

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

**HODNOCENÍ VYBRANÝCH CHARAKTERISTIK CHŮZE  
U PACIENTŮ S PARKINSONOVOU NEMOCÍ POMOCÍ SYSTÉMU  
REHAGAIT**

Diplomová práce

Autor: Bc. Dagmar Navrátilová, obor fyzioterapie

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

Olomouc 2020

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Dagmar Navrátilová

**Název magisterské práce:** Hodnocení vybraných charakteristik chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí systému RehaGait

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

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

**Rok obhajoby magisterské práce:** 2020

**Abstrakt:** Cílem práce bylo zhodnotit test-retest opakovatelnost měření vybraných časoprostorových parametrů chůze systémem RehaGait Analyzer Pro. Opakovatelnost byla měřena jak u kontrolní skupiny zdravých osob, tak u jedinců s Parkinsonovou nemocí. Dílčím cílem bylo porovnat časoprostorové parametry mezi těmito dvěma výzkumnými soubory a zda se liší mezi sebou jednotlivé pokusy chůze.

Jedinci v kontrolní skupině (n=19) i jedinci s Parkinsonovou nemocí (n=22) se třikrát prošli po rovné chodbě bez překážek jejich přirozenou chůzí. Po hodině od prvního měření byla provedena analýza znovu, třikrát přirozenou chůzí. Parametry, které se hodnotily, byly: trvání a délka dvojkroku, rychlost chůze, kadence, doba stojné, švihové, jednooporové, dvouoporové fáze, fáze postupného zatěžování, mezistoj, konečné a předšvihové.

Reliabilita byla zjišťována Spearmanovým korelačním koeficientem r. U kontrolní skupiny byla opakovatelnost dobrá až vysoká (r=0,82-0,98), u jedinců s PN byla reliabilita nižší. Hodnoty se pohybovaly v rozmezí 0,59-0,96. Nad 0,9 dosáhly jen dva parametry, konečná fáze a mezistoj, oba pro pravou dolní končetinu. Základní chůzové parametry (rychlost chůze, kadence, délka a trvání dvojkroku) měly reliabilitu měření u kontrolní skupiny vysokou (r=0,95-0,98), u jedinců s PN dobrou (r=0,83-0,88). Pouze kadence vykazovala u jedinců s PN reliabilitu nízkou (r=0,68).

Pro zjištění rozdílů mezi měřeními byl použit Wilcoxonův párový test. Při měření bezprostředně za sebou byl nalezen pouze jeden rozdíl v kontrolní skupině. U jedinců s Parkinsonovou nemocí bylo zjištěno pouze 7 statisticky významných rozdílů, což je 5,8 % z celkového počtu 120 testů. Při zjišťování rozdílů měření s odstupem jedné hodiny byly porovnávány průměry daných tří měření. Zde bylo zjištěno 50 % statisticky významných rozdílů v obou výzkumných souborech. Z klinického hlediska jsou tyto rozdíly nevýznamné, protože hodnoty rozdílů jsou velmi nízké.

Rozdíly ve vybraných časoprostorových parametrech mezi výzkumnými soubory byly zjišťovány Mann-Whitneyovým testem a byly porovnávány průměry tří měření. Jedinci s Parkinsonovou nemocí mají statisticky významně kratší krok, pomalejší chůzi, delší fázi

postupného zatěžování a kratší konečnou fází. Rozdíly ve fázích krokového cyklu byly zjištěny pouze v jednom měření a jen pro levou dolní končetinu.

**Klíčová slova:** RehaGait, reliabilita, Parkinsonova nemoc, krokový cyklus, časoprostorové parametry

*Souhlasím s půjčováním závěrečné písemné práce v rámci knihovnických služeb.*

**Author's First Name and Surname:** Bc. Dagmar Navrátilová

**Title of Master Thesis:** Evaluation of selected walking characteristics in patients with Parkinson's disease using the Rehgait system

**Department:** Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, The Palacky University, Olomouc

**Supervisor:** Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

**Year of Presentation:** 2020

**Abstract:** The aim of this thesis was to evaluate the test-retest repeatability of the measurement of selected spatiotemporal parameters of walking using the system RehaGait Analyzer Pro. Repeatability was measured in the control group of healthy people, as well as patients who suffer from Parkinson's disease. The partial goal was to compare the spatiotemporal parameters between these two research groups and whether the individual walking attempts differ from each other.

Individuals in the control group (n=19) and individuals with Parkinson's disease (n=22) walked three times down a straight corridor without obstacles by their natural walking. One hour after the first measurement, the analysis was performed again, three times by natural walking.

The following parameters were evaluated: duration and length of the stride, walking speed, cadence, duration of stance, swing, single-support phase, two-support phase, loading response, intermediate positions, terminal stance and pre-swing.

Reliability was determined by Spearman correlation coefficient  $r$ . In the control group, the repeatability was good to high ( $r = 0.82-0.98$ ), in individuals with PN, the reliability was lower. The values ranged from 0.59-0.96. Above 0.9, only two parameters were reached – the final phase and the intermediate position, both for the right lower limb. The basic walking parameters (walking speed, cadence, length and duration of the stride) had a high measurement reliability in the control group ( $r = 0.95-0.98$ ), in individuals with PN, it was found good ( $r = 0.83-0.88$ ). Only cadence showed low reliability in individuals with PN ( $r = 0.68$ ).

The Wilcoxon matched pairs test was used to determine the differences between measurements. When measuring consecutively, only one difference was found in the control group. Only 7 statistically significant differences were found in individuals with Parkinson's disease, which corresponds to 5.8% of the total number of 120 tests. When determining the differences in measurements with an interval of one hour, the averages of the three measurements were compared. Here, 50% of statistically significant differences were found in both research groups. From a clinical point of view, these differences are insignificant because the values of the differences are very low.

Differences in selected spatiotemporal parameters between research groups were determined by Mann-Whitney test and the averages of three measurements were compared. Individuals with

Parkinson's disease have a statistically significantly shorter step, slower gait, a longer phase of loading response, and a shorter final phase. Differences in the phases of the step cycle were found in only one measurement, and only for the left lower limb.

**Keywords:** RehaGait, reliability, Parkinson's disease, gait cycle, spatiotemporal parameters

*I agree this Thesis to be lent 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 Olomouc dne 1. 5. 2020

.....

podpis

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala své vedoucí Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D., za její odborné vedení při psaní mé diplomové práce, cenné rady, náměty a připomínky. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Lucii Bizovské za její pomoc se zpracováním statistických dat. Mé další poděkování patří všem probandům, kteří byli ochotní se účastnit experimentální části mé diplomové práce. V neposlední řadě děkuji také všem svým přátelům, rodině a příteli, kteří mě při psaní diplomové práce neustále podporovali.

# Obsah

<b>ÚVOD</b> .....	<b>12</b>
<b>1 PARKINSONOVA NEMOC</b> .....	<b>14</b>
1.1 Epidemiologie .....	14
1.2 Etiopatogeneze .....	14
1.3 Symptomy .....	15
1.4 Motorické projevy Parkinsonovy nemoci .....	16
1.5 Diagnóza .....	17
1.6 Léčba .....	17
<b>2 ŘÍZENÍ POHYBU</b> .....	<b>19</b>
2.1 Bazální ganglia .....	20
<b>3 KROKOVÝ CYKLUS</b> .....	<b>23</b>
3.1 Fáze krokového cyklu dle Perry.....	25
3.2 Poruchy chůze u Parkinsonovy nemoci .....	26
<b>4 TESTOVÁNÍ A ANALÝZA CHŮZE</b> .....	<b>31</b>
4.1 Klinické testy chůze.....	31
4.2 Přístrojová analýza chůze.....	32
4.3 Inerciální senzory .....	33
4.4 RehaGait .....	34
<b>5 RELIABILITA PŘÍSTROJŮ</b> .....	<b>37</b>



5.1	Reliabilita chůze.....	38
<b>6</b>	<b>CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY.....</b>	<b>40</b>
6.1	Hlavní cíl.....	40
6.2	Díličí cíle.....	40
6.3	Výzkumné hypotézy.....	40
6.4	Výzkumné otázky.....	40
<b>7</b>	<b>METODIKA.....</b>	<b>41</b>
7.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	41
7.2	Průběh měření.....	43
7.3	Statistické zpracování dat.....	44
<b>8</b>	<b>VÝSLEDKY.....</b>	<b>45</b>
8.1	Hypotéza H <sub>01</sub> .....	45
8.2	Hypotéza H <sub>02</sub> .....	46
8.3	Hypotézy H <sub>03</sub> .....	46
8.4	Hypotéza H <sub>04</sub> .....	47
8.5	Výzkumné otázky.....	48
8.5.1	Výzkumná otázka V01.....	48
8.5.2	Výzkumná otázka V02.....	50
8.5.3	Výzkumná otázka V03.....	50
<b>9</b>	<b>DISKUZE.....</b>	<b>57</b>
9.1	Reliabilita chůze.....	57
9.2	Porovnání časoprostorových parametrů jedinců s Parkinsonovou nemocí a kontrolní skupinou.....	59
	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>65</b>

<b>SOUHRN.....</b>	<b>67</b>
<b>SUMMARY.....</b>	<b>69</b>
<b>REFERENČNÍ SEZNAM.....</b>	<b>71</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ.....</b>	<b>81</b>
<b>SEZNAM TABULEK.....</b>	<b>82</b>
<b>SEZNAM GRAFŮ.....</b>	<b>83</b>
<b>PŘÍLOHY.....</b>	<b>84</b>

## SEZNAM ZKRATEK

f.	fáze
FTSST	test Five Time Sit to Stand
H&Y	škála PN dle Hoehnové a Yahra
ICC	koeficient vnitřní korelace
KS	kontrolní skupina
LDK	levá dolní končetina
MPTP	1-methyl-4-phenyl-1,2,3,6-tetrahydropyridin
PDK	pravá dolní končetina
PN	Parkinsonova nemoc
MR	magnetická rezonance
r	korelační koeficient
TUG	test Timed Up and Go
WHO	Světová zdravotnická organizace

## Úvod

Dle Světové zdravotnické organizace (WHO) je Parkinsonova nemoc kvůli postupnému snižování funkce a schopnosti se o sebe starat pro kvalitu života stejně zatěžující jako amputace horní končetiny, drogová závislost, selhávání srdce, hluchota nebo tuberkulóza (Mathers, Fat & Boerma, 2008). Tato nemoc je charakteristická motorickými příznaky: bradykineze a hypokineze, rigidita, tremor a zhoršení posturálních reakcí. Všechny tyto poruchy se manifestují mimo jiné v chůzi, která se s progresí nemoci zhoršuje (Chou, 2019). Chůze je jedním z důležitých ukazatelů kvality života a kvalitní chůze je jedním z předpokladů pro udržení schopnosti sebeobsluhy bez cizí pomoci (Schlachetzki et al., 2017). Jedinci s Parkinsonovou nemocí mají tendenci chodit pomaleji, šouravou chůzí, mají snížený švihový souhyb horních končetin. Na začátku chůze, při otáčení či před nějakou překážkou se mohou objevovat hesitace či freezing (Salarian et al., 2004). Snížená kvalita chůze má za následek vyšší riziko pádu, s čímž jsou spojené komplikace jako například zlomenina krčku femuru. Následné dlouhodobé upoutání na lůžko může vést ke zhoršení celkového stavu, který se již nemusí vrátit do stavu jako před pádem. Proto je analýza patologické chůze a její následné vyhodnocení důležitým prvkem v předcházení pádů a dalších komplikací spojených s poruchou chůze. Na výsledcích z analýzy chůze může být případně založená i terapie, která se tak může efektivně zacílit na specifickou část krokového cyklu.

Časoprostorová analýza lidské chůze pomocí validních a reliabilních systémů může také pomoci při odhalení funkčních a klinických změn způsobenými nemocemi, či krátkodobou, případně dlouhodobou, intervencí (Donath, Faude, Lichtenstein, Nüesch & Mündermann, 2016). Analýza chůze může být také využívána pro sledování progresu nemoci, nebo naopak jako objektivní metoda pro zjištění efektu rehabilitace či operace (Caldas et al., 2017). Například rychlost chůze je využívána jako ukazatel lokomočního deficitu, prodloužená stojná fáze, a/nebo kroky se širší bází jsou spojeny s vyšší nestabilitou. Krátké kroky a jejich zvýšená frekvence mohou být přímo rysem patologické chůze (Iosa, Picerno, Paolucci & Morone, 2016).

Pokud však chceme přístroje analyzující chůzi využívat v každodenní klinické praxi, je důležité, aby byl systém snadno použitelný, cenově dostupný a výsledky byly k dispozici, co nejdříve. Analýzu lze provádět i pouhým pozorováním, ale zde je riziko subjektivního ovlivnění a interpretace aspekce závisí na zkušenostech terapeuta (Uživatelský manuál RehaGait, 2016). Proto se do obliby dostávají systémy, které využívají malé, snadno umístitelné sensory

s akcelerometry, gyroskopy a magnetometry. Použití těchto přístrojů je jednoduché a levné (Okuda et al., 2016).

Nositelných inerciálních senzorů je na trhu celá řada, jedním z nich je systém *RehaGait Analyzer Pro*. Ten obsahuje sedm senzorů, které se umísťují na obě dolní končetiny, na boty, nad hlezenní klouby, nad kolenní klouby a jeden senzor se umísťuje na bedra, v oblasti čtvrtého bederního obratle. Tento systém měří následující parametry: délka dvojkroku, doba trvání dvojkroku, počet kroků, kadence, rychlost, doba trvání jednotlivých fází kroku, úhel chodidla vůči zemi, úhel v hlezenním kloubu, úhel v kolenním kloubu, úhel v kyčelním kloubu, maximální výšku chodidla, maximální cirkumdukci a typ cirkumdukce. Přístroj je schopen rozlišit fáze krokového cyklu a změřit dobu trvání jednotlivých fází: postupného zatěžování, středního stoje, konečného stoje, předšvihové fáze a kombinovaného švihu. V experimentální části této diplomové práce se pracovalo pouze s časovými parametry.

Reliabilita měření chůze pomocí systému *RehaGait Analyzer Pro* byla zatím zjišťována pouze u zdravých jedinců, mladých i seniorů (Donath, Faude, Lichtenstein, Nüesch & Mündermann, 2016; Donath et al. 2016), ale zatím žádná studie se nezabývala reliabilitou u jedinců s Parkinsonovou nemocí. Proto hlavním cílem této diplomové práce je stanovit, jak je měření chůze reliabilní nejen v kontrolní skupině, ale i u jedinců s Parkinsonovou nemocí. Dílčí cílem je zhodnotit, jak se při analýze chůze tímto systémem liší jednotlivé vybrané časoprostorové parametry mezi výzkumnými soubory.

# 1 Parkinsonova nemoc

Parkinsonova nemoc (PN) byla poprvé popsána Jamesem Parkinsonem v roce 1817, kdy tuto nemoc nazval „shaking palsy“, neboli třaslavá obrna. Je ale pravděpodobné, že PN existovala ještě dlouho předtím. Až více než 100 let po Jamesi Parkinsonovi bylo objeveno, že za tuto nemoc může postupný zánik buněk v substantia nigra obsahující dopamin (Pfeifer, Wszolek & Ebadi, 2013).

PN je chronicko-progresivní onemocnění s motorickými i nemotorickými projevy, které vzniká v důsledku sníženého počtu neuronů v substantia nigra a jiných pigmentových jader, což vede k nízké hladině dopaminu v bazálních gangliích. PN je nejčastější příčinou parkinsonského syndromu. Ten může vznikat ale i v rámci jiných neurodegenerativních onemocnění, jejichž příčinou není snížení dopaminu, ale nejčastěji poškození dopaminových receptorů, syndrom se pak nazývá sekundární parkinsonský syndrom (Růžička & Roth, 2005).

## 1.1 Epidemiologie

Beitz (2014) uvádí, že PN je druhým nejčastějším neurodegenerativním onemocněním a celosvětově je PN postihnuto 7-10 milionů lidí. V České republice má tuto nemoc 100-150 lidí na 100 000 obyvatel (Rektorová & Roth, 2003). Častější je výskyt u mužů, 1,2-1,5:1 (Růžička & Roth, 2005). U lidí nad 60 let se udává 1% výskyt. 60 let je také průměrný věk, kdy se začne nemoc projevovat. Se stoupajícím věkem, podle Růžičky a Rotha (2005) až do 75 let, stoupá i výskyt PN. Avšak předpokládá se, že značná část, podle některých až 40 % (Rektorová & Roth, 2003), je nediodagnostikovaná, protože senioři považují příznaky PN za normální součást stárnutí. Úmrtí v důsledku PN není oproti výskytu mnoho. Často je smrt následkem snížené mobility kvůli hypokinezi a bradykinezi, a tím vzniklých komorbidit. Úmrtnost se udává 0,5-3,8 případů na 100 000 obyvatel (Růžička & Roth, 2005).

## 1.2 Etiopatogeneze

Příčinou PN je ztráta či degenerace dopaminergních neuronů v substantia nigra, pars compacta a vytvoření Lewyho tělísek v poškozených neuronech. Lewyho tělíška produkují patologické bílkoviny, které narušují optimální funkci neuronů. Patologické změny v mozku mohou nastávat již deset až dvacet let před objevením se klinických příznaků (Beitz, 2014). Přesné patofyziologické procesy, jež vedou k degeneraci neuronů, nejsou stále známé. Příznaky se objevují až ve chvíli, kdy počet funkčních dopaminergních neuronů a hladina dopaminu ve striatu klesne pod 20-30 % normy (Růžička & Roth, 2005).

Etiologie více než 80 % PN není stále objasněna, i když výzkumy naznačují, že vliv na rozvoj PN může mít enviromentální prostředí, především volné radikály a jimi vytvořený oxidativní stres, který by měl narušovat metabolismus železa, jehož hladina je v substantia nigra vysoká. Významným faktorem je také stárnutí, kdy s věkem roste riziko PN (Fuente-Fernández, 2013; Rektorová & Roth, 2003).

Dále existuje hereditární teorie vzniku PN. Rozvoj PN je v některých případech možná způsoben multigenetickou poruchou. Tato porucha je patrně jedním z faktorů ovlivňující rozvoj PN u jedinců pod 50let. Výzkum také odhalil několik různých monogenních forem PN. Tvorba abnormálního proteinu, oxidativní stres a mitochondriální dysfunkce se jeví jako jedny z nejdůležitějších faktorů, které jsou zapojeny do etiopatogeneze těchto forem PN. Avšak geneticky podmíněné formy představují značnou menšinu PN (Fuente-Fernández, 2013). Autoři Fiala a Růžička (2009) popisují dvanáct lokusů a osm genů (Příloha 1), v nichž pokud dojde k mutaci, rozvine se monogenní forma PN. Patří sem jak PN s časným začátkem (early-onset), které se dědí převážně autozomálně recesivně, tak PN s pozdním začátkem (late-onset), jež mají ve většině případů dědičnost autozomálně dominantní.

Existuje i teorie, podle které za rozvoj některých forem PN může neznámý, pravděpodobně virový, patogen, jenž cestou nervus olfactorius vstupuje do mozku. Tuto teorii vědci podkládají mimo jiné faktem, že častými prodromálními příznaky PN je porucha čichu. Případně se může patogen dostat do centrální nervové soustavy přes nervus vagus, kdy lidé polykají nosní sekrety s patogeny, které se dostávají až do střev a následně do nervu vagu. U této teorie se zastánci opírají o fakt, že patologická Lewyho tělíska se při PN nachází nejen v mozku, ale v nervu vagu a střevech jedince (Beitz, 2014).

Další z možných příčin PN, nebo zvýšení rizika jejího rozvoje, je vystavení lidského organismu exotoxinům, které mohou způsobit mitochondriální dysfunkci. Nicméně jediný dosud známý toxin, jenž prokazatelně způsobuje progresivní degeneraci dopaminergních neuronů a následný typický parkinsonismus, je 1-methyl-4-phenyl-1,2,3,6-tetrahydropyridin (MPTP). MPTP se vyskytuje v mnoha průmyslových plodinách a postřicích. Je možné, že u jedinců, kteří jsou citlivější na vystavení organismu tomuto toxinu, může dojít k rozvoji PN (Fuente-Fernández, 2013).

### 1.3 Symptomy

Klinické symptomy PN se skládají se čtyř základních celků: motorické projevy, kognitivní změny, změny v chování a poruchy autonomního nervového systému. U každého jedince je progresse a míra jednotlivých projevů velmi individuální. Mezi základní motorické projevy patří

klidový tremor, bradykineze, rigidita a posturální nestabilita. Motorické symptomy se začínají objevovat až ve chvíli, kdy je 50-70 % dopaminergních neuronů poškozeno (Beitz, 2014). Moustafa et al. (2016) popisuje navíc další motorické projevy, ke kterým řadí poruchu chůze, mikrografii, narušení jemné motoriky a řečové problémy.

#### 1.4 Motorické projevy Parkinsonovy nemoci

Tremor postihuje až 70 % nemocných a je nejnápadnějším příznakem PN, pokud se jedinec nehýbe (Moustafa et al., 2016). Typicky se objevuje pouze v klidu. Pokud je ale u jedince přítomný i během pohybu, v klidu je tremor stále výraznější. Většinou se nejdříve objevuje unilaterálně a s progresí onemocnění se začíná objevovat i na druhé končetině. Nejčastěji postihuje ruce, chodidla, ale může se objevit i na rtech, čelisti nebo jazyku. Tremor je způsobený mimovolnými střídavými kontrakcemi svalových antagonistů (Chou, 2019). Popisovaná frekvence tremoru se nejčastěji uvádí okolo 4-6 Hz.

Bradykineze je generalizované zpomalení pohybu, které je přítomno v rané fázi PN až u 80 % pacientů a postupně postihuje všechny jedince. Zpomalení pohybu je hlavní příčinou disability osob, které potom potíže popisují nepřesnými pojmy jako únava, nekoordinovanost pohybů, slabost (Chou, 2019). Jedinci mají potíže s plánováním, zahájením a prováděním pohybu, tato porucha se zvyrazňuje při provádění simultánních úkolů (Jankovic, 2008). Tento symptom na horních končetinách postupuje disto-proximálně, kdy se nejdříve zhorší jemná motorika a jedinci mají problémy s provedením jednoduchých úkonů jako je zapnutí knoflíků, zavázání tkaniček, manipulace s mincemi. Pokud se bradykineze již manifestuje i na dolních končetinách, jedinec má kratší krok, šourá nohama a má problémy udržet rovnováhu. Postupem času se objevuje v chůzi freezing a festinace. Festinací se rozumí nepřekonatelný impulz k mnohem rychlejšímu a kratšímu kroku. Často se objevuje ve snaze vyrovnat pád vpřed (Chou, 2019). Freezing chůze se začíná objevovat až v pokročilém stadiu PN. Může se objevovat na začátku chůze, při chůzi, když se okolní prostor zúží nebo při zaměření se na cíl chůze (židle, postel) (Chou & Hurtig, 2013).

U 75-90 % jedinců se objevuje zvýšený odpor při pasivním pohybu, který není závislý na rychlosti, tento odpor se nazývá rigidita. Chou (2019) popisuje dva typy rigidity. U prvního typu se objevuje tzv. fenomén ozubeného kola, kdy při pasivním protahování svalu v celém rozsahu pohybu trhavě nastupuje rigidita. Druhý typ autor popisuje jako rigiditu olověné trubky, kdy je odpor v průběhu celého pohybu hladký, vláčný. Jedním z výsledků axiální rigidity je typické flekční postavení trupu a snížený souhyb horních končetin během chůze (Chou & Hurtig, 2013).



Posturální nestabilita vzniká v důsledku narušení centrálně generovaných posturálních reflexů, čímž dochází k pocitům nestability, zvýšení rizika pádu a tím i následného zranění. Podle autora tento symptom nejhůře reaguje na dopaminergní léčbu (Chou, 2019).

## 1.5 Diagnóza

Klinická diagnóza Parkinsonovy nemoci se stanovuje na základě přítomnosti těchto příznaků: klidový třes, rigidita, bradykineze a poškození posturálních reflexů. Pro definitivní diagnózu musí být přítomny tři ze čtyř příznaků, a to v jakékoliv kombinaci. Případně musí mít jedinec dva příznaky a asymetrický výskyt jednoho z prvních tří příznaků. Diagnózu PN lze naopak vyloučit, pokud má jedinec v anamnéze opakované cévní mozkové příhody, opakovaná traumata, pády a výraznou dysartrii již raném období nemoci. Největším problémem je odlišit PN od jiných parkinsonských syndromů: esenciální třes, polékový parkinsonismus, hypokinetická forma deprese či striatonigrální degenerace (Bareš, 2001).

Pro potvrzení PN, a vyloučení jiných příčin, se využívají i laboratorní testy: zjišťuje se krevní obraz, množství hormonů štítné žlázy, jaterních enzymů a rozbor mozkomíšního moku pro vyloučení možného infekčního procesu. Někdy se provádí genetické vyšetření pro vyřazení například Wilsonovy choroby. Ze zobrazovacích metod se využívá počítačová tomografie, magnetická rezonance (MR), především funkční MR, kdy se zkoumá, jestli příznaky nevznikly ze sekundárních příčin. Výjimečně se provádí i encefalografie, aby se vyloučilo poškození jiných struktur mozku (Bareš, 2001). Dále se využívá i DaTscan, který umožňuje vizualizaci dopaminového transportu ve striatu. Lze tak odlišit PN na podkladě striatonigrální neurodegenerace od nedegenerativních forem (polékový, psychogenní) (Gayed, 2015).

## 1.6 Léčba

V dnešní době stále neexistuje terapie, která by PN trvale zastavila či dokonce vyléčila. Léčba se tedy soustřeďuje na potlačení jednotlivých symptomů. Léčebný postup kombinuje všechny možné farmakologické, neurochirurgické a rehabilitační prostředky (Růžička & Roth, 2005).

Snížená hladina dopaminu se projevuje v bazálních gangliích, především ve striatu. Dopamin funguje jako neurotransmitter nigrostriální dráhy. Proto se většina farmakologických přípravků zaměřuje na snížení dopaminového deficitu a zmírnění nerovnováhy dopaminu a jiných neurotransmiterů v bazálních gangliích. Podle Connolly a Langa (2014) by měli jedinci farmaka začít užívat ve fázi, kdy se začínají objevovat funkční poruchy anebo sociální znevýhodnění v důsledku symptomů PN. V raném stadiu PN, kdy jsou motorické příznaky ještě

mírné, je doporučováno nejprve zkusit léčbu inhibitory monoaminoxidázy se selektivním účinkem na monoaminoxidázu typu B, například selegin, které inhibují enzym, jenž fyziologicky odbourává dopamin. Při inhibici tohoto enzymu dochází k zvyšování hladiny dopaminu dostupného v mozku.

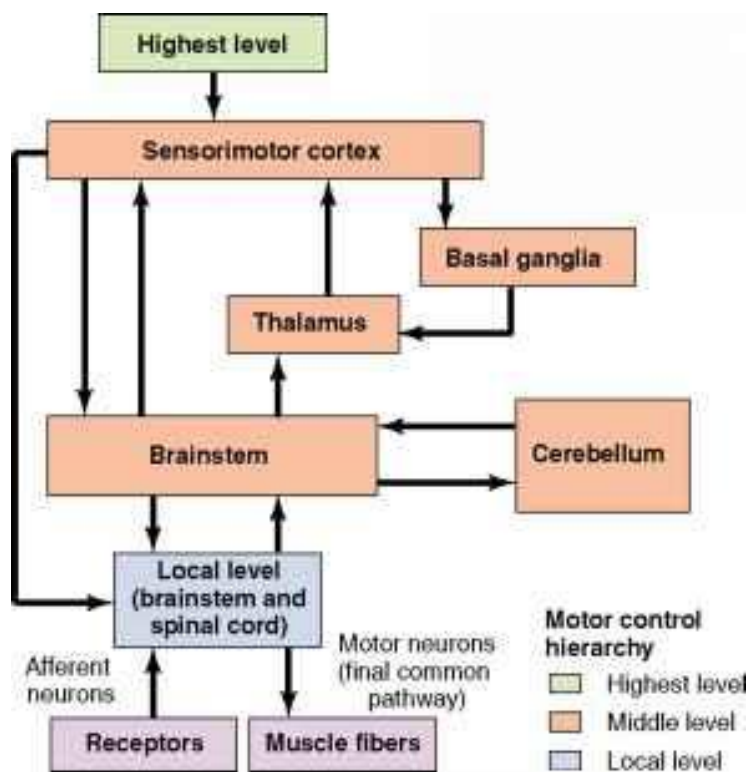
Pokud již je funkční omezení větší, nasazuje se Levodopa nebo agonisté dopaminu. Dopamin nelze přímo podávat, protože není schopen přechodu přes hematoencefalickou bariéru. Naopak Levodopa je přímým prekurzorem dopaminu a její prostup je velmi dobrý (Růžička & Roth, 2005). Mnoho studií dokazuje, že Levodopa je účinnější v symptomatické léčbě, snižuje výskyt freezingu a má nižší vedlejší účinky než agonisté dopaminu, které nejsou prekurzorem, ale vážou se přímo na dopaminové receptory ve striatu. Naopak agonisté dopaminu jsou efektivnější v rané fázi a nezpůsobují dopaminergní motorické komplikace, především dyskinezi. Dyskineze častěji postihuje jedince s časným nástupem PN, proto se zde nasazují spíše agonisté dopaminu. Nicméně studie ukazují, že výhoda agonistů v časně fázi rozvoje se s postupem nemoci snižuje (Connolly & Lang, 2014).

Při dlouhodobém užívání Levodopy se postupně začínají rozvíjet nežádoucí účinky. Objevuje dyskineze, a rozvíjí se fluktuace motoriky, kdy se střídají on a off-fáze. On-fáze nastává v době, kdy účinkuje Levodopa a symptomy PN se zmírňují. Naopak doba, kdy hladina léku v těle klesá a příznaky se opět začínají objevovat, se nazývá off-fáze. Dyskineze se objevuje právě v době nejvyšších účinků léku, tedy ve fázi on (Aquino & Fox, 2014). Lékaři proto musí volit dávkování léků tak, aby se snížila dyskineze, ale současně nedošlo k nadměrnému prodloužení off-fáze.

Z výzkumu autorů Hauser et al. (2019), kdy si 162 jedinců s PN užívající Levodopu v průměru 7,6 let zaznamenávalo off-fáze a dyskineze během dne, vyplývá, že off-fáze je nejčastější ráno po probuzení (výskyt u 64 % jedinců), poté dvě hodiny výskyt klesá, až se ustálí na 10 %. Off-fáze se v průměru objevují dvakrát denně, každá trvá přibližně jednu hodinu. Dyskineze je naopak nejnižší po probuzení (5% výskyt), poté dvě hodiny plynule její výskyt vzrůstá, následně se ustálí (výskyt u 20-40 % jedinců) a klesá až přibližně patnáct hodin po probuzení. Dyskinetické epizody se objevují v průměru třikrát denně a trvají přibližně dvě hodiny. O něco nižší procentuální výskyt nežádoucích účinků popisuje review autorů Ahlskog a Muentner (2001), což může být způsobeno tím, že ve výsledcích byli popsáni jedinci, kteří Levodopu užívali kratší dobu než jedinci ve výše zmíněném výzkumu. Podle výsledků studie jedna třetina osob užívajících Levodopu 4-6 let trpí dyskinezou a on a off-fáze se vyskytují u 45 % jedinců. Zde také popisují, že při užívání Levodopy více než devět let se dyskineze objevuje až u 90 % a motorická fluktuace až u 70 % jedinců s PN.

## 2 Řízení pohybu

Pohyb je výsledkem spolupráce mnoha struktur a procesů v centrální a periferní nervové soustavě. Nedílnou součástí řízení a kontroly pohybu jsou také procesy jako percepce, kognice a konečná akce. Řízení pohybu probíhá nejen hierarchicky (vzestupnými úrovněmi CNS), ale také paralelně (souběžně v různých strukturách mozku) (Obrázek 1). Vyšší úrovně vybírají specifickou odpověď pro dosažení konkrétního cíle, nižší úrovně detailně monitorují a následně regulují tuto motorickou odpověď (Shumway-Cook & Woollcott, 2012).



Obrázek 1. Hierarchické uspořádání řízení pohybu (Vander Sherman & Luciano, 1998, p. 335)

Nejnižší úrovní řízení je míšní. Mícha je zapojena do iniciálního vnímání signálů z receptorů a zpracování somatosenzorických informací. Obsahuje současně druhý, periferní, motoneuron, který přenáší stimuly vytvořené v CNS na periferii ke svalovému vláknu. Výsledkem míšního řízení je míšní reflex, jenž je příkladem nejjednoduššího zpracování sensorického vstupu a vytvoření následné motorické odpovědi (Shumway-Cook & Woollcott, 2010). Míšní reflexy mohou být monosynaptické (proprioceptivní) či polysynaptické (exteroceptivní). Vždy dochází k podráždění daného receptoru a v míše je stimul přetvořen

na motorickou odpověď jednoho svalu nebo určité skupiny svalů (Trojan, Druga, Pfeiffer, 1991).

Mozkový kmen obsahuje důležitá jádra, která jsou zapojena do posturální kontroly a lokomoce. Nachází se zde i vestibulární a retikulární jádra. Současně mozkovým kmenem prochází vzestupné a sestupné dráhy přenášející senzorycké a motorické informace. Vyjma kortikospinální dráhy začínají všechny sestupné dráhy právě v mozkovém kmeni. Kmen dostává informace z kůže, svalů hlavy, vestibulárního a optického systému. Naopak jádra řídí či kontrolují motorické výstupy ke krku, obličeji a očím (Amaral, 2000 in Shumway-Cook & Woollcott, 2012). Součástí kmene je i retikulární informace. Ta je nezbytná pro řízení vědomé a nevědomé činnosti organismu. Účastní se vzpřimovacích reflexů či postojových reakcí. Moduluje míru podráždění a útlum těchto reakcí. Ovlivňuje také koordinaci mezi somatickými a autonomními funkcemi (Trojan et al., 1991).

Mozeček dostává vstupy z míchy (feedback pohybu) a z kůry mozkové, kde dostává informace o plánovaném pohybu. Mozeček také zpracovává informace z bazálních ganglií, retikulární formace, vestibulárního aparátu, proprioreceptorů a exteroceptorů. Motorické funkce má mnohé: upravuje motorické odpovědi porovnáváním zamýšleného pohybu se senzoryckými signály a aktualizuje motorické příkazy, pokud se liší od zamýšlené trajektorie. Mozeček také moduluje sílu a rozsah pohybů. Při poškození mozečku nedochází ke svalové paréze či poruše cití, ale je silně narušena svalová koordinace a integrace motorických funkcí (Shumway-Cook & Woollcott, 2012; Trojan et al., 1991).

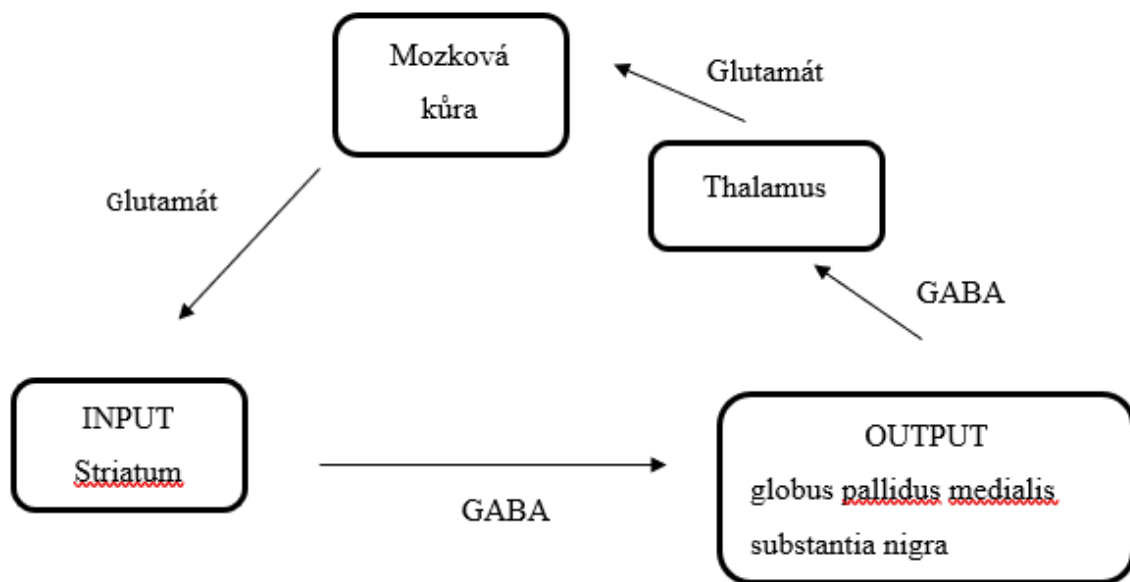
Mezimozek obsahuje talamus a hypotalamus. Talamus zpracovává většinu informací, které vedou do mozku a přepojuje je na velké množství paralelních drah (Kandel, 2006 in Shumway-Cook & Woollcott, 2012).

Mozková kůra je považována za nejvyšší úroveň v hierarchii řízení pohybu. Parietální a premotorické oblasti se zapojují do identifikace cíle v prostoru, vybírání směru a programování pohybu. Z premotorické oblasti jsou informace přeposílány do motorického kortexu, jenž vysílá příkazy mozkovému kmeni a míše přes kortikobulbární a kortikospinální dráhu, čímž následně dochází k volnímu pohybu formovanému buď v  $\alpha$ -motoneuronech předních rohů míšních či v jádrech hlavových nervů (Shumway-Cook & Woollcott, 2012).

## 2.1 Bazální ganglia

K bazálním gangliím (BG) se řadí striatum, pallidum, subthalamická jádra a substantia nigra. Striatum může být považováno za hlavní vstupní strukturu BG. Přichází sem vlákna z mozkové kůry, thalamických jader, hypokampu a amygdaly. Výstupy jsou dvojí druhu: do globus

pallidus medialis a do substantia nigra (pars reticulata). Globus pallidus medialis a substantia nigra působí tlumivě na thalamus, který má excitační vliv na informace z mozkové kůry. Modulace informací z mozkové kůry pomocí bazálních ganglií může být buď excitační (přímou dráhou), či inhibiční (nepřímou dráhou). Nepřímá dráha jde přes striatum do globus pallidus lateralis, nucleus subthalamicus Luysi a následně dochází k excitaci globus pallidus medialis a substantia nigra, čímž je tlumena excitační aktivita thalamu a výstupy z mozkové kůry jsou tak inhibovány. Přímá dráha jde ze striata inhibičně rovnou do globus pallidus medialis a substantia nigra, čímž je zvyšována aktivita thalamu a tím i mozkové kůry (Obrázek 2) (Groenewegen, 2003; Trojan et al., 1991).



Obrázek 2. Schéma přímého okruhu bazálních ganglií (Hájková, 2019, upraveno)

Dopamin a dopaminové receptory mají v drahách BG protichůdné účinky. Prostřednictvím dopaminových D1 receptorů v přímé (excitační) dráze je její aktivita excitována. Naopak v nepřímé (inhibiční) dráze je za pomoci dopaminových D2 receptorů její aktivita inhibována. Je-li hladina dopaminu nižší, tak jak je tomu u PN, dochází k výraznější inhibici výstupů z mozkové kůry, a proto je PN spojená s bradykinezi a hypokinezi (Groenewegen, 2003).

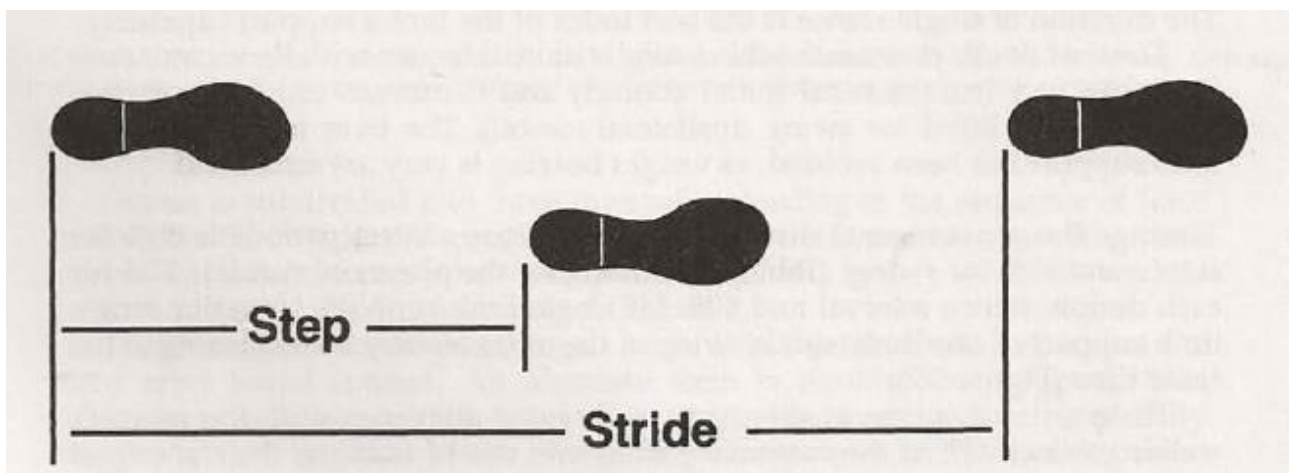
Funkce bazálních ganglií je nezastupitelná ve facilitaci pohybů volních a potlačení těch nechtěných. Dá se říct, že BG vybírají motorický či behaviorální program vhodný k dosažení

daného cíle. Usuzuje se také, že BG, především striatum, hrají důležitou roli v motorickém učení a návycích (Groenewegen, 2003).

Porucha funkce BG tedy vede buď ke zpomalení a nedostatku pohybu (hypokineticko-hypertonické poruchy, PN) či naopak k uvolnění mimovolných pohybů (hyperkineticko-hypotonické poruchy; chorea, atetóza, dyskineze) (Groenewegen, 2003).

### 3 Krokový cyklus

Krokový cyklus je definován jako doba mezi dvěma identickými událostmi během chůze. Jeden cyklus plynně navazuje na druhý a není proto jasně určen začátek a konec jednoho krokového cyklu. Pro zjednodušení popsání cyklu se nejčastěji za začátek krokového cyklu považuje první kontakt chodidla s plochou a jeden krokový cyklus tedy trvá do doby, než se stejné chodidlo opět dotkne podložky (Whittle, 2007). V průběhu jednoho krokového cyklu dolní končetiny provedou dva kroky, jeden krok pro jednu dolní končetinu. Délka dvojkroku (stride length) je vzdálenost, kterou překoná stejná dolní končetina během jednoho krokového cyklu. Nejčastěji se tato vzdálenost měří mezi dvěma iniciálními kontakty paty stejné dolní končetiny. Délka kroku (step length) je rovna vzdálenosti mezi stejnými body, nejčastěji pat, obou chodidel (Obrázek 3). Délka kroku by měla být při fyziologické chůzi polovinou délky dvojkroku (Mummolo, Mangialardi & Kim, 2013).



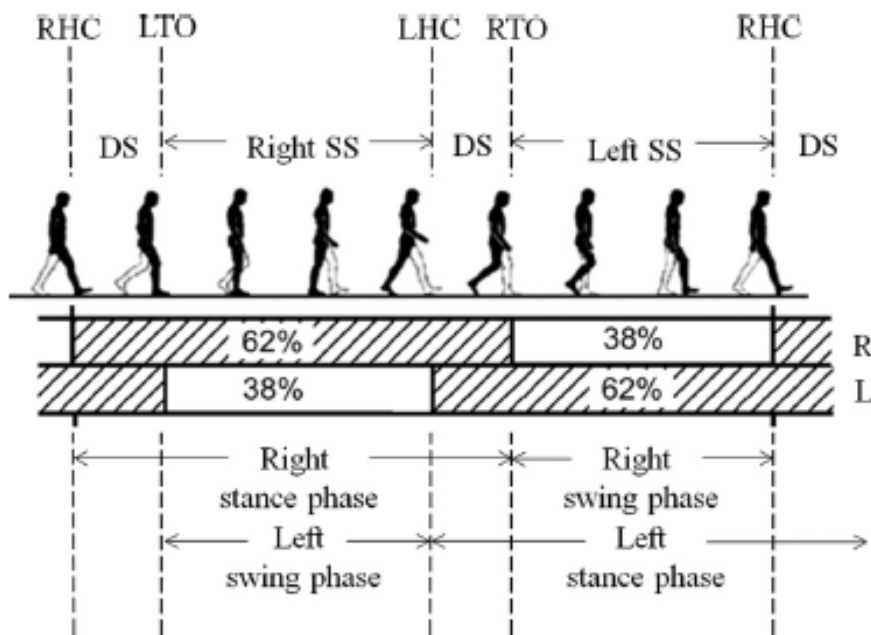
Obrázek 3. Dvojkrok (stride) a krok (step) (Perry, 1992, 6)

Dalšími hodnotami, které se při hodnocení chůze mohou měřit, jsou kadence a rychlost chůze. Kadence je hodnota určená počtem kroků za měřený čas, nejčastěji minutu. Průměrná hodnota je podle autora pro muže ve věku 18-49 let 91-135 kroků/min, pro ženy stejného věku 98-138 kroků/min. Rychlost chůze je vzdálenost, jež je překonána celým tělem za měřený čas. Autor doporučuje měřit rychlost v metrech za sekundu. Rychlost chůze je výsledkem kadence a délky dvojkroku. Pro muže (18-49 let) je průměrná rychlost chůze 1,1-1,82 m/s, pro ženy 0,94-1,66 m/s (Whittle, 2007).

Krokový cyklus je složen ze dvou fází: stojná a švihová fáze. Stojná fáze je definovaná jako doba, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou a tvoří 60 % krokového cyklu. Tato fáze

plynule přechází ve švihovou, kdy je dolní končetina nad podložkou a představuje 40 % cyklu. Jsou-li obě chodidla v kontaktu s podložkou, nazývá se tato část fáze dvojí opory a zaujímá 10 % cyklu. V jedné stejné fázi jsou dvě fáze dvojí opory, a proto celkově zaujímají 20 % krokového cyklu (Whittle, 2007). Takto rozděluje krokový cyklus i Perry (1992), upřesňuje však, že pokud je rychlost chůze 80 m/min, je procentuální zastoupení stejné a švihové fáze přesně 62 % a 38 %. Obě uvedená procentuální rozdělení cyklu jsou hodnoty při běžné rychlosti chůze. Při rychlejší chůzi se švihová fáze prodlužuje, a naopak stejná fáze zkracuje. Běh je definován jako úplné vymizení fáze dvojí opory a objevení se letové fáze, kdy se ani jedno chodidlo nedotýká podložky (Whittle, 2007).

Autoři Mummolo et al. (2013) rozdělují krokový cyklus navíc na fázi jedné opory (single support) a fázi dvojí opory (double support) (Obrázek 4). Švihová fáze levé dolní končetiny odpovídá fázi jedné opory pravé dolní končetiny a naopak. Jednooporová fáze jedné (pravé) končetiny nastává po odlepení palce druhé (levé) končetiny a je ukončena kontaktem paty levé končetiny s podložkou. Poté nastává dvouoporová fáze, jež je ukončena odlepením palce pravé končetiny. V jednom krokovém cyklu se tedy nachází dvě fáze jedné opory a dvě fáze dvojí opory.

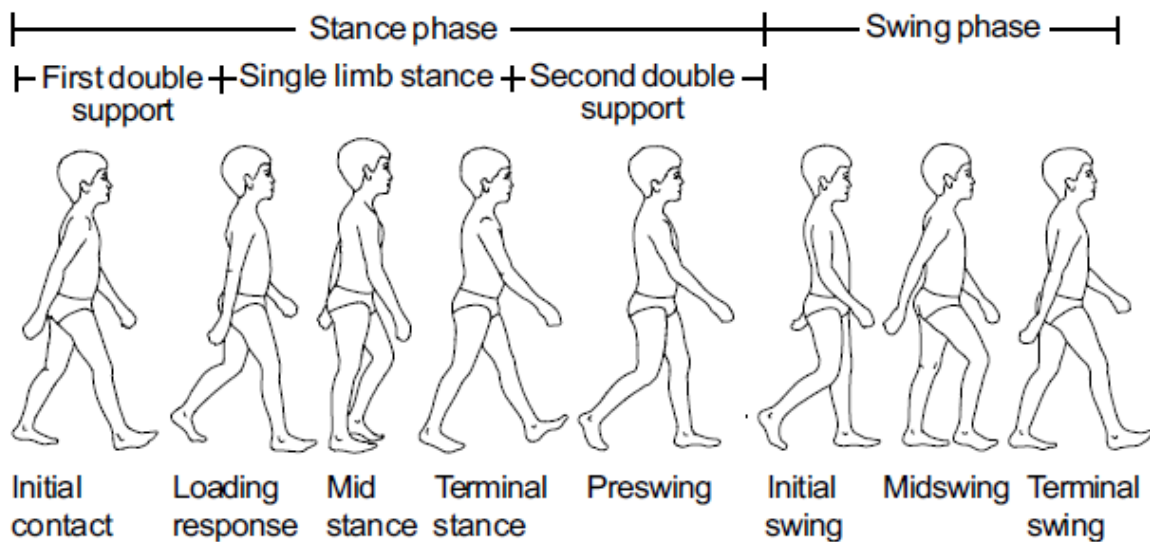


Obrázek 4. Fáze krokového cyklu dle autorů Mummolo, Mangialardi a Kim (2013, 3).



### 3.1 Fáze krokového cyklu dle Perry

Krokový cyklus se podrobněji dělí do několika fází. Rozdělení a názvosloví se liší dle jednotlivých autorů. Systém RehaGait použitý v experimentální části diplomové práce vyhodnocoval údaje dle fází krokového cyklu tak, jak je popsala Perry (Obrázek 5), tudíž je teorie zaměřena na tuto klasifikaci.



Obrázek 5. Fáze krokového cyklu dle Perry (Vaughan, 1999, 9)

Iniciální kontakt (inicial contact) tvoří 0-2 % cyklu a je definován jako prvotní kontakt chodidla s podložkou. Někdy bývá tato fáze nazývána *heel strike*, ale Perry (1992) upozorňuje, že ne vždy má jedinec první kontakt podložky přímo s patou, ale může se dotknout celým chodidlem (foot flat), a proto toto pojmenování nedoporučuje.

Odpověď na zatížení, postupné zatěžování, (loading response) tvoří počátečních 0-10 % cyklu. Je počátkem dvojí opory. Začíná kontaktem chodidla s podložkou a pokračuje do doby, než se druhá dolní končetina zvedne nad podložku do švihové fáze. Cílem této fáze je tlumení nárazu, stabilní zatížení a zachování dynamiky chůze (Perry, 1992).

Mezistoj (midstance) probíhá v intervalu 10-30 % od začátku cyklu. Tato a následující fáze tvoří fázi jedné opory. Mezistoj začíná, jakmile se druhé chodidlo odlepí od podložky a pokračuje, dokud se váha těla nepřesune na předonoží. Kontralaterální dolní končetina se nachází ve střední švihové fázi. Cíle mezistoje jsou udržení dynamiky přes stojné chodidlo a udržení stability končetiny a trupu (Perry, 1992).

Konečný stoj (terminal stance) probíhá v intervalu 30-50 % krokového cyklu. Je zde dokončována opora o jednu dolní končetinu. Fáze začíná zvednutím stejnostranné paty

a pokračuje do doby, než se druhostranné chodidlo dotkne podložky. Během konečného stoje se těžiště těla pohybuje vpřed. Kontralaterální dolní končetina je v konečné fázi švihu. Cílem konečného stoje je pohyb těla za opěrným chodidlem (Perry, 1992).

Předšvihová fáze (pre-swing) se odehrává v 50-60 % cyklu. Kontralaterální končetina se nachází ve fázi odpovědi na zatížení. Udržení dolní končetiny několik centimetrů nad podložkou je logisticky náročné a posturální příprava proto již začíná v této fázi. Předšvihová fáze představuje finální část stojné fáze, kdy je přítomna druhá dvojitá opora v daném krokovém cyklu. Fáze začíná iniciálním kontaktem kontralaterálního chodidla a končí odlepením stejnostranného palce (toe-off). Někdy se pro tuto fázi používá označení *uvolnění hmotnosti* či *přenos váhy*, ale Perry (1992) upozorňuje, že sice náhlý přenos váhy uvolňuje dolní končetinu, ale tato končetina se na přenosu váhy již neúčastní. Nezatížená končetina se spíše připravuje na náhlé, vysoké nároky švihové fáze.

Počáteční švihová fáze (inicial swing) probíhá v 60-73 % cyklu a tvoří asi jednu třetinu fáze švihové. Začíná odlepením palce od podložky a končí ve chvíli, kdy je chodidlo vedle stojné končetiny. Cíle této fáze jsou uvolnění chodidla a posun dolní končetiny vpřed (Perry, 1992).

Střední švihová fáze (mid-swing) se odehrává v 73-87 %. Začíná v momentě, kdy se chodidlo dostane do úrovně stojné dolní končetiny a končí, jakmile je končetina vepředu a tibie je vertikálně. Kontralaterální končetina se nachází v pozdní části mezistoje (Perry, 1992).

Konečná švihová fáze probíhá v 87-100 % krokového cyklu. Začíná, když je tibie vertikálně a končí kontaktem stejnostranného chodidla s podložkou. Pohyb končetiny jako celku je dokončen již dříve, ve chvíli, kdy je bérec umístěn před stehno. Cílem této fáze je dokončení pohybu a příprava končetiny na stoj (Perry, 1992).

### **3.2 Poruchy chůze u Parkinsonovy nemoci**

Schopnost udržet rovnováhu a zajistit lokomoci má u jedinců s Parkinsonovou nemocí nezastupitelný význam. Postupné snižování mobility je nevyhnutelným důsledkem nemoci a současně je dostatečná a kvalitní lokomoce jedním z nejdůležitějších ukazatelů kvality života. Chůze je výsledkem kontrolované lokomoce (posun těla v prostoru díky rytmickému, koordinovanému pohybu všech čtyř končetin) kombinované s udržováním dynamické rovnováhy celého těla. Funkční mobilita vyžaduje jako reakci na měnící se vnitřní i vnější podmínky rychlé, flexibilní změny rovnováhy a strategie chůze (Horak & Mancini, 2013). Jedním z nezávažnějších důsledků poškození chůze je zvýšená četnost pádů. S progresí nemoci

se zhoršuje chůze, pády jsou čím dál častější a představují tak jednu z hlavních obtíží, s nimiž se musí jedinci s PN potýkat. Zvýšená četnost pádů souvisí jak se z horšenými posturálními reakcemi, tak i se zvýšením variability chůzových parametrů. Jedinci s vyšším rizikem pádu mají jak v on-fázi tak off-fázi účinků Levodopy mnohem vyšší mezikrokovou variabilitu (Hausdorff, 2009).

Automatické posturální reakce na náhlou změnu vnějších podmínek jsou u jedinců s PN oslabené, především mají nižší amplitudu. Nástup reakcí má však fyziologickou latenci. Slabší posturální reakce mají za následek při náhlém narušení rovnováhy malé, rychlé kroky dozadu (retropulze) či dopředu. PN navíc negativně ovlivňuje schopnost flexibilně adaptovat posturální reakce na opakované změny vnějších či vnitřních podmínek. Jedinci tudíž neumí adekvátně reagovat na postupné omezování svých funkcí, adaptace na tyto změny u nich nastupuje později a pomaleji (Horak & Mancini, 2013).

Posturální změny a přechody, jako například přesun ze sedu do stoje, ze stoje do sedu, změny směru nebo úplně otočení při chůzi jsou také postupně ovlivňovány PN. Míru poškození těchto funkcí lze použít jako predikci rizika pádů. Při klinickém testu Timed Up and Go, doplněném o trupový senzor v oblasti čtvrtého bederního obratle, rychlost rotace trupu, rychlost přechodu ze sedu do stoje a ze stoje do sedu může sloužit také jako ukazatel neléčené PN v časném stadiu (Horak & Mancini, 2013). Největší rozdíl je mezi jedinci s časnou fází PN, kteří ještě nemají nasazenou medikaci, a zdravými jedinci v rychlosti postavení se a otočení se po ujití dané vzdálenosti. Při klasickém testování pouze se stopkami podle autorů není mezi jedinci s PN a kontrolní skupinou rozdíl, protože rychlost, za jakou zvládnou jedinci s PN test a jejich průměrná kadence kroků je zatím fyziologická. V tomto stadiu však již nastupuje zhoršení plynulosti a dynamiky pohybu trupu při vstávání a chůzi a snižuje se laterální dynamika trupu během otáčení (Palmerini, Mellone, Avanzolini, Valzanie & Chiari, 2013). Pokud ale porovnáme jedince s vážnějším stupněm PN a zdravé jedince, již se objeví rozdíly, kdy u jedinců s PN čas naměřený při TUG testu je výrazně vyšší. Tento čas navíc silně koreluje s progresí nemoci, především v porovnání se stadii dle H&Y. Dle TUG testu lze rozlišit jedince s minimálním unilaterálním a bilaterálním postižením a osoby se závažnějším stadiem PN. Signifikantní rozdíly jsou především v porovnání stadia 1 a 2 se stadiem 3. Mezi stadii 1 a 2 není v tomto testu tak výrazný rozdíl. Je to vysvětlováno tím, že rozdíly mezi těmito dvěma stadii nejsou ve vážnosti poškození ale v tom, jestli jsou příznaky unilaterální či bilaterální. TUG tedy částečně koreluje se stadiem PN dle H&Y, případně poukazuje na nutnost dopomoci s denními úkony. Při čase do 20 sekund jedinci nepotřebují při běžném životě asistenci, naopak

při čase nad 30 sekund je vysoce pravděpodobné, že osoba již sama nezvládá všední domácí činnost a je nutná pomoc (Thompson & Medley, 1998).

Časoprostorové parametry chůze jsou závislé na tom, jestli se jedinec nachází v off-fázi či on-fázi. Jsou-li v off-fázi, jejich charakteristika se ještě zhorší. Jedinci s Parkinsonovou nemocí se pohybují krátkými, šouravými krůčky, mají snížený souhyb horních končetin a jejich trup je více flektován. Již v časných fázích nemoci, kdy ještě nemusí být postihnuta rychlost chůze, je v souhybech horních končetin přítomna výrazná asymetrie. U jedinců s tři roky diagnostikovanou PN je průměrný stranový rozdíl  $13,9 \pm 7,9$  %, oproti rozdílu  $5,1 \pm 4$  % u zdravých osob (Lewek, Poole, Johnson, Halawa, & Huang, 2010).

Jedinci s PN mají nižší rychlost chůze, kratší krok, a celý jejich krokový cyklus trvá delší dobu. Čím nižší je rychlost chůze, tím je pravděpodobnost pádu při chůzi vyšší. Současně jejich dvouoporová fáze trvá delší dobu, tato fáze má však během chůze velkou variabilitu trvání, což může souviset s poškozením posturální kontroly. S progresí nemoci dochází především k postupnému zkracování kroku. Porucha dynamické rovnováhy se navíc projevuje velkou variabilitou délky kroku a sníženou variabilitou jeho šířky během celého krokového cyklu. (Morris, Ianseck, McGinley, Matyas, & Huxham, 2005; Salarian et al., 2004).

Osoby s PN vykazují také značné abnormality při iniciálním kontaktu chodidla se zemí. Fyziologicky by první kontakt se zemí měla mít pata, následovaná středonožím a poté předonožím. Ale osoby s Parkinsonovou nemocí v pokročilejší fázi mají tendenci mít první kontakt se zemí celou plochou chodidla, současně jak patou, tak i předonožím, tzv. flat foot strike. Někdy se objevuje i větší patologie, kdy předonoží se dotýká země první a až poté dojde ke kontaktu paty se zemí (toe-heel walking). Fyziologická pozice prvního kontaktu, kdy se země dotýká pata jedné dolní končetiny a pouze prstce druhé dolní končetiny, je velmi nestabilní a je možné, že kvůli poruše posturální kontroly se jedinci snaží této nestabilní poloze vyhnout, a proto raději volí stabilnější kontakt se zemí, kdy se země dotýkají při iniciálním kontaktu větší plochou chodidla. V kombinaci s těmito poruchami jedinci navíc nezvedají chodidla od země tak vysoko jako zdraví jedinci. Všechny tyto abnormality mají za následek zvýšené riziko zakopnutí, na které jedinci kvůli poškozeným posturálním reflexům hůře reagují, a proto je pravděpodobnost následného pádu velmi vysoká. V pozdějších stadiích nemoci dochází ke značné redukci pohybu chodidla v celém jeho rozsahu a místo, které vytváří největší tlak na podložku, se z paty přesouvá více na středonoží, kde by fyziologicky mělo být tlaku vyvíjeno nejméně. Tento posun může být způsoben nejen charakterem iniciálního kontaktu, ale také tím, že jedinci s PN se snaží kompenzovat poruchu rovnováhy tím, že přesunují více váhy z rigidnější paty a středonoží na flexibilnější předonoží, které se lépe ovlivňuje svalovou

aktivitou. Současně se během celého pohybu chodidla posunuje těžiště mediálním směrem (Kimmeskamp & Hennig, 2001).

Freezing (anglicky freezing of gait), zamrznutí pohybu, je formou akineze a je jedním z nejzávažnějších poruch PN. Freezing má významné sociální a klinické důsledky pro život jedince a je častou příčinou pádu jedinců. Je to charakteristický rys, který se ale nevyskytuje u všech jedinců (Jankovic, 2007). Freezing se začíná většinou objevovat ve středních a pokročilých stadiích PN. Jednotlivé epizody trvají obvykle několik sekund, ale v závažných případech může pohybový blok trvat i několik minut (Ahlrichs et al., 2015). Freezing nejčastěji postihuje dolní končetiny, ale může se objevit i na končetinách horních nebo na víčkách. Obvykle se freezing projevuje jako náhlá, často nepředvídatelná, přechodná neschopnost pohybu, jež trvá podle Jankovice (2007) cca 10 sekund. To může zahrnovat hesitaci (váhání) na začátku pohybu, při otáčení, procházení úzkým prostorem anebo rušným prostředím. Bloem, van Balken a Nonnekes (2017) popisují tři fenotypy freezingu: 1) alternující chvění dolních končetin s frekvencí 3-8 Hz, kdy chodidla jsou stále v kontaktu s podložkou, 2) šourání se dopředu velmi krátkými, rychlými krůčky, 3) kompletní akinézu, kdy na dolních končetinách nejsou viditelné žádné pohyby. Navíc popisují i funkční freezing, který může postihnout jedince bez neurologických příčin a může mít závažný průběh, ale většinou mizí s rozptýlením jedince.

Při průzkumu v roce 2008 z dotázaných 6 620 jedinců s Parkinsonovou nemocí jich 47 % odpovědělo, že freezingem trpí pravidelně (nejméně dvakrát za měsíc). 28 % dokonce mělo pohybový blok denně. 43 % jedinců popsalo vážnost svého onemocnění jako středně závažné, 26 % jako velmi závažné. Freezing se vyskytoval více u mužů a byl závislý na stadiu a délce onemocnění. Čím delší a závažnější onemocnění bylo, tím byl freezing častější a výraznější. Významná souvislost, kterou zjistili, byla, že freezingem méně trpěli jedinci, kteří jako hlavní symptom PN popisovali tremor. Za zmínku stojí fakt, že u 2,6 % řidičů proběhl freezing během řízení, což by mohlo mít závažné důsledky jak pro ně, tak pro jejich okolí (Macht et al., 2007).

K podobným výsledkům jako u předchozí studie došli i autoři novějšího průzkumu, kdy na jejich dotazníky odpovědělo 683 jedinců s PN. 51 % jich mělo PN diagnostikovanou déle než 5 let a u stejného procenta osob se PN objevila až po 62. roce. 38, 2 % jedinců potvrdilo, že trpí freezingem. Nižší procentuální výskyt je možná způsobem rozdílným zastoupením jednotlivých stadií PN v obou studiích. Ale výsledky novějšího průzkumu o progresi freezingu souhlasí s předchozím výzkumem. Zde ale jsou podrobnější výsledky, kdy freezingem trpělo 10 % jedinců ve stadiu 1 dle škály H&Y, ve stadiu 4 mělo freezing dokonce 90 % dotázaných. Jedinci také popsali, že freezing negativně ovlivňuje kvalitu jejich života, především v oblasti

mobility, ADL činností, komunikaci, a dokonce pociťovali větší emociální dysfunkci než jedinci bez freezingu. Trpěli více depresemi, a především apatií. Autoři také potvrdili, že jedince s výraznějším tremorem postihuje freezing méně často. Tento jev však neplatí, pokud v symptomech převládá bradykineze a rigidita (Perez-Lloret et al., 2014).

## 4 Testování a analýza chůze

V klinickém prostředí se pro analýzu chůze využívají testy chůze. Pacient či proband jde po terapeutem určené dráze a terapeut následně vyhodnocuje parametry chůze. Tyto metody jsou spíše polo-subjektivní, protože jsou vyhodnocovány na základě zkušeností a názoru terapeuta. Někdy jsou testy doplněny o dotazník, kdy zkoumaný jedinec subjektivně vyhodnocuje svou chůzi. Problémem všech těchto klinických metod je, že jsou velmi subjektivní, zejména pokud jde o přesnost výsledků, což může mít negativní vliv na interpretaci výsledků terapie či posouzení vážnosti diagnózy. S vývojem technologií se proto začaly vyrábět přístroje a systémy, jež jsou schopny měřit chůzi objektivně a poskytují specialistům velké množství přesných výsledků. Základem moderní analýzy chůze je měření kinematiky a kinetiky jednotlivých kloubů dolních končetin a následná interpretace výsledků (Muro-de-la-Herran, Garcia-Zapirain & Mendez-Zorrilla, 2014).

### 4.1 Klinické testy chůze

Jedním z nejčastěji využívaných klinických testů je Timed Up and Go test (TUG). Používá se k zhodnocení rovnováhy, mobility a rizika pádu. Zahrnuje postavení se ze židle, chůzi na vzdálenost tři metrů takovou rychlostí, která pro jedince obvyklá, následné otočení se o 180°, chůzi zpět a posazení se. Stopkami se měří celková doba, za kterou tyto úkony jedinec zvládne (Palmerini et al., 2013). Pokud je naměřený čas u jedinců nad 65 let 13,5 sekundy a více, poukazuje výsledek na vysoké riziko pádu při chůzi (Smith, Walsh, Doyle, Greene & Blake, 2016). Tento test se dá modifikovat použitím nositelného trupového senzoru, případně prodloužením vzdálenosti na sedm metrů. Při použití trupového senzoru se dá zaměřit na parametry jednotlivých částí testu (Palmerini, Mellone, Avanzolini, Valzania & Chiari, 2013). TUG může mít několik variací. Nejčastěji se využívá tzv. single task test, kdy se jedinec soustředí pouze na chůzi. Další možností je tzv. dual task varianta. Motorický či manuální dual task TUG může například obsahovat pokyn, aby jedinec vzal sklenici ze stolu a nesl jí tři metry. U kognitivního dual task TUG jedinec během chůze nejčastěji odečítá určité číslo od stovky. Tyto varianty mohou odhalit jemnější poruchy chůze a rovnováhy (Smith et al., 2016).

Dalším testem je Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment, kdy musí jedinec ujít nejméně tři metry, otočit se o 180° a poté rychlou chůzí jít zpět. Při tomto testu jedinec může používat kompenzační pomůcky, které k chůzi normálně potřebuje. Test umožňuje přesně vyhodnotit rovnováhu starších osob a jejich poruchy chůze. Test je však časově náročný na hodnocení, protože rovnováha se hodnotí třinácti parametry ve třech úrovních a chůze je

hodnocena podle dalších devíti parametrů ve čtyřech úrovních (Muro-de-la-Herran, Garcia-Zapirain & Mendez-Zorrilla, 2014).

Velmi využívaným je desetimetrový test chůze (10MWT). Je velice jednoduchý a spolehlivě určuje rychlost chůze, čímž nám poskytuje informace i o zdravotním stavu a funkční zdatnosti jedince. Doporučuje se, aby dráha jedince měla 14 metrů a bylo měřeno středních 10 metrů. Je tak snížen vliv akcelerace a decelerace chůze na výslednou rychlost chůze (Amatachaya et al., 2019).

Šestimínutový test chůze (6MWT) se využívá ke zhodnocení stavu respiračního a kardiovaskulárního systému. Při testu se jedinec prochází po dráze dlouhé 30 metrů (existují i varianty s dráhou 20 a 50 metrů, které se však využívají méně) co možná největší rychlostí mezi dvěma kužely, jež musí vždy obejít. Jedinec může zastavit, odpočinout si, ale odpočet do konce testu stále pokračuje. Na konci testu se vyhodnocuje vzdálenost, kterou jedinec za šest minut ušel a jak mu poklesla saturace krve. Z těchto hodnot se následně vypočítává údaj, který je porovnáván s normou (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda & Jakubec, 2015).

## 4.2 Přístrojová analýza chůze

Moderní technologie pro měření a analýzu chůze se dělí do dvou základních skupin: nositelné systémy a systémy, které nemá jedinec umístěné při na těle. Mezi druhý typ se řadí systémy založené na zpracování obrazu (kamera, laserové sensory) a systémy založené na podlahových senzorech (reakční plošiny, přístrojové chodníky). Nositelné systémy pak využívají sensory, které se připevňují přímo na části těla. Do této skupiny patří různé tlakové sensory, akcelerometry, gyroskopy, goniometry, inklinometry a podobně (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Mezi nejmodernější kamerové systémy patří optoelektrické systémy a modely (například Vicon). Tyto systémy využívají aktivní (světlo vyzařující) či pasivní (reflexní) značky a nejméně dvě kamery, aby mohl být vypočítán trojrozměrný obraz (3D). Tento systém se skládá ze šesti kamer, které analyzují pohyb šestnácti reflexních značek, jež jsou umístěny na určitých anatomicky definovaných částech těla (spina iliaca anterior superior, spina iliaca posterior superior, laterální epikondyl femuru, laterální malleolus a jiné). Systém vypočítává prostor mezi značkami, jejich vzájemný pohyb a informace převádí do 3D obrazu, který se však zobrazuje na dvourozměrné obrazovce. Tento systém zobrazuje kinematiku hlezen, kolen, kyčlí a částečně i pánve (Klöpfer-Krämer et al., 2019; Nüesch, Roos, Pagenstert & Mündermann, 2017).



Systemy založené na podlahových senzorech obsahují senzory umístěné na zemi (reakční plošiny) či přístrojové chodníky. Chůze je analyzovaná měřením tlaku a sil působících na senzory. Existují dva typy: silové plošiny (force platforms) a senzory měřící tlak. Tlakové senzory měří polohu a pohyb centre of pressure (místo průmětu těžiště těla do podložky), silové plošiny naopak měří přímo vektory působících sil, které se mohou rozložit na vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální složku (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Probíhající technologický vývoj vedl ke zmenšování senzorů, rozšíření oblasti jejich používání a zvýšení poptávky spotřebitelů. Nositelné senzory jsou připevňovány na různé části těla jako například chodidla, kolena či trup. První skupinou nositelných senzorů jsou tlakové a silové senzory. Kdy, podobně jako u podlahových senzorů, silové senzory měří reakční síly působící na senzor a tlakové pouze míru tlaku. Tyto senzory jsou většinou zahrnuty do speciálních bot, které mohou ještě obsahovat další senzory jako flexibilní goniometr či inerciální senzor (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

### 4.3 Inerciální senzory

Druhou skupinou nositelných senzorů, jsou systémy založené na inerciálních senzorech. Tento systém byl využit v experimentální části diplomové práce. Mezi inerciální senzory patří senzory, které zaznamenávají lineární zrychlení (akcelerometry) a úhlovou rychlost (gyroskopy) (Iosa, Picerno, Paolucci & Morone, 2016). Senzory založené na akcelerometrech se také někdy nazývají Inertial Measurement Units (IMU). Lze je použít nejen pro analýzu chůze, ale i pro zjištění některých denních pohybů a dát je do souvislosti s individuálním funkčním stavem jedince (Klöpfer-Krämer et al., 2019).

Pojem inerciální, neboli setrvačný, vyjadřuje, že senzory měří svůj vlastní pohyb, a tedy i pohyb tělesa, na kterém jsou připevněny podle principu zrychlení, kdy senzor měří setrvačnost volné hmoty obsažené v senzoru, jejíž setrvačnost je zvyšována buď vnější silou nebo točivým momentem. Akcelerometr používá základy Newtonových pohybových zákonů, které říkají, že zrychlení tělesa je úměrné síle působící na těleso. Gyroskop využívá jiné vlastnosti. Všechna tělesa, která se otáčejí kolem své osy, vytvářejí rotační setrvačnost, jež je určena momentem setrvačnosti, což je odpor rotujícího tělesa ke změně rychlosti otáčení. Gyroskop musí být natočen stále stejným směrem a používá se k detekci změn směru. Senzory navíc často obsahují magnetometry, jež zaznamenávají zemské magnetické pole (Iosa et al, 2016; Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Časoprostorová analýza chůze pomocí senzorů se často využívá pro zjištění rizika pádu u seniorů. Většina těchto analýz je však založena na laboratorních a optických měření.

Pro zjištění časoprostorových charakteristik chůze je analýza založená na inerciálních senzorech, které se připevňují na tělo probanda, vhodnou alternativou k analýze chůze pomocí optických či tlakových senzorů. Donath et al. (2016) uvádějí, že se inerciální senzory začínají čím dál častěji využívat k funkčním testům, ale k vlastní analýze chůze jsou používány zatím jen vzácně.

Běžné metody využívané pro analýzu lidské chůze jsou drahé nebo příliš složité, aby byly využívány v běžné klinické praxi (Caldas, Mundt, Potthast, Buarque de Lima Neto & Markert, 2017). Potenciální výhody inerciální sensorů jsou: nízká pořizovací cena, nízká hmotnost, malé rozměry a možnost využít senzory mimo laboratoř (Iosa et al., 2016). Horak a Mancini (2013) navíc upozorňují, že k analýze klasických laboratorních metod je potřeba velké množství času a nejsou proto vhodné k rozsáhlým výzkumům.

#### 4.4 RehaGait

RehaGait systém zahrnuje variantu dvou nebo sedmi senzorů a hlavní jednotky (tabletu). Každý senzor obsahuje tři akcelerometry, gyroskopy a magnetometry. Lineární zrychlení, úhlová rychlost a zemské magnetické pole je zaznamenávána při frekvenci 100 Hz chodidlovými senzory a 400 Hz ostatními senzory. Pokud má jedinec pouze jednodušší verzi s dvěma senzory (viz níže) je frekvence zaznamenávání 500 Hz (Uživatelský manuál RehaGait, 2016).

Pokud jsou senzory dva, jednodušší verze *RehaGait Analyzer*, připevňují se za pomoci pásků každý na jednu botu, senzor je umístěn pod zevním kotníkem. Senzor se dá umístit i na bosé chodidlo. Na to je potřeba spíše malého pásku, které ale nejsou standardním vybavením dodávaným k přístroji ani v rámci dražší verze *RehaGait Analyzer Pro*. Pokud je senzorů sedm, verze *RehaGait Analyzer Pro*, umísťují se na pravou/levou botu (pod zevním kotníkem), nad pravý/levý hlezenní kloub nad zevní kotník, nad pravou/levou kolenní šterbinu v oblasti laterálního kondylu femuru a jeden senzor je umístěn v bederní oblasti mezi obratli L4 a L5 (Uživatelský manuál RehaGait, 2016).

Z každého měření jsou softwarem vypočítány následující parametry chůze: délka dvojkroku (stride length-vzdálenost mezi dvěma po sobě následujícími iniciálními kontakty stejného chodidla), doba trvání dvojkroku (stride time-čas mezi dvěma po sobě následujícími iniciálními kontakty stejného chodidla), počet kroků, kadence, rychlost, doba trvání jednotlivých fází kroku, úhel chodidla vůči zemi, úhel v hlezenním kloubu, úhel v kolenním kloubu, úhel v kyčelním kloubu, maximální výšku chodidla, maximální cirkumdukcí a typ cirkumdukce. Přístroj je schopen rozlišit fáze krokového cyklu a změřit dobu trvání jednotlivých fází: postupného zatěžování, středního stoje, konečného stoje, předšvihové fáze

a kombinovaného švihu. Údaje jsou uvedené v procentech, kdy 100 % je jeden krokový cyklus. Tyto údaje lze porovnat s kontrolními daty, které naměřili přímo výrobci systému. Kontrolní data pro systém RehaGait byla sesbírána od více než 2000 jedinců v širokém věkovém rozmezí 5-90 let (Uživatelský manuál RehaGait, 2016).

Dále je přístroj schopen vypočítat symetrii chůze, kdy ve všech parametrech porovnává symetrii levé a pravé dolní končetiny (Uživatelský manuál RehaGait). Diplomová práce je zaměřena na vybrané časoprostorové parametry chůze. Úhlové parametry jsou měřeny v jiné, souběžné diplomové práci Bc. Anety Utěšené.

Prostor, kde probíhá měření, by měl mít rovný povrch, prostor by měl být bez zataček, překážek, s minimem nerovností a bez procházejících osob. Měřený člověk může použít ortézy, berle či jiné kompenzační pomůcky, které běžně při chůzi využívá. Testující by měl jít za pacientem. Chůzi vedle pacienta, příručka nedoporučuje, protože může dojít k ovlivnění chůze, kdy by se proband mohl přizpůsobovat chůzi terapeuta (Uživatelský manuál RehaGait, 2016).

Protože obliba inerciálních senzorů stoupá, objevuje se řada studií, které zkoumají jejich validitu a reliabilitu. Často se výzkumy zabývají porovnáním s již standardně používanými přístroji na analýzu chůze.

Dříve se pro analýzu chůze využívali především systémy založené na chodícím páse či optoelektrické systémy. Nyní se pro možnost využití mimo laboratoř, v klinických podmínkách začínají využívat nositelné senzory. Existuje celá řada studií zaměřených na inerciální senzory, ale konkrétnímu využití a spolehlivosti systému RehaGait se věnuje pouze málo autorů.

Inerciální senzory se často používají pouze pro analýzu chůze po rovině, kdy jedinci mají jít svou přirozenou chůzí a rychlostí. Schopnost habituální chůze však vyžaduje, aby chůze byla variabilní, je nutné, aby jedinec byl schopen jít do kopce, z kopce, po různorodém povrchu či různou rychlostí. Při testování zdravých mladých dospělých (věk  $31.0 \pm 3,7$  let) systém RehaGait nadhodnocuje délku (+2,7 %, o méně než 5 cm) a trvání (+0,8 %) dvojkroku a podhodnocuje kadenci (-1,5 %), vše nezávisle na rychlosti či náklonu terénu. Nejmenší odchylky jsou při nižší rychlosti (o 15 % nižší než jejich přirozená chůze) a největší se objevují při náklonu terénu na 15 %. U stejného vzorku populace je reliabilita přístroje RehaGait skvělá pro všechny parametry (rychlost, kadence, čas dvojkroku) nezávisle na rychlosti či náklonu terénu. Nižší reliabilitu vykazuje délka dvojkroku při normální a vyšší rychlosti (o 15 % vyšší než jejich přirozená chůze) při chůzi po rovině (Donath, Faude, Lichtenstein, Nüesch, & Mündermann, 2016).

Validita a reliabilita všech přístrojů, systém RehaGait nevyjímaje, je pro analýzu chůze u seniorů nezbytným předpokladem pro zjišťování klinických a funkčních změn v důsledku nemocí, či krátkodobých a dlouhodobých intervencí. U zdravých seniorů ( $75,3 \pm 6,7$  let) je při analýze systémem RehaGait validita všech měřených údajů (rychlost, kadence, čas a délka dvojkroku) vysoká nezávisle na rychlosti chůze a náklonu terénu. Reliabilita systému je také velmi vysoká, pouze je opět nižší pro délku dvojkroku při chůzi po rovině. U seniorů se ještě objevuje nižší reliabilita trvání dvojkroku při náklonu 15 %. U seniorů navíc bylo zjištěno, že nedochází k adaptativnímu prodloužení kroku při chůzi do kopce, tak jak se to fyziologicky objevuje u mladších jedinců (Donath et al., 2016).

## 5 Reliabilita přístrojů

Hodnocení výzkumů a přístrojů je nezbytné, pokud mají být poznatky z nich vyplývající interpretovány, využity a začleněny do praxe (Noble & Smith, 2015). Reliabilita je definovaná jako určitá konzistence, opakovatelnost, stupeň shody měření. Při opakovaném měření by měly vycházet, pokud nedošlo ke změně stavu měřeného subjektu, pokaždé přibližně stejné výsledky (Heale & Twycross, 2015).

Spolehlivost metody či přístroje je složena z určité konzistence výstupů a možnosti opakovatelnosti měření. Spolehlivost lze tedy určit řadou metod. Ty vychází z předpokladu, že naměřená hodnota je složena z reálné hodnoty a z určitého procenta chyby. Čím je podíl chyby, která je tvořena subjektivními i objektivními faktory, vyšší, tím je reliabilita nižší. Metody, které se nejčastěji využívají jsou: metoda opakovaného měření v čase, metoda paralelních měření, hodnocení shody více pozorovatelů a oddělené hodnocení dílčích výstupů testu (Dušek, Pavlík, Jarkovský & Koptíková, 2011).

Metoda opakovaného měření v čase je založená na opakovaném měření stejného jedince stejným testujícím s určitým časovým odstupem. Nazývá se také jako test-retest reliabilita a používá se pro neinvazivní vyšetřovací metody a dotazníky. Metoda paralelních měření se využívá, jsou-li dostupné rovnocenné varianty testu, které se následně porovnávají s použitým testem. Při hodnocení shody více pozorovatelů se provádí měření stejným přístrojem, metodou na stejném jedinci ale různými testujícími osobami. Čím větší je korelace mezi pozorovateli, tím je spolehlivost metody větší. Tato metoda se také nazývá inter-observer reliability. Poslední metodou je oddělené hodnocení dílčích výstupů testu, který se využívá tam, kde má test či metoda více položek a lze tak posuzovat míru shody výstupů jednotlivých částí (split-half reliability) (Dušek et al., 2011).

Nejběžnější metodou ke zjištění reliability přístroje a testování je opakované měření skupiny probandů oddělené hodinami, dny. Čím podobnější jsou výsledky, tím je reliabilita daného měření vyšší. Do výpočtů se také zahrnují změny mezi měřeními. Změny mohou být buď náhodné či systematické. Náhodné změny jsou často označovány jako „chyba vzorku“ a vznikají v důsledku proměnlivosti situace při měření. Mohou být způsobeny přístrojem nebo testující osobou. Systematické změny jsou nenáhodné. Dochází k nim, pokud proband vykazuje ustáleně více či méně odlišné výsledky v důsledku změny v chování, motorického učení, únavy či jiných okolností, které ovlivňují jeho výkon (Lexell & Downham, 2005).

Jedním ze statistických postupů pro zhodnocení reliability je stanovení koeficientu vnitřní korelace (intraclass correlation coefficient-ICC). Využívá se především u metody shody mezi

pozorovateli (interrater reliability) a vyjadřuje, kolik z celkového rozptylu proměnné tvoří rozdíly mezi vyššími celky. Hodnota ICC může být někdy vyjádřena i procenty (Dušek et al., 2011).  $ICC \geq 0,6$  je hodnoceno jako slabá (fair) reliabilita,  $ICC \geq 0,75$  jako dobrá (good) a  $ICC \geq 0,9$  jako vysoká (high) reliabilita (Combs, Diehl, Filip & Long, 2013). Někdy se uvádí ICC nad 0,95 jako vynikající (excellent) reliabilita (Nüesch, Roos, Pagenstert & Mündermann (2017).

Pro test-retest reliabilitu se využívá především výpočet Pearsonova korelačního koeficientu (pro parametrická data) či Spearmanova korelačního koeficientu (pro neparametrická data). Hodnoty se pohybují od -1 do 1. Hodnoty okolo nuly ukazují, že mezi porovnávanými daty není žádný vztah. Čím blíže jsou data 1, je lineární korelace a tím i reliabilita silnější (Dušek, Pavlík, Jarkovský & Koptíková, 2019). Hodnocení spolehlivosti a reliability měření dle korelačního koeficientu:  $\geq 0,9$  vysoká reliabilita,  $\geq 0,8$  dobrá reliabilita,  $\geq 0,7$  nízká reliabilita. Pod 0,7 je reliabilita testování nedostatečná (Měkota & Blahuš, 1983).

## 5.1 Reliabilita chůze

Hodnocení chůze během přirozeného pohybu, chůze na rovném povrchu či na chodícím páse se stalo oblíbenou metodou pro hodnocení potenciálních rizik u fragilních seniorů a jedinců s určitou patologií. Vysoká variabilita parametrů chůze má souvislost se zvýšeným rizikem pádu, či zhoršenou kvalitou senzorio-motorického systému (například u jedinců s PN nebo roztroušenou sklerózou). Pokud chceme hodnotit samotnou chůzi, vliv akutních a chronických stavů či intervencí, musíme předpokládat určitou míru reliability chůze a jejího testování. Určité množství chyb je při testování lidí vždy přítomno, ale tyto chyby by měly být sporadické, neovlivňující výsledky (Faude, Donath, Roth, Fricker & Zahner, 2012).

Reliabilita chůze zdravých seniorů na chodícím páse je vysoká, jak v rámci vícero hodnocení během jednoho dne, tak i během tří po sobě následujících dnů. Drobné variace parametrů se sice objevují, ale nelze říct, jestli se tak děje v důsledku individuálních vnitřních změn, či jsou výsledkem variability testování (Faude et al., 2012). Z klinických testů má vysokou reliabilitu například desetimetrový test, ať už je měřen ručními stopkami či automatickým časovačem. Současně je tento test velmi přesný. Při dodržení všech pravidel je přesnost rychlosti  $\pm 0,01$  m/s (Peters, Fritz & Krotish, 2013). Při hodnocení časoprostorových parametrů chůze (délka kroku a dvojkroku, maximální výška chodidla od země, trvání stojné a švihové fáze, čas jednoho krokového cyklu) stačí pro vysokou reliabilitu testování pouhých deset krokových cyklů. Pokud bychom chtěli testovat i variabilitu chůze, je doporučeno navýšit

počet krokových cyklů na nejméně padesát (König, Singh, von Beckerath, Janke, & Taylor, 2014).

## 6 Cíle práce a hypotézy

### 6.1 Hlavní cíl

Tato diplomová práce si klade za hlavní cíl zhodnotit test-retest opakovatelnost v krátkém časovém úseku vybraných charakteristik chůze při měření systémem RehaGait u pacientů s Parkinsonovou nemocí a u kontrolní skupiny.

### 6.2 Dílčí cíle

Dílčím cílem mé diplomové práce je zhodnotit, jak se liší vybrané charakteristiky chůze mezi skupinou pacientů s Parkinsonovou nemocí a kontrolní skupinou osob a zda se liší mezi sebou jednotlivé pokusy chůze.

Sledované charakteristiky chůze jsou: trvání kroku, délka dvojkroku, rychlost chůze, kadence, trvání fáze stojné, švihové, jednooporové, dvouoporové, fáze postupného zatěžování, mezistoje, fáze konečné a předšvihové.

### 6.3 Výzkumné hypotézy

**H<sub>01</sub>:** Není rozdíl v časových parametrech chůze mezi třemi bezprostředně následovanými pokusy chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

**H<sub>02</sub>:** Není rozdíl v časových parametrech chůze mezi třemi bezprostředně následovanými pokusy chůze u kontrolní skupiny osob.

**H<sub>03</sub>:** Není rozdíl v časových parametrech chůze mezi pokusy měřenými s odstupem jedné hodiny u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

**H<sub>04</sub>:** Není rozdíl v časových parametrech chůze mezi pokusy měřenými s odstupem jedné hodiny u kontrolní skupiny osob.

### 6.4 Výzkumné otázky

**VO1:** Jaká je test-retest opakovatelnost měření vybraných chůzových charakteristik systémem RehaGait?

**VO2:** Liší se test-retest opakovatelnost měření vybraných časoprostorových parametrů chůze systémem RehaGait u kontrolní skupiny a u pacientů s Parkinsonovou nemocí?

**VO3:** Jak se liší vybrané časoprostorové parametry chůze pacientů s Parkinsonovou nemocí v porovnání s jedinci z kontrolní skupiny?



## 7 Metodika

V dubnu 2019 bylo vedoucím katedry schváleno zadání diplomové práce. Poté, co byl následně schválen i návrh diplomové práce Etickou komisí FTK UP (viz Příloha 2), proběhla realizace výzkumné části práce.

### 7.1 Charakteristika výzkumného souboru

Měření pro výzkumnou část diplomové práce bylo provedeno přístrojem RehaGait v centru Baluo. Celkově se výzkumu zúčastnilo 43 probandů. 22 jedinců mělo diagnostikovanou Parkinsonovu nemoc a 19 probandů tvořilo kontrolní skupinu.

Kritéria pro zařazení do výzkumu do skupiny jedinců s Parkinsonovou nemocí byla:

- Věk 46 a více let
- Diagnostikovaná Parkinsonova nemoc ve stadiu 1-3 dle škály Hoehnové a Yahra (H&Y)
- Stabilní stav
- Schopnost ujít samostatně nejméně 15 metrů (i s využitím kompenzačních pomůcek)
- Orientovanost jedince a schopnost porozumět a vykonat fyzioterapeutovy pokyny
- Podepsání informovaného souhlasu (viz Příloha 3)

Kritéria pro vyřazení z výzkumu byla:

- Vysoká disabilita v důsledku Parkinsonovy nemoci
- Jiná dekompenzovaná onemocnění
- Jiná neurodegenerativní onemocnění
- Operace a závažná zranění dolních končetin v posledním roce
- Neschopnost spolupráce s fyzioterapeutem
- Nepodepsání informovaného souhlasu

Kritéria pro zařazení do výzkumu do kontrolní skupiny byla:

- Věk 46 a více let
- Bez závažných neurologických či neurodegenerativních onemocnění
- Bez operací a závažných zranění dolních končetin v posledním roce
- Schopnost ujít samostatně nejméně 15 metrů bez kompenzačních pomůcek
- Orientovanost jedince a schopnost rozumět a vykonat fyzioterapeutovy pokyny
- Podepsání informovaného souhlasu

Kritéria pro vyloučení z výzkumu kontrolní skupiny se odvíjela od kritérií nutných pro zařazení.

Ve skupině probandů s diagnostikovanou Parkinsonovou nemocí bylo 22 jedinců, z toho 13 mužů a 9 žen. Jedinci se nacházeli ve stadiu 1-3 dle škály Hoehnové a Yahra. Ve stadiu 1 se v době měření nacházeli dva muži, ve stadium 2 devět jedinců a ve stadiu 3 jedenáct osob. Obě měření s odstupem jedné hodiny podstoupilo jen 20 jedinců (11 mužů a 9 žen). Dva jedinci byli měření jen jednou, z časových a osobních důvodů se druhého měření neúčastnili.

Průměrná délka onemocnění (počítáno od roku diagnostikování) byla  $7,86 \pm 3,84$  let. Nejkratší doba onemocnění byla jeden rok, nejdelší 17 let. Minimální věk v této skupině byl 46 let (s délkou onemocnění 8 let), nejstarší proband měl 83 let. Průměrný věk této výzkumné skupiny byl  $68,09 \pm 8,6$  let. Další charakteristiky jsou popsány v Příloze 4.

Hlubokou mozkovou stimulaci měli dva jedinci, muži. Doba od aplikace byla čtyři roky a sedm let. Všichni probandi měli nasazenou farmakologickou terapii, často více než jeden lék. Nejčastější byla užívána Levodopa v kombinacích ( $n=18$ ), a to především Levodopa v kombinaci s Carbidopou ( $n=12$ ). Jedinci dále měli indikovanou Levodopu v kombinaci s Benserazidem ( $n=2$ ) a kombinaci s Carbidopou a Entacapone ( $n=4$ ). Léky agonisty dopaminu bralo 14 jedinců. Amantadin (lék používající se v časných fázích PN, či u jedinců s dyskinezemi) měl nasazen jeden muž.

Bez kompenzačních pomůcek bylo schopno se pohybovat ve skupině s PN 14 probandů, 2 osoby používaly jednu trekovou holi, 2 jedinci dvě trekové hole, 2 jedinci chodili o jedné francouzské holi, jeden se pohyboval pouze s dvěma francouzskými holemi a jeden s vycházkovou holí.

V kontrolní skupině se nacházelo 19 probandů, 4 muži a 15 žen. Minimální věk v kontrolní skupině byl 46 let, maximální 81 let. Průměrný věk kontrolní skupiny byl  $67 \pm 9,16$  let. Žádný z probandů nevyužíval k samostatné chůzi jakékoliv kompenzační pomůcky, neměl závažná onemocnění či neutrpěl v posledním půl roce zranění dolních končetin.

## 7.2 Průběh měření

Po povolení mé diplomové práce Etickou komisí (Příloha 2) jsem provedla měření. Jak s jedinci ve skupině s diagnostikovanou PN, tak s probandy v kontrolní skupině jsem se sešla pouze jedenkrát. Nejprve podepsali Informovaný souhlas (Příloha 3) a byli seznámeni s průběhem měření. Poté jim byly nasazeny páskové senzory přístroje RehaGait verze *Analyzer Pro* podle pokynů v příručce k přístroji (Obrázek 6).



Obrázek 6. Umístění pásků se senzory. Pohled z boku, zepředu, zezadu (Archiv autora, 2019)

Před měřením bylo nutné provést kalibraci, která se musela opakovat při každém novém nasazení pásků. Systém nabízí tři různé kalibrace, pro tato měření byla vybrána kalibrace vsedě na dostatečně vysoké židli. Probandi nejprve seděli v klidu v takové pozici, aby jejich trup byl napřímen a kyčelní, kolenní a hlezenní klouby byly v 90° flexi. Následně dostatečně rychle provedli záklon a zvedli jednu dolní končetinu tak, aby udrželi 90° v kloubech dolních končetin. Tento pohyb provedli i s druhou dolní končetinou. Příručka uvádí, že horní končetiny mají být při kalibraci překříženy na prsou, ale jedinci s PN, kteří měli problémy s provedením pohybu, nebo udržením rovnováhy při záklonu, se mohli horními končetinami přidržovat sedátka.

Každý jedinec se následně prošel po rovné chodbě bez překážek. Jedinci ve skupině s diagnostikovanou Parkinsonovou nemocí mohli k chůzi využít potřebné kompenzační pomůcky. Chůze byla zahájena a ukončena na pokyn fyzioterapeuta. Proband šel třikrát svou přirozenou chůzí. Pokaždé šel fyzioterapeut za jedincem, u probandů s PN hlídal, aby nedošlo k pádu. Následně byly sensory sejmuty, byla odebrána anamnéza (Příloha 6) a proveden test Timed Up and Go a test Five Time Sit to Stand (FTSST).

Test TUG jsem popsala v kapitole 4. 1. Při testu FTSSST se měří čas, za který se jedinec bez pomoci rukou pětkrát postaví a znovu posadí. Osoba by se měla snažit o co nejrychlejší pohyb, kterého je schopna. Tento test se používá pro zjištění dynamické rovnováhy a síly dolních končetin jedince (Goldberg, 2012).

Po hodině od prvního měření bylo po nové kalibraci provedeno druhé, poslední měření. Probandům byly znovu nasazeny senzory, provedena kalibrace a opět se třikrát prošli svou přirozenou chůzí. Pásky se senzory jim byly sejmuty a měření bylo ukončeno.

Snahou bylo měřit všechny jedince s Parkinsonovou nemocí v on-fázi, ale mírné individuální fluktuace účinků medikace se mohly vyskytnout.

### 7.3 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat bylo provedeno odbornou osobou, Mgr. Lucií Bizovskou, v programu Statistica. Pro přijetí či zamítnutí hypotéz  $H_{01}$  a  $H_{02}$  byly porovnány tři pokusy mezi sebou nejprve pomocí Friedmanovy ANOVY a Kendallova koeficientu shody. Pokud byl zjištěn rozdíl, byl použit Wilcoxonův párový test, aby bylo zjištěno, přesně mezi kterými pokusy je rozdíl. Pro přijetí či zamítnutí hypotézy  $H_{03}$  a  $H_{04}$  se porovnávaly průměry z prvních tří a následujících tří pokusů, které byly měřené s odstupem jedné hodiny, opět pomocí Wilcoxonova párového testu. Při obou použitích Wilcoxonova párového testu jako statisticky významná hladina  $p$  byla stanovena hodnota  $p < 0,05$ .

Pro zodpovězení dílčího cíle, porovnání časoprostorových parametrů jedinců s Parkinsonovou nemocí a kontrolní skupiny (KS), byl použit Mann-Whitneyův test pro neparametrická data. Mezi výzkumnými soubory se porovnávaly průměry z prvních tří a následujících tří pokusů. Jako statisticky významná hladina  $p$  byla opět stanovena hodnota  $p < 0,05$ .

Pro zodpovězení výzkumných otázek V01 a V02 a zhodnocení reliability měření systémem RehaGait byl použit Spearmanův korelační koeficient pro neparametrická data, kdy se porovnávaly průměry prvních tří a následujících tří měření s odstupem jedné hodiny.

Výsledky klinických testů (Timed Up an Go a test Five Time Sit to Stand) zde nejsou podrobněji uvedeny a budou více zpracovány v rámci jiné diplomové práce.

## 8 Výsledky

### 8.1 Hypotéza H<sub>01</sub>

*Není rozdíl v časových parametrech chůze mezi třemi bezprostředně následovanými pokusy chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí.*

Pomocí Wilcoxonova párového testu (při stanovení statisticky významné hladiny  $p < 0,05$ ) byly zjištěny ve výzkumném souboru jedinců s Parkinsonovou nemocí statisticky významné rozdíly v rychlosti chůze (mezi 1. a 3. měřením), v mezistoji pravé dolní končetiny (PDK) (mezi 4. a 6. měřením a mezi 5. a 6. pokusem), v konečném stoji PDK (mezi 1. a 3. pokusem a mezi 4. a 6. pokusem) a v konečném stoji levé dolní končetiny (LDK) (mezi 1. a 3. měřením a mezi 1. a 2. pokusem) (Tabulka 1). Pro každou skupinu bylo provedeno celkově 120 porovnání mezi bezprostředně následovanými pokusy. Fáze byly sledovány a následně porovnány z hlediska délky trvání v procentech z jednoho celého krokového cyklu.

*Tabulka 1.* Porovnání bezprostředně následujících měření chůze Wilcoxonovým párovým testem u jedinců s Parkinsonovou nemocí – vybrané chůzové charakteristiky se statisticky významným rozdílem (n=22 pro měření 1, 2, 3; n=20 pro měření 4, 5, 6)

	Parametr 1	Parametr 2	p
Rychlost chůze 1 a 3 (m/s ± SD)	0,91 ± 0,22	0,95 ± 0,21	0,006
Mezistoj R 4 a 6 (% ± SD)	28,80 ± 3,91	27,40 ± 3,41	0,006
Mezistoj R 5 a 6 (% ± SD)	28,55 ± 3,74	27,40 ± 3,41	0,01
Konečná fáze L 1 a 2 (% ± SD)	5,29 ± 5,15	6,52 ± 6,26	0,017
Konečná fáze L 1 a 3 (% ± SD)	5,29 ± 5,15	6,86 ± 5,57	0,003
Konečná fáze R 1 a 3 (% ± SD)	6,80 ± 4,99	8,04 ± 5,79	0,023
Konečná fáze R 4 a 6 (% ± SD)	6,83 ± 4,76	8,02 ± 5,19	0,023

*Vysvětlivky:* 1, 2, 3, 4, 5, 6-pořadí měření, R-pravá dolní končetina, L-levá dolní končetina, p-statisticky významná hladina, SD-směrodatná odchylka. Jednotlivé fáze jsou vyjádřené v procentech z jednoho krokového cyklu

V rámci hypotézy H<sub>01</sub> bylo vypočítáno, že statisticky významné rozdíly mezi měřeními se našly v sedmi případech. Což z celkového počtu vypočítaných porovnání (120) je 5,8 %. Tedy v 94,2 % se od sebe bezprostředně následovaná měření statisticky neliší. Možnosti, proč

se liší především 1., případně 4. pokus, od ostatních jsou rozebrány v následující diskuzi. Protože množství statisticky významných rozdílů v měření je pouhých 5,8 %, nelze  $H_{01}$  zamítnout.

## 8.2 Hypotéza $H_{02}$

*Není rozdíl v časových parametrech chůze mezi třemi bezprostředně následovanými pokusy chůze u kontrolní skupiny osob.*

Wilcoxonovým párovým testem byl v kontrolní skupině zjištěn statisticky významný rozdíl pouze ve fázi mezistojce PDK, a to mezi 4. a 6. měřením ( $26,32 \pm 4,01$  % vs  $26,32 \pm 2,97$  %,  $p=0,022$ ). S ohledem na výsledky, kdy u kontrolní skupiny byl ze všech 120 výpočtů statisticky významný rozdíl nalezen pouze v jednom jediném případě, nelze hypotézu  $H_{02}$  zamítnout.

## 8.3 Hypotézy $H_{03}$

*Není rozdíl v časových parametrech chůze mezi pokusy měřenými s odstupem jedné hodiny u pacientů s Parkinsonovou nemocí.*

Při stanovení statisticky významné hladiny  $p < 0,05$  pomocí Wilcoxonova párového testu bylo ve skupině jedinců s PN nalezeno 10 statisticky významných rozdílů mezi průměry měření s odstupem jedné hodiny (Tabulka 2). V tomto výzkumném souboru bylo celkově provedeno 20 porovnání.

*Tabulka 2. Porovnání měření chůze s odstupem jedné hodiny Wilcoxonovým párovým testem u jedinců s Parkinsonovou nemocí- vybrané chůzové charakteristiky se statisticky významným rozdílem (n=20)*

	Průměr měření 1, 2, 3	Průměr měření 4, 5, 6	p
Trvání dvojkroku 1 & Trvání dvojkroku 2 (s $\pm$ SD)	1,14 $\pm$ 0,11	1,08 $\pm$ 0,06	0,002
Délka dvojkroku 1 & Délka dvojkroku 2 (m $\pm$ SD)	1,04 $\pm$ 0,24	1,06 $\pm$ 0,86	0,029
Rychlost chůze 1 & Rychlost chůze 2 (m/s $\pm$ SD)	0,93 $\pm$ 0,22	0,99 $\pm$ 0,23	0,004
Kadence 1 & Kadence 2 (kroky/min $\pm$ SD)	106,07 $\pm$ 6,73	111,59 $\pm$ 6,53	0,002
Stojná fáze R 1 & Stojná fáze R 2 (% $\pm$ SD)	65,1 $\pm$ 2,57	64,64 $\pm$ 2,25	0,04

## Pokračování tabulky

Švihová fáze R 1 & Švihová fáze R 2 (% ± SD)	34,9 ± 2,57	35,31 ± 2,41	0,037
Jednooporová f. L 1 & Jednooporová f. L 2 (% ± SD)	35,03 ± 2,31	35,44 ± 2,07	0,048
Dvouoporová f. R % 1 & Dvouoporová f. R 2 (% ± SD)	14,97 ± 2,37	14,36 ± 2,44	0,01
Postupné zatěžování R 1 & Postupné zatěžování R 2 (% ± SD)	14,88 ± 2,23	14,28 ± 2,21	0,023
Předšvihová f. L % 1 & Předšvihová f. L 2 (% ± SD)	14,89 ± 2,21	14,25 ± 2,16	0,017

*Vysvětlivky:* 1-průměr prvních tří měření, 2-průměr tří měření s odstupem jedné hodiny, *f.*-fáze, *L*-levá dolní končetina, *R*-pravá dolní končetina, *p*-hladina statistické významnosti, *SD*-směrodatná odchylka. Jednotlivé fáze jsou vyjádřené v procentech z jednoho krokového cyklu.

Ve výzkumném souboru jedinců s Parkinsonovou nemocí byly nalezeny statisticky významné rozdíly v 50 % případů. Z toho vyplývá, že lze hypotézu **H<sub>03</sub>** zamítnout.

#### 8.4 Hypotéza H<sub>04</sub>

*Není rozdíl v časových parametrech chůze mezi pokusy měřenými s odstupem jedné hodiny u kontrolní skupiny osob.*

Pomocí Wilcoxonova párového testu (při stanovení statisticky významné hladiny  $p < 0,05$ ) bylo u kontrolní skupiny, stejně jako ve skupině jedinců s Parkinsonovou nemocí, nalezeno 10 statisticky významných rozdílů (Tabulka 3).

*Tabulka 3.* Porovnání měření chůze s odstupem jedné hodiny Wilcoxonovým párovým testem u kontrolní skupiny, vybrané hodnoty se statisticky významným rozdílem (n=19)

	Průměr měření 1, 2,3	Průměr měření 4, 5, 6	p
Trvání kroku 1 & Trvání kroku 2 (s ± SD)	1,15 ± 0,14	1,12 ± 0,13	0,006
Délka dvojkroku 1 & Délka dvojkroku 2 (m ± SD)	1,23 ± 0,19	1,26 ± 0,19	0,002
Rychlost chůze 1 & Rychlost chůze 2 (m/s ± SD)	1,1 ± 0,27	1,15 ± 0,28	0,001
Kadence 1 & Kadence 2 (kroky/min ± SD)	105,68 ± 12,17	108,43 ± 12,32	0,004
Stojná fáze R 1 & Stojná fáze R 2 (% ± SD)	64,05 ± 1,74	63,61 ± 2,02	0,02

Švihová fáze R 1 & Švihová fáze R 2 (% ± SD)	35,94 ± 1,74	36,35 ± 2,02	0,02
Jednooporová f. L 1 & Jednooporová f. L 2 (% ± SD)	35,91 ± 1,72	36,49 ± 1,89	0,008
Dvouoporová f. L 1 & Dvouoporová f. L 2 (% ± SD)	13,86 ± 1,69	13,5 ± 1,79	0,036
Postupné zatěžování L 1 & Postupné zatěžování L 2 (% ± SD)	13,82 ± 1,65	13,43 ± 1,74	0,036
Konečná fáze R 1 & Konečná fáze R 2 (% ± SD)	8,61 ± 4,6	9,43 ± 4,3	0,022

*Vysvětlivky:* 1-průměr prvních tří měření, 2-průměr tří měření s odstupem jedné hodiny, *f.*-fáze, *L*-levá dolní končetina, *R*-pravá dolní končetina, *p*-hladina statistické významnosti, *SD*-směrodatná odchylka. Jednotlivé fáze jsou vyjádřené v procentech jednoho krokového cyklu.

Ve výzkumném souboru jedinců s Parkinsonovou nemocí byly nalezeny statisticky významné rozdíly v 50 % případů. Z toho vyplývá, že lze hypotézu **H<sub>04</sub>** zamítnout.

Jak u **H<sub>03</sub>**, tak u **H<sub>04</sub>** byly naměřeny staticky významné rozdíly. Když se však hodnoty naměřené s odstupem jedné hodiny porovnají, lze říct, že tyto rozdíly jsou z klinického hlediska nevýznamné. Například délka dvojkroku se u jedinců s PN mezi pokusy liší o 2 cm, u kontrolní skupiny o 3 cm, což jsou zanedbatelné změny. Rychlost se mezi pokusy s odstupem jedné hodiny lišila o 0,06 m/s (PN) a o 0,05 m/s (KS), rozdíly ve fázích krokového cyklu v obou výzkumných souborech byly ve většině případů pod 1 %. Všechny tyto rozdíly jsou proto také klinicky nevýznamné.

## 8.5 Výzkumné otázky

### 8.5.1 Výzkumná otázka V01

*Jaká je test-retest opakovatelnost měření vybraných chůzových charakteristik systémem RehaGait?*

Pomocí Spearmanova korelačního koeficientu *r* pro neparametrická data, byly porovnány průměry prvních tří a následujících tří měření s odstupem jedné hodiny (Tabulka 4). Poté byla zhodnocena test-retest opakovatelnost, reliabilita měření. V kontrolní skupině byl nejnižší naměřený korelační koeficient u mezistoje pro levou dolní končetinu (*r*=0,82). Nejvyšší opakovatelnost byla u základních časoprostorových parametrů chůze (trvání a délka dvojkroku,



rychlost a kadence) ( $r=0,95-0,98$ ). Jedinci s Parkinsonovou nemocí měli nejnižší korelační koeficient u předšvihové fáze pravé dolní končetiny (PDK) ( $r=0,58$ ) a dvouoporové fáze LDK ( $r=0,61$ ). Základní časoprostorové parametry měly hodnotu  $r=0,83-0,88$ . Pouze kadence vykazovala nízkou opakovatelnost ( $r=0,68$ ). Nejnižší opakovatelnost měly měření postupného zatěžování LDK ( $r=0,59$ ) a předšvihové fáze PDK ( $r=0,58$ ).

Na výzkumnou otázku lze tedy odpovědět, že test-retest opakovatelnost měření základních chůzových charakteristik pomocí systému RehaGait je u kontrolní skupiny vysoká, u jedinců s PN (s výjimkou kadence) dobrá. Míra reliability byla hodnocena podle Měkoty a Blahuše (1983).

*Tabulka 4.* Spearmanův korelační koeficient pro měření vybraných časoprostorových parametrů chůze

Průměr 1-3 vs. průměr 4-6	Spearmanův korelační koeficient r	
	PS (n=20)	KS (n=19)
Trvání dvojkroku 1-3 vs. 4-6	0,83	0,95
Délka dvojkroku 1-3 vs. 4-6	0,88	0,96
Rychlost chůze 1-3 vs. 4-6	0,83	0,98
Kadence 1-3 vs. 4-6	0,68	0,95
Stojná fáze L 1-3 vs. 4-6	0,78	0,89
Stojná fáze R 1-3 vs. 4-6	0,85	0,91
Švihová fáze L 1-3 vs. 4-6	0,78	0,89
Švihová fáze R 1-3 vs. 4-6	0,85	0,91
Jednooporová fáze L 1-3 vs. 4-6	0,88	0,97
Jednooporová fáze R 1-3 vs. 4-6	0,78	0,90
Dvouoporová fáze L 1-3 vs. 4-6	0,61	0,92
Dvouoporová fáze R 1-3 vs. 4-6	0,83	0,86
Postupné zatěžování L 1-3 vs. 4-6	0,59	0,89
Postupné zatěžování R 1-3 vs. 4-6	0,83	0,93
Mezistoj L 1-3 vs. 4-6	0,81	0,82
Mezistoj R 1-3 vs. 4-6	0,95	0,92
Konečná fáze L 1-3 vs. 4-6	0,88	0,91
Konečná fáze R 1-3 vs. 4-6	0,96	0,90
Předšvihová fáze L 1-3 vs. 4-6	0,80	0,89

Předšvihová fáze R 1-3 vs. 4-6	0,58	0,90
--------------------------------	------	------

*Vysvětlivky: 1-3, 4-6-pořadí měření, L-levá dolní končetina, R-pravá dolní končetina, KS-kontrolní skupina, PS-jedinci s Parkinsonovou nemocí.*

### 8.5.2 Výzkumná otázka V02

*Liší se test-retest opakovatelnost měření vybraných časových parametrů chůze systémem RehaGait u kontrolní skupiny a u pacientů s Parkinsonovou nemocí?*

Mezi výzkumnými soubory se test-retest opakovatelnost zjišťovaná Spearmanovým korelačním koeficientem pro neparametrická data mírně lišila. Kontrolní skupina měla hodnoty koeficientu  $r$  v rozmezí 0,82-0,98. Základní charakteristiky chůze vykazovala  $r$  0,95-0,98. Naopak ve výzkumném souboru jedinců s PN byly hodnoty  $r$  v rozmezí 0,58-0,88. Pouze dva parametry (konečná fáze PDK a mezistoj PDK) měly hodnotu  $r$  nad 0,9. Kontrolní skupina tedy vykazovala vyšší test-retest opakovatelnost (dobrá až vysoká) než pacienti s Parkinsonovou nemocí (nízká až dobrá). Míra reliability byla hodnocená podle Měkoty a Blahuše (1983).

### 8.5.3 Výzkumná otázka V03

*Jak se liší vybrané časoprostorové parametry chůze pacientů s Parkinsonovou nemocí v porovnání s jedinci z kontrolní skupiny?*

Pomocí Mann-Whitneyova testu pro neparametrická data při stanovení statisticky významné hladiny  $p < 0,05$  vyšly jako statisticky signifikantní rozdíly v parametrech: délka dvojkroku 1 a 2, rychlost chůze 1, fáze postupného zatěžování 2 pro levou dolní končetinu a konečná fáze 1 taktéž pro levou dolní končetinu. Parametry označené číslem 1 jsou průměry, které byly získány z prvních tří měření. Číslem 2 jsou označeny parametry, průměry, které byly vypočítány z následujících tří měření s odstupem jedné hodiny od prvních tří měření (Tabulka 5). Kompletní porovnání všech časových parametrů mezi výzkumnými soubory je uvedeno v Příloze 7.

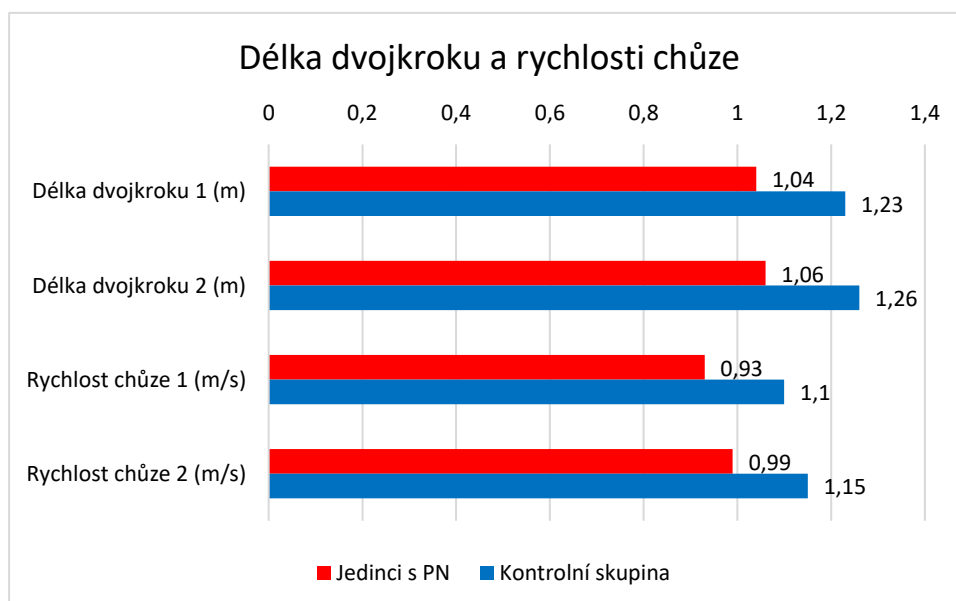
Tabulka 5. Porovnání vybraných parametrů se statisticky významnými rozdíly mezi výzkumnými soubory Mann-Whitneyovým testem

	<b>PS</b> (n=22)	<b>KS</b> (n=19)	<b>p</b>
Délka dvojkroku 1 (m ± SD)	1,04 ± 0,24	1,23 ± 0,19	0,005
Délka dvojkroku 2 (m ± SD)	1,06 ± 0,86	1,26 ± 0,19	0,006
Rychlost chůze 1 (m/s ± SD)	0,93 ± 0,22	1,1 ± 0,27	0,018
Fáze postupného zatěžování L 2 (% ± SD)	14,54 ± 2,1	13,43 ± 1,74	0,048
Konečná fáze L 1 (% ± SD)	6,32 ± 5,31	9,33 ± 3,84	0,043

*Vysvětlivky:* 1-průměr prvních tří měření, 2-průměr následujících tří měření s odstupem jedné hodiny, PS-jedinci s Parkinsonovou nemocí, KS-kontrolní skupina, p-hladina statistické významnosti, L-levé dolní končetina, SD-směrodatná odchylka. Jednotlivé fáze jsou vyjádřené v procentech jednoho krokového cyklu.

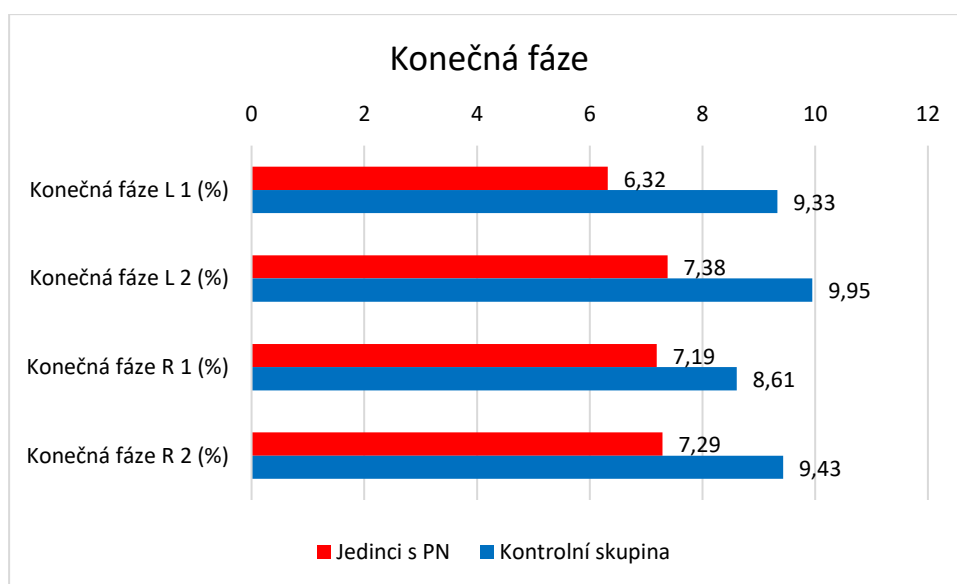
Z tabulky 5 vyplývá, že kontrolní skupina měla statisticky významně vyšší délku dvojkroku, až o 20 centimetrů, a vyšší rychlost chůze (o 0,17 m/s). Chůze KS byla rychlejší i v rámci tří měření s odstupem jedné hodiny, o 0,16 m/s (Graf 1), ale statisticky nebyl rozdíl významný, hodnota  $p=0,617$ .

Graf 1. Porovnání průměrných hodnot délky dvojkroku a rychlosti chůze mezi výzkumnými soubory



Ve většině parametrů lze zaznamenat určitý trend, kdy jsou hodnoty více fyziologické pro kontrolní skupinu, ale tyto rozdíly skoro nikdy nepřekročily rozdíl 1 %. Největší rozdíly mezi skupinami byly zjištěny v konečné fázi (Graf 2), kde při prvním měření levé dolní končetiny byl rozdíl dokonce statisticky významný (3,01 %). Pro ostatní hodnoty této fáze už rozdíl nebyl statisticky signifikantní, ale rozdíly v parametrech mezi výzkumnými soubory se pohybovaly v rozmezí 1,42-2,57 %.

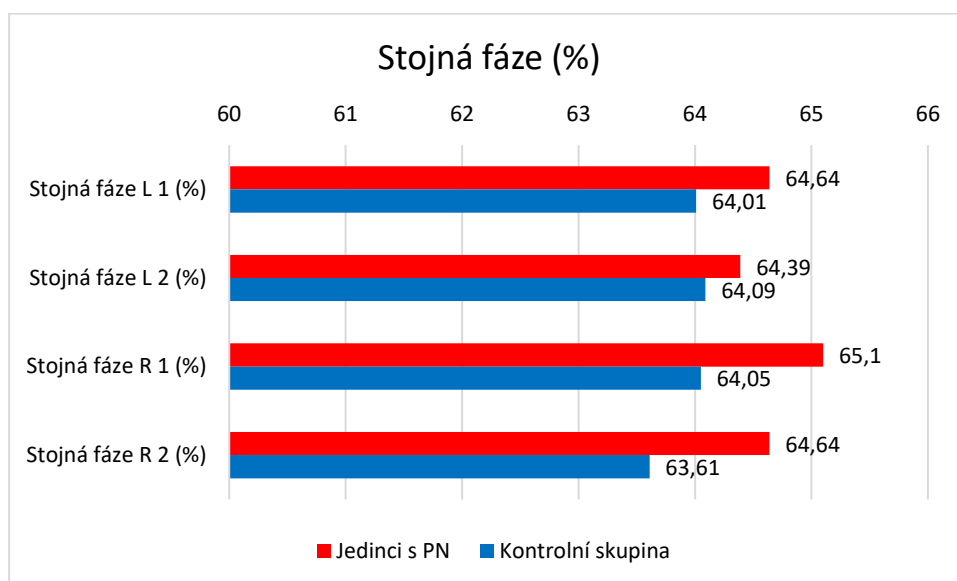
Graf 2. Porovnání průměrných hodnot konečné fáze mezi výzkumnými soubory



*Vysvětlivky:* L1-průměr prvních tří měření levé dolní končetiny, L2-průměr tří měření levé dolní končetiny s odstupem jedné hodiny, R1-průměr prvních tří měření pravé dolní končetiny, R2-průměr tří měření pravé dolní končetiny s odstupem jedné hodiny. Jednotlivé fáze jsou vyjádřené v procentech jednoho krokového cyklu.

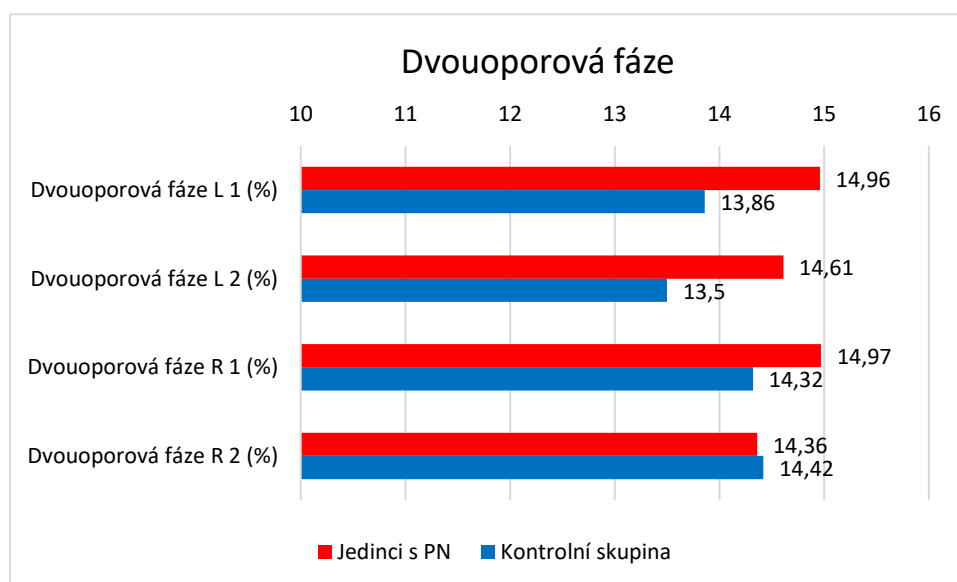
Rozdíly v trvání stojné a švihové fáze byly minimální (Graf 3). U pravé dolní končetiny bylo u jedinců s Parkinsonovou nemocí trvání stojné fáze delší o 1,05 % a 1,03 %, u levé dolní končetiny byla délka trvání vyšší o pouhých 0,63 % a 0,3 %. Švihová fáze byla pak naopak u jedinců s PN kratší.

Graf 3. Porovnání průměrných hodnot stojné fáze mezi výzkumnými soubory



*Vysvětlivky:* L1-průměr prvních tří měření levé dolní končetiny, L2-průměr tří měření levé dolní končetiny s odstupem jedné hodiny, R1-průměr prvních tří měření pravé dolní končetiny, R2-průměr tří měření pravé dolní končetiny s odstupem jedné hodiny. Jednotlivé fáze jsou vyjádřené v procentech jednoho krokového cyklu.

Graf 4. Porovnání průměrných hodnot dvouoporové fáze mezi výzkumnými soubory

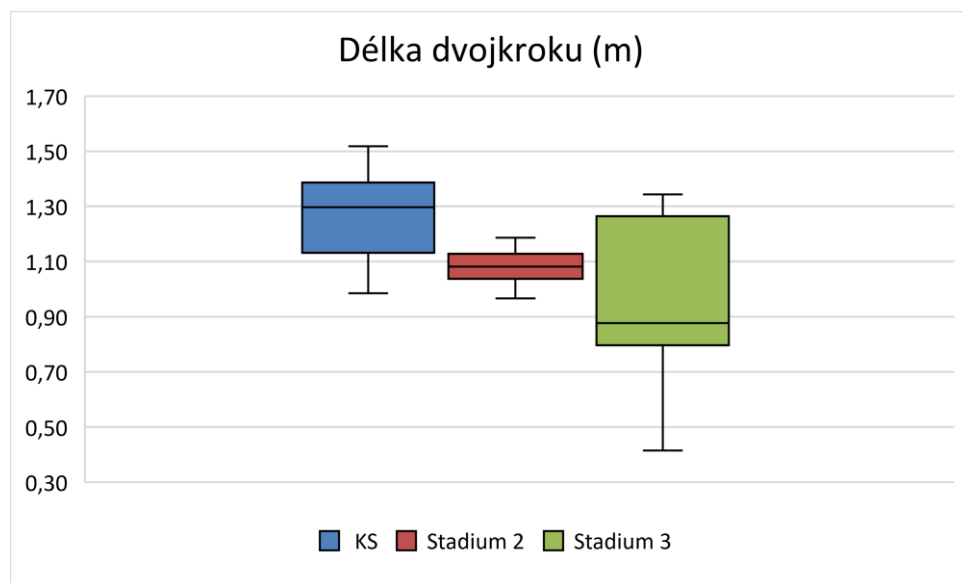


*Vysvětlivky:* L1-průměr prvních tří měření levé dolní končetiny, L2-průměr tří měření levé dolní končetiny s odstupem jedné hodiny, R1-průměr prvních tří měření pravé dolní končetiny, R2-průměr tří měření pravé dolní končetiny s odstupem jedné hodiny. Jednotlivé fáze jsou vyjádřené v procentech jednoho krokového cyklu.

V grafu 4 můžeme vidět, že v dvouoporové fázi je vidět trend, kdy jedinci s PN mají dvouoporovou fázi delší než kontrolní skupina. U levé dolní končetiny je tento rozdíl výraznější, rozdíl je 1,1 % a 1,11 %. U pravé dolní končetiny tento jev není tak výrazný. Průměry druhého měření se dokonce neliší.

Za zmínku stojí jevy, které ještě z dat vyplynuly. Jak již bylo zmíněno, kontrolní skupina má delší dvojkrok. Zajímavé však je, že porovnáme-li průměry ze všech šesti měření stadia 2 a 3 dle H&Y, můžeme vidět, že u stadia 3 je rozložení délky kroku mnohem více variabilnější než u stadia 2 (Graf 5) a častěji se zde vyskytují hodnoty pod 0,9 m.

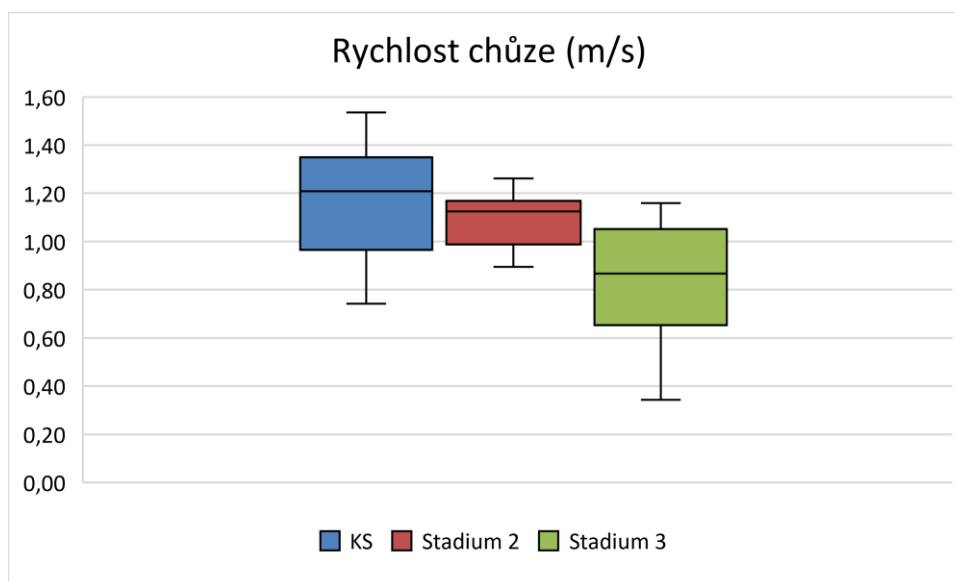
Graf 5. Porovnání délky dvojkroku kontrolní skupiny, a jedinců stadia 2 a 3 dle H&Y



Vysvětlivky: KS-kontrolní skupina. Kontrolní skupina n=22, stadium 2 PN n=9, stadium 3 PN n=11

V grafu 6 můžeme vidět, že kontrolní skupina sice měla průměrnou rychlost chůze vyšší, ale objevovali se jedinci, kteří chodili pomaleji než osoby s PN. Může to být způsobeno tím, že někteří lidé přirozeně chodí pomaleji a v rámci analýzy byla měřena jejich přirozená rychlost chůze. Opět můžeme vidět, že u stadia 3 PN dle H&Y je rychlost výrazně nižší než u stadia 2 a současně je rozložení dat více variabilní.

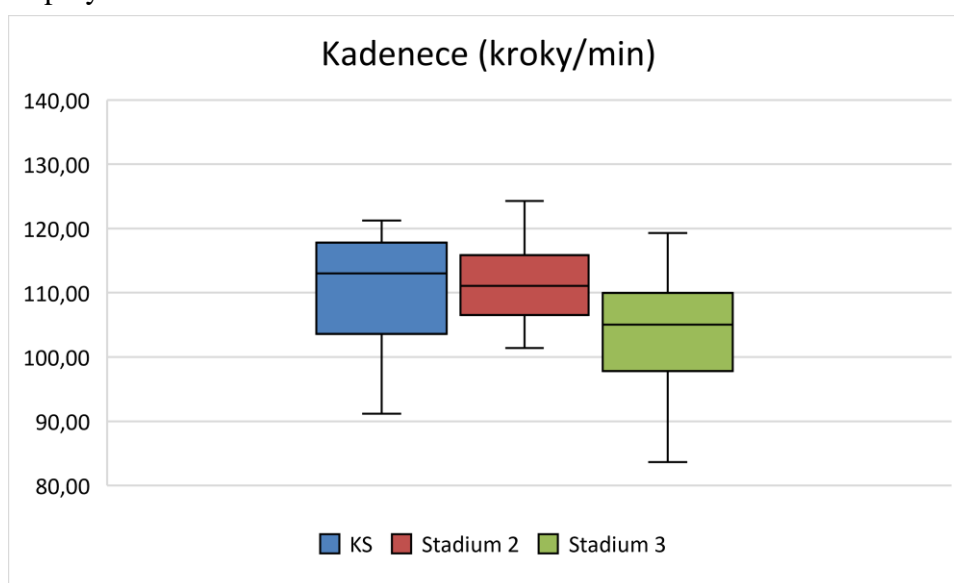
**Graf 6.** Porovnání rychlosti chůze (průměr ze šesti měření) u kontrolní skupiny a stadia 2 a 3 dle H&Y



*Vysvětlivky:* KS-kontrolní skupina. Kontrolní skupina n=22, stadium 2 PN n=9, stadium 3 PN n=11

U kadence kroků mají jedinci ve stadiu 3 více variabilní kadenci než osoby ve stadiu 2 a současně mají tendenci k nižší kadenci než jedinci ve stadiu 2. Naopak ve stadiu 2 se vyskytují osoby s kadencí kroků vyšší než u kontrolní skupiny zdravých seniorů (Graf 7).

**Graf 7.** Porovnání kadence kroků (průměr ze šesti měření) u kontrolní skupiny a stadia 2 a 3 dle H&Y



*Vysvětlivky:* KS-kontrolní skupina. Kontrolní skupina n=22, stadium 2 n=9, stadium 3 n=11

Na **VO3**, jak se liší vybrané časoprostorové parametry chůze pacientů s Parkinsonovou nemocí v porovnání s jedinci z kontrolní skupiny, lze tedy odpovědět, že signifikantní rozdíly mezi těmito dvěma skupinami při měření chůze pomocí systému RehaGait jsou pouze v délce dvojkroku (rozdíl průměrných hodnot 19 a 20 cm) a rychlosti chůze (rozdíl průměrných 0,17 m/s). Ty jsou navíc z klinického hlediska nejvýznamnější. Ostatní signifikantní rozdíly parametrů byly zjištěny u fáze postupného zatěžování (o 1,11 %) a konečného stoje (o 3,01 %) a byly pouze pro jednu hodnotu jedné dolní končetiny (levé). I v ostatních hodnotách konečného stoje byly nalezeny vyšší rozdíly mezi skupinami v rozmezí 1,42-2,57 %, které však již ale nebyly statisticky významné.



## 9 Diskuze

### 9.1 Reliabilita chůze

Ze studií vyplývá, že nejvyšší reliabilitu vykazuje měření chůze systémem RehaGait při chůzi nižší rychlostí po rovném povrchu. Nejnižší reliabilitu má z časových parametrů délka dvojkroku (ICC=0,8). Studie však byly provedeny pouze pro vybrané parametry (délka a trvání dvojkroku, rychlost a kadence) a byly hodnoceny pouze rozdíly v měření v průběhu několika dní (Donath, Faude et al., 2016; Donath et al., 2016). V experimentální části této diplomové práce byla zjištěna test-retest reliabilita měření délky dvojkroku u zdravých seniorů, stejně jako u ostatních základních chůzových parametrů, vysoká ( $r=0,96$ ).

Opakovatelností, reliabilitou, systému RehaGait měřenou pomocí metody test-retest se zabývala i studie autorů Nüesch, Roos, Pagenstert & Mündermann (2017), která porovnávala hodnoty dvou měření s rozstupem dvaceti minut. Studie byla provedena na zdravých, mladých ženách (věk  $27,4 \pm 8,3$  let). Zde však zkoumali pouze reliabilitu kinematických parametrů, úhlů. Reliabilita těchto hodnot byla vyšší při chůzi než při běhu. Při chůzi byla reliabilita u všech kloubů vynikající (ICC=0,95-0,96), při běhu byla reliabilita o něco nižší u hlezenního kloubu (0,93), zde byla velmi dobrá. U ostatních kloubů byla opět vynikající. Reliabilita systému RehaGait je srovnatelná s analýzou pomocí optoelektrických systémů.

Všechny zmíněné studie měřily reliabilitu systému pouze u zdravých jedinců a z těchto tří byla pouze jedna provedena u seniorů. Navíc neexistují dostupné studie pro vyhodnocení reliability pro všechny časové parametry, které systém nabízí. Parametry, které nebyly dosud hodnoceny jsou všechny fáze krokového cyklu (stojná, švihová, jednooporová, dvouoporová, fáze postupného zatěžování, mezistoje, konečná a předšvihová).

Dosud se žádná studie nezabývala zjišťováním rozdílů v časových parametrech mezi pokusy, které by byly měřeny systémem RehaGait následujícími bezprostředně po sobě. V experimentální části této diplomové práce však bylo zjištěno, že jedinci s Parkinsonovou nemocí vykazují vyšší míru rozdílů v chůzi v rámci bezprostředních pokusů než zdraví jedinci. Větší proměnlivost chůze, neharmoničnost, je u Parkinsonovy nemoci dobře známá. Projevuje se především v mezikrokové variabilitě. Čím vyšší je variabilita, tím je horší posturální stabilita a u jedinců narůstá riziko pádu. Vyšší variabilita by měla být u jedinců s PN především v trvání kroku (Schaafsma et al., 2003 in Schlachetzki et al., 2017). V experimentální části této diplomové práce byly však zjištěny statisticky významné rozdíly mezi pokusy pouze v rychlosti chůze a v některých fázích krokového cyklu. Studie vyjadřující se k variabilitě jednotlivých fází krokového cyklu u jedinců s PN však nejsou dostupné.

Zvýšená proměnlivost chůze se objevuje v průběhu celého onemocnění a s progresí nemoci se variabilita zvyšuje. Dokonce i u pacientů, u kterých byla PN diagnostikována nedávno a nebyla jim zatím nasazena antiparkinsonika, se při měření tlakovými senzory v botách zjistila vysoká mezikroková variabilita (Baltadjieva, Giladi, Gruendlinger, Peretz, & Hausdorff, 2006). Naopak pomocí inerciálních senzorů nebyla zjištěna vyšší variabilita ani jednoho chůzového parametru, jak mezi jednotlivými stadii PN, tak při porovnání osob s PN a zdravou kontrolní skupinou (Schlachetzki et al., 2017). Vyšší variabilita chůzových parametrů u jedinců s PN už byla ale zjištěna, přesněji u parametru trvání kroku, autory Rastegari, Marmelat, Najjar, Bastola a Ali (2017). Důvodem vyšší variability trvání kroku může být vyšší průměr stadií PN dle H&Y 2,6, kdežto ve studii Schlachetzki et al. byl průměr stadií nižší (1,9), a proto nemusela být variabilita chůze tak výrazná. Variabilita chůze je částečně ovlivnitelná Levodopou, kdy v off-fázi je variabilita vyšší. Současně ale v on-fázi je stále výrazný rozdíl mezi jedinci s pády v anamnéze (vyšší mezikroková variabilita) a jedinci, u kterých se pády nevyskytují (Hausdorff, 2009).

Statisticky významné rozdíly mezi bezprostředně po sobě následujícími měřeními u jedinců s PN byly nalezeny (až na jednu výjimku) především v porovnání s 1., případně 4. pokusem, který však byl prvním v dané trojici pokusů. To může souviset s tím, že osoby s PN mají často problémy se rozejít. Trvá jim déle, než odlepí chodidlo od země, začínají kratšími, pomalejšími krůčky a jejich rychlost je ze začátku nižší než u zdravých jedinců. Tyto problémy mohou přejít až v hesitaci, cupitání na místě, při rozcházení se (Roemmich et al., 2012). V experimentální části jde vidět, že s tím, jak se jedinci postupně adaptovali na chůzi, jejich rychlost chůze narůstala. Při prvním měření byla průměrná rychlost 0,91 m/s, která se postupně zvýšila na 0,93 m/s, a při třetím pokusu dosáhla až 0,95 m/s. Současně se lehce zvýšila i kadence ze 105 kroků za minutu při prvním pokusu na 108 kroků za minutu při třetím pokusu.

Některé studie se zabývají reliabilitou jiného druhu inerciálních senzorů, nejčastěji u zdravých jedinců. Kluge et al., (2017) zkoumali reliabilitu inerciálních senzorů Shimmer3 Sensors, které se upevňují na obě boty, laterálně pod zevní kotníky. Senzory obsahují jak akcelerometry, tak gyroskopy. Tento systém lehce nadhodnocuje čas stojné fáze a délku dvojkroku (o 1,4 cm). Naopak podhodnocuje rychlost. Reliabilita parametrů je vynikající pro trvání a délku kroku, pro trvání stojné a švihové fáze ( $ICC > 0,81$ ). Reliabilita měření rychlosti je dobrá ( $ICC > 0,55$ ). Narozdíl od systému RehaGait nejhorší reliabilitu vykazují všechny parametry při nižší rychlosti.

Senzory APDM (Ambulatory Parkinson's Disease Monitoring) mohou být umístěny buď na hlezenní kloub či na chodidlo. Pokud jsou senzory dány na hlezenní kloub, systém měří

kadenci, rychlost chůze, délku dvojkroku, dobu stojné a švihové fáze. Pokud jsou umístěny na chodidle, zaznamenávají sensory navíc 3D pohyb a trajektorii chodidla. Nejvyšší reliabilitu vykazuje systém (při obou typech umístění) při chůzi na chodícím páse (Pearsonův korelační koeficient  $r$  0,92-0,99). Při chůzi po rovné zemi s umístěním senzorů na chodidle je opakovatelnost trvání stojné a švihové o něco nižší ( $r$  0,81). Při umístění na hlezenní kloub je reliabilita tohoto parametru dokonce pouze slabá ( $r$  0,65) (Washabaugh, Kalyanaraman, Adamczyk, Claffin, & Krishnan, 2017).

Reliabilitou časových parametrů chůze pomocí nositelných, inerciálních senzorů u jedinců s PN se zabývali Esser, Dawes, Collett, Feltham, a Howells (2012). Ti opět zjistili při měření inerciálním senzorem umístěným nad čtvrtým bederním obratlem vysokou reliabilitu časových parametrů (trvání kroku, délka dvojkroku, rychlost chůze) (ICC=0,96-0,98). Mezi měřeními expertem a lékařem nebyl nalezen rozdíl v hodnotách. Studie však byla prováděna na malém vzorku deseti jedinců s PN. V experimentální části této diplomové práce byla reliabilita měření chůze u osob s PN o něco nižší. Korelační koeficient se pohyboval u těchto parametrů v rozmezí 0,83-0,88, což ukazuje dobrou reliabilitu. Rozdíl může být způsoben odlišným typem senzorů, či jiným rozložením stadii PN dle H&Y, kdy Esser et al. tyto údaje neuvádí.

Reliabilita inerciálních senzorů je tedy závislá na tom, jaký komerční typ senzoru je použit. U systému RehaGait není mezi měřeními bezprostředně za sebou výrazný rozdíl v časových parametrech ani u zdravých, ani u jedinců s PN. Více rozdílů bylo nalezeno mezi měřeními s odstupem jedné hodiny jak u jedinců s PN, tak u kontrolní skupiny, které však nejsou klinicky významné. Je možné, že sice byla snaha eliminovat vnější vlivy, které by mohly ovlivnit chůzi, ale jedinci mohli být při druhém měření klidnější, protože věděli, o co se jedná. Dále při první chůzi mohli mít strach, že senzory připevněné pásky, by se mohly při rychlejší chůzi uvolnit a při druhém měření již měli jistotu, že to nehrozí. Současně experimentální část byla prováděna na malém vzorku probandů, tudíž se zde snadněji projeví změny v chůzi jednotlivce. Spearmanův korelační koeficient pro neparametrická data ukázal, že u kontrolní skupiny je test-retest opakovatelnost měření dobrá až vysoká. O něco nižší (nízká až dobrá) opakovatelnost byla naměřena u jedinců s PN.

## **9.2 Porovnání časoprostorových parametrů jedinců s Parkinsonovou nemocí a kontrolní skupinou**

Nositelné inerciální senzory obsahují jednotky, akcelerometry, gyroskopy a případně i magnetometry, které jsou schopny objektivně měřit parametry chůze, eventuálně jejich změny

(Klucken et al., 2013). Studie, které by se zabývaly porovnáním časoprostorových parametrů mezi jedinci s Parkinsonovou nemocí a zdravými, staršími osobami přímo pomocí systému RehaGait, zatím neexistují. Může to být tím, že systém RehaGait je na trhu relativně nový, a současně si mohou laboratoře i klinická pracoviště vybírat z různých druhů nositelných senzorů, jež pracující na podobném principu akcelerometrů, případně i gyroskopů a magnetometrů, jako RehaGait. Studie používající RehaGait se zaměřují spíše na jeho reliabilitu a porovnání s jinými systémy pro analýzu chůze (Donath, Faude et al., 2016; Donath et al., 2016; Nüesch et al., 2017), případně používají RehaGait pouze jako způsob zjištění jednotlivých parametrů chůze (rychlost chůze, délky kroků či kadence) nutných pro jejich výzkum (Rizzonelli, Kim, Gladow, & Mainka, 2017; Yasuda, Hayashi, Tawara, & Iwata, 2020).

Typické změny chůze jedinců s PN jako krátké kroky, šouravá chůze jsou znaky, které vyšetřující dokáže rozpoznat aspekci i při pouhém klinickém testování. Poruchy chůze se mohou dělit na ty, které jsou přítomny stále (pomalejší chůze, krátké kroky) a ty, jež se vyskytují v občasných epizodách (zamrznutí chůze, festinace a hesitace na začátku chůze) (Hausdorff, 2009). Nositelné senzory se stále častěji využívají v klinické praxi a jsou vhodné pro objektivní a přesnou analýzu chůze v každodenním životě. Nejčastěji se jimi zkoumají poruchy, které jsou přítomny stále, výjimečně se pomocí nich detekuje například freezing. Například Schlachetzki et al. (2017) vyvinuli inerciální senzory (Shimmer Sensing), jež se umisťují na laterální strany obou bot. Tento systém je schopen změřit rychlost chůze, kadenci, délku dvojkroku a jeho trvání (stride length a stride time, měřeno mezi dvěma iniciálními kontakty jedné dolní končetiny), čas stojné a švihové fáze, úhel mezi chodidlem a zemí při iniciálním kontaktu a úhel mezi chodidlem a zemí při odlepení palce od země a nejmenší vzdálenost chodidla od země během švihové fáze. Jedinci s PN měli v této studii o 8 cm kratší krok, rychlost chůze o 0,14 m/s pomalejší než zdraví senioři. Rozdíl v délce stojné a švihové fáze mezi výzkumnými soubory byl 1 %. Rozdíl lehce nad 1 % (pro pravou dolní končetinu) byl naměřen i v experimentální části této diplomové práce. Ale protože Schlachetzki et al. měli mnohem větší vzorek v obou souborech (190 PN, 101 KS), byl v tomto případě rozdíl již statisticky významný.

Pomocí trupového senzoru umístěného v oblasti L3-4 byl také zjištěn signifikantní rozdíl v rychlosti, ale pouze mezi jedinci s vyšším stadiem (průměr 2,3) dle H&Y (1,2 m/s) a kontrolní skupinou (1,34 m/s). Délka kroku se již lišila nejen u jedinců s pokročilejší PN, ale i u jedinců s nižším stadiem (průměr stadia PN 1,07 dle H&Y). Rozdíl mezi kontrolní skupinou a jedinci s mírnější formou PN byl 7 cm, mezi kontrolní skupinou a jedinci s pokročilejší PN byl rozdíl

14 cm. Kadence se v obou případech lišila od kontrolní skupiny jen mírně (Demonceau et al., 2015). U jedinců, kterým byla čerstvě diagnostikována PN, ale ještě neberou léky lze také zjistit nižší rychlost, delší trvání kroku a kratší krok. Doba dvojí opory je také prodloužena. Naopak rozdíl není v délce švihové fáze (Baltadjieva, Giladi, Gruendlinger, Peretz, & Hausdorff, 2006).

Boutaayamou et al. (2015) shodně s výsledky této diplomové práce zjistili, že jedinci s PN mají oproti zdravým jedincům kratší fázi postupného zatěžování. Navíc změřili kratší švihovou fázi a delší dobu dvojí opory. Současně se autoři zaměřili na symetrii chůze. Bylo zjištěno, že osoby s PN mají větší pravolevou asymetrii především ve fázi postupného zatěžování a dvojí opory. To částečně koresponduje s výsledky diplomové práce, kdy signifikantní rozdíl ve fázi postupného zatěžování byl nalezen pouze u levé dolní končetiny, což může být způsobeno právě asymetrií u PN.

Existují i senzory, které se umísťují pouze na bederní oblast (nejčastěji oblast L4), většinou obsahující pouze akcelerometry. Těmito senzory se dá však pouze analyzovat rychlost, akcelerace a decelerace během chůze, délku kroku a kadenci chůze. I při analýze těmito senzory však bylo zjištěno, že preferovaná rychlost chůze u osob s PN je nižší než u zdravé populace (37,9 m/min vs 73,8 m/min). Akceleraci lze změřit v rámci všech tří rovin. U jedinců s PN je výraznější akcelerace mediolaterální, i v případě, kdy jdou pomaleji než zdraví jedinci. Je to vysvětlováno tím, že mají nižší stabilitu a nejsou schopni plynule pohybovat dolními končetinami v sagitální rovině, což vede k většímu a rychlejšímu mediolaterálnímu vychylování trupu (Okuda et al., 2016). Ve studii Rastegari, Marmelat, Najjar, Bastola & Ali (2017) však na rozdíl od Okuda et al. nenalezli rozdíl v mediolaterální akceleraci. Naopak anteroposteriorní zrychlení je zde u jedinců s PN výrazně nižší než u zdravých osob. Rozdíl v mediolaterální akceleraci mezi těmito dvěma studiemi může být způsoben tím, že v této byly umístěny akcelerometry nad hlezenní kloub, kdežto Okuda et al. používali akcelerometr v oblasti L4, takže akcelerometr snímal i náklony trupu, což u hlezenních senzorů nelze.

Analýzu chůze pomocí inerciálních senzorů lze využít i při zjišťování progresu onemocnění. S postupem nemoci je porucha chůze výraznější a motorické symptomy v průběhu dne mohou začít kolísat (Klucken et al., 2013). S progresí nemoci se objevují významné rozdíly například v délce kroku a rychlosti. Mezi stadiem 1 a 3 dle H&Y byl rozdíl v délce kroku 7 cm (0,69 m stadium 1 a 0,62 m stadium 3), rychlost ve stadiu 1 byla 1,12 m/s, v stadiu 3 byla rychlost snížena na 0,97 m/s. Mezi těmito dvěma stadii nebyly však žádné rozdíly v trvání kroku (Schlachetzki et al., 2017). Autory Hass et al. (2012) byli jedinci s PN rozděleny do tří skupin podle stadia dle H&Y na lehký stupeň  $\leq 1,5$ , střední 2-2,5, a závažný 3-4. Je zajímavé, že v této studii vyšlo, že jedinci ze střední skupiny měli naprostou většinu časoprostorových

parametrů více se blíží fyziologii (ne však statisticky významně) než jedinci s lehkým stupněm (Příloha 8). Sami autoři se k tomuto jevu nevyjadřují. Je možné, že je to způsobeno tím, že jedinci v lehčích stadiích ještě nemusí mít nasazenou léčbu a motorické poruchy jsou relativně výraznější. Osoby v pokročilejším stadiu, již většinou užívají antiparkinsonika, čímž se jejich motorický projev stává více fyziologický a tím se i zlepšuje chůze. Ve shodě s předcházející studií, se obě mírnější skupiny od skupiny se závažným stadiem statisticky významně lišily v rychlosti a délce dvojkroku. Hass et al. však v rozporu se zjištěním autorů Schlachetzki et al. zjistili i významný rozdíl v trvání kroku mezi skupinou s mírným a závažným průběhem v trvání jednoho kroku (0,74 m vs 0,59 m). Může to být dáno tím, že zde porovnávali parametry s jedinci ve stadiu 3-4, kdežto studie Schlachetzki et al. pouze s jedinci ve stadiu 3, tudíž poškození motorických funkcí je zde nižší. S progresí nemoci se dále prodlužuje stojná fáze, doba dvojí opory a rozšiřuje se opěrná báze. Celkově jsou jedinci kvůli zhoršené rovnováze v kontaktu se zemí delší dobu (Hass et al., 2012). Neexistuje studie, která by srovnávala stadia Parkinsonovy nemoci a jejich rozdíly v časových parametrech pomocí systému RehaGait. Bylo by proto zajímavé se v další práci zaměřit na tento problém a zjistit, zdali budou případné výsledky korespondovat s výsledky naměřenými pomocí jiných inerciálních senzorů.

Míra poškození parametrů chůze u PN výrazně závisí mimo jiné také na tom, jestli se jedinec během analýzy chůze nachází v on či off-fázi účinků Levodopy. V off-fázi se potíže s chůzí prohlubují, jedinec má kratší krok, chůze je pomalejší. Avšak kadence se během těchto fází mění jenom mírně. Současně se snižuje rozsah pohybu během chůze ve všech kloubech dolních končetin ve všech rovinách. Délka dvojkroku se v on-fázi prodlužuje z 0,96 m na 1,26 m, rychlost se zvyšuje z 0,94 m/s na 1,28 m/s, kadence lehce klesá, z 118 kroků za minutu na 110. Délka dvojkroku a rychlost v off-fázi se snižují pravděpodobně kvůli zmíněnému snížení amplitudy pohybu v kloubech dolních končetin (Morris, Iansek, McGinley, Matyas, & Huxham, 2005). V on-fázi mohou mít jedinci s PN dokonce obdobné parametry chůze jako zdravé osoby, nejvíce to platí pro rychlost chůze a délku kroku (Mariani, Jiménez, Vingerhoets, & Aminian, 2013). V on-fázi se mohou mimo jiné vyskytovat občasné „taneční“ kroky jako následek zvýšené dyskineze. Zmíněné změny v parametrech chůze se objevují také po zavedení hluboké mozkové stimulace, kdy se chůze výrazně zlepší a je více fyziologická. Pomocí senzorů Physilog bylo zjištěno, že při vypnutí hluboké mozkové stimulace dochází k prodloužení času krokového cyklu (z 1,2 s na 1,4 s), stojné fáze (z 61,5 % na 65,7 %) a fáze dvojí opory (z 23 % na 31,4 %). Pokud je hluboká mozková stimulace aktivní, tyto parametry se zkrátí. Mezi jedinci s PN se zapnutou hlubokou mozkovou stimulací a zdravými osobami je

stále rozdíl v rychlosti chůze, ale ve stejné a dvouoporové fázi se poté již nenachází žádné statisticky významné rozdíly (Salarian et al., 2004).

Pomocí inerciálních senzorů, především akcelerometrů, lze také detekovat freezing, zamrznutí, což je nemožnost zahájit či pokračovat v chůzi. Může postihovat i horní končetiny či obličej, ale pomocí akcelerometrů se zkoumá především freezing dolních končetin. Objevuje se u středních a pokročilých fází Parkinsonovy nemoci a trvá zpravidla několik sekund, ale mohou se objevit i epizody trvající několik minut. Monitorování a detekce freezingu může poskytnout lékařům doplňující informace o nemoci, které mohou být použity pro vylepšení léčby. Současně pacienti jsou schopni částečně zabránit zamrznutí pomocí specifických stimulů (hmatové, sluchové, vizuální) a detekce počátků freezingu v reálném čase by mohlo pomoci zamezit některým epizodám a případným pádům vzniklým v důsledku freezingu. Sensory mají různé umístění (hlezení klouby, bedra, zápěstí) a využívají různé algoritmy pro detekci zamrznutí. Ahlrichs et al. (2016) pomocí senzorů (s akcelerometry, gyroskopy i magnetometry) na zápěstí dosáhli senzitivity 90 % do 60 sekund. Průměrná délka freezingu zde byla zjištěna  $3,48 \pm 3,29$  sekund. Podobné senzitivity (94,6-100 %) dosahuje i systém založený na akcelerometrech umístěných na stehnech jedince. Tento systém dosahuje nejlepších výsledků při zamrznutí typu kompletního bloku pohybu či výrazného třesu, nejhorší detekce je při freezingu v podobě krátkých krůčků (Djuric-Jovicic et al., 2014). Protože systém RehaGait využívá stejný princip senzorů, je možné, že by po softwarovém naprogramování mohl být v budoucnu využit i pro detekci freezingu.

Některé systémy využívající akcelerometry společně s elektrokardiografií a detekcí odporu kůže jsou dokonce schopny predikovat až 71,3 % epizod průměrně ještě 4,2 vteřin předtím, než dojde k samotnému zamrznutí (Mazilu et al., 2015). Další systémy spojují akcelerometry s rytmickými sluchovými stimuly. Akcelerometry umístěné na stehnech, nad hlezenní klouby a v oblasti bederní páteře, by měly rozpoznat do dvou vteřin od počátku freezing a pomocí stimulů by měly pomoci jedinci překonat danou epizodu. Senzitivita tohoto systému je nižší, pouze 73,1 %. Senzitivita byla mezi osobami různá, nejhorší (28,7 %) byla u jedince, jehož chůze byla onemocněním nejvíce limitována. Tímto systémem byly zjištěny epizody trvající 0,5-40,5 s, průměrně  $7,3 \pm 6,7$  s. Zúčastnění probandi popisovali, že měli díky tomuto systému méně epizod, případně trvaly kratší dobu (Bachlin et al., 2010).

Někteří autoři se zabývají vývojem nositelných inerciálních senzorů (Embedded Gait Analysis), které by byly schopny na základě určitých algoritmů rozpoznat, jestli jedinec trpí Parkinsonovou nemocí. Analýza zahrnuje nejen chůzi (10 metrů), ale i úkoly jako vsedě se střídavě dotýkat země špičkami prstů a patami, či kroužení chodidly. Zatím mají senzory 81%

úspěšnost. Současně se pracuje na vývoji algoritmů pro rozpoznání jednotlivých stadií PN dle H&Y. Největší úspěšnost (91 %) je zatím v rozpoznání stadia 1 a 3. V budoucnu by se tak mohly senzory využívat nejen pro pouhou analýzu chůze a zjišťování patologií, ale i jako nástroj pro předběžnou diagnózu Parkinsonovy nemoci a současně by to mohla být další možnost pro určování stadia PN a míry motorického poškození v klinických podmínkách (Bart et al., 2011; Klucken et al., 2013).

Výsledky studií v porovnání časových parametrů mezi jedinci s Parkinsonovou nemocí a zdravými jedinci jsou často nejednotné. Může za to především skutečnost, že porovnávají zdravé jedince s osobami s PN, kteří mají v každé studii jiný průměr stadia dle H&Y a tím i různou míru motorického deficitu. Současně v některých studiích není zmíněno, zdali všichni probandi s PN se nacházeli v on či off-fázích účinků Levodopy, nebo měli hlubokou mozkovou stimulaci, což má na časové parametry během chůze významný vliv. Studie se však shodují, že nejvýraznější rozdíly jsou v délce kroku a rychlosti. To souhlasí i s výsledky zjištěními v experimentální části diplomové práce, kdy statisticky významné rozdíly byly nalezeny právě pouze u těchto dvou základních časoprostorových parametrů. Trvání kroku se prodlužuje až s větším motorickým postižením. Současně u osob s PN dochází k prodlužování stejné fáze na úkor švihové. Stojná a švihová fáze se mezi jedinci s PN a zdravými jedinci ve výsledcích diplomové práce statisticky významně nelišily. Podrobnějšímu rozdělení krokového cyklu a rozdílům v jednotlivých fázích se věnovala pouze jedna studie, kde shodně s výsledky diplomové práce byl zjištěn rozdíl v postupném zatěžování. To že statisticky významný rozdíl v postupném zatěžování a konečném stoju byl nalezen pouze u jedné dolní končetiny je možné vysvětlit zmíněnou vyšší pravolevou asymetrií chůze u jedinců s Parkinsonovou nemocí.

Výsledky v experimentální části naznačují, že lze pomocí systému RehaGait také zhodnotit, jak se liší chůzové parametry mezi jednotlivými stadii PN dle H&Y. Bylo by vhodné na toto téma provést studii, protože dosud nebyla vytvořena žádná odborná studie, která by se zabývala porovnáním stadii PN pomocí systému RehaGait.

Inerciální senzory, a tím i systém RehaGait, se postupně dostávají mezi širší odbornou veřejnost a již nejsou jen doménou laboratorních a vědeckých pracovišť. Současně inerciální senzory mají velmi široké pole uplatnění. Využívají se nejen pro objektivní zhodnocení jednotlivých parametrů chůze, ale i také pro zjištění progresu nemoci, kdy jsou některé systémy schopné i rozlišit stadium PN dle H&Y. V budoucnu by mohly tyto systémy být nápomocné při diagnostice nemocí. Díky nim se dá navíc stanovit přesný cíl terapie a objektivně zhodnotit její efekt. Inerciální senzory neměří jenom časoprostorové parametry, ale jsou schopny i detekovat epizody freezingu a tím umožňují jedincům snadněji tyto epizody překonat.



## Závěr

Wilcoxonovým párovým testem bylo zjištěno, že mezi bezprostředně po sobě následovanými měřeními časových parametrů pomocí systému RehaGait je u jedinců s Parkinsonovou nemocí sedm statisticky významných rozdílů. Statisticky významné rozdíly byly zjištěny v rychlosti chůze (mezi 1. a 3. pokusem), v mezistoji pro pravou dolní končetinu (mezi 4. a 6., a mezi 5. a 6. pokusem) a v konečném stoji pro levou (mezi 1. a 3., a mezi 1. a 2. pokusem) i pravou dolní končetinu (mezi 1. a 3., a mezi 4. a 6. pokusem). Z celkového počtu 120 porovnání, představuje sedm rozdílů pouhých 5,8 %. Proto hypotézu  $H_{01}$ , není rozdíl v časových parametrech chůze mezi třemi bezprostředně následovanými pokusy chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí, nelze zamítnout.

V kontrolní skupině osob byl nalezen jeden jediný statisticky významný rozdíl v mezistoji pro pravou dolní končetinu (mezi 4. a 6. pokusem). Proto nelze zamítnout ani hypotézu  $H_{02}$ , není rozdíl v časových parametrech chůze mezi třemi bezprostředně následovanými pokusy chůze u kontrolní skupiny osob.

Wilcoxonovým párovým testem bylo zjištěno, že mezi měřením časových parametrů s odstupem jedné hodiny pomocí systému RehaGait je v obou výzkumných souborech 50 % statisticky významných rozdílů. Proto obě hypotézy,  $H_{03}$  i  $H_{04}$ , byly zamítnuty. Tyto výsledky jsou však klinicky nevýznamné, protože vlastní rozdíly mezi pokusy jsou minimální. Například u jedinců s PN je rozdíl v rychlosti chůze 0,06 m/s, u kontrolní skupiny 0,05 m/s. Délka kroku se lišila u jedinců s PN o 2 cm, u kontrolní skupiny o 3 cm.

Odpověď na výzkumnou otázku, jaká je test-retest opakovatelnost měření pomocí systému RehaGait, byla zjišťována pomocí Spearmanova korelačního koeficientu  $r$  pro neparametrická data. U kontrolní skupiny byla zjištěna hodnota  $r$  0,82-0,95, což značí velmi dobrou opakovatelnost. Základní časoprostorové parametry chůze měly hodnotu  $r \geq 0,95$ . U jedinců s PN byla hodnota  $r$  v rozmezí 0,58-0,88. Čtyři parametry z dvaceti měly koeficient pod 0,7. Proto lze říct, že u jedinců s PN je opakovatelnost nižší. Nejnižší hodnotu měl korelační koeficient u fáze postupného zatěžování a předšvihové ( $r=0,59$ ). Naopak dobrou opakovatelnost mají základní chůzové parametry, trvání, délka dvojkroku a rychlost ( $r=0,83-0,88$ ). Nejvyšší test-retest reliabilita měření byla změřena u konečné fáze a mezistoje ( $r=0,95-0,96$ ).

Dílním cílem této diplomové práce bylo zjistit, jak se liší časové parametry mezi jedinci s Parkinsonovou nemocí a kontrolní skupinou. Pomocí Mann-Whitneyova testu pro neparametrická data byly porovnávány mezi výzkumnými soubory průměry prvních tří pokusů

i průměry tří pokusů měřených s odstupem jedné hodiny. Ve většině parametrů lze vyzorovat u jedinců s PN trend, kdy hodnoty jejich parametrů chůze jsou méně fyziologické než hodnoty u kontrolní skupiny (delší stojná, jednooporová fáze, mezistoj a předšvihová fáze). Statisticky významné rozdíly však byly nalezeny pouze v délce kroku, v rychlosti chůze, v délce postupného zatěžování a konečného stoje. Jedinci s PN měli kratší dvojkrok v obou měřeních (o 20 a 19 cm), pomalejší chůzi v prvním měření, delší fázi postupného zatěžování pro levou dolní končetinu v druhém měření a kratší konečnou fázi taktéž pro levou dolní končetinu ale v prvním měření.

## Souhrn

Tato diplomová práce se zabývala reliabilitou měření vybraných časoprostorových parametrů systému RehaGait, který využívá inerciální senzory, a porovnáním rozdílů těchto parametrů mezi jedinci s Parkinsonovou nemocí a zdravými seniory. V teoretické části byla popsána etiologie, symptomy, léčba Parkinsonovy nemoci se zaměřením na typické motorické poruchy a především chůzi. Dále je zde kapitola věnovaná krokovému cyklu, jeho dělení dle Perry a fyziologickým parametrům chůze. Následuje část všeobecně o inerciálních senzorech a poté je zde představen konkrétní systém RehaGait a jeho využití.

Pro experimentální část byly vybrány dva výzkumné soubory, jedinci s PN (n=22) a kontrolní skupina zdravých seniorů (n=19). Každý proband se třikrát prošel s nasazenými senzory systému RehaGait jejich běžnou, přirozenou chůzí, do které nebylo nijak zasahováno. S odstupem jedné hodiny byly senzory znovu nasazeny a probandi se opět třikrát prošli svou přirozenou chůzí.

Hlavním výzkumným cílem této diplomové práce bylo zjistit test-retest opakovatelnost měření vybraných časoprostorových parametrů systémem RehaGait. Dílčím cílem bylo zjistit, jak se tyto parametry liší mezi výzkumnými soubory a zda se liší mezi sebou jednotlivé pokusy chůze.

Test-retest opakovatelnost měření pomocí systému RehaGait je u kontrolní skupiny dobrá až vysoká. Nejvyšší je u základních chůzových parametrů (rychlost chůze, trvání a délka dvojkroku, kadence). U jedinců s PN byla ve většině případů reliabilita nízká až dobrá. Základní chůzové parametry, s výjimkou kadence, vykazují reliabilitu měření dobrou. Kadence má opakovatelnost pouze nízkou.

Při porovnání jednotlivých měření bezprostředně po sobě byl v kontrolní skupině nalezen jeden statisticky významný rozdíl, z celkových 120 porovnání. U jedinců s PN bylo nalezeno sedm rozdílů, což představuje pouze 5,8 %. Při měřeních s odstupem jedné hodiny byl v obou výzkumných souborech zjištěn statisticky významný rozdíl v 50 % porovnání. Rozdíly s odstupem jedné hodiny však jsou klinicky nevýznamné, protože jejich hodnota je velmi nízká. Například rychlost chůze se lišila pouze o 0,05 m/s (kontrolní skupina) a 0,06 m/s (jedinci s PN), délka dvojkroku o 0,02 m (osoby s PN) a 0,03 m (kontrolní skupina).

Rozdíly ve vybraných časoprostorových parametrech mezi výzkumnými soubory byly zjišťovány pomocí porovnání jak průměrů prvních tří měření, tak i tří pokusů naměřených s odstupem jedné hodiny. Jedinci s Parkinsonovou nemocí mají statisticky významně kratší dvojkrok, pomalejší chůzi, delší fázi postupného zatěžování a kratší konečnou fázi. Tyto

statisticky významné rozdíly ve fázích krokového cyklu však byly zjištěny pouze při porovnání jednoho průměru dat a jen pro levou dolní končetinu.

## Summary

This diploma thesis focused on the reliability of measuring selected spatiotemporal parameters of the RehaGait system, which uses inertial sensors, and comparing the differences between these parameters between individuals with Parkinson's disease and healthy seniors. The theoretical part described the etiology, symptoms, treatment of Parkinson's disease with a focus on typical motor disorders, and especially walking. In one particular chapter, I paid attention to the step cycle, its division according to Perry, and the physiological parameters of walking. This part is followed by a section on inertial sensors in general, and then a specific RehaGait system and its use are introduced.

Two research groups were selected for the experimental part, individuals with PN (n=22), and a control group of healthy seniors (n=19). Each subject walked three times with the RehaGait sensors on, their normal, natural gait, which was not interfered with in any way. One hour apart, the sensors were reattached, and the probands walked three more times.

The main research goal of this diploma thesis was to determine the test-retest repeatability of measurements of selected spatiotemporal parameters by the RehaGait system. The partial goal was to ascertain how these parameters differ between the research groups and whether the individual walking attempts differ from one another.

Test-retest repeatability of measurements using the RehaGait system is good to high in the control group. It is highest in basic walking parameters (walking speed, duration and length of two steps, cadence). In most cases with PN, the reliability was low to good. Basic walking parameters, with the exception of cadence, evince good measurement reliability. Cadence shows only low repeatability.

When comparing the individual measurements immediately after each other, one statistically significant difference was found in the control group, out of a total of 120 comparisons. Seven differences were found in individuals with PN, which represents only 5.8%. When measuring with an interval of one hour, a statistically significant difference was found in both research groups in a 50% comparison. However, differences of one hour apart are clinically insignificant because they show a very low value. For example, walking speed differed by only 0.05 m/s (control group) and 0.06 m/s (individuals with PN), two-step length by 0.02 m (persons with PN) and 0.03 m (control group).

Differences in selected spatiotemporal parameters between the research groups were determined by comparing both the averages of the first three measurements and the three experiments measured at an interval of one hour. Individuals with Parkinson's disease have

a statistically significantly shorter stride, slower gait, a longer loading response, and a shorter terminal stance. However, these statistically significant differences in the phases of the step cycle were found only when comparing one data average and only for the left lower limb.

## Referenční seznam

Ahlich, C., Samá, A., Lawo, M., Cabestany, J., Rodriguez-Martin, D., Pérez-López, C., Sweeney, D., Quinian, L., R., Laighin, G., Counihan, T., Browne, P., Hadas, L., Alcaine, S., Costa, A., Annicchiarico, R., & Rodríguez-Molinero, A. (2016). Detecting freezing of gait with a tri-axial accelerometer in Parkinson's disease patients. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *54*(1), 223-233. doi: 10.1007/s11517-015-1395-3.

Ahlskog, J. E., & Muentner, M. D. (2001). Frequency of levodopa-related dyskinesias and motor fluctuations as estimated from the cumulative literature. *Movement Disorders*, *16*(3), 448-458. doi: 10.1002/mds.1090.

Aquino, C. C., & Fox, S. H. (2015). Clinical spectrum of levodopa-induced complications. *Movement Disorders*, *30*(1), 80-89. doi: 10.1002/mds.26125.

Amatachaya, S., Kwanmongkolthong, M., Thongjumroon, A., Boonpew, N., Amatachaya, P., Saensook, W., et al. (2019). Influence of timing protocols and distance covered on the outcomes of the 10-meter walk test. *Physiotherapy Theory And Practice*, 1-6. doi: 10.1080/09593985.2019.1570577.

Bachlin, M., Plotnik, M., Roggen, D., Maidan, I., Hausdorff, J. M., Giladi, N., & Troster, G. (2010). Wearable Assistant for Parkinson's Disease Patients With the Freezing of Gait Symptom. *Ieee Transactions On Information Technology In Biomedicine*, *14*(2), 436-446. doi: 10.1109/TITB.2009.2036165.

Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *3*(1), doi: 10.1186/1743-0003-3-4.

Baltadjieva, R., Giladi, N., Gruendlinger, L., Peretz, C., & Hausdorff, J. M. (2006). Marked alterations in the gait timing and rhythmicity of patients with de novo Parkinson's disease. *European Journal Of Neuroscience*, *24*(6), 1815-1820. doi: 10.1111/j.1460-9568.2006.05033.x.

Bareš, M. (2001). Diagnostika a klinické příznaky Parkinsonovy nemoci. *Neurologie pro praxi*, 2001(1), 22-24.

Barth, J., Klucken, J., Kugler, P., Kammerer, T., Steidl, R., Winkler, J., Hornegger, 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. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090226.

Beitz, J. M. (2014). Parkinson's disease a review. *Frontiers in Bioscience*, 6(1), 65-74. doi: 10.2741/S415.

Bloem, B. R., van Balken, I. M. F & Nonnekes, J. (2017). Functional freezing. *European Journal of Neurology*, 24(12), 91-92. doi: 10.1111/ene.13455.

Boutayamou, M., Bruls, O., Denoel, V., Schwartz, C., Demonceau, M., Garraux, G., & Verly, J. G. (2015). Segmentation of gait cycles using foot-mounted 3D accelerometers. *2015 International Conference on 3D Imaging (IC3D)*, 1-7. doi: 10.1109/IC3D.2015.7391836.

Caldas, R., Mundt, M., Potthast, W., Buarque de Lima Neto, F., & Markert, B. (2017). A systematic review of gait analysis methods based on inertial sensors and adaptive algorithms. *Gait & Posture*, 57, 204-210. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.06.019.

Combs, S. A., Diehl, M. D., Filip, J., & Long, E. (2014). Short-distance walking speed tests in people with Parkinson disease: Reliability, responsiveness, and validity. *Gait & Posture*, 39(2), 784-788. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.10.019.

Connolly, B. S., & Lang, A. E. (2014). Pharmacological Treatment of Parkinson Disease. *JAMA*. 311(16), 1670-1683. doi: 10.1001/jama.2014.3654.

Demonceau, M., Donneau, A. -F., Croisier, J. -L., Skawiniak, E., Boutayamou, M., Maquet, D., & Garraux, G. (2015). Contribution of a Trunk Accelerometer System to the Characterization of Gait in Patients With Mild-to-Moderate Parkinson's Disease. *Ieee Journal Of Biomedical And Health Informatics*, 19(6), 1803-1808. doi: 10.1109/JBHI.2015.2469540.



Djuric-Jovicic, M. D., Jovicic, N. S., Radovanovic, S. M., Stankovic, I. D., Popovic, M. B., & Kostic, V. S. (2014). Automatic Identification and Classification of Freezing of Gait Episodes in Parkinson's Disease Patients. *Ieee Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 22(3), 685-694. doi: 10.1109/TNSRE.2013.2287241.

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(1). doi: org/10.1186/s12984-016-0115-z.

Donath, L., Faude, O., Lichtenstein, E., Pagenstert, G., Nüesch, C., & Mündermann, A. (2016). Mobile inertial sensor based gait analysis: Validity and reliability of spatiotemporal gait characteristics in healthy seniors. *Gait & Posture*, 49, 371-374. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.07.269.

Dušek, L., Pavlík, T., Jarkovský, J., & Koptíková, J. (2011). Analýza dat v neurologii XXIX-Spolehlivost (reliabilita) klinických testů. *Československá neurologie*, 74/107(5), 594-599.

Dušek, L., Pavlík, T., Jarkovský, J., & Koptíková, J. (2019). Analýza dat v neurologii LXXIV-Neparametrický Spearmanův koeficient korelace. *Československá neurologie*, 82(2), 236-239.

Esser, P., Dawes, H., Collett, J., Feltham, M. G., & Howells, K. (2012). Validity and inter-rater reliability of inertial gait measurements in Parkinson's disease: A pilot study. *Journal Of Neuroscience Methods*, 205(1), 177-181. doi: 10.1016/j.jneumeth.2012.01.005.

Faude, O., Donath, L., Roth, R., Fricker, L., & Zahner, L. (2012). Reliability of gait parameters during treadmill walking in community-dwelling healthy seniors. *Gait & Posture*, 36(3), 444-448. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.04.003

Fiala, O., & Růžička, E. (2009). Genetika Parkinsonovy nemoci. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 72/105(5), 419-428.

Fuente-Fernández, R. (2013). Parkinson's Disease: Where Are We? In R. F. Pfeifer, Z. K. Wszolek, M. Ebadi, *Parkinson's Disease* (2nd. ed.) (pp. 21-31) United States of America: Taylor & Francis Group, an Informa business.

Gayed, I., Joseph, U., Fanous, M., Wan, D., Schiess, M., Ondo, W., & Won, K. -S. (2015). The Impact of DaTscan in the Diagnosis of Parkinson Disease. *Clinical Nuclear Medicine*, 40(5), 390-393. doi: 10.1097/RLU.0000000000000766.

Goldberg, A. (2012). The five-times-sit-to-stand-test (FTSST), the short version of the activities-specific balance confidence (ABC) scale, and fear of falling predict step execution time (SET) in older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 54(3), 434-438. doi: 10.1016/j.archger.2011.06.017.

Groenewegen, H. J. (2003). The Basal Ganglia and Motor Control. *Neural Plasticity*, 10(1-2), 107-120. doi: 10.1155/NP.2003.107.

Hájková, K. (2019) *Telencephalon*. <https://slideplayer.cz/slide/3224697/>

Hass, C. J., Malczak, P., Nocera, J., Stegemöller, E. L., Shukala, A., Malaty, I., Jacobson, Ch. E., Okun, M. S., & McFarland, N. (2012). Quantitative Normative Gait Data in a Large Cohort of Ambulatory Persons with Parkinson's Disease. *Plos One*, 7(8), 1-5. doi: 10.1371/journal.pone.0042337.

Hausdorff, J. M. (2009). Gait dynamics in Parkinson's disease: Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. *Chaos: An Interdisciplinary Journal Of Nonlinear Science*, 19(2). doi: 10.1063/1.3147408.

Hauser, R. A., Kremens, D. E., Elmer, L. W., Kreitzman, D. L., Walsh, R. R., Johnson, R., Howard, R., Nguyen, J. T., & Patni, R. (2019). Prevalence of Dyskinesia and OFF by 30-Minute Intervals Through the Day and Assessment of Daily Episodes of Dyskinesia and OFF: Novel Analyses of Diary Data from Gocovri Pivotal Trials. *Journal of Parkinson's Disease*, 9(3), 591-600. doi: 10.3233/JPD-181565.

Heale, R., & Twycross, A. (2015). Validity and reliability in quantitative studies [Online]. *Evidence Based Nursing*, 18(3), 66-67. doi: 10.1136/eb-2015-102129.

Horak, F. B., & Mancini, M. (2013). Objective biomarkers of balance and gait for Parkinson's disease using body-worn sensors. *Movement Disorders*, 28(11), 1544-155. doi: 10.1002/mds.25684.

Chou, K. L. (2019). *Clinical manifestation of Parkinson's disease*. Retrieved 6. 11. 2019 from World Wide Web: <https://www.uptodate.com/contents/clinical-manifestations-of-parkinson-disease#H2>.

Chou, K. L., & Hurtig, H. I. (2013). Tremor, Rigidity, and Bradykinesia. In R. F. Pfeifer, Z. K. Wszolek, M. Ebadi, *Parkinson's Disease* (2nd. ed.) (pp. 191-202) United States of America: Taylor & Francis Group, an Informa business.

Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S., & Morone, G. (2016). Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Review of Medical Devices*, 13(7), 641-659. doi: 10.1080/17434440.2016.1198694.

Jankovic, J. (2008). Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 79(4), 368. doi: 10.1136/jnnp.2007.131045.

Kimmeskamp, S., & Hennig, E. M. (2001). Heel to toe motion characteristics in Parkinson patients during free walking. *Clinical Biomechanics*, 16(9), 806-812. doi: 10.1016/S0268-0033(01)00069-9.

Klöpfer-Krämer, I., Brand, A., Wackerle, H., Müssig, J., Kröger, I., & Augat, P. (2019). Gait analysis – Available platforms for outcome assessment. *Injury*. doi: 10.1016/j.injury.2019.11.011.

Klucken, J., Barth, J., Kugler, P., Schlachetzki, J., Henze, T., Marxreiter, F., Kohl, Z., Steidl, R., Hornegger, J., Eskofier, B., Winkler, J. (2013). Unbiased and Mobile Gait Analysis Detects Motor Impairment in Parkinson's Disease. *Plos One*, 8(2). doi: 10.1371/journal.pone.0056956.

Kluge, F., Gaßner, H., Hannink, J., Pasluosta, C., Klucken, J., & Eskofier, B. (2017). Towards Mobile Gait Analysis: Concurrent Validity and Test-Retest Reliability of an Inertial Measurement System for the Assessment of Spatio-Temporal Gait Parameters. *Sensors*, *17*(7). doi: 10.3390/s17071522.

König, N., Singh, N. B., von Beckerath, J., Janke, L., & Taylor, W. R. (2014). Is gait variability reliable? An assessment of spatio-temporal parameters of gait variability during continuous overground walking. *Gait & Posture*, *39*(1), 615-617. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.06.014.

Lewek, M. D., Poole, R., Johnson, J., Halawa, O., & Huang, X. (2010). Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait & Posture*, *31*(2), 256-260. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.10.013.

Lexell, J. E., & Downham, D. Y. (2005). How to Assess the Reliability of Measurements in Rehabilitation. *American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation*, *84*(9), 719-723. doi: org/10.1097/01.phm.0000176452.17771.20.

Macht, M., Kaussner, Y., Möller, J. G., Siasny-Kolster, K., Eggert, K. M., Krüger, H. P., & Ellgring, H. 2007. Predictors of freezing in Parkinson's disease: A survey of 6,620 patients. *Movement Disorders*, *22*(7), 953-956. doi: 10.1002/mds.21458.

Mariani, B., Jiménez, M. C., Vingerhoets, F. J. G., & Aminian, K. (2013). On-Shoe Wearable Sensors for Gait and Turning Assessment of Patients With Parkinson's Disease. *Ieee Transactions On Biomedical Engineering*, *60*(1), 155-158. doi: 10.1109/TBME.2012.2227317.

Mathers, C., Fat, D. M., & Boerma, J. T. (2008). The global burden of disease: 2004 update. *Geneva, Switzerland: World Health Organization*. ISBN 9789241563710.

Mazilu, S., Calatroni, A., Gazit, E., Mirelman, A., Hausdorff, J. M., & Troster, G. (2015). Prediction of Freezing of Gait in Parkinson's From Physiological Wearables: An Exploratory Study. *Ieee Journal Of Biomedical And Health Informatics*, *19*(6), 1843-1854. doi: 10.1109/JBHI.2015.2465134.

Měkota, K., & Blahuš, P. (1983). *Motorické testy v tělesné výchově*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství. Učebnice pro vysoké školy.

Morris, M., Ianssek, R., McGinley, J., Matyas, T., & Huxham, F. (2005). Three-dimensional gait biomechanics in Parkinson's disease: Evidence for a centrally mediated amplitude regulation disorder. *Movement Disorders*, 20(1), 40-50. doi: org/10.1002/mds.20278.

Moustafa, A. A., Chakravarthy, S., Phillips, J. R., Gupta, A., Keri, S., Polner, B., Frank, M. J., & Jahanshahi, M. (2016). Motor symptoms in Parkinson's disease: A unified framework. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 68, 727-740. doi: 10.1016/j.neubiorev.2016.07.010.

Mummolo, C., Mangialardi, L., & Kim, J. H. (2013). Quantifying Dynamic Characteristics of Human Walking for Comprehensive Gait Cycle. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135(9), 1-10. doi: 10.1115/1.4024755

Muro-de-la-Herram, A., Garcia-Zpirain, B., & Mendez-Zorrilla, A. (2014). Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors*, 14(2), 3362-3394. doi: 10.3390/s140203362.

Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Noble, H., & Smith, J. (2015). Issues of validity and reliability in qualitative research. *Evidence Based Nursing*, 18(2), 34-35. doi: 10.1136/eb-2015-102054

Nüesch, C., Roos, E., Pagenstert, G., & Mündermann, A. (2017). Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system. *Journal of Biomechanics*, 57, 32-38. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.03.015.

Okuda, S., Takano, S., Ueno, M., Hara, Y., Chida, Y., Ikkaku, T., Kanda, F., & Toda, T. (2016). Gait analysis of patients with Parkinson's disease using a portable triaxial accelerometer. *Neurology And Clinical Neuroscience*, 4(3), 93-97. doi: 10.1111/ncn3.12043.

Palmerini, L., Mellone, S., Avanzolini, G., Valzania, F., & Chiari, L. (2013). Quantification of Motor Impairment in Parkinson's Disease Using an Instrumented Timed Up and Go Test. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(4), 664-673. doi: 10.1109/TNSRE.2012.2236577.

Perez-Lloret, S., Negre-Pages, L., Damier, P., Delval, A., Derkinderen, P., Destée, A., Meissner, W. G., Schlosky, L., Tison, F., & Rascol, O. (2014). Prevalence, Determinants, and Effect on Quality of Life of Freezing of Gait in Parkinson Disease. *JAMA Neurology*, 71(7). doi: 10.1001/jamaneurol.2014.753.

Perry, J. (1992). *Gait Analysis-Normal and Pathological Function* (1st ed). New Jersey: Slack.

Peters, D. M., Fritz, S. L., & Krotish, D. E. (2013). Assessing the Reliability and Validity of a Shorter Walk Test Compared With the 10-Meter Walk Test for Measurements of Gait Speed in Healthy, Older Adults. *Journal Of Geriatric Physical Therapy*, 36(1), 24-30. doi: 10.1519/JPT.0b013e318248e20d.

Pfeifer, R., F., Wszolek, Z. K., & Ebadi, M. (2013). Preface. In R. F. Pfeifer, Z. K. Wszolek, M. Ebadi, *Parkinson's Disease* (2nd. ed.), (pp.17-18). United States of America: Taylor & Francis Group, an Informa business.

Quick start guide RehaGait, (2017).

Rastegari, E., Marmelat, V., Najjar, L., Bastola, D., & Ali, H. H. (2017). Using gait parameters to recognize various stages of Parkinson's disease. *2017 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM)*, 1647-1651. doi: 10.1109/BIBM.2017.8217906.

Rektor, I., & Rektorová, I. (2003). Parkinsonský syndrom. In I. Rektor, & I. Rektorová, *Centrální poruchy hybnosti v praxi: movement disorders* (pp. 21-70). Praha: Triton. ISBN 80-7254-418-7.

Rizzonelli, M., Kim, J. H., Gladow, T., & Mainka, S. (2017). Musical stimulation with feedback in gait training for Parkinson's disease. *Psychomusicology: Music, Mind, And Brain*, 27(3), 213-218. doi: 10.1037/pmu0000182.

Roemmich, R. T., Nocera, J. R., Vallabhajosula, S., Amano, S., Naugle, K. M., Stegemöller, E. L., & Hass, C. J. (2012). Spatiotemporal variability during gait initiation in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 36(3), 340-343. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.018.

Roth, J., & Růžička, E. (2005). Parkinsonova nemoc a parkinsonské syndromy. In P. Jedlička, & O. Keller, *Speciální neurologie* (pp. 229-248). Praha: Galén. ISBN 80-7262-312-5.

Salarian, A., Russmann, H., Vingerhoets, F. J. G., Dehollain, C., Blanc, Y., Burkhard, P. R., & Aminian, K. (2004). Gait Assessment in Parkinson's Disease: Toward an Ambulatory System for Long-Term Monitoring. *Ieee Transactions On Biomedical Engineering*, 51(8), 1434-1443. doi: 10.1109/TBME.2004.827933.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control: translating research into clinical practice* (4th ed). Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.

Schlachetzki, J. C. M., Barth, J., Marxreiter, F., Gossler, J., Kohl, Z., Reinfelder, S., Gaasner, H., Aminian, K., Eskofier, B. M., Winkler, J., & Klucken, J. (2017). Wearable sensors objectively measure gait parameters in Parkinson's disease. *Plos One*, 12(10). doi: 10.1371/journal.pone.0183989.

Smith, E., Walsh, L., Doyle, J., Greene, B., & Blake, C. (2016). The reliability of the quantitative timed up and go test (QTUG) measured over five consecutive days under single and dual-task conditions in community dwelling older adults. *Gait & Posture*, 43, 239-244. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.10.004.

Thompson, M., & Medley, A. (1998). Performance of Individuals with Parkinson's Disease on the Timed Up & Go. *Neurology report*, 22(1), 16-21.

Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (1991). *Centrální mechanismy řízení motoriky: Teorie, poruchy a léčebná rehabilitace* (2. dopl.vyd). Praha: Avicenum.

Užívateľský manuál RehaGait, (2016).

Vander, A. J., Sherman, J. H., & Luciano, D. S. (1998). *Human physiology: the mechanism of body function* (7th ed). WCB McGraw-Hill.

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of human gait* (2nd ed.). Cape Town: Kiboho Publishers.

Washabaugh, E. P., Kalyanaraman, T., Adamczyk, P. G., Claflin, E. S., & Krishnan, C. (2017). Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait & Posture*, 55, 87-93. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.04.013.

Whittle, M. (1996). *Gait analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.



## Seznam obrázků

<i>Obrázek 1.</i> Hierarchické uspořádání řízení pohybu (Vander Sherman & Luciano, 1998, p. 335) .....	19
<i>Obrázek 2.</i> Schéma přímého okruhu bazálních ganglií (Hájková, 2019, upraveno) .....	21
<i>Obrázek 3.</i> Dvojkrok (stride) a krok (step) (Perry, 1992, 6) .....	23
<i>Obrázek 4.</i> Fáze krokového cyklu dle autorů Mummolo, Mangialardi a Kim (2013, 3).....	24
<i>Obrázek 5.</i> Fáze krokového cyklu dle Perry (Vaughan, 1999, 9) .....	25
<i>Obrázek 6.</i> Umístění pásků se senzory. Pohled z boku, zepředu, zezadu (Archiv autora, 2019) .....	43

## Seznam tabulek

<i>Tabulka 1.</i> Porovnání bezprostředně následujících měření chůze Wilcoxonovým párovým testem u jedinců s Parkinsonovou nemocí – vybrané chůzové charakteristiky se statisticky významným rozdílem (n=22 pro měření 1, 2, 3; n=20 pro měřená 4, 5, 6).....	45
<i>Tabulka 2.</i> Porovnání měření chůze s odstupem jedné hodiny Wilcoxonovým párovým testem u jedinců s Parkinsonovou nemocí- vybrané chůzové charakteristiky se statisticky významným rozdílem (n=20).....	46
<i>Tabulka 3.</i> Porovnání měření chůze s odstupem jedné hodiny Wilcoxonovým párovým testem u kontrolní skupiny, vybrané hodnoty se statisticky významným rozdílem (n=19) .....	47
<i>Tabulka 4.</i> Spearmanův korelační koeficient pro měření vybraných časoprostorových parametrů chůze .....	49
<i>Tabulka 5.</i> Porovnání vybraných parametrů se statisticky významnými rozdíly mezi výzkumnými soubory Mann-Whitneyovým testem.....	51

## Seznam grafů

<i>Graf 1.</i> Porovnání průměrných hodnot délky dvojkroku a rychlosti chůze mezi výzkumnými soubory .....	51
<i>Graf 2.</i> Porovnání průměrných hodnot konečné fáze mezi výzkumnými soubory.....	52
<i>Graf 3</i> Porovnání průměrných hodnot stejné fáze mezi výzkumnými soubory .....	53
<i>Graf 4.</i> Porovnání průměrných hodnot dvouoporové fáze mezi výzkumnými soubory .....	53
<i>Graf 5.</i> Porovnání délky dvojkroku kontrolní skupiny, a jedinců stadia 2 a 3 dle H&Y....	54
<i>Graf 6.</i> Porovnání rychlosti chůze (průměr ze šesti měření) u kontrolní skupiny a stadia 2 a 3 dle H&Y .....	55
<i>Graf 7.</i> Porovnání kadence kroků (průměr ze šesti měření) u kontrolní skupiny a stadia 2 a 3 dle H&Y .....	55

## Přílohy

**Příloha 1:** Geny asociované s PN (Fiala & Růžička, 2009, 421)

Lokus	Genotyp & fenotyp							Protein		
	Gen & protein	Dědičnost	Převládající fenotyp	Chromozom	Počet exonů	Prevalence mutací	Počet známých mutací	Počet AMK	Funkční zapojení proteinu	Patogenní mechanismy
PARK1 PARK4	SNCA, alfa-synuklein	AD	late-onset	4q21	6	vzácná, < 1 %	3 mutace; genové multiplifikace	140	funkce vezikul, synaptická plasticita, metabolismus dopaminu	tvorba toxických oligomerů
PARK2	parkin	AR	early-onset	6q25	12	u early-onset PN: famil. až 50 %; sporad. 2–18 %	> 100 mutací	465	degradace proteinů v UPS, anti-apoptotické působení	ztráta funkce, tvorba toxických agregátů
PARK3	*SPR	AD	late-onset	2p13	3	?	–	261	biosyntéza tetrahydrobiopterinu	?
PARK5	UCH-L1	AD	late-onset	4p14	9	raritní	1 mutace	212	recyklace volného ubiquitinu	ztráta funkce, insuficience UPS
PARK6	PINK1	AR	early-onset	1p36	8	u early-onset PN: famil. 4–5 %; sporad. 1–2 %	> 40 mutací	581	anti-apoptotické působení, vliv na morfologii a funkci mitochondrií	ztráta funkce
PARK7	DJ-1	AR	early-onset	1p36	8	vzácná, < 1 %	> 10 mutací	189	mitochondriální antioxidant, anti-apoptotické působení	ztráta funkce
PARK8	LRRK2	AD	late-onset	12q12	51	nejčastější mutace; famil. 5–6 %; sporad. 1–2 %	> 16 mutací	2 527	vývoj CNS, funkce axonů, buněčný cyklus a řada dalších	aberrantní zvýšení kinázové a GTPázové aktivity
PARK9	ATP13A2	AR	early-onset	1p36	27	?	> 5 mutací	1 180	funkce lyzozomů	ztráta funkce
PARK10	* RNF11	AD?	late-onset	1p32	3	?	–	154	degradace proteinů v UPS, regulace transkripce	?
PARK11	* GIGYF2	AD?	late-onset	2q36	29	?	11 mutací	1 299	regulace signalizace IGF-1	?
PARK12	?	X-vázaná	–	Xq21–q25	–	–	–	–	–	–
PARK13	HTRA2/OMI	?	late-onset	2p12	8	?	2 mutace	458	regulace apoptózy, molekulární chaperon	ztráta funkce

\*kandidátní gen

## Příloha 2: Vyjádření Etické komise ze dne 15. 1. 2020



Fakulta  
tělesné kultury

### Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne **29. 11. 2019** byl projekt výzkumné práce

Autor (hlavní řešitel): **Bc. Dagmar Navrátilová**

s názvem

**Hodnocení vybraných chůzových charakteristik u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí systému RehaGait**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **26 / 2020**  
dne: **15. 1. 2020**

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

## **Informovaný souhlas**

**Název projektu:** Hodnocení vybraných chůzových charakteristik u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí systému RehaGait

**Autor:** Dagmar Navrátilová

**Jméno:**

**Datum narození:**

**Účastník byl do studie zařazen pod číslem:**

1. Já níže podepsaný/á dobrovolně souhlasím s mou účastí na projektu.
2. Byl/a jsem podrobně informován/a o průběhu a cíli projektu a mé účasti v něm. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Byl/a jsem informována, že z účasti na studii mohu kdykoliv vystoupit.
3. Při zařazení do studie budou moje data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle aktuálně platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při provádění studie mohou být údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným jedincům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Současně pro výzkumné a publikační činnosti mohou být poskytnuty data pouze bez identifikačních údajů nebo s mým výslovným souhlasem.
4. Porozuměl/a jsem, že se moje jméno nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků této studie.

**Datum:**

**Podpis účastníka:**

**Datum:**

**Podpis autora:**

**Příloha 4:** Charakteristika obou statistických souborů

		PN n=22	KS n=19
Věk (roky)	Maximum	83	81
	Minimum	46	46
	Průměr	68,09 ± 8,6	67 ± 9,16
Výška (m)	Maximum	1,87	1,79
	Minimum	1,50	1,50
	Průměr	1,77 ± 0,09	1,68 ± 0,07
Hmotnost (kg)	Maximum	105	113
	Minimum	50	53
	Průměr	76,32 ± 15,67	73,79 ± 15,43
TUG (sekundy)	Maximum	41,64	12,14
	Minimum	7,57	6,43
	Průměr	13,56 ± 7,38	8,76 ± 1,32
FTSST (sekundy)	Maximum	28,11 <sup>1</sup>	18,44
	Minimum	9,45	8,32
	Průměr	15,18 ± 4,12	11,26 ± 2,62

<sup>1</sup>Jedna žena nebyla schopna test FTSST dokončit.

**Příloha 5:** Senzory s pásy systému RehaGait Analyzer Pro (Archiv autora)





**Příloha 6: Dotazník pro jedince s Parkinsonovou nemocí**

**Formulář**

**Datum měření:**  
**Iniciály:**  
**Tělesná výška:**  
**Jiná onemocnění:**

**Datum narození:**  
**Věk:**  
**Tělesná hmotnost:**

**Stadium PN dle HaY:**  
**Délka onemocnění:**  
**Trpí freezingem?**  
**Největší obtíže spojené s PN:**

ANO NE

**Má potíže s DKK, chůzí? Jaké?**

**Hluboká mozková stimulace?**  
**Počet pádů za poslední 3 měsíce:**

ANO NE Rok

**Léky:**

**Dávkování léků (hodiny):**  
**Terapie:**

**Problémy při měření:**

**Obuv:**  
**Kompenzační pomůcky:**

---

**Příloha 7:** Hodnocení časoprostorových (vybraných) charakteristik chůze u pacientů s PN a kontrolní skupiny pomocí Mann-Whitneyova testu

	<b>PS</b> n=22	<b>KS</b> n=19	<b>p</b>
Trvání dvojkroku 1 (s ± SD)	1,14 ± 0,11	1,15 ± 0,14	0,76
Trvání dvojkroku 2 (s ± SD)	1,08 ± 0,06	1,12 ± 0,13	0,68
Délka dvojkroku 1 (m ± SD)	1,04 ± 0,24	1,23 ± 0,19	0,005*
Délka dvojkroku 2 (m ± SD)	1,06 ± 0,86	1,26 ± 0,19	0,006*
Rychlost chůze 1 (m/s ± SD)	0,93 ± 0,22	1,1 ± 0,27	0,018*
Rychlost chůze 2 (m/s ± SD)	0,99 ± 0,23	1,15 ± 0,28	0,062
Kadence 1 (kroků/min ± SD)	106,07 ± 6,73	105,68 ± 12,17	0,574
Kadence 2 (kroků/min ± SD)	111,59 ± 6,53	108,43 ± 12,32	0,747
Stojná fáze L 1 (% ± SD)	64,64 ± 2,65	64,01 ± 1,77	0,599
Stojná fáze L 2 (% ± SD)	64,39 ± 2,22	64,09 ± 2,08	0,83
Stojná fáze R 1 (% ± SD)	65,1 ± 2,57	64,05 ± 1,74	0,166
Stojná fáze R 2 (% ± SD)	64,64 ± 2,25	63,61 ± 2,02	0,1
Švihová fáze L 1 (% ± SD)	35,35 ± 2,65	35,98 ± 1,77	0,592
Švihová fáze L 2 (% ± SD)	35,61 ± 2,22	35,91 ± 2,08	0,833
Švihová fáze R 1 (% ± SD)	34,9 ± 2,57	35,94 ± 1,74	0,166
Švihová fáze R 2 (% ± SD)	35,31 ± 2,41	36,35 ± 2,02	0,119
Jednooporová fáze L 1 (% ± SD)	35,03 ± 2,31	35,91 ± 1,72	0,154
Jednooporová fáze L 2 (% ± SD)	35,44 ± 2,07	36,49 ± 1,89	0,084
Jednooporová fáze R 1 (% ± SD)	35,45 ± 3,36	36,02 ± 1,74	0,574
Jednooporová fáze R 2 (% ± SD)	35,69 ± 2,02	35,98 ± 1,95	0,715
Dvouoporová fáze L 1 (% ± SD)	14,96 ± 2,47	13,86 ± 1,69	0,092
Dvouoporová fáze L 2 (% ± SD)	14,61 ± 2,76	13,5 ± 1,79	0,0657
Dvouoporová fáze R 1 (% ± SD)	14,97 ± 2,37	14,32 ± 1,95	0,314
Dvouoporová fáze R 2 (% ± SD)	14,36 ± 2,44	14,42 ± 3,47	0,988
Fáze postupného zatěžování L 1 (% ± SD)	14,88 ± 2,35	13,82 ± 1,65	0,102
Fáze postupného zatěžování L 2 (% ± SD)	14,54 ± 2,1	13,43 ± 1,74	0,0476*
Fáze postupného zatěžování R 1 (% ± SD)	14,88 ± 2,23	14,18 ± 1,72	0,29
Fáze postupného zatěžování R 2 (% ± SD)	14,28 ± 2,21	14,13 ± 2,55	0,877

## Pokračování tabulky

Mezistoj L 1 (% ± SD)	28,22 ± 4,47	27,25 ± 4,05	0,705
Mezistoj L 2 (% ± SD)	27,86 ± 4,1	26,54 ± 3,44	0,332
Mezistoj R 1 (% ± SD)	27,96 ± 4,11	27,41 ± 4,39	0,705
Mezistoj R 2 (% ± SD)	28,24 ± 3,7	26,78 ± 3,67	0,255
Konečná fáze L 1 (% ± SD)	6,32 ± 5,31	9,33 ± 3,84	0,043*
Konečná fáze L 2 (% ± SD)	7,38 ± 5,4	9,95 ± 4,08	0,148
Konečná fáze R 1 (% ± SD)	7,19 ± 5,47	8,61 ± 4,6	0,41
Konečná fáze R 2 (% ± SD)	7,29 ± 5,1	9,43 ± 4,3	0,164
Předšvihová fáze L 1 (% ± SD)	14,89 ± 2,21	14,25 ± 1,84	0,302
Předšvihová fáze L 2 (% ± SD)	14,25 ± 2,16	14,19 ± 2,66	0,922
Předšvihová fáze R 1 (% ± SD)	14,88 ± 2,34	13,81 ± 1,64	0,114
Předšvihová fáze R 2 (% ± SD)	14,55 ± 2,17	13,45 ± 1,8	0,051

*Vysvětlivky:* 1-průměr prvních tří měření, 2-průměr tří měření s odstupem jedné hodiny, L-levá dolní končetina, R-pravá dolní končetina, *p*-hladina statistické významnosti, *SD*-směrodatná odchylka. Jednotlivé fáze jsou vyjádřené v procentech z jednoho krokového cyklu.

\* -hladina statistické významnosti  $p < 0,05$

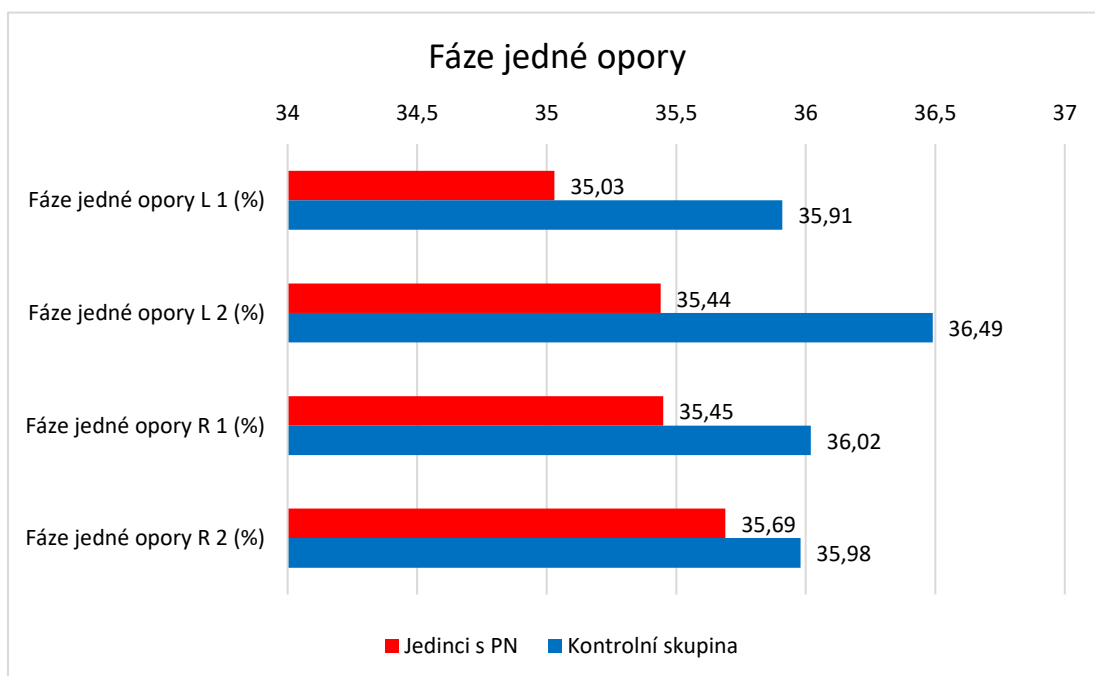
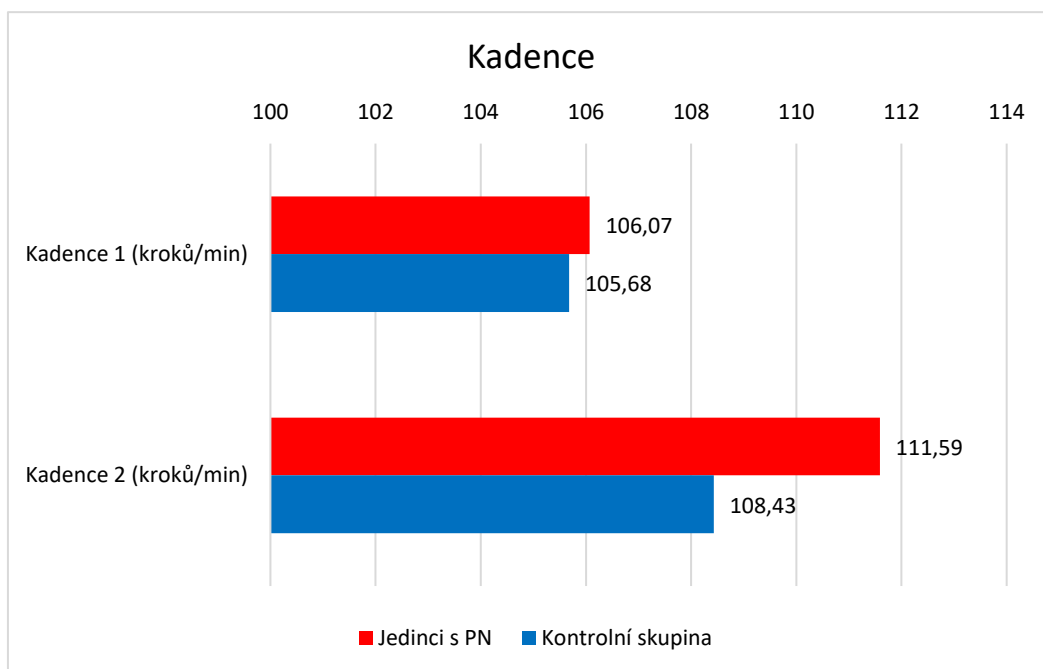
**Příloha 8:** Porovnání časoprostorových parametrů podle stadií dle Hoehnové & Yahra (Hass et al., 2012, p. 3)

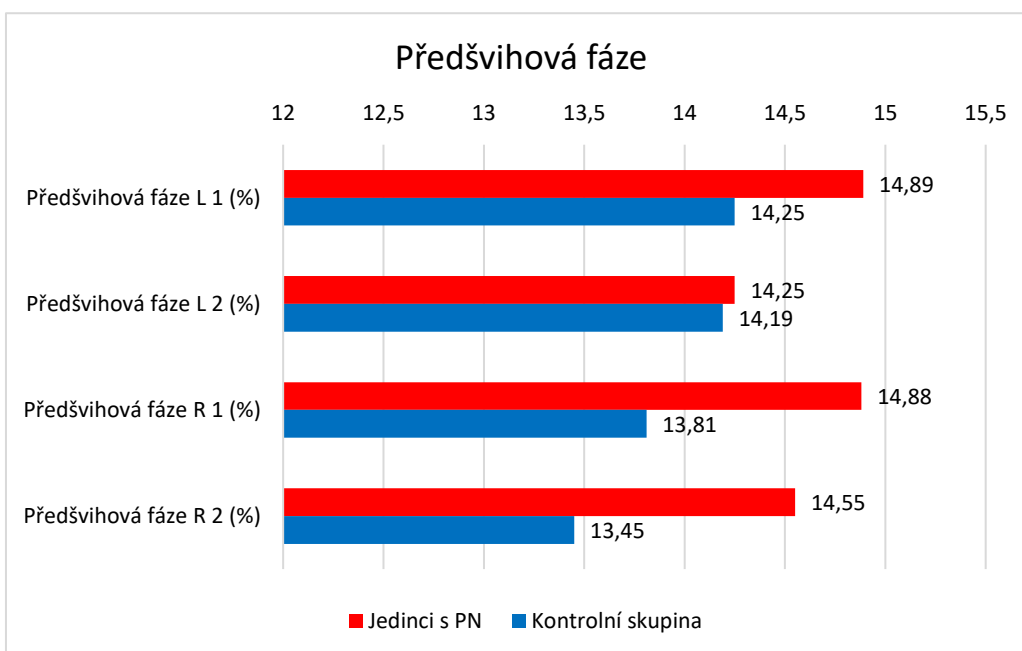
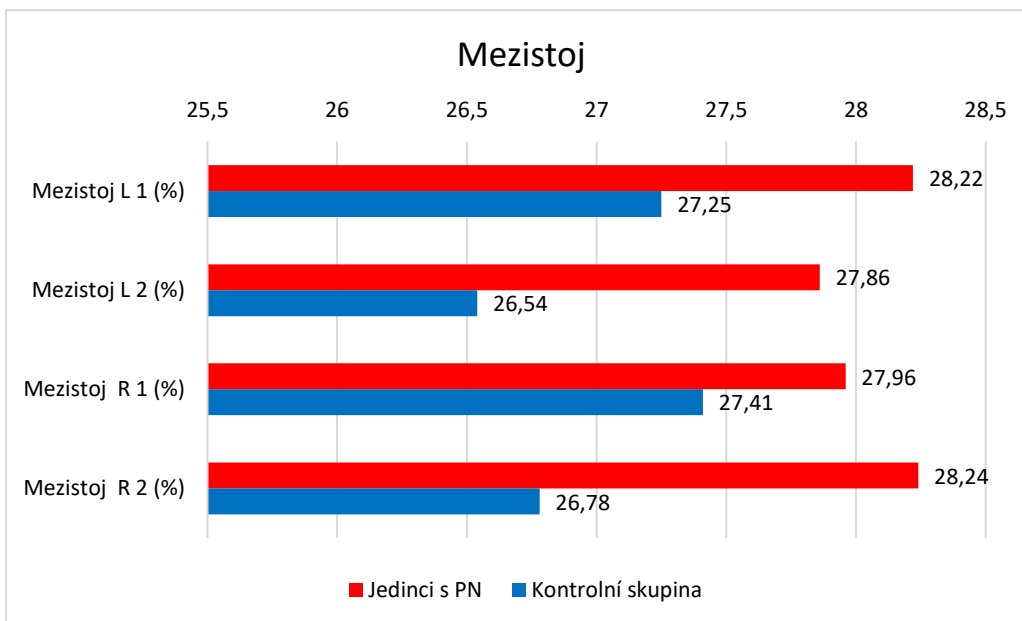
**Table 2.** Gait Spatiotemporal Variables of Interest (values as reported as mean  $\pm$ SD).

VARIABLES	FEMALES			MALES			GROUP		
	$\leq 1.5$	2-2.5	3-4	$\leq 1.5$	2-2.5	3-4	$\leq 1.5$	2-2.5	3-4
<b>Velocity</b> (m/s)	0.75 $\pm$ 0.09	0.92 $\pm$ 0.03	0.65 $\pm$ 0.04	1.09 $\pm$ 0.05	1.02 $\pm$ 0.02	0.87 $\pm$ 0.04	0.92 $\pm$ 0.05*	0.97 $\pm$ 0.02*	0.76 $\pm$ 0.03
<b>Cadence</b> (steps/min)	96 $\pm$ 4	105 $\pm$ 2	94 $\pm$ 2	104 $\pm$ 2	103 $\pm$ 1	101 $\pm$ 2	100 $\pm$ 2	104 $\pm$ 1*	97 $\pm$ 1
<b>Step time</b> (s)	0.64 $\pm$ 0.19	0.58 $\pm$ 0.07	0.65 $\pm$ 0.10	0.59 $\pm$ 0.11	0.60 $\pm$ 0.04	0.82 $\pm$ 0.08	0.61 $\pm$ 0.11	0.59 $\pm$ 0.04*	0.74 $\pm$ 0.07
<b>Step Length</b> (m)	0.47 $\pm$ 0.04	0.53 $\pm$ 0.02	0.41 $\pm$ 0.02	0.63 $\pm$ 0.02	0.59 $\pm$ 0.01	0.51 $\pm$ 0.02	0.55 $\pm$ 0.02*	0.56 $\pm$ 0.01*	0.46 $\pm$ 0.01
<b>Stride Length</b> (m)	0.95 $\pm$ 0.08	1.05 $\pm$ 0.03	0.83 $\pm$ 0.04	1.25 $\pm$ 0.04	1.19 $\pm$ 0.02	1.04 $\pm$ 0.03	1.10 $\pm$ 0.05*	1.12 $\pm$ 0.02*	1.04 $\pm$ 0.03
<b>Step Width</b> (m)	0.10 $\pm$ 0.01	0.09 $\pm$ 0.01	0.12 $\pm$ 0.01	0.11 $\pm$ 0.08	0.10 $\pm$ 0.01	0.12 $\pm$ 0.01	0.10 $\pm$ 0.01	0.10 $\pm$ 0.01*	0.12 $\pm$ 0.01
<b>Swing</b> (% cycle)	32.0 $\pm$ 1.2	34.2 $\pm$ 0.4	30.6 $\pm$ 0.6	34.6 $\pm$ 0.6	34.0 $\pm$ 0.2	33.2 $\pm$ 0.5	33.3 $\pm$ 0.7	34.1 $\pm$ 0.2*	31.9 $\pm$ 0.4
<b>Swing time</b> (s)	0.41 $\pm$ 0.05	0.40 $\pm$ 0.02	0.40 $\pm$ 0.02	0.40 $\pm$ 0.03	0.40 $\pm$ 0.02	0.45 $\pm$ 0.03	0.41 $\pm$ 0.03	0.40 $\pm$ 0.01	0.42 $\pm$ 0.02
<b>Stance</b> (% cycle)	68.0 $\pm$ 1.2	65.8 $\pm$ 0.4	69.4 $\pm$ 0.5	65.4 $\pm$ 0.6	66 $\pm$ 0.2	66.8 $\pm$ 0.5	66.7 $\pm$ 0.6*	65.9 $\pm$ 0.2*	68.1 $\pm$ 0.4
<b>Stance time</b> (s)	0.87 $\pm$ 0.05	0.77 $\pm$ 0.02	0.92 $\pm$ 0.02	0.76 $\pm$ 0.03	0.78 $\pm$ 0.01	0.83 $\pm$ 0.02	0.81 $\pm$ 0.03	0.77 $\pm$ 0.01	0.87 $\pm$ 0.02
<b>Single Support</b> (% cycle)	32.0 $\pm$ 2.6	34.1 $\pm$ 0.9	30.6 $\pm$ 1.3	34.7 $\pm$ 1.4	34.1 $\pm$ 0.6	35.6 $\pm$ 1.0	33.4 $\pm$ 1.5	34.1 $\pm$ 0.6	33.1 $\pm$ 1.0
<b>Single Support time</b> (s)	0.41 $\pm$ 0.05	0.40 $\pm$ 0.02	0.40 $\pm$ 0.02	0.40 $\pm$ 0.03	0.40 $\pm$ 0.01	0.45 $\pm$ 0.02	0.41 $\pm$ 0.03	0.39 $\pm$ 0.01	0.42 $\pm$ 0.02
<b>Double Support</b> (% cycle)	35.9 $\pm$ 5.7	31.8 $\pm$ 2.0	39.1 $\pm$ 2.8	31.3 $\pm$ 3.1	33 $\pm$ 1.2	39.8 $\pm$ 2.4	33.6 $\pm$ 3.3	32.4 $\pm$ 1.2*	39.4 $\pm$ 1.9
<b>Double Support time</b> (s)	0.46 $\pm$ 0.25	0.37 $\pm$ 0.08	0.52 $\pm$ 0.12	0.37 $\pm$ 0.13	0.39 $\pm$ 0.05	0.69 $\pm$ 0.10	0.42 $\pm$ 0.14	0.38 $\pm$ 0.05*	0.61 $\pm$ 0.10

\*Statistically different from the severely disabled group (Hoehn and Yahr Stages 3-4). Values reported as mean  $\pm$  one standard deviation.

**Příloha 9:** Grafy porovnání vybraných časoprostorových parametrů mezi výzkumnými soubory





**Příloha 8:** Potvrzení o odborném překladu abstraktu a souhrnu do anglického jazyka

Abstrakt a souhrn diplomové práce Hodnocení vybraných charakteristik chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí systému RehaGait byl přeložen do anglického jazyka odbornou osobou Bc. Janou Patschovou, lektorkou anglického jazyka.

V Šumperku dne 27. 4. 2020



.....  
podpis