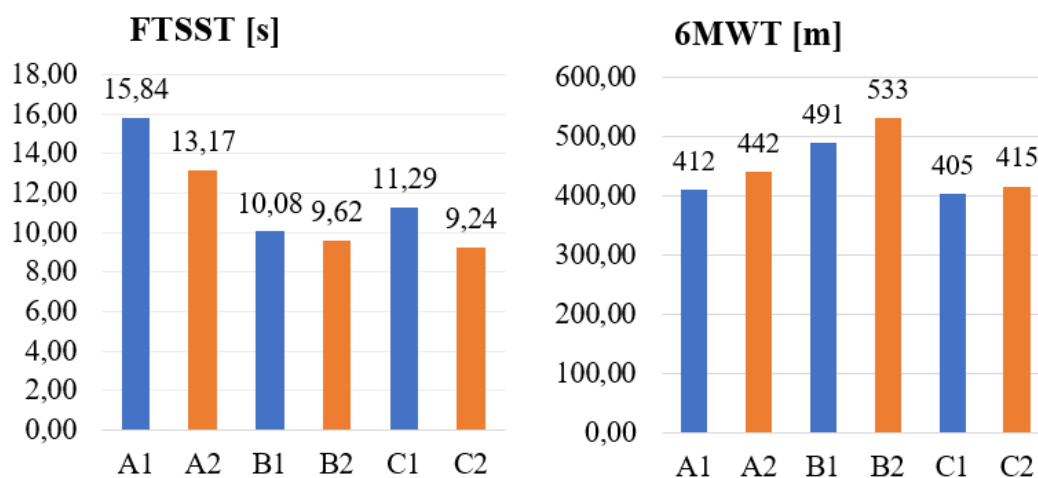
Graf 13. a 14. Porovnání výsledků z 1. a 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru) – TUG v manuální a kognitivní variantě



Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; 1 – měření první; 2 – měření druhé po 4 týdnech terapie; TUG – Timed Up and Go, varianta M – manuální, K – kognitivní.

Čas provedení manuální varianty TUG se ve dvou případech snížil a v jednom zvýšil. Ke snížení času provedení došlo u pacienta A, a to o 11,21 % (1,01 s), dále pak u pacienta C, kde byl čas snížen o 21,34 % (2,35 s). V případě pacienta B došlo k prodloužení času provedení o 12,81 % (0,73 s). U kognitivní varianty testu TUG bylo naměřeno zlepšení u všech pacientů, u pacienta A byl čas provedení snížen o 22,13 % (2,29 s), u pacienta B o 11,82 % (0,91 s) a u pacienta C o 15,51 % (1,63 s).

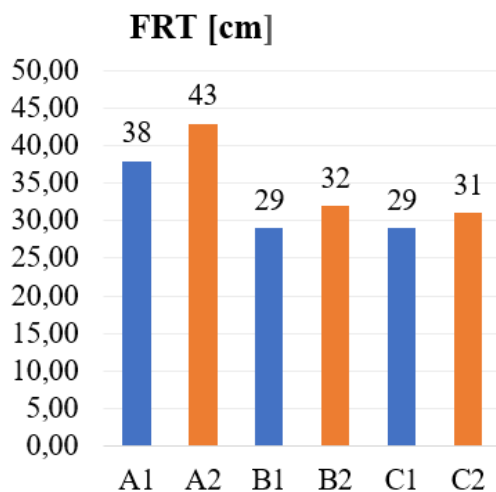
Graf 15. a 16. Porovnání výsledků z 1. a 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenážeru) – FTSSST a 6MWT



Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; 1 – měření první; 2 – měření druhé po 4 týdnech terapie; FTSSST – Five Times Sit to Stand Test; 6MWT – 6 Minute Walk Test.

V případě FTSSST bylo během druhého měření dosaženo v porovnání s měřením prvním ve všech případech zlepšení, čas provedení se snížil. U pacienta A se čas zkrátil o 16,86 % (2,67 s), u pacienta B o 4,56 % (0,46 s) a u pacienta C byl čas zkrácen o 18,16 % (2,05 s). Zlepšení nastalo také u 6MWT, kdy se u všech pacientů prodloužila vzdálenost, kterou byli pacienti schopni během testu ujít. Pacient A ušel vzdálenost delší o 7,28 % (30 m), pacient B o 8,55 % (42 m) a pacient C přibližně o 2,47 % (10 m).

Graf 17. Porovnání výsledků z 1. a 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenážeru) – FRT



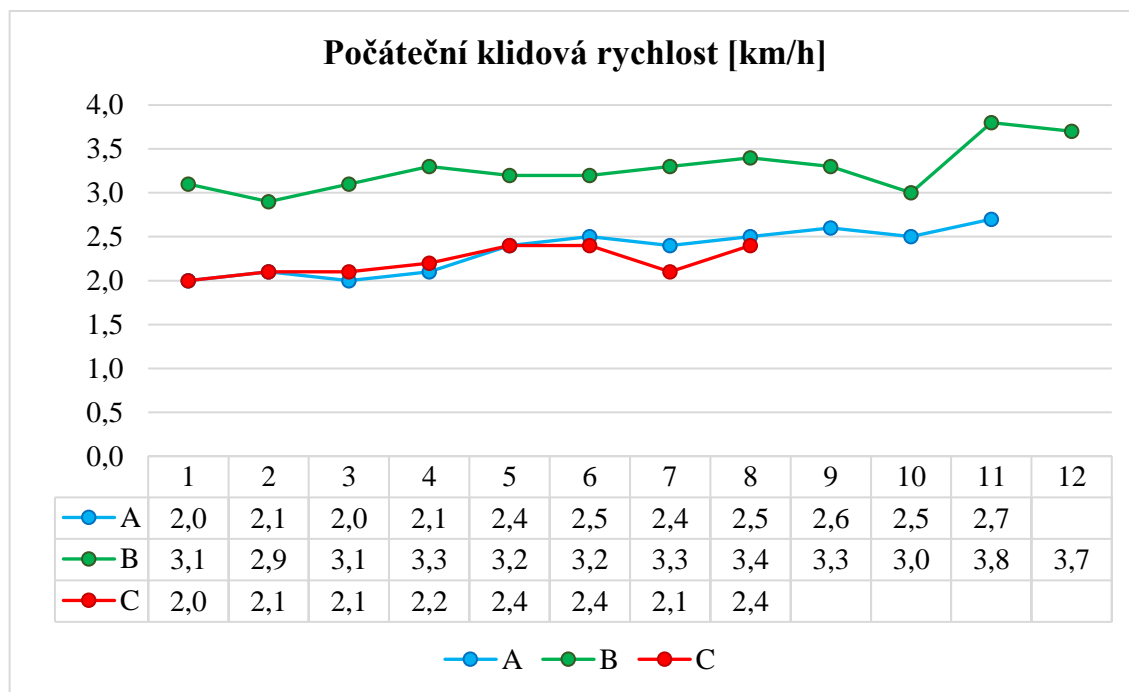
Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; 1 – měření první; 2 – měření druhé po 4 týdnech terapie; FRT – Functional Reach Test.

Výsledek FRT byl v porovnání s prvním měřením u všech pacientů zlepšen. Pacient A byl schopen dosáhnout dál o 13,16 % (5 cm), pacient B o 10,34 % (3 cm) a pacient C o 6,90 % (2 cm).

11 ZÁZNAMY Z TRÉNINKOVÝCH JEDNOTEK

Následující grafy budou znázorňovat ve zkratce průběh terapie na CHT. Každý z pacientů absolvoval různý počet terapeutických jednotek v závislosti na tom, zda docházel na tréninky dvakrát či třikrát týdně. Grafy zachycují průběh terapie v délce trvání 4 týdnů, jeden z pacientů (pacient A) v docházce dále pokračoval a terapii dokončil v plné míře (8 týdnů). Průběh celé jeho osmítýdenní terapie bude dále popsán v rámci doplňkové kazuistiky. Počáteční klidová rychlost je definována jako pacientem určená klidová, komfortní rychlost chůze v prvních pěti minutách trvání tréninku na CHT (Graf 18). Za maximální rychlost je považována nejvyšší rychlost dosažená během terapeutické jednotky, ve které byl pacient schopen absolvovat jeden celý rychlostní interval (Graf 19). Vzdáleností je myšlená dráha, kterou pacient v terapeutické jednotce na trenažéru ušel (Graf 20). Rychlosti budou dále udávány v zaokrouhlení na jedno desetinné místo, jelikož byly takto zaokrouhlovány systémem námi využitého CHT. Pacient A absolvoval v průběhu čtyř týdnů 11 tréninků, pacient B podstoupil 12 tréninků, v případě pacienta C se jednalo o 8 absolvovaných tréninků.

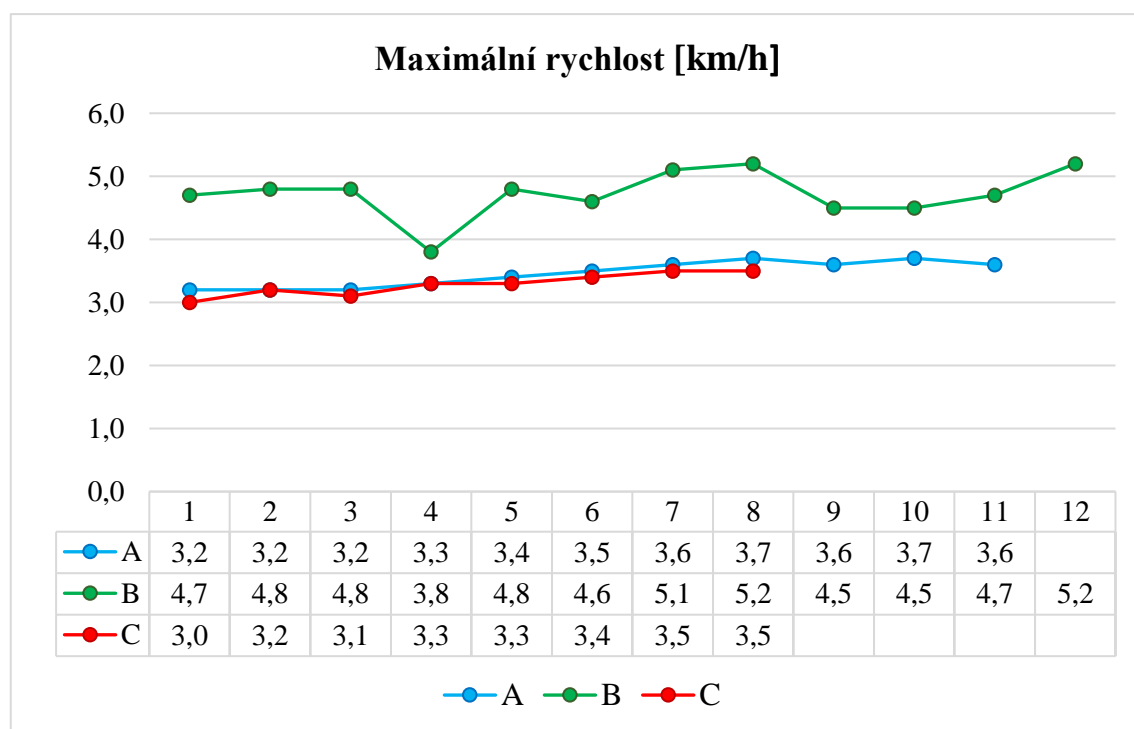
Graf 18. Průběh terapie na chůzovém trenažéru – počáteční klidová rychlost v průběhu čtyř týdnů



Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; vodorovná osa 1–12 – pořadí jednotlivých tréninkových jednotek.

Z grafu vyplývá, že s průběhem terapie došlo u všech pacientů k navýšení počáteční klidové rychlosti chůze na CHT. Nejvýraznější nárůst této rychlosti byl zaznamenán u pacienta A. Během čtyřtýdenní intervence se jeho klidová rychlost chůze na trenažéru zvýšila o 35,00 % (0,7 km/hod). Druhého největšího rychlostního přírůstku bylo dosaženo u pacienta C. Rychlost chůze tohoto pacienta se zvedla o 20,00 % (0,4 km/hod). O něco méně výrazné zlepšení nacházíme u pacienta B, kde došlo k navýšení původní klidové rychlosti o 19,35 % (0,6 km/hod). V případě pacienta A docházelo v průběhu terapie k postupnému navyšování rychlosti. U pacientů B a C probíhalo navyšování počáteční klidové rychlosti méně harmonicky, bylo doprovázeno občasnými výkyvy v podobě rychlostního poklesu.

Graf 19. Průběh terapie na chůzovém trenažéru – maximální rychlost v průběhu čtyř týdnů

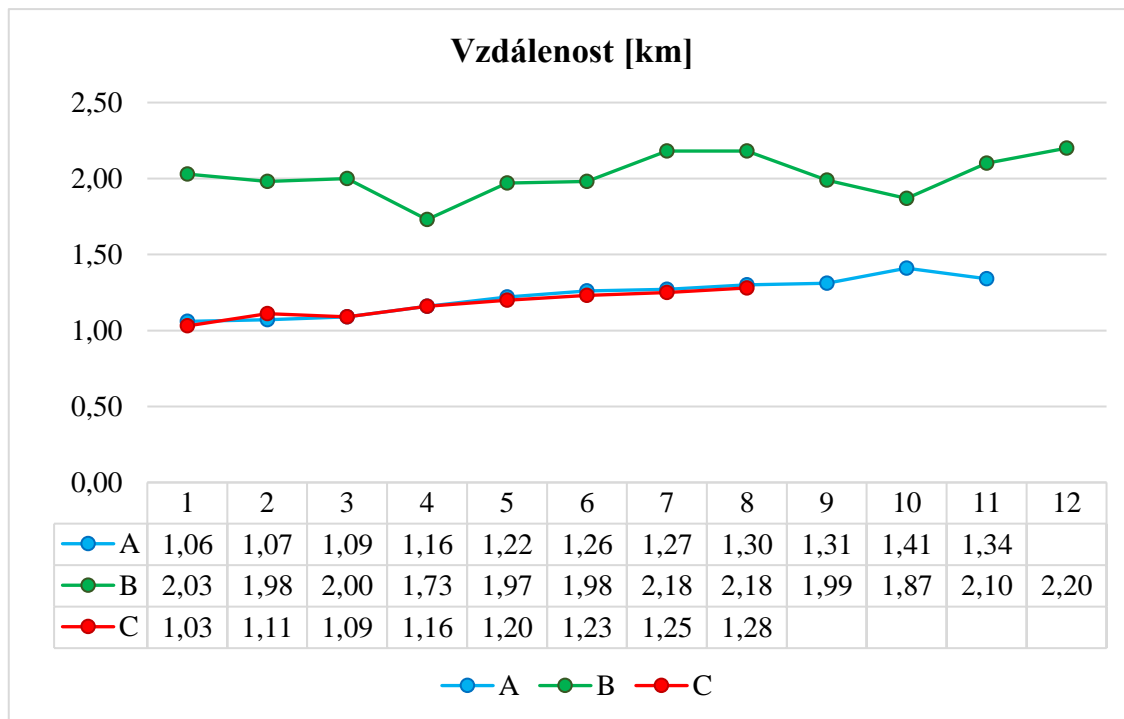


Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; vodorovná osa 1–12 – pořadí jednotlivých tréninkových jednotek.

V případě rychlosti maximální pacienti taktéž vykazovali zlepšení po 4 týdnech trvání terapie. Pacient A navýšil svou maximální rychlost chůze na CHT o 12,50 % (0,4 km/hod), pacient B o 10,64 % (0,5 km/hod). Nejvyššího rychlostního přírůstku bylo dosaženo u pacienta C, kde se maximální rychlost chůze navýšila o 16,67 % (0,5 km). U pacientů A a C lze pozorovat víceméně stabilní průběh terapie, bez rychlostních

výkyvů. Průběh terapie pacienta B je v porovnání s průběhy terapií výše zmíněných pacientů méně harmonický, postupný nárůst rychlostí byl doprovázen tréninky s horšími výkony.

Graf 20. Průběh terapie na chůzovém trenažéru – dosažená vzdálenost v průběhu čtyř týdnů



Vysvětlivky: A, B, C – označení pacienta; vodorovná osa 1–12 – pořadí jednotlivých tréninkových jednotek.

Vzdálenost, kterou byli pacienti schopni během tréninkové jednotky ujit se taktéž zlepšila ve všech případech. Pacient A během tréninku ušel o 26,42 % (280 m) více než na začátku terapie, pacient B se zlepšil o 8,37 % (170 m) a pacient C o 24,27 % (250 m). Tréninky pacientů A a C poukazují v souvislosti se zdolanou vzdáleností na poměrně stabilní průběh terapie. S trváním terapeutického období u těchto pacientů docházelo k postupnému prodlužování zdolané vzdálenosti. Rozdíl je opět u pacienta B, kde lze pozorovat mírně nestabilní průběh. Nárůst dosažené vzdálenosti byl prokládán tréninky, kdy pacient urazil vzdálenost o něco menší než v předchozích setkáních.

12 KAZUISTIKA

Základní údaje: muž, 78 let, 178 cm, 82 kg, BMI 25,9

Diagnóza, doba trvání onemocnění: Parkinsonský syndrom, 2 roky

Stadium H&Y: stadium 1, výraznější postižení pravé strany

Přidružená onemocnění: varixy, stav po prostatektomii (2020)

Medikace: Isicom (co 4 hodiny, vždy v 7, 11, 15, 19 hod.), Detralex

Subjektivně vnímané příznaky onemocnění, aktuální pohybová aktivita: pacient udává přítomnost mírných poruch rovnováhy (zejména při náročnějších činnostech jako je např. stoj na jedné noze) a občasných zárazů během pohybu (freezing), býval přítomen mírný pravostranný tremor (nyní se však již pár měsíců nevyskytuje), potíže při chůzi (rytmus vnímán jako nepravidelný), chůze je celkově náročnější než dřív. Denně ujde přibližně 5–7 km. Kompenzační pomůcky nevyužívá. Schody zvládá bez obtíží.

Pády, historie pádů, FES-I: pády neudává. V hodnocení FES-I dosahuje skóre 18 bodů, což je popisováno jako přítomnost celkově malé obavy z pádů.

ON/OFF: fluktuace nejsou, konstantní ON

Průběh měření: měření bylo uskutečněno dle schématu popsaného v metodice.

Terapie: terapie probíhala rovněž podle popsaného metodického schématu, přičemž vzhledem k věku pacienta a jeho funkčním schopnostem trval každý interval v subjektivně maximální rychlosti 4 minuty. Následně budou předloženy záznamy průběhu prvního řádného tréninku, tréninků po 2, 4 a 8 týdnech trvání terapie.

Tabulka 8. Záznam průběhu prvního tréninku

Čas záznamu	v (km/hod)	SO ₂ (%)	TF (tep/min)	s (km)
0. minuta	–	97	76	–
5. minuta	2,0	97	87	0,16
9. minuta	2,9	97	97	0,34
11,5. minuta	2,0	97	91	0,42
15,5. minuta	3,0	97	101	0,61
18. minuta	2,0	98	94	0,70
22. minuta	3,2	97	101	0,90
27. minuta	2,0	98	97	1,06
Náklon: 1 %		SO ₂ +TF Návrat (s): 190		

Vysvětlivky: v – rychlost; SO₂ – saturace hemoglobinu kyslíkem; TF – tepová frekvence; s – dráha (absolvovaná vzdálenost); SO₂+TF Návrat – čas v sekundách, za který došlo k návratu tepové frekvence a saturace k počátečním hodnotám.

Tabulka 9. Záznam průběhu tréninku, 2 týdny po zahájení terapie

Čas záznamu	v (km/hod)	S _O ₂ (%)	TF (tep/min)	s (km)
0. minuta	–	99	78	–
5. minuta	2,4	98	93	0,18
9. minuta	3,3	98	97	0,40
11,5. minuta	2,5	98	96	0,49
15,5. minuta	3,3	98	102	0,70
18. minuta	2,5	99	97	0,80
22. minuta	3,4	97	104	1,02
27. minuta	2,5	99	102	1,22
Náklon: 1 %		S _O ₂ +TF Návrat (s): 180		

Tabulka 10. Záznam průběhu tréninku, 4 týdny po zahájení terapie

Čas záznamu	v (km/hod)	S _O ₂ (%)	TF (tep/min)	s (km)
0. minuta	–	96	84	–
5. minuta	2,7	99	97	0,22
9. minuta	3,4	98	104	0,43
11,5. minuta	2,8	98	98	0,53
15,5. minuta	3,5	99	110	0,78
18. minuta	2,8	98	103	0,90
22. minuta	3,6	98	107	1,11
27. minuta	2,8	97	102	1,34
Náklon: 1,5 %		S _O ₂ +TF Návrat (s): 180		

Tabulka 11. Záznam průběhu tréninku, 8 týdnů po zahájení terapie

Čas záznamu	v (km/hod)	S _O ₂ (%)	TF (tep/min)	s (km)
0. minuta	–	99	74	–
5. minuta	2,7	99	90	0,20
9. minuta	3,6	98	102	0,43
11,5. minuta	2,7	99	96	0,53
15,5. minuta	3,7	99	103	0,77
18. minuta	2,8	97	96	0,89
22. minuta	3,7	99	108	1,13
27. minuta	2,8	97	99	1,38
Náklon: 1,5 %		S _O ₂ +TF Návrat (s): 150		

Vysvětlivky pro Tabulky 9.–11.: v – rychlost; S_O₂ – saturace hemoglobinu kyslíkem; TF – tepová frekvence; s – dráha (absolvovaná vzdálenost); S_O₂+TF Návrat – čas v sekundách, za který došlo k návratu tepové frekvence a saturace k počátečním hodnotám.

Hodnocení průběhu terapie na chůzovém trenažéru

Ze záznamů průběhu tréninků na CHT je patrné zlepšení subjektivně komfortní i maximální rychlosti chůze. S tímto rychlostním přírůstkem se pojí také vzdálenost, kterou pacient na CHT ušel. Pacient s postupujícím trváním terapie zvládal větší náklon (incline) trenažéru. Původní počáteční komfortní rychlost chůze na trenažéru byla 2,0 km/hod. Po 8 týdnech trvání terapie došlo k jejímu navýšení na 2,7 km/hod. U subjektivně maximální rychlosti na trenažéru se jednalo o změnu z 3,2 km/hod na 3,7 km/hod. Vzdálenost, kterou byl schopen pacient na trenažéru ujít, se zvýšila z původních 1,06 km na 1,38 km. Nejmarkantnější nárůst rychlostí a zdoláných vzdáleností byl po 4 týdnech trvání terapie. Poté následovalo pouze minimální zlepšování. Hodnoty saturace a tepové frekvence se po celých 8 týdnů trvání terapie držely v přibližně totožných hodnotách. Kolísání bylo jen nepatrné. S průběhem terapie se však snižoval čas návratu saturace a tepové frekvence ke klidovým hodnotám, a to z původních 190 s na konečných 150 s.

Výsledky proběhlých měření

Dále budou popsány výsledky klinického testování a měření systémem RehaGait Analyzer Pro (úvodní měření, měření po 4 týdnech terapie na CHT a měření po 8 týdnech terapie na CHT) a jejich procentuální porovnání, tedy rozdíl mezi měřeními prvním a druhým (po 4 týdnech terapie na CHT) a mezi měřeními druhým a třetím (po 8 týdnech terapie na CHT). Tabulky obsahují všechna měření a jejich porovnání. Dále budou slovně popsány a shrnuty pouze výsledky, které poukazují na výraznější změnu pozorovaných charakteristik chůze, tedy došlo-li u dané charakteristiky po čtyřech týdnech trvání terapie ke změně o velikosti alespoň 2 %.

Tabulka 12. Výsledky 1. měření, 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru) a 3. měření (po 8 týdnech terapie na chůzovém trenažéru), měřeno systémem RehaGait Analyzer Pro při běžné rychlosti chůze – porovnání naměřených hodnot

Charakteristika chůze	Měření 1 M ± SD	Měření 2 M ± SD	Měření 3 M ± SD	X1a2 %	Y2a3 %
Trvání dvojkroku [s]	1,17 ± 0,01	1,19 ± 0,01	1,13 ± 0,02	1,71	-5,04
Délka dvojkroku [m]	1,39 ± 0,05	1,34 ± 0,01	1,44 ± 0,02	-3,60	7,46
Rychlost chůze [m/s]	1,19 ± 0,05	1,12 ± 0,03	1,27 ± 0,03	-5,88	13,39
Kadence [kroků/min]	102,86 ± 0,78	100,78 ± 1,07	105,91 ± 1,53	-2,02	5,09
Stojná fáze LDK [%]	63,66 ± 0,46	63,28 ± 0,47	63,91 ± 0,36	-0,60	1,00
Stojná fáze PDK [%]	64,22 ± 0,45	64,28 ± 0,09	64,82 ± 0,10	0,09	0,84
Švihová fáze LDK [%]	36,34 ± 0,46	36,72 ± 0,47	36,09 ± 0,36	1,05	-1,72
Švihová fáze PDK [%]	35,78 ± 0,45	35,72 ± 0,09	35,18 ± 0,10	-0,17	-1,51
Jednooporová fáze LDK [%]	35,78 ± 0,43	35,70 ± 0,06	35,16 ± 0,14	-0,22	-1,51
Jednooporová fáze PDK [%]	36,33 ± 0,48	36,74 ± 0,48	36,13 ± 0,30	1,13	-1,66
Dvouoporová fáze LDK [%]	14,91 ± 0,71	15,31 ± 0,52	15,13 ± 0,82	2,68	-1,18
Dvouoporová fáze PDK [%]	12,85 ± 0,54	12,42 ± 0,25	13,69 ± 0,44	-3,35	10,23
Prostorová variabilita CHC	3,35 ± 0,44	3,57 ± 0,77	2,38 ± 0,42	6,57	-33,33
Temporální variabilita CHC	1,74 ± 0,41	2,66 ± 0,84	2,18 ± 1,14	52,87	-18,05

Vysvětlivky: Měření 1 – úvodní měření; Měření 2 – měření po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru; Měření 3 – měření po 8 týdnech terapie na chůzovém trenažéru; X1a2 – porovnání, o kolik procent je vyšší/nížší výsledek 2. měření než výsledek 1. měření; Y2a3 – porovnání, o kolik procent je vyšší/nížší výsledek 3. měření než výsledek 2. měření; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; CHC – chůzový cyklus; M – průměr; SD – směrodatná odchylka.

U výsledků měření systémem RehaGait Analyzer Pro při běžné rychlosti chůze lze pozorovat prodloužení doby trvání dvojkroku v porovnání s 1. měření (+1,71 %). Následně však byla u 3. měření (v porovnání s měřením 2) doba trvání dvojkroku zkrácena (-5,04 %). Dvojkrok se u 2. měření zkrátil (-3,60 %), následně u 3. měření došlo k jeho prodloužení (+7,46 %). Rychlost běžné chůze byla v porovnání s 1. měřením u 2. měření nižší (-5,88 %). Během 3. měření byl však zjištěn v porovnání s měřením předchozím rychlostní přírůstek (+13,39 %). U kadence se situace vyvíjela podobně, po 4 týdnech trvání terapie byl zaznamenán pokles kadence (-2,02 %), následně bylo u třetího měření zjištěno její navýšení (+5,09 %). Dvouoporová fáze LDK se po 4 týdnech trvání terapie prodloužila (+2,68 %), následně bylo zaznamenáno u 3. měření její mírné

zkrácení (-1,18 %). U dvouoporové fáze PDK nastalo naopak u 2. měření nejprve zkrácení této fáze (-3,35 %), posléze byla u 3. měření poměrně výrazně prodloužena (+10,23 %). Prostorová variabilita CHC byla u 2. měření větší než v případě měření prvního (+6,57 %). Po 8 týdnech trvání terapie však byl v porovnání s předchozím měřením zaznamenán výrazný pokles této hodnoty (-33,33 %). U variability temporální došlo nejprve k výraznému nárůstu této hodnoty (+52,87 %), po 8 týdnech trvání terapie byla hodnota v porovnání s předchozím měřením snížena (-18,05 %).

Tabulka 13. Výsledky 1. měření, 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru), 3. měření (po 8 týdnech terapie na chůzovém trenažéru), měřeno systémem RehaGait Analyzer Pro při maximální rychlosti chůze – porovnání naměřených hodnot

Charakteristika chůze	Měření 1 M ± SD	Měření 2 M ± SD	Měření 3 M ± SD	X1a2 %	Y2a3 %
Trvání dvojkroku [s]	1,07 ± 0,02	1,03 ± 0,01	1,02 ± 0,01	-3,74	-0,97
Délka dvojkroku [m]	1,51 ± 0,03	1,56 ± 0,01	1,59 ± 0,02	3,31	1,92
Rychlost chůze [m/s]	1,41 ± 0,03	1,50 ± 0,01	1,55 ± 0,01	6,38	3,33
Kadence [kroků/min]	111,81 ± 1,44	115,83 ± 0,68	116,92 ± 0,64	3,60	0,94
Stojná fáze LDK [%]	62,44 ± 0,78	62,32 ± 0,87	62,89 ± 0,06	-0,19	0,91
Stojná fáze PDK [%]	62,92 ± 0,67	63,25 ± 0,32	63,73 ± 0,22	0,52	0,76
Švihová fáze LDK [%]	37,56 ± 0,78	37,68 ± 0,87	37,11 ± 0,06	0,32	-1,51
Švihová fáze PDK [%]	37,08 ± 0,67	36,75 ± 0,32	36,27 ± 0,22	-0,89	-1,31
Jednooporová fáze LDK [%]	37,18 ± 0,73	36,71 ± 0,29	36,35 ± 0,09	-1,26	-0,98
Jednooporová fáze PDK [%]	37,69 ± 0,53	37,68 ± 0,87	37,10 ± 0,04	-0,03	-1,54
Dvouoporová fáze LDK [%]	12,97 ± 0,98	14,26 ± 1,37	14,10 ± 0,60	9,95	-1,12
Dvouoporová fáze PDK [%]	12,14 ± 0,36	11,79 ± 0,23	12,48 ± 0,60	-2,88	5,85
Prostorová variabilita CHC	2,40 ± 0,52	5,71 ± 1,23	2,44 ± 0,24	137,92	-57,27
Temporální variabilita CHC	1,08 ± 0,27	4,07 ± 3,69	1,91 ± 0,67	276,85	-53,07

Vysvětlivky: Měření 1 – úvodní měření; Měření 2 – měření po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru; Měření 3 – měření po 8 týdnech terapie na chůzovém trenažéru; X1a2 – porovnání, o kolik procent je vyšší/nížší výsledek 2. měření než výsledek 1. měření; Y2a3 – porovnání, o kolik procent je vyšší/nížší výsledek 3. měření než výsledek 2. měření; LDK – levá dolní končetina; PDK – pravá dolní končetina; CHC – chůzový cyklus; M – průměr; SD – směrodatná odchylka.

U výsledků měření systémem RehaGait Analyzer Pro při maximální rychlosti chůze bylo zaznamenáno mezi 2. a 1. měřením zkrácení doby trvání dvojkroku (-3,74 %), které bylo následně při 3. měření ještě více zvýrazněno (-0,97 %). Dvojkrok se po 4 týdnech

terapie na CHT při maximální rychlosti chůze prodloužil (+3,31 %). Následně došlo v rámci 3. měření k jeho dalšímu prodloužení (+1,92 %). Rychlost maximálně rychlé chůze byla u 2. měření navýšena (+6,38 %), u měření 3. se navýšení rychlosti dále zvýraznilo (+3,33 %). Kadence u maximálně rychlé chůze rovněž vzrostla v porovnání s počátečním měřením (+3,60 %). Během 3. měření se kadence ještě nepatrně zvýšila (+0,94 %). Dvouoporová fáze LDK se v případě 2. měření prodloužila (+9,95 %). Následně došlo u 3. měření k jejímu mírnému zkrácení (-1,12 %). Dvouoporová fáze u PDK se u 2. měření v porovnání s počáteční hodnotou mírně zkrátila (-2,88 %), následně u 3. měření došlo k jejímu prodloužení (+5,85 %). Razantní změny byly naměřeny v případě prostorové a temporální variability CHC. Prostorová variabilita se u měření po 4 týdnech trvání terapie výrazně zvýšila (+137,92 %). Následně došlo v rámci 3. měření v porovnání s předchozím měřením k zjištění jejího mírného poklesu (-57,27 %). U temporální variability byla situace obdobná, nejprve došlo během 2. měření k zaznamenání nárůstu původní hodnoty (+276,85 %), následně došlo v rámci 3. pokusu k jejímu poklesu (-53,07 %).

Tabulka 14. Výsledky klinických testů prováděných v rámci 1. měření, 2. měření (po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru), 3. měření (po 8 týdnech terapie na chůzovém trenažéru) – porovnání naměřených hodnot

Klinický test	Měření 1 M ± SD	Měření 2 M ± SD	Měření 3 M ± SD	X1a2 %	Y2a3 %
10MWTS [s]	10,55 ± 0,21	7,44 ± 0,92	8,32 ± 0,84	- 29,48	11,83
10MWTR [s]	7,35 ± 0,57	6,22 ± 0,27	6,06 ± 0,56	- 15,37	- 2,57
TUGS [s]	8,71 ± 0,20	7,64 ± 0,25	8,36 ± 0,08	- 12,28	9,42
TUGR [s]	6,07 ± 0,08	6,50 ± 0,12	6,38 ± 0,54	7,08	- 1,85
TUGM [s]	9,01 ± 0,18	8,00 ± 0,53	7,78 ± 0,31	- 11,21	- 2,75
TUGK [s]	10,35 ± 0,39	8,06 ± 0,35	7,72 ± 0,48	- 22,13	- 4,22
FTSST [s]	15,84 ± 0,57	13,17 ± 0,90	10,42 ± 0,04	- 16,86	- 20,88
6MWT [m]	412,00	442,00	470,00	7,28	6,33
FRT [cm]	38,00	43,00	43,00	13,16	0,00

Vysvětlivky: *10MWT* – 10 Metre Walk Test, varianta *S* – standardní, *R* – rychlá; *TUG* – Timed Up and Go, varianta *S* – standardní, *R* – rychlá, *M* – manuální, *K* – kognitivní; *FTSST* – Five Times Sit to Stand Test; *6MWT* – 6 Minute Walk Test; *FRT* – Functional Reach Test; *Měření 1* – úvodní měření; *Měření 2* – měření po 4 týdnech terapie na chůzovém trenažéru; *Měření 3* – měření po 8 týdnech terapie na chůzovém trenažéru; *X1a2* – porovnání, o kolik procent je vyšší/nížší výsledek 2. měření než výsledek 1. měření; *Y2a3* – porovnání, o kolik procent je vyšší/nížší výsledek 3. měření než výsledek 2. měření; *M* – průměr, *SD* – směrodatná odchylka.

V případě klinického testování byly zaznamenány poměrně výrazné změny v dosažených výsledcích. U standardní varianty 10MWT došlo u pacienta po 4 týdnech trvání terapie k snížení času, za který byl test absolvován (-29,48 %). Během 3. měření se čas, za který byl test vykonán v porovnání s měřením 2. o trochu navýšil (+11,83 %). U rychlé varianty testu došlo po 4 týdnech trvání terapie ke snížení času provedení (-15,37 %), následně při 3. měření se čas provedení zkrátil ještě výrazněji (-2,57 %). U testu TUG ve standardní variantě došlo taktéž ke zlepšení, čas provedení se v porovnání s 1. měřením zkrátil (-12,28 %). Následně však došlo u 3. měření k mírnému zhoršení. Oproti 2. měření se čas provedení prodloužil (+9,42 %). U rychlé varianty testu TUG došlo nejprve k navýšení času provedení (+7,08 %), následně bylo v rámci 3. měření v porovnání s měřením druhým zaznamenáno mírné zlepšení (-1,85 %). U varianty s manuálním úkolem došlo při druhém měření k poklesu času, za který byl test vykonán (-11,21 %). Během 3. měření došlo k zaznamenání dalšího zlepšení. Největší zlepšení

ze všech variant testů TUG bylo dosaženo u varianty s kognitivním úkolem. Zde pacient test vykonal v kratším čase v porovnání s úvodním měřením (-22,13 %). Během 3. měření se zlepšení ještě prohloubilo, došlo k dalšímu časovému úbytku (-4,22 %). U FTSST pacient dosáhl také výrazně lepších výsledků, během 2. měření nastalo zkrácení času provedení (-16,86 %). Posléze byl výsledek ještě umocněn. Čas, za který byl pacient schopen test provést, se snížil ještě výrazněji (-20,88 %). V případě 6MWT nastalo taktéž zlepšení, nejprve o 7,28 %, následně během 3. měření o dalších 6,33 %. U testu dosahu pacient dosah navýšil pouze u 2. měření (+13,16 %). Během 3. měření zlepšení zaznamenáno nebylo.

Subjektivní hodnocení terapie

Po ukončení terapie byla pacientovi předložena sedmistupňová škála hodnocení celkového dojmu ze změny stavu dle Rokyty, Kršiaka a Kozáka (2006). Tato škála popisuje jako stupeň 1 velmi výrazné zlepšení a stupeň 7 jako velmi výrazné zhoršení stavu pacienta. Pacient zvolil stupeň 2, který je popisován jako podstatné zlepšení stavu. Další náležitostí konečného vyšetření bylo hodnocení spokojenosti s výsledkem terapie a s průběhem rehabilitace. Hodnocení bylo v bodech, a to od 1 do 10 bodů, kdy 1 bod označoval minimální spokojenost a 10 bodů naopak spokojenost maximální. V obou případech pacient spokojenost zhodnotil 9 body. Na požadavek bližší specifikace změny stavu pacient odpověděl, že zlepšení pociťuje hned v několika oblastech. Subjektivně nejvíce vnímal zlepšení rovnováhy. Popisoval situaci, kdy před zahájením terapie nebyl schopen ustát na jedné noze při oblékání bot. S probíhajícími tréninky se situace postupně zlepšovala, na konci terapeutické intervence měl s tímto úkolem pouze minimální obtíže. Významné zlepšení pacient popisoval také v chůzi. Nejvíce pociťoval změnu tempa chůze, chůzi zhodnotil jako rytmičtější. Rovněž vnímal, že se u rychlejší chůze tolik nezadýchá, v porovnání se stavem před intervencí.

DISKUZE

Vypracovaná práce pojednává o velmi aktuální problematice týkající se terapeutické intervence u pacientů s PN. Konkrétně poukazuje na efekt terapie vedené na CHT u těchto pacientů. Obdobných prací, které se danou problematikou zabývaly, již bylo publikováno nespočet. Výsledky mnoha z nich shrnula obsáhlá review databáze Cochrane (Mehrholtz et al., 2015). Žádná z doposud publikovaných prací však pro objektivizaci výsledků nevyužívala systém RehaGait Analyzer Pro.

V rámci praktické části práce byly kromě efektu terapie na CHT analyzovány vztahy mezi chůzovými charakteristikami měřenými systémem RehaGait Analyzer Pro a výsledky klinických testů. Cílem bylo poukázat na vzájemné souvislosti mezi jednotlivými vyšetřovacími postupy. Záměrem bylo zjistit, jak mohou chůzové charakteristiky typické pro pacienty s PN ovlivňovat výsledky v klinickém testování.

Pozornost byla rovněž věnována otázce týkající se reliability, opakovatelnosti provedených měření. Pro hodnocení práce a následné vyvozování závěrů bylo zapotřebí zjistit, zda jsou získané výsledky spolehlivé. Proběhlo vyhodnocení opakovatelnosti výsledků jednotlivých, po sobě bezprostředně následujících pokusů měření.

Při formulaci cílů práce a z nich vyplývajících výzkumných otázek jsme vycházeli z aktuálních poznatků. Bylo kladeno 7 výzkumných otázek, které budou v následujícím textu diskutovány.

Diskuze k výzkumné otázce V1

První výzkumná otázka se zabývala vztahy mezi vybranými charakteristikami chůze měřenými systémem RehaGait Analyzer Pro a vybranými klinickými testy u pacientů s PN. Z naměřených výsledků byly pro určování korelací zvoleny tyto charakteristiky: trvání dvojkroku, délka dvojkroku, rychlost chůze a kadence. Jak již bylo zmíněno v kapitole 4, jedná se o charakteristiky chůze, které jsou u pacientů s PN velice často postiženy, někdy již v počátečním stadiu onemocnění. Z výsledků vyplývá, že pacienti s prodlouženou dobou trvání dvojkroku jak při běžné, tak při maximálně rychlé chůzi, vykazují současně horší výsledky v obou variantách 10MWT, FTSST ve všech variantách testu TUG s výjimkou kognitivní varianty při chůzi v běžné rychlosti. Dosažení vyšší rychlosti v obou variantách 10MWT, kratší doby trvání ve všech variantách testu TUG a v FTSST, dále také delší vzdálenosti v 6MWT statisticky významně koreluje s rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro. Čím vyšší rychlostí byl pacient schopen jít v rámci měření systémem RehaGait Analyzer

Pro, tím lepších výsledků dosahoval v již zmíněných klinických testech. V případě kadence byla situace obdobná jako v předchozím případě. S vyšší kadencí bylo taktéž dosaženo lepších výsledků ve zmíněných klinických testech, s výjimkou 6MWT, kdy výsledek tohoto testu s vyšší kadence nijak nekoreloval. Zajímavým zjištěním je, že nebyl nalezen žádný vztah mezi délkou dvojkroku a zmíněnými klinickými testy, a to ani při běžné ani při maximálně rychlé chůzi.

Diskuze k výzkumné otázce V2

Cílem výzkumné otázky V2 bylo zjistit, zdali je přítomen rozdíl ve vybraných chůzových charakteristikách (trvání dvojkroku, délka dvojkroku, rychlost chůze, kadence, stojná fáze LDK, PDK, švihová fáze LDK, PDK, jednooporová fáze LDK, PDK, dvouoporová fáze LDK, PDK, prostorová a temporální variabilita CHC) naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze u pacientů s PN. Statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými, po sobě následujícími pokusy chůze v pacientově běžné rychlosti byl vyhodnocen ve čtyřech případech, tedy u 9,52 % případů ze všech provedených porovnání. Ve zbylých 90,48 % případů porovnání se od sebe bezprostředně následující pokusy chůze nelišily. Tento výsledek, tedy přítomnost relativní shody mezi jednotlivými pokusy ve více než 90 % případů, lze v rámci klinické praxe považovat za akceptovatelný. Dané měření je možné u pacientů s PN poměrně spolehlivě využívat.

Ve všech čtyřech případech se jednalo o rozdíl mezi 1. pokusem v kombinaci buďto s pokusem 3. (3 případy), nebo s pokusem 2. (1 případ). K obdobnému závěru došla také Navrátilová (2020). Ve své diplomové práci taktéž porovnávala jednotlivé rozdíly mezi bezprostředně následujícími pokusy chůze u pacientů s PN za současného využití námi použitého systému RehaGait Analyzer Pro. Kromě chůzových charakteristik, které byly srovnávány v rámci této diplomové práce, věnovala pozornost také dalším parametrům. Z celkového počtu 120 porovnání našla statisticky významné rozdíly mezi 5,8 % provedenými pokusy.

Důvodů, proč se jednotlivé pokusy chůze u pacientů s PN liší, může být hned několik. Prvním důvodem může být přítomnost mezikrokové variability, kdy pacient během bezprostředně následujících pokusů není schopen opakovaně dosáhnout totožného provedení chůze. Dle Schaafsma et al. (2003) může být příčinou narušená schopnost generovat rytmické pohyby v pacientově zvoleném tempu. Zvýšená variabilita charakteristik chůze je běžnou součástí poruch chůze u jedinců s PN. S progresí

onemocnění dochází k prohlubování deficitu. Výraznější variabilita časoprostorových charakteristik chůze může způsobovat zvýšený výskyt pádů (Schmitt et al., 2020). Schaafsma et al. (2003) poukazují na významnou souvislost mezi variabilitou doby trvání dvojroku a frekvencí pádů u pacientů s PN. Zvýšená variabilita CHC bývá často spojována s přítomností posturální nestability, která riziko pádu ještě více navyšuje.

Dalším důvodem zhoršené opakovatelnosti může být obtížné zahájení pohybu (Růžička et al., 2019). Je možné, že v rámci prvního pokusu, který následoval po období nečinnosti (fixace senzorů a kalibrace systému), bylo pro pacienta problematické se rozejít. Tento důvod by mohl současně vysvětlovat i převažující odlišnosti v prvních pokusech měření.

Tyto odlišnosti však může zapříčinit také určitá nejistota z prvního měření a neznámé situace. Pacient může být během prvního pokusu obezřetný, jelikož se s podobným testováním ještě nikdy nesetkal. Prvním pokusem si pacient měření osvojuje, během pokusu druhého a třetího již ví a má prakticky odzkoušeno, co bude následovat. Z tohoto důvodu je možné, že se první „zkušební“ pokus liší od pokusů následujících. Řešením dané situace by mohlo být zavedení prvního zkušebního pokusu, který by nebyl započítáván do výsledného hodnocení.

Diskuze k výzkumné otázce V3

V návaznosti na předchozí výzkumnou otázku bylo hodnocení opakovatelnosti bezprostředně následujících pokusů chůze v běžné rychlosti obohaceno také o obdobné hodnocení, avšak v subjektivně maximální rychlosti chůze. Mezi jednotlivými pokusy zde nebyly naměřeny žádné statisticky významné rozdíly.

Důvodem, proč bylo v běžné rychlosti chůze naměřeno více statisticky významných rozdílů mezi jednotlivými bezprostředně následujícími pokusy chůze, může být skutečnost, že pacienti běžně chodí pokaždé jinou rychlostí. Jinak volí běžnou rychlost chůze, když jsou na procházce, jinak zase v případě chůze za nějakým cílem (cesta do obchodu). U maximálně rychlé chůze mohou být tyto odlišnosti redukovány, jelikož s pokynem „jděte tak rychle, jak jen to jde“ pacient dostává jasnou instrukci a pouze jednu možnost rychlosti, tedy svou rychlost maximální.

Diskuze k výzkumné otázce V4

Statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými bezprostředně následujícími pokusy námi zvolených klinických testů byly vyhodnoceny v pěti případech. Rozdíly byly nejčastěji nalezeny u testů, které byly prováděny pouze ve dvou pokusech. V těchto

případech bylo průměrně v celém výzkumném souboru dosaženo vždy lepších výsledků v rámci druhých pokusů. Důvodem může být stejně, jak již bylo zmíněno u diskuze k otázce V2, přítomnost pohybové variability či nejistoty z neznámého úkolu. Druhý ze zmíněných důvodů může vysvětlovat přítomnost průměrného dosažení lepších výsledků v pokusech druhých v porovnání s výsledky pokusů prvních. Pro zpřesnění výsledků by bylo vhodné absolvovat všechny z provedených testů ve třech pokusech. To však v našem případě nebylo možné vzhledem k časové náročnosti aplikovaného vyšetřovacího schématu. Z publikovaných prací byla zjištěna u pacientů s Parkinsonovou nemocí vysoká reliabilita v rámci test-retest u standardní varianty 10MWT (ICC=0,92), u rychlé varianty téhož testu (ICC=0,96), dále pak také u testu TUG ve standardní variantě (ICC=0,85) (Lang, Kassan, Devaney, Colon-Semenza, & Joseph, 2016; Steffen & Seney, 2008).

Diskuze k výzkumné otázce V5

Tato otázka byla kladena za účelem zjistit, zda průměrná rychlost, za kterou probandi absolvovali 10MWT nabývá stejné hodnoty jako průměrná rychlost chůze při měření systémem RehaGait Analyzer Pro. V obou případech (RehaGait, 10MWT) byla součástí měření jak chůze v běžné, tak v maximální rychlosti (standardní a rychlá varianta 10MWT). Obě měření (10MWT, RehaGait) probíhala v jeden den. V případě běžné rychlosti chůze se výsledky obou testů poměrně výrazně rozcházel. V 7 případech byla rychlost běžné chůze vyšší u standardní varianty 10MWT, u zbylých 5 případů pak byla vyšší rychlost naměřená systémem RehaGait. Při testování rychlé chůze dosáhli pacienti opět vyšších rychlostí při 10MWT. Zde však dosáhla lepších výsledků poměrná většina, tedy 10 z 12 pacientů. Rychlejších pokusů bylo v obou případech dosaženo u 10MWT. Důvodů proč tomu tak bylo může být mnoho. Prvním důvodem může být přítomnost možné chyby měření. Čas, za který je vykonán 10MWT je měřen stopkami. Výsledek testu tedy může být ovlivněn chybou vyšetřujícího, zejména jeho nedokonalou pozorností a postřehem. Důvodem druhým může být snížená rychlost chůze u měření systémem RehaGait Analyzer Pro zapříčiněná subjektivním diskomfortem z přítomnosti fixačních pásek. Určitou roli mohla hrát také únava. Jako první byl řazen vždy 10MWT, vyšetření chůze RehaGaitem probíhalo až posléze.

Diskuze k výzkumné otázce V6

Poruchy chůze a posturální instabilita spolu velmi úzce souvisí. Za účelem posouzení vztahu mezi indexem posturálních výkyvů (Sway Index) naměřeným přístrojem Biodex Balance System a běžnou či maximální rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro byla kladena výzkumná otázka V6. Byla zjištěna negativní střední závislost mezi běžnou rychlostí chůze a indexem posturálních výkyvů měřeným při viditelném COP ($r = -0,633$). Dále byla zjištěna také negativní střední závislost mezi indexem posturálních výkyvů naměřeným se zavřenými očima a maximální rychlostí chůze ($r = -0,605$). Pacienti výzkumného souboru dosahovali vyšších rychlostí za předpokladu, kdy byla naměřená hodnota indexů posturálních výkyvů nízká. Desai, Goodman, Kapadia, Shay a Szturm (2010) hodnotili vztah mezi výsledky testu mCTSIB (test objektivně hodnotící posturální výkyvy) a rychlostí chůze u osob ve věku 65 let a více. V porovnání s výsledkem dosaženým v této práci, vykazovaly výsledky testu mCTSIB ve vztahu k rychlosti chůze pouze slabou závislost ($r < 0,20$).

Diskuze k výzkumné otázce V7

V rámci výzkumné otázky V7 jsme se věnovali tréninku chůze na CHT. Záměrem bylo zjistit, jaký vliv má tato terapie na vybrané charakteristiky chůze naměřené systémem RehaGait Analyzer Pro a výsledky ve vybraných klinických testech u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

Předkládaná diplomová práce se v rámci praktické části věnuje terapii na CHT, která je založená na rychlostním přírůstku (Speed-dependent treadmill training). Během terapeutických jednotek docházelo k postupnému navyšování rychlosti chůze skrze aplikované rychlostní intervaly. Metodika terapie byla vypracována po vzoru studií autorů Tseng et al. (2015) a Harro et al. (2014). Pacienti na danou terapii hned z úvodu reagovali poměrně dobře. Osvědčilo se zařazení prvního zkušebního tréninku, během kterého si probandí celou terapeutickou jednotku vyzkoušeli nanečisto. Podstatné bylo hned od počátku věnovat pozornost stereotypu chůze probanda a v případě potřeby rychlost nastavit tak, aby bylo v průběhu celého tréninku zachováno co nejlepší provedení chůze.

Ve spojení s efektem terapie byly pozorovány tyto chůzové charakteristiky: délka dvojkroku, doba trvání dvojkroku, rychlost chůze, kadence. Pozorování charakteristik chůze týkajících se zvláště pravé a levé dolní končetiny (procentuální vyjádření stojné,

švihové fáze, jednooporové a dvouoporové fáze) by vzhledem k nízkému počtu probandů ($n=3$) a širokému rozpětí stadia dle H&Y (1–3) nemělo význam, jelikož u každého ze zúčastněných dominovaly stranově a mírou velice odlišná postižení. Z tohoto důvodu by nebylo možné získat relevantní informace, které by šlo dále interpretovat jako obecně platné pro celý výzkumný soubor. Efekt terapie byl dále hodnocen klinickými testy: 10MWT ve standardní a rychlé variantě, TUG testy ve standardní, rychlé, manuální a kognitivní variantě, FTSST, 6MWT a FRT. Doplněním bylo hodnocení posturální stability přístrojem Biodex Balance System. Některé výsledky v práci interpretovány nebyly, jelikož by tak interpretace přesahovala rozsahové limity práce. Získaná data však mohou posloužit k následnému pokračování ve výzkumu a jeho případnému rozšíření.

U všech tří probandů došlo po čtyřech týdnech terapie v rámci měření systémem RehaGait Analyzer Pro k průměrnému navýšení rychlosti při maximálně rychlé chůzi o $0,06 \pm 0,05$ m/s a k navýšení kadence při maximálně rychlé chůzi průměrně o $3,65 \pm 3,26$ kroků/min.

V souvislosti s těmito výsledky je zapotřebí zmínit přítomnost minimálních detekovatelných změn (MDC). Haley a Fragala-Pinkham (2006) MDC definují jako minimální hodnotu změny, která není způsobena odchylkou v měření, resp. chybou. Stanovuje se u daného měření (testování) pro konkrétní skupinu pacientů. Z výsledků měření je pak možné vyhodnotit, zda je dosažené skóre nad úroveň MDC či nikoli. Lze tak posléze vyvodit závěry, zda např. proběhlá terapeutická intervence byla účinná, či nikoli.

Steffen a Seney (2008) u pacientů s PN (stadium 1–4 dle H&Y) popisují v souvislosti s rychlou chůzí MDC o velikosti 0,25 m/s. V rámci průměrného navýšení rychlosti výzkumného souboru tedy nebylo dosaženo MDC. Výše této změny nedosáhl ani jednotlivě žádný z probandů. V případě kadence chůze v maximální rychlosti byla pro pacienty s PN (stadium 1–4 dle H&Y) jako MDC stanovena hodnota 17,4 kroků/minutu (Lang et al., 2016). Průměrné navýšení kadence při maximální rychlosti chůze celého výzkumného souboru nedosáhlo této hodnoty. Ani v případě jednotlivců nebylo u žádného z probandů této změny dosaženo.

U ostatních sledovaných charakteristik chůze byla změna nesourodá, některý z probandů dosáhl zlepšení, některý zhoršení. Vzhledem k nízkému počtu probandů nelze tyto výsledky jednoznačně interpretovat.

V rámci klinického testování došlo u všech probandů po 4 týdnech trvání terapie na CHT k zvýšení rychlosti při standardní variantě 10MWT, a to průměrně

o $0,24 \pm 0,15$ m/s, zkrácení času provedení TUG testu s kognitivním úkolem průměrně o $1,61 \pm 0,69$ s, zkrácení času provedení FTSST ve výši $1,73 \pm 1,14$ s, navýšení vzdálenosti v 6MWT o $27,33 \pm 16,17$ m a ke zvětšení dosahu ve FRT o $3,33 \pm 1,53$ cm ve směru dopředném. Steffen a Seney (2008) popisují pro pacienty s Parkinsonovou nemocí stadia 1–4 dle H&Y jako MDC pro 6MWT hodnotu 82 m, pro FRT v dopředném směru hodnotu 9 cm a pro test TUG hodnotu 11 s. Lang et al. (2016) dále určují pro pacienty rovněž stadia 1–4 dle H&Y MDC pro test 10MWT v pohodlné rychlosti chůze hodnotu 0,22 m/s a pro rychlou variantu testu hodnotu 0,23 m/s. Petersen, Steffen, Paly, Dvorak a Nelson (2017) taktéž v souvislosti s onemocněním, avšak pro stadia 1–3 dle H&Y, udávají jako MDC testu FTSST hodnotu 10,3 s.

V závislosti na přítomnosti výše popsaných MDC, je možné jako jediný relevantní výsledek absolvované terapie na CHT popsat zlepšení rychlosti ve standardní variantě 10MWT. Jedině u tohoto testu byla průměrná hodnota zlepšení výzkumného souboru vyšší než zmíněná hodnota MDC. Ostatní výsledky nedosahují hodnot MDC, a z tohoto důvodu je nelze považovat za relevantní. V rámci hodnocení jednotlivců dosáhli při klinickém testování výše MDC 2 probandi, jeden u standardní varianty 10MWT a jeden u rychlé varianty 10MWT.

Subjektivně pacienti terapii hodnotili pozitivně. Nejčastěji v souvislosti s absolvovanými tréninky popisovali zvýšení kondice a přítomnost pravidelnější (rytmičtější) chůze.

Limity práce

Jako hlavní limit práce shledávám nedostatečný počet probandů způsobený nepříznivou epidemickou situací z důvodu onemocnění Covid-19. Tato situace doprovázela celé trvání výzkumné části práce a již od počátku výraznou měrou komplikovala uskutečnění a průběh studie v plánovaném rozsahu. Původním záměrem práce bylo realizovat výzkum s minimálním počtem 15 probandů. Plná délka trvání byla navržena na 8 týdnů. Vzhledem k diagnóze Parkinsonovy nemoci, pro kterou je typický nástup v pokročilejším věku (65+), byla většina z probandů řazena do tzv. rizikové skupiny obyvatelstva z hlediska možné nákazy. Z tohoto důvodu mnozí probandi předem naplánovanou terapii odmítli. Několik zúčastněných bylo ochotno podstoupit úvodní měření, avšak bez účasti na pravidelné intenzivní terapii. Výzkumný soubor, jehož účastníci podstoupili minimálně úvodní měření čítal 13 probandů, z toho 1 proband nebyl schopen úvodní měření absolvovat v plné míře a ze zdravotních důvodů musel vynechat

chůzové testy (10MWT, 6MWT, měření systéme RehaGait Analyzer Pro). Takový počet probandů je příliš nízký na to, aby získané výsledky byly vyhodnoceny jako obecně platné. Takto je třeba k jednotlivým výsledkům a závěrům práce přistupovat. Lze definovat závěry týkající se konkrétně daného výzkumného souboru, v širším spektru však výsledky nejsou relevantní.

V případě terapie na CHT je situace obdobná. Celkem se zúčastnili 3 probandi. Terapii v plné délce absolvoval pouze jeden pacient. Zbylí 2 se zúčastnili pouze poloviny navržené terapie (z důvodu nástupu na lázeňskou léčbu a absolvování jiné intervenční terapie). Výsledky stejně jako v předchozím případě nelze považovat za obecně platné. Jedná se o pilotní studii, jejíž hlavním úkolem by mělo být předání předlohy a inspirace k zpracování obdobných prací či k uskutečnění pokračování této práce. V největším rozsahu je popsána terapie o délce trvání 4 týdny, jelikož tuto část podstoupili všichni ze zúčastněných. Plné trvání terapie je znázorněno u přiložené kazuistiky, v závěrech se však k této případové kazuistice ve spojení s výsledky celého výzkumného souboru nevyjadřuji. Začlenění výsledků jednoho probanda by nedokázalo objektivně zhodnotit aplikovanou terapii.

V souvislosti s epidemií bylo povinností všech zúčastněných mít během každého setkání nasazený respirátor. Tento fakt je zapotřebí v souvislosti s danou situací zmínit, jelikož mohl určitou měrou ovlivnit získané výsledky. Zejména starší pacienti uváděli ve spojení s nasazenou ochrannou pomůckou zvýšenou dušnost a pocit subjektivní nepohody. Tento problém se týkal zejména 6MWT a terapie vedené na CHT.

Otázkou, zdali mají ochranné obličejové masky (jednorázové chirurgické roušky, látkové roušky, respirátory typu N95) vliv na výkon a fyziologické funkce během cvičení, se zabývali Shaw et al. (2021). Byl hodnocen vliv těchto ochranných pomůcek na výkon různých typů fyzického cvičení (trénink ergometru, chůzovém trenažeru, 6MWT, aj.). Věkový průměr účastníků byl $35,6 \pm 15,2$ let. Ve většině případů se jednalo o zdravé a aktivní jedince. Obličejové ochranné masky neměly přímý vliv na výkon během cvičení. Ovlivnily však hodnocení vnímané námahy. Probandi cvičení s maskou hodnotili jako namáhavější. V souvislosti s nasazenou ochrannou pomůckou byl zjištěn mírný nárůst srdeční frekvence a dušnosti při výkonu.

Zajímavým námětem k výzkumu by mohlo být sledování vlivu ochranných obličejových masek na výkon u pacientů s poruchami chůze u neurologických onemocnění, kde je známo, že tyto pacienti musí např. chůzi věnovat více energie a pozornosti než zdraví jedinci. Otázkou by bylo, zdali výše zmíněná navýšená dušnost

nezpůsobí zvýšení pacientovy nejistoty při chůzi a sekundárně pak narušení stereotypu chůze.

Jako poslední limit práce je možné zmínit časovou a rovněž také pro některé pacienty fyzickou náročnost měření. Ačkoli bylo snahou čas celkového měření co nejvíce zkrátit, bylo možné u některých probandů na konci vyšetření pozorovat známky únavy. U několika pacientů muselo být vyšetření z důvodu únavy přerušeno a dokončeno v následujícím setkání. Možným řešením této situace by bylo rozdělit celé měření na dva celky, které by probíhaly u všech probandů ve dvou dnech (1. celek – anamnéza, FES-I, měření přístrojem Biodex Balance System; 2. celek – klinické testy, vyšetření chůze systémem RehaGait Analyzer Pro).

Limity vyšetření systémem RehaGait Analyzer Pro

Analýza s využitím inerciálních senzorů je v dnešní době na vědeckých pracovištích poměrně často využívána. V současnosti probíhá neustávající vývoj nových analyzačních zařízení. Kromě analýzy chůze autoři Barth et al. (2011) a Klucken et al. (2013) do budoucna uvažují o možnosti využívat senzory ve spojení s diagnózou Parkinsonovy nemoci například pro posouzení stadia onemocnění (H&Y), případně pro stanovení míry motorického deficitu.

V rámci diplomové práce byl k objektivizaci parametrů chůze využit systém využívající inerciální senzory RehaGait Analyzer Pro 2.0 od firmy Hasomed. Verze Pro vychází z původní základní dvousenzorové varianty RehaGait Analyzer 2.0. Systém má nespočet benefitů jako je přenositelnost, snadná obsluha či zisk objektivních dat bez specifických laboratorních nastavení. V rámci měření však bylo zjištěno i několik limitů, které je zapotřebí zmínit.

Analýza systémem RehaGait Analyzer Pro je zprostředkována skrze sedm snímacích senzorů, které jsou před zahájením analýzy zafixovány na přesně definovaných pozicích dolních končetin a pasu (úroveň obratle L4). Systém však opomíjí skutečnost, že chůze je dějem komplexním a na celkové provedení mají vliv také horní končetiny a pohyb trupu. Vzhledem ke skutečnosti, že pacienty s Parkinsonovou nemocí v rámci poruch chůze doprovází také redukce souhybů horních končetin, rigidita apod., je otázkou, zda by nebylo vhodné k analýze zvolit takové zařízení, které by zohledňovalo i pohyby horních končetin a trupu. Takovým to zařízením je příkladem systém 17 analyzačních senzorů MVN Awinda případně MVN link značky Xsens.

Nedostatkem je systému RehaGait Analyzer Pro je nedostatečná délka fixačních pásek dodávaných pro upevnění senzorů. Z celého výzkumného souboru (n=13) bylo problematické senzory upevnit ve třech případech. V jednom případě byl problém s upevněním senzoru do oblasti v úrovni obratle L4. Problém byl zapříčiněn zvýšeným obvodem pasu pacienta trpícího obezitou (BMI=35,90). Pro připevnění pásky bylo zapotřebí mírného utažení, které mohlo být probandovi nepříjemné. V případě druhém bylo problematické upevnění senzorů do oblasti chodidel. Dle manuálu RehaGait jsou pásky pro upevnění na chodidla určené pro velikosti bot EUR 35 až 48. V praxi těmto velikostem pásky neodpovídaly. Ve dvou případech bylo problematické senzory upevnit na sportovní obuv velikosti EUR 45 a 46. Tito probandi v průběhu měření zmínili, že je pásky v oblasti nártu mírně tlačí. Je tedy nutné se pozastavit nad otázkou, zdali ve výše zmíněných případech nemohlo dojít k nechtěnému ovlivnění výsledků měření.

V souvislosti se systémem RehaGait Analyzer Pro je zapotřebí jako limit uvést přítomnost nutných časových prodlev mezi jednotlivými pokusy chůze určených pro kontrolu naměřených dat. Bylo nutné se ujistit, zda byl pokus vydařený, zdali proběhlo v pořádku měření a následné uložení naměřených výsledků analýzy. Nejednou se stalo, že během měření nastal problém v podobě samovolného vypnutí či restartu určitého senzoru navzdory jeho plného nabití. Software systému pak na podkladě nezdařilého pokusu hlásil chybu. Výsledky chybného měření nebyly použitelné. Pokus bylo nutné zopakovat. Z tohoto důvodu bylo zapotřebí výsledky měření jednotlivých pokusů ihned po uložení zkontrolovat, zdali vše proběhlo v pořádku. Tyto kontroly trvání měření značně prodlužovaly.

ZÁVĚR

Z výsledků předkládané práce lze vyvodit několik následujících závěrů.

- V rámci tréninkových jednotek došlo v průběhu terapie u všech probandů k navýšení počáteční klidové rychlosti chůze a maximální rychlosti chůze na CHT, dále byla také ve všech případech navýšena vzdálenost, kterou byli probandi schopni během terapeutické jednotky ujít.
- U všech probandů výzkumného souboru došlo po čtyřech týdnech terapie na CHT při měření systémem RehaGait Analyzer Pro k navýšení rychlosti při maximálně rychlé chůzi a k navýšení kadence při maximálně rychlé chůzi. Minimální detekovatelné změny však v ani jednom z případů dosaženo nebylo.
- V rámci klinického testování došlo u všech probandů po čtyřech týdnech trvání terapie na CHT k zvýšení rychlosti při standardní variantě 10MWT, ke zkrácení času provedení testu TUG s kognitivním úkolem průměrně, ke zkrácení času provedení FTSST, navýšení vzdálenosti v 6MWT a ke zvětšení dosahu ve FRT ve směru dopředném. Minimální detekovatelná změna průměrné hodnoty zlepšení celého výzkumného souboru byla nalezena pouze ve standardní variantě 10MWT.
- Z vybraných charakteristik chůze v běžné rychlosti měřených systémem RehaGait Analyzer Pro u pacientů s PN byly nalezeny střední až vysoké závislosti mezi dobou trvání dvojkroku a 10MWT ve standardní a rychlé variantě, FTSST a TUG ve standardní, rychlé a manuální variantě. Dále byla vyhodnocena střední závislost mezi běžnou rychlostí chůze a testem TUG v kognitivní variantě. V neposlední řadě byly nalezeny střední až vysoké závislosti mezi kadencí a 10MWT ve standardní i rychlé variantě, FTSST a testy TUG ve standardní, rychlé a manuální variantě. Nebyla nalezena žádná korelace mezi délkou dvojkroku při chůzi v běžné rychlosti a vybranými klinickými testy.
- Z vybraných charakteristik chůze v maximální rychlosti měřených systémem RehaGait Analyzer Pro u pacientů s PN byly nalezeny střední až velmi vysoké závislosti mezi dobou trvání dvojkroku a 10MWT ve standardní a rychlé variantě, FTSST a všemi variantami testu TUG. Střední až vysoké závislosti vyplynuly také ze vztahu mezi rychlostí a 10MWT ve standardní a rychlé variantě, FTSST, všemi variantami testu TUG a 6MWT. Také byla zjištěna střední až velmi vysoká závislost kadence s 10MWT ve standardní a rychlé variantě a všemi variantami testu TUG a FTSST. Žádný vztah nebyl nalezen mezi délkou dvojkroku při chůzi

v maximální rychlosti a vybranými klinickými testy.

- Z celkového počtu 42 porovnání byly nalezeny čtyři (9,52 %) statisticky významné rozdíly chůzových charakteristik naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze v běžné rychlosti u pacientů s PN. Rozdíly se týkaly rychlosti mezi 1. a 3. pokusem ($p=0,011$); kadence mezi 1. a 3. pokusem ($p=0,031$); jednooporové fáze LDK mezi 1. a 2. pokusem ($p=0,009$) a dále také u jednooporové fáze mezi 1. a 3. pokusem ($p=0,028$). Ve zbylých 90,48 % provedených porovnání nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly.
- Nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly chůzových charakteristik mezi měřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi bezprostředně následujícími pokusy chůze v maximální rychlosti.
- Mezi jednotlivými bezprostředně následujícími pokusy vybraných klinických testů byly nalezeny statisticky významné rozdíly v pěti případech, a to v testech TUG ve standardní, rychlé a kognitivní variantě, FTSSST a mezi 1. a 3. pokusem 10MWT ve standardní variantě. Největší rozdíl byl naměřen mezi pokusy rychlé varianty testu TUG ($p=0,001$). Největší shoda byla na naměřena mezi pokusy rychlé varianty 10MWT ($p=0,527-0,940$).
- Bylo zjištěno, že běžné rychlosti chůze naměřené systémem RehaGait Analyzer Pro a rychlosti chůze naměřené u standardní varianty 10MWT se u pacientů s PN neshodují. Rozdíl mezi jednotlivými měřeními byl od 3–37 %. U 58,33 % výzkumného souboru byly vyšší rychlosti naměřeny u 10MWT.
- Rovněž bylo zjištěno, že maximální rychlosti chůze naměřené systémem RehaGait Analyzer Pro a rychlosti chůze naměřené u rychlé varianty 10MWT se u pacientů s PN neshodují. Rozdíl mezi jednotlivými měřeními byl od 1–20 %. U 83,33 % výzkumného souboru byly vyšší rychlosti naměřeny u 10MWT.
- Byla zjištěna střední závislost mezi běžnou rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro a indexem posturálních výkyvů naměřeným přístrojem Biodex Balance System při viditelném Centre of Pressure. Střední závislost byla nalezena rovněž mezi indexem posturálních výkyvů naměřeným se zavřenými očima a maximální rychlostí chůze.

Závěry práce nelze vzhledem k nízkému počtu probandů interpretovat jako obecně platné. Jedná se pouze o pilotní studii, která však může přispět k uskutečnění rozšiřujících

či navazujících výzkumných prací. Pro dosažení spolehlivějších výsledků je zapotřebí navýšit počet probandů výzkumného souboru a doplnit práci o kontrolní skupinu zdravých osob.

SOUHRN

Předkládaná diplomová práce posuzuje vliv tréninku chůze na CHT pomocí systému RehaGait Analyzer Pro a klinických testů u pacientů s PN. Zabývá se také vztahem mezi vybranými charakteristikami chůze naměřenými systémem RehaGait Analyzer Pro a vybranými klinickými testy u těchto pacientů. Dále se věnuje rozdílům v chůzových charakteristikách měřených systémem RehaGait Analyzer Pro u opakovaných, bezprostředně následujících pokusů chůze v běžné a subjektivně maximální rychlosti u pacientů s PN. Pozornost upírá také k rozdílům mezi jednotlivými, bezprostředně následujícími pokusy vybraných klinických testů. V neposlední řadě porovnává rychlosti naměřené přístrojem RehaGait Analyzer Pro s rychlostmi naměřenými během 10MWT a hodnotí vztah mezi indexem posturálních výkyvů (Sway Index) naměřeným přístrojem Biodex Balance System a rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro u pacientů s PN.

Teoretická část práce se věnuje problematice PN, poruchám chůze souvisejících s onemocněním, možnostem terapeutické intervence v zaměření na terapii na CHT. Ve stručnosti charakterizuje použitý analyzační systém RehaGait Analyzer Pro a ostatní vyšetřovací postupy využitě dále v praktické části práce.

Výzkumu se účastnilo 13 probandů s diagnostikovanou PN či Parkinsonským syndromem (stadium 1–4 dle H&Y). Průměrný věk výzkumného souboru byl $68,7 \pm 9,3$ let. Do terapie na CHT dále postupovali 3 probandi, z toho 2 absolvovali terapii v poloviční délce trvání (4 týdny) a 1 v plné délce trvání (8 týdnů). Úvodní měření podstoupili všichni zúčastnění, měření následná probíhala vždy po 4 týdnech trvání terapie.

Výsledky třech probandů poukazují na možný pozitivní vliv tréninků chůze na CHT v délce trvání čtyř týdnů na určité charakteristiky chůze (rychlost a kadenci při maximálně rychlé chůzi) a dále také na výsledky klinických testů 10MWT ve standardní variantě, TUG s kognitivním úkolem, FTSST, 6MWT a FRT.

Pro trvání dvojkroku, rychlost a kadenci (měřeno systémem RehaGait Analyzer Pro) byly nalezeny korelace s oběma variantami 10MWT, všemi variantami testu TUG, FTSST a 6MWT. Nebyla nalezena korelace s FRT, 360 DTT. Nebyla nalezena korelace mezi délkou dvojkroku a vybranými klinickými testy.

Ze 42 porovnání byly nalezeny čtyři (9,52 %) statisticky významné rozdíly chůzových charakteristik naměřených systémem RehaGait Analyzer Pro mezi třemi

bezprostředně následujícími pokusy chůze v běžné rychlosti u pacientů s PN. V případě chůze v maximální rychlosti nebyly nalezeny mezi jednotlivými pokusy žádné statisticky významné rozdíly.

Mezi jednotlivými bezprostředně následujícími pokusy vybraných klinických testů byly nalezeny statisticky významné rozdíly v testech TUG ve standardní, rychlé a kognitivní variantě, FTSST a 10MWT ve standardní variantě.

Bylo zjištěno, že rychlost chůze naměřená systémem RehaGait Analyzer Pro a rychlost chůze naměřená u 10MWT se u pacientů s PN neshodují.

Byla zjištěna korelace mezi běžnou rychlostí chůze naměřenou systémem RehaGait Analyzer Pro a indexem posturálních výkyvů naměřeným přístrojem Biodex Balance System při viditelném Centre of Pressure, a dále také mezi indexem posturálních výkyvů naměřeným se zavřenými očima a maximální rychlostí chůze.

Výsledky předkládané výzkumné práce a závěry z těchto výsledků vyplývající nelze vzhledem k nízkému počtu probandů interpretovat jako obecně platné. Jedná se o pilotní studii, která může značnou mírou přispět k uskutečnění rozšiřujících či navazujících výzkumných prací.

SUMMARY

The presented diploma thesis assesses the effect of walking training on the treadmill using the RehaGait Analyzer Pro system and the clinical tests in patients with PD. It also deals with the relationship between selected walking characteristics measured by the RehaGait Analyzer Pro system and the selected clinical tests in these patients. In addition, it discusses the differences in walking characteristics measured by the RehaGait Analyzer Pro system in repeated, immediately following walking attempts at normal and subjectively maximum speed in patients with PD. It also draws attention to the differences between individual, immediately following trials of selected clinical tests. Last but not least, it compares the speed measured by the RehaGait Analyzer Pro with the speed measured during 10MWT and evaluates the relationship between the Sway Index measured by the Biodex Balance System and the walking speed measured by the RehaGait Analyzer Pro in patients with PD.

The theoretical part of the thesis deals with the issue of PD, walking disorders related to the disease, the possibilities of therapeutic intervention focused on the treadmill therapy. It briefly characterizes the used RehaGait Analyzer Pro system and other examination procedures used further in the practical part of the thesis.

The study involved 13 subjects diagnosed with PD or Parkinson's syndrome (stage 1-4 according to H&Y). The mean age of the research group was 68.7 ± 9.3 years. 3 probands proceeded to the treadmill therapy, of which 2 underwent therapy with half duration (4 weeks) and 1 underwent full therapy (8 weeks). All participants underwent initial measurements, and subsequent measurements took place after 4 weeks of therapy.

The results of three subjects show a possible positive effect of walking training on the treadmill for four weeks on certain walking characteristics (speed and cadence at maximum speed) and also to the results of 10MWT clinical tests in the standard variant, TUG with cognitive task, FTSSST, 6MWT and FRT.

Correlations with both 10MWT variants, all TUG variants, FTSSST and 6MWT were found for stride duration, speed and cadence (measured by RehaGait Analyzer Pro). No correlation was found with FRT, 360 DTT. No correlation was found between stride length and the selected clinical tests.

Out of the 42 comparisons, four (9.52%) statistically significant differences in walking characteristics measured by the RehaGait Analyzer Pro system were found between the three immediately following normal speed walking attempts in patients with

PD. In the case of walking at maximum speed, no statistically significant differences were found between the individual trials.

Statistically significant differences in TUG tests in the standard, fast and cognitive variants, FTSSST and 10MWT in the standard variant were found between the individual immediately following trials of selected clinical tests.

It was found that the walking speed measured by the RehaGait Analyzer Pro system and the walking speed measured in 10MWT do not match in patients with PD.

A correlation was found between the normal walking speed measured by the RehaGait Analyzer Pro and the Sway Index measured by the Biodex Balance System with a visible Centre of Pressure, as well as between the Sway Index measured with the eyes closed and the maximum walking speed.

The results of the presented research and the conclusions resulting from these results cannot be interpreted as generally valid due to the low number of subjects. This is a pilot study, which can significantly contribute to the implementation of extending and follow-up research.

REFERENČNÍ SEZNAM

- Anatomical Concepts. (2020). *RehaGait Analyser (Pro)* [Image]. Retrieved from <https://www.anatomicalconcepts.com/rehagait>
- Baláž, M. (2013). Hluboká mozková stimulace u Parkinsonovy nemoci. *Neurologie pro Praxi*, 14(5), 229–231. Retrieved from https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-201305-0003_Hluboka_mozkova_stimulace_u_Parkinsonovy_nemoci.php
- Barth, J., Klucken, J., Kugler, P., Kammerer, T., Steidl, R., Winkler, J., ... Eskofier, B. (2011). Biometric and mobile gait analysis for early diagnosis and therapy monitoring in Parkinson's disease. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 868–871. IEEE. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090226
- Barthel, C., Nonnekes, J., van Helvert, M., Haan, R., Janssen, A., Delval, A., ... Ferraye, M. U. (2018). The laser shoes. *Neurology*, 90(2), e164–e171. doi: 10.1212/WNL.0000000000004795
- Bartoníková, T., Menšíková, K., Janout, V., & Kaňovský, P. (2020). Epidemiologie Parkinsonovy nemoci. *Neurologie pro Praxi*, 21(5), 390–394. doi: 10.36290/neu.2020.016
- Bastlová, P., Jurutková, Z., Tomsová, J., & Zelená, A. (2015). *Výběr klinických testů pro fyzioterapeutu* (1st ed.). Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Beauchet, O., Annweiler, C., Lecordroch, Y., Allali, G., Dubost, V., Herrmann, F. R., & Kressig, R. W. (2009). Walking speed-related changes in stride time variability: effects of decreased speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(32), 1–6. doi: 10.1186/1743-0003-6-32
- Bello, O., & Fernandez-Del-Olmo, M. (2011). How does the treadmill affect gait in Parkinsons disease? *Current Aging Science*, 5(1), 28–34. doi: 10.2174/1874612811205010028
- Bello, O., Sanchez, J. A., & Fernandez-del-Olmo, M. (2008). Treadmill walking in Parkinson's disease patients: Adaptation and generalization effect. *Movement*

- Disorders*, 23(9), 1243–1249. doi: 10.1002/mds.22069
- Belvederi Murri, M., Triolo, F., Coni, A., Tacconi, C., Nerozzi, E., Escelsior, A., ... Amore, M. (2020). Instrumental assessment of balance and gait in depression: A systematic review. *Psychiatry Research*, 284, 1–16. doi: 10.1016/j.psychres.2019.112687
- Benabid, A. L., Chabardes, S., Mitrofanis, J., & Pollak, P. (2009). Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus for the treatment of Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, 8(1), 67–81. doi: 10.1016/S1474-4422(08)70291-6
- Biodex Medical Systems. (2021). *Balance System SD – Instructions for use*. Shirley, NY: Author. Retrieved from https://www.biodex.com/sites/default/files/950440man_ifu_eng_19092clr_rev.c.pdf
- Bloem, B. R., Grimbergen, Y. A. M., Van Dijk, J. G., & Munneke, M. (2006). The “posture second” strategy: A review of wrong priorities in Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences*, 248(1–2), 196–204. doi: 10.1016/j.jns.2006.05.010
- Bonnet, A.-M., & Hergueta, T. (2012). *Parkinsonova choroba - Rady pro nemocné a jejich blízké*. Praha, Česká republika: Portál, s. r. o.
- Bůřil, J., Bůřilová, P., Pokorná, A., Kováčová, I., & Baláž, M. (2020). Pacient s Parkinsonovou nemocí v datových zdrojích Národního zdravotnického informačního systému. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, 83/116(5), 550–554. doi: 10.14735/amcsnn2020550
- Cakit, B. D., Saracoglu, M., Genc, H., Erdem, H. R., & Inan, L. (2007). The effects of incremental speed-dependent treadmill training on postural instability and fear of falling in Parkinson's disease. *Clinical Rehabilitation*, 21(8), 698–705. doi: 10.1177/0269215507077269
- Chaudhuri, K. R., Healy, D. G., & Schapira, A. H. (2006). Non-motor symptoms of Parkinson's disease: diagnosis and management. *The Lancet Neurology*, 5(3), 235–245. doi: 10.1016/S1474-4422(06)70373-8
- Chaudhuri, K. R., Tolosa, E., Schapira, A. H. V., & Poewe, W. (2014). *Non-motor Symptoms of Parkinson's Disease* (2nd ed.). Oxford, Velká Británie: Oxford.

- Chráska, M. (2007). *Metody pedagogického výzkumu*. Praha, Česká republika: Grada.
- Cosentino, C., Baccini, M., Putzolu, M., Ristori, D., Avanzino, L., & Pelosin, E. (2020). Effectiveness of physiotherapy on freezing of gait in Parkinson's disease: A systematic review and meta-analyses. *Movement Disorders*, *35*(4), 523–536. doi: 10.1002/mds.27936
- Danion, F., Varraine, E., Bonnard, M., & Pailhous, J. (2003). Stride variability in human gait: The effect of stride frequency and stride length. *Gait & Posture*, *18*(1), 69–77. doi: 10.1016/S0966-6362(03)00030-4
- Dawson, N., Dzurino, D., Karleskint, M., & Tucker, J. (2018). Examining the reliability, correlation, and validity of commonly used assessment tools to measure balance. *Health Science Reports*, *1*(12), 1–8. doi: 10.1002/hsr2.98
- De Luca, R., Latella, D., Maggio, M. G., Leonardi, S., Sorbera, C., Di Lorenzo, G., ... Calabrò, R. S. (2020). Do patients with PD benefit from music assisted therapy plus treadmill-based gait training? An exploratory study focused on behavioral outcomes. *International Journal of Neuroscience*, *130*(9), 933–940. doi: 10.1080/00207454.2019.1710147
- Degruttola, V., Downing, G. J., Demets, D., & Oates, J. A. (2001). Biomarkers and surrogate endpoints: Preferred definitions and conceptual framework. *Clinical Pharmacology & Therapeutics*, *69*(3), 89–95. doi: 10.1067/mcp.2001.113989
- Desai, A., Goodman, V., Kapadia, N., Shay, B. L., & Szturm, T. (2010). Relationship between dynamic balance measures and functional performance in community-dwelling elderly people. *Physical Therapy*, *90*(5), 748–760. doi: 10.2522/ptj.20090100
- Dipaola, M., Pavan, E. E., Cattaneo, A., Frazzitta, G., Pezzoli, G., Cavallari, P., ... Isaias, I. U. (2016). Mechanical energy recovery during walking in patients with Parkinson disease. *Plos One*, *11*(6), 1–9. doi: 10.1371/journal.pone.0156420
- Donath, L., Faude, O., Lichtenstein, E., Nüesch, C., & Mündermann, A. (2016). Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: Comparison to an instrumented treadmill. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *13*(6), 1–9. doi: 10.1186/s12984-016-0115-z

- Dorsey, E. R., & Bloem, B. R. (2018). The Parkinson pandemic—A call to action. *JAMA Neurology*, *75*(1), 9–10. doi: 10.1001/jamaneurol.2017.3299
- Dupalová, D., Šlachťová, M., Neumannová, K., Doleželová, E. I., Magátová, M., & Sečkařová, L. (2017). Klinické hodnocení rovnováhy u pacientů s Parkinsonovou nemocí v fyzioterapeutické praxi. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, *24*(4), 243–249. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2017-4/klinicke-hodnoceni-rovnovahy-u-pacientu-s-parkinsonovou-nemoci-v-fyzioterapeuticke-praxi-62433>
- Elbaz, A., Carcaillon, L., Kab, S., & Moisan, F. (2016). Epidemiology of Parkinson's disease. *Revue Neurologique*, *172*(1), 14–26. doi: 10.1016/j.neurol.2015.09.012
- Ellis, T. D., Cavanaugh, J. T., DeAngelis, T., Hendron, K., Thomas, C. A., Saint-Hilaire, M., ... Latham, N. K. (2019). Comparative effectiveness of mhealth-supported exercise compared with exercise alone for people with Parkinson disease: Randomized controlled pilot study. *Physical Therapy*, *99*(2), 203–216. doi: 10.1093/ptj/pzy131
- Ellis, T. D., Colón-Semenza, C., DeAngelis, T. R., Thomas, C. A., Hilaire, M.-H. Saint, Earhart, G. M., & Dibble, L. E. (2021). Evidence for early and regular physical therapy and exercise in Parkinson's disease. *Seminars in Neurology*, *41*(2), 189–205. doi: 10.1055/s-0041-1725133
- Field-Fote, E. (2009). *Spinal Cord Injury Rehabilitation*. Philadelphia, USA: F.A. Davis Company.
- Fisher, B. E., Wu, A. D., Salem, G. J., Song, J., Lin, C.-H. J., Yip, J., ... Petzinger, G. (2008). The effect of exercise training in improving motor performance and corticomotor excitability in people with early Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *89*(7), 1221–1229. doi: 10.1016/j.apmr.2008.01.013
- Goetz, C. G. (2011). The history of Parkinson's disease: Early clinical descriptions and neurological therapies. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, *1*(1), 1–15. doi: 10.1101/cshperspect.a008862
- Greenfield, J. G., & Bosanquet, F. D. (1953). The brain-stem lesions in parkinsonism. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *16*(4), 213–226. doi:

10.1136/jnnp.16.4.213

- Haley, S. M., & Fragala-Pinkham, M. A. (2006). Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Physical Therapy*, 86(5), 735–743. doi: 10.1093/ptj/86.5.735
- Harro, C. C., Shoemaker, M. J., Frey, O., Gamble, A. C., Haring, K. B., Karl, K. L., ... VanHaitisma, R. J. (2014). The effects of speed-dependent treadmill training and rhythmic auditory-cued overground walking on balance function, fall incidence, and quality of life in individuals with idiopathic Parkinson's disease: A randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation*, 34(3), 541–556. doi: 10.3233/NRE-141048
- HASOMED. (2016). *RehaGait – Uživatelský manuál*. Magdeburg, Německo: Author.
- Hoehn, M. M., & Yahr, M. D. (1967). Parkinsonism: Onset, progression, and mortality. *Neurology*, 17(5), 427–442. doi: 10.1212/WNL.17.5.427
- Horak, F. B., & Mancini, M. (2013). Objective biomarkers of balance and gait for Parkinson's disease using body-worn sensors. *Movement Disorders*, 28(11), 1544–1551. doi: 10.1002/mds.25684
- Horak, F. B., Mancini, M., & Nutt, J. G. (2020). *Balance Dysfunction in Parkinson's Disease*. Londýn, Velká Británie: Academic Press. doi: 10.1016/C2017-0-00054-X
- Huff, A., Brown, A., Smith, B. K., & Pitts, T. (2017). Mechanisms for successful rehabilitation of cough in Parkinson's disease using expiratory muscle strength training. *Perspectives of the ASHA Special Interest Groups*, 2(13), 93–102. doi: 10.1044/persp2.SIG13.93
- Hyndman, D. (2004). “Stops walking when talking” as a predictor of falls in people with stroke living in the community. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 75(7), 994–997. doi: 10.1136/jnnp.2003.016014
- Illarioškin, S. N. (2015). Příčiny vzniku Parkinsonovy nemoci – nové představy a nové výzvy. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, 78/111(3), 283–291. Retrieved from <https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2015-3-8/priciny-vzniku-parkinsonovy-nemoci-nove-predstavy-a-nove-vyzvy-52142/download?hl=cs>
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické*

- analýzy pohybu*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kaňovský, P. (2000). Parkinsonské syndromy. *Neurologie pro Praxi*, 1, 23–27. Retrieved from https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200001-0006_Parkinsonske_syndromy.php
- Kaňovský, P., Bártková, A., Hlušík, P., Mareš, J., & Otruba, P. (2019). *Obecná neurologie*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Keus, S., Munneke, M., Graziano, M., Paltamaa, J., Pelosin, E., Domingos, J., ... Bloem, B. (2014). *Evropské doporučené postupy pro fyzioterapeutickou léčbu Parkinsonovy nemoci*. Nizozemsko: KNGF/ParkinsonNet. Retrieved from https://www.parkinsonnet.nl/app/uploads/sites/3/2019/11/doporu_en__postupy_pro_o_fyzioterapeutickou_l__bu_parkinsonovy_nemoci_fin_81277__-_kop_rovat.pdf
- Kimura, T., Kobayashi, H., Nakayama, E., & Hanaoka, M. (2007). Effects of aging on gait patterns in the healthy elderly. *Anthropological Science*, 115(1), 67–72. doi: 10.1537/ase.060309
- Klucken, J., Barth, J., Kugler, P., Schlachetzki, J., Henze, T., Marxreiter, F., ... Winkler, J. (2013). Unbiased and mobile gait analysis detects motor impairment in Parkinson's disease. *PLoS ONE*, 8(2), 1–9. doi: 10.1371/journal.pone.0056956
- Kolář, P. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Česká republika: Galén.
- Kwon, K.-Y., Lee, M., Ju, H., & Im, K. (2020). Risk factors for falls in patients with de novo Parkinson's disease: A focus on motor and non-motor symptoms. *Journal of Movement Disorders*, 13(2), 142–145. doi: 10.14802/jmd.20009
- Lang, J. T., Kassin, T. O., Devaney, L. L., Colon-Semenza, C., & Joseph, M. F. (2016). Test-retest reliability and minimal detectable change for the 10-Meter Walk Test in older adults with Parkinson's disease. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 39(4), 165–170. doi: 10.1519/JPT.0000000000000068
- Lieberman, A., Krishnamurthi, N., Dhall, R., Salins, N., Pan, D., & Deep, A. (2016). Predicting falls in Parkinson disease patients. *Archives of Neuroscience*, 3(1), 1–4. doi: 10.5812/archneurosci.18646
- Lindemann, U. (2020). Spatiotemporal gait analysis of older persons in clinical practice and research. *Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie*, 53(2), 171–178. doi:

10.1007/s00391-019-01520-8

- Lord, S., Galna, B., Yarnall, A. J., Morris, R., Coleman, S., Burn, D., & Rochester, L. (2017). Natural history of falls in an incident cohort of Parkinson's disease: Early evolution, risk and protective features. *Journal of Neurology*, *264*(11), 2268–2276. doi: 10.1007/s00415-017-8620-y
- Luna, N. M. S., Brech, G. C., Canonica, A., Ernandes, R. de C., Bocalini, D. S., Greve, J. M. D., & Alonso, A. C. (2020). Effects of treadmill training on gait of elders with Parkinson's disease: A literature review. *Einstein (São Paulo)*, *18*(1), 1–9. doi: 10.31744/einstein_journal/2020RW5233
- Lundin-Olsson, L., Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1997). “Stops walking when talking” as a predictor of falls in elderly people. *The Lancet*, *349*(9052), 617. doi: 10.1016/S0140-6736(97)24009-2
- Mak, M. K., Wong-Yu, I. S., Shen, X., & Chung, C. L. (2017). Long-term effects of exercise and physical therapy in people with Parkinson disease. *Nature Reviews Neurology*, *13*(11), 689–703. doi: 10.1038/nrneurol.2017.128
- Manyam, B. V. (1990). Paralysis agitans and levodopa in “Ayurveda”: Ancient Indian medical treatise. *Movement Disorders*, *5*(1), 47–48. doi: 10.1002/mds.870050112
- Maranhão-Filho, P. A., Maranhão, E. T., Silva, M. M. da, & Lima, M. A. (2011). Rethinking the neurological examination I: Static balance assessment. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, *69*(6), 954–958. doi: 10.1590/S0004-282X2011000700021
- Marsden, C. D. (1980). The enigma of the basal ganglia and movement. *Trends in Neurosciences*, *3*(11), 284–287. doi: 10.1016/0166-2236(80)90103-4
- Mateo, P. G. (2020). Measurement of a squat movement velocity: comparison between a RehaGait accelerometer and the high-speed video recording method called MyLift. *Journal of Physical Education and Sport*, *20*(3), 1343 – 1353. doi: 10.7752/jpes.2020.03186
- Mehrholz, J., Kugler, J., Storch, A., Pohl, M., Elsner, B., & Hirsch, K. (2015). Treadmill training for patients with Parkinson's disease. In J. Mehrholz (Ed.), *Cochrane Database of Systematic Reviews*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd. doi: 10.1002/14651858.CD007830.pub3

- Melo, T. A. de, Duarte, A. C. M., Bezerra, T. S., França, F., Soares, N. S., & Brito, D. (2019). The Five Times Sit-to-Stand Test: Safety and reliability with older intensive care unit patients at discharge. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, *31*(1), 27–33. doi: 10.5935/0103-507X.20190006
- Menšíková, K., Bareš, M., & Kaňovský, P. (2015). *Atypické parkinsonské syndromy*. Praha, Česká republika: Galén.
- Menšíková, K., Kaňovský, P., & Hlušík, P. (2013). James Parkinson a jeho doba. *Neurologie pro Praxi*, *14*(2), 111–114. Retrieved from https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-201302-0015_James_Parkinson_a_jeho_doba_k_vyroci_narozeni_Jamese_Parkinsona_11_dubna_1755.php
- Menšíková, K., Kaňovský, P., Kaiserová, M., Nestrašil, I., & Bareš, M. (2013). Proměnlivá tvář parkinsonské neurodegenerace. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, *76/109*(1), 26–34. Retrieved from <https://www.csnm.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2013-1-6/promenliva-tvar-parkinsonske-neurodegenerace-39601>
- Mirelman, A., Bonato, P., Camicioli, R., Ellis, T. D., Giladi, N., Hamilton, J. L., ... Almeida, Q. J. (2019). Gait impairments in Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, *18*(7), 697–708. doi: 10.1016/S1474-4422(19)30044-4
- Monteiro, E. P., Wild, L. B., Martinez, F. G., Pagnussat, A. de S., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2017). Biomechanical aspects of locomotion people with Parkinson's disease: Review study. *Revista Brasileira de Ciências Do Esporte*, *39*(4), 450–457. doi: 10.1016/j.rbce.2016.07.003
- Murray, M. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*, *46*(1), 290–333. Retrieved from https://journals.lww.com/ajpmr/Citation/1967/02000/GAIT_AS_A_TOTAL_PATTERN_OF_MOVEMENT__INCLUDING_A.26.aspx
- Nadeau, A., Pourcher, E., & Corbeil, P. (2014). Effects of 24 wk of treadmill training on gait performance in Parkinson's disease. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *46*(4), 645–655. doi: 10.1249/MSS.0000000000000144
- Navrátilová, D. (2020). *Hodnocení vybraných charakteristik chůze u pacientů s*

- Parkinsonovou nemocí pomocí systému RehaGait*. Diplomová práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc, Česká republika.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Neumannová, K., Svoboda, Z., Kováčiková, Z., Zatloukal, J., Procházková, M., & Janura, M. (2014). Možnosti využití zátěžového terénního chodeckého testu Incremental Shuttle Walk Test v rehabilitační praxi a klinickém výzkumu u nemocných s respirační dysfunkcí. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 21(4), 194–198. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280573463_Moznosti_vyuziti_zatezoveho_o_terenniho_chodeckeho_testu_Incremental_Shuttle_Walk_Test_v_rehabilitacni_praxi_a_klinickem_vyzkumu_u_nemocnych_s_respiracni_dysfunkci
- Nonnekes, J., Snijders, A. H., Nutt, J. G., Deuschl, G., Giladi, N., & Bloem, B. R. (2015). Freezing of gait: A practical approach to management. *The Lancet Neurology*, 14(7), 768–778. doi: 10.1016/S1474-4422(15)00041-1
- Novotná, K., & Lízrová Preiningerová, J. (2013). Poruchy chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou. *Neurologie pro Praxi*, 14(4), 185–187. Retrieved from https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-201304-0006_Poruchy_chuze_u_pacientu_s_roztrousenou_sklerozou.php
- Parkinson, J. (1817). *Essay on the shaking palsy*. London, Velká Británie: Sherwood, Neely and Jones.
- Parraca, J. A., Olivares, P. R., Carbonell-Baeza, A., Aparicio, V. A., Adsuar, J. C., & Gusi, N. (2011). Test-retest reliability of Biodex Balance SD on physically active old people. *Journal of Human Sport and Exercise*, 6(2), 444–451. doi: 10.4100/jhse.2011.62.25
- Paul, S. S., Canning, C. G., Sherrington, C., Lord, S. R., Close, J. C. T., & Fung, V. S. C. (2013). Three simple clinical tests to accurately predict falls in people with Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 28(5), 655–662. doi: 10.1002/mds.25404
- Pelosin, E., Avanzino, L., Barella, R., Bet, C., Magioncalda, E., Trompetto, C., ... Abbruzzese, G. (2017). Treadmill training frequency influences walking

- improvement in subjects with Parkinson's disease: A randomized pilot study. *Eur J Phys Rehabil Med*, 53(2), 201–208. doi: 0.23736/S1973-9087.16.04301-X
- Perez-Lloret, S., Negre-Pages, L., Damier, P., Delval, A., Derkinderen, P., Destée, A., ... Rascol, O. (2014). Prevalence, determinants, and effect on quality of life of freezing of gait in Parkinson disease. *JAMA Neurology*, 71(7), 884–890. doi: 10.1001/jamaneurol.2014.753
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis-Normal and Pathological Function* (1st ed.). New Jersey, USA: Slack.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2. edition). New Jersey, USA: Slack Incorporated.
- Petersen, C., Steffen, T., Paly, E., Dvorak, L., & Nelson, R. (2017). Reliability and minimal detectable change for Sit-to-Stand Tests and the functional gait assessment for individuals with Parkinson disease. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 40(4), 223–226. doi: 10.1519/JPT.000000000000102
- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3), 81–95. doi: 10.1007/s00508-016-1096-4
- Pohl, M., Rockstroh, G., Rückriem, S., Mrass, G., & Mehrholz, J. (2003). Immediate effects of speed-dependent treadmill training on gait parameters in early Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(12), 1760–1766. doi: 10.1016/S0003-9993(03)00433-7
- Prokeš, M., & Suchopár, J. (2018). Antiparkinsonika, psychické poruchy u pacientů s Parkinsonovou nemocí a lékové interakce. *Klinická Farmakologie a Farmacie*, 32(2), 13–19. doi: 10.36290/far.2018.010
- Radder, D. L. M., Lígia Silva de Lima, A., Domingos, J., Keus, S. H. J., van Nimwegen, M., Bloem, B. R., & de Vries, N. M. (2020). Physiotherapy in Parkinson's disease: A meta-analysis of present treatment modalities. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 34(10), 871–880. doi: 10.1177/1545968320952799
- Reguli, Z., & Svobodová, L. (2011). Česká verze diagnostiky strachu z pádů u seniorů FES-I (Falls Efficacy Scale International). *Studia Sportiva*, 5(2), 5–12. doi: 10.5817/StS2011-2-1

- Robinson, A. G., Dennett, A. M., & Snowdon, D. A. (2019). Treadmill training may be an effective form of task-specific training for improving mobility in people with Parkinson's disease and multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Physiotherapy, 105*(2), 174–186. doi: 10.1016/j.physio.2018.11.007
- Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. (2006). *Bolest*. Praha, Česká republika: Tigis.
- Rutz, D. G., & Benninger, D. H. (2020). Physical therapy for freezing of gait and gait impairments in Parkinson disease: A systematic review. *PM&R, 12*(11), 1140–1156. doi: 10.1002/pmrj.12337
- Růžička, E., Roth, J., Kaňovský, P., Sekyrová, M., Urgošík, D., & Vladyka, V. (2000). *Parkinsonova nemoc a parkinsonské syndromy*. Praha, Česká republika: Galén.
- Růžička, E., Šonka, K., Marusič, P., & Rusina, R. (2019). *Neurologie*. Praha, Česká republika: Triton.
- Schaafsma, J. D., Giladi, N., Balash, Y., Bartels, A. L., Gurevich, T., & Hausdorff, J. M. (2003). Gait dynamics in Parkinson's disease: Relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. *Journal of the Neurological Sciences, 212*(1–2), 47–53. doi: 10.1016/S0022-510X(03)00104-7
- Schmitt, A. C., Baudendistel, S. T., Fallon, M. S., Roper, J. A., & Hass, C. J. (2020). Assessing the relationship between the enhanced gait variability index and falls in individuals with Parkinson's disease. *Parkinson's Disease, 2020*, 1–5. doi: 10.1155/2020/5813049
- Schoneburg, B., Mancini, M., Horak, F., & Nutt, J. G. (2013). Framework for understanding balance dysfunction in Parkinson's disease. *Movement Disorders, 28*(11), 1474–1482. doi: 10.1002/mds.25613
- Shah, J., Pillai, L., Williams, D. K., Doerhoff, S. M., Larson-Prior, L., Garcia-Rill, E., & Virmani, T. (2018). Increased foot strike variability in Parkinson's disease patients with freezing of gait. *Parkinsonism & Related Disorders, 53*(1), 58–63. doi: 10.1016/j.parkreldis.2018.04.032
- Shaw, K. A., Zello, G. A., Butcher, S. J., Ko, J. B., Bertrand, L., & Chilibeck, P. D. (2021). The impact of face masks on performance and physiological outcomes during exercise: A systematic review and meta-analysis. *Applied Physiology*,

- Nutrition, and Metabolism*, 46(7), 693–703. doi: 10.1139/apnm-2021-0143
- Shulman, L. M., Taback, R. L., Rabinstein, A. A., & Weiner, W. J. (2002). Non-recognition of depression and other non-motor symptoms in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 8(3), 193–197. doi: 10.1016/S1353-8020(01)00015-3
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*, 80(9), 896–903. doi: 10.1093/ptj/80.9.896
- Srp, M., Gál, O., Korteová, R., Jech, R., Růžička, E., & Hoskovcová, M. (2020). Hygiena dýchacích cest u pacientů s Parkinsonovou nemocí – přehled problematiky a možnosti fyzioterapeutické intervence. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie*, 83/116(4), 375–381. doi: 10.14735/amcsnn2020375
- Steffen, T., & Seney, M. (2008). Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-item short-form health survey, and the unified Parkinson disease rating scale in people with parkinsonism. *Physical Therapy*, 88(6), 733–746. doi: 10.2522/ptj.20070214
- Stubbs, B., Stubbs, J., Gnanaraj, S. D., & Soundy, A. (2016). Falls in older adults with major depressive disorder (MDD): A systematic review and exploratory meta-analysis of prospective studies. *International Psychogeriatrics*, 28(1), 23–29. doi: 10.1017/S104161021500126X
- Suttrup, I., & Warnecke, T. (2016). Dysphagia in Parkinson's disease. *Dysphagia*, 31(1), 24–32. doi: 10.1007/s00455-015-9671-9
- Tolosa, E., Compta, Y., & Gaig, C. (2007). The premotor phase of Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 13(1), S2–S7. doi: 10.1016/j.parkreldis.2007.06.007
- Trigueiro, L. C. de L., Gama, G. L., Ribeiro, T. S., Ferreira, L. G. L. de M., Galvão, É. R. V. P., Silva, E. M. G. de S. e, ... Lindquist, A. R. R. (2017). 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*, 21(1), 93–100. doi: 10.1016/j.jbmt.2016.05.009

- Tseng, I.-J., Yuan, R.-Y., & Jeng, C. (2015). Treadmill training improves forward and backward gait in early Parkinson disease. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *94*(10), 811–819. doi: 10.1097/PHM.0000000000000273
- Tysnes, O.-B., & Storstein, A. (2017). Epidemiology of Parkinson's disease. *Journal of Neural Transmission*, *124*(8), 901–905. doi: 10.1007/s00702-017-1686-y
- Uhlíř, P., Betlachová, M., & Dvořák, R. (2014). Péče o pacienta s poruchou pohybu v domácím prostředí – 3. část, 3. pokračování. *Medicína pro Praxi*, *11*(1), 40–43. Retrieved from https://www.solen.cz/artkey/med-201401-0009_Pece_o_pacienta_s_poruchou_pohybu_v_domacim_prostredi-3_cast_3_pokracovani_Parkinsonova_nemoc.php
- Vařeka, I., Janura, M., & Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, *25*(2), 81–86. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2018-2-14/kineziologie-chuze-105730>
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha, Česká republika: Triton.
- Vescovelli, F., Sarti, D., & Ruini, C. (2018). Subjective and psychological well-being in Parkinson's disease: A systematic review. *Acta Neurologica Scandinavica*, *138*(1), 12–23. doi: 10.1111/ane.12946
- Virmani, T., Moskowitz, C. B., Vonsattel, J.-P., & Fahn, S. (2015). Clinicopathological characteristics of freezing of gait in autopsy-confirmed Parkinson's disease. *Movement Disorders*, *30*(14), 1874–1884. doi: 10.1002/mds.26346
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis An introduction* (4th ed.). Edinburgh, Scotland: Heidi Harrison.
- Wilson, J., Alcock, L., Yarnall, A. J., Lord, S., Lawson, R. A., Morris, R., ... Galna, B. (2020). Gait progression over 6 years in Parkinson's disease: Effects of age, medication, and pathology. *Frontiers in Aging Neuroscience*, *12*(577435), 1–13. doi: 10.3389/fnagi.2020.577435
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th ed.). New Jersey, USA: John Wiley & Sons, Inc.
- Wren, T. A. L., Lening, C., Rethlefsen, S. A., & Kay, R. M. (2013). Impact of gait analysis

- on correction of excessive hip internal rotation in ambulatory children with cerebral palsy: A randomized controlled trial. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(10), 919–925. doi: 10.1111/dmcn.12184
- Zanardi, A. P. J., da Silva, E. S., Costa, R. R., Passos-Monteiro, E., dos Santos, I. O., Krueel, L. F. M., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2021). Gait parameters of Parkinson's disease compared with healthy controls: A systematic review and meta-analysis. *Scientific Reports*, 11(1), 1–13. doi: 10.1038/s41598-020-80768-2
- Zhang, Z.-X., Dong, Z.-H., & Román, G. C. (2006). Early descriptions of Parkinson disease in Ancient China. *Archives of Neurology*, 63(5), 782–784. doi: 10.1001/archneur.63.5.782

PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 22.2.2021 byl projekt diplomové práce

autor /hlavní řešitel/: **Bc. Kateřina Vitová**

s názvem: **Vliv tréninku chůze na chůzovém trenažéru na vybrané charakteristiky chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí s využitím systému RehaGait Analyzer Pro**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **35/2021**

dne: **1. 3. 2021**

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

Příloha 2. Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Název: Vliv tréninku chůze na chůzovém trenažéru na vybrané charakteristiky chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí s využitím systému RehaGait Analyzer Pro

Forma projektu: diplomová práce

Autorka: Bc. Kateřina Vitová

Vedoucí práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Já, níže podepsaný/á, souhlasím se svou účastí ve studii týkající se sledování vlivu tréninku chůze na chůzovém trenažéru na vybrané charakteristiky chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Prohlašuji, že jsem byl/a podrobně informován/a o cíli studie a o jejích postupech. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Jsem si vědom/a, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit nebo účast na studii ukončit. Moje účast ve studii je dobrovolná.

Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. 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.

Porozuměl/a jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Datum: _____

Jméno: _____

Podpis _____

VYŠETŘENÍ – 1, 2, 3

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

TUG S	Čas
1.	
2.	

TUG R	Čas
1.	
2.	

TUG M	Čas
1.	
2.	

TUG K	Čas	Chyby
1.		
2.		

FTSST	Čas
1.	
2.	

FRT	Délka
1.	

360DTT L	Čas	Freezing
1.		

360DTT P	Čas	Freezing
1.		

10MWT S	Čas
1.	
2.	
3.	

10MWT R	Čas
1.	
2.	
3.	

6MWT	Čas	Délka	BSD	BSVU
1.				

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

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

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

Příloha 5. Borgova škála vnímaného úsilí (Neumannová et al., 2015), přejato

Číselné hodnocení	Slovní hodnocení
6	
7	velmi, velmi lehká
8	
9	velmi lehká
10	
11	lehká
12	
13	poněkud namáhavá
14	
15	namáhavá
16	
17	velmi namáhavá
18	
19	
20	velmi, velmi namáhavá

Příloha 6. Potvrzení o překladu

POTVRZENÍ O PŘEKLADU ABSTRAKTU A SOUHRNU DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: *Bc. Kateřina Vitová*

Typ studia: *NMgr.*

Forma studia: *Prezenční*

Studijní obor: *Fyzioterapie*

Akademický rok: *2020/2021*

Název diplomové práce: *Vliv tréninku chůze na chůzovém trenážeru na vybrané charakteristiky chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí s využitím systému RehaGait Analyzer Pro*

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

V Olomouci dne 9. 7. 2021

J. Holeš

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