

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ VYBRANÝCH CHARAKTERISTIK CHŮZE U PACIENTŮ
S PARKINSONOVOU NEMOCÍ POMOCÍ SYSTÉMU REHAGAIT (ÚHLOVÉ
PARAMETRY)**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Aneta Utěšená, obor fyzioterapie

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

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Aneta Utěšená

Název diplomové práce: Hodnocení vybraných charakteristik chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí systému RehaGait (úhlové parametry)

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

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

Rok obhajoby: 2021

Abstrakt: Hlavním cílem této diplomové práce je hodnocení reliability měření vybraných úhlových charakteristik chůze pomocí systému RehaGait Analyzer Pro. Dílčím cílem je porovnání rozdílů úhlových parametrů mezi jedinci s Parkinsonovou nemocí a zdravými jedinci. Hodnocenými úhlovými charakteristikami jsou: maximální dorzální a plantární flexe v hlezenním kloubu, maximální flexe a extenze v kolenním kloubu, maximální flexe a extenze v kyčelním kloubu, úhel mezi chodidlem a podložkou při fázi počátečního kontaktu (Heel-strike), úhel mezi chodidlem a podložkou v předšvihové fázi (Toe-off).

Výzkumný soubor tvořili jedinci s Parkinsonovou nemocí (n=20; stadium 1-3 dle škály H&Y, průměrný věk 68,6 let, průměrná délka onemocnění 7,6 let) a kontrolní skupina zdravých starších jedinců (n=20; průměrný věk 65,05 let). Všichni účastníci se prošli třikrát za sebou po rovné chodbě bez překážek vlastním tempem. Po hodinové pauze se provedlo měření chůze stejným způsobem, opět třikrát po sobě.

K hodnocení reliability se využil Spearmanův korelační koeficient. Velmi nízký korelační koeficient, pohybující se okolo 0, byl zjištěn v rámci maximální extenze v kolenních kloubech u obou skupin. Při hodnocení ostatních parametrů byla reliability nedostatečná až vysoká (0,55 – 0,95) u jedinců s Parkinsonovou nemocí, a nízká až vysoká (0,7 – 0,97) u kontrolní skupiny.

K porovnání jednotlivých pokusů chůze byl použit Wilcoxonův párový test. Při hodnocení bezprostředně po sobě jdoucích pokusů bylo u jedinců s Parkinsonovou nemocí z celkových 96 porovnání nalezeno 17 statisticky významných rozdílů, což odpovídá 17,7%. U kontrolní skupiny bylo nalezeno 6 rozdílů, odpovídající 6,25%. Při porovnání rozdílů u měření s odstupem jedné hodiny byl v obou výzkumných souborech zjištěn statisticky významný rozdíl pouze v jednom případě.

Ke zjištění rozdílů úhlových charakteristik mezi oběma skupinami bylo využito Mann-Whitneyova testu. Porovnávány byly vždy průměry tři měření. Jedinci s PN měli nižší úhel Heel-strike, úhel Toe-off, úhel max. plantární flexe v hlezenním kloubu a max. úhel flexe i extenze v kyčelním kloubu.

Klíčová slova: krokový cyklus, Parkinsonova nemoc, úhlové parametry, inerciální senzory, RehaGait, reliabilita

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's First Name and Surname: Bc. Aneta Utěšená

Title of the Diploma Thesis: Evaluation of chosen gait characteristics by employing RehaGait Analyzer Pro portable system in patients with Parkinson disease (angular variables)

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

Supervisor: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

The year of the presentation: 2021

Abstract: The thesis is focused on the reliability evaluation of measurements by employing RehaGait Analyzer Pro portable system and using several chosen angular parameters of gait. The secondary aim of the thesis is the comparison of angular parameters between patients with Parkinson disease and healthy individuals. The following angular parameters were evaluated: maximum angle in dorsal and plantar flexion in ankle joint, maximum flexion and extension in knee joint, maximum flexion and extension in hip joint, angle between heel and ground during the initial heel-strike phase and angle between foot and ground during final toe-off phase.

The research pool was composed of patients with Parkinson disease group (n=20; 1-3 H&Y; average age 68,6; average duration of the disease 7,6 years) and the control group of healthy older individuals (n=20; average age 65,05). All participants were asked to walk across the obstacle-free hall three times on their own pace. After an hour-long rest, the participants were asked to repeat the same task again. Every task was measured.

The Spearman correlation coefficient was employed for the reliability evaluation. Very poor correlation coefficient, around zero, was established for maximum extension in knee joint in both research groups. The reliability of other angular parameters was poor to high (0,55 to 0,95) in the Parkinson disease patients' group and low to high (0,7 to 0,97) in the control group.

The Wilson signed-rank test was utilised to compare each gait experiment. During the evaluation of successive experiments on patients with Parkinson disease, 17 statistically significant differences were found out of total number of 96 comparisons, which equals to 17,7 %. There were 6 differences in the control group, which equals to 6,25 %. The comparison of measurements during second set of gait experiment (after an hour-long rest) observed only one statistically significant difference in both groups.

The Mann-Whiney test was employed to discover any differences in angular variables in both research groups. The averages of given three measurements were always compared. Parkinson disease patients had lower heel-strike angle, lower toe-off angle, lower angle of maximum plantar flexion in ankle joint and lower angle of maximum flexion and extension in hip joint.

Keywords: gait cycle, Parkinson disease, angular parameters, inertial sensors, RehaGait, reliability

I agree with lending of this diploma thesis within the library services.

Prohlášení

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

V Olomouci dne 7.6.2021

Podpis:

Poděkování

Velice ráda bych poděkovala Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D., za odborné vedení této diplomové práce, její profesionální přístup, cenné rady a pohotovou komunikaci. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Lucii Bizovské, Ph.D. za statistické zpracování dat. Za spolupráci při zpracovávání dat děkuji také Mgr. Dagmar Navrátilové. Poděkování patří i mé rodině a přátelům, kteří mě po celou dobu psaní diplomové práce podporovali.

Obsah

Úvod	11
1 Chůze.....	13
1.1 Pohyb jednotlivých kloubů v rámci krokového cyklu	14
1.1.1 Hlezenní kloub	14
1.1.2 Kolenní kloub	15
1.1.3 Kyčelní kloub.....	17
2 Možnosti analýzy kinematických parametrů chůze	18
2.1 Inerciální senzory.....	19
2.1.1 RehaGait	21
3 Reliabilita inerciálních senzorů	26
4 Parkinsonova nemoc.....	28
4.1 Etiopatogeneze PN.....	28
4.2 Výskyt PN.....	29
4.3 Symptomy Parkinsonovy choroby	29
4.3.1 Kinematické parametry chůze u Parkinsonovy choroby	30
5 Cíle práce a hypotézy.....	35
5.1 Hlavní cíl.....	35
5.2 Dílčí cíle.....	35
5.3 Výzkumné hypotézy	35
5.4 Výzkumné otázky	35
6 Metodika	36
6.1 Charakteristika výzkumného souboru	36
6.2 Průběh měření	38
6.3 Statistické zpracování dat	39
7 Výsledky.....	40
7.1 Hypotéza H_{01}	40

7.2 Hypotéza H ₀₂	42
7.3 Hypotéza H ₀₃	42
7.4 Hypotéza H ₀₄	43
7.5 Výzkumná otázka V ₀₁	44
7.6 Výzkumná otázka V ₀₂	46
8 Diskuze	54
8.1 Reliabilita systému RehaGait.....	54
8.2 Porovnání úhlových parametrů u jedinců s Parkinsonovou nemocí a kontrolní skupinou.....	57
Závěr	66
Souhrn.....	69
Summary.....	71
Referenční seznam	73
Seznam obrázků.....	81
Seznam tabulek	82
Seznam grafů.....	83
Přílohy.....	84

SEZNAM ZKRATEK

CMC	koeficient vícenásobné korelace
DF	dorzální flexe
EXT	extenze
FLX	flexe
H&Y	škála dle Hoehnové a Yahra
ICC	koeficient vnitřní korelace
KS	kontrolní skupina
LDK	levá dolní končetina
PDK	pravá dolní končetina
PF	plantární flexe
PN	Parkinsonova nemoc

Úvod

Parkinsonova nemoc (PN) je chronické neurodegenerativní onemocnění, které výrazně ovlivňuje kvalitu života jedinců s touto nemocí. Základními symptomy PN je hypokineze, rigidita, tremor a porucha rovnováhy. Tyto symptomy pak výrazně ovlivňují chůzi jedinců s PN. Chůze je typická svými krátkými krůčky, neschopností zahájit pohyb, freezingem či zvýšeným rizikem pádů (Knutsson, 1972). V rámci chůze jsou ovlivněny jednak časoprostorové charakteristiky, jako je převážně délka kroku, rychlost a kadence, ale také kinematika jednotlivých kloubů. U jedinců s PN pozorujeme snížený rozsah v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu (Švehlík et al., 2009). Nejvýraznější změny v rámci kinematických parametrů chůze jsou v rozsahu extenze kyčelního kloubu, rozsahu extenze kolenního kloubu a rozsahu plantární flexe hlezenního kloubu (Morris et al., 2005).

Změny v charakteru chůze výrazně ovlivňují soběstačnost jedince a mohou poskytnout informace o celkové kvalitě pacientova života. Znalost chůzových charakteristik pomocí přesné analýzy chůze, a možnost hodnocení těchto charakteristik v průběhu určitého časového období, může napomoci k dřívějšímu odhalení projevů nemoci (Muro-de-la-Herran et al., 2014). Změny chůze, které jsou charakteristické pro jedince s PN se mohou s progresí nemoci zhoršovat. Analýza chůze může přispět k diagnostice stadia onemocnění, k monitorování příznaků, k hodnocení rizika pádů a následně k vhodnému nastavení terapie a rehabilitačního plánu (di Biase et al., 2020).

Kinematická analýza chůze vyžaduje mnohdy složité laboratorní podmínky, proto se do popředí dostávají přístroje modernější, které lze využít i mimo laboratoře. Příkladem těchto přístrojů mohou být inerciální senzory, mezi jejichž hlavní výhody patří malé rozměry, snadná přenositelnost, a možnost monitorování chůze v každodenních podmínkách (Petraglia et al., 2019).

Jedním z inerciálních senzorů je i systém RehaGait Analyzer Pro. Tento přístroj se skládá ze sedmi senzorů, které se na tělo připevňují pomocí popruhů. Dále je součástí tablet, na kterém lze naměřená data sledovat, hodnotit a porovnávat. Systém je plně přenosný a nevyžaduje žádné speciální laboratorní podmínky, tudíž lze díky němu provést analýzu snadno v jakémkoli prostředí. Jedinci mohou při chůzi využívat v případě potřeby i kompenzační pomůcky. RehaGait Analyzer Pro měří následující parametry chůze: délka kroku, doba trvání kroku, počet kroků, kadence, rychlost, doba trvání jednotlivých fází chůze, výšku kroku, cirkumdukcii a úhly v jednotlivých kloubech během

chůze (Uživatelský manuál RehaGait, 2016). V rámci této diplomové práce byly zpracovány pouze kinematické parametry, jako je maximální úhel dorzální a plantární flexe v hlezenním kloubu, maximální úhel flexe a extenze v kolenním kloubu, maximální úhel flexe a extenze v kyčelním kloubu během chůze a úhel mezi chodidlem a podložkou při počátečním kontaktu a při odlepení palce v předšvihové fázi.

System RehaGait Analyzer Pro je na trhu stále poměrně nový, tudíž neexistuje mnoho studií, zabývajících se reliabilitou tohoto přístroje při měření chůze. Dostupné studie se zabývají reliabilitou chůze u zdravých jedinců (Donath, Faude, Lichtenstein, Nüesch & Mündermann, 2016; Nüesch et al., 2017), avšak žádná studie dosud nehodnotila reliabilitu chůze pomocí tohoto přístroje u jedinců s PN. Cílem této diplomové práce je zjistit míru reliability chůze u jedinců s PN, a dále porovnat úhlové parametry chůze mezi kontrolní skupinou a jedinci s PN.

1 Chůze

Jedná se o základní pohyb, který je součástí každodenního života a je charakteristický pro každého jedince. Chůze slouží k přemístění z místa na místo a je také součástí společenského života (Neumannová et al., 2015). Perry (1992) definuje chůzi jako cyklický, střídající se pohyb dolních končetin, zajišťující stabilitu, zatímco se tělo pohybuje vpřed. Podobnou definici uvádí i Whittle (2007), který popisuje chůzi jako pohyb, ve kterém se střídavě zapojují obě dolní končetiny tak, aby zajistily oporu a pohyb vpřed. Chůze může být dále definována jako řízený pád, ve kterém dochází k pádu ze stojné dolní končetiny na končetinu druhostrannou (Neumannová et al., 2015).

V průběhu chůze dochází k opakování jednotlivých částí. Základní jednotkou, která se opakuje je krokový cyklus, což je doba mezi počátečním kontaktem jedné a té stejné dolní končetiny. Krokový cyklus můžeme rozdělit na fázi stojnou, kdy se chodidlo nachází v kontaktu s podložkou a fází švihovou, kdy se chodidlo nachází ve vzduchu, přičemž fáze stojná představuje přibližně 60% cyklu a fáze švihová 40% cyklu (Kirtley, 2006). Na začátku i na konci stojné fáze se vyskytuje fáze dvojí opory, která každá zaujímá přibližně 10% krokového cyklu. V rámci této fáze jsou v kontaktu s podložkou obě dolní končetiny (Neumannová et al., 2015; Perry, 1992). Na délku trvání stojné a švihové fáze má vliv rychlost chůze. Se zvyšující se rychlostí chůze dochází ke zkrácení stojné fáze a naopak k prodloužení fáze švihové. S rychlostí se zkracuje i doba trvání dvojí opory. Při úplném vymizení dvojí opory lze mluvit o přechodu chůze do běhu (Whittle, 2007).

Pro přesnou analýzu chůze se stojná i švihová fáze dále dělí. Autoři se v názvosloví jednotlivých fází chůze rozcházejí, avšak nejčastěji užívaným názvoslovím je pojmenování jednotlivých fází krokového cyklu dle Perry (Perry, 1992; Neumannová et al., 2015; Whittle, 2007).

Fáze krokového cyklu dle Perry (1992) s délkou trvání v rámci krokového cyklu:

- Stojná fáze

- počáteční kontakt (initial contact) – 0-2%
- postupné zatěžování (loading response) – 0-10%
- mezistoj (midstance) – 10-30%
- konečný stoj (terminal stance) – 30-50%
- předšvih (preswing) – 50-60%

- Švihová fáze

- počáteční švih (initial swing) – 60-73%
- mezišvih (midswing) – 73-87%
- konečný švih (terminal swing) – 87-100%

1.1 Pohyb jednotlivých kloubů v rámci krokového cyklu

Pro analýzu pohybů v jednotlivých kloubech je důležité definovat konkrétní úhly. Úhel hlezenního kloubu odpovídá úhlu mezi tibíí a rovinou chodidla. Neutrální úhel hlezenního kloubu odpovídá rozsahu 90°, ale v literatuře je tato výchozí pozice označována jako 0°. Úhel kolenního kloubu odpovídá úhlu mezi femurem a tibíí s neutrální pozicí odpovídající 0°. Úhel v kyčelním kloubu může být měřen jako úhel mezi vertikálou a femurem nebo jako úhel mezi pánví a femurem, avšak jako pravý úhel kyčelního kloubu, který je sledován při analýze chůze, bývá označován úhel mezi pánví a femurem, jehož neutrální pozice odpovídá opět 0° (Whittle, 2007; Perry, 1992).

V hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu mohou pohyby probíhat ve všech třech rovinách, avšak při chůzi se největší rozsah pohybu v kloubech odehrává v rovině sagitální, pohyby ve frontální a transverzální rovině jsou oproti tomu relativně malé (Mummolo et al., 2013; Whittle, 2007). Proto bude v následujících odstavcích popsán pohyb jednotlivých kloubů pouze v rovině sagitální.

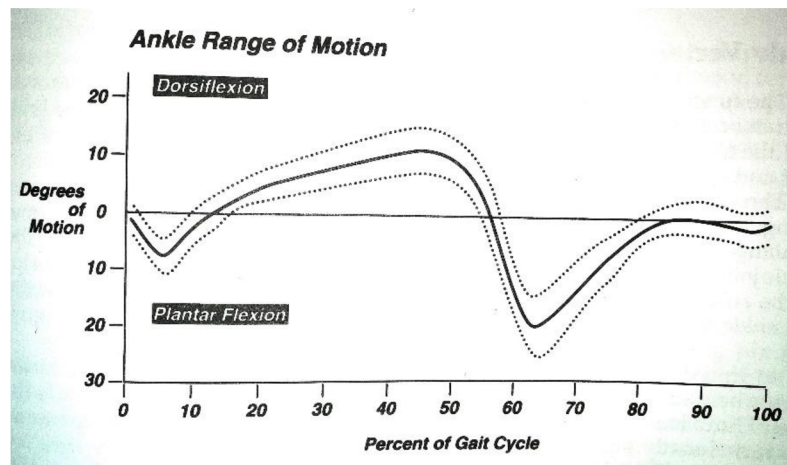
1.1.1 Hlezenní kloub

Pohyb v hlezenním kloubu je klíčový pro vstřebání tlaků, působících na dolní končetinu a tělo při chůzi. V rámci krokového cyklu dochází dvakrát k plantární flexi a dvakrát k dorzální flexi (viz Obrázek 1, p. 15), přičemž celkový rozsah pohybu se pohybuje okolo 20-40° (Perry, 1992).

Při dopadu paty v rámci fáze počátečního kontaktu je hlezenní kloub v neutrální pozici (0°). Tato pozice slouží pro absorpci tlaku v době dopadu paty na podložku, a zároveň umožní svalům, především musculus tibialis anterior, kontrolovat dopad a posouvat tibii vpřed. V průběhu fáze postupného zatěžování přechází hlezenní kloub do plantární flexe v rozsahu přibližně 10°. Fáze postupného zatěžování končí dopadem předonoží na podložku. Při dopadu celého chodidla na podložku se směr pohybu v hlezenním kloubu mění, ve fázi mezistoje se chodidlo přestává pohybovat vůči tibii a naopak dochází k pohybu tibie vůči chodidlu. V hlezenním kloubu tak nastává dorzální flexe, kontrolována excentrickou aktivitou musculus soleus, který zajišťuje stabilitu stojné končetiny. Tato dorzální flexe dosahuje maxima 10° přibližně v polovině

krokového cyklu během fáze konečného stoje, kdy dochází k postupnému odlepování paty. Ke konci fáze konečného stoje dochází k mohutné plantární flexi působením musculus gastrocnemius, a v momentě kontaktu druhostranné končetiny nastává fáze předšvihová. Váha těla se přemísťuje na druhostrannou dolní končetinu a původní stojná končetina se připravuje na švih. V hlezenním kloubu lze v době odlepení palce stejné dolní končetiny pozorovat maximální plantární flexi v rozsahu 20-30° (Perry, 1992; Whittle, 2007).

V počáteční švihové fázi se hlezenní kloub z maximální plantární flexe vrací zpět do neutrální pozice či mírné dorzální flexe. Tato pozice je udržována po zbytek švihové fáze až do opětovného dopadu paty na podložku, tedy do následného počátečního kontaktu stejné dolní končetiny (Perry, 1992; Whittle, 2007).



Obrázek 1. Rozsah pohybu hlezenního kloubu v průběhu krokového cyklu (Perry, 1992, p. 53)

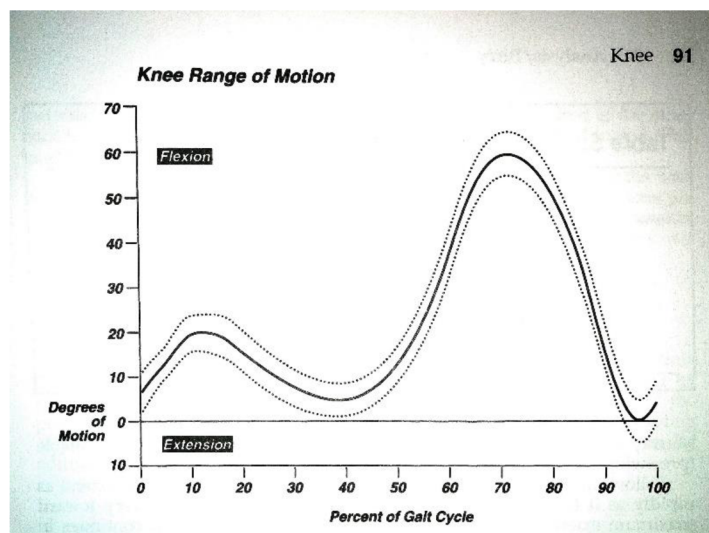
1.1.2 Kolenní kloub

V průběhu krokového cyklu se kolenní kloub pohybuje v rozsahu 0 – 70°, přičemž dochází k pohybu dvakrát do flexe a dvakrát do extenze (viz Obrázek 2, p. 16) (Perry, 1992; Whittle, 2007).

Ve fázi počátečního kontaktu se kolenní kloub pohybuje okolo neutrální pozice, která je udržována kokontrakcí musculus quadriceps femoris a hamstringy. Může se zde vyskytovat mírná hyperextenze (-2°) až lehká flexe (5°). S postupným zatěžováním dolní končetiny se kolenní kloub dostává do flexe přibližně 18°, která je kontrolována excentrickou aktivitou musculus quadriceps femoris a dosahuje maxima na začátku fáze mezistoje (Perry, 1992; Whittle, 2007). Míra této flexe je ovlivněna rychlostí chůze. Čím

je rychlost vyšší, tím větší flexe nastává (Inman et al., 1981 in Perry, 1992), s pomalejší chůzí je flexe minimální (Whittle, 2007). V průběhu mezistoje, kdy se tibie dostává do vertikální pozice, mění kolenní kloub svůj pohyb směrem do extenze, a ve fázi konečného stoje se kolenní kloub přibližuje k neutrální pozici. V tomto období, které odpovídá okamžiku zvednutí paty, zůstává kolenní kloub přibližně ve 3° flexi. Následný pohyb do flexe nastává na konci stojné fáze, v době kontaktu druhostranné končetiny. Na konci předšvihové fáze je dosaženo flexe 40° (Perry, 1992; Whittle, 2007).

Během počáteční švihové fáze musí být dosaženo 60° flexe, aby došlo k dostatečnému zvednutí dolní končetiny (Perry, 1992). Někteří autoři uvádějí dokonce flexi až 70° (Murray et al., 1964 in Perry, 1992). V průběhu fáze mezišvihů a konečného švihů se kolenní kloub spolu s hlezenním kloubem dostává před kyčelní kloub, není již potřeba výrazná flexe, dochází k pasivní extenzi do neutrální pozice a postupně připravě opětovného kontaktu chodidla s podložkou (Perry, 1992).

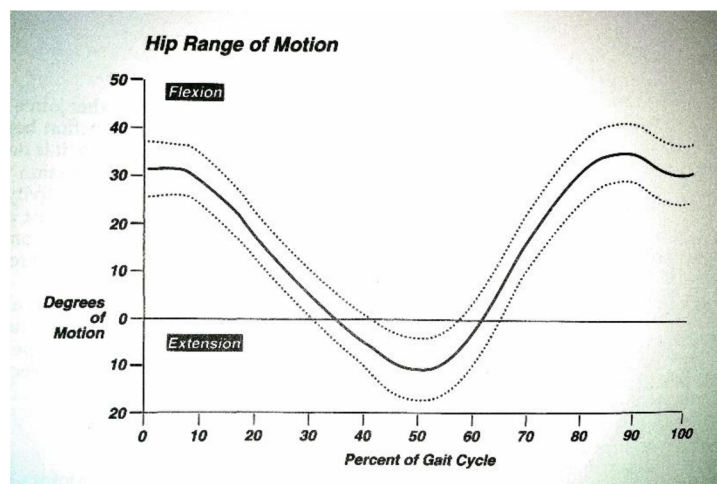


Obrázek 2. Pohyb kolenního kloubu v průběhu krokového cyklu (Perry, 1992, p. 91)

1.1.3 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub se během krokového cyklu pohybuje z flexe do extenze a následně zpět do flexe. Maximum flexe je dosaženo přibližně v polovině švihové fáze. Maximální extenze se poté objevuje ke konci stojné fáze, přibližně polovině krokového cyklu (viz Obrázek 3). Průměrný celkový rozsah pohybu je 40° (Perry, 1992; Whittle, 2007; Kirtley, 2006).

Ve fázi počátečního kontaktu se kyčelní kloub nachází okolo 30° flexe, dosažené v předchozí švihové fázi, a udržuje si tuto pozici i v průběhu fáze postupného zatěžování. Na začátku fáze mezistoje dochází aktivitou musculus gluteus maximus a hamstringů k pohybu kyčelního kloubu do extenze, která dosahuje maximálního rozsahu $10 - 20^\circ$ ke konci fáze konečného stoje, v době kontaktu druhostranné končetiny, což odpovídá přibližně polovině krokového cyklu. Během předšvihové fáze se pohyb opět mění směrem do flexe, kde jako počáteční flexor působí musculus adductor longus a na konci stojné fáze se kyčelní kloub dostává zpět do neutrální pozice. V počáteční švihové fázi pokračuje kyčelní kloub do flexe činností musculus rectus femoris a musculus iliopsoas. Přibližně v polovině švihové fáze dosahuje maximální flexe 30° a tato flexe je poté udržována až do opětovného kontaktu paty s podložkou (Perry, 1992; Whittle, 2007).



Obrázek 3. Pohyb kyčelního kloubu v průběhu krokového cyklu (Perry, 1992, p. 112)

2 Možnosti analýzy kinematických parametrů chůze

Analýza chůze poskytuje časoprostorové údaje o chůzi, kinematická data a data kinetická. K analýze chůze lze využít pouhé aspekce. Hodnocení chůze aspekci je však výrazně ovlivněno vyšetřujícím a neumožňuje přesnou analýzu sledovaných parametrů. Je tedy výhodnější využít kinematickou analýzu chůze pomocí přístrojů (Neumannová et al., 2015).

Pro měření úhlových parametrů v kloubech lze snadno využít elektrogoniometrů, připevněných pomocí nastavitelných pásků na jednotlivé klouby. Nevýhodou je, že pásky jsou připevněny okolo měkkých tkání, je tudíž velké riziko jejich posunutí při chůzi a umístění elektrogoniometru pak nemusí zůstat blízko ose otáčení kloubu. Další nevýhodou je i to, že osa goniometru často nemusí odpovídat anatomické ose segmentu a rozsah pohybu je poté zkreslený. Nedostatkem je také skutečnost, že výsledkem je relativní úhel pohybu a nikoli absolutní, tudíž je obtížné určit, jaká výchozí poloha v kloubu (jaká výchozí velikost úhlu) by měla být považována za nulovou. Elektrogoniometry jsou tudíž využívány spíše v klinické praxi a v laboratorních výzkumech se využívá metod přesnějších (Whittle et al., 2012).

K zaznamenání kinematických parametrů chůze, tedy pozice a orientace jednotlivých segmentů těla a rozsahů mezi jednotlivými klouby, se často využívá kamerových systémů. Při analýze chůze se ve velké míře využívá videa, zprostředkovávající vizuální vjem z pohybu. Možnost videozáznamu chůze přináší velké množství výhod. Z videozáznamu je možnost sledovat i velmi rychlou chůzi, při které lidské oko nemůže zachytit všechny parametry pohybu, rovněž možnost zpomalit záznam a prohlédnout si pohyb detailněji analýzu velmi usnadní. Při využití videa také není potřeba, aby proband šel příliš velkou vzdáleností či opakoval chůzi několikrát za sebou, což je velmi přínosné zejména u pacientů trpících bolestmi a starších pacientů, kteří se rychleji unaví. Video jednoduše umožní přehrát záznam několikrát za sebou a vyhodnotit tak všechny informace. Videozáznam je také možno uchovat na několik let, sdílet mezi terapeuty a slouží i jako feedback pro pacienty před, během nebo po následné terapii (Whittle et al., 2012).

K analýze se může využít pouze jedna kamera či více kamer zároveň, které měří pohyb z různých úhlů. Na trhu existuje velké množství systémů, ale všechny využívají určitých markerů, které jsou připevněny na segmenty těla probanda. Markery jsou pokryty reflexním materiálem, což umožní jejich snadnou viditelnost na záznamu

pohybu. Pro dokonalou analýzu pohybu je klíčové správné rozmístění markerů. Markery se připevňují co nejbližší ose otáčení kloubu na předem definované kostní struktury, jako jsou např. hlavička pátého metatarsu, laterální kotník, laterální epikondyl, velký trochanter, přední spina atd. Počet markerů se liší podle využívaných metod a systémů, obecně se dá říci, že čím více markerů, tím je analýza detailnější (Whittle et al., 2012). Z markerů je vyšetřující schopen získat souřadnice, ze kterých se určují veličiny, jako je rychlost, úhel apod. (Janura & Zahálka, 2004).

Standardně využívanými přístroji jsou optoelektronické systémy. Tyto systémy umožní velice přesné hodnocení pohybu v jednotlivých segmentech. Zatímco u videokamer se využívají markery pasivní, které poté musí být na záznamu ručně označeny, u moderních optoelektronických systémů jsou využívány markery aktivní (LED světla), či značky pasivní, které však umožňují odraz záření vystupujících z kamer. Mezi tyto systémy patří např. Vicon MX, který má markery potaženy reflexní páskou, odrážející infračervené záření z kamer. Nevýhodou optoelektronických systémů jsou jejich vysoké prostorové, časové a finanční nároky. Tyto přístroje vyžadují laboratorní podmínky z důvodu eliminace rušivých vlivů (Petraglia et al., 2019; Janura et al., 2012; Neumannová et al., 2015).

2.1 Inerciální senzory

Nevýhody předchozích přístrojů vedly k tomu, že se na trhu začínají objevovat přístroje, které mají lepší vlastnosti, a jsou tak často využívány pro analýzu chůze (Petraglia et al., 2019). Tyto přístroje se nazývají inerciální senzory. Inerciální senzory jsou složeny z gyroskopu, magnetometru a accelerometru (Caldas et al., 2017). Accelerometry udávají informace o zrychlení a mají velmi nízké požadavky na spotřebu energie. Gyroskop poskytuje informace o rotačních pohybech. Magnetometry slouží k jednodušší kalibraci přístroje (Petraglia et al., 2019).

Mezi výhody inerciálních senzorů oproti předchozím systémům patří nízká váha, malé rozměry, nízká spotřeba energie, snadná přenositelnost a nízká cena (Sprager & Juric, 2015).

Senzory se umísťují k jednotlivým segmentům těla probanda, ať už to je trup, horní či dolní končetiny. Pro kompletní vyhodnocení kinematických parametrů dolních končetin je zapotřebí simultánních dat z hlezenního, kolenního i kyčelního kloubu, tudíž je vždy zapotřebí více senzorů (Petraglia et al., 2019). Inerciální senzory, podávající

informace z několika segmentů těla, poskytují přesnou analýzu jednotlivých rozsahů v kloubech (Al-Amri et al., 2018).

Inerciální senzory mají své uplatnění v neurorehabilitaci, biomechanice i sportovní medicíně (Sprager & Juric, 2015). Inerciální senzory se využívají např. u pacientů po ortopedických operacích, u pacientů s nejrůznějšími neurologickými onemocněními. U pacientů s Parkinsonovou chorobou se inerciální senzory ukazují jako ideální prostředek pro detekci pádů či freezingu během chůze. Inerciální senzory jsou rovněž vhodné k analýze chůze u starších jedinců, pro které není vhodné dlouhotrvající měření z důvodu zvýšené únavy. U starších jedinců je rychlost chůze ukazatelem zdraví a kondice, navíc senzory mohou analyzovat jednotlivé fáze chůze a odhalit vztah mezi provedením kroku a pády (Petraglia et al., 2019).

Inerciální senzory umožňují analýzu chůze v jakémkoli prostředí a nevyžadují žádné speciální laboratorní podmínky. Gyroskopy i akcelerometry již mají v dnešní době minimální rozměry i hmotnost, jediným úskalím tak může být jejich umístění na dolní končetiny, které může být časově náročné (Findlow et al., 2008).

Inerciální senzory se ukazují jako validní v porovnání s jinými optoelektronickými systémy (jako je např. MX Vicon). V řadě studií se však uvádí, že validita je dostatečná až po vyrovnání rozdílného nastavení mezi oběma přístroji. Picerno et al. (2008) ve své studii porovnávali úhlové parametry naměřené inerciálními senzory Xsens Technologies s optoelektronickým systémem MX Vicon. Výzkumu se účastnil jeden dobrovolník, u kterého byly úhly měřeny ve stoje a následně při chůzi. Úhly byly zkoumány ve všech rovinách, kdy největší rozdíly byly v rovině transversální, ale z hlediska tématu této diplomové práce jsou uvedeny pouze rozdíly v kloubech v rovině sagitální, které byly ze všech měřených rovin nejnižší. Ve stoje se po kalibraci obou přístrojů vyskytl rozdíl $1,8^\circ$ v kyčelním kloubu, $1,9^\circ$ v kolenním kloubu a $1,3^\circ$ v hlezenním kloubu. Hodnoty standardní odchylky se pohybovaly pod 0,9. Během chůze byl naměřen rozdíl rozsahu pohybu v kyčelním kloubu 3° , v kolenním kloubu $2,4^\circ$ a v hlezenním kloubu $1,2^\circ$.

Výzkumem validity mezi inerciálními senzory a optoelektronickými systémy se zabývali i autoři Cloete & Scheffer (2008). K výzkumu bylo vybráno osm zdravých mužů a analýza chůze byla prováděna současně inerciálními senzory firmy Xsens Technologies a opět systémem MX Vicon. Účastníci měli za úkol jít pěti různými rychlostmi (od pomalé chůze až po sprint), po dráze dlouhé 7 metrů. Pro každou rychlost byly změřeny tři pokusy. Rozsahy v kyčelním a kolenním kloubu v rámci normální rychlosti

chůze (0,5 – 3 m/s) vykazovaly vysokou korelaci 0,89 – 0,94 při porovnání mezi oběma systémy. Velmi nízká korelace však byla naměřena u rozsahu hlezenního kloubu (<0,08). Rozdíly v kyčelním kloubu byly po vyrovnání nastavení obou přístrojů 6°, v kolenním kloubu byly rozdíly 7-9° a v hlezenním kloubu 11°. Vysoká diskrepance mezi křivkami hlezenního kloubu mezi oběma systémy byla podle autorů pravděpodobně zapříčiněna rozdílem výpočtu rotačních os. Některé chyby mohly být zapříčiněny i použitím speciálního Lycra obleku, na kterém byly senzory umístěny, tudíž docházelo k pohybu mezi oblekem a pokožkou.

Ferrari et al. (2010) zahrnuli do své studie čtyři jedince ve věku 26 – 31 let. U tří jedinců byly měřeny úhlové parametry na obou dolních končetinách, u jednoho pouze na levé dolní končetině, což poskytlo výsledky celkem ze sedmi dolních končetin. K analýze chůze byly využity inerciální senzory systému Xsens, jako optoelektronický systém byl využit opět MX Vicon. Po provedení kalibrace obou systémů byli jedinci vyzváni k chůzi vlastním tempem, po chodbě dlouhé 10 m. Korelační koeficient byl hodnocen před a po vyvážení nastavení obou systémů. V obou případech byl korelační koeficient vyšší než 0,95 pro všechny rozsahy kloubů v sagitální rovině. Nižší koeficient se projevil pouze v rovině transverzální.

Na trhu se nyní vyskytuje řada firem, vyrábějících inerciální senzory jako je např. Xsens Technologies nebo Shimmer Sensing (Al-Amri et al., 2018). V experimentální části této diplomové práce bylo využito systému RehaGait Analyzer Pro.

2.1.1 RehaGait

RehaGait systém využívá k analýze chůze dvou (základní verze) nebo sedmi (verze Pro) inerciálních senzorů, které se skládají z akcelerometru, gyroskopu a magnetometru. Z těchto senzorů se informace přenáší do hlavní jednotky – tabletu, kde jsou zaznamenány naměřené parametry chůze. Mezi sledované parametry patří délka kroku, doba trvání kroku, počet kroků, kadence, rychlost, jednotlivé rozložení fází chůze, úhel chodidla s podložkou při dopadu a odrazu, maximální úhel hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu, maximální výška kroku a cirkumdukce. Systém umožňuje nahrávat chůzi na video a zobrazit i 3D pohled celého průběhu pohybu. Měření chůze může probíhat při pohybu po podlaze nebo i na běžeckém pásu, dokonce lze také nastavit i úhel sklonu, pokud chůze neprobíhá po rovině (Uživatelský manuál RehaGait, 2016).

V případě verze Pro se senzory umísťují následujícím způsobem: dva senzory jsou v oblasti chodidla pod zevními kotníky, dva senzory nad zevními kotníky, dva senzory

zevně nad kolenními klouby a jeden senzor se umísťuje do oblasti beder mezi 4. a 5. bederní obratel (viz Obrázek 5, p. 38).

System RehaGait se může využívat téměř u všech pacientů, kteří jsou schopni samostatné chůze bez pomůcek, nebo i u pacientů, využívajících k chůzi pomůcky jako jsou berle, chodítka, ortézy apod. Měření se nedoporučuje pouze u pacientů, u kterých je velké riziko pádu (Uživatelský manuál RehaGait, 2016).

Mezi výhody systému RehaGait patří snadná manipulace a možnost analýzy téměř v jakémkoli prostředí, analýza chůze pomocí tohoto systému nevyžaduje žádné laboratorní podmínky a k měření je potřeba pouze vzdálenost dlouhá přibližně 10 m, bez překážek nebo zatáček. Ihned po ukončení měření umožňuje přístroj grafické zobrazení dat a lze okamžitě porovnat jednotlivá měření pacienta mezi sebou, nebo i data různých pacientů mezi sebou. Naměřené parametry lze také porovnat s referenčními hodnotami, uloženými v softwaru. Tyto referenční hodnoty jsou sesbírány od více jak 2000 probandů ve věku 5-90 let (Uživatelský manuál RehaGait, 2016).

System RehaGait ukazuje velmi dobrou validitu a reliabilitu pro časoprostorové charakteristiky chůze (Donath et al., 2016). Reliabilitě časoprostorových parametrů chůze u systému RehaGait se věnovala ve své diplomové práci Mgr. Dagmar Navrátilová (Navrátilová, 2020). Údajů o validitě a reliabilitě přístroje pro analýzu kinematických parametrů chůze však není mnoho.

Studie, zabývající se kinematickými parametry, byla provedena autory Nüesch et al. (2017). Hlavními cíli bylo porovnat úhlové parametry, naměřené systémem RehaGait, s parametry, naměřenými optoelektronickým systémem MX Vicon, a dále zjistit test-retest opakovatelnost úhlových parametrů, naměřených systémem RehaGait.

Do studie bylo vybráno dvacet zdravých jedinců v průměrném věku 27 let. Parametry byly hodnoceny jak při chůzi, tak při běhu na chodícím páse. Po nasazení senzorů systému RehaGait i markerů systému MX Vicon zahájil každý účastník chůzi vlastním tempem. Po 30 sekundách chůze bylo zahájeno samotné měření, oběma systémy současně, a v rámci chůze bylo vyhodnoceno 20 kroků. Následně přešli jedinci z chůze do běhu a po 3 minutách běhu bylo následně vyhodnoceno opět 20 kroků v běžeckém tempu. Poté byly jedincům sundány senzory systému RehaGait i markery systému MX Vicon. K testování test-retest opakovatelnosti systému RehaGait byly senzory tohoto přístroje po 20 minutách opět nasazeny a celý postup se opakoval, jak pro chůzi, tak pro běh. V hlezenním kloubu byl posuzován úhel při počátečním kontaktu, první úhel plantární flexe ve fázi postupného zatěžování, maximální úhel dorzální flexe během

stojné fáze, druhý úhel plantární flexe v předšvihové fázi a celkový rozsah plantární a dorzální flexe. V kolenním kloubu byl hodnocen úhel při počátečním kontaktu, úhel prvotní flexe ve fázi postupného zatěžování a středního stoje, úhel ve fázi konečného stoje, kdy jde kolenní kloub opět do extenze, úhel flexe ve fázi švihové a celkové rozsahy kolenního kloubu v první polovině cyklu (úhel mezi prvotní flexí a maximální extenzí) a druhé polovině cyklu (úhel mezi druhou flexí a maximální extenzí). V kyčelním kloubu se hodnotil úhel při počátečním kontaktu, úhel maximální flexe během fáze postupného zatěžování, úhel maximální extenze, úhel maximální flexe během švihové fáze a celkový rozsah pohybu v první a druhé polovině krokového cyklu. K vyhodnocení korelace mezi oběma systémy bylo využito škály dle Ferrari et al. (2010). Hodnoty korelačního koeficientu: <0,65 - slabý; 0,65–0,75 – přiměřený; 0,75–0,85 – dobrý; 0,85-0,95 – velmi dobrý; >0,95 – vynikající. Veškerá data byla vyhodnocena pouze z pravé dolní končetiny. Statisticky významná hladina byla stanovena na 0,003.

Rychlost chůze se pohybovala okolo $1,37 \pm 0,13$ m/s. Mezi průměrnými křivkami zaznamenávajícími pohyb kloubu v sagitální rovině byl korelační koeficient velmi dobrý až vynikající, po vyrovnání nastavení obou přístrojů byl koeficient vynikající (0,967 – 0,988). Průměrný rozdíl v celkovém rozsahu jednotlivých kloubů při porovnání obou systémů byl menší než 5° pro hlezenní kloub, mezi 7° - 9° pro kolenní a kyčelní kloub. Po přenastavení obou systémů byly rozdíly menší než 5° pro všechny klouby. Přenastavení systémů spočívalo ve vyrovnání obou systémů. Každý systém vyhodnotil počátek krokového cyklu podle úhlu v kolenním kloubu, který by měl odpovídat počátečnímu kontaktu. Systémy se ale v tomto vyhodnocení mírně lišily, tudíž se musely výsledné křivky, odpovídající pohybu v kloubech, mezi systémy sjednotit. V rámci dvou po sobě jdoucích měření systémem RehaGait se rozdíl pohyboval pro všechny klouby pod hranicí $3,1^\circ$.

Co se týká konkrétních úhlů v jednotlivých fázích krokového cyklu, vyšly signifikantní rozdíly ($p < 0,003$) mezi oběma systémy v následujících případech (viz Příloha 1):

- v plantární flexi hlezenního kloubu po počátečním kontaktu i v předšvihové fázi, a dále v celkovém rozsahu pohybu během stojné fáze (RehaGait vždy naměřil vyšší hodnoty).

- ve flexi kolenního kloubu při počátečním kontaktu a maximální flexi kolenního kloubu ve stojné fázi (RehaGait naměřil nižší hodnoty), v celkovém rozsahu pohybu během fáze švihové (hodnoty naměřené systémem RehaGait byly vyšší).

- ve všech měřených úhlových parametrech kyčelního kloubu (hodnoty flexe byly u přístroje RehaGait vždy nižší, hodnota maximální extenze byla u RehaGait vyšší a celkový rozsah pohybu byl u RehaGait nižší).

Rychlost běhu se pohybovala okolo $2,93 \pm 0,35$ m/s. Pro křivku kolenního kloubu byl korelační koeficient mezi oběma systémy velmi dobrý, nicméně pro hlezenní kloub již pouze přiměřený a pro kloub kyčelní slabý. Po přenastavení obou přístrojů však nabyl korelační koeficient opět hodnoty vynikající (0,956 – 0,977). Průměrný rozdíl v celkovém rozsahu jednotlivých kloubů při porovnání obou systémů se pohyboval mezi 18° až 28° , po přenastavení obou systémů byly rozdíly mezi 5° a 8° pro všechny klouby. Co se týká rozdílů v úhlech jednotlivých kloubů, projevíly se signifikantní rozdíly téměř u všech parametrů s výjimkou celkového rozsahu dorzální flexe hlezenního kloubu, a rozsahu pohybu během švihové fáze u kolenního a kyčelního kloubu. Po přenastavení se signifikantní rozdíly projevíly převážně v plantární flexi hlezenního kloubu, v extenzi kloubu kolenního a v extenzi kloubu kyčelního, kdy RehaGait vždy ukazoval vyšší hodnoty.

Při hodnocení test-retest opakovatelnosti systému RehaGait vyšel vynikající korelační koeficient v rámci analýzy úhlových parametrů chůze pro všechny klouby (0,959 – 0,994). V rámci analýzy běhu byl koeficient velmi dobrý pro hlezenní kloub (0,937) a vynikající pro kloub kolenní a kyčelní ($>0,984$). Průměrný rozdíl v celkovém rozsahu jednotlivých kloubů při porovnání obou měření se pohyboval okolo 3° pro chůzi a mezi 3° - 7° pro běh. Co se týká úhlových parametrů v jednotlivých kloubech, pohyboval se průměrný rozdíl mezi 0° - 5° pro chůzi a mezi 1° - 10° pro běh. Kromě úhlu kolenního kloubu ve fázi konečného stoje během chůze, neukázala analýza žádné signifikantní rozdíly mezi oběma měřeními.

Výsledky této studie ukazují vysokou korelaci mezi měřeními, pomocí obou systémů, za podmínky dodatečného korekčního přenastavení. Předchozí studie ukazovaly vysoké korelace a zároveň velmi nízké rozdíly křivek jednotlivých kloubů při porovnání analýzy chůze pomocí inerciálních senzorů a optoelektronickým systémem (Picerno et al., 2008). Picerno et al. (2008) prokázali rozdíly nepřesahující 3° . Jiné studie však při zachování vysoké korelace prokázaly i vyšší rozdíly mezi křivkami, pohybující se mezi 6° - 11° po přenastavení přístrojů a překračující 20° před korekcí nastavení přístrojů (Cloete and Scheffer, 2008). Ve studii autorů Nüesch et al. (2017) se průměrné rozdíly v rámci chůze pohybovaly pod 5° . Vyšší rozdíly se ukázaly až při analýze běhu. Prvotní hypotéza, která předpokládala, že se nebude vyskytovat žádný signifikantní rozdíl

jednotlivých úhlových parametrů mezi oběma systémy však musí být zamítnuta. Vzniklé rozdíly mohly být podle autorů způsobené rozdílným nastavením přístrojů (počátek krokového cyklu byl stanoven podle úhlu kolenního kloubu v počátečním kontaktu, počátek krokového cyklu tak mohl být u obou přístrojů v jiný moment), dále také rozdílným umístěním senzorů RehaGait a markerů systému MX Vicon a pohybem měkké tkáně pod senzory a markery, který mohl oba přístroje ovlivňovat rozdílně.

Hypotéza, která předpokládala vysokou korelaci mezi test-retest opakovatelností v rámci přístroje RehaGait se však potvrdila, jelikož se kromě úhlu kolenního kloubu ve fázi konečného stoje nevyskytly mezi měřeními žádné signifikantní rozdíly (Nüesch et al., 2017). Opakovatelnost přístroje RehaGait je srovnatelná s opakovatelností optoelektronického systému (Meldrum et al., 2014). Opakovatelnost je nižší při analýze běhu (Nüesch et al., 2017).

3 Reliabilita inerciálních senzorů

Reliabilita přístrojů určuje, zda jsou naměřené výsledky spolehlivé, a zda mezi jednotlivými údaji není příliš velký rozdíl. Reliabilita vyjadřuje, jak moc jsou výsledky shodné při opakovaném měření, přičemž platí, že reliabilita by se měla testovat za stále stejných podmínek a stejným přístrojem či terapeutem. Reliabilita je tím nižší, čím je nižší konzistence opakovaných výsledků (Dušek et al., 2011).

K hodnocení reliability se v zahraničních studiích často využívá koeficientu vnitřní korelace (ICC = intraclass correlation coefficient) či koeficientu vícenásobné korelace (CMC = coefficient of multiple correlation).

K hodnocení reliability se dále může využít i Pearsonova korelačního koeficientu (pro parametrická data) či Spearmanova korelačního koeficientu (pro neparametrická data). Škála hodnot, kterých může koeficient nabývat se pohybuje v rozmezí -1 až 1. Reliabilita blížící se 1 či -1 je vyhodnocena jako velmi vysoká. Pokud mezi porovnávanými hodnotami neexistuje žádný vztah, pohybují se hodnoty okolo 0 (Dušek et al., 2019). Tabulku, vyjadřující míru reliability dle hodnoty korelačního koeficientu uvádějí Měkota & Blahuš (1983) (viz Příloha 9).

Reliabilitou inerciálních senzorů v rámci měření kinematických parametrů se doposud zabývalo jen málo autorů. Z výsledných studií nelze vyvodit velké množství jednoznačných výsledků. Některé studie naznačují, že reliabilita je vyšší pro pohyby v sagitální rovině, avšak pro pohyby v rovině frontální či transverzální je reliabilita nižší (Poitras et al., 2019). Reliabilita může být ovlivněna typem aktivity, u které jsou úhly měřeny. Některé studie hodnotí reliabilitu při chůzi, jiné posuzují reliabilitu v rámci pasivních pohybů prováděných terapeutem (Schiefer et al., 2015) či v rámci složitějších aktivit, jako je dřep, skok a běh (Al-Amri et al., 2018; Akins et al., 2015). Schiefer et al. (2015) uvádějí, že při zachování stejného nastavení přístroje, upevnění přístroje k jedinci, kalibrace, stejného vyšetřujícího a stejného typu analyzovaného pohybu, je reliabilita měření závislá nejen na kvalitě přístroje, nýbrž i na schopnosti jedince zopakovat pohyb stejným způsobem, a také na tom, jak vyšetřující upevní příslušné senzory.

Studie, zabývající se reliabilitou inerciálních senzorů, posuzují pohyby trupu, horních i dolních končetin (Poitras et al., 2019). V rámci této diplomové práce jsou stěžejními informacemi především údaje o reliabilitě inerciálních senzorů v rámci měření úhlů v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu při chůzi. K posouzení reliability

inerciálních senzorů využívají studie převážně ICC nebo CMC. V dosavadních studiích byla reliabilita hodnocena především u zdravých a mladých jedinců (Poitras et al., 2019).

Co se týká kyčelního kloubu, uvádějí Al-Amri et al. (2018) přiměřenou až vysokou reliabilitu kyčelního kloubu ve všech rovinách (ICC 0,6 – 0,95). Úhly byly hodnoceny v rámci chůze, dřepu a skákání. V kyčelním kloubu byl měřen minimální úhel, maximální úhel, celkový rozsah pohybu a úhel při počátečním kontaktu. Nižší reliabilita při chůzi byla vyhodnocena pouze u minimálního úhlu v sagitální rovině (ICC = 0,39). Vysokou reliabilitu kyčelního kloubu v sagitální rovině při chůzi potvrdili i Cloete & Scheffer (2010), která se pohybovala mezi 0,872 – 0,995.

Kolenní kloub vykazuje při chůzi podle Al-Amri et al. (2018) podobnou reliabilitu jako kyčelní kloub v sagitální rovině (0,6 – 0,95). Cloete & Scheffer (2010) uvedli vysokou reliabilitu kolenního kloubu v rámci chůze pro flexi i extenzi (0,991).

Hlezenní kloub vykazuje při chůzi přiměřenou až vysokou reliabilitu (0,6 – 0,95) v sagitální rovině (Al-Amri et al., 2018). Ve frontální a transverzální rovině byla reliabilita nižší, a to jak pro chůzi, tak pro běh (Akins et al., 2015; Al-Amri et al., 2018). Cloete & Scheffer (2010) uvádějí při chůzi v sagitální rovině rovněž vysokou reliabilitu hlezenního kloubu 0,981.

4 Parkinsonova nemoc

Parkinsonova nemoc (PN) je klinickým obrazem hypertonicko-hypokinetického syndromu, který se řadí k nemocem extrapyramidového systému (Pfeiffer, 2007). Extrapyramidový systém se podílí na řízení svalového tonu, řízení automatických pohybů a volní motoriky. Důležitou součástí extrapyramidového systému jsou bazální ganglia, ke kterým funkčně patří nucleus caudatus a putamen (společně nazývané jako striatum), globus pallidus, nucleus subthalamicus a substantia nigra (Rektor & Rektorová, 2003; Králíček, 2004). Bazální ganglia jsou spojena s mozkovou kůrou i s kmenovými strukturami. Informace z mozkové kůry přicházejí cestou striata, kde jsou zpracovány, a následně talamickými cestami opět poslány do mozkové kůry (Rektor & Rektorová, 2003). Těmito okruhy se bazální ganglia podílí na kontrole motoriky a mezi jejich hlavní funkce se řadí plánování a programování cílených pohybů, koordinace volní motoriky a iniciace pohybů. Důležitou úlohou bazálních ganglií je také sekrece neurotransmiterů. Mezi nejdůležitější patří neurotransmitery dopaminergní, tvořící mediátor dopamin a neurotransmitery cholinergní, které tvoří mediátor acetylcholin (Králíček, 2004; Ambler, 2006).

4.1 Etiopatogeneze PN

V rámci PN dochází k poruše funkce bazálních ganglií, konkrétně struktury substantia nigra, kde je patrný zánik neuronů a jejich depigmentace (Rektor & Rektorová, 2003). V substantia nigra dochází k produkci neurotransmiterů, jejichž rovnováha je důležitá při přenosu vzruchů mezi neurony. Zánik neuronů substantia nigra se projeví deficitem dopaminergních neurotransmiterů, tedy deficitem dopaminu a zároveň dochází i k relativní převaze cholinergních neurotransmiterů (Ambler, 2006; Brown & Steiger in Bronstein et al., 1996). K tomu, aby se PN projevila, musí být zničeno minimálně 50% neuronů substantia nigra a množství dopaminu musí být sníženo o 70-80% (Roth et al., 2005).

Existuje řada teorií, proč může k zániku neuronů substantia nigra docházet. Hawkes et al. (2009) uvádí Braakovu teorii, která předpokládá, že určitý virový patogen vstoupí do mozku dvěma cestami. První cestou může být čichové ústrojí, kudy se patogen dostane do temporálního laloku. Druhou cestou poté při spolknutí nosního sekretu, kdy se patogen dostane do trávicího ústrojí, napadne nervus vagus a šíří se cestou mozkového kmene do centrální nervové soustavy až k substantia nigra.

Z etiologie PN nelze vyloučit i genetické faktory. Genetické mutace, které hrají roli při tvoření bílkovin, jako je např. alfasynuclein, hrají významnou roli v degeneraci neuronů v substantia nigra. PN může být způsobena mutací genu právě pro bílkovinu alfasynuclein, u této mutace se uvádí autozomálně dominantní dědičnost. Alfasynuclein je součástí tzv. Lewyho tělísek, jejichž vývoj je typickým znakem PN. Abnormální alfasynuclein, který se v důsledku mutace tvoří, je poté součástí Lewyho tělísek, jejichž přítomnost vede k poruše funkce substantia nigra (Beitz, 2014).

V rámci etiologie PN se hovoří také o oxidačním stresu, jehož důsledkem je porucha metabolismu železa, které poté zůstává ve vysoké koncentraci v substantia nigra (Rektor & Rektorová, 2003). Mezi další faktory se řadí také stres, samotné stárnutí či vystavení vnějším toxinům (Beitz, 2014). Teorie exotoxická se opírá o objev látky MPTP, která se vyskytuje v některých chemických produktech. Tato látka při průniku do mozku poškozuje dopaminergní neurony, a způsobuje tak deficit dopaminu (Roth et al., 2005).

4.2 Výskyt PN

PN je chronické progresivní neurodegenerativní onemocnění. Vyskytuje se především u starších jedinců (Beitz, 2014). V Evropě platí, že PN trpí přibližně každý tisící člověk. PN se nejčastěji projevuje mezi 50.-60. rokem života a postihuje častěji muže (Roth et al., 2005), poměr onemocnění mezi muži a ženami je 1,5:1 (Beitz, 2014). Kobesová in Kolář et al. (2012) uvádí prevalenci PN 1:100 ve věku 60 let. Výskyt nemoci u jedinců mladších 40 let odpovídá zhruba 10% ze všech případů (Roth et al., 2005).

4.3 Symptomy Parkinsonovy choroby

Mezi hlavní motorické symptomy patří hypokineze, rigidita, tremor, poruchy rovnováhy (Brown & Steiger in Bronstein et al., 1996), a dále také poruchy kognitivního, vegetativního systému, či psychické poruchy (Roth et al., 2005).

Uvedené motorické symptomy výrazně ovlivňují chůzi u pacientů s PN. Hypokineze se projevuje celkovým snížením rozsahů pohybu horních i dolních končetin, snížením rychlosti pohybu (bradykineze), kratšími kroky a nedostatečnou výškou kroku. V průběhu chůze lze pozorovat tzv. freezing (zamrznutí), při kterém dochází k úplnému zastavení chůze a k problému s pokračováním pohybu. K zamrznutí dochází často při změně směru, či potřebě projít úzkými dveřmi nebo chodbou, a může se vyskytovat také při zahájení pohybu. Při startu chůze nebo v jejím průběhu lze vidět drobné krůčky, kterými se pacienti snaží vyrovnat se ztrátou rovnováhy a tzv. utíkají za svým těžištěm (Ambler 2006; Brown & Steiger in Bronstein et al., 1996). Poruchy rovnováhy mohou

vést často také k pádům (Brown & Steiger in Bronstein et al., 1996). Rigidita se projevuje odporem, který kladou svaly v celém průběhu pohybu (Roth et al., 2005). Rigidita postihuje převážně flexorové svalové skupiny, a ovlivňuje tak celkové postavení pacientů, kteří při stoji i chůzi zaujímají flekční držení šije, trupu, i horních a dolních končetin (Ambler, 2006; Brown & Steiger in Bronstein et al., 1996). Tremor neboli třes se objevuje na horních končetinách na prstech, a v případě Parkinsonovy choroby se jedná o třes klidový (Pfeiffer, 2007). Rigidita i tremor se zvyrazňují se souhybem druhostranné končetiny a ustupují ve spánku (Roth et al., 2005).

4.3.1 Kinematické parametry chůze u Parkinsonovy choroby

Rigidita, která mj. postihuje i svaly dolních končetin, způsobuje nadměrnou flexi v kyčelních i kolenních kloubech. Změny v rozsahu pohybu jsou patrné i v rámci hlezenního kloubu (Morris et al., 2001 in Pistacchi et al., 2017). Analýzou chůze u jedinců s PN, se zaměřením na rozsahy pohybu v jednotlivých kloubech, se zabývaly následující studie.

Ve studii, prováděné Knutssonem (1972) se výzkumu zúčastnilo 21 probandů ve věku 48-76 let, u kterých nemoc trvala v průměru 8 let. Tři pacienti se nacházeli ve stadiu 2, deset pacientů ve stadiu 3 a osm pacientů ve stadiu 4 dle Hoehnové a Yakra (H&Y). Data byla porovnána se zdravými jedinci z předešlých studií.

V rámci dolní končetiny bylo pozorováno následující. Plná extenze kolenního kloubu na konci stejné fáze a na konci fáze švihové nebyla dosažena, ve fázi středního stoje byla extenze rovněž nižší v porovnání se zdravými jedinci. Flexe kolenního kloubu během švihové fáze byla rovněž snížena. U jedinců s PN dosahovala rozsahu $42^\circ \pm 12^\circ$, což zaostává za hodnotami zdravých jedinců, které se dle Murrayho et al. (1969) blíží až k $70^\circ \pm 8^\circ$. Úhel mezi patou a podložkou v předšvihové fázi byl snížen, rovněž byl nižší i úhel mezi chodidlem a podložkou při iniciálním kontaktu a výsledný kontakt s podložkou byl uskutečňován dopadem přední části chodidla. Nedostatečné zvednutí prstů na konci švihové fáze před počátečním kontaktem přisuzoval Knutsson nedostatečnou extenzi kolenního kloubu, jelikož rozsah dorzální flexe hlezenního kloubu v rámci švihové fáze nebyl snížen. Rozsah plantární flexe hlezenního kloubu v předšvihové fázi byl nižší. U jedinců s PN dosahovala maximální plantární flexe rozsahu $10^\circ \pm 7^\circ$, zatímco u zdravých jedinců se tyto hodnoty pohybovaly okolo $17^\circ \pm 7^\circ$. Plná extenze kyčelního kloubu na konci první poloviny krokového cyklu byla dosažena až na jednu výjimku u všech pacientů, nýbrž rozsah do flexe během švihové fáze byl snížen (Knutsson, 1972).

V další studii se výzkumu účastnilo 44 probandů, tvořících skupinu s PN, a 44 probandů, tvořících kontrolní skupinu. Průměrný věk obou skupin byl 67 let. Do výzkumu byly zařazeni jedinci s PN ve stadiu do 2,5 dle škály H&Y a v době měření se nacházeli v ON fázi. Délka trvání onemocnění se pohybovala okolo pěti let. K měření parametrů byla využita 3D analýza chůze optometrickým systémem. Z kinematických parametrů byla pozorována u jedinců s PN nedostatečná plantární flexe hlezenního kloubu před zahájením švihové fáze, navíc se během celého krokového cyklu nacházel hlezenní kloub v lehké dorzální flexi, a dále byla patrná snížená flexe kolenního kloubu během švihové fáze. Celkový rozsah kyčelního kloubu byl snížen, ale v rámci chůze bylo dosaženo plné extenze, flexe byla snížena přibližně o 5-10° (Pistacchi et al., 2017).

V následující studii bylo do výzkumu zařazeno 15 jedinců s PN a 9 jedinců, tvořících kontrolní skupinu. Průměrný věk obou skupin byl 63 let, trvání PN se pohybovalo v průměru okolo 11 let a pacienti se nacházeli ve stadiu 2-3 dle H&Y. Porovnávaly se úhlové parametry více postižené dolní končetiny s levou dolní končetinou jedinců z kontrolní skupiny. K analýze se využívalo systému MX Vicon. V rámci kinematických parametrů se nejvýraznější rozdíly nacházely v hlezenním kloubu. Snížená plantární flexe u jedinců s PN se objevila v předšvihové fázi, kdy dosahovala rozsahu $5,49^\circ \pm 4,51$, a také na počátku fáze švihové, kdy rozsah odpovídal $7,74^\circ \pm 4,54$. U kontrolní skupiny se tyto hodnoty pohybovaly v rozsahu $11,69^\circ \pm 5,19$, resp. $13,32^\circ \pm 4,65$. Rozsahy v jiných kloubech nevykazovaly statisticky významné rozdíly mezi skupinami, ale celkové rozsahy v kloubech u jedinců s PN byly vždy o něco nižší než u kontrolní skupiny. V kolenním kloubu byla nižší flexe během švihové fáze i extenze během fáze stojné, rozdíl se pohyboval okolo 3°. Flexe v kyčelním kloubu při počátečním kontaktu a během švihové fáze byla nižší přibližně o 4°, extenze na konci stojné fáze byla nižší přibližně o 2° (Sofuwa et al., 2005).

Lewis et al. (2000) se v části své studie rovněž zabývali rozsahy v kloubech během chůze u osob s PN. K analýze kinematických parametrů bylo vybráno 11 parkinsoniků a 11 zdravých jedinců, tvořících kontrolní skupinu. Průměrný věk obou skupin byl přibližně 70 let, průměrné stadium nemoci pacientů s PN bylo 2,8 dle H&Y s průměrnou délkou trvání nemoci 9 let. Z výsledků analýzy chůze byla v hlezenním kloubu pozorována nižší dorzální flexe při dopadu paty a nižší plantární flexe v předšvihové fázi. U kolenního kloubu se během stojné fáze vyskytovala nižší extenze a během švihové fáze nedosáhl kolenní kloub maximální flexe. U většiny pacientů byla

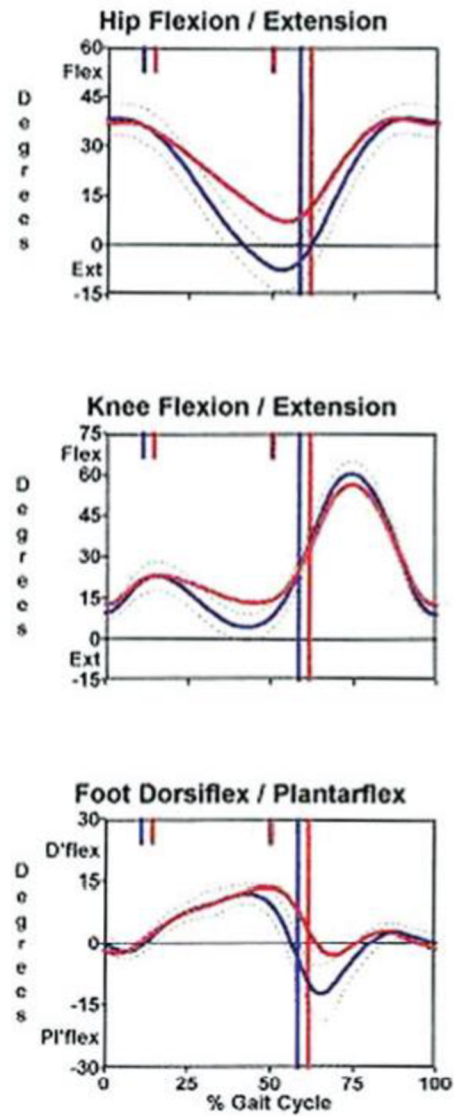
také pozorována snížená extenze kyčelního kloubu ve fázi středního stoje (Lewis et al., 2000).

Další studie autorů Morris et al. (1999) zahrnovala analýzu chůze u jedné ženy ve věku 71 let s diagnostikovanou PN, trvající 20 let. K analýze bylo využito systému MX Vicon. Měření parametrů chůze probíhalo v ON i OFF fázi z hlediska působení léků. Při analýze chůze v OFF fázi, byla patrná snížená extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi, kdy zůstával kloub v 10° flexi. Kolenní kloub nedosáhl během stojné fáze plné extenze a zůstával v 16° flexi. Maximální flexe v hlezenním kloubu před odlepením chodidla z podložky byla rovněž snížena, dosahující rozsahu pouze 6°. V ON fázi došlo k dosažení extenze 0° v rámci kloubu kyčelního. Data byla srovnávána s rozsahy v kloubech u zdravých jedinců v průměrném věku 79 let.

Morris et al. (2005) navázali i další studií, ve které se výzkumu účastnilo dvanáct jedinců s PN a dvanáct jedinců, tvořících kontrolní skupinu. Průměrný věk obou skupin byl 66 let. K analýze byl využit systém MX Vicon. Měření probíhalo opět v OFF i ON fázi. V OFF fázi byl výrazný rozdíl v celkovém rozsahu v kloubech patrný u kyčelního, kolenního i hlezenního kloubu. Celkový rozsah kyčelního kloubu u jedinců s PN byl 33°, zatímco u kontrolní skupiny dosahoval 48°, hlavní rozdíl byl v rozsahu extenze během stojné fáze (kyčelní kloub zůstával v rozsahu přibližně 10° flexe). Celkový rozsah kolenního kloubu byl 48° u parkinsoniků a 58° u kontrolní skupiny, největší rozdíl byl v rozsahu extenze během stojné fáze (kolenní kloub zůstával v 15° flexi), rozdíl v maximální flexi v rámci fáze švihové nebyl tak výrazný. V hlezenním kloubu byl celkový rozsah 19° u parkinsoniků a 24° u kontrolní skupiny, rozdíl byl především v rozsahu plantární flexe v předšvihové fázi, který byl přibližně jen 5°. Při měření v ON fázi došlo k řadě zlepšení. Celkový rozsah kyčelního kloubu se zvýšil na 41,5° a ve fázi středního stoje bylo dosaženo extenze 0°. Rozsah kolenního kloubu se zvýšil na 54°, kdy se lehce zvýšila extenze během stojné fáze i flexe během fáze švihové, a co se týká kloubu hlezenního, celkový rozsah se zvýšil pouze na 20° z důvodu mírného zvýšení plantární flexe v předšvihové fázi. V rámci ON fáze byly však stále u jedinců s PN rozsahy kloubů nižší než u kontrolní skupiny (viz Obrázek 4, p. 33).

Z uvedených studií vyplývají určité změny rozsahů v jednotlivých kloubech, které se vyskytují velmi často u pacientů s PN. Co se týká kyčelního kloubu, celkový rozsah pohybu bývá snížen (Pistacchi et al., 2017; Morris, 2005). Snížený rozsah se může projevit ve stojné fázi, kdy kyčelní kloub nedojde do plné extenze, dokonce může zůstat v lehké flexi. Ukázalo se, že rozsah extenze ve stojné fázi je ovlivněn medikací.

V ON fázi se kyčelní kloub přiblížil neutrální pozici (Sofuwa et al., 2005; Lewis et al., 2000; Morris et al., 1999; Morris et al., 2005). Snížená extenze v průběhu stojné fáze se nepotvrdila ve dvou studiích, ve kterých se naopak na sníženém rozsahu pohybu v kyčelním kloubu podílela nedostatečná flexe v průběhu švihové fáze (Knutsson, 1972; Pistacchi et al., 2017). Co se týká kolenního kloubu, vyskytuje se ve všech uvedených studiích nedostatečná extenze během stojné fáze (Knutsson, 1972; Pistacchi et al., 2017; Sofuwa et al., 2005; Lewis et al., 2000). Morris et al., (1999) a Morris et al. (2005) navíc udávají, že kolenní kloub zůstával stále přibližně v 15° flexi. Kromě snížené extenze během stojné fáze se v řadě studií objevuje i snížená flexe během fáze švihové (Knutsson, 1972; Pistacchi et al., 2017; Sofuwa et al., 2005; Lewis et al., 2000). V hlezenním kloubu se jako nejvýraznější rozdíl ukazuje snížená plantární flexe v předšvihové fázi, tato flexe se pohybuje v rozsahu okolo 5-7° (Knutsson, 1972; Pistacchi et al., 2017; Sofuwa et al., 2005; Lewis et al., 2000; Morris et al., 1999; Morris et al., 2005). Navíc se v některých studiích ukázala nedostatečná dorzální flexe při počátečním kontaktu s výsledným dopadem chodidla na předonoží (Knutsson, 1972; Lewis et al., 2000).



Obrázek 4. Rozdíl jednotlivých úhlů v kloubech mezi zdravými jedinci (modrá) a jedinci s PN (červená) (Morris et al., 2005, p. 45).

5 Cíle práce a hypotézy

5.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnotit test-retest opakovatelnost úhlových charakteristik chůze, měřených systémem RehaGait, u pacientů s Parkinsonovou nemocí a u kontrolní skupiny.

5.2 Dílčí cíle

Dílčím cílem této diplomové práce je zhodnotit rozdíly mezi úhlovými charakteristikami chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí a u kontrolní skupiny, a jaké jsou rozdíly mezi jednotlivými měřeními chůze.

Mezi sledované úhlové charakteristiky patří: maximální dorzální a plantární flexe v hlezenním kloubu, maximální flexe a extenze v kolenním kloubu, maximální flexe a extenze v kyčelním kloubu, úhel mezi chodidlem a podložkou při fázi počátečního kontaktu (Heel-strike), úhel mezi chodidlem a podložkou v předšvihové fázi (Toe-off).

5.3 Výzkumné hypotézy

H₀₁ - Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

H₀₂ - Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi pokusy chůze, naměřených s hodinovým odstupem, u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

H₀₃ - Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními chůze u kontrolní skupiny.

H₀₄ - Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi pokusy chůze, naměřených s hodinovým odstupem, u kontrolní skupiny.

5.4 Výzkumné otázky

V₀₁ - Jaká je test-retest opakovatelnost měření vybraných úhlových parametrů chůze systémem RehaGait u pacientů s Parkinsonovou nemocí a u kontrolní skupiny?

V₀₂ – Jak se liší vybrané úhlové parametry chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí v porovnání s probandy, tvořící kontrolní skupinu?

6 Metodika

Zadání diplomové práce bylo schváleno v dubnu 2019. Počáteční měření bylo realizováno Mgr. Dagmar Navrátilovou, která se ve své diplomové práci zabývala hodnocením časoprostorových charakteristik chůze pomocí systému RehaGait. Data probandů, u kterých byly vyhovujícím způsobem naměřeny i úhlové charakteristiky, byly použity i v rámci této diplomové práce, a po schválení návrhu tématu práce Etickou komisí FTK UP (viz Příloha 2), bylo zahájeno měření dalších probandů pro kompletní výzkumný soubor.

6.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro měření bylo vybráno 19 jedinců s Parkinsonovou nemocí a 20 jedinců, tvořících kontrolní skupinu. Měření probíhalo přístrojem RehaGait Analyzer Pro, částečně v areálu FTK UP, a po vypůjčení přístroje částečně i v domácím prostředí, z důvodu omezení přístupu studentů do areálu FTK UP s ohledem na epidemiologickou situaci.

Kritéria pro zařazení do skupiny jedinců s Parkinsonovou nemocí:

- potvrzená diagnóza Parkinsonovy nemoci ve stadiu 1-3 dle škály Hoehnové a Yahra
- stabilní stav
- věk 46 a více let
- schopnost ujít samostatně nejméně 15 metrů (bez nebo s využitím kompenzačních pomůcek)
- orientace osobou, místem a časem a schopnost porozumění a následování pokynů fyzioterapeuta
- podepsání Informovaného souhlasu (viz Příloha 3)

Kritéria pro vyřazení z výzkumu jedinců s Parkinsonovou nemocí:

- vysoká disabilita
- jiná neurodegenerativní a dekompenzovaná onemocnění
- operace a závažná zranění dolních končetin v posledním roce

- neschopnost spolupráce
- nepodepsání Informovaného souhlasu

Kritéria pro zařazení do kontrolní skupiny:

- žádná neurodegenerativní onemocnění
- věk 46 a více let
- žádné operace a závažná zranění dolních končetin v posledním roce
- schopnost ujít samostatně alespoň 15 metrů
- orientace osobou, místem a časem a schopnost porozumění a následování pokynů fyzioterapeuta
- podepsání Informovaného souhlasu

Kritéria pro vyřazení z výzkumu kontrolní skupiny odpovídala nesplnění některého z kritérií pro zařazení.

Skupinu probandů s diagnostikovanou PN tvořilo 19 jedinců, z toho 8 žen a 11 mužů. Jedna žena byla do výzkumu zařazena dvakrát, jelikož mezi prvotním měřením v roce 2019 a druhým měřením, provedeným 2021, podstoupila hlubokou mozkovou stimulaci a výsledná data tedy byla rozdílná. Počet provedených analýz chůze u skupiny jedinců s PN tak odpovídal hodnotě 20, čímž byl dosažen stejný počet analyzovaných probandů jako u kontrolní skupiny.

Probandi se nacházeli ve stadiu 1-3 dle škály H&Y. Všichni jedinci dokončili všechna měření. Průměrný věk jedinců s PN byl $68,6 \pm 10,37$ let. Nejnižší věk byl 46 let, nejstarší jedinec měl 81 let. Průměrná délka onemocnění byla $7,6 \pm 3,69$ let. Nejkratší doba diagnostikované PN byla 2 roky, nejdelší 17 let. Všichni jedinci užívali pravidelně farmaka. Hlubokou mozkovou stimulaci podstoupili 3 probandi. U 8 jedinců se v posledních třech měsících vyskytl jeden či více pádů.

Bez pomůcek bylo schopno ujít danou vzdálenost 13 probandů. 1 proband využíval dvě francouzské hole, 1 proband dvě trekové hole, 2 probandi jednu trekovou hůl, 2 probandi jednu francouzskou hůl a 1 proband jednu vycházkovou holi.

Kontrolní skupinu tvořilo 20 jedinců, z toho 15 žen a 5 mužů. Průměrný věk kontrolní skupiny byl $65,05 \pm 10,19$ let. Nejnižší věk byl 48 let a nejstarší jedinec měl 82

let. Všichni jedinci byli schopni ujít vzdálenost bez pomůcek. Žádný z probandů netrpěl závažným onemocněním.

6.2 Průběh měření

Před samotným zahájením byli účastníci seznámeni s účelem výzkumu a s jeho samotným průběhem. Účastníci měření poté podepsali Informovaný souhlas a následně byla odebrána základní anamnéza a informace, potřebné k posouzení toho, zda mohou být zařazeni do výzkumu (viz Příloha 4). Poté byly probandům nasazeny senzory přístroje RehaGait verze Analyzer Pro podle manuálu přiloženého k přístroji (viz Obrázek 5).



Obrázek 5. Umístění senzorů přístroje RehaGait – pohled zepředu, z boku a zezadu (Archiv Autora, 2021)

Po kontrole správného nasazení a pevného upevnění senzorů byla provedena kalibrace. Kalibrace byla provedena dvojím způsobem. Při první kalibraci měli jedinci za úkol stát v klidu po dobu 10 sekund. Následná kalibrace byla provedena v sedu na židli tak, aby byly zachovány úhly 90° v hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu, trup byl napřímen a horní končetiny se přidržovaly opěradla židle. Probandi následně provedli záklon trupu se zvednutím jedné dolní končetiny tak, aby byly zachovány výchozí pravé

úhly, poté záklon zopakovali se zvednutím druhé dolní končetiny. V manuálu přístroje byla uvedena ještě jedna možnost kalibrace, prováděna se záklonem ve stoji, ta však nebyla prováděna z důvodu bezpečnosti účastníků s PN. Po úspěšné kalibraci bylo zahájeno vlastní měření. Probandi se prošli třikrát za sebou po rovné chodbě bez překážek, dlouhé přibližně 15 m, aby bylo dosaženo dostatečného množství kroků k vyhodnocení všech dat. Chůze byla zahájena na pokyn terapeuta, který šel po celou dobu za probandem a kladl důraz na bezpečnost celého měření. Tempo účastníků nebylo nijak ovlivňováno. Jedinci dostali pokyn „Jděte rychlostí chůze, která je pro vás běžná“. Po ujití potřebné vzdálenosti byla chůze ukončena, opět na pokyn terapeuta. Po naměření třech pokusů byly probandům sundány senzory a následovala hodinová pauza, ve které nedošlo k žádné terapeutické intervenci. Po hodinové pauze byla provedena stejným způsobem nová kalibrace, následně se provedlo měření chůze stejným způsobem, opět třikrát po sobě. Jedinci s PN mohli v průběhu chůze používat veškeré potřebné kompenzační pomůcky.

6.3 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat bylo provedeno Mgr. Lucií Bizovskou, Ph.D., v programu Statistica. Pro rozhodnutí o hypotézách H_{01} a H_{03} byly porovnány tři bezprostředně následující pokusy mezi sebou. K vyhodnocení a nalezení rozdílů mezi konkrétními pokusy bylo využito Wilcoxonova párového testu. Pro rozhodnutí o hypotézách H_{02} a H_{04} byly porovnány průměry prvních tří a následujících tří pokusů, naměřených s odstupem jedné hodiny. K vyhodnocení bylo využito opět Wilcoxonova párového testu. Jako statisticky významná hladina byla stanovena hodnota $p < 0,05$.

Pro zodpovězení výzkumné otázky V_{01} , hodnocení test-retest opakovatelnosti, byl použit Spearmanův korelační koeficient pro neparametrická data. Porovnávaly se průměry prvních tří pokusů a následujících tří pokusů, měřených s odstupem jedné hodiny.

K zodpovězení výzkumné otázky V_{02} , tedy k porovnání úhlových parametrů mezi oběma výzkumnými soubory bylo využito Mann-Whitneyova testu pro neparametrická data. Mezi skupinami byly vždy porovnávány průměry prvních tří pokusů a průměry následujících tří pokusů, měřených s hodinovým odstupem. Jako statisticky významná hladina byla stanovena hodnota $p < 0,05$.

7 Výsledky

7.1 Hypotéza H₀₁

Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními chůze u probandů s Parkinsonovou nemocí.

Pomocí Wilcoxonova párového testu (při stanovení statisticky významné hladiny $p < 0,05$) byly zjištěny u jedinců s PN statisticky významné rozdíly v max. PF v levém hlezenním kloubu (mezi pokusy 1 a 2, a mezi pokusy 1 a 3), v max. PF pravého hlezenního kloubu (mezi pokusy 1 a 3, a mezi pokusy 5 a 6), v max. DF v levém hlezenním kloubu (mezi pokusy 4 a 6, a mezi pokusy 5 a 6), v max. EXT levého kyčelního kloubu (mezi pokusy 1 a 2, a mezi pokusy 1 a 3), v max. EXT pravého kyčelního kloubu (mezi pokusy 1 a 3, pokusy 2 a 3, a mezi pokusy 4 a 6), v max. FLX pravého kyčelního kloubu (mezi pokusy 2 a 3), v úhlu Heel-strike PDK (mezi pokusy 1 a 2), v úhlu Toe-off LDK (mezi pokusy 1 a 2, pokusy 1 a 3, a mezi pokusy 4 a 6) a v úhlu Toe-off PDK (mezi pokusy 1 a 3). Porovnávány byly vždy dva pokusy ze třech po sobě následujících, tedy došlo k porovnání pokusů 1,2,3 mezi sebou a pokusů 4,5,6 mezi sebou. Kompletní porovnání úhlových parametrů chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními je uvedeno v Příloze 5.

Tabulka 1. Porovnání úhlových parametrů chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními Wilcoxonovým párovým testem u jedinců s Parkinsonovou nemocí – vybrané úhlové parametry se statisticky významným rozdílem (n=20)

	Parametr 1	Parametr 2	p-value
Max. PF – L hlezno 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	9,79 \pm 4,69	10,23 \pm 5,11	0,033
Max. EXT – L KYK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	5,8 \pm 3,16	6,55 \pm 3,98	0,023
Max. PF – L hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	9,79 \pm 4,69	10,42 \pm 4,55	0,019
Max. PF – R hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	9,54 \pm 5,73	10,23 \pm 5,1	0,048
Max. EXT – L KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	5,8 \pm 3,16	6,63 \pm 3,86	0,035
Max. EXT – R KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	4,86 \pm 3,29	5,97 \pm 4,51	0,025
Max. FLX – R KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	30,65 \pm 6,43	29,7 \pm 6,78	0,005
Max. EXT – R KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	5,07 \pm 3,43	5,97 \pm 4,51	0,016
Max. DF – L hlezno 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	13,45 \pm 4,75	12,85 \pm 4,73	0,040
Max. EXT – R KYK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	5,76 \pm 3,94	6,4 \pm 5,15	0,048
Max. DF – L hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	13,43 \pm 4,68	12,85 \pm 4,73	0,023
Max. PF – R hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	10,48 \pm 5,81	11,3 \pm 6,31	0,003
Heel strike – PDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	19,64 \pm 6,3	20,27 \pm 6,41	0,029
Toe off – LDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	47,94 \pm 10,03	49,27 \pm 10,11	0,007
Toe off – LDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	47,94 \pm 10,03	49,46 \pm 10,72	0,028
Toe off – PDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	47,21 \pm 9,7	48,9 \pm 10,34	0,012
Toe off – LDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	49,63 \pm 10,01	50,7 \pm 10,55	0,012

Vysvětlivky: 1,2,3,4,5,6 – číslo měření, PF – plantární flexe, DF – dorzální flexe, FLX – flexe, EXT – extenze, KYK – kyčelní kloub, L – levý, R – pravý, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Parametr 1 – rozsah pohybu prvního srovnávaného parametru, Parametr 2 – rozsah pohybu druhého srovnávaného parametru, SD – směrodatná odchylka, p-value – statisticky významná hladina

V případě hypotézy H_{01} byly zjištěny statisticky významné rozdíly v 17 případech, což z celkového počtu porovnaných měření (96) odpovídá 17,7 %. Ve zbylých 82,3 % případech se jednotlivá, po sobě následující měření od sebe statisticky významně neliší. Z uvedených výsledků lze hypotézu H_{01} zamítnout. Statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými měřeními však nebyly klinicky významné a většina se pohybovala okolo 1° . Nejvyšší rozdíl mezi dvěma měřeními byl $1,52^{\circ}$ (Toe-off – LDK 1 a 3).

7.2 Hypotéza H_{02}

Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi pokusy chůze, naměřených s hodinovým odstupem, u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

Pomocí Wilcoxonova párového testu (při stanovení statisticky významné hladiny $p < 0,05$) byl u jedinců s PN, při porovnání průměrů prvních tří měření s průměry druhých tří měření, naměřených s odstupem jedné hodiny, nalezen statisticky významný rozdíl pouze v jednom případě. Tento rozdíl se objevil v rámci měření úhlu Toe-off u PDK ($48,02 \pm 9,69^\circ$ vs $49,94 \pm 9,3$, $p=0,028$). Při porovnání průměrných hodnot je však rozdíl mezi oběma hodnotami $1,92^\circ$, což je klinicky nevýznamné. Kompletní porovnání průměrů měření mezi oběma skupinami je uvedeno v Příloze 6.

Statisticky významný rozdíl se našel pouze u jednoho případu z celkových 16 porovnání, což odpovídá 6,25%. Hypotézu H_{02} tak nelze zamítnout.

7.3 Hypotéza H_{03}

Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními chůze u kontrolní skupiny.

Pomocí Wilcoxonova párového testu (při stanovení statisticky významné hladiny $p < 0,05$) byly zjištěny u jedinců z kontrolní skupiny statisticky významné rozdíly v max. PF v levém i pravém hlezenním kloubu (mezi pokusy 2 a 3), v max. FLX v levém kyčelním kloubu (mezi pokusy 4 a 5), v úhlu Heel-strike pravé dolní končetiny (mezi pokusy 1 a 2, a mezi pokusy 4 a 6) a v úhlu Heel-strike levé dolní končetiny (mezi pokusy 5 a 6). Porovnávány byly vždy dva pokusy ze třech po sobě následujících, tedy došlo k porovnání pokusů 1,2,3 mezi sebou a pokusů 4,5,6 mezi sebou. Kompletní porovnání úhlových parametrů chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními je uvedeno v Příloze 7.

Tabulka 2. Porovnání úhlových parametrů chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními Wilcoxonovým párovým testem u jedinců z kontrolní skupiny – vybrané úhlové parametry se statisticky významným rozdílem (n=20)

	Parametr 1	Parametr 2	p-value
Max PF – L hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,99 \pm 6,46	14,42 \pm 6,17	0,033
Max PF – R hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,14 \pm 4,59	13,90 \pm 5	0,033
Max FLX – L KYK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	34,02 \pm 5,34	35,37 \pm 4,64	0,030
Heel strike – PDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	25,44 \pm 6,41	26,19 \pm 6,67	0,019
Heel strike – PDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	25,86 \pm 6,73	26,61 \pm 6,45	0,046
Heel strike – LDK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	23,92 \pm 6,01	24,85 \pm 6,43	0,037

Vysvětlivky: 1,2,3,4,5,6 – číslo měření, PF – plantární flexe, FLX – flexe, KYK – kyčelní kloub, L – levý, R – pravý, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Parametr 1 – rozsah pohybu prvního srovnávaného parametru, Parametr 2 – rozsah pohybu druhého srovnávaného parametru, SD – směrodatná odchylka, p - value – statisticky významná hladina

V případě hypotézy **H₀₃** byly zjištěny statisticky významné rozdíly v 6 případech, což z celkového počtu porovnaných měření (96) odpovídá 6,25 %. Ve zbylých 93,75 % případech se jednotlivá, po sobě následující měření, od sebe statisticky významně neliší. Z výsledných dat vyplývá, že hypotézu **H₀₃** nelze zamítnout. Statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými měřeními však nebyly klinicky významné a většina se pohybovala okolo 1°. Nejvyšší rozdíl mezi dvěma měřeními byl 1,35° (Max FLX – L KYK 4 a 5).

7.4 Hypotéza **H₀₄**

Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi pokusy chůze, naměřených s hodinovým odstupem, u kontrolní skupiny.

Pomocí Wilcoxonova párového testu (při stanovení statisticky významné hladiny $p < 0,05$) byl u jedinců při porovnání průměrů prvních tří měření s průměry druhých tří měření, naměřených s hodinovým odstupem, nalezen statisticky významný rozdíl pouze v jednom případě. Tento rozdíl se objevil v rámci měření úhlu Toe-off u LDK ($56,8 \pm 10^{\circ}$ vs $58,06 \pm 10,96^{\circ}$, $p=0,023$). Při porovnání průměrných hodnot je však rozdíl mezi oběma hodnotami 1,26°, což je klinicky nevýznamné. Kompletní porovnání průměrů měření mezi oběma skupinami je uvedeno v Příloze 8.

Statisticky významný rozdíl se našel u jednoho případu z celkových 16 porovnání, což odpovídá 6,25%. Hypotézu H_{04} tak nelze zamítnout.

7.5 Výzkumná otázka V_{01}

Jaká je test-retest opakovatelnost měření vybraných úhlových parametrů chůze systémem RehaGait u pacientů s Parkinsonovou nemocí a u kontrolní skupiny?

Průměry prvních tří měření (1-3) a následných tří měření (4-6) s odstupem jedné hodiny byly porovnány pomocí Spearmanova korelačního koeficientu r pro neparametrická data. Téměř nulový korelační koeficient byl naměřen pro max. EXT v kolenních kloubech, jak u skupiny s PN, tak u skupiny kontrolní. Nejvyšší míra reliability byla naměřena u úhlu Toe-off pravé dolní končetiny u jedinců s PN (0,95) a levé dolní končetiny u kontrolní skupiny (0,97). Míra reliability u jedinců s Parkinsonovou nemocí nabývala hodnot -0,07 – 0,95. Míra reliability u kontrolní skupiny nabývala hodnot -0,24 – 0,97.

U jedinců s Parkinsonovou nemocí byla reliability hodnocena jako vysoká v případě max. DF pravého i levého hlezenního kloubu, max. FLX levého kolenního kloubu a úhlu Toe-off pravé dolní končetiny. Dobrou reliability vykazovala max. PF pravého i levého hlezenního kloubu, max. FLX pravého kolenního kloubu, max. FLX levého kyčelního kloubu, Heel-strike pravé dolní končetiny a Toe-off levé dolní končetiny. Reliability nízká byla u max. EXT levého kyčelního kloubu. Reliability nedostatečná se prokázala u max. EXT v pravém i levém kolenním kloubu, u max. FLX v pravém kloubu kyčelním a u Heel-strike levé dolní končetiny.

V rámci kontrolní skupiny byla reliability hodnocena jako vysoká u max. DF pravého i levého hlezenního kloubu, max. PF v levém hlezenním kloubu, max. FLX v pravém kolenním kloubu, max. EXT v pravém i levém kyčelním kloubu a u úhlu Toe-off pravé i levé dolní končetiny. Dobrou reliability vykazovala max. PF v pravém hlezenním kloubu, max. FLX v levém kolenním kloubu, max. FLX v pravém kyčelním kloubu a úhel Heel-strike u pravé i levé dolní končetiny. Nízká reliability byla v případě max. FLX v levém kyčelním kloubu. Reliability nedostatečná se prokázala u max. EXT v pravém i levém kolenním kloubu. Míra reliability byla hodnocena podle Měkoty a Blahuše (1983) (viz Příloha 9). Kompletní výsledky test-retest opakovatelnosti u obou skupin jsou uvedeny v Tabulce 3, p. 45.

Tabulka 3. Spearmanův korelační koeficient r pro průměry tří po sobě následujících měření vybraných úhlových charakteristik chůze u jedinců s Parkinsonovou nemocí a u jedinců z kontrolní skupiny

Průměr měření 1-3 a 4-6	Spearmanův korelační koeficient r	
	PN (n=20)	KS (n=20)
Max. DF – L hlezno 1-3 vs. 4-6	0,92	0,96
Max. DF – R hlezno 1-3 vs. 4-6	0,91	0,91
Max. PF – L hlezno 1-3 vs. 4-6	0,82	0,90
Max. PF – R hlezno 1-3 vs. 4-6	0,89	0,82
Max. FLX – L KOK 1-3 vs. 4-6	0,90	0,80
Max. FLX – R KOK 1-3 vs. 4-6	0,87	0,92
Max. EXT – L KOK 1-3 vs. 4-6	0,03	0,19
Max. EXT – R KOK 1-3 vs. 4-6	-0,07	-0,24
Max. FLX – L KYK 1-3 vs. 4-6	0,87	0,70
Max. FLX – R KYK 1-3 vs. 4-6	0,55	0,84
Max. EXT – L KYK 1-3 vs. 4-6	0,76	0,90
Max. EXT – R KYK 1-3 vs. 4-6	0,85	0,91
Heel-strike – LDK 1-3 vs. 4-6	0,68	0,88
Heel- strike – PDK 1-3 vs. 4-6	0,83	0,84
Toe-off – LDK 1-3 vs. 4-6	0,87	0,97
Toe-off – PDK 1-3 vs. 4-6	0,95	0,92

Vysvětlivky: 1-3 – průměr měření 1-3, 4-6 – průměr měření 4-6, *DF* – dorzální flexe, *PF* – plantární flexe, *FLX* – flexe, *EXT* – extenze, *L* – levý, *R* – pravý, *KOK* – kolenní kloub, *KYK* – kyčelní kloub, *LDK* – levá dolní končetina, *PDK* – pravá dolní končetina, *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina

7.6 Výzkumná otázka V₀₂

Jak se liší vybrané úhlové parametry chůze pacientů s Parkinsonovou nemocí v porovnání s probandy, tvořící kontrolní skupinu?

K vyhodnocení bylo využito Mann-Whitneyova testu pro neparametrická data. Při stanovení statisticky významné hladiny $p < 0,05$ vyšly při hodnocení úhlových parametrů statisticky významné rozdíly mezi skupinami v rámci prvních třech měření (1-3) v max. PF v obou hlezenních kloubech, v max. FLX i EXT v obou kloubech kyčelních a v úhlu Heel strike i Toe off pro obě dolní končetiny. V rámci následujících třech měření (4-6) se ukázal statisticky významný rozdíl v max. PF v pravém hlezenním kloubu, v max. FLX i EXT obou kloubů kyčelních, v úhlu Heel-strike pravé dolní končetiny a úhlu Toe-off obou dolních končetin.

Rozsah max. FLX v levém hlezenním kloubu a úhel Heel-strike levé dolní končetiny u měření (4-6) byl u kontrolní skupiny rovněž vyšší, ale rozdíl nebyl statisticky významný. Minimální rozdíly byly patrné u max. DF v hlezenních kloubech a max. FLX v kloubech kolenních. Téměř žádný rozdíl nebyl patrný u max. EXT v kolenním kloubu. Kompletní porovnání jednotlivých úhlových charakteristik mezi oběma skupinami je uvedeno v Příloze 10.

Tabulka 4. Porovnání statisticky významných rozdílů mezi úhlovými parametry chůze u jedinců s Parkinsonovou nemocí a u jedinců z kontrolní skupiny

	PN (n=20)	KS (n=20)	p-value
Max. PF - L hlezno 1-3 ($^{\circ} \pm$ SD)	10,15 \pm 4,7	14,32 \pm 6,32	0,032
Max. PF - P hlezno 1-3 ($^{\circ} \pm$ SD)	9,83 \pm 5,43	13,58 \pm 4,86	0,007
Max. FLX – L KYK 1-3 ($^{\circ} \pm$ SD)	29,62 \pm 5,98	34,31 \pm 3,97	0,006
Max. FLX – P KYK 1-3 ($^{\circ} \pm$ SD)	30,08 \pm 6,38	36,51 \pm 5,39	0,002
Max. EXT – L KYK 1-3 ($^{\circ} \pm$ SD)	6,33 \pm 3,57	10,47 \pm 4,78	0,006
Max. EXT – P KYK 1-3 ($^{\circ} \pm$ SD)	5,3 \pm 3,64	9,77 \pm 4,71	0,003
Max. PF – P hlezno 4-6 ($^{\circ} \pm$ SD)	10,86 \pm 6,17	14,57 \pm 5,9	0,036
Max. FLX – L KYK 4-6 ($^{\circ} \pm$ SD)	30,98 \pm 7,7	34,93 \pm 4,57	0,047
Max. FLX – P KYK 4-6 ($^{\circ} \pm$ SD)	30,59 \pm 7,06	36,89 \pm 6,14	0,008
Max. EXT – L KYK 4-6 ($^{\circ} \pm$ SD)	7,27 \pm 4,37	10,71 \pm 5,32	0,047
Max. EXT – P KYK 4-6 ($^{\circ} \pm$ SD)	6,06 \pm 4,38	9,86 \pm 5,33	0,017

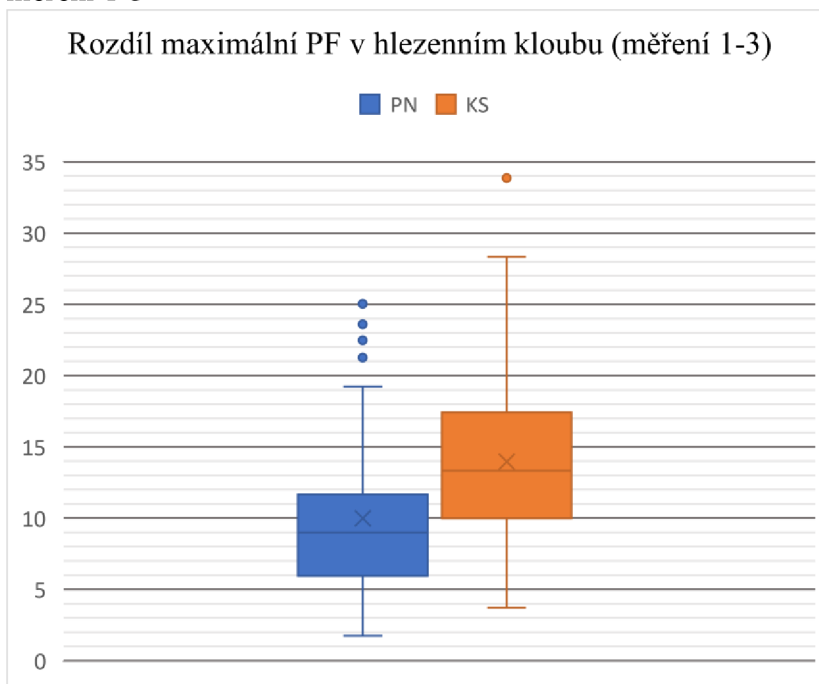
Heel-strike – LDK 1-3 ($^{\circ} \pm SD$)	19,24 \pm 5,61	23,81 \pm 6,69	0,006
Heel-strike – PDK 1-3 ($^{\circ} \pm SD$)	19,85 \pm 6,32	25,84 \pm 6,52	0,002
Toe-off – LDK 1-3 ($^{\circ} \pm SD$)	48,89 \pm 10,2	56,8 \pm 11	0,012
Toe-off – PDK 1-3 ($^{\circ} \pm SD$)	48,02 \pm 9,69	55,74 \pm 10,3	0,012
Heel-strike – PDK 4-6 ($^{\circ} \pm SD$)	21,41 \pm 7,94	26,08 \pm 6,57	0,043
Toe-off – LDK 4-6 ($^{\circ} \pm SD$)	50,24 \pm 10,3	58,06 \pm 10,96	0,03
Toe off – PDK 4-6 ($^{\circ} \pm SD$)	49,94 \pm 9,3	56,62 \pm 11,38	0,038

Vysvětlivky: 1-3 – průměr měření 1-3, 4-6 – průměr měření 4-6, *PF* – plantární flexe, *FLX* – flexe, *EXT* – extenze, *KYK* – kyčelní kloub, *L* – levý, *R* – pravý, *LDK* – levá dolní končetina, *PDK* – pravá dolní končetina, *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina, *p-value* – hladina statistické významnosti, *SD* – směrodatná odchylka

I přesto, že Tabulka 4 neukazuje statisticky významné rozdíly v rámci *PF* levého hlezenního kloubu (pro měření 4-6) a úhlu Heel-strike levé dolní končetiny (pro měření 4-6), vyskytoval se i u těchto úhlů mezi skupinami rozdíl (viz Příloha 10). Dá se tedy říci, že hlavní rozdíly se vyskytují v *PF* hlezenního kloubu, *FLX* a *EXT* kyčelního kloubu, úhlu Heel-strike a úhlu Toe-off. Rozdíly jsou vždy u obou dolních končetin. V následujících krabicových grafech jsou znázorněny rozsahy těchto úhlových parametrů a jejich srovnání mezi jedinci s Parkinsonovou nemocí (*PN*) a jedinci z kontrolní skupiny (*KS*). V grafech již není rozlišována pravá a levá končetina. Z grafů je možné odečíst hodnotu mediánu a hodnoty dolního a horního kvartilu.

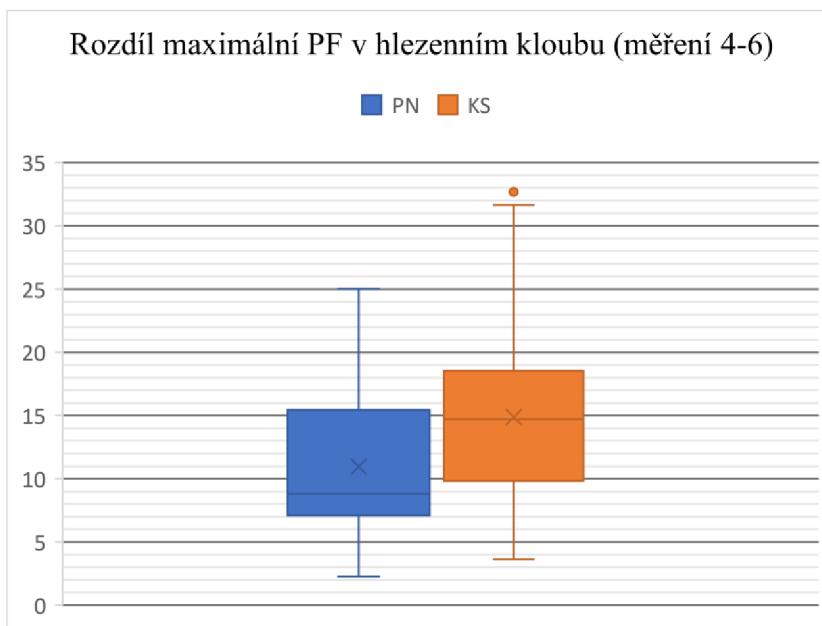
Zajímavé je také porovnání prvních tří pokusů (měření 1-3) s pokusy, které byly měřeny s hodinovým odstupem (měření 4-6). U obou skupin je při měřeních 4-6 viditelné zvýšení hodnot jednotlivých úhlů. Rozdíly v mediánu jednotlivých úhlů mezi měřeními jsou uvedeny v Tabulce 5 (p. 53). Zvýšení mediánu není patrné pouze u max. *PF* v hlezenním kloubu, kde je však při porovnání Grafu 1 a Grafu 2 (p. 48) vidět zvýšení v rámci horního kvartilu, tudíž lze i v tomto případě říci, že se rozsah pohybu v kloubu zvýšil. Důvod, proč došlo ke zvýšení rozsahu pohybu v rámci měření 4-6 bude rozebrán v kapitole Diskuze.

Graf 1. Porovnání maximální PF v hlezenním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3



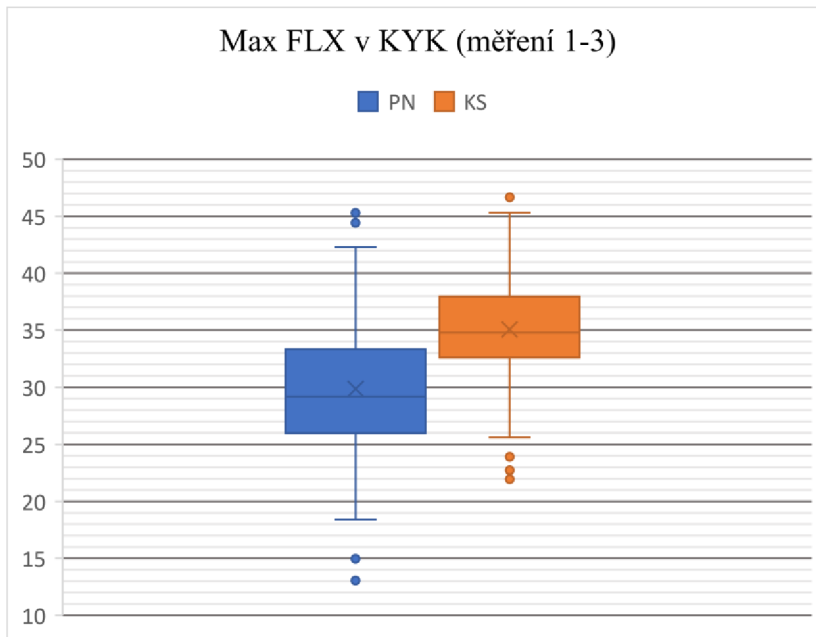
Vysvětlivky: PF – plantární flexe, PN – jedinci s Parkinsonovou nemocí, KS – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Graf 2. Porovnání maximální PF v hlezenním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6



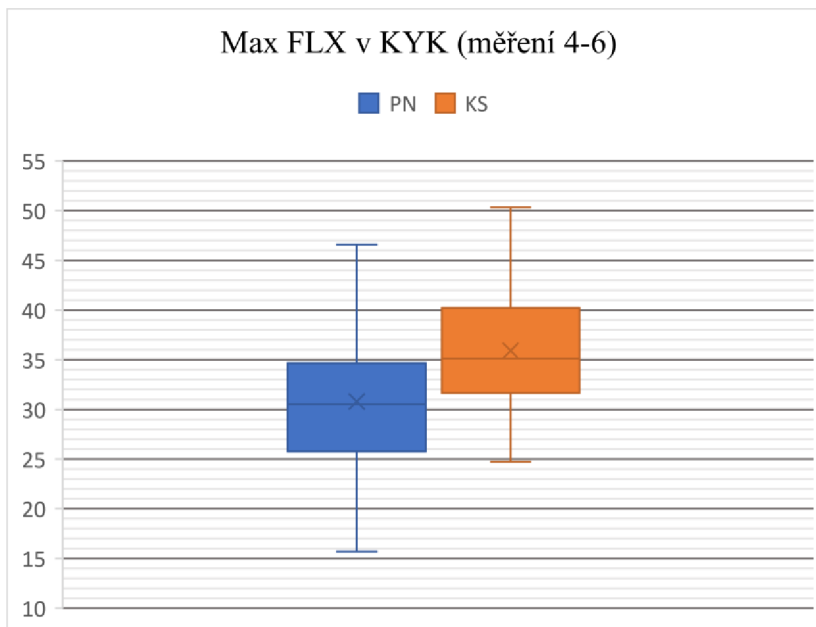
Vysvětlivky: PF – plantární flexe, PN – jedinci s Parkinsonovou nemocí, KS – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Graf 3. Porovnání maximální FLX v kyčelním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3



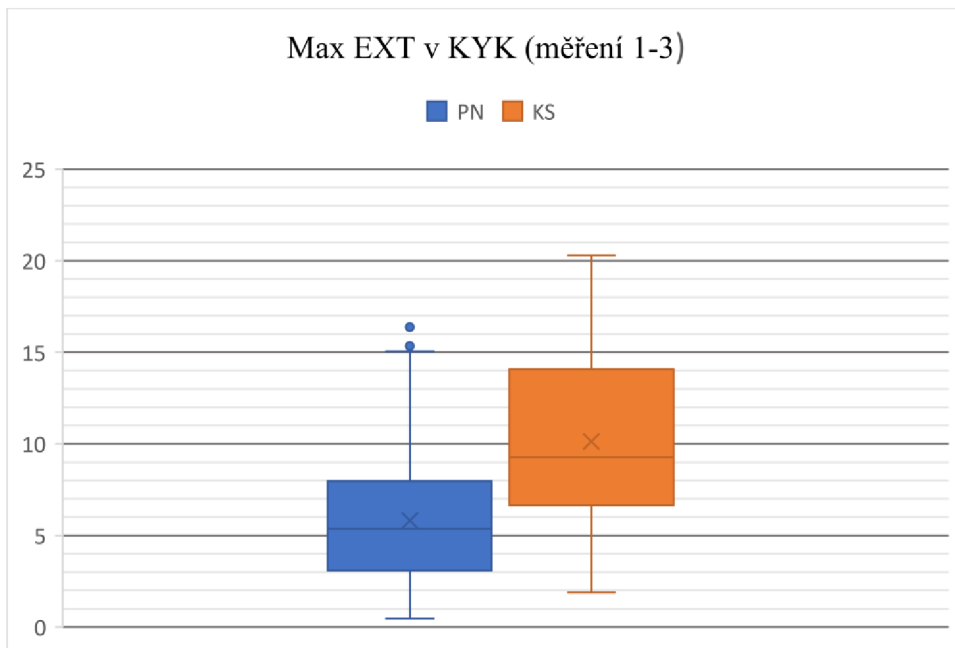
Vysvětlivky: *FLX* – flexe, *KYK* – kyčelní kloub, *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Graf 4. Porovnání maximální FLX v kyčelním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6



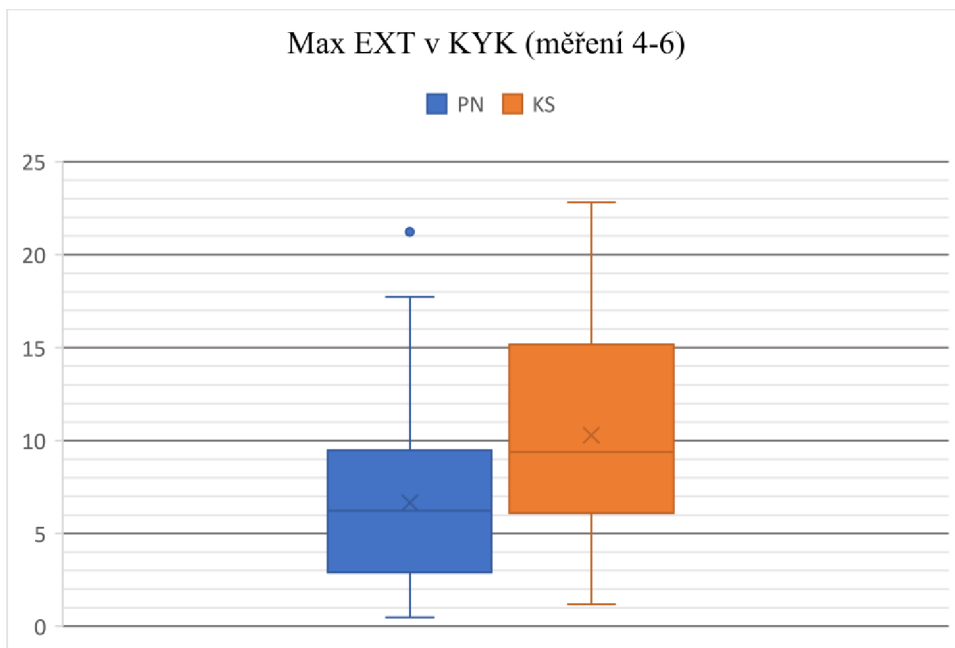
Vysvětlivky: *FLX* – flexe, *KYK* – kyčelní kloub, *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Graf 5. Porovnání maximální EXT v kyčelním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3



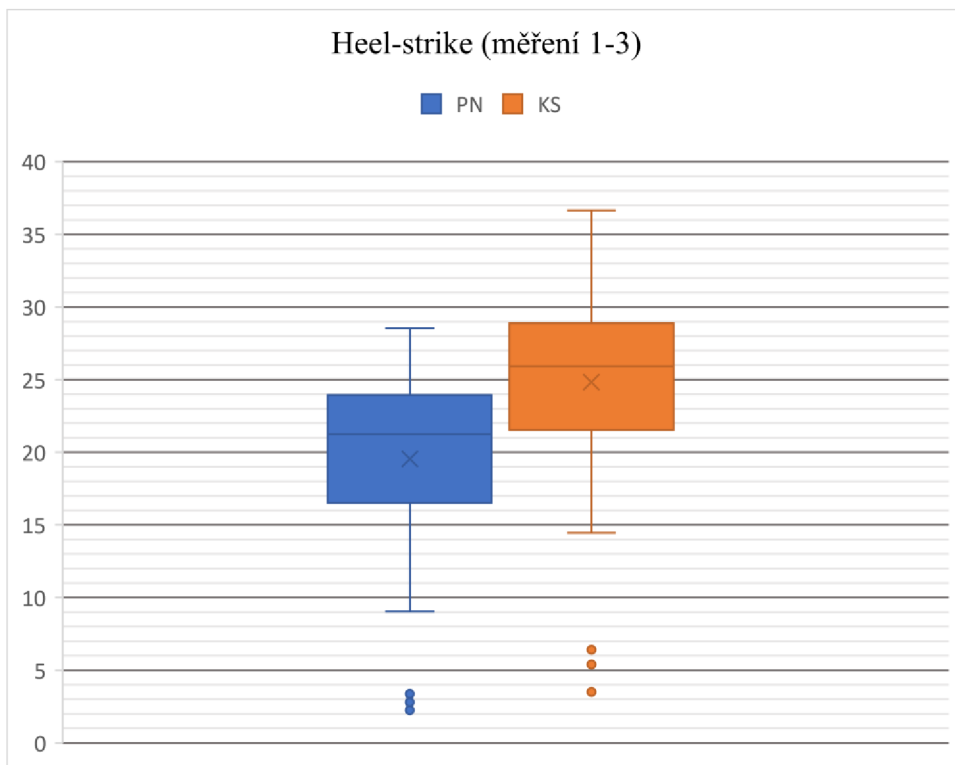
Vysvětlivky: EXT – extenze, KYK – kyčelní kloub, PN – jedinci s Parkinsonovou nemocí, KS – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Graf 6. Porovnání maximální EXT v kyčelním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6



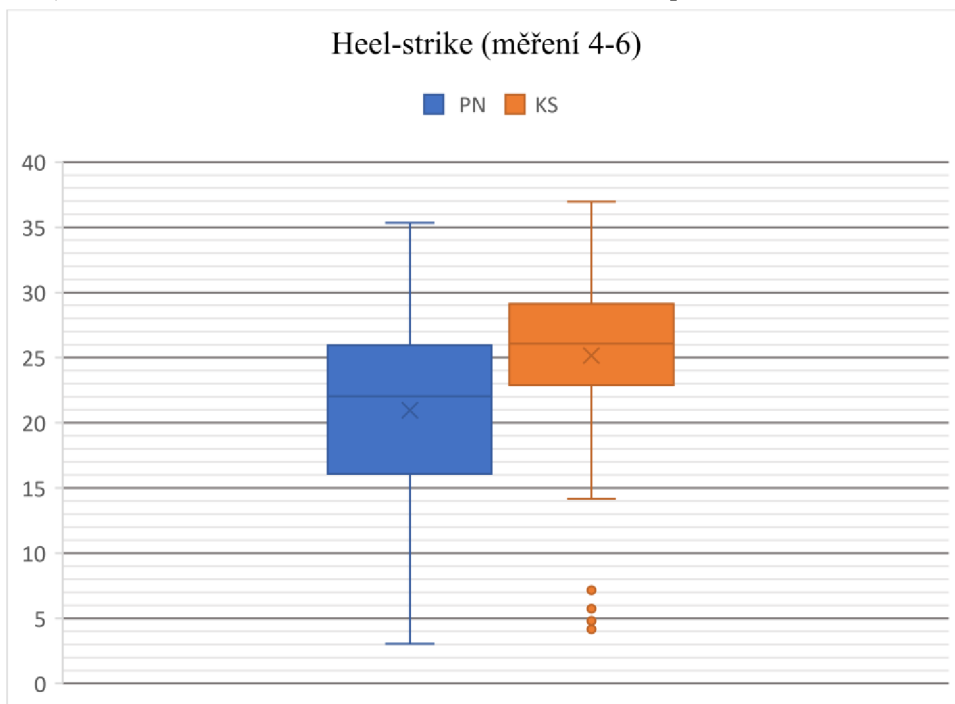
Vysvětlivky: EXT – extenze, KYK – kyčelní kloub, PN – jedinci s Parkinsonovou nemocí, KS – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Graf 7. Porovnání úhlu Heel-strike mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3



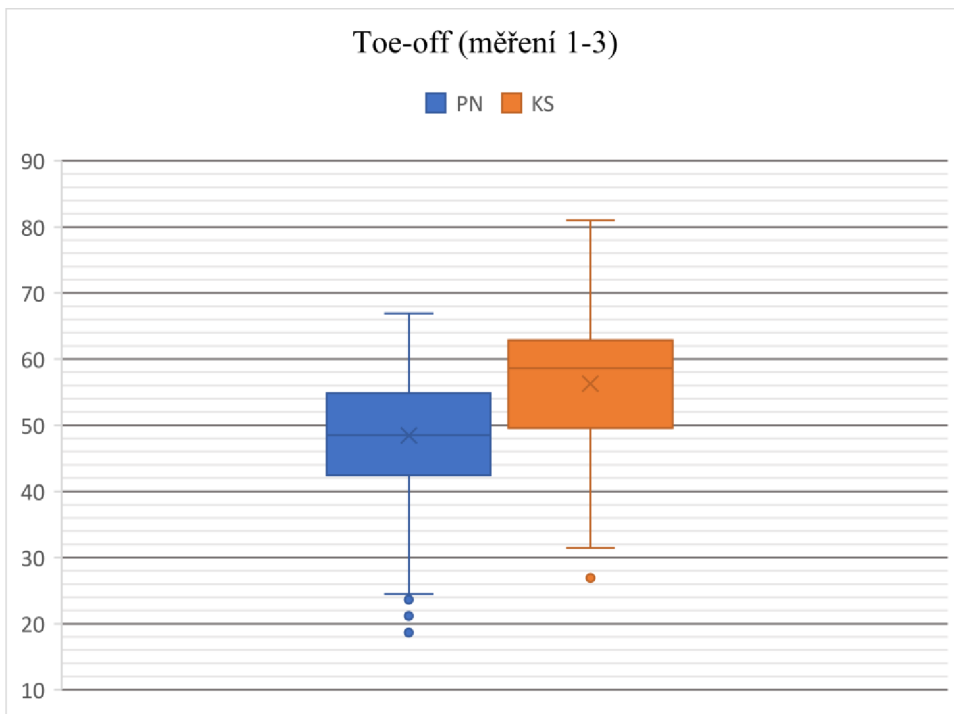
Vysvětlivky: *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Graf 8. Porovnání úhlu Heel-strike mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6



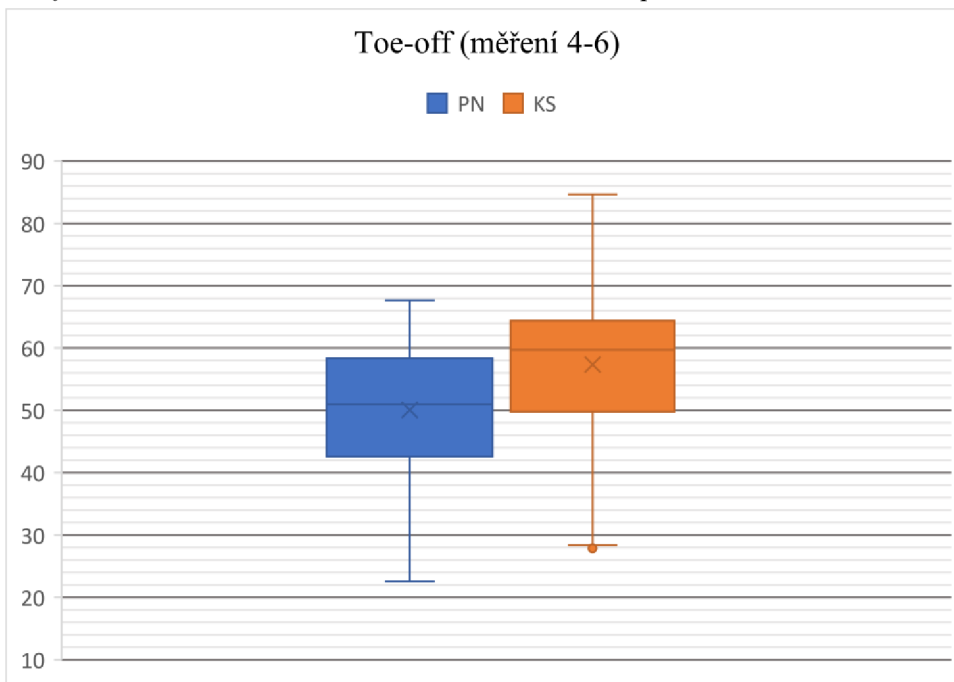
Vysvětlivky: *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Graf 9. Porovnání úhlu Toe-off mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3



Vysvětlivky: *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Graf 10. Porovnání úhlu Toe-off mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6



Vysvětlivky: *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina, *svislá osa* – rozsahy v kloubu (°)

Tabulka 5. Hodnoty mediánu pro měření 1-3 a měření 4-6 u obou skupin

	PN (1-3)	PN (4-6)	KS (1-3)	KS (4-6)
Med - PF v hleznu	8,96	8,8	13,24	14,6
Med - FLX v KYK	29,1	30,4	34,64	34,97
Med - EXT v KYK	5,28	6,2	9,22	9,35
Med - Heel-strike	21,14	21,99	25,8	26,03
Med - Toe-off	48,25	50,63	58,56	59,37

Vysvětlivky: *Med* – medián, *PF* – plantární flexe, *FLX* – flexe, *EXT* – extenze, *KYK* – kyčelní kloub, *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina, *1-3* – první tři měření, *4-6* – následující tři měření s odstupem jedné hodiny

8 Diskuze

8.1 Reliabilita systému RehaGait

System RehaGait Analyzer Pro je poměrně novým přístrojem, tudíž je počet studií, využívajících konkrétně tento přístroj stále nízký. Dostupné studie se zaměřují převážně na validitu přístroje a jeho porovnání s jinými systémy, využívanými k analýze chůze. Z dostupných studií vyplývá, že RehaGait je spolehlivým přístrojem k měření časoprostorových charakteristik chůze u zdravých mladých jedinců i u seniorů (Donath, Faude, Lichtenstein, Nüesch & Mündermann, 2016; Donath, Faude, Lichtenstein, Pagenstert, Nüesch & Mündermann, 2016). Úhlové parametry byly pomocí tohoto přístroje doposud hodnoceny u jedinců s koxartrózou a gonartrózou (Ismailidis, Egloff, Hegglin, Pagenstert, Kernen, Eckardt, Ilchmann, Mundermann & Nüesch, 2020; Ismailidis, Nüesch, Kaufmann, Clauss, Pagenstert, Eckardt, Ilchmann & Mundermann, 2020). Nüesch et al. (2017) se ve své studii zaměřili na zdravé jedince, u kterých porovnávali kinematické parametry naměřené přístrojem RehaGait s hodnotami naměřenými systémem Vicon MX. Po přenastavení obou přístrojů byly rozdíly mezi oběma systémy pouze minimální. RehaGait je tak vyhovujícím přístrojem k měření i úhlových charakteristik chůze.

Reliabilitou systému RehaGait Analyzer Pro se doposud zabývaly pouze tři studie, z nichž pouze jedna se zaměřovala na kinematické parametry. Reliabilita byla hodnocena u zdravých, mladých jedinců (průměrný věk byl 27 let). Test-retest opakovatelnost byla hodnocena v rámci dvou měření, uskutečněných s dvacetiminutovým odstupem. Vynikající korelační koeficient byl nalezen v rámci analýzy chůze pro všechny klouby (0,959 – 0,994). V rámci analýzy běhu byl korelační koeficient nižší pro hlezenní kloub, hodnocený jako velmi dobrý (0,937), a vynikající pro kloub kolenní a kyčelní (>0,984). Co se týká úhlových parametrů v jednotlivých kloubech, pohyboval se průměrný rozdíl mezi 0°-5° pro chůzi a mezi 1°-10° pro běh (Nüesch et al., 2017).

V experimentální části této diplomové práce byla reliabilita hodnocena pro konkrétní úhly v jednotlivých kloubech. Hodnoty korelačního koeficientu u zdravých jedinců, tedy v rámci kontrolní skupiny, se pohybovaly v rozmezí -0,24 – 0,97. Velmi nízké hodnoty korelačního koeficientu byly pro extenzi v kolenním kloubu, což bude rozebráno později. S výjimkou těchto nízkých hodnot u extenze kolenního kloubu, se reliabilita pohybovala v rozsahu 0,7 – 0,97, tzn. reliabilita nízká až vysoká (při hodnocení

podle Měkoty a Blahuše, 1983). Na škále dle Ferrariho et al. (2010), využívané ve studii Nüesch et al. (2017), se jedná o míru reliability přiměřenou až vynikající ($>0,65$).

Ostatní studie využívali k hodnocení reliability úhlových parametrů u zdravých jedinců jiný typ inerciálních senzorů. Al-Amri et al. (2018) využívali k analýze inerciálních senzorů MVN BIOMECH od firmy Xsens. Hodnoty korelačního koeficientu se pro všechny klouby v rámci chůze pohybovaly mezi 0,6 – 0,95. Cloete & Scheffer (2010) uvedli při využití inerciálních senzorů vysokou reliability pro všechny klouby. Kyčelní kloub vykazoval reliability 0,872-0,995, kolenní kloub 0,991 a hlezenní kloub 0,981.

Reliabilita chůze u jedinců s PN dosud nebyla pomocí systému RehaGait hodnocena. V některých studiích, kde autoři využívali jiný druh inerciálních senzorů, se u jedinců s PN zaměřovali pouze na časoprostorové charakteristiky (Esser et al., 2012). Dosud však neexistuje žádná studie, která by porovnávala reliability kinematických parametrů u jedinců s PN. V rámci této diplomové práce se, při vyřazení velmi nízkých hodnot korelačního koeficientu pro extenzi v kolenním kloubu, pohyboval korelační koeficient pro jednotlivé úhly v kloubech u jedinců s PN v rozmezí 0,55 – 0,95 (průměrná hodnota byla 0,83). U kontrolní skupiny byly hodnoty jen nepatrně vyšší a pohybovaly se v rozmezí 0,7 – 0,97 (průměrná hodnota byla 0,88). Reliabilita pro všechny klouby se pohybovala mezi nízkou a vysokou. Výjimku představovala pouze extenze v kolenním kloubu u obou skupin, kdy se korelační koeficient pohyboval okolo 0, a dále max. FLX v pravém kyčelním kloubu a úhel Heel-strike LDK u jedinců s PN, kdy byly hodnoty lehce pod hranici nízké reliability (0,55 a 0,68). Průměrná hodnota korelačního koeficientu odpovídala u jedinců s PN i u jedinců z kontrolní skupiny reliability dobré. U kontrolní skupiny byla průměrná hodnota korelačního koeficientu lehce vyšší. Nejnižší hodnota reliability se ukázala pro flexi kyčelního kloubu pravé dolní končetiny u jedinců s PN (0,55) a flexi kyčelního kloubu levé dolní končetiny u kontrolní skupiny (0,7).

V experimentální části této diplomové práce byla nalezena velmi nízká reliability pro extenzi kolenního kloubu, a to jak u jedinců s PN, tak u jedinců z kontrolní skupiny. Hodnoty korelačního koeficientu u jedinců s PN byly 0,03 pro levý KOK a -0,07 pro pravý KOK, u jedinců z kontrolní skupiny byly tyto hodnoty 0,19 a -0,24. Na nízkou reliability v rámci extenze kolenního kloubu upozorňují ve své studii pouze Schiefer et al. (2015), kteří uvedli pro kolenní kloub velmi nízkou reliability 0 - 0,61 v rámci pasivní extenze. Autoři si nízkou reliability vysvětlují chybou terapeutů při vyhodnocení maximálního rozsahu extenze či neopatrným uchopením končetiny a posunutím senzorů.

V této diplomové práci byl Spearmanův korelační koeficient u extenze kolenního kloubu patrně ovlivněn velmi nízkými hodnotami extenze u jednotlivých souborů. Hodnoty extenze kolenního kloubu se u jedinců s PN pohybovaly v rozmezí $0,2 - 0,7^\circ$, podobné rozmezí hodnot ($0,27 - 0,78^\circ$) bylo i u jedinců z kontrolní skupiny. Navíc Spearmanův korelační koeficient se nevypočítává přímo z naměřených párových hodnot, ale z jejich pořadí, tudíž se při takto malých rozdílech v rozsazích pohybu nemusí projevit žádný vztah mezi jednotlivými měřeními.

Jedním z projevů Parkinsonovy nemoci je porucha rovnováhy, ta se projevuje i při chůzi, kdy pacienti mají problém se stabilitou při jednotlivých fázích krokového cyklu, dále je patrná např. delší doba dvojí opory, související s pomalejším tempem chůze. Pacienti mají problém udržet stálý rytmus chůze a mezi jednotlivými kroky je vysoká variabilita (Martínez et al., 2018; Hausdorff, 2009). Na vyšší variabilitu chůze poukazují i výsledky této diplomové práce, ve které bylo zjištěno, že u jedinců s Parkinsonovou nemocí se rozdíly v chůzi, v rámci bezprostředních pokusů, projevují častěji než u zdravých jedinců. Signifikantní rozdíly mezi měřeními se projevily převážně u úhlu plantární flexe hlezenního kloubu, úhlu Toe-off (úhel mezi chodidlem a podložkou v předšvihové fázi) a u úhlu flexe i extenze kloubu kyčelního. Rozdíly by byly patrné pravděpodobně i v úhlu extenze kolenního kloubu, kde jsou však výsledky zkreslené z důvodu určitých limitů přístroje, rozebraných v následující Kapitole 8.2. Při porovnání průměrných hodnot jednotlivých měření však rozdíly nebyly klinicky významné, rozdíl nepřesáhl hodnotu 2° . Nepatrné rozdíly ($0-5^\circ$) mezi jednotlivými měřeními chůze systémem RehaGait uvádějí i Nüesch et al. (2017), jistá variabilita v rámci pokusů chůze tak může být způsobena i samotným přístrojem.

Vyšší variabilita mezi pokusy by byla pravděpodobně patrná u jedinců, nacházejících se ve vyšším stadiu onemocnění dle škály H&Y. Blin et al. (1990) prokázali vysokou korelaci mezi variabilitou délky kroku a stadiem onemocnění. Délka kroku byla více variabilní u jedinců ve stadiu 4 dle H&Y, u jedinců ve stadiu 1 dle H&Y byla variabilita velmi nízká. V této diplomové práci byli do výzkumu zahrnuti jedinci ve stadiu 1-3 dle H&Y. Pacienti s vyšším stadiem onemocnění mají vyšší variabilitu i v rychlosti chůze, zároveň je u těchto pacientů chůze pomalejší. Rychlost chůze a délka kroku ovlivňují rozsahy v jednotlivých kloubech. Lelas et al. (2003) uvádějí, že se zvyšující se rychlostí chůze, dochází ke zvýšení rozsahu v kloubu hlezenním, kolenním i kyčelním. Vyšší variabilita v rychlosti a délce kroku se tedy odrazí i ve vyšší variabilitě rozsahů pohybu v jednotlivých kloubech dolní končetiny.

Chůze u jedinců s PN je také výrazně ovlivněna medikací. V době působení medikace, tzv. „ON“ stavu, je mezikroková variabilita nižší, naopak v „OFF“ stavu se variabilita chůze zvyšuje. Variabilita chůze je také vyšší u jedinců s vyšší frekvencí pádů (Schaafsma et al., 2003). V rámci této diplomové práce udávalo historii pádů v posledních třech měsících 8 jedinců a všichni pacienti byli měřeni v „ON“ fázi. Na rozdíl mezi jednotlivými pokusy tak měla vliv i medikace, v „OFF“ fázi by byly pravděpodobně rozdíly klinicky významnější. Vliv častějšího výskytu pádů na variabilitu úhlových parametrů chůze nebyl v rámci této diplomové práce hodnocen.

Při porovnání měření s hodinovým odstupem se už tolik statisticky významných rozdílů mezi pokusy neobjevilo. Z šestnácti porovnání byl statisticky významný rozdíl pouze v úhlu Toe-off, a to jak u skupiny jedinců s PN (pro pravou dolní končetinu), tak u skupiny kontrolní (pro levou dolní končetinu). Porovnávány byly vždy průměry prvních tří s průměry následujících tří měření. Skutečnost, že se porovnávaly právě průměry měření, je pravděpodobně důvodem minimálního výskytu statisticky významných rozdílů, jelikož už při porovnání tří pokusů, měřených bezprostředně po sobě, byly zjištěny jen minimální, klinicky nevýznamné rozdíly.

Z grafů, zobrazujících statisticky významné rozdíly v jednotlivých úhlech mezi prvními třemi a následujícími třemi měřeními, je vidět, že při pokusech, měřených s hodinovým odstupem se rozsahy v kloubech zvýšily. Rektor & Rektorová (2003) uvádějí, že na zvýšenou ztuhlost (rigiditu) svalů mohou mít vliv i stresové situace, kdy svaly vykazují vyšší napětí, což se projeví i na chůzi. I přesto, že pacienti byli před měřením důkladně seznámeni s průběhem celého výzkumu, lze předpokládat, že první tři pokusy chůze byly ovlivněny umístěním senzorů přístroje na dolních končetinách. Pacienti se poté procházeli s určitým vědomím, že je jejich chůze monitorována, čímž byli vystaveni nové situaci a lehkému stresu. Při měření s hodinovým odstupem již věděli, co je čeká a mohli tak jít přirozeněji, vyšší rychlostí a více uvolnění, což se projevilo na zvýšení rozsahu pohybu.

8.2 Porovnání úhlových parametrů u jedinců s Parkinsonovou nemocí a kontrolní skupinou

V průběhu provádění měření u jednotlivých probandů se prokázaly určité limity přístroje, které mohly ovlivnit některé výsledky, uvedené v této kapitole.

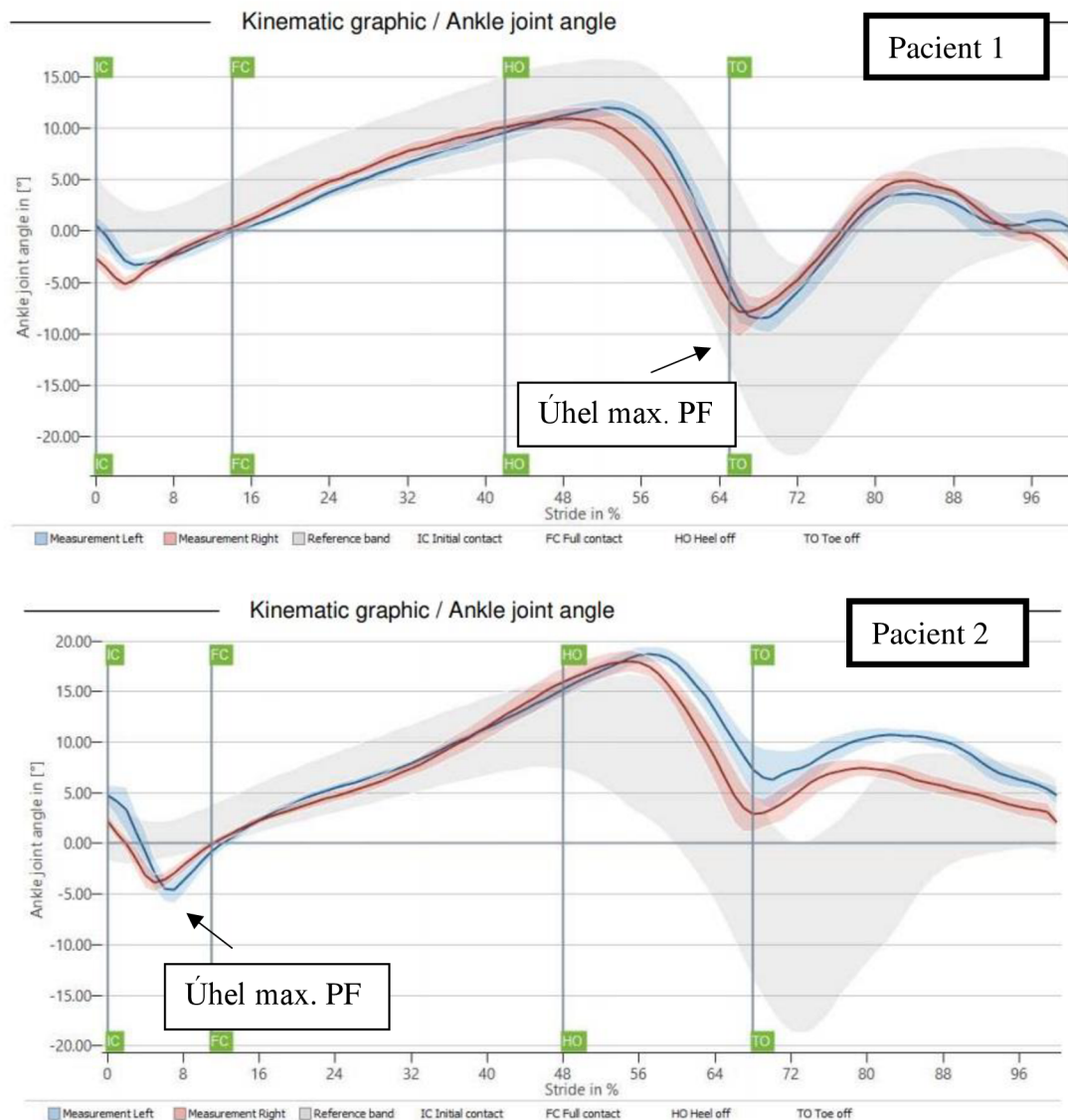
Ve studii prováděné autory Nüesch et al. (2017), která rovněž využívala přístroj RehaGait Analyzer Pro, jsou uvedeny rozsahy úhlů dolních končetin v jednotlivých

fázích krokového cyklu. Rozsah hlezenního kloubu byl měřen při počátečním kontaktu, ve fázi postupného zatěžování, během fáze konečného stoje a na konci předšvihové fáze. V kolenním kloubu byl hodnocen úhel při počátečním kontaktu, ve fázi postupného zatěžování a fázi středního stoje, ve fázi konečného stoje a ve fázi švihové. V kyčelním kloubu se hodnotil úhel při počátečním kontaktu, úhel během fáze postupného zatěžování, úhel ve stejné fázi v polovině krokového cyklu a úhel během švihové fáze. Tímto způsobem tak byly zanalyzovány maximální úhly jednotlivých kloubů, vyskytující se typicky v určitých fázích, tak jak je popsáno v Kapitole 1.1 této diplomové práce.

V rámci experimentální části této diplomové práce bylo však při podrobné analýze maximálních hodnot pomocí grafického znázornění zjištěno, že software vyhodnocuje maximální hodnoty rozsahu pohybu v kloubech bez ohledu na fáze krokového cyklu, s výjimkou úhlu Heel-strike a Toe-off. Měřenými úhly byly: maximální dorzální (DF) a plantární flexe (PF) v hlezenním kloubu, maximální flexe (FLX) a extenze (EXT) v kolenním kloubu, maximální FLX a EXT v kyčelním kloubu, úhel mezi chodidlem a podložkou při fázi počátečního kontaktu (Heel-strike), úhel mezi chodidlem a podložkou v předšvihové fázi (Toe-off). O možnosti analyzovat jednotlivé úhly s ohledem na fáze krokového cyklu nebylo zmíněno ani v Uživatelském manuálu Rehgait (2016).

Výraznou limitou hodnocení je skutečnost, že maximální hodnoty se u některých úhlů v kloubech vyskytovaly v různých fázích krokového cyklu. Mezi tyto úhly patří max. úhel PF v hlezenním kloubu a max. úhel EXT v kolenním kloubu. Ostatní maximální rozsahy se u všech sledovaných jedinců vyskytly ve stejných a předpokládaných fázích krokového cyklu. Max. úhel PF se u 9 pacientů s PN a u 16 jedinců z kontrolní skupiny (KS) vyskytl v předšvihové fázi, tak jak je uvedeno v literatuře, ale u některých jedinců (6 ze skupiny pacientů s PN a 4 z KS) se maximum tohoto úhlu vyskytlo po počátečním kontaktu. U pěti jedinců s PN se maximum tohoto úhlu lišilo i v rámci dolních končetin, tzn. že jedna dolní končetina měla maximum PF v předšvihové fázi a druhá dolní končetina po počátečním kontaktu. Maximální úhel EXT v kolenním kloubu se u některých jedinců vyskytl při počátečním kontaktu (14 jedinců s PN a 15 jedinců z kontrolní skupiny), u řady jedinců (4 jedinci s PN a 5 jedinců z kontrolní skupiny) se maximum tohoto úhlu vyskytlo ve fázi konečného stoje. U 2 jedinců s PN byl rozdíl i v rámci dolních končetin (maximum EXT kolenního kloubu každé končetiny bylo v jiné fázi).

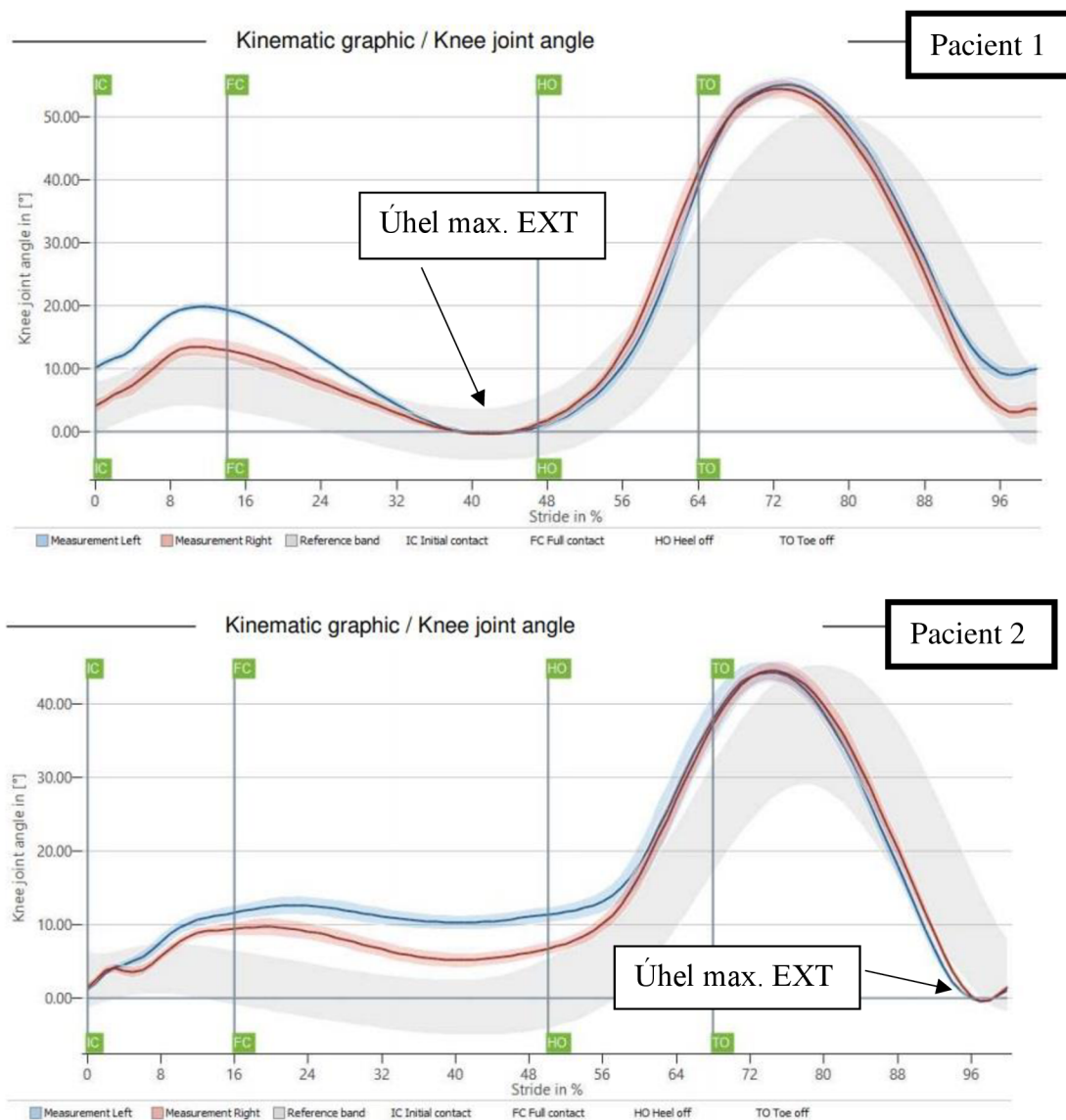
Při porovnání úhlových parametrů mezi oběma skupinami je tedy třeba brát v potaz zmíněnou diskrepanci mezi místem naměřeného maxima v rámci krokového cyklu. Jak u PF v hlezenním kloubu, tak u EXT v kolenním kloubu poté dochází k porovnání maximálních hodnot, naměřených v různých fázích krokového cyklu (viz Obrázek 6 a 7).



Obrázek 6. Porovnání křivek pohybu hlezenního kloubu v rámci krokového cyklu mezi dvěma vybranými jedinci s PN (exportované křivky ze systému RehaGait)

Vysvětlivky k Obrázku 6: PF – plantární flexe, svíslá osa – rozsah kloubu (°, kladné hodnoty odpovídají dorzální flexi a záporné hodnoty plantární flexi), vodorovná

osa – krokový cyklus (%), červená křivka – pravá dolní končetina, modrá křivka – levá dolní končetina, šedé pásmo – referenční hodnota (jedinci ve věku 5-90 let)



Obrázek 7. Porovnání křivek pohybu kolenního kloubu v rámci krokového cyklu mezi dvěma vybranými jedinci s PN (exportované křivky ze systému RehaGait)

Vysvětlivky k Obrázku 7: EXT – extenze, svislá osa – rozsah kloubu (°), vodorovná osa – krokový cyklus (%), červená křivka – pravá dolní končetina, modrá křivka – levá dolní končetina, šedé pásmo – referenční hodnota (jedinci ve věku 5 - 90 let)

Maximální hodnota PF hlezenního kloubu byla u Pacienta 1 naměřena v předšvihové fázi, u Pacienta 2 dosáhla PF maxima krátce po počátečním kontaktu (viz Obrázek 6). Maximální hodnota EXT kolenního kloubu byla u Pacienta 1 naměřena ve fázi konečného stoje, u Pacienta 2 se maximum EXT vyskytlo při počátečním kontaktu (viz Obrázek 7).

Zatím neexistuje žádná studie, která by pomocí systému RehaGait porovnávala chůzi u jedinců s PN a chůzi u zdravých jedinců. Dosavadní výzkumy využívají RehaGait především k hodnocení reliability či k hodnocení validity systému při porovnání dat s jinými optoelektronickými systémy (převážně systémem Vicon MX). Větší část autorů se také zabývá spíše srovnáním časoprostorových charakteristik (Donath et al., 2016), avšak studií, které by porovnávaly kinematické parametry je doposud velmi málo.

Jiné typy inerciálních senzorů, vyskytující se v některých studiích, jsou využívány k analýze úhlových parametrů chůze především u zdravých jedinců (Al-Amri et al., 2018; Cloete & Scheffer, 2010). U jedinců s PN se inerciální senzory využívají k hodnocení chůze jen minimálně. Větší část výzkumů, zaměřujících se na chůzi u jedinců s PN, se zabývá hodnocením časoprostorových charakteristik, převážně pak délkou kroku a rychlostí chůze (Baltadjieva et al., 2006), kadencí a symetrií kroku (Yang et al., 2011), délkou trvání kroku či délkou trvání jednotlivých fází krokového cyklu (Schlachetzki et al., 2017). Někteří autoři uvádějí využití inerciálních senzorů k detekci freezingu (Ahlrichs et al., 2016; Mancini et al., 2018) či k posouzení rovnováhy a schopnosti otáčení se při chůzi, kdy by měly inerciální senzory dopomoci k hodnocení rizika pádů u jedinců s PN (Mancini et al., 2015).

V této diplomové práci se v rámci porovnání úhlových parametrů jedinců s PN a kontrolní skupinou potvrdily některé charakteristické změny. Schlachetzki et al. (2017) porovnávali ve svém výzkumu převážně časoprostorové charakteristiky, z úhlových charakteristik se zaměřovali pouze na úhel mezi podložkou a chodidlem při počátečním kontaktu (Heel-strike) a na úhel mezi podložkou a chodidlem na konci stojné fáze, před odlepením chodidla z podložky (Toe-off). K analýze bylo v této studii využíváno inerciálních senzorů přístroje Schimmer Sensing. Statisticky významný rozdíl mezi oběma skupinami se projevil v průměrné hodnotě úhlu Heel-strike, který byl u jedinců s PN 19° a u kontrolní skupiny $22,1^\circ$. Rozdíl v průměrné hodnotě úhlu Toe-off nebyl statisticky významný, nicméně rozdíl byl patrný i v tomto případě. U jedinců s PN byl úhel Toe-off $54,8^\circ$ a u kontrolní skupiny $56,4^\circ$. Statisticky významný rozdíl v těchto úhlech se potvrdil i v rámci experimentální části této diplomové práce, kdy byla u jedinců

s PN průměrná hodnota úhlu Heel-strike 20,25°, u kontrolní skupiny byl průměr tohoto úhlu 25°. Co se týká úhlu Toe-off, jedinci s PN dosáhli průměrné hodnoty 49,27°, u kontrolní skupiny byla průměrná hodnota 56,8°.

Ze snížených hodnot úhlu Heel-strike, lze potvrdit častý výskyt dopadu chodidla na jeho přední část při počátečním kontaktu. Ginis et al. (2017) uvádějí snížený úhel Heel-strike jedinců s PN ve stadiu 1-3 dle H&Y v porovnání se zdravými staršími jedinci. Rozsah úhlu Heel-strike se mezi skupinami lišil přibližně o 3°. Snížený úhel Heel-strike je v literatuře vysvětlován různými příčinami. Jedním z možných důvodů je snížený rozsah DF před dopadem chodidla na podložku (Sofuwa et al., 2005). Tento údaj nebyl v experimentální části diplomové práce posuzován, jelikož přístroj RehaGait měřil maximální úhel DF pouze ve fázi konečného stoje. Z křivek pohybu hlezenního kloubu u jednotlivých pacientů s PN však snížená DF během švihové fáze nebyla pozorována. Druhým vysvětlením, který ve své studii uvádí i Knutson (1972) by mohla být nedostatečná EXT kolenního kloubu před dopadem chodidla (Ginis et al., 2017), ta však rovněž nebyla v experimentální části diplomové práce potvrzena. Pacienti s PN měli problém s dosažením plné EXT kolenního kloubu ve fázi konečného stoje, nicméně EXT před počátečním kontaktem se vždy blížila plnému rozsahu. Třetím důvodem by mohla být posturální nestabilita a nejistota při chůzi, která může ovlivňovat dopad chodidla (Doná et al., 2015).

V experimentální části této diplomové práce vyšel statisticky významný rozdíl i pro rozsah PF v hlezenním kloubu. Maximální rozsah PF byl u některých pacientů měřen v předšvihové fázi, kde se fyziologicky maximum tohoto úhlu vyskytuje, někteří pacienti však měli rozsah PF v této fázi snížený natolik, že přístroj vyhodnotil maximum tohoto úhlu ihned po počátečním kontaktu. Průměrný rozsah PF u jedinců s PN odpovídal 10,45°. Lze však usoudit, že pokud by přístroj měřil tento úhel pokaždé v předšvihové fázi, před odlepením chodidla, byla by hodnota ještě nižší. Ve studiích autorů Sofuwa et al. (2005) a Morris et al. (2005) se hodnoty maximální PF u jedinců s PN, měřené před odlepením chodidla, pohybovaly okolo 5-7°. U kontrolní skupiny odpovídaly průměrné hodnoty plantární flexe 14,41°.

Ve studiích, zabývajících se rozsahem EXT kolenního kloubu se často u jedinců s PN objevuje nedostatečná EXT ve fázi konečného stoje. Tento údaj nebyl v rámci přístroje RehaGait vyhodnocen, jelikož přístroj poskytl pouze maximální úhel EXT kolenního kloubu bez ohledu na fázi krokového cyklu. Toto maximum se u 14 jedinců s PN vyskytlo v době počátečního kontaktu, u 4 jedinců ve fázi konečného stoje

a u 2 jedinců se jeden kolenní kloub nacházel v maximální EXT v době počátečního kontaktu a druhý kolenní kloub měl tuto maximální EXT ve fázi konečného stoje. Při porovnání grafického znázornění křivek pohybu kolenního kloubu u jednotlivých pacientů s PN, se nedostatečná EXT ve fázi konečného stoje vyskytla u 13 jedinců, kdy kolenní kloub zůstával ve FLX 5-15°. U 7 jedinců dosahoval rozsah EXT v kolenním kloubu ve fázi konečného stoje normy. Nedosažení plné EXT ve fázi konečného stoje bylo potvrzeno i ve studii Morris et al. (1999) a Morris et al. (2005), kdy kolenní kloub zůstával v 15° flexi.

V rámci kontrolní skupiny byla plná extenze kolenního kloubu během fáze konečného stoje dosažena téměř u všech jedinců. V případě nedostatečné extenze (n=5) zůstával kolenní kloub ve flexi < 5°.

Delval et al. (2008) uvádějí v rámci analýzy kolenního kloubu sníženou FLX během švihové fáze, zapříčiněnou rigiditou svalů, ovládajících pohyb v kloubu. V experimentální části diplomové práce nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi rozsahem FLX kolenního kloubu ve švihové fázi, avšak mírný rozdíl mezi oběma skupinami je patrný. Průměrná FLX u jedinců s PN byla 49,54°, u kontrolní skupiny byla průměrná hodnota flexe 52,32°. Rozdíl se tedy pohyboval okolo 3°, což je o něco méně než ve studii autorů Delval et al. (2008), kde rozdíl dosahoval až 10°. Výrazný rozdíl v rozsahu FLX kolenního kloubu pozorovali i autoři Pistacchi et al. (2017), kde se rozsah pohybu u jedinců s PN pohyboval jen okolo 40°. V obou těchto studiích se však průměrné rozsahy flexe u kontrolní skupiny pohybovaly okolo 60°, tudíž byly rozdíly mezi skupinami statisticky významné. Ve studii Delval et al. (2008) byla průměrná délka onemocnění vyšší než v rámci výzkumného souboru této diplomové práce a jedinci byli měřeni v „OFF“ stadiu. Navíc zde nebylo uvedeno, ve kterém stadiu dle H&Y se jedinci s PN nacházeli, tudíž může být výraznější rozdíl v rozsahu pohybu ovlivněn medikací a rozdílnou závažností onemocnění. Ve studii autorů Pistacchi et al. (2017) odpovídala charakteristika probandů i podmínky měření experimentální části této diplomové práce, tudíž mohla mít na rozsah flexe v kolenním kloubu vliv rychlost chůze, jelikož s vyšší rychlostí se rozsah zvyšuje (Neumannová et al., 2015). Rychlost chůze však v rámci této diplomové práce nebyla posuzována, tudíž nelze vztah rychlosti chůze a rozsahu flexe porovnat.

EXT kyčelního kloubu dosahuje během chůze maxima ve fázi středního stoje. Fyziologický rozsah této extenze je 10°, což se potvrdilo i v této diplomové práci, kdy u kontrolní skupiny průměrný rozsah EXT kyčelního kloubu odpovídal rozsahu 10,2°.

U jedinců s PN se rozsah EXT kyčelního kloubu lišil. Sale et al. (2013) uvádějí, že rozsah kyčelního kloubu během chůze u pacientů s PN je oproti zdravým jedincům snížen. Kyčelní kloub se v průběhu chůze nachází stále ve FLX a EXT během fáze středního stoje je výrazně nižší. Lewis et al. (2000) uvedli sníženou extenzi alespoň jedné dolní končetiny u všech pacientů s PN, kdy navíc pacienti nedosáhli ani neutrální pozice a kyčelní kloub zůstával stále ve flexi. Ve studii autorů Sofuwa et al. (2005) byl rozsah EXT kyčelního kloubu u jedinců s PN $3,24^\circ$, u jedinců z kontrolní skupiny $5,68^\circ$. Rozdíl nebyl statisticky významný, nicméně nižší rozsah u jedinců s PN byl patrný. Podobný rozdíl se mezi skupinami vyskytoval i v rámci experimentální části této diplomové práce, který se ukázal jako statisticky významný. Mezi průměrnými rozsahy EXT byl rozdíl necelé 4° ($6,24^\circ$ u jedinců s PN a $10,02^\circ$ u KS). Některé studie předchozí výsledky nepotvrzují. Knutsson (1972) uvádí, že rozsah EXT se mezi zdravými jedinci a jedinci s PN nelišil. Studie však neuvádí, jaký byl skutečný rozsah EXT u jednotlivých skupin, tudíž mohla být nižší EXT rovněž u kontrolní skupiny. Rovněž chůze u jedinců s PN ještě nemusela být výrazněji postižena a rozdíl tak nebyl patrný. Plné dosažení extenze uvádějí i Pistacchi et al. (2017), avšak konkrétní rozsah pohybu opět není uveden. Ukazuje se, že nedostatek informací o charakteristice výzkumného souboru či podmínkách měření, ovlivňuje možnost porovnání výsledků mezi jednotlivými studii. Morris et al. (1999) a Morris et al. (2005) uvádějí, že výrazný vliv na rozsah EXT kyčelního kloubu má také medikace. V případě měření v „OFF fázi“ zůstával kyčelní kloub v 10° FLX, ale v „ON“ fázi již bylo dosaženo neutrální pozice 0° . Plného rozsahu se však nedosáhlo ani v ON fázi, což potvrzuje, že u jedinců s PN je rozsah EXT nižší v porovnání se zdravými jedinci.

Při analýze rozsahu FLX kyčelního kloubu se ukázaly v rámci této diplomové práce statisticky významné rozdíly při porovnání všech měření. U jedinců s PN byl průměrný rozsah FLX kyčelního kloubu $30,32^\circ$, u jedinců z kontrolní skupiny $35,66^\circ$, z čehož je patrný rozdíl přibližně 5° . Roiz et al. (2010) uvádějí rozdíl FLX mezi jedinci s PN a kontrolní skupinou 15° , kdy byl rozsah FLX kyčelního kloubu u jedinců s PN přibližně 14° , u kontrolní skupiny přibližně 30° . Sofuwa et al. (2005) nezaznamenali statisticky významný rozdíl mezi rozsahy FLX, nicméně rozdíl mezi rozsahy byl srovnatelný s výsledky této diplomové práce. U jedinců s PN byl průměrný rozsah $36,14^\circ$, u kontrolní skupiny $40,06^\circ$. Snížený rozsah FLX pozorovali i Pistacchi et al. (2017), kdy se rozdíl mezi skupinami pohyboval mezi $5-10^\circ$.

Z velké části studií je zřejmé, že hlavní rozdíly mezi zdravými jedinci a jedinci s PN jsou převážně v úhlu Heel-strike a Toe-off, v rozsahu PF hlezenního kloubu v předšvihové fázi, v rozsahu EXT kolenního kloubu ve fázi konečného stoje a v rozsahu FLX i EXT kyčelního kloubu. Tyto rozdíly byly pozorovány i v rámci experimentální části této diplomové práce. Některé studie uvádějí rozdíly statisticky významné, v jiných studiích tyto rozdíly nejsou tolik výrazné nebo se některé rozdíly nepotvrdily vůbec. Diskrepance výsledků mezi studii může být způsobena nedostatečnou charakteristikou výzkumného souboru. Některé studie neuvádí rozdělení jedinců s PN dle škály H&Y, takže nelze posoudit stadium onemocnění, ve kterém se jedinci při měření nacházeli. Řada studií také neuvádí, zda měření probíhalo v ON fázi či OFF fázi.

Závěr

Při porovnání tří, bezprostředně po sobě následujících pokusů, byl větší počet statisticky významných rozdílů nalezen u jedinců s Parkinsonovou nemocí. Z celkem 96 porovnání byly statisticky významné rozdíly nalezeny v 17 případech, což představuje 17,7%. Pomocí Wilcoxonova párového testu byly zjištěny statisticky významné rozdíly v max. dorzální flexi (DF) levého hlezenního kloubu (mezi 4. a 6., a mezi 5. a 6. pokusem), v max. plantární flexi (PF) levého (mezi 1. a 2., a mezi 1. a 3. pokusem) i pravého hlezenního kloubu (mezi 1. a 3., a mezi 5. a 6. pokusem), v maximální extenzi (EXT) levého (mezi 1. a 2., a mezi 1. a 3. pokusem) i pravého kyčelního kloubu (mezi 1. a 3., mezi 2. a 3., a mezi 4. a 6. pokusem), v max. flexi (FLX) pravého kyčelního kloubu (mezi 2. a 3. pokusem), v úhlu Heel-strike pravé dolní končetiny (mezi 1. a 2. pokusem, v úhlu Toe-off levé dolní končetiny (mezi 1. a 2., mezi 1. a 3. a mezi 4. a 6. pokusem) a v úhlu Toe-off pravé dolní končetiny (mezi 4. a 6. pokusem). Hypotéza H_{01} , která říká, že není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí, tak byla zamítnuta.

Při porovnání tří po sobě následujících pokusů u kontrolní skupiny se našly statisticky významné rozdíly jen v 6 případech z celkových 96 porovnání, což odpovídá 6,25% případů. Statisticky významné rozdíly byly zjištěny v max. PF levého i pravého hlezenního kloubu (v obou případech mezi 2. a 3. pokusem), v max. FLX levého kyčelního kloubu a v úhlu Heel-strike pravé (mezi 1. a 2., a mezi 4. a 6. pokusem) i levé dolní končetiny (mezi 5. a 6. pokusem). Hypotézu H_{03} , která říká, že není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními chůze u kontrolní skupiny nelze zamítnout.

Výsledky hypotézy H_{01} i H_{03} jsou však klinicky nevýznamné, protože rozdíly mezi pokusy jsou minimální. Nejvyšší rozdíl mezi dvěma měřeními byl $1,52^\circ$ u skupiny jedinců s Parkinsonovou nemocí a u kontrolní skupiny byl nejvyšší rozdíl mezi dvěma měřeními $1,35^\circ$.

Wilcoxonovým párovým testem bylo zjištěno, že mezi měřeními úhlových parametrů s odstupem jedné hodiny pomocí systému RehaGait je v rámci každého výzkumného souboru statisticky významný rozdíl pouze jeden. Ani jednu hypotézu (H_{02} i H_{04}) tak nelze zamítnout. Tento výsledek je však klinicky nevýznamný, protože vlastní rozdíl mezi pokusy je minimální.

S využitím Spearmanova korelačního koeficientu pro neparametrická data byla v rámci výzkumné otázky V_{01} zjišťována test-retest opakovatelnost měření systémem RehaGait. Nedostatečná opakovatelnost byla zjištěna v rámci max. EXT v kolenních kloubech, jak u skupiny s Parkinsonovou nemocí, tak u skupiny kontrolní. Korelační koeficient se pohyboval okolo hodnoty 0. Důvody nedostatečné opakovatelnosti u EXT kolenního kloubu jsou rozebrány v Diskuzi. Lehce pod hranici nízké opakovatelnosti zůstaly i hodnoty max. FLX pravého kyčelního kloubu (0,55) a hodnota úhlu Heel-strike levé dolní končetiny (0,68) u jedinců s PN. Při vyřazení velmi nízkého koeficientu pro EXT kolenního kloubu se u ostatních parametrů vyskytovala opakovatelnost v rozmezí 0,55 – 0,95 u jedinců s Parkinsonovou nemocí a v rozmezí 0,7 – 0,97 u jedinců z kontrolní skupiny. Opakovatelnost u jedinců s Parkinsonovou nemocí tak odpovídala opakovatelnosti nedostatečné až vysoké. U kontrolní skupiny opakovatelnosti nízké až vysoké. Průměrná opakovatelnost byla o něco vyšší u skupiny jedinců s PN. Nejnižší opakovatelnost se vyskytla u jedinců s Parkinsonovou nemocí při max. FLX pravého kyčelního kloubu (0,55) a u jedinců z kontrolní skupiny při max. FLX levého kyčelního kloubu (0,7). Nejvyšší hodnoty opakovatelnosti byly u úhlu Toe-off pravé dolní končetiny u jedinců s Parkinsonovou nemocí (0,95) a levé dolní končetiny u kontrolní skupiny (0,97).

Dílčím cílem diplomové práce bylo porovnat úhlové parametry mezi jedinci s Parkinsonovou nemocí a zdravými jedinci. Pomocí Mann-Whitneyova testu pro neparametrická data byly mezi oběma skupinami porovnány průměry prvních tří pokusů s průměry tří pokusů, měřených s odstupem jedné hodiny. Statisticky významné rozdíly byly nalezeny především v rozsahu PF hlezenního kloubu, FLX a EXT kyčelního kloubu a úhlů Heel-strike a Toe-off. Průměrné hodnoty v rámci těchto úhlů byly u jedinců s Parkinsonovou nemocí vždy o něco nižší než u kontrolní skupiny. Medián hodnot PF hlezenního kloubu byl u jedinců s PN nižší přibližně o 4 - 5°, podobný rozdíl byl i v rámci max. FLX a EXT kyčelního kloubu, o přibližně 4 - 5° se lišil i úhel Heel-strike. Medián úhlu Toe-off byl u jedinců nižší o přibližně 9 - 10°.

Některé pozorované rozdíly mezi soubory byly zkreslené z důvodu limitace vyhodnocení a zpracování dat přístrojem RehaGait pro jednotlivé fáze krokového cyklu. Statisticky nevýznamný rozdíl mezi soubory byl nalezen v maximální EXT kolenního kloubu, jelikož přístroj RehaGait tuto hodnotu numericky nevyhodnotil ve fázi konečného stoje. Z grafického znázornění však byly rozdíly mezi soubory výrazné. V hodnotě maximální PF hlezenního kloubu byl nalezen statisticky významný rozdíl,

avšak pokud by došlo k porovnání hodnot maximální PF mezi stejnými fázemi krokového cyklu, byl by rozdíl mezi soubory ještě výraznější.

Souhrn

Tato diplomová práce se zabývala reliabilitou měření vybraných úhlových charakteristik pomocí systému RehaGait Analyzer Pro, který k analýze chůze využívá inerciální senzory. V diplomové práci byly rovněž porovnávány rozdíly úhlových parametrů mezi jedinci s Parkinsonovou nemocí a zdravými jedinci.

V teoretické části diplomové práce jsou popsány fyziologické rozsahy jednotlivých kloubů dolních končetin v rámci krokového cyklu. Dále jsou zde uvedeny možnosti kinematické analýzy chůze s podkapitolou věnovanou i inerciálním sensorům, jejich využití a reliabilitě. Rovněž je zde představen systém RehaGait Analyzer Pro, který inerciální senzory využívá, a který byl používán při experimentální části této diplomové práce. Následuje kapitola věnovaná Parkinsonově nemoci, její etiopatogenezi, výskytu a symptomům, ovlivňujícím chůzi.

K experimentální části diplomové práce byly vybrány dva výzkumné soubory, jedinci s PN (n=20; stadium 1-3 dle H&Y; průměrná délka onemocnění 7,6 let; průměrný věk 68,6 let) a kontrolní skupina zdravých starších jedinců (n=20; průměrný věk 65,05 let). Probandi se prošli třikrát za sebou po rovné chodbě bez překážek vlastním tempem. Po naměření třech pokusů byly probandům sundány senzory a následovala hodinová pauza, ve které nedošlo k žádné terapeutické intervenci. Po hodinové pauze se provedlo měření chůze stejným způsobem, opět třikrát po sobě. Hlavním cílem této diplomové práce bylo zjistit test-retest opakovatelnost měření vybraných úhlových parametrů systémem RehaGait. Dílčím cílem bylo zjistit rozdíly úhlových parametrů mezi výzkumnými soubory a dále rozdíly mezi jednotlivými pokusy chůze u obou skupin.

Při hodnocení test-retest opakovatelnosti byla nalezena výrazně nedostatečná opakovatelnost u max. EXT v kolenním kloubu u obou skupin, kdy se korelační koeficient pohyboval okolo 0. V rámci ostatních parametrů nabývala opakovatelnost rozmezí 0,55 – 0,95 u jedinců s Parkinsonovou nemocí, a rozmezí 0,7 – 0,97 u jedinců z kontrolní skupiny. U jedinců s Parkinsonovou nemocí byla reliabilita hodnocena jako vysoká u max. DF pravého i levého hlezenního kloubu, max. FLX levého kolenního kloubu a úhlu Toe-off pravé dolní končetiny. Dobrá reliabilita byla zjištěna u max. PF pravého i levého hlezenního kloubu, max. FLX pravého kolenního kloubu, max. FLX levého kyčelního kloubu, úhlu Heel-strike pravé dolní končetiny a úhlu Toe-off levé dolní končetiny. Reliabilita nízká byla u max. EXT levého kyčelního kloubu. Reliabilita nedostatečná byla, kromě již zmíněné max. EXT v kolenním kloubu, také u max. FLX

v pravém kloubu kyčelním a u Heel-strike levé dolní končetiny, kdy byly však hodnoty jen lehce pod hranicí nízké reliability. V rámci kontrolní skupiny byla reliability vysoká u max. DF pravého i levého hlezenního kloubu, max. PF v levém hlezenním kloubu, max. FLX v pravém kolenním kloubu, max. EXT v pravém i levém kyčelním kloubu a u úhlu Toe-off pravé i levé dolní končetiny. Dobrá reliability byla zjištěna u max. PF v pravém hlezenním kloubu, max. FLX v levém kolenním kloubu, max. FLX v pravém kyčelním kloubu a úhlu Heel-strike u pravé i levé dolní končetiny. Nízká reliability se vyskytla u max. FLX v levém kyčelním kloubu.

Při porovnání jednotlivých pokusů bezprostředně po sobě bylo u jedinců s PN z celkových 96 porovnání nalezeno 17 rozdílů, což odpovídá 17,7%. U kontrolní skupiny bylo nalezeno 6 rozdílů, odpovídající 6,25%. Rozdíly však nejsou klinicky významné. Při porovnání prvních tří měření s měřeními s odstupem jedné hodiny, byl v obou výzkumných souborech zjištěn statisticky významný rozdíl pouze v jednom případě.

Při porovnání průměrných rozsahů pohybu v jednotlivých kloubech mezi oběma skupinami se našly statisticky významné rozdíly v několika případech. U jedinců s PN byl nalezen nižší úhel Heel-strike (úhel mezi chodidlem a podložkou při počátečním kontaktu), nižší úhel Toe-off (úhel mezi chodidlem a podložkou v předšvihové fázi), nižší úhel max. PF hlezenního kloubu a nižší úhel max. FLX a EXT kyčelního kloubu.

Summary

The thesis is focused on the measurements' reliability of several chosen angular parameters by employing RehaGait Analyzer Pro portable system, which utilises inertial sensors for gait analysis. Furthermore, angular parameters' differences between patients with Parkinson disease (PD) and healthy individuals were also observed in this diploma thesis.

The theoretical part describes physiological range of all joints in lower limb during the gait cycle. Another section focuses on options of kinematic gait analysis with subchapter on inertial sensors, their uses and reliability. The portable system RehaGait Pro, the fundamental tool in the practical part of the thesis which employs inertial sensors, is also discussed in further detail in the same section of the thesis. Following chapter is focused on Parkinson disease, its etiopathogenesis, incidence and symptoms which impacts gait of patient.

The practical part of the thesis is focused on experimental side of the research. In this part, two research groups were established. First group consisted of patients with Parkinson disease (n=20, 1-3 H&Y, average age 68,6, average duration of the disease 7,6 years) and second group consisted of healthy older individuals (n=20, average age 65,05). All participants were asked to walk across the obstacle-free hall three times on their own pace. After measurements were taken, inertial sensors were removed from all participants and an hour-long rest ensued during which no therapy treatment took place. After the rest, the same task was repeated and measured. The main aim of the thesis was to ascertain repeatability (also called test-retest reliability) of measurements of chosen angular parameters by employing RehaGait Analyzer Pro portable system. The secondary goal was to find any angular parameters differences in the research pool and to evaluate all gait experiments in both groups.

During repeatability evaluation several incidences of poor reliability were found. Poor reliability was established for maximum extension of knee joint in both groups, the correlation coefficient was around 0. The reliability for other parameters moved between 0,55 and 0,95 for the PD patients' group and 0,7 and 0,97 for the control group. The highest reliability in the PD patients' group was found in maximum dorsal flexion of both right and left ankle joints, in maximum flexion of the left knee joint and in toe-off angle of right lower limb. Good reliability was observed in maximum plantar flexion of both right and left ankle joints, in maximum flexion of the right knee joint, in maximum flexion

of the left hip joint, heel-strike angle of left lower limb and toe-off angle of left lower limb. Poor reliability in the PD patients' group was noticed in maximum extension of the left hip joint. Finally, insufficient reliability was found, in addition to already mentioned maximum extension of the knee joint, also in maximum flexion of the right hip joint and heel-strike angle of left lower limb. These figures were just slightly below the limit of poor reliability. High reliability in the control group was observed in maximum dorsal flexion of both right and left ankle joints, in maximum plantar flexion of the left ankle joint, in maximum flexion of the right ankle joint, maximum extension in both hip joints and in toe-off angle of both right and left limbs. Good reliability was noted in maximum plantar flexion of the right ankle joint, maximum flexion of the left knee joint, maximum flexion of the right hip joint and in heel-strike angle of both right and left lower limbs. Poor reliability was noted in maximum flexion of the left hip joint.

During the evaluation of successive experiments on patients with Parkinson disease, 17 statistically significant differences were found out of total number of 96 comparisons, which equals to 17,7 %. There were 6 differences in the control group, which equals to 6,25 %. The scale differences are however negligible and therefore insignificant to the clinical research. The comparison of measurements during second set of gait experiment (after an hour-long rest) observed only one statistically significant difference in both groups.

During the comparison of gait range in each joint between two research groups, several statistically significant differences were found. The differences mainly appeared in lower heel-strike angle, lower toe-off angle, lower angle of maximum plantar flexion in ankle joint and lower angle of maximum angle flexion and extension in hip joint.

Referenční seznam

- Ahlrichs, C., Samà, A., Lawo, M., Cabestany, J., Rodríguez-Martín, D., Pérez-López, C., Sweeney, D., Quinlan, L. R., Laighin, G. Ó., Counihan, T., Browne, P., Hadas, L., Vainstein, G., Costa, A., Annicchiarico, R., Alcaine, S., Mestre, B., Quispe, P., Bayes, À., & 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
- Akins, J. S., Heebner, N. R., Lovalekar, M., & Sell, T. C. (2015). Reliability and validity of instrumented soccer equipment. *Journal of applied biomechanics*, *31*(3), 195–201. doi: 10.1123/jab.2014-0191
- Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L., & Davies, J. L. (2018). Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *18*(3), 719. doi: 10.3390/s18030719
- Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 6. přeprac. A dopl. vyd. Praha: Galén. ISBN 80-7262-433-4.
- 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. *The European journal of neuroscience*, *24*(6), 1815–1820. doi: 10.1111/j.1460-9568.2006.05033.x
- Beitz, J. M. (2014). Parkinson's disease a review. *Frontiers in Bioscience*, *6*(1), 65-74. doi: 10.2741/S415.
- Blin, O., Ferrandez, A. M., & Serratrice, G. (1990). Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. *Journal of the Neurological Sciences*, *98*(1), 91–97. doi:10.1016/0022-510x(90)90184-o
- Brown, P. & Steiger, M. J. (1996). *Basal ganglia gait disorders*. In Bronstein, A. M., Brandt, T. & Woollacott, M. H. *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Arnold. ISBN 0340601450
- 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

- Cloete, T., & Scheffer, C. (2008). Benchmarking of a full-body inertial motion capture system for clinical gait analysis. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2008*, 4579–4582. doi: 10.1109/IEMBS.2008.4650232
- Cloete, T., & Scheffer, C. (2010). Repeatability of an off-the-shelf, full body inertial motion capture system during clinical gait analysis. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2010*, 5125–5128. doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626196
- Delval, A., Salleron, J., Bourriez, J. L., Bleuse, S., Moreau, C., Krystkowiak, P., Defebvre, L., Devos, P., & Duhamel, A. (2008). Kinematic angular parameters in PD: reliability of joint angle curves and comparison with healthy subjects. *Gait & posture*, 28(3), 495–501. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.03.003
- di Biase, L., Di Santo, A., Caminiti, M. L., De Liso, A., Shah, S. A., Ricci, L., & Di Lazzaro, V. (2020). Gait Analysis in Parkinson's Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(12), 3529. doi: 10.3390/s20123529
- Doná, F., Aquino, C. C., Gazzola, J. M., Borges, V., Silva, S. M., Ganança, F. F., Caovilla, H. H., & Ferraz, H. B. (2016). Changes in postural control in patients with Parkinson's disease: a posturographic study. *Physiotherapy*, 102(3), 272–279. doi: 10.1016/j.physio.2015.08.009
- Donath, L., Faude, O., Lichtenstein, E., Nüesch, C., & Mündermann, A. (2016). Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 13, 6. doi: 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. Dostupné z: <https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2011-5-1/analyza-dat-v-neurologii-xxix-spolehlivost-reliabilita-klinicky-testu-36060>
- Dušek, L., Pavlík, T., Jarkovský, J., & Koptíková, J. (2019). Analýza dat v neurologii LXXIV-Neparametrický Spearmanův koeficient korelace. *Československá neurologie*, 82(2), 236-23. Dostupné z: <https://www.csnn.eu/en/journals/czech-and-slovak-neurology-and-neurosurgery/2019-2-3/analyza-dat-v-neurologii-lxxiv-neparametricky-spearmanuv-koeficient-korelace-109357>
- 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
- Ferrari, A., Cutti, A. G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., & Davalli, A. (2010). First in vivo assessment of "Outwalk": a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing*, 48(1), 1–15. doi: 10.1007/s11517-009-0544-y
- Findlow, A., Goulermas, J. Y., Nester, C., Howard, D., & Kenney, L. P. (2008). Predicting lower limb joint kinematics using wearable motion sensors. *Gait & posture*, 28(1), 120–126. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.001>
- Ginis, P., Pirani, R., Basaia, S., Ferrari, A., Chiari, L., Heremans, E., Canning, C. G. & Nieuwboer, A. (2017). Focusing on heel strike improves toe clearance in people with Parkinson's disease: an observational preliminary study. *Physiotherapy*, 103(4), 485–490. doi: 10.1016/j.physio.2017.05.001
- Hausdorff J. M. (2009). Gait dynamics in Parkinson's disease: common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. *Chaos (Woodbury, N.Y.)*, 19(2), 026113. doi: 10.1063/1.3147408
- Hawkes, Ch., Del Tradici, K. & Braak, H. (2009). Parkinson's disease: the dual hit theory revisited. *Ann N Y Acad Sci*, 1170, 615-22. doi: 10.1111/j.1749-6632.2009.04365.x. PMID: 19686202.

- Ismailidis, P., Egloff, C., Hegglin, L., Pagenstert, G., Kernen, R., Eckardt, A., Ilchmann, T., Mündermann, A., & Nüesch, C. (2020). Kinematic changes in patients with severe knee osteoarthritis are a result of reduced walking speed rather than disease severity. *Gait & posture*, *79*, 256–261. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.05.008
- Ismailidis, P., Nüesch, C., Kaufmann, M., Clauss, M., Pagenstert, G., Eckardt, A., Ilchmann, T., & Mündermann, A. (2020). Measuring gait kinematics in patients with severe hip osteoarthritis using wearable sensors. *Gait & posture*, *81*, 49–55. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.07.004
- Janura, M. & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. Monografie. ISBN 80-244-0930-5.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M. & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-3261-8.
- Kirtley, Ch. (2006) *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier. ISBN 0-4431-0009-8.
- Knutsson, E. (1972). An analysis of Parkinsonian gait. *Brain*, *95*(3), 475-486. doi: 10.1093/brain/95.3.475
- Kobesová, A. (2009). Extrapiramidové poruchy. In: Kolář, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- Králiček, P. (2004). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Univerzita Karlova v Praze. ISBN 80-246-0350-0.
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & Posture*, *17*(2), 106–112. doi:10.1016/s0966-6362(02)00060-7
- Lewis, G. N., Byblow, W. D., & Walt, S. E. (2000). Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic, visual cues. *Brain : a journal of neurology*, *123* (Pt 10), 2077–2090. doi: 10.1093/brain/123.10.2077
- Mancini, M., El-Gohary, M., Pearson, S., McNames, J., Schlueter, H., Nutt, J. G., King, L. A., & Horak, F. B. (2015). Continuous monitoring of turning in Parkinson's disease: Rehabilitation potential. *NeuroRehabilitation*, *37*(1), 3–10. doi: 10.3233/NRE-151236

- Mancini, M., Weiss, A., Herman, T., & Hausdorff, J. M. (2018). Turn Around Freezing: Community-Living Turning Behavior in People with Parkinson's Disease. *Frontiers in neurology*, 9, 18. doi: 10.3389/fneur.2018.00018
- Martínez, M., Villagra, F., Castellote, J. M., & Pastor, M. A. (2018). Kinematic and Kinetic Patterns Related to Free-Walking in Parkinson's Disease. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 18(12), 4224. doi: 10.3390/s18124224
- Měkota, K., & Blahuš, P. (1983). Motorické testy v tělesné výchově. Praha: Státní pedagogické nakladatelství. Učebnice pro vysoké školy.
- Meldrum, D., Shouldice, C., Conroy, R., Jones, K., & Forward, M. (2014). Test-retest reliability of three dimensional gait analysis: including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots. *Gait & posture*, 39(1), 265–271. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.07.130
- Morris, M., Iansek, 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 : official journal of the Movement Disorder Society*, 20(1), 40–50. doi: 10.1002/mds.20278
- Morris, M., McGinley, J., Huxham, F., Collier, J. & Iansek, R. (1999). Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease. *Human Movement Science*, 18(2-3), 461-483. doi: 10.1016/S0167-9457(99)00020-2
- 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-Herran, A., Garcia-Zapirain, B., & Mendez-Zorrilla, A. (2014). Gait analysis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(2), 3362–3394. doi: 10.3390/s140203362
- Navrátilová, D. (2020). *Hodnocení vybraných charakteristik chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí systému RehaGait*. Diplomová práce. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury. Dostupné z: <https://theses.cz/id/mptg2m/>.

- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analyza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- 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
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis-Normal and Pathological Function*. 1st ed. New Jersey: Slack. ISBN 978-1-55642-192-1
- Petraglia, F., Scarcella, L., Pedrazzi, G., Brancato, L., Puers, R., & Costantino, C. (2019). Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: a systematic review and meta-analysis. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, *55*(2), 265–280. doi: 10.23736/S1973-9087.18.05306-6
- Pfeiffer, J. (2007) *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1135-5.
- Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008). Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & posture*, *28*(4), 588–595. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.003
- Pistacchi, M., Gioulis, M., Sanson, F., De Giovannini, E., Filippi, G., Rossetto, F., & Zambito Marsala, S. (2017). Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease. *Functional neurology*, *32*(1), 28–34. doi: 10.11138/fneur/2017.32.1.028
- Poitras, I., Dupuis, F., Biemann, M., Campeau-Lecours, A., Mercier, C., Bouyer, L. J., & Roy, J. S. (2019). Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *19*(7), 1555. doi: 10.3390/s19071555
- Rektor, I., & Rektorová, I. (2003). *Centrální poruchy hybnosti v praxi*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-418-7

Roiz, R., Cacho, E. W., Pazinato, M. M., Reis, J. G., Cliquet, A., Jr, & Barasnevičius-Quagliato, E. M. (2010). Gait analysis comparing Parkinson's disease with healthy elderly subjects. *Arquivos de neuro-psiquiatria*, 68(1), 81–86. doi: 10.1590/s0004-282x2010000100018

Roth, J., Sekyrová, M. & Růžička, E. (2005). *Parkinsonova nemoc*. 3. rozš. vyd. Praha: Maxdorf. ISBN 8073450445.

Sale, P., De Pandis, M. F., Vimercati, S. L., Sova, I., Foti, C., Tenore, N., Fini, M., Stocchi, F., Albertini, G., Franceschini, M., & Galli, M. (2013). The relation between Parkinson's disease and ageing. Comparison of the gait patterns of young Parkinson's disease subjects with healthy elderly subjects. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 49(2), 161–167. PMID: 22569487

Schaafsma, J. D., Giladi, N., Balash, Y., Bartels, A. L., Gurevich, T., & Hausdorff, J. M. (2003). Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. *Journal of the Neurological Sciences*, 212(1-2), 47–53. doi: 10.1016/s0022-510x(03)00104-7

Schiefer, C., Kraus, T., Ellegast, R. P., & Ochsmann, E. (2015). A technical support tool for joint range of motion determination in functional diagnostics - an inter-rater study. *Journal of occupational medicine and toxicology (London, England)*, 10, 16. doi: 10.1186/s12995-015-0058-5

Schlachetzki, J., Barth, J., Marxreiter, F., Gossler, J., Kohl, Z., Reinfelder, S., Gassner, 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), e0183989. doi: 10.1371/journal.pone.0183989

Sofuwa, O., Nieuwboer, A., Desloovere, K., Willems, A. M., Chavret, F., & Jonkers, I. (2005). Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: comparison with a healthy control group. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(5), 1007–1013. doi: 10.1016/j.apmr.2004.08.012

Sprager, S., & Juric, M. B. (2015). Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 15(9), 22089–22127. doi: <https://doi.org/10.3390/s150922089>

Švehlík, M., Zwick, E. B., Steinwender, G., Linhart, W. E., Schwingenschuh, P., Katschnig, P., Ott, E., & Enzinger, C. (2009). Gait analysis in patients with Parkinson's disease off dopaminergic therapy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(11), 1880–1886. doi: 10.1016/j.apmr.2009.06.017

Uživatelský manuál RehaGait, (2016).

Whittle, M. (2007). *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann. ISBN 978-0-7506-8883-3.

Whittle, M., Levine, D., & Richards, J. (Eds.). (2012). *Whittle's gait analysis* (5th ed). Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-7020-4265-2

Yang, C. C., Hsu, Y. L., Shih, K. S., & Lu, J. M. (2011). Real-time gait cycle parameter recognition using a wearable accelerometry system. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 11(8), 7314–7326. doi: 10.3390/s110807314

Seznam obrázků

<i>Obrázek 1.</i> Rozsah pohybu hlezenního kloubu v průběhu krokového cyklu (Perry, 1992, p. 53)	15
<i>Obrázek 2.</i> Pohyb kolenního kloubu v průběhu krokového cyklu (Perry, 1992, p. 91)	16
<i>Obrázek 3.</i> Pohyb kyčelního kloubu v průběhu krokového cyklu (Perry, 1992, p. 112)	17
<i>Obrázek 4.</i> Rozdíl jednotlivých úhlů v kloubech mezi zdravými jedinci (modrá) a jedinci s PN (červená) (Morris et al., 2005, p. 45).	34
<i>Obrázek 5.</i> Umístění senzorů přístroje RehaGait – pohled zepředu, z boku a zezadu (Archiv Autora, 2021).....	38
<i>Obrázek 6.</i> Porovnání křivek pohybu hlezenního kloubu v rámci krokového cyklu mezi dvěma vybranými jedinci s PN (exportované křivky ze systému RehaGait)	59
<i>Obrázek 7.</i> Porovnání křivek pohybu kolenního kloubu v rámci krokového cyklu mezi dvěma vybranými jedinci s PN (exportované křivky ze systému RehaGait)	60

Seznam tabulek

<i>Tabulka 1.</i> Porovnání úhlových parametrů chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními Wilcoxonovým párovým testem u jedinců s Parkinsonovou nemocí – vybrané úhlové parametry se statisticky významným rozdílem (n=20).....	41
<i>Tabulka 2.</i> Porovnání úhlových parametrů chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními Wilcoxonovým párovým testem u jedinců z kontrolní skupiny – vybrané úhlové parametry se statisticky významným rozdílem (n=20).....	43
<i>Tabulka 3.</i> Spearmanův korelační koeficient r pro průměry tří po sobě následujících měření vybraných úhlových charakteristik chůze u jedinců s Parkinsonovou nemocí a u jedinců z kontrolní skupiny.....	45
<i>Tabulka 4.</i> Porovnání statisticky významných rozdílů mezi úhlovými parametry chůze u jedinců s Parkinsonovou nemocí a u jedinců z kontrolní skupiny.....	46
<i>Tabulka 5.</i> Hodnoty mediánu pro měření 1-3 a měření 4-6 u obou skupin.....	53

Seznam grafů

<i>Graf 1.</i> Porovnání maximální PF v hlezenním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3.....	48
<i>Graf 2.</i> Porovnání maximální PF v hlezenním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6.....	48
<i>Graf 3.</i> Porovnání maximální FLX v kyčelním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3.....	49
<i>Graf 4.</i> Porovnání maximální FLX v kyčelním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6.....	49
<i>Graf 5.</i> Porovnání maximální EXT v kyčelním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3.....	50
<i>Graf 6.</i> Porovnání maximální EXT v kyčelním kloubu mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6.....	50
<i>Graf 7.</i> Porovnání úhlu Heel-strike mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3.....	51
<i>Graf 8.</i> Porovnání úhlu Heel-strike mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6.....	51
<i>Graf 9.</i> Porovnání úhlu Toe-off mezi oběma skupinami v rámci měření 1-3.....	52
<i>Graf 10.</i> Porovnání úhlu Toe-off mezi oběma skupinami v rámci měření 4-6.....	52

Table 3: Comparison of discrete parameters during walking between the RehaGait system and the reference system (positive angles represent ankle dorsiflexion, knee flexion and hip flexion)

	<i>RehaGait[®] 1</i>	<i>RehaGait[®] 2</i>	<i>Vicon[®]</i>	<i>P value (between systems)^a</i>	<i>P value (within RehaGait[®])^b</i>
	<i>Mean (SD)</i>	<i>Mean (SD)</i>	<i>Mean (SD)</i>		
Ankle angle at initial contact	7.4 (2.1)	7.0 (2.5)	8.7 (3.6)	.722	0.439
first minimal ankle angle	-1.3 (0.9)	-1.5 (0.8)	2.8 (3.6)	<0.001	0.132
Maximal ankle angle	15.9 (3.5)	15.8 (3.4)	16.6 (3.3)	0.446	0.796
second minimal ankle angle	-14.5 (4.8)	-16.2 (5.4)	-11.3 (4.3)	0.002	0.011
Ankle dorsiflexion range of motion	17.2 (3.5)	17.2 (3.5)	13.9 (3.3)	<0.001	0.848
Ankle plantarflexion range of motion	30.3 (3.4)	31.9 (4.1)	27.9 (4.4)	0.001	0.004
Knee angle at initial contact	-1.2 (0.5)	-1.4 (0.5)	7.3 (5.2)	<0.001	0.113
first maximal knee angle	17.2 (3.2)	18.1 (2.5)	25.2 (7.5)	<0.001	0.247
Minimal knee angle	4.9 (3.7)	7.2 (3.6)	6.8 (6.0)	0.236	0.002
second maximal knee angle	68.7 (5.2)	69.8 (3.8)	68.3 (7.1)	0.909	0.245
Knee range of motion (first half stride)	18.6 (3.3)	19.6 (2.3)	20.3 (4.8)	0.029	0.137
Knee range of motion (second half stride)	70.0 (5.2)	71.3 (3.7)	63.4 (5.5)	<0.001	0.161
Hip angle at initial contact	22.9 (3.2)	23.4 (4.5)	37.1 (3.0)	<0.001	0.576
first maximal hip angle	25.5 (3.4)	26.5 (4.6)	37.7 (3.4)	<0.001	0.200
Minimal hip angle	-12.0 (4.9)	-11.1 (3.6)	-7.2 (4.7)	<0.001	0.325
second maximal hip angle	29.8 (3.8)	30.1 (5.2)	38.9 (3.1)	<0.001	0.721
Hip range of motion (first half stride)	37.4 (3.6)	37.6 (3.9)	44.9 (3.6)	<0.001	0.779
Hip range of motion (second half stride)	41.8 (4.0)	41.2 (4.1)	46.1 (3.5)	<0.001	0.183

^a: general linear model with factors time and system^b: least square difference test

Příloha 2: Souhlas Etické komise FTK UP



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

☒ tř. Míru 115, 771 11 Olomouc

Žádost o vyjádření Etické komise FTK UP

k projektu diplomové práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Hodnocení vybraných charakteristik chůze u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí systému RehaGait (úhlové parametry)

Forma projektu: bakalářská práce

Autor /hlavní řešitel/ Bc. Aneta Utěšená

spoluřešitelé

Školitel (v případě studentské práce) Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Vyjádření školitele, vedoucího práce Souhlasím

Popis projektu:

Do projektu budou začleněny dvě skupiny probandů. Každá skupina bude čítat 20 účastníků ve věku 50-70 let. První skupina bude složena z lidí s diagnostikovanou Parkinsonovou nemocí (stupně 1-3 dle Hoehnové a Yahra) a ve druhé skupině budou zdraví jedinci. K měření bude využito přístroje RehaGait, sloužící k analýze chůze či běhu. Přístroj RehaGait obsahuje senzory, díky kterým jsme schopni odečíst časové a úhlové charakteristiky chůze probanda. Jedinci se projdou 3x za sebou přirozenou chůzí po rovině o vzdálenosti 15 metrů. Tento postup se za hodinu zopakuje.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Během měření bude zajištěna plná bezpečnost účastníků výzkumu. Probandi budou podrobně obeznámeni o průběhu měření a budou jim ponechány veškeré potřebné pomůcky pro chůzi. Při každém měření půjde terapeut v těsné blízkosti probanda, aby zabránil případnému pádu a do chůze účastníků nebude terapeut nijak zasahovat. Všichni probandi mají na základě informovaného souhlasu možnost kdykoliv z výzkumu odstoupit. Přístroj RehaGait patří Katedře fyzioterapie.

Etické aspekty výzkumu:

Diplomová práce nemá zvláštní etické aspekty.

Informovaný souhlas účastníků (přiložen)

V Olomouci dne 12. 10. 2020

Podpis autora

Příloha 3: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

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

Autor: Bc. Aneta Utěšená

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: Dotazník pro jedince s Parkinsonovou nemocí

Dotazník před zahájením měření

Datum:

Jméno a příjmení:

Věk:

Tělesná výška:

Tělesná hmotnost:

Délka trvání PN:

Stadium dle H&Y:

Typ užívané léčby:

ON/OFF stadium v době měření:

Frekvence pádů za poslední 3 měsíce:

Jiná onemocnění:

Užívané pomůcky při chůzi:

Příloha 5: Porovnání úhlových parametrů chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními Wilcoxonovým párovým testem u jedinců s Parkinsonovou nemocí (n=20)

	Parametr 1	Parametr 2	p-value
Max. DF – L hlezno 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	13,43 \pm 4,09	13,17 \pm 4	0,198
Max. DF – R hlezno 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	13,51 \pm 4,37	13,25 \pm 4,28	0,247
Max. PF – L hlezno 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	9,79 \pm 4,69	10,23 \pm 5,11	0,033*
Max. PF – R hlezno 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	9,54 \pm 5,73	9,72 \pm 5,71	0,218
Max. FLX – L KOK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	50,36 \pm 9,83	49,63 \pm 9,46	0,936
Max. FLX – R KOK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	50,76 \pm 9,41	50,76 \pm 8,75	0,575
Max. EXT – L KOK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	0,5 \pm 0,08	0,51 \pm 0,06	0,728
Max. EXT – R KOK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	0,49 \pm 0,06	0,48 \pm 0,09	0,679
Max. FLX – L KYK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	29,55 \pm 6,06	29,43 \pm 5,73	0,970
Max. FLX – R KYK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	29,9 \pm 6,16	30,65 \pm 6,43	0,191
Max. EXT – L KYK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	5,8 \pm 3,16	6,55 \pm 3,98	0,023*
Max. EXT – R KYK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	4,86 \pm 3,29	5,07 \pm 3,43	0,332
Heel strike – LDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	19,11 \pm 5,37	19,12 \pm 5,5	0,601
Heel strike – PDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	19,64 \pm 6,3	20,27 \pm 6,41	0,029*
Toe off – LDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	47,94 \pm 10,03	49,27 \pm 10,11	0,007*
Toe off – PDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	47,21 \pm 9,7	47,95 \pm 9,3	0,135
Max. DF – L hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,43 \pm 4,09	13,09 \pm 3,94	0,218
Max. DF – R hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,51 \pm 4,37	13,02 \pm 4,2	0,052
Max. PF – L hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	9,79 \pm 4,69	10,42 \pm 4,55	0,019*
Max. PF – R hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	9,54 \pm 5,73	10,23 \pm 5,1	0,048*
Max. FLX – L KOK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	50,36 \pm 9,83	49,16 \pm 9,73	0,185
Max. FLX – R KOK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	50,76 \pm 9,41	51,31 \pm 9,4	0,126
Max. EXT – L KOK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	0,5 \pm 0,08	0,51 \pm 0,08	0,695
Max. EXT – R KOK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	0,49 \pm 0,06	0,52 \pm 0,08	0,145
Max. FLX – L KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	29,55 \pm 6,06	29,89 \pm 6,44	0,478
Max. FLX – R KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	29,9 \pm 6,16	29,7 \pm 6,78	0,794
Max. EXT – L KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	5,8 \pm 3,16	6,63 \pm 3,86	0,035*
Max. EXT – R KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	4,86 \pm 3,29	5,97 \pm 4,51	0,025*
Heel strike – LDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	19,11 \pm 5,37	19,49 \pm 6,16	0,232
Heel strike – PDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	19,64 \pm 6,3	19,66 \pm 6,45	0,794
Toe off – LDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	47,94 \pm 10,03	49,46 \pm 10,72	0,028*
Toe off – PDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	47,21 \pm 9,7	48,9 \pm 10,34	0,012*
Max. DF – L hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,17 \pm 4	13,09 \pm 3,94	0,695
Max. DF – R hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,25 \pm 4,28	13,02 \pm 4,2	0,550
Max. PF – L hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	10,23 \pm 5,11	10,42 \pm 4,55	0,794

Max. PF – R hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	9,72 \pm 5,71	10,23 \pm 5,1	0,093
Max. FLX – L KOK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	49,63 \pm 9,46	49,16 \pm 9,73	0,370
Max. FLX – R KOK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	50,76 \pm 8,75	51,31 \pm 9,4	0,313
Max. EXT – L KOK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	0,51 \pm 0,06	0,51 \pm 0,08	0,968
Max. EXT – R KOK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	0,48 \pm 0,09	0,52 \pm 0,08	0,184
Max. FLX – L KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	29,43 \pm 5,73	29,89 \pm 6,44	0,313
Max. FLX – R KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	30,65 \pm 6,43	29,7 \pm 6,78	0,005*
Max. EXT – L KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	6,55 \pm 3,98	6,63 \pm 3,86	0,940
Max. EXT – R KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	5,07 \pm 3,43	5,97 \pm 4,51	0,016*
Heel strike – LDK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	19,12 \pm 5,5	19,49 \pm 6,16	0,351
Heel strike – PDK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	20,27 \pm 6,41	19,66 \pm 6,45	0,179
Toe off – LDK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	49,27 \pm 10,11	49,46 \pm 10,72	0,681
Toe off – PDK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	47,95 \pm 9,3	48,9 \pm 10,34	0,093
Max. DF – L hlezno 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	13,45 \pm 4,75	13,43 \pm 4,68	0,709
Max. DF – R hlezno 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	12,89 \pm 4,47	12,87 \pm 4	0,563
Max. PF – L hlezno 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	10,8 \pm 5,61	11,07 \pm 5,4	0,287
Max. PF – R hlezno 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	10,81 \pm 6,48	10,48 \pm 5,81	0,926
Max. FLX – L KOK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	48,76 \pm 8,7	48,57 \pm 9,34	0,654
Max. FLX – R KOK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	49,7 \pm 9,71	48,99 \pm 9,45	0,709
Max. EXT – L KOK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	0,48 \pm 0,1	0,48 \pm 0,1	0,837
Max. EXT – R KOK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	0,47 \pm 0,11	0,5 \pm 0,09	0,147
Max. FLX – L KYK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	30,66 \pm 7,12	31,02 \pm 8,2	0,737
Max. FLX – R KYK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	30,24 \pm 6,65	30,73 \pm 7,18	0,218
Max. EXT – L KYK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	7,21 \pm 4,33	7,29 \pm 4,49	0,737
Max. EXT – R KYK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	5,76 \pm 3,94	6,03 \pm 4,25	0,247
Heel strike – LDK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	20,59 \pm 6,29	20,53 \pm 6,55	0,911
Heel strike – PDK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	21,28 \pm 7,97	21,46 \pm 8,24	0,433
Toe off – LDK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	49,63 \pm 10,01	50,4 \pm 10,51	0,089
Toe off – PDK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	49,68 \pm 9,5	50,14 \pm 9,1	0,247
Max. DF – L hlezno 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	13,45 \pm 4,75	12,85 \pm 4,73	0,040*
Max. DF – R hlezno 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	12,89 \pm 4,47	12,4 \pm 4,09	0,086
Max. PF – L hlezno 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	10,8 \pm 5,61	11,33 \pm 5,6	0,079
Max. PF – R hlezno 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	10,81 \pm 6,48	11,3 \pm 6,31	0,057
Max. FLX – L KOK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	48,76 \pm 8,7	47,71 \pm 8,84	0,502
Max. FLX – R KOK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	49,7 \pm 9,71	48,71 \pm 9,01	0,709
Max. EXT – L KOK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	0,48 \pm 0,1	0,46 \pm 0,08	0,351
Max. EXT – R KOK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	0,47 \pm 0,11	0,5 \pm 0,08	0,232
Max. FLX – L KYK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	30,66 \pm 7,12	31,26 \pm 8,03	0,204
Max. FLX – R KYK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	30,24 \pm 6,65	30,8 \pm 7,47	0,100

Pokračování tabulky

Max. EXT – L KYK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	7,21 \pm 4,33	7,32 \pm 4,57	0,940
Max. EXT – R KYK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	5,76 \pm 3,94	6,4 \pm 5,15	0,048*
Heel strike – LDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	20,59 \pm 6,29	20,36 \pm 6,26	0,852
Heel strike – PDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	21,28 \pm 7,97	21,5 \pm 7,78	0,654
Toe off – LDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	49,63 \pm 10,01	50,7 \pm 10,55	0,012*
Toe off – PDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	49,68 \pm 9,5	49,99 \pm 9,79	0,167
Max. DF – L hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	13,43 \pm 4,68	12,85 \pm 4,73	0,023*
Max. DF – R hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	12,87 \pm 4	12,4 \pm 4,09	0,126
Max. PF – L hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	11,07 \pm 5,4	11,33 \pm 5,6	0,179
Max. PF – R hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	10,48 \pm 5,81	11,3 \pm 6,31	0,003*
Max. FLX – L KOK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	48,57 \pm 9,34	47,71 \pm 8,84	0,279
Max. FLX – R KOK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	48,99 \pm 9,45	48,71 \pm 9,01	0,550
Max. EXT – L KOK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	0,48 \pm 0,1	0,46 \pm 0,08	0,338
Max. EXT – R KOK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	0,5 \pm 0,09	0,5 \pm 0,08	0,965
Max. FLX – L KYK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	31,02 \pm 8,2	31,26 \pm 8,03	0,351
Max. FLX – R KYK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	30,73 \pm 7,18	30,8 \pm 7,47	0,737
Max. EXT – L KYK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	7,29 \pm 4,49	7,32 \pm 4,57	0,765
Max. EXT – R KYK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	6,03 \pm 4,25	6,4 \pm 5,15	0,225
Heel strike – LDK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	20,53 \pm 6,55	20,36 \pm 6,26	0,737
Heel strike – PDK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	21,46 \pm 8,24	21,5 \pm 7,78	0,526
Toe off – LDK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	50,4 \pm 10,51	50,7 \pm 10,55	0,614
Toe off – PDK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	50,14 \pm 9,1	49,99 \pm 9,79	0,526

Vysvětlivky: 1,2,3,4,5,6 – číslo měření, *PF* – plantární flexe, *DF* – dorzální flexe, *FLX* – flexe, *EXT* – extenze, *KOK* – kolenní kloub, *KYK* – kyčelní kloub, *L* – levý, *R* – pravý, *LDK* – levá dolní končetina, *PDK* – pravá dolní končetina, *SD* – směrodatná odchylka, *p-value* – statisticky významná hladina, * - hladina statistické významnosti $p < 0,05$

Příloha 6: Porovnání úhlových parametrů chůze u jedinců s PN (n=20) mezi průměrem prvních tří měření a průměrem tří měření, naměřených s odstupem jedné hodiny, pomocí Wilcoxonova párového testu

	Průměr měření 1-3	Průměr měření 4-6	P
Max DF – L hlezno 1 & Max DF – L hlezno 2 ($^{\circ} \pm SD$)	13,23 \pm 3,96	13,25 \pm 4,68	0,478
Max DF – R hlezno 1 & Max DF – R hlezno 2 ($^{\circ} \pm SD$)	13,26 \pm 4,23	12,72 \pm 4,12	0,247
Max PF – L hlezno 1 & Max PF – L hlezno 2 ($^{\circ} \pm SD$)	10,15 \pm 4,7	11,07 \pm 5,5	0,08
Max PF – R hlezno 1 & Max PF – R hlezno 2 ($^{\circ} \pm SD$)	9,83 \pm 5,43	10,86 \pm 6,17	0,073
Max FLX – L KOK 1 & Max FLX – L KOK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	49,72 \pm 9,52	48,35 \pm 8,77	0,313
Max FLX – R KOK 1 & Max FLX – R KOK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	50,94 \pm 9,1	49,13 \pm 9,23	0,062
Max EXT – L KOK 1 & Max EXT – L KOK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	0,51 \pm 0,05	0,47 \pm 0,06	0,104
Max EXT – R KOK 1 & Max EXT – R KOK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	0,5 \pm 0,05	0,49 \pm 0,07	0,94
Max FLX – L KYK 1 & Max FLX – L KYK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	29,62 \pm 5,98	30,98 \pm 7,7	0,108
Max FLX – R KYK 1 & Max FLX – R KYK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	30,08 \pm 6,38	30,59 \pm 7,06	0,502
Max EXT – L KYK 1 & Max EXT – L KYK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	6,33 \pm 3,57	7,27 \pm 4,37	0,55
Max EXT – R KYK 1 Max EXT – R KYK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	5,3 \pm 3,64	6,06 \pm 4,38	0,232
Heel strike – LDK 1 & Heel strike - LDK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	19,24 \pm 5,61	20,49 \pm 6,3	0,204
Heel strike - PDK 1 & Heel strike - PDK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	19,85 \pm 6,32	21,41 \pm 7,94	0,117

Pokračování tabulky

Toe off – LDK 1 & Toe off – LDK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	48,89 \pm 10,2	50,24 \pm 10,3	0,1
Toe off – PDK 1 & Toe off – PDK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	48,02 \pm 9,69	49,94 \pm 9,3	0,028*

Vysvětlivky: 1 – průměr prvních třech měření, 2 – průměr následujících tří měření s odstupem jedné hodiny, *L* – levý, *R* – pravý, *DF* – dorzální flexe, *PF* – plantární flexe, *FLX* – flexe, *EXT* – extenze, *KOK* – kolenní kloub, *KYK* – kyčelní kloub, *LDK* – levá dolní končetina, *PDK* – pravá dolní končetina, *SD* – směrodatná odchylka, *p* – hladina statistické významnosti, * - hladina statistické významnosti $p < 0,05$

Příloha 7: Srovnání úhlových parametrů chůze mezi třemi po sobě následujícími měřeními Wilcoxonovým párovým testem u jedinců z kontrolní skupiny (n=20)

	Parametr 1	Parametr 2	p-value
Max. DF – L hlezno 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	11,35 \pm 4,37	11,64 \pm 4,36	0,279
Max. DF – R hlezno 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	13,30 \pm 2,56	13,08 \pm 2,7	0,455
Max. PF – L hlezno 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	14,56 \pm 7,33	13,99 \pm 6,46	0,737
Max. PF – R hlezno 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	13,71 \pm 5,59	13,14 \pm 4,59	1
Max. FLX – L KOK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	52,51 \pm 9,72	52,22 \pm 9,43	0,204
Max. FLX – R KOK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	53,15 \pm 8,82	52,4 \pm 9,69	0,360
Max. EXT – L KOK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	0,48 \pm 0,09	0,49 \pm 0,1	0,444
Max. EXT – R KOK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	0,49 \pm 0,09	0,5 \pm 0,07	0,913
Max. FLX – L KYK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	34,37 \pm 3,99	34,57 \pm 6,47	0,681
Max. FLX – R KYK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	35,57 \pm 5,33	37,73 \pm 7,41	0,055
Max. EXT – L KYK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	10,65 \pm 4,61	10,51 \pm 4,7	0,654
Max. EXT – R KYK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	9,96 \pm 4,50	9,4 \pm 4,94	0,167
Heel strike – LDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	23,83 \pm 6,6	23,37 \pm 6,91	0,737
Heel strike – PDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	25,44 \pm 6,41	26,19 \pm 6,67	0,019*
Toe off – LDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	56,85 \pm 12,23	56,47 \pm 10,62	0,985
Toe off – PDK 1 a 2 ($^{\circ} \pm SD$)	56,06 \pm 10,58	54,97 \pm 9,85	0,49
Max. DF – L hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	11,35 \pm 4,37	11,96 \pm 4,65	0,263
Max. DF – R hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,30 \pm 2,56	13,16 \pm 2,84	0,526
Max. PF – L hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	14,56 \pm 7,33	14,42 \pm 6,17	0,126
Max. PF – R hlezno 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,71 \pm 5,59	13,90 \pm 5	0,232
Max. FLX – L KOK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	52,51 \pm 9,72	51,98 \pm 8,77	0,305
Max. FLX – R KOK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	53,15 \pm 8,82	52,55 \pm 10,10	0,794
Max. EXT – L KOK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	0,48 \pm 0,09	0,49 \pm 0,10	0,952
Max. EXT – R KOK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	0,49 \pm 0,09	0,48 \pm 0,08	0,732
Max. FLX – L KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	34,37 \pm 3,99	34 \pm 3,89	0,737
Max. FLX – R KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	35,57 \pm 5,33	36,24 \pm 5,37	0,502
Max. EXT – L KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	10,65 \pm 4,61	10,24 \pm 5,54	0,970
Max. EXT – R KYK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	9,96 \pm 4,50	9,96 \pm 5,2	0,391
Heel strike – LDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	23,83 \pm 6,6	24,23 \pm 6,84	0,455
Heel strike – PDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	25,44 \pm 6,41	25,9 \pm 6,8	0,179
Toe off – LDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	56,85 \pm 12,23	57,08 \pm 10,88	0,179
Toe off – PDK 1 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	56,06 \pm 10,58	56,19 \pm 10,95	0,433
Max. DF – L hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	11,64 \pm 4,36	11,96 \pm 4,65	0,941
Max. DF – R hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,08 \pm 2,7	13,16 \pm 2,84	0,681
Max. PF – L hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,99 \pm 6,46	14,42 \pm 6,17	0,033*

Pokračování tabulky

Max. PF – R hlezno 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	13,14 \pm 4,59	13,90 \pm 5	0,033*
Max. FLX – L KOK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	52,22 \pm 9,43	51,98 \pm 8,77	0,852
Max. FLX – R KOK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	52,4 \pm 9,69	52,55 \pm 10,10	0,550
Max. EXT – L KOK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	0,49 \pm 0,1	0,49 \pm 0,10	0,955
Max. EXT – R KOK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	0,5 \pm 0,07	0,48 \pm 0,08	0,372
Max. FLX – L KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	34,57 \pm 6,47	34 \pm 3,89	0,575
Max. FLX – R KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	37,73 \pm 7,41	36,24 \pm 5,37	0,765
Max. EXT – L KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	10,51 \pm 4,7	10,24 \pm 5,54	0,313
Max. EXT – R KYK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	9,4 \pm 4,94	9,96 \pm 5,2	0,232
Heel strike – LDK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	23,37 \pm 6,91	24,23 \pm 6,84	0,062
Heel strike – PDK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	26,19 \pm 6,67	25,9 \pm 6,8	0,538
Toe off – LDK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	56,47 \pm 10,62	57,08 \pm 10,88	0,097
Toe off – PDK 2 a 3 ($^{\circ} \pm SD$)	54,97 \pm 9,85	56,19 \pm 10,95	0,062
Max. DF – L hlezno 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	11,66 \pm 5,17	11,94 \pm 5,05	0,225
Max. DF – R hlezno 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	13,47 \pm 3,59	13,09 \pm 3,71	0,538
Max. PF – L hlezno 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	14,98 \pm 6,62	15,10 \pm 6,88	0,765
Max. PF – R hlezno 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	14,59 \pm 6,2	14,66 \pm 5,52	0,794
Max. FLX – L KOK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	51,07 \pm 7,34	50,61 \pm 8,36	0,191
Max. FLX – R KOK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	53,21 \pm 9,98	53,14 \pm 10,52	0,852
Max. EXT – L KOK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	0,51 \pm 0,11	0,46 \pm 0,08	0,133
Max. EXT – R KOK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	0,49 \pm 0,06	0,46 \pm 0,11	0,324
Max. FLX – L KYK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	34,02 \pm 5,34	35,37 \pm 4,64	0,03*
Max. FLX – R KYK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	36,99 \pm 6,92	36,56 \pm 5,89	0,478
Max. EXT – L KYK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	11,08 \pm 5,74	10,67 \pm 5,90	0,135
Max. EXT – R KYK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	9,68 \pm 5,68	10,19 \pm 5,57	0,232
Heel strike – LDK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	23,97 \pm 6,52	23,92 \pm 6,01	0,765
Heel strike – PDK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	25,86 \pm 6,73	25,76 \pm 6,71	0,723
Toe off – LDK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	58,06 \pm 11,26	58,11 \pm 11,24	0,823
Toe off – PDK 4 a 5 ($^{\circ} \pm SD$)	56,69 \pm 11,36	56,53 \pm 11,61	0,97
Max. DF – L hlezno 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	11,66 \pm 5,17	11,56 \pm 5,11	0,808
Max. DF – R hlezno 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	13,47 \pm 3,59	12,86 \pm 3,77	0,191
Max. PF – L hlezno 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	14,98 \pm 6,62	15,46 \pm 7,63	0,526
Max. PF – R hlezno 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	14,59 \pm 6,2	14,47 \pm 6,27	0,970
Max. FLX – L KOK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	51,07 \pm 7,34	51,41 \pm 8,18	0,852
Max. FLX – R KOK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	53,21 \pm 9,98	53,64 \pm 10,33	0,478
Max. EXT – L KOK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	0,51 \pm 0,11	0,48 \pm 0,08	0,478
Max. EXT – R KOK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	0,49 \pm 0,06	0,53 \pm 0,1	0,086
Max. FLX – L KYK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	34,02 \pm 5,34	35,41 \pm 4,88	0,059
Max. FLX – R KYK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	36,99 \pm 6,92	37,11 \pm 6,06	0,852

Pokračování tabulky

Max. EXT – L KYK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	11,08 \pm 5,74	10,38 \pm 4,91	0,852
Max. EXT – R KYK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	9,68 \pm 5,68	9,72 \pm 5,33	0,550
Heel strike – LDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	23,97 \pm 6,52	24,85 \pm 6,43	0,086
Heel strike – PDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	25,86 \pm 6,73	26,61 \pm 6,45	0,046*
Toe off – LDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	58,06 \pm 11,26	58,02 \pm 10,87	0,94
Toe off – PDK 4 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	56,69 \pm 11,36	56,65 \pm 11,54	0,823
Max. DF – L hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	11,94 \pm 5,05	11,56 \pm 5,11	0,601
Max. DF – R hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	13,09 \pm 3,71	12,86 \pm 3,77	0,941
Max. PF – L hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	15,10 \pm 6,88	15,46 \pm 7,63	0,502
Max. PF – R hlezno 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	14,66 \pm 5,52	14,47 \pm 6,27	0,695
Max. FLX – L KOK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	50,61 \pm 8,36	51,41 \pm 8,18	0,086
Max. FLX – R KOK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	53,14 \pm 10,52	53,64 \pm 10,33	0,108
Max. EXT – L KOK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	0,46 \pm 0,08	0,48 \pm 0,08	0,398
Max. EXT – R KOK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	0,46 \pm 0,11	0,53 \pm 0,1	0,057
Max. FLX – L KYK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	35,37 \pm 4,64	35,41 \pm 4,88	0,526
Max. FLX – R KYK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	36,56 \pm 5,89	37,11 \pm 6,06	0,204
Max. EXT – L KYK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	10,67 \pm 5,90	10,38 \pm 4,91	0,654
Max. EXT – R KYK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	10,19 \pm 5,57	9,72 \pm 5,33	0,911
Heel strike – LDK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	23,92 \pm 6,01	24,85 \pm 6,43	0,037*
Heel strike – PDK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	25,76 \pm 6,71	26,61 \pm 6,45	0,057
Toe off – LDK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	58,11 \pm 11,24	58,02 \pm 10,87	0,94
Toe off – PDK 5 a 6 ($^{\circ} \pm SD$)	56,53 \pm 11,61	56,65 \pm 11,54	0,737

Vysvětlivky: 1,2,3,4,5,6 – číslo měření, *PF* – plantární flexe, *DF* – dorzální flexe, *FLX* – flexe, *EXT* – extenze, *KOK* – kolenní kloub, *KYK* – kyčelní kloub, *L* – levý, *R* – pravý, *LDK* – levá dolní končetina, *PDK* – pravá dolní končetina, *SD* – směrodatná odchylka, *p-value* – statisticky významná hladina, * - hladina statistické významnosti $p < 0,05$

Příloha 8: Porovnání úhlových parametrů chůze u kontrolní skupiny (n=20) mezi průměrem prvních tří měření a průměrem tří měření, naměřených s odstupem jedné hodiny, pomocí Wilcoxonova párového testu

	Průměr měření 1-3	Průměr měření 4-6	p
Max DF – L hlezno 1 & Max DF – L hlezno 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	11,65 \pm 4,33	11,72 \pm 5,06	0,852
Max DF – P hlezno 1 & Max DF – P hlezno 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	13,18 \pm 2,58	13,14 \pm 3,58	0,654
Max PF – L hlezno 1 & Max PF – L hlezno 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	14,32 \pm 6,32	15,18 \pm 6,93	0,08
Max PF – L hlezno 1 & Max PF – L hlezno 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	13,58 \pm 4,86	14,57 \pm 5,9	0,126
Max FLX – L KOK 1 & Max FLX – L KOK 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	52,23 \pm 9,24	51,03 \pm 7,79	0,204
Max FLX – P KOK 1 & Max FLX – P KOK 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	52,7 \pm 9,43	53,33 \pm 10,22	0,232
Max EXT – L KOK 1 & Max EXT – L KOK 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	0,49 \pm 0,05	0,48 \pm 0,07	0,586
Max EXT – P KOK 1 & Max EXT – P KOK 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	0,49 \pm 0,05	0,49 \pm 0,05	0,911
Max FLX – L KYK 1 & Max FLX – L KYK 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	34,31 \pm 3,97	34,93 \pm 4,57	0,313
Max FLX – P KYK 1 & Max FLX – P KYK 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	36,51 \pm 5,39	36,87 \pm 6,14	0,455
Max EXT – L KYK 1 & Max EXT – L KYK 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	10,47 \pm 4,78	10,71 \pm 5,32	0,433
Max EXT – P KYK 1 & Max EXT – P KYK 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	9,77 \pm 4,71	9,86 \pm 5,33	0,941
Heel strike – LDK 1 & Heel strike - LDK 2 ($^{\circ} \pm$ SD)	23,81 \pm 6,69	24,25 \pm 6,18	0,263

Heel strike - PDK 1 & Heel strike - PDK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	25,84 \pm 6,52	26,08 \pm 6,57	1
Toe off – LDK 1 & Toe off – LDK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	56,8 \pm 10	58,06 \pm 10,96	0,023*
Toe off – PDK 1 & Toe off – PDK 2 ($^{\circ} \pm SD$)	55,74 \pm 10,3	56,62 \pm 11,38	0,313

Vysvětlivky: 1 – průměr prvních třech měření, 2 – průměr následujících tří měření s odstupem jedné hodiny, *L* – levý, *R* – pravý, *DF* – dorzální flexe, *PF* – plantární flexe, *FLX* – flexe, *EXT* – extenze, *KOK* – kolenní kloub, *KYK* – kyčelní kloub, *LDK* – levá dolní končetina, *PDK* – pravá dolní končetina, *SD* – směrodatná odchylka, *p* – hladina statistické významnosti, * - hladina statistické významnosti $p < 0,05$

Příloha 9: Posouzení míry reliability dle korelačního koeficientu (Měkota & Blahuš, 1983)

Tabulka 16. Dostatečnost spolehlivosti u motorických testů

Tradované posouzení (podle literárního souhrnu Měkoty 1973)	Koeficient spolehlivosti r_{xx}	Střední a mezní chyba a kritický rozdíl výkonů v T-bodech:		Porovnatelná velikost poměrné chyby měření v %
		s_d	d_{max}	
vysoká spolehlivost	0,999	1 ± 1	1	3 5 22 32
	0,997	1 ± 1	1	
	0,95	2 ± 4	6	
	0,90	3 ± 6	9	
dobrá spolehlivost (dostačující pro individuální diagnostiku)	0,85	4 ± 8	11	39
	0,80	5 ± 9	13	45
nízká spolehlivost (dostačující pro skupinovou diagnostiku)	0,75	5 ± 10	14	50
	0,70	6 ± 11	15	55
nedostatečná spolehlivost	nížší			

V teorii technického měření se přesnost měřicího přístroje vyjadřuje maximální poměrnou chybou v %. Přístroje užívané v praxi mají tuto chybu nejvýše 5% a to laboratorní přístroje menší než 0,5% přístroje v provozu 3 až 5%. Hodnoty v posledním sloupci vyjadřují přesnost testu jakožto „měřicího přístroje“ (podle P. Blahuše 1975).

Příloha 10: Srovnání rozdílů mezi úhlovými parametry chůze u jedinců s Parkinsonovou nemocí a u jedinců z kontrolní skupiny pomocí Mann-Whitneyova testu pro neparametrická data

	PN (n=20)	KS (n=20)	p-value
Max. DF – L hlezno 1-3	13,23 ± 3,96	11,65 ± 4,33	0,273
Max. DF – R hlezno 1-3	13,26 ± 4,23	13,18 ± 2,58	0,989
Max. PF – L hlezno 1-3	10,15 ± 4,7	14,32 ± 6,32	0,032*
Max. PF – R hlezno 1-3	9,83 ± 5,43	13,58 ± 4,86	0,007*
Max. FLX – L KOK 1-3	49,72 ± 9,52	52,23 ± 9,24	0,323
Max. FLX – R KOK 1-3	50,94 ± 9,1	52,70 ± 9,43	0,425
Max. EXT – L KOK 1-3	0,51 ± 0,05	0,49 ± 0,05	0,675
Max. EXT – R KOK 1-3	0,50 ± 0,05	0,49 ± 0,05	0,787
Max. FLX – L KYK 1-3	29,62 ± 5,98	34,31 ± 3,97	0,006*
Max. FLX – R KYK 1-3	30,08 ± 6,38	36,51 ± 5,39	0,002*
Max. EXT – L KYK 1-3	6,33 ± 3,57	10,47 ± 4,78	0,006*
Max. EXT – R KYK 1-3	5,3 ± 3,64	9,77 ± 4,71	0,003*
Heel-strike – LDK 1-3	19,24 ± 5,61	23,81 ± 6,69	0,006*
Heel-strike – PDK 1-3	19,85 ± 6,32	25,84 ± 6,52	0,002*
Toe-off – LDK 1-3	48,89 ± 10,2	56,8 ± 11	0,012*
Toe-off – PDK 1-3	48,02 ± 9,69	55,74 ± 10,3	0,012*
Max. DF – L hlezno 4-6	13,25 ± 4,68	11,72 ± 5,06	0,199
Max. DF – R hlezno 4-6	12,72 ± 4,12	13,14 ± 3,58	0,990
Max. PF – L hlezno 4-6	11,07 ± 5,5	15,18 ± 6,93	0,063
Max. PF – R hlezno 4-6	10,86 ± 6,17	14,57 ± 5,9	0,036*
Max. FLX – L KOK 4-6	48,35 ± 8,77	51,03 ± 7,79	0,425
Max. FLX – R KOK 4-6	49,13 ± 9,23	53,3 ± 10,22	0,218
Max. EXT – L KOK 4-6	0,47 ± 0,06	0,48 ± 0,07	1
Max. EXT – R KOK 4-6	0,49 ± 0,07	0,49 ± 0,05	0,850
Max. FLX – L KYK 4-6	30,98 ± 7,7	34,93 ± 4,57	0,047*
Max. FLX – R KYK 4-6	30,59 ± 7,06	36,89 ± 6,14	0,008*
Max. EXT – L KYK 4-6	7,27 ± 4,37	10,71 ± 5,32	0,047*
Max. EXT – R KYK 4-6	6,06 ± 4,38	9,86 ± 5,33	0,017*
Heel-strike – LDK 4-6	20,49 ± 6,3	24,25 ± 6,18	0,06
Heel-strike – PDK 4-6	21,41 ± 7,94	26,08 ± 6,57	0,043*
Toe-off – LDK 4-6	50,24 ± 10,3	58,06 ± 10,96	0,03*
Toe off – PDK 4-6	49,94 ± 9,3	56,62 ± 11,38	0,038*

Vysvětlivky: 1-3 – průměr měření 1-3, 4-6 – průměr měření 4-6, *PF* – plantární flexe, *FLX* – flexe, *EXT* – extenze, *KYK* – kyčelní kloub, *L* – levý, *R*- pravý, *LDK* – levá dolní končetina, *PDK* – pravá dolní končetina, *PN* – jedinci s Parkinsonovou nemocí, *KS* – kontrolní skupina, *p-value* – hladina statistické významnosti, *SD* – směrodatná odchylka, *- hladina statistické významnosti $p < 0,05$

Příloha 11: Potvrzení o odborném překladu do AJ

Anglický překlad Abstraktu a Souhrnu této diplomové práce byl proveden Mgr. Lucií Šostokovou, odbornou osobou, zaměřující se na tlumočnictví a překlad.

V Olomouci dne 1.7.2021

