



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Analýza chůze pacientů s Parkinsonovou chorobou

Gait Analysis of Patients with Parkinson's Disease

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínské inženýrství

Vedoucí práce: Mgr. Slávka Neřuková, Ph.D.

Bc. Lucie Horáková

Kladno 2022

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Horáková** Jméno: **Lucie** Osobní číslo: **434187**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínské inženýrství**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Analyza chůze pacientů s Parkinsonovou chorobou

Název diplomové práce anglicky:

Gait Analysis of Patients with Parkinson's Disease

Pokyny pro vypracování:

Analyzujte vliv Parkinsonovy choroby na chůzi. Při analýze se zaměřte na otáčení osob s Parkinsonovou chorobou o 180 stupňů během testu 2 minutové chůze a testu 2 minutové chůze s kognitivní úlohou. Na základě signálů naměřených systémem G-Walk či dat z nich odvozených identifikujte otáčení během chůze a vypočítejte parametry popisující otáčení. Statisticky vyhodnoťte jejich rozlišovací schopnost mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Rose J., Gamble J. G, Human Walking, ed. 1st, Williams & Wilkins , 1994, ISBN 978-0683073607
- [2] Peter C. Fino, Christopher W. Frames and Thurmon E. Lockhart, Classifying Step and Spin Turns Using Wireless Gyroscopes and Implications for Fall Risk Assessments, Sensors (Basel), ročník 15, číslo 5, 2015
- [3] M. Bertoli, A. Cereatti and U. Della Croce, Identification of multiple U-turns using gyroscopes: comparative assessment of two methods, GNB 2016, 2016

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

Mgr. Slávka Neřuková, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Mgr. Radim Krupička, Ph.D.

Datum zadání diplomové práce: **14.02.2022**

Platnost zadání diplomové práce: **22.09.2023**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
vedoucí katedry

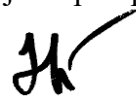
prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Analýza chůze pacientů s Parkinsonovou chorobou“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 12. 5. 2022



.....
Bc. Lucie Horáková

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala své vedoucí práce, Mgr. Slávce Neťukové, Ph.D., a konzultantovi, Mgr. Radimu Krupičkovi, Ph.D., za odborné vedení práce, trpělivost, čas a ochotu, která mi byla poskytnuta během zpracování tématu. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Tereze Duspivové za vynikající spolupráci v průběhu měření a cenné rady. V neposlední řadě patří mé poděkování rodině a blízkému okolí přátel, kteří mě celé studium podporovali.

ABSTRAKT

Název práce: Analýza chůze pacientů s Parkinsonovou chorobou

Hlavním cílem diplomové práce bylo analyzovat chůzi u pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí parametrů chůze a otáčení a vyhodnotit rozlišovací schopnost mezi testem čisté chůze a testem chůze s kognitivní úlohou. Chůze byla zaznamenána pomocí inerciálního senzoru G-WALK. Do studie bylo zahrnuto 22 probandů s Parkinsonovou nemocí. V rámci diplomové práce byly vytvořeny algoritmy v MATLABu R2021a pro analýzu otáčení a chůze. Na základě statistického zpracování dat bylo prokázáno snížení rychlosti chůze v testu chůze s kognitivní úlohou. U ostatních parametrů chůze a u parametrů otáčení nebyl prokázán rozdíl mezi testem čisté chůze a testem chůze s kognitivní úlohou.

Klíčová slova

Analýza chůze a otáčení, 2minutový test chůze, kognitivní úloha, Parkinsonova nemoc, G-WALK

ABSTRACT

The title of the Thesis: Gait Analysis of Patients with Parkinson's Disease

The main aim of this master's thesis was to analyze gait of patients with Parkinson's disease using parameters of gait and turn and evaluate the distinctive ability between the test of pure gait and the test of gait with a cognitive task. The gait was recorded using the G-WALK inertial sensor. There were included 22 probands with Parkinson's disease in total in the master's thesis. As part of the master's thesis, algorithms in MATLAB R2021a were created for analysis of turning and gait. A reduction in gait speed in the test of gait with a cognitive task was demonstrated in statistical data processing. There was no difference between the test of pure gait and the test of gait with a cognitive task for other gait parameters and for turn parameters.

Keywords

Gait and turning analysis, the Two Minute Walk Test, cognitive task, Parkinson's disease, G-WALK

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	8
1 Úvod	9
2 Přehled současného stavu	10
2.1 Chůze.....	10
2.2 Otáčení	11
2.3 Možnosti analýzy pohyblivosti pacientů s PN	12
2.4 Parametry používané pro analýzu chůze	14
2.5 Parametry používané pro analýzu otoček.....	15
3 Cíle práce	19
4 Metody	20
4.1 Subjekty.....	20
4.2 Přístroje	20
4.3 Postup měření	23
4.3.1 Rozložení měření.....	24
4.3.2 2minutové testy chůze	25
4.4 Předzpracování dat	28
4.5 Detekce otočky	31
4.5.1 Aplikace vybrané metody.....	31
4.5.2 Zpracování pro statistické zhodnocení	32
4.6 Statistické analyzování parametrů.....	32
4.6.1 Testování normality	33
4.6.2 Srovnání jednostranných a dvostranných otoček	33
4.6.3 Srovnání prostého testu a testu s kognitivní úlohou.....	34
5 Výsledky	35
5.1 Porovnání parametrů jednostranných a dvostranných otoček.....	35
5.2 Porovnání testů chůze na základě parametrů otáčení.....	39
5.3 Porovnání testů chůze na základě parametrů chůze	43
6 Diskuse	47
7 Závěr	52
Reference	53

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
a_x	m/s ²	Zrychlení ve směru x (pohyb nahoru a dolů)
a_y	m/s ²	Zrychlení ve směru y (pohyb do stran)
a_z	m/s ²	Zrychlení ve směru z (pohyb dopředu a zpátky)
α	-	Hladina významnosti statistického testu
α_B	-	Hladina významnosti upravena Bonferroniho korekcí
k_a	kroků/min	Kadence (počet kroků v časovém rámci)
l_d	m	Délka dvojkroku
l_k	% l_d	Délka kroku
n	-	Počet kroků v otočce
n_p	-	Počet parametrů
p	-	p-hodnota statistického testu
t	s	Doba trvání otáčení
t_k	s	Průměrná doba trvání jednoho kroku v otočce
t_o	% cyklu	Procentuální vyjádření doby trvání stejné fáze v cyklu chůze
t_{o1}	% cyklu	Procentuální vyjádření doby trvání fáze jedné opory v cyklu chůze
t_{o2}	% cyklu	Procentuální vyjádření doby trvání fáze dvojí opory v cyklu chůze
t_s	% cyklu	Procentuální vyjádření doby trvání švihové fáze v cyklu chůze
v	m/s	Rychlost chůze
ω_x	°/s	Úhlová rychlost ve směru x (kolem osy zrychlení x)
ω_y	°/s	Úhlová rychlost ve směru y (kolem osy zrychlení y)
ω_z	°/s	Úhlová rychlost ve směru z (kolem osy zrychlení z)

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
1. LF UK	1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy
COM	Střed rozložení hmoty (center of mass)
DBS	Hluboká mozková stimulace (deep brain stimulation)
GPI	Globus pallidum internum
KAM 1	Kamera 1
KAM 2	Kamera 2
PN	Parkinsonova nemoc
RMS	Střední kvadratická hodnota
STN	Subthalamické jádro
TUG	Timed Up & Go
UPDRS	Škála hodnotící příznaky PN (Unified Parkinson's disease rating scale)
VFN	Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

1 Úvod

Diplomová práce je vypracována ve spolupráci s Neurologickou klinikou 1.LF UK a VFN v Praze a její výstupy budou zapojeny do CLIMABI studie tohoto pracoviště. CLIMABI studie se zabývá výzkumem ukazatelů účinku hluboké mozkové stimulace (DBS – Deep Brain Stimulation) aplikovanou na pacienty s Parkinsonovou nemocí.

Parkinsonova nemoc (PN) je neurodegenerativní onemocnění, u kterého je narušený extrapyramidový systém. Tento systém dodává dopamin zajišťující provádění pohybů, automatismů a regulaci svalového tonu. Nemoc se projevuje ve velké míře klidovým třesem a zvýšeným svalovým napětím mezi svaly provádějícími protichůdný pohyb. Postoj pacienta s PN je ztuhlý s flekčně zataženými svaly končetin. Chůze je změněna v rozsahu a amplitudách, dále může docházet ke zpomalování až úplnému zastavení nebo také ke ztíženému startu. Typická chůze může vypadat jako cupitání po malých krocích. Dalším symptomem může být postulární nestabilita vedoucí k pádu, při které není pacient schopný držet tělo ve vzpřímené poloze a reagovat na vychýlení ze stability. Nemoc v současné době stále nemá léčbu a jedinou možností je tlumení symptomů.

Hluboká mozková stimulace je neuromodulační metoda potlačení symptomů PN pomocí elektrické stimulace provedené na určitých jádrech šedé hmoty mozku. Elektrody jsou zavedeny operativně do oblasti subthalamického jádra (STN) nebo globus pallidum internum (GPi). Výsledky z odborné rešerše autorů Au a kol., 2021 [1] ukazují na podobné výsledky léčby při zavedení elektrod do STN a do GPi. Elektrody jsou v následné operaci vodivě spojeny se stimulátorem, který je voperovaný do podkoží v podklíčkové oblasti. Stimulace je řízena třemi parametry: amplitudou, frekvencí a šířkou pulzu. Zahájení stimulace je provedeno až po určité době od operace a nalezení vhodného nastavení pro daného pacienta může trvat týdny i měsíce, během kterých se můžou objevit také nežádoucí účinky stimulace. Vhodnými kandidáty jsou pacienti schopní zvládnout operační výkon, s dobrou odpovědí na léčbu pomocí L-DOPA a s významnými limitacemi v životě způsobenými příznaky PN. Naopak nevhodným kandidátem je pacient, který z operace nebude mít významný užitek, trpí jiným závažným onemocněním, demencí, aktuální depresí nebo psychotickým stavem. [2] [3] [4]

Cílem diplomové práce je analyzovat chůzi pacientů s PN, kteří byli lékařem vybráni jako vhodní adepti pro operaci zavedení elektrod DBS. V rámci práce byl sestaven protokol měření pro studii CLIMABI, podle kterého byla realizována měření chůze, která obsahovala přístrojový Timed Up & Go, 2minutovou čistou chůzi, 2minutovou chůzi s kognitivní úlohou a minutové otáčení okolo vlastní osy. Pro měření probandů byl využit systém s jedním inerciálním senzorem G-WALK. Analýza 2minutových chůzí byla provedena na základě rešerše často využívaných parametrů pro hodnocení chůze a otáčení a statistického vyhodnocení odlišitelnosti mezi prostým testem (2minutová čistá chůze) a testem obsahující kognitivní úlohu (2minutová chůze s kognitivní úlohou).

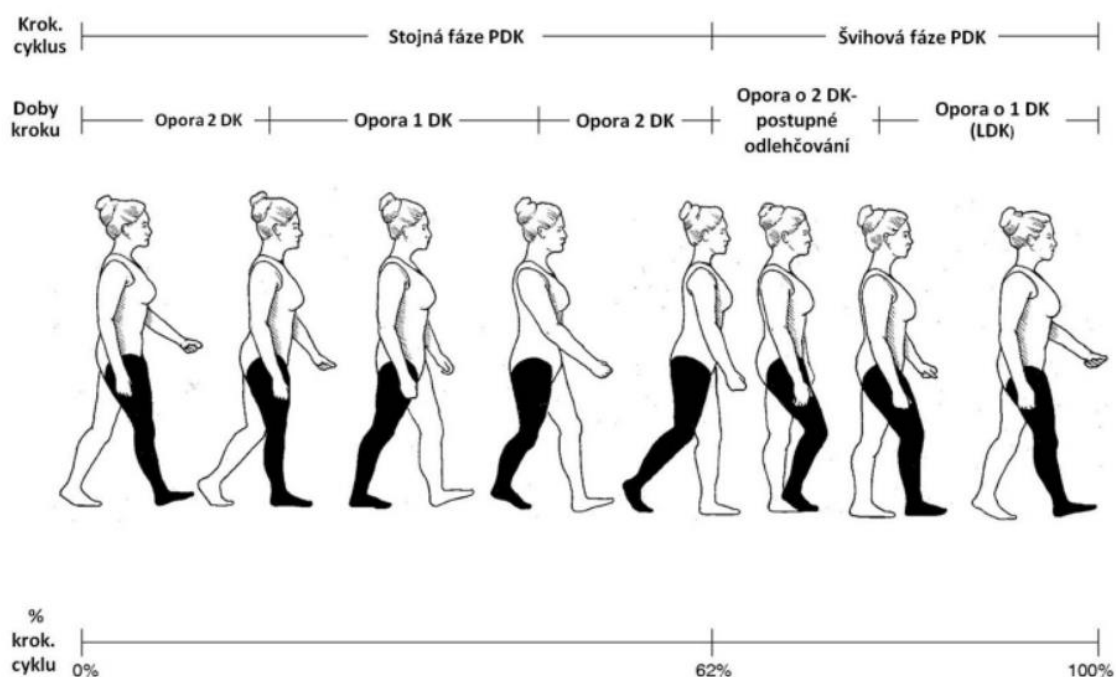
2 Přehled současného stavu

V rámci přehledu současného stavu jsou popsány obecné poznatky o chůzi a otáčení a nastíněny některé možnosti analýzy pohyblivosti pacientů s PN. Další podkapitola obsahuje provedenou rešerši významných parametrů chůze. Poslední podkapitola obsahuje výsledky rešerše významných parametrů otáčení a zároveň ukazuje některé metody detekce otáčení v chůzi.

2.1 Chůze

Chůze je jedním z druhů lokomoce člověka, která je definovaná jako schopnost pohybu pomocí svalové činnosti a slouží k přesunu z jednoho geografického místa na jiné. [5] Chůzi lze popsat jako cyklický a synchronní pohyb a je složena ze zahájení, zastavení a změny rychlosti nebo směru. Obecně lze říct, že chůze má vždy základní opakující se vzor pohybů, avšak zároveň je mnoho faktorů, které základní vzor pozměňují, např. tělesná stavba, osobitý styl chůze, nemoc, typ obuvi nebo psychické rozpoložení člověka. [6]

Analýzu je možné, za předpokladu cyklicity chůze, provádět pouze v jednom cyklu. Cyklus chůze je časový úsek, během kterého je dokončena jedna sekvence opakující se události. Těmito událostmi jsou úder paty první nohy, odraz palce druhé nohy, úder paty druhé nohy, odraz palce první nohy. [6] Během chůze je vždy jedna noha v kontaktu s podložkou na rozdíl od běhu, kdy tomu tak není [5] [7]. Obrázek 2-1 ukazuje cyklus chůze a jeho rozdělení na jednotlivé fáze.



Obrázek 2-1: Fáze cyklu (převzato z [7])

Cyklus chůze se rozděluje na dvě fáze. Stojná fáze (někdy označovaná jako fáze opory) je procentuální doba cyklu, kdy je alespoň jedna končetina v kontaktu se zemí a tvoří průměrně 62 % cyklu. Stojná fáze se dále rozděluje na dobu dvojí opory, kdy obě končetiny jsou v kontaktu se zemí, a dobu opory jedné končetiny, kdy druhá končetina je ve švih. Švihová fáze je procentuální doba cyklu, kdy je končetina ve vzduchu a tvoří průměrně 38 % cyklu. Dále se rozděluje na počáteční švih (přechod do švih ve volném prostoru), mezišvih (švihová končetina se přesouvá před tělo) a konečný švih (zpomalení pohybu švihové končetiny a příprava na došlap). [6] [7]

Pro analýzu chůze je možné použít např. kadenci, která udává počet kroků v časovém rámci, délku kroku, která je vzdáleností mezi stejným bodem (např. paty) na obou končetinách při dvojné opoře (délka kroku pro pravou končetinu je určena od pravé paty k levé). Dalšími parametry může být délka dvojkroku, která je vzdáleností mezi dvěma po sobě jdoucími došlapy shodné končetiny nebo rychlost kroku. [6]

2.2 Otáčení

Otáčení je součástí lokomoce a je základním pohybem, který lze definovat jako schopnost bezpečně změnit pohybovou trajektorii. Tento pohyb je každodenně vykonáván v různých stupních otáčení a je při něm vykonáno přibližně 35–45 % všech kroků. Otáčení je náročným pohybem, jelikož se do něho zapojuje celé tělo. Začátek otočky je spojen s rotací hlavy následované rotací trupu, poté rotací pánve, a nakonec dochází k pohybu dolní končetiny. Otáčení je složeno z posturálních příprav na otočku, systematického přeorientování segmentů těla a úpravy základních parametrů chůze [8]. Během otáčení dochází ke zkrácení délky kroku chůze, prodlužuje se stojná fáze vnitřní nohy (kolem které je provedena otočka) a zvyšuje se rychlost švihů vnější nohy. [9] [10]

Základní vzor otáčení je ovlivněn již v časných stádiích PN [11]. Problémy při otáčení jsou patrné na horní i dolní části těla, což ovlivní parametry otočky a odhalí již mírné kognitivní poruchy pacienta [12]. Dochází ke zvýšení úhlu otáčení, době trvání a počtu kroků v otočce, naopak se snižuje úhlová rychlost [10] [13]. Riziko pádu je vyšší než při chůzi, což je zapříčiněno koordinací segmentů těla pro přeorientování novým směrem [11]. Z tohoto důvodu byla analýza otáčení shledána důležitou pro predikci potenciálního rizika pádu a je zapojena v mnoha klinických testech, jakým je např. dále zmíněný Timed Up & Go. Pády při otočce jsou nebezpečnější než při chůzi, jelikož při nich může dojít ke kontaktu stehna se zemí a vést až ke zlomenině kyčle. [12]

Otáčení má dvě základní strategie. Ipsilaterální otočka, označovaná jako spinová, je provedena otočením na vnitřní noze, která je stojnou, bez kontaktu vnější nohy se zemí. Kontralaterální otočka, označovaná jako kroková, je provedena otočením na vnitřní noze s pomocí několika kroků vnější nohy. Stojná fáze se při ní uplatňuje i na vnější noze, což zvyšuje stabilitu při otáčení. [14] Pacienti s PN volí častěji krokovou otočku, čímž se snaží předcházet pádu a raději pohyb vykonávají pomaleji a s jistotou [13].

2.3 Možnosti analýzy pohyblivosti pacientů s PN

Častými testy hodnotícími pohyblivost pacientů s PN jsou, ve studiích, chůze na různé vzdálenosti nebo v časovém rámci, otáčení na místě, testovací dráhy kombinující chůzi a otáčení v různých úhlech nebo Timed Up & Go, který obsahuje chůzi i otočku společně s dalšími úkony.

Timed Up & Go (TUG) obsahuje každodenně prováděné úkony, kterými je chůze, otáčení na místě, zvedání ze židle, posazení. Průběh TUG je zobrazen na obrázku 2-2. Z variability úkonů, které jsou prováděny, je možné komplexněji posoudit stav probanda a zároveň jedním testem odhalit problémy v chůzi i v otáčení. V některých případech se k testu přidává kognitivní úloha nebo manuální činnost, které mohou lépe ukazovat na rizikovitost pádu [15]. Základním vyhodnocovacím parametrem TUG je celkový čas dokončení testu. Ve studii autorů Shumway-Cook a kol., 2000 [16] byla stanovena prahová hodnota dokončení testu, podle které je předpovídáno riziko pádu. Přidáním kognitivní nebo manuální úlohy se prahová hodnota zvyšuje. Vyhodnocení na základě celkového času není schopné odhalit jemné změny, proto se do měření přidávají inerciální senzory nebo, jak ukazuje studie od autorů Milosevic a kol., 2013 [17], lze použít chytrý telefon. Použití TUG ve spojení s DBS lze nalézt ve studiích [4], [15] a [18].



Obrázek 2-2: Průběh TUG (převzato z [17])

Chůze omezená vzdáleností a časem byla použita ve studii od autorů Trojaniello a kol., 2015 [19]. Probandi měli za úkol chodit po 12metrovém sensorovém chodníku tam a zpět po dobu 1 minuty. Chodník byl umístěný 2 metry od startovní pozice. Probandi si volili rychlost chůze, měli vlastní obuv a bylo povoleno používat pomůcky pro chůzi.

Testovací dráhu pro hodnocení dynamické stability pacientů s PN zvolili pro svou studii autoři Mellone a kol., 2016 [20]. Jejich dráha obsahovala krátké rovné cesty, které oddělovaly celkem 11 otoček v rozsahu 30–180 °, navíc byl autory specifikovaný směr každé otočky. Probandi dráhu procházeli při třech různých rychlostech pohybu, při nízké, pohodlné preferované a vyšší.

Test založený pouze na otočkách použili ve studii autoři Park a kol., 2021 [24]. Pacienti s PN prováděli otáčení o 360 ° okolo kuželu při preferované rychlosti. Autoři nejprve určili stranovou dominanci nemoci z hodnocení UPDRS. Otočka byla prováděna okolo končetiny, která byla více postižena nemocí.

2.4 Parametry používané pro analýzu chůze

Tato kapitola obsahuje rešerši významných parametrů pro hodnocení chůze u pacientů s PN. Z předchozí kapitoly lze vidět, že chůze je obsažena v mnoha testech, ať už TUG, kde je chůze obsažena dvakrát, nebo testy chůze proložené otočkou nebo otočkami. Z tohoto důvodu obsahuje kapitola výčet parametrů z různých testů.

Ve studii autorů Higashi a kol., 2007 [25] byly použity pro analýzu chůze doba trvání, kadence, střední kvadratická hodnota (RMS) a variační koeficient (CV) zrychlení.

Analýze chůze ze širšího pohledu se věnují autoři Zampieri a kol., 2009 [26], kteří ji hodnotili na základě časových (kadence, doba trvání cyklu, procentuální vyjádření fáze dvojí opory) a prostorových (rychlost a délka dvojkroku v procentech výšky) parametrů a dále variability doby a délky cyklu chůze.

Ze zrychlení byly ve studii autorů Marschollek a kol., 2009 [27] určenými parametry kývání pánve během chůze, periodicita, doba trvání kroku, délka kroku a počet kroků. Dále byla provedena frekvenční analýza chůze a určeny popisné míry spektra ve fyziologickém pásmu frekvencí 0,25–4 Hz, které je charakteristické pro starší osoby.

Autoři Narayanan a kol., 2010 [28] ve své studii využili jako hodnotící parametry TUG jednotlivé časy chůze a frekvenci kroků.

Ve studii autorů Salarian a kol., 2010 [29] byly použity pro analýzu chůze parametry kadence, procentuální doba stojné fáze a dvojité podpory, rozdíl mezi začátkem a koncem dvojí opory v procentech cyklu, délka a rychlost dvojkroku (normalizované na danou osobu) a maximální úhlová rychlost měřená na bérkách.

Ve studii od autorů Spain a kol., 2012 [30] byla analyzována chůze podle kadence, doby dvojité podpory, délky dvojkroku, rychlosti a koeficientu variability délky kroku.

Ve studii autorů Weiss a kol., 2013 [31] byla analýza chůze podle doby trvání chůze, počtu provedených kroků, pravidelnosti kroků z autokorelační funkce zrychlení, doby trvání kroku, rozsahu zrychlení a úhlové rychlosti ve všech osách.

Autoři Trojaniello a kol., 2015 [19] hodnotili 12metrovou chůzi podle počtu cyklů za 1 minutu, rychlosti chůze, doby trvání kroku a dvojkroku, doby stojné a švihové fáze.

Studie autorů Vervoort a kol., 2016 [32] používá pro hodnocení chůze nejen některé již výše uvedené parametry, ale také fázovou odchylku (bodový odhad relativní fáze míry načasování mezi jednotlivými údery patou) a variabilitu (kruhová analýza rozptylu relativní fáze). Dále ve své studii určili index harmonicity ze spektrální výkonové hustoty

základní frekvence normované kumulativním součtem výkonové spektrální hustoty harmonických frekvencí. Zároveň se soustředili na určení proměnných souvisejících s věkem pomocí regresní analýzy částečných čtverců.

Autoři Caronni a kol., 2018 [18] ve své práci určují dobu trvání chůze a zrychlení v mediálně-laterální a předozadní ose. Analyzovali dále také ostatní fáze TUG a pomocí nich provedli částečnou regresi nejmenších čtverců pro určení parametrů, které korelují s hodnotami stupnice Mini-BESTest, pomocí níž je hodnocena stabilita pacienta s PN.

Ve studii autorů Vítečková a kol., 2019 [33] byl využit systém GAITRite pro hodnocení chůze. Systém je tvořený přenosnou deskou (chodník, koberec), který je schopen pomocí měření tlaku působícího na podložku vyhodnocovat parametry chůze. Těmito parametry byly průměrná rychlost chůze, kadence, čas kroku, délka kroku, doba cyklu, šířka podpěrné základny, procentuální doba švihové, stojné a podpěrné fáze chůze, doba švihů, postoje a podpory, procentuální doba a doba trvání dvojité podpory a rychlost kroku. Výsledky studie ukazují na odlišnosti mezi parametry z chůze od židle a chůze k židli. Původ odchylky autoři uvádějí v provedené otočce.

Autoři Keloth a kol., 2019 [11] hodnotili chůzi podle kadence, délky dvojkroku, doba trvání stojné a švihové fáze, doby trvání dvojí opory a indexu kvality chůze.

Na základě této provedené rešerše byly pro hodnocení chůze vybrány nejčastěji stanovované parametry: kadence, rychlost chůze, délka dvojkroku, délka kroku, průměrné procentuální vyjádření doby trvání jednotlivých fází v rámci cyklu chůze (stojná, opory jedné končetiny, dvojí opory, švihů).

2.5 Parametry používané pro analýzu otoček

Hodnocení otoček u pacientů s PN je velmi důležité. Problémy s otáčením korelují s poruchami rovnováhy a vyšším rizikem pádu než při chůzi [10]. Deficity v otáčení u lehké formy PN se objeví dříve, než deficit u chůze [22].

I tato kapitola navazuje na kapitolu 2.3 a obsahuje výčet parametrů napříč různými testy pohyblivosti, které obsahují proces otáčení v různém stupni, např. TUG nebo chůze na různé vzdálenosti. Pro analyzování otočky je nutná její detekce, proto se tato kapitola zabývá také různými metodami detekce. Zároveň vybraná metoda detekce může významně ovlivnit dané parametry.

Autoři Higashi a kol., 2007 [25] v prvním kroku metody detekce otoček v TUG odfiltrovali signál pomocí dolní propusti IIR filtru vytvořeného pomocí Butterworthovy aproximace s 2. řádem a mezní frekvencí rovnou kadenci chůze. Detekce otočky byla provedena nalezením dvou maximální hodnot úhlové rychlosti okolo vertikální osy pro hrudní senzor. Začátek a konec otočky byl stanoven jako 35% hodnota maximální úhlové rychlosti. Autoři pro hodnocení otočky použili jako parametr kadenci.

Studie autorů Zampieri a kol., 2009 [26] použila pro hodnocení otočky parametry průměrná a maximální úhlová rychlost. Samotná metoda detekce není autory této studie blíže popsána.

Ve studii autorů Salarian a kol., 2010 [29] byly použity parametry doba otočky, maximální úhlová rychlost trupu okolo horizontální osy, počet kroků, průměrný čas kroku v otočce, čas nejdéle trvajících kroku, čas posledního kroku před otočkou a počet dvojitých kroků, které byly definované jako následující kroky provedené jednou nohou. Autoři této studie zavrhlí detekci otočky pomocí pevného prahu z důvodu nízké spolehlivosti při pomalé chůzi a malé rychlosti otáčení. K detekci přechodu mezi chůzí a otočkou byl použit integrovaný signál změny úhlu kolem vertikální osy v kombinaci s matematickým modelem zpřesňovaným pomocí nelineárních optimalizačních metod.

Ve studii od autorů Weiss a kol., 2013 [31] byla detekce začátku a konce otočky provedena na základě prahové hodnoty, která byla stanovena jako 10% maximální amplituda úhlové rychlosti okolo vertikální osy v absolutní hodnotě. Směr otáčení nebyl pro autory podstatný, proto byla použita absolutní hodnota. Pro hodnocení otočky byla použita doba trvání otočky, počet kroků a rozsah zrychlení.

Jednu z metod detekce pomocí pevné prahové hodnoty představili autoři El-Gohary a kol., 2014 [9]. V prvním kroku je použit převod dat do zemského souřadnicového systému pomocí kvaternionů. Dalším krokem byla filtrace dolní propustí. Dolní propust byla charakterizována jako IIR filtr vytvořený pomocí Butterworthovy aproximace s mezní frekvencí 1,5 Hz. Řád filtru nebyl specifikován. Detekce otočky probíhala v nalezení maximální amplitudy úhlové rychlosti kandidátních otoček překračující prahovou hodnotu 15 °/s, začátky a konce otoček byly detekovány při dosažení hodnoty 5 °/s. Otočky, které byly detekovány 50 ms po sobě, byly sloučeny. Vyloučeny byly otočky trvající méně než 0,5 s nebo déle než 10 s a otočky s úhlem menším než 45 °. V rámci studie byly pro otočky určeny parametry počet otoček, maximální úhlová rychlost, průměrná rychlost a doba trvání.

Automatickou detekcí otoček se zabývali autoři Novak a kol., 2014 [34]. Slabinou offline metod od autorů Mariani a kol., 2012 [35] a od autorů El-Gohary a kol., 2014 [9] je post-hoc analýza detekovaných otoček. Studie [34] vylepšuje stávající algoritmy metod [9] a [35]. Metoda v prvním kroku provede odhad orientace senzoru pomocí Kalmanova filtru s maximální očekávanou 3° chybou. Poté následují 3 přístupy k detekci. První je pomocí metody [35], která využívá k detekci otáčení prahovou hodnotu 20 °. Druhý přístup využívá metodu [9]. Třetí používá kombinaci obou a poskytuje nejlepší procentuální výsledky s nízkým procentem falešné pozitivivity (4,8 % pro senzor na horní části zad a 8,1 % pro senzor na dolní straně zad). Výsledky dále ukazují, že nejlepší volbou pozice senzoru pro detekci otočky je oblast zad.

Další z metod detekce s prahovou hodnotou, nicméně flexibilní, představili autoři Nguyen a kol., 2015 [36]. Proband v této studii byl navlečen do obleku, na kterém byly umístěny senzory, a bylo zkoumáno, jaký senzor je vhodný pro detekci jednotlivých druhů pohybu. Výsledek studie ukázal, že senzor umístěný na zadní straně těla je nejvhodnější pro detekci otoček. K předzpracování signálu použili filtraci pásmovou propustí. Ta byla vytvořena opět IIR filtrem pomocí Butterworthovy aproximace, mezní frekvence propustného pásma byla 0,0025 Hz a 0,7 Hz s řádem filtru 2. Z odfiltrovaného signálu byl následně odstraněn trend a signál byl normalizován přes maximální absolutní hodnotu signálu pro jednotnost detekce napříč probandy. Detekce otáčení byla provedena pro vrchol vyšší než 0,6, začátky a konce otočky byly detekovány pro 30% hodnotu vrcholu. Sloučeny byly otočky s vrcholy vzdálenými méně než 4 s.

Analýzou otoček, převážně z pohledu typu, se zabývali autoři Fino a kol., 2016 [14]. Pro určení typu otočky, spinová nebo kroková, byly použity dvě samostatné metody. První metoda využívala úhlovou rychlost. Maximální úhlovou rychlostí na hrudním senzoru byla určena doba otočky a pomocí ní nalezena hodnota úhlové rychlosti na senzoru končetiny. Pokud tato hodnota byla v souladu se směrem otáčení, byla daná končetina určena jako stojná. Druhá metoda používala integrovanou úhlovou rychlost vzhledem k počátku. Výsledkem byl směrový úhel vzhledem k počáteční poloze. Při překročení poloviny úhlu otočky byla nalezena hodnota úhlové rychlosti na končetinách a určen typ otočky. Kombinací obou metod byly vyřazeny neshody mezi metodami.

Autoři Vervoort a kol., 2016 [32] využili pro detekci otočky diskrétní vlnkovou transformaci. Pro detekci přechodu mezi chůzí a otočkou byla použita aproximace 6. úrovně Daubechiesovy vlnky Db5. Nejprve bylo nalezeno maximum nebo minimum v aproximované vlnce a poté detekován první bod, kde je hodnota před nebo za vrcholem kladná. Počet kroků v otočce byl určen pomocí rekonstrukce na 3. úroveň Db5, kde jednotlivé špičky signálu představují kontakt nohy se zemí. Dalšími určenými parametry byly doba trvání otočky, rozsah úhlové rychlosti a zrychlení, směrodatná a střední kvadratická odchylka úhlové rychlosti a zrychlení a medián úhlové rychlosti a zrychlení.

Hodnocení otočky nejen na základě doby trvání a délky kroků, ale také na základě COM (center of mass – střed rozložení hmoty) bylo provedeno ve studii autorů Bengevoord a kol., 2016 [10].

Mellone a kol., 2016 [20] použili pro analýzu otočky reflexní značky a kamerový systém. Detekce byla založena na změně rotace pánve kolem vertikální osy nalezené pomocí reflexních značek. Jejich analyzované parametry byly zaměřeny na změny COM, dobu trvání otočky, střední rychlost, střední dobu trvání a délku kroku, variační koeficient kroku, počet kroků, průměrnou hodnotu trvání dvojí opory.

Autoři Caronni a kol., 2018 [18] ve své práci použili dobu trvání otočky, střední hodnotu úhlové rychlosti ve vertikální a předozadní ose. Identifikace fáze otočky byla provedena ručně. Také autoři Keloth a kol., 2019 [11] analyzovali otočku podle doby trvání a počtu kroků v otočce.

Ve studii autorů Ghassemi a kol., 2019 [22] byla provedena detekce otáčení pomocí úhlové změny. Pokud úhel na končetinovém senzoru překročil 20° , byl daný krok zařazen do fáze otáčení. Autory zvolenými parametry pro analýzu otočky byly doba kroku v otočce, délka dvojku a kroku normalizované na výšku probanda, rychlost kroku a délka švihu. Jelikož v otočce je dráha kroku zakřivena, délka byla určena v přímce mezi začátkem a koncem kroku. Dále byly určeny počet kroků a celková doba trvání otočky.

Zajímavá je studie od autorů Vítěčková a kol., 2019 [37], kde hodnocení otoček bylo provedeno na základě špičatosti signálu, která vychází ze 4. centrálního momentu. Důvodem zavedení tohoto parametru byl stochastický nestacionární signál úhlové rychlosti otáčení kolem vertikální osy, který má podobu paraboly s vrcholem na kladné ose. Ve studii byla určena doba otáčení, maximální a střední úhlová rychlost, které sloužili pro porovnání s výsledky špičatosti signálu. Výsledkem byla nízká korelace mezi parametry a špičatostí, což ukazuje odlišný pohled na hodnocení otočky.

Autoři Rehman a kol., 2020 [13] se ve své studii zabývali algoritmy detekce otočky v chůzi, metodami výpočtu parametrů a klasifikací PN pomocí těchto parametrů. Jelikož autoři pro analýzu otočky použili několik senzorů na těle, jejich studie potvrzuje, že pro nejpřesnější snímání otočky musí být senzor umístěn na spodní část zad. Otočka byla detekována při rotaci větší než 90° kolem vertikální osy po dobu trvání 0,5–10 s, postupné otáčení s úhlem nad 10° a dobou trvání pod 0,5 s byly sloučeny. Začátek a konec otočky byl detekován prahem 30° . Vypočítanými parametry otočky byly doba otáčení, úhel otočení, maximální úhlová rychlost, maximální úhlová frekvence, analýza hladkosti pohybu (RMS, maximální, minimální a rozsah ryvu) a zrychlení. Počet kroků v otočce byl určen ze senzoru na kotníku. Závěry studie ukazují, že úhlová rychlost, hladkost pohybu a počet kroků v otočce mají velký vliv na klasifikaci PN.

Autoři Park a kol., 2021 [24] ve své studii použili jako test otáčení na místě. Snímání bylo provedeno pomocí 39 reflexních značek a kamerového systému. Detekce jednotlivých otoček byla provedena pomocí úhlu mezi specifickými značkami na těle a souřadnicí globálně vytvořeného systému. Analyzovanými parametry byly celkový počet kroků v otočce, trvání otočky, délka kroku, délka vnitřního a vnějšího kroku, opora jedné končetiny, dvojí opora, stojná fáze a úhlové rozsahy mezi segmenty těla.

Na základě této provedené rešerše byly pro hodnocení otočky vybrány nejčastěji stanovené parametry, kterými jsou průměrná a maximální rychlost otáčení, rozsah zrychlení, doba trvání otočky, počet kroků a průměrný čas kroku.

3 Cíle práce

Hlavním cílem diplomové práce bylo analyzovat chůzi pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí nejčastěji stanovovaných parametrů. Dále byla v práci vyhodnocena rozlišovací schopnost mezi prostým testem (čistá chůze) a testem s kognitivní úlohou v podobě statistického porovnání parametrů chůze a otočky.

Součástí práce bylo navržení protokolu měření chůze pro CLIMABI studii, která se zabývá výzkumem prediktorů účinků spojených s DBS. Výstupy z této práce budou použity pro účely CLIMABI studie.

Jednotlivé cíle práce:

1. Návrh protokolu měření chůze
2. Naměření pacientů s Parkinsonovou nemocí dle sestaveného protokolu měření
3. Výběr metodiky detekce otočky
4. Implementace metody do prostředí MATLAB
5. Aplikace metody na naměřená data
 - a. Dvouminutový test čisté chůze
 - b. Dvouminutový test chůze s kognitivní úlohou
6. Určení významných parametrů pro hodnocení otočky
7. Určení významných parametrů pro hodnocení chůze
8. Srovnání parametrů otoček mezi testy na celkovém souboru dat
9. Srovnání parametrů chůze mezi testy na celkovém souboru dat

4 Metody

V této kapitole je popsán postup řešení diplomové práce. První podkapitola specifikuje skupin subjektů a další podkapitola obsahuje přístrojové vybavení. Dále kapitola popisuje postup měření, předzpracování surových dat a metodiku detekce otočky. Poslední část kapitoly se zabývá statistickým zpracováním. Práce byla vytvořena v programovém prostředí MATLAB ve verzi R2021a.

4.1 Subjekty

Do diplomové práce bylo zahrnuto 22 probandů s PN, kteří byli vyhodnoceni lékařem jako vhodní kandidáti pro DBS a do 1 měsíce podstoupili operaci v Nemocnici Na Homolce v Praze. Probandi jsou následně měřeni po 6 a 12 měsících od operace, tato měření ovšem nejsou v práci použita. Oblast zavedení elektrod byla STN. Skupina probandů byla složena z 11 mužů a 11 žen ve věku od 35 do 70 let, průměrný věk ve skupině byl 55 ± 10 let. Proband před měřením chůze podstoupil vyšetření, při kterém byl lékařem ohodnocen škálou MDS – UPDRS Část III: Vyšetření motoriky. Proband užíval medikamenty dle své anamnézy a nařízení lékaře. Poté podstoupil vyšetření pohybu očí (okulografii) a řeči. Po těchto vyšetřeních následovalo měření chůze.

Každému probandovi bylo přiřazeno identifikační číslo platné pouze pro měření chůze z důvodu anonymizace dat. Demografické údaje o probandech a výsledky všech vyšetření jsou uložena v interní databázi REDCap Neurologické kliniky 1.LF UK a VFN v Praze. Probandi souhlasili se zařazením do klinické studie CLIMABI podpisem informovaného souhlasu. Provedená měření chůze spadají do vyšetření v rámci CLIMABI studie, které byly schváleny etickou komisí VFN v Praze.

4.2 Přístroje

Pro záznam pohybu probanda byl použit G-WALK systém (BTS Bioengineering Corp., USA), který obsahuje přenosný a bezdrátový inerciální senzor, pás pro připevnění senzoru na tělo probanda, nabíjecí kabel pro senzor, malé USB obsahující licenci, prodlužovací kabel na licenční USB a software G-Studio. Senzor má rozměry 70x40x18 mm a váží 37 g. Jedná se o kombinaci tříosého akcelerometru (16 bitů/osa) s víceúrovňovou citlivostí (± 2 , ± 4 , ± 8 a ± 16 g, při měření použitá citlivost ± 2 g), tříosého gyroskopu (16 bitů/osa) s víceúrovňovou citlivostí (± 250 , ± 500 , $\pm 1\ 000$, $\pm 2\ 000$ °/s, při měření použitá citlivost $\pm 2\ 000$ °/s) a tříosého magnetometru (13 bitů/osa, při měření vypnuto) s citlivostí $\pm 1\ 200$ μ T. Všechna naměřená data byla vzorkována s frekvencí 100 Hz a přenášena pomocí Bluetooth do notebooku. [38] Obrázek 4-1 zobrazuje senzor, na obrázku 4-2 se nachází pás pro připevnění senzoru na tělo probanda. Obrázek 4-3 ukazuje USB obsahující licenci programu, které se kabelem připojuje k notebooku.



Obrázek 4-1: Senzor G-WALK

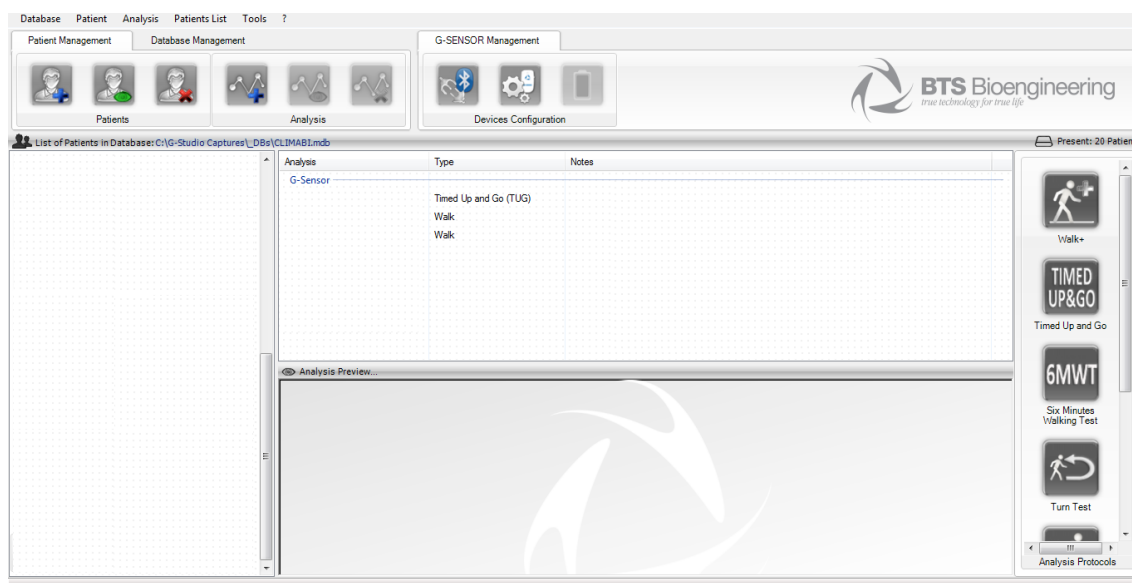


Obrázek 4-2: Pás pro senzor



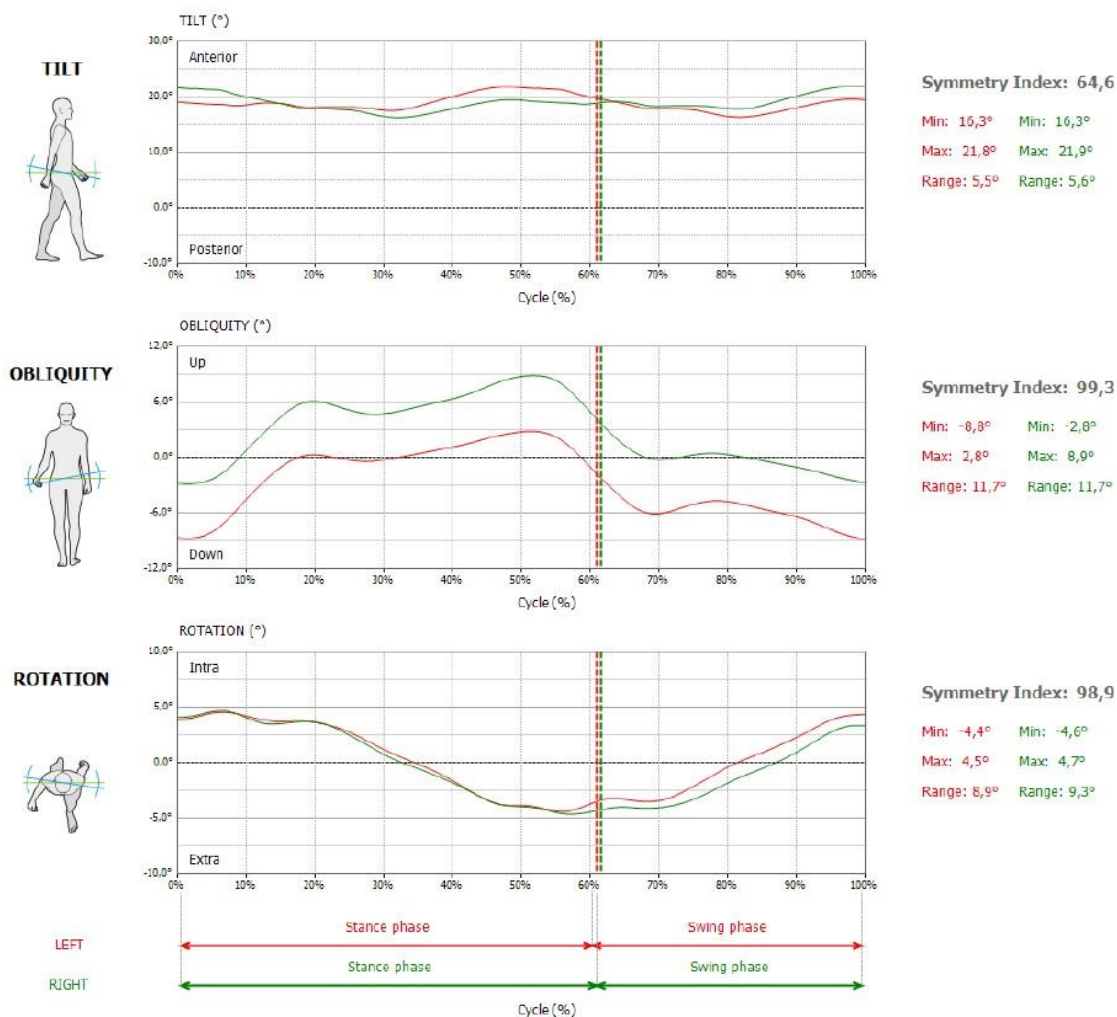
Obrázek 4-3: USB s licencií

Pro měření byl v notebooku nainstalovaný software G-Studio (BTS Bioengineering Corp., USA), který obsahuje několik přednastavených protokolů (běh, TUG, výskok, chůze, otáčení). Při jejich využití je uživateli zobrazena základní analýza z naměřených dat a zadaných údajů probanda, ukázka na obrázku 4-5. Ukázka programu G-Studio je na obrázku 4-4.



Obrázek 4-4: Ukázka programu G-Studio

System G-WALK již byl použit ve studii autorů Vítečková a kol., 2020 [39], ve které byla posuzována shoda s referenčním systémem GAITRite (CIR Systems Inc. Clifton, NJ, USA). System GAITRite je tvořený přenosnou deskou (chodník, koberec) a je schopen pomocí měření tlaku působícího na podložku vyhodnocovat parametry chůze. System G-WALK používá pro analýzu chůze naměřené signály ze senzoru umístěného na trupu. Pro posouzení shody mezi systémy byly použity parametry kadence, rychlost chůze, délka dvojkroku, délka kroku, procentuální zastoupení stojné a švihové fáze v cyklu chůze, procentuální zastoupení doby opory jedné končetiny a dvojí opory v cyklu chůze. Výsledek ukazuje, že systémy jsou srovnatelné pro analýzu chůze u pacientů s PN.



Obrázek 4-5: Ukázka analýzy chůze z G-Studio

K záznamu pohybu byl přidán kamerový systém složený z GoPro kamer HERO7, ke kterým byl zezadu připojený synchronizační modul TIMECODE SYSTÉM SYNCOBACPRO. GoPro kamery (obrázek 4-8) mají širokoúhlé zorné pole, které snímají s rozlišením 12 Mpix s elektronickou stabilizací obrazu, rozměry mají 62x45x33 mm a váží 116 g [40]. TIMECODE systém (obrázek 4-6) má rozměry shodné s kamerou a obsahuje malý displej o rozměrech 128 x 32 pixelů [41]. Zahájení a ukončení nahrávání bylo zprostředkováno přes ovladač s dosahem 10 metrů (obrázek 4-7). Kamery byly umístěny na poličkách (obrázek 4-9) o rozměrech 80x100 mm, které byly připevněny na zdi místnosti. Zorné pole bude ukázáno v kapitole 4.3.2. Kamerové záznamy byly využity ve formě vizuální kontroly při nejasnostech během zpracování signálů.



Obrázek 4-6: TIMECODE systém



Obrázek 4-7: Ovladač ke GoPro



Obrázek 4-8: GoPro kamera HERO7

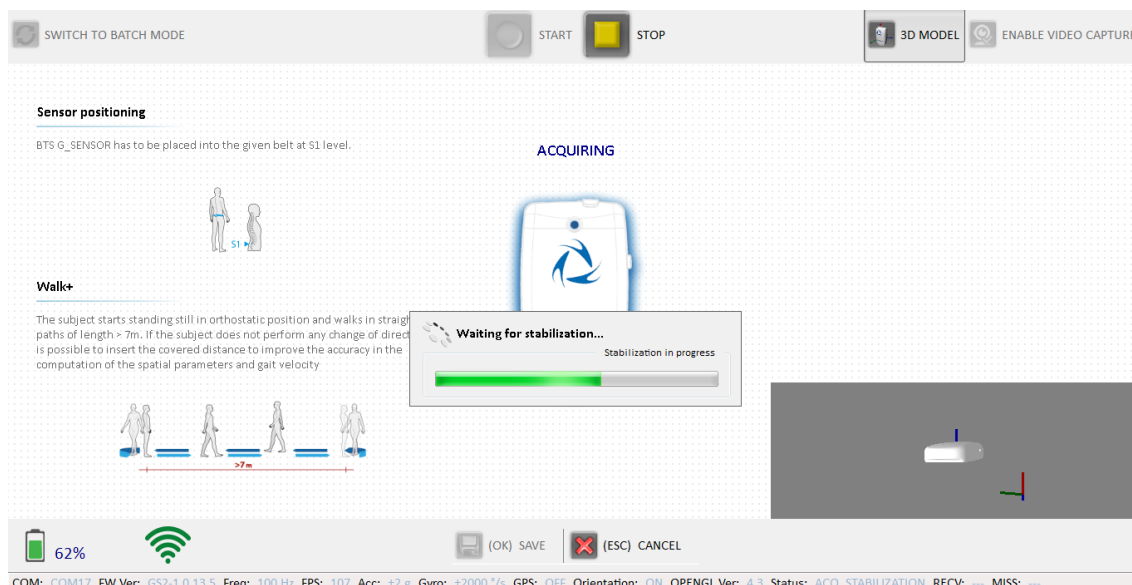


Obrázek 4-9: Poličky na kamery

4.3 Postup měření

Měření chůze bylo složeno z TUG na 3 metry, 2minutové čisté chůze na 10 metrů, 2minutové chůze na 10 metrů s přidanou kognitivní úlohou a otáčením na místě po dobu 1 minuty se střídáním stran. Měření byla provedena ve vlastním tempu probanda. Přestávky mezi jednotlivými testy byly voleny po diskuzi s probandem. Záznam měření byl proveden pomocí softwaru G-Studio, který má pro 2minutové chůze připravené protokoly, které po ukončení měření zobrazí přehledné statistiky. Pro měření otáčení na místě byl využit volný test, ve kterém jsou pouze zaznamenány dané signály. Každé měření začíná stabilizací senzoru v prostoru. Během stabilizace senzoru se proband nesmí pohybovat. Ukázka stabilizačního začátku měření je na obrázku 4-11. Před zahájením stabilizace senzoru je spuštěno nahrávání pomocí kamer. Software G-Studio má rovněž svou interní databázi, do které jsou probandi zadáváni. Formulář pro zadání nového probanda je zobrazen na obrázku 4-10.

Obrázek 4-10: Tabulka pro zadání nového pacienta do databáze. Vyplňuje se jméno, příjmení, datum narození, váha, výška a pohlaví. G-Studio z výšky vypočítá délku nohy. Délka nohy byla zkontrolována měřením vzdálenosti od kyčelního kloubu k vnitřní straně kotníku. Při neshodě s G-Studio se vzdálenost upravila.



Obrázek 4-11: Ukázka stabilizace senzoru

4.3.1 Rozložení měření

Obrázek 4-12 obsahuje nákres měření. Zelená čára je výchozím bodem pro 2minutové testy chůze a TUG. Červená čára zobrazuje vzdálenost 3 metry pro otočku v TUG. Modrá čára ukazuje místo otoček během 2minutové chůze, vzdálenost mezi zelenou a modrou čarou je 10 metrů. Test otáčení byl prováděn mezi zelenou a červenou čarou. Kamery jsou na obrázku 4-12 rozděleny na KAM 1 (šedě označena) a KAM 2 (černě označena). Pozice šedé kamery zůstává pro všechna měření shodná, na obrázku 4-12 popis KAM 1 POZICE. Pozice černé kamery je pro TUG a otáčení mezi zelenou a červenou čarou, na obrázku 4-12 popis KAM 2 POZICE 1. Černá kamera se poté pro 2minutové chůze přesouvá do zadní části místnosti pro zaznamenání otoček, na obrázku 4-12 popis KAM 2 POZICE 2.



Obrázek 4-12: Nákres měření

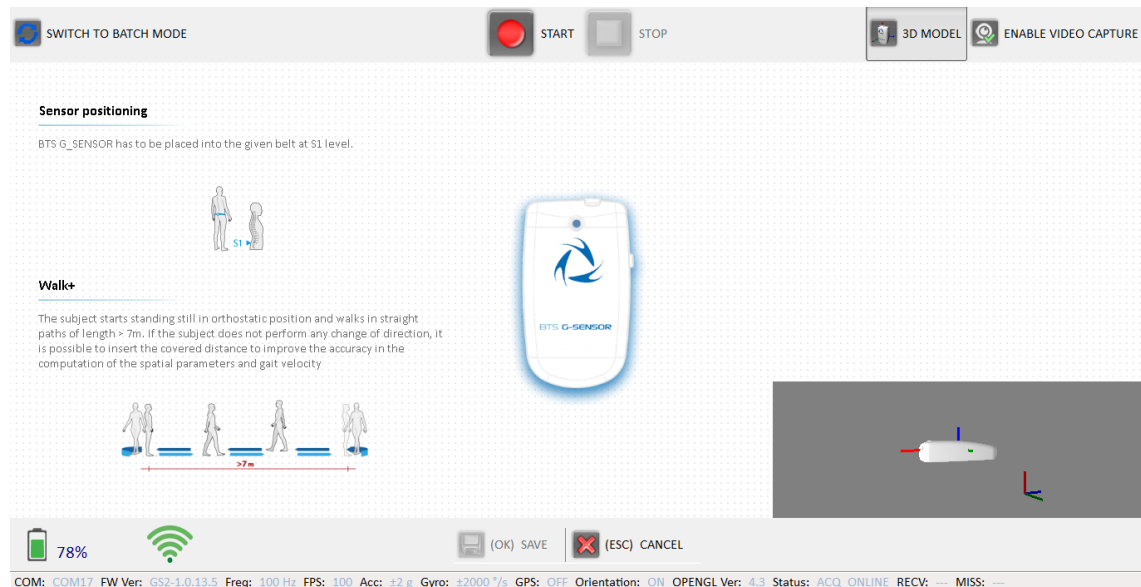
Senzor G-WALK se na probanda připevňuje pomocí pásu. Pro 2minutové testy chůze je senzor umístěný na kříži v úrovni S_1 – S_2 . Pozice senzoru na lidském těle je ukázána pro dané měření také v protokolu G-Studio. Obrázek 4-13 ukazuje pozici senzoru pro měření testů 2minutové chůze na modelu člověka.



Obrázek 4-13: Model ukazující pozice senzoru během měření testů chůze.

4.3.2 2minutové testy chůze

Výchozí pozice probanda byla ve stoje. Na pokyn proband začal chodit mezi vyznačenými čarami, které jsou vzdáleny 10 m, na úrovni čar byla provedena otočka. Směr provádění otočky nebyl specifikován, volba byla na probandovi. Na obrázku 4-12 je výchozí pozice probanda označena zelenou čarou, místo vzdálené 10 metrů pro otočku je označeno modře. Pro test byl stanovený minimální časový interval 2 minut, přičemž ukončení testu bylo vždy po provedení otočky na jedné nebo druhé čáře. V případě pomalejšího probanda byla stanovena hranice šesti etap chůze mezi čarami. Pozice senzoru byla na úrovni S₁-S₂. Pro měření byl použit protokol Walk⁺, který je na obrázku 4-14. Pohledy z kamer jsou zobrazeny na obrázcích 4-15 a 4-16.



Obrázek 4-14: Prostředí protokolu Walk⁺

Při testu s kognitivní úlohou proband odečítal od 100 po třech (100, 97, ...) během nepřerušované chůze. Proband byl poučen, aby nezastavoval v případě chyby nebo při dlouhém přemýšlení. Pracovník měření byl nápomocen a při dlouhém prodlení napověděl. Počet chybných odpovědí ani prodlení nebyly zaznamenávány. Při dosažení 0 proband začal nové počítání od 110. Měření je jinak shodné s předchozím testem.



Obrázek 4-15: Pohled z kamery 1

Poznámka: Startovní pozice pro test je vyznačena umístěnou židlí



Obrázek 4-16: Pohled z kamery 2

Poznámka: Místo provedení otočky je žluto-černá čára na zemi u okna

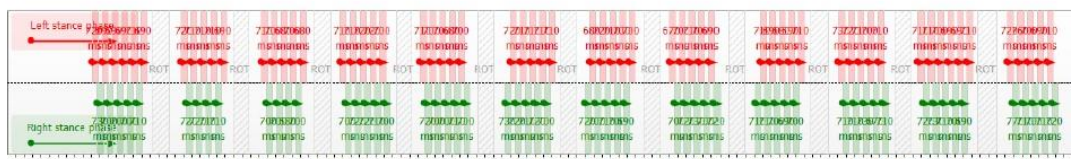
Následující obrázek 4-17 ukazuje přehledovou statistiku z protokolu Walk⁺. Tento dokument lze pro každého probanda exportovat z G-Studio. První strana dokumentu je na obrázku 4-17, ovšem pro účely zveřejnění v této práci byl zbaven horní části obsahující identifikaci probanda s jeho osobními údaji. Další strany tohoto dokumentu obsahují grafické znázornění dalších parametrů, jakými jsou průběh zrychlení s odhadem směrodatné odchylky ve fázích chůze (stojné, švihové) a v rozdělené stojné fázi (fáze jedné opory, fáze dvojí opory), index symetrie stran při zrychlení chůze, úhly pánve v různých směrech pro fáze chůze a index symetrie stran v úhlech. Tento dokument je možné exportovat ve formátu .txt, který navíc obsahuje analýzu každé jednotlivé chůze.

Vybrané parametry chůze (kadence, rychlost, délka dvojkroku, délka kroku, procentuální zastoupení stojné, dvojí opory, jedné opory a švihové fáze v cyklu chůze) na obrázku 4-17 jsou vyjádřeny ve formě *průměr ± odhad směrodatné odchylky*. Tyto parametry byly použity pro statistické porovnání prostého testu a testu s kognitivní úlohou z pohledu chůze. Obrázek s nadpisem Stance Phases ukazuje rozdělení fází 2minutového testu na chůzi a otočku, přičemž otočky jsou pouze šedě zabarvené a nejsou softwarem analyzovány. Z tohoto důvodu je tato diplomová práce zaměřena na analyzování otoček.

Walk Analysis Report

Spatio-Temporal parameters	Value	Normal Value	Units	
	(Mean ± Std Dev)	(Mean ± Std Dev)		
Analysis duration	127,7		s	
Cadence	103,16 ± 2,07	124,80 ± 9,00	steps/min	
Speed	0,88 ± 0,06	1,24 ± 0,17	m/s	
Spatio-Temporal parameters	Left Value	Right Value	Normal Value	Units
	(Mean ± Std Dev)	(Mean ± Std Dev)	(Mean ± Std Dev)	
Gait cycle duration	1,17 ± 0,02	1,16 ± 0,02	1,10 ± 0,17	s
Stride length	1,03 ± 0,08	1,02 ± 0,07	1,19 ± 0,13	m
% Stride length	64,18 ± 5,07	63,79 ± 4,53	84,70 ± 6,10	% height
Step length	50,93 ± 4,75	49,07 ± 4,90	50,00 ± 0,70	% str length
Stance phase	60,38 ± 0,75	60,94 ± 0,76	60,30 ± 4,70	% cycle
Swing phase	39,62 ± 0,75	39,06 ± 0,76	39,70 ± 4,70	% cycle
First double support phase	10,58 ± 0,81	10,67 ± 0,78	9,45 ± 3,25	% cycle
Single support phase	39,12 ± 0,71	39,76 ± 0,74	39,70 ± 4,70	% cycle
Elaborated steps	62	58		

Stance Phases



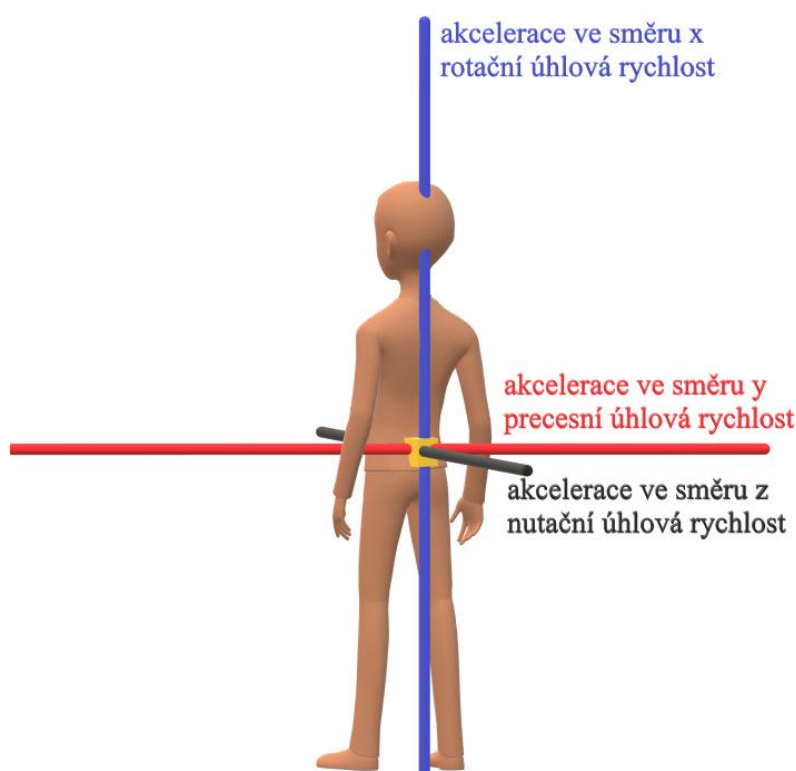
Obrázek 4-17: Přehledová statistika pro testy 2minutové chůze

4.4 Předzpracování dat

Snímanými záznamy během testů 2minutové chůze byly zrychlení, úhlová rychlost a náklony ve třech směrech. Směry jsou vykresleny na modelu těla na obrázku 4-18. Pro snadnější orientaci je také přiložena přehledová tabulka 4-1. Název směru zrychlení na lidském těle vychází z anatomického názvosloví a je použit také v odborných člancích.

Tabulka 4-1: Přehled označení směrů úhlových rychlostí a příslušných zrychlení

Směr zrychlení na lidském těle	Zrychlení	Eulerův úhel	Úhlová rychlost
Verticalis	a_x	Yaw	Rotační ω_x
Mediolateralis	a_y	Pitch	Precesní ω_y
Anterior-posterior	a_z	Roll	Nutační ω_z



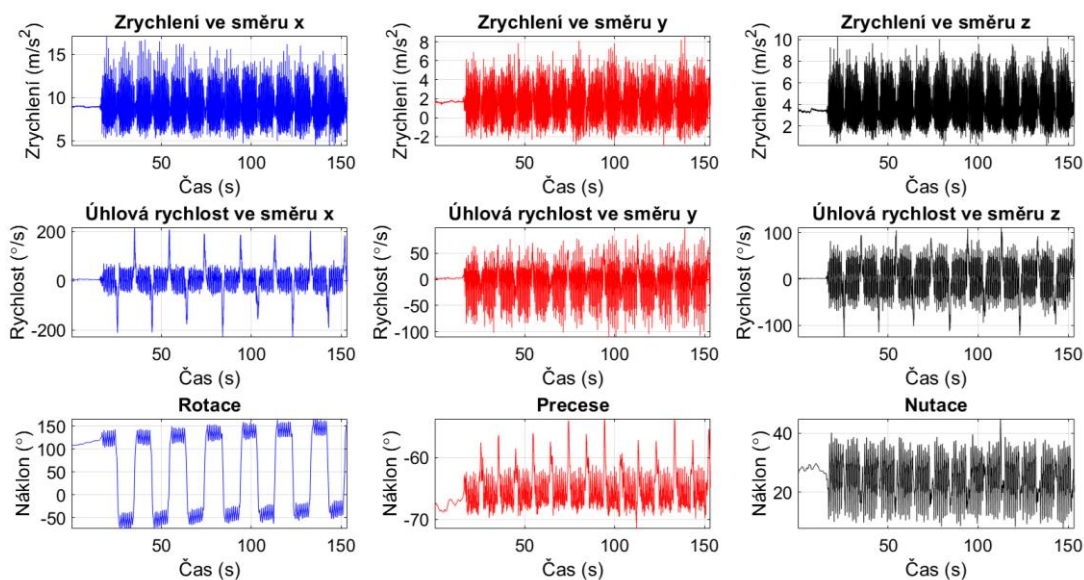
Obrázek 4-18: Zobrazení směrů zrychlení a příslušné úhlové rychlosti na modelu těla

Zrychlení ve směru x (a_x) ukazuje pohyb senzoru nahoru a dolů, zrychlení ve směru y (a_y) představuje pohyb náklonem těla do stran a zrychlení ve směru z (a_z) ukazuje na pohyb senzoru dopředu a dozadu ve směru chůze.

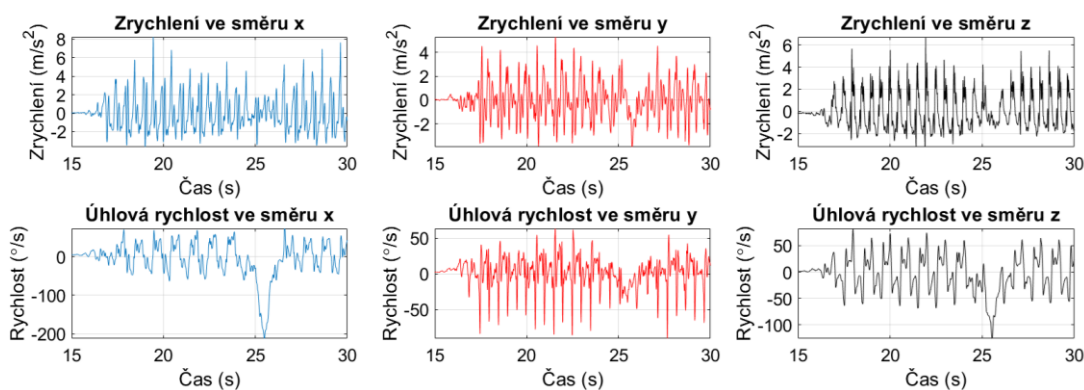
Rotační úhlová rychlost okolo osy x (ω_x) představuje rychlost natočení těla do stran, precesní úhlová rychlost (ω_y) okolo osy y ukazuje rychlost náklonu dopředu a dozadu a nutační rychlost okolo osy z (ω_z) je rychlostí náklonu těla do stran. Označení směru úhlových rychlostí pochází z označení Eulerových úhlů. Eulerovy úhly představují změnu souřadného systému senzoru oproti zemskému souřadnému systému.

Obrázek 4-19 zobrazuje celkový průběh všech signálů během 2minutové chůze. Obrázek 4-20 ukazuje pouze 15 sekund záznamu z tohoto testu. První řádek grafů obou obrázků zobrazuje zrychlení, druhý úhlovou rychlost a třetí poté změnu úhlu. Modré signály pocházejí z osy x, červené z osy y a černé z osy z. Jelikož test trvá 2 minuty, je obrázek 4-19 nepřehledný, avšak při pohledu na ω_x jsou patrné vysoké amplitudy pocházející z otoček během chůze. Kladná nebo záporná hodnota ω_x definuje směr prováděné otočky, kladná hodnota značí levostrannou otočku. Úhel ve směru precese ve třetím řádku (červená křivka) se při chůzi a otočkách mění pouze minimálně.

Na obrázku 4-20 v grafech zrychlení jsou patrné rytmické pohyby těla ve všech směrech. Z hodnot a_x během otočky je určen počet kroků v otočce. Z pohledu na obrázek 4-20 je vidět, že pohyb těla dopředu a dozadu (ω_y) se uplatňuje také během samostatné chůze.



Obrázek 4-19: Zobrazení naměřených dat z 2minutové chůze



Obrázek 4-20: Vybraných 15 sekund záznamu 2minutové chůze

Získaná surová data ze senzoru byla označena specifickým označením autorem práce. Forma označení exportovaných dat ze senzoru je: bio000_typ_m00, kde

- bio000 – udává anonymizované ID, které je přiděleno každému probandovi
- typ – udává typ testu (TUG1, TUG2, Walk, cWal, Turn), zkratky vycházejí z typu provedeného testu
- m00 – udává číslo měření (m01 – měření před operací, m06 – měření po 6 měsících od operace, m12 – měření po 12 měsících od operace)

Shodným označením byly také označeny kamerové záznamy a exportované statistiky.

Export naměřených dat z G-Studio byl proveden do textového formátu .txt, ukázka je na obrázku 4-21. Data byla rozdělena do složek podle probanda, ze kterých jsou načtena do prostředí MATLAB ke předzpracování.

```

BTS G-STUDIO File
-----
File Version:          5
Sensor type:           GS2
Accelerometer (g):    ±2
Magnetometer (uT):    OFF
Gyroscope (°/s):      ±2000
Frequency (Hz):        100
GPS (Hz):              OFF
Information on sensor orientation available:  ON
Frames: 1603
-----

Time          Acc.          Gyro.          Roll          Pitch          Yaw
t(s)  X(m/s2)  Y(m/s2)  Z(m/s2)  X(°/s)  Y(°/s)  Z(°/s)  (°)  (°)  (°)
0,010  9,764  -0,107  1,505  0,000  0,000  0,000  -1,3  -80,9  74,9
0,020  9,764  -0,107  1,505  0,000  0,000  0,000  -1,3  -80,9  74,9
0,030  9,764  -0,107  1,505  0,000  0,000  0,000  -1,3  -80,9  74,9
0,040  9,764  -0,107  1,505  0,000  0,000  0,000  -1,3  -80,9  74,9
0,050  9,822  -0,050  1,469  0,000  0,122  -0,061  -1,3  -81,0  74,9
0,060  9,832  -0,025  1,463  0,061  0,732  0,061  -1,3  -81,0  74,9
0,070  9,835  -0,029  1,451  0,366  1,160  0,183  -1,3  -81,0  74,9
0,080  9,792  -0,039  1,506  0,366  1,160  0,244  -1,3  -81,0  75,0
0,090  9,783  -0,041  1,436  0,244  1,221  0,305  -1,3  -81,1  75,0

```

Obrázek 4-21: Ukázka exportovaných dat

V předzpracování byla data převedena do formátu struktura, který je přívětivější pro práci. K tomu slouží skript *PreprocRawData.m*, ve kterém byla složka probanda, definovaná uživatelem po vyzvání, v cyklu procházena a všechna měření probanda z dané složky byla převedena do struktury pojmenované podle zadání uživatele, opět po výzvě. Ze specifického označení každého souboru bylo vybráno ID, typ a číslo měření pomocí funkce *Nazev.m*. Pokud data obsahovala desetinnou čárku, byla ve všech souborech nahrazena desetinnou tečkou v rámci funkce *Prevod.m*. Zároveň byly touto funkcí jednotlivé signály rozřazeny do proměnných ve struktuře.

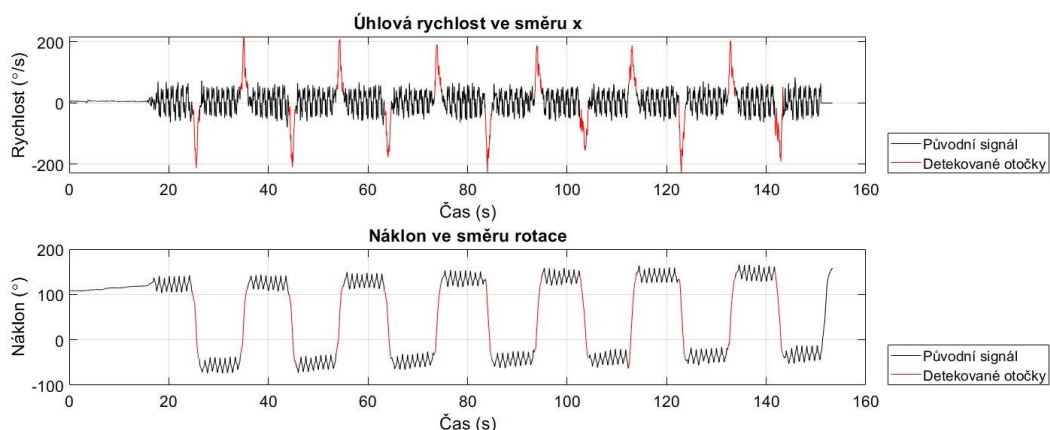
4.5 Detekce otočky

Výběr metody detekce otočky ve 2minutové chůzi byl proveden na základě studie od autorů Bertoli a kol., 2017 [42], ve které autoři porovnávali čtyři přístupy k detekci otočky o 180°. Na základě výsledků studie [42] byla vybrána metoda detekce pocházející ze studie autorů Nguyen a kol., 2015 [36]. Metoda byla vybrána, jelikož detekovala všechny 180° otáčení v průběhu 1minutového testu chůze s otočkami a byla použita u pacientů s Parkinsonovou nemocí.

4.5.1 Aplikace vybrané metody

V prvním kroku zpracování dat ve studii byla použita pásmová propust, která byla vytvořena IIR filtrem pomocí Butterworthovy aproximace, mezní frekvence propustného pásma byly 0,0025 a 0,7 Hz, řád filtru 2. Z odfiltrovaného signálu byl odstraněn trend a následně byl signál normalizován přes maximální absolutní hodnotu pro jednotnost detekce napříč probandy. Detekce otočky byla provedena pro vrchol vyšší než 0,6 (v absolutní hodnotě), začátek a konec každé otočky byl detekován ve 30% hodnotě vrcholu. Sloučeny byly otočky, které měly vrcholy vzdálené méně než 4 s.

Implementace metody byla provedena v prostředí MATLAB. Během sestavení filtru vznikl problém se stabilitou filtru. IIR filtry jsou nestabilními filtry s nekonečnou impulzní charakteristikou. Při aplikaci filtru dle studie [36] byla data nejen posunuta z nulové izolinie, ale také docházelo ke vzniku falešného trendu. Problém byl řešený přes funkce návrhu filtru implementované v prostředí MATLAB včetně doporučení jiného řádu filtru (hodnoty řádu dosahovaly 23). Jediným funkčním řešením bylo použití dolní propusti s mezní frekvencí 0,7 Hz. Filtrace je obsažena ve funkci *filtDetrend.m*, kde je vstupem proměnná *gyro* (ω_x) a *settings*, pro tuto studii *settings* = 0. Řád filtru byl zvolen podle studie. Detekce otočky je obsažena ve funkci *detTurn.m*, která je rozdělena na detekci v kladné části signálu a v záporné. Výsledek detekce je na obrázku 4-22 a ukazuje, že takto realizovanou metodu lze aplikovat na levostranné (kladné) i pravostranné (záporné) otočky. Zároveň je vidět úhlová změna během otočky.



Obrázek 4-22: Výsledek detekce otočky metodou B v kladné i záporné části signálu

4.5.2 Zpracování pro statistické zhodnocení

Pro zpracování dat slouží skript *final_script.m*. Na začátku zpracování definuje uživatel složku, ve které jsou data. Po načtení dat je použita funkce *process.m*, ve které jsou vstupy *mereni*, struktura s daty, a *setup*, která definuje, zda jsou data z prostého testu (*setup = 0*) nebo testu s kognitivní úlohou (*setup = 1*). V této funkci jsou dále použity již zmíněné funkce *filtDetrend.m* a *detTurn.m* a vypočítány vybrané parametry.

Pro rozlišitelnost mezi testy 2minutové chůze z pohledu otáčení byly z rešerše vybrány významné parametry, kterými byly čas trvání otočky, průměrná a maximální úhlová rychlost, rozsah zrychlení, počet kroků a průměrný čas kroku. Pro výpočet rozsahů úhlové rychlosti a zrychlení byly použity dostupné funkce MATLABu. Poslední otočka každého probanda byla odstraněna ze zpracování, jelikož se probandi nedotáčeli do úrovně, ze které by poté mohla následovat chůze, otočka tím byla omezena a vypočítané parametry by nevhodně ovlivnily další zpracování. Čas trvání otočky byl určen diferencí času začátku a konce detekované otočky. Pro převod z hodnot vzorků začátku a konce otočky na čas byla využita vzorkovací frekvence senzoru (100 Hz). Počet kroků byl určen ze zrychlení a_x , které se pro nalezení kroku používá nejen v chůzi, ale i v otočce. Krok (úder končetinou do země) se projeví lokální maximální hodnotou v signálu. Nejprve byla použita funkce *filtDetrend.m* na a_x (parametry filtru shodné s metodou detekce) a následně byly nalezeny pozice lokálních maxim v částech detekované otočky. Průměrný čas kroku byl vyjádřen průměrem časů jednotlivých kroků.

Pro rozlišitelnost mezi 2minutovými testy z pohledu chůze byly použity parametry G-WALK, kterými byly kadence, rychlost chůze, délka dvojkroku, délka kroku, procentuální zastoupení stojné, dvojí opory, jedné opory a švihové fáze v cyklu chůze.

4.6 Statistické analyzování parametrů

Proband během testů 2minutové chůze prováděl otáčení svým preferovaným směrem. Téměř všichni probandi (21 z 22 probandů) prováděli minimálně jednou levostranné otočení v obou testech, pravostranné otáčení provádělo při prostém testu pouze 8 z 22 probandů a při testu s kognitivní úlohou pouze 7 z 22 probandů. Jelikož nebyla určena stranová dominance nemoci, byl zkoumán rozdíl mezi směry otáčení. Na základě výsledku byl zanedbán směr otáčení a rozdíl mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou byl zjištěn na celém souboru otoček.

Parametry otočky a chůze byly, rozděleně pro prostý test a test s kognitivní úlohou, vyjádřeny pro každého probanda jedním číslem ve formě *střední hodnota ± směrodatná odchylka*. Střední hodnota byla zvolena jako průměr pro normálně rozložená data a medián pro jinak rozložená data. Takto definované parametry byly použity pro statistické zpracování. Pro vizuální mezitestové porovnání byly parametry daného 2minutového testu pro celý soubor probandů vyjádřeny jedním číslem ve formátu *střední hodnota ± směrodatná odchylka* a vytvořeny chybové úsečky.

4.6.1 Testování normality

Výběr statistického testu určujícího významnost rozdílů mezi testy 2minutové chůze je závislý na rozložení dat, které je buď normální nebo obecně jiné. Pokud jsou data normálně rozložená, používáme parametrické testy, v opačném případě používáme neparametrické testy. Neparametrický test lze použít i na normálně rozložená data, avšak má menší vypovídající hodnotu, než by mělo použití parametrického testu. Z tohoto důvodu byl v následujícím testování pro normálně rozložený parametr použit parametrický test. Rozložení parametrů bylo otestováno Shapiro-Wilkovým testem na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ v prostředí MATLAB. Nulová hypotéza tohoto testu říká, že na dané hladině významnosti jsou data statisticky významně blízka normálnímu rozdělení. Alternativní hypotéza tohoto testu říká, že na dané hladině významnosti nejsou data statisticky významně blízka normálnímu rozdělení.

4.6.2 Srovnání levostranných a pravostranných otoček

Záporná nebo kladná hodnota úhlových rychlostí určuje směr provedené otočky. Z tohoto důvodu byly pro statistické porovnání hodnoty parametrů všech úhlových rychlostí pravostranné otočky (záporná hodnota úhlové rychlosti) v absolutní hodnotě.

Pro srovnání otoček na základě směru byl použit parametrický dvouvýběrový t-test (funkce *ttest2*), pokud parametr měl pro oba směry otáčení rozložení statisticky blízke normálnímu rozdělení. Test byl vybrán, jelikož se jednalo o shodné probandy, avšak nebyla shodná velikost výběru. Nulová hypotéza parametrického testu říká, že mezi průměry testovaného parametru otáčení neexistuje významně statistický rozdíl. Alternativní hypotéza říká, že rozdíl mezi průměry testovaného parametru otáčení je statisticky významný.

Pokud parametr pro jeden nebo pro oba směry otáčení měl jiné rozložení, byl použit neparametrický Mann-Whitneyho test (funkce *ranksum*). Test byl vybrán, jelikož se jednalo o shodné probandy, ale nebyla shodná velikost výběru. Nulová hypotéza neparametrického testu říká, že mezi mediány testovaného parametru otáčení neexistuje významně statistický rozdíl. Alternativní hypotéza říká, že tento rozdíl mezi mediány je statisticky významný.

Násobným testováním hypotéz napříč parametry narůstá chyba 1. druhu, proto byla hladina významnosti pro všechny statistické testy rozdílů mezi směry otáčení upravena Bonferroniho korekcí. Vzorec výpočtu je uveden na následující straně.

4.6.3 Srovnání prostého testu a testu s kognitivní úlohou

Jelikož práce byla vypracována pouze s naměřenými signály, bez zapojení klinických výsledků z vyšetření fyzioterapeutem nebo z okulografie, bylo srovnání prostého testu a testu s kognitivní úlohou provedeno se zanedbáním směru otáčení.

Parametr chůze nebo otočky, který se rozložením statisticky významně blížil normálnímu rozdělení, byl otestován párovým t-testem (funkce *ttest*). Tento test byl vybrán, jelikož parametry byly určeny pro dva testy 2minutové chůze provedené na shodných probandech a oba výběry mají shodný počet prvků.

Parametr chůze nebo otočky, který se rozložením neblížil normálnímu rozdělení, byl otestován neparametrickým Wilcoxonovým párovým testem (funkce *signrank*). Tento test byl vybrán, jelikož parametry byly určeny pro dva testy 2minutové chůze provedené na shodných probandech a oba výběry mají shodný počet prvků.

Nulová hypotéza parametrického testu říká, že mezi průměry testovaného parametru chůze/otáčení neexistuje významně statistický rozdíl. Alternativní hypotéza říká, že tento rozdíl mezi průměry je statisticky významný.

Nulová hypotéza neparametrického testu říká, že mezi mediány testovaného parametru chůze/otáčení neexistuje významně statistický rozdíl. Alternativní hypotéza říká, že tento rozdíl mezi mediány je statisticky významný.

Jelikož soubory dat byly porovnány napříč několika parametry, což znamená násobné testování hypotéz, narůstá chyba 1. druhu. Hladina významnosti byla pro všechny testy parametrů mezi soubory upravena Bonferroniho korekcí pomocí vztahu

$$p < \frac{\alpha}{n_p - 1}, \quad (4.1)$$

kde p označuje p-hodnotu statistického testu, α je původně stanovená hladina významnosti ($\alpha = 0,05$), n_p je počet parametrů (pro otáčení $n_p = 18$, pro chůzi $n_p = 14$).

5 Výsledky

Výsledky jsou rozděleny na podkapitulu chůze a podkapitulu otáčení. Parametry použité pro porovnání prostého testu a testu s kognitivní úlohou na základě otáčení byly doba trvání otáčení, průměrné a maximální úhlové rychlosti, rozsahy zrychlení, počet kroků v otočce a průměrná doba trvání jednoho kroku. Parametry použité pro porovnání prostého testu a testu s kognitivní úlohou na základě chůze byly kadence, rychlost chůze, délky dvojkroku a kroku, stojná fáze, fáze jedné opory, fáze dvojí opory a švihová fáze.

Podkapitola 5.1 ukazuje výsledky porovnání levostranných a pravostranných otoček. Podkapitola 5.2 obsahuje výsledky porovnání testů 2minutové chůze na základě určených parametrů otáčení provedených otoček. Podkapitola 5.3 zobrazuje výsledky porovnání testů 2minutové chůze na základě parametrů chůze.

5.1 Porovnání parametrů levostranných a pravostranných otoček

Tato podkapitola ukazuje výsledky porovnání směrů otáčení. Jak již bylo řečeno v podkapitole 4.4, záporná nebo kladná hodnota úhlových rychlostí určuje směr provedené otočky. Z tohoto důvodu byly pro statistické porovnání hodnoty parametrů všech úhlových rychlostí pravostranné otočky v absolutní hodnotě. V tabulce 5-1 této podkapitoly jsou tyto parametry uvedeny již v absolutní hodnotě. Ve všech tabulkách jsou parametry zobrazeny ve formě *střední hodnota ± směrodatná odchylka*. Parametr, pro který střední hodnotou byl medián, je v tabulce vyznačen tučně a modrou barvou. Tabulka obsahuje také výsledek použitého statistického testu v podobě p-hodnoty. Statistická významnost rozdílu mezi směry otáčení je vyznačena tučně a červenou barvou.

Tabulka 5-1 ukazuje srovnání směrů otáčení. Na základě p-hodnoty statistického testu nebyl prokázán významný rozdíl mezi hodnotami levostranné a pravostranné otočky ani v prostém testu, ani v testu s kognitivní úlohou.

Obrázky 5-1 až 5-6 ukazují rozdíl parametrů mezi směry otáčení. Každý parametr je vizuálně porovnán mezi směry otáčení v příslušném obrázku, ve kterém modrý bod označuje průměrnou hodnotu parametru probanda napříč všemi jeho otočkami. Dále je v obrázcích kapitoly černou hvězdičkou označena střední hodnota (průměr nebo medián podle rozložení parametru daného testu 2minutové chůze) pro celou skupinu probandů s chybovými úsečkami (odhad směrodatné odchylky pro danou skupinu). Přerušovaná čára mezi středními hodnotami ukazuje změnu parametru mezi testy 2minutové chůze.

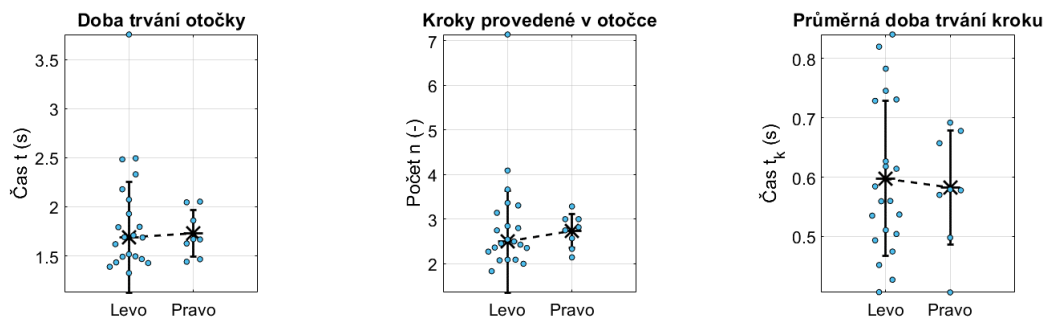
Tabulka 5-1: Porovnání směru otáčení (hladina významnosti upravena Bonferroniho korekcí, $\alpha_B = 0,0029$)

Parametr	Test	Levostranná	Pravostranná	p-hodnota
		$\bar{x} \pm \text{std}$	$\bar{x} \pm \text{std}$	
Doba trvání otočky t (s)	Prostý	1,69 ± 0,56	1,73 ± 0,24	0,53
	S kognitivní úlohou	1,75 ± 0,56	1,96 ± 0,44	0,86
Počet kroků n (-)	Prostý	2,50 ± 1,14	2,74 ± 0,38	0,77
	S kognitivní úlohou	2,55 ± 1,05	2,87 ± 0,72	0,89
Průměrné trvání kroku t_k (s)	Prostý	0,60 ± 0,13	0,58 ± 0,10	0,76
	S kognitivní úlohou	0,60 ± 0,11	0,58 ± 0,15	0,85
Průměrná ω_x (°/s)	Prostý	94,37 ± 21,04	89,75 ± 12,41	0,57
	S kognitivní úlohou	88,52 ± 26,64	83,44 ± 21,61	0,65
Průměrná ω_y (°/s)	Prostý	4,84 ± 9,79	6,52 ± 4,80	0,65
	S kognitivní úlohou	5,90 ± 10,82	7,55 ± 5,99	0,71
Průměrná ω_z (°/s)	Prostý	22,66 ± 20,79	31,15 ± 19,78	0,33
	S kognitivní úlohou	23,09 ± 20,04	33,53 ± 24,92	0,27
Maximální ω_x (°/s)	Prostý	170,53 ± 33,97	177,52 ± 26,21	0,61
	S kognitivní úlohou	163,55 ± 41,83	156,20 ± 35,21	0,68
Maximální ω_y (°/s)	Prostý	40,36 ± 20,63	43,90 ± 15,58	0,76
	S kognitivní úlohou	42,98 ± 14,94	45,72 ± 24,21	0,72
Maximální ω_z (°/s)	Prostý	64,03 ± 28,12	74,34 ± 36,44	0,42
	S kognitivní úlohou	63,93 ± 29,74	71,63 ± 41,66	0,60
Minimální a_x (m/s ²)	Prostý	6,89 ± 0,95	6,81 ± 0,87	0,83
	S kognitivní úlohou	6,74 ± 0,79	6,48 ± 1,27	0,52
Minimální a_y (m/s ²)	Prostý	-3,13 ± 2,07	-3,97 ± 1,37	0,95
	S kognitivní úlohou	-3,23 ± 1,87	-3,92 ± 1,62	0,85
Minimální a_z (m/s ²)	Prostý	-1,33 ± 2,35	-0,06 ± 1,75	0,18
	S kognitivní úlohou	-1,09 ± 2,01	-0,59 ± 2,71	0,60
Průměrná a_x (m/s ²)	Prostý	9,83 ± 0,50	9,42 ± 0,62	0,31
	S kognitivní úlohou	9,78 ± 0,44	9,30 ± 0,55	0,18
Průměrná a_y (m/s ²)	Prostý	0,56 ± 0,71	-0,19 ± 0,83	0,02
	S kognitivní úlohou	0,57 ± 0,77	-0,73 ± 0,85	0,02
Průměrná a_z (m/s ²)	Prostý	1,36 ± 1,68	2,16 ± 1,92	0,28
	S kognitivní úlohou	1,45 ± 1,81	2,35 ± 2,15	0,29
Maximální a_x (m/s ²)	Prostý	14,66 ± 2,05	13,94 ± 1,60	0,38
	S kognitivní úlohou	14,43 ± 1,68	13,70 ± 1,55	0,32
Maximální a_y (m/s ²)	Prostý	4,60 ± 1,30	4,91 ± 1,97	0,63
	S kognitivní úlohou	4,66 ± 1,61	4,10 ± 1,69	0,43
Maximální a_z (m/s ²)	Prostý	6,13 ± 3,29	6,77 ± 3,10	0,64
	S kognitivní úlohou	5,90 ± 3,39	6,93 ± 4,17	0,52

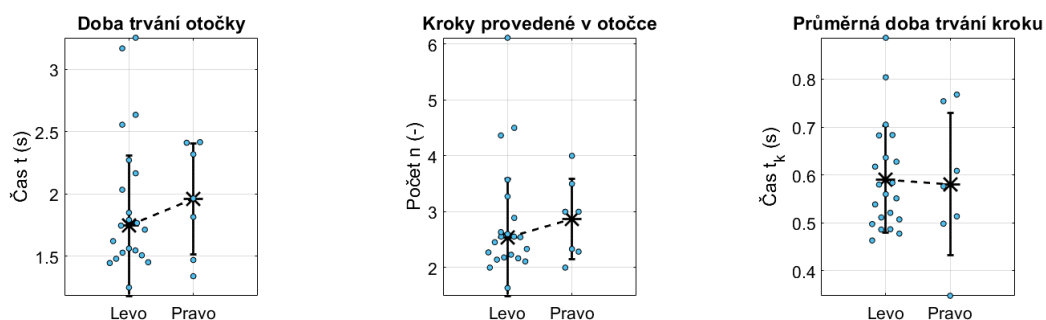
Vysvětlivka: Parametr vyjádřený ve formě medián ± směrodatná odchylka, s rozložením jiným než normálním, je vyznačen tučně a modrou barvou. Statisticky významný rozdíl mezi směry otáčení je vyznačen tučně a červenou p-hodnotou.

Obrázek 5-1 zobrazuje rozdíl mezi směry otáčení v době trvání otočky a v parametrech kroku v prostém testu. Již z tabulky 5-1 je patrné, že rozdíl mezi středními hodnotami je minimální. Směrodatná odchylka doby trvání otáčení je u pravostranných otoček téměř poloviční než směrodatná odchylka doby trvání otáčení u levostranných otoček. Avšak je třeba zohlednit, že pravostranné otočky byly vykonány v prostém testu 8 probandy z 22 a levostranné otočky byly vykonány 21 probandy z 22.

Obrázek 5-2 zobrazuje rozdíl mezi směry otáčení v době trvání a v parametrech kroku v testu s kognitivní úlohou. Zde již není rozdíl ve směrodatné odchylce tak výrazný.

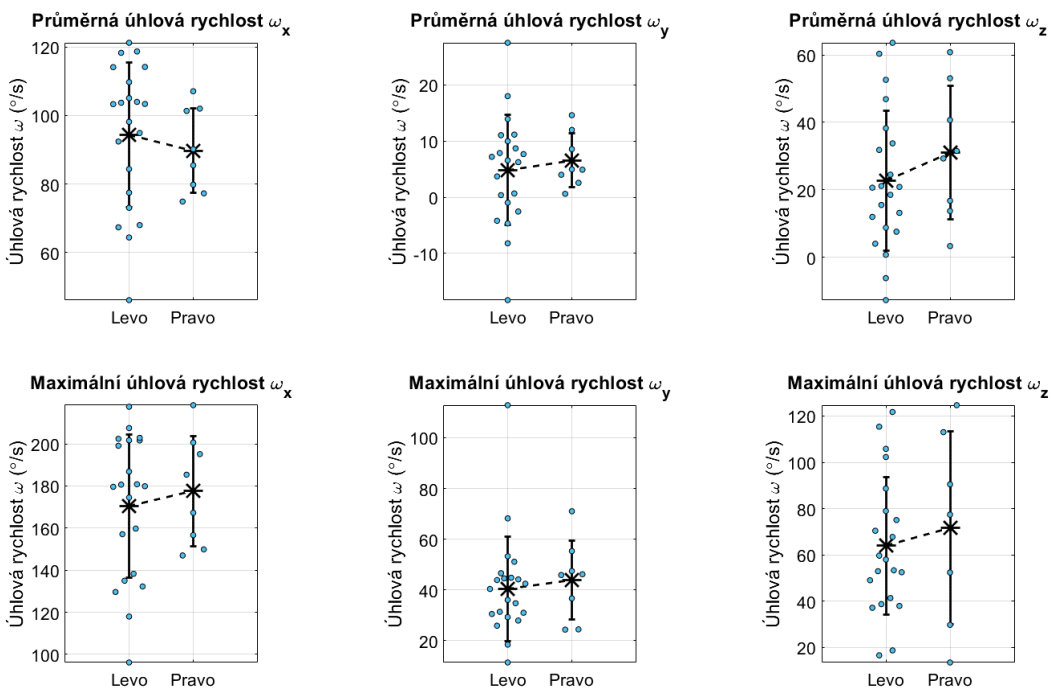


Obrázek 5-1: Rozdíl mezi směry otáčení (Levo – levostranné otočky, Pravo – pravostranné otočky) v prostém testu u doby trvání otočky a parametrů kroku

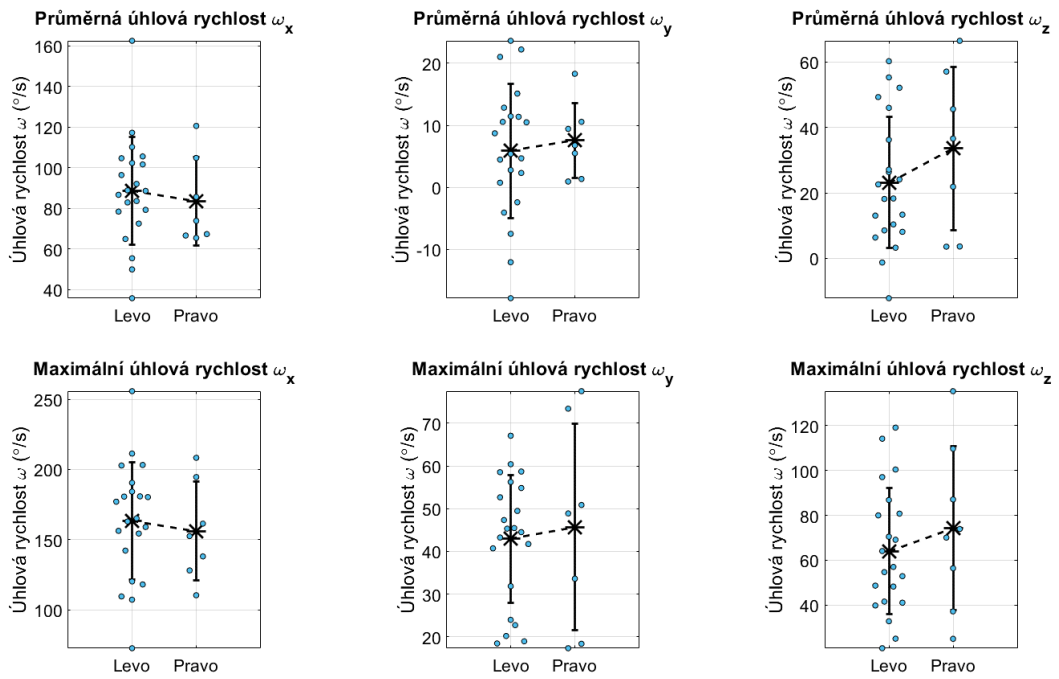


Obrázek 5-2: Rozdíl mezi směry otáčení (Levo – levostranné otočky, Pravo – pravostranné otočky) v testu s kognitivní úlohou u doby trvání otočky a parametrů kroku

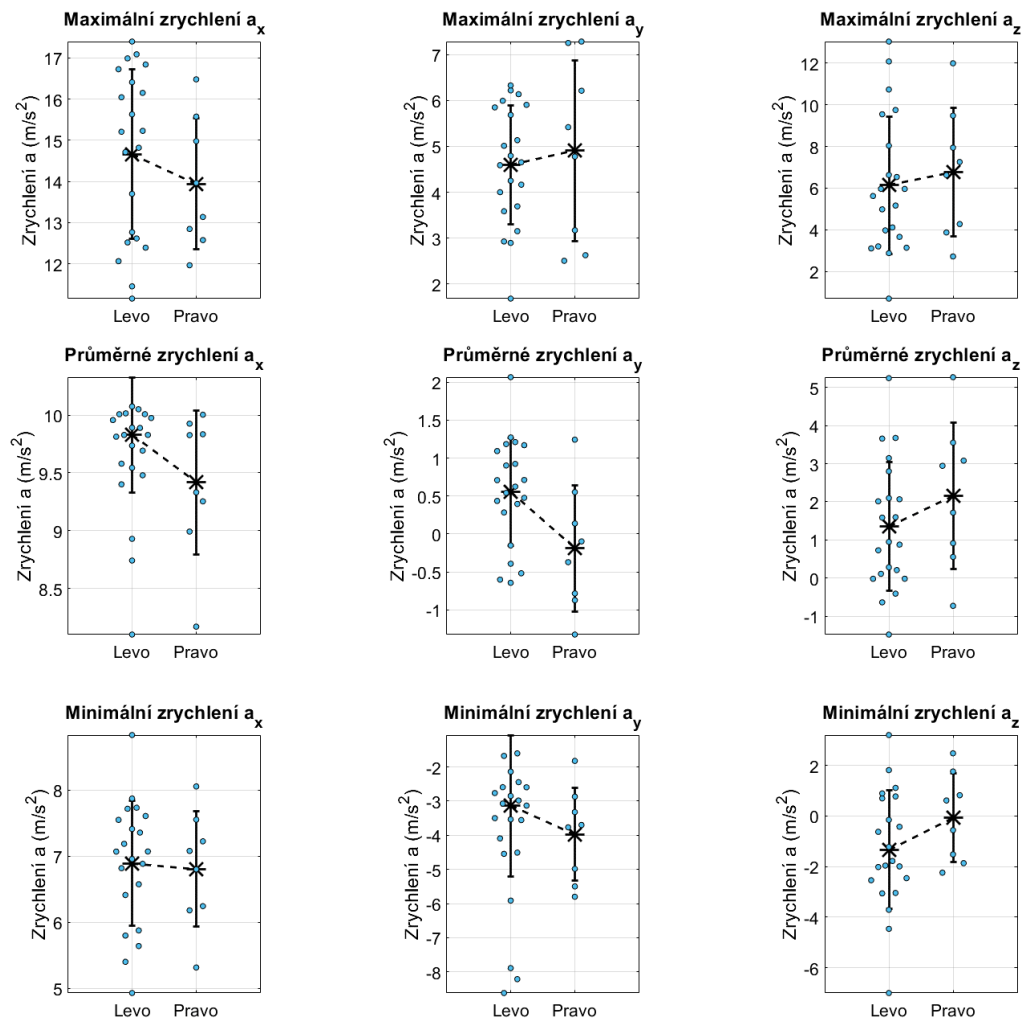
Obrázky 5-3 a 5-4 ukazují rozdíl mezi směry otáčení v parametrech úhlové rychlosti. Z tabulky 5-1 i z těchto obrázků lze vidět, že rozdíly mezi směry jsou minimální. Obrázky 5-5 a 5-6 poté ukazují rozdíly mezi směry v parametrech zrychlení.



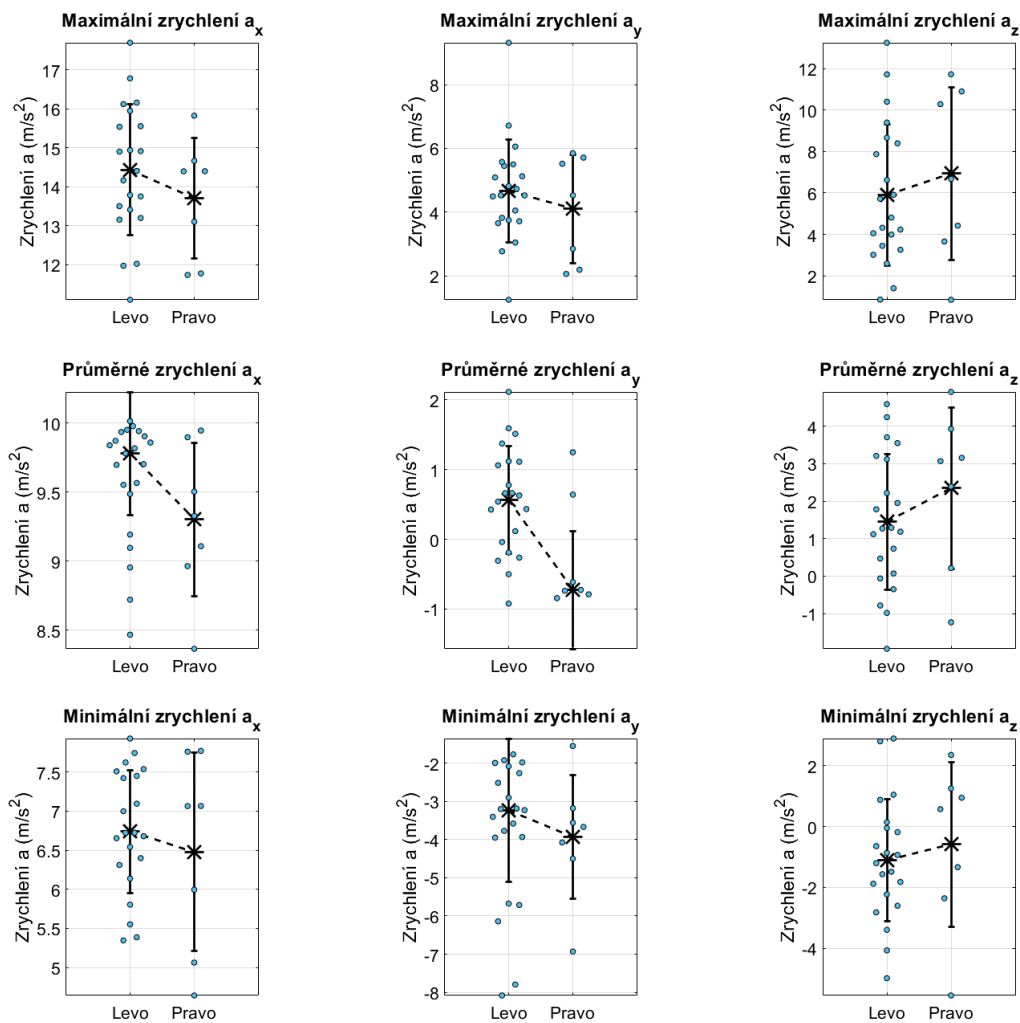
Obrázek 5-3: Rozdíl mezi směry otáčení (Levo – levostranné otočky, Pravo – pravostranné otočky) v prostém testu u parametrů úhlové rychlosti



Obrázek 5-4: Rozdíl mezi směry otáčení (Levo – levostranné otočky, Pravo – pravostranné otočky) v testu s kognitivní úlohou u parametrů úhlové rychlosti



Obrázek 5-5: Rozdíl mezi směry otáčení (Levo – levostranné otočky, Pravo – pravostranné otočky) v prostém testu u parametrů zrychlení



Obrázek 5-6: Rozdíl mezi směry otáčení (Levo – levostranné otočky, Pravo – pravostranné otočky) v testu s kognitivní úlohou u parametrů zrychlení

5.2 Porovnání testů chůze na základě parametrů otáčení

Tato podkapitola ukazuje výsledky porovnání jednotlivých parametrů otoček mezi testy 2minutové chůze. Každý parametr je vizuálně porovnán v příslušném obrázku, ve kterém modrý bod označuje průměrnou hodnotu parametru probanda napříč všemi jeho otočkami. Dále je v obrázku černou hvězdičkou označena střední hodnota (průměr nebo medián podle rozložení parametru daného testu chůze) pro celou skupinu probandů s chybovými úsečkami (odhad směrodatné odchylky pro danou skupinu). Přerušovaná čára mezi středními hodnotami ukazuje změnu parametru mezi testy 2minutové chůze. Ve všech tabulkách v této podkapitole jsou parametry zobrazeny ve formě *střední hodnota ± směrodatná odchylka* a dále je v nich uvedena p-hodnota použitého statistického testu.

Tabulka 5-2 shrnuje výsledky mezitestového srovnání u parametrů otáčení. Na základě p-hodnoty statistického testu nebyl prokázán významný rozdíl mezi hodnotami parametrů otáčení z prostého testu a z testu s kognitivní úlohou.

Tabulka 5-2: Porovnání parametrů otočky (hladina významnosti upravena Bonferroniho korekcí, $\alpha_B = 0,0029$)

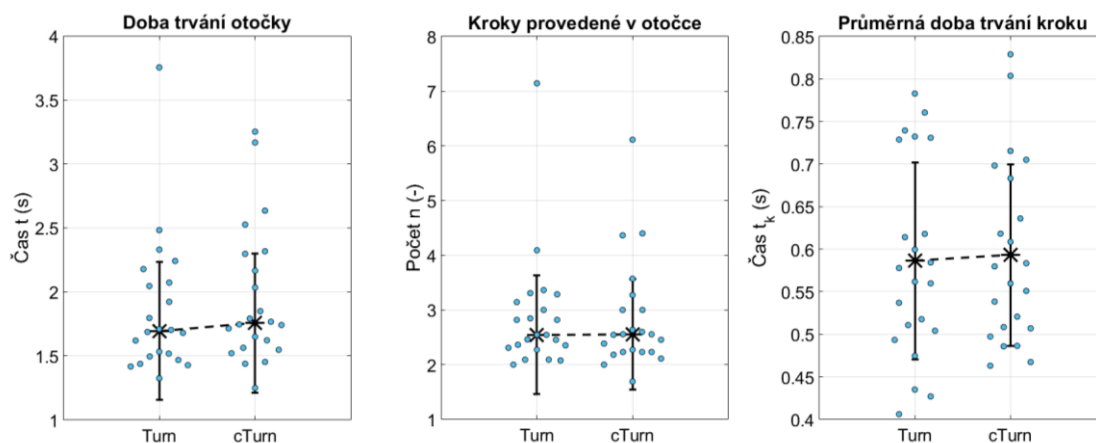
Parametr	Prostý test	S kognitivní úlohou	p-hodnota
	$\bar{x} \pm \text{std}$	$\bar{x} \pm \text{std}$	
Doba trvání t (s)	1,69 ± 0,54	1,76 ± 0,54	0,04
Počet kroků n (-)	2,55 ± 1,09	2,55 ± 1,01	0,30
Průměrné trvání kroku t_k (s)	0,59 ± 0,12	0,59 ± 0,11	0,76
Průměrná ω_x (°/s)	93,49 ± 19,93	86,82 ± 26,21	0,15
Průměrná ω_y (°/s)	4,90 ± 8,57	5,73 ± 10,29	0,59
Průměrná ω_z (°/s)	22,85 ± 20,21	22,74 ± 19,16	0,96
Maximální ω_x (°/s)	171,40 ± 32,54	162,08 ± 41,05	0,12
Maximální ω_y (°/s)	39,24 ± 20,27	45,32 ± 15,91	0,19
Maximální ω_z (°/s)	64,52 ± 28,69	63,00 ± 29,05	0,52
Minimální a_x (m/s ²)	6,87 ± 0,92	6,76 ± 0,84	0,39
Minimální a_y (m/s ²)	-3,32 ± 1,95	-3,31 ± 1,63	0,22
Minimální a_z (m/s ²)	-1,26 ± 2,30	-1,01 ± 1,96	0,48
Průměrná a_x (m/s ²)	9,83 ± 0,48	9,74 ± 0,44	0,62
Průměrná a_y (m/s ²)	0,40 ± 0,72	0,46 ± 0,79	0,43
Průměrná a_z (m/s ²)	1,42 ± 1,67	1,49 ± 1,80	0,65
Maximální a_x (m/s ²)	15,03 ± 1,92	14,28 ± 1,72	0,16
Maximální a_y (m/s ²)	4,57 ± 1,38	4,56 ± 1,68	0,94
Maximální a_z (m/s ²)	6,10 ± 3,24	5,91 ± 3,42	0,48

Vysvětlivka: Parametr vyjádřený ve formě *medián* ± *směrodatná odchylka*, s rozložením jiným než normálním, je vyznačen tučně a modrou barvou. Statisticky významný rozdíl mezi směry otáčení je vyznačen tučně a červenou p-hodnotou.

Na levém obrázku 5-7 je ukázáno rozložení průměrné doby trvání otočky pro celou skupinu a oba testy 2minutové chůze. Z obrázku je patrné, že většina probandů dokončila otočky do 3 sekund. Dále je z obrázku patrné, že rozdíl mezi středními hodnotami testů 2minutové chůze doby trvání otočky není velký, což lze vidět také z porovnání středních hodnot v tabulce 5-2.

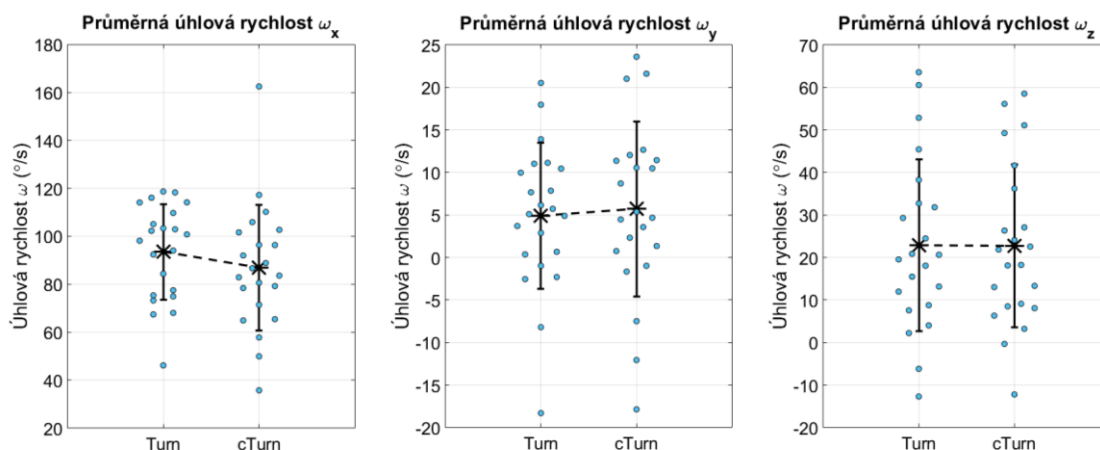
Další porovnávané parametry pocházejí z kroku. Porovnávanými parametry byly průměrný počet kroků provedený v otočce a průměrná doba trvání jednoho kroku. Na obrázku 5-7 je ukázáno rozložení těchto parametrů pro celou skupinu a oba testy 2minutové chůze. Z obrázku je patrné, že většina ze skupiny probandů provedla v otočce

méně než 4 kroky, a to v obou testech. Rozdíl mezi středními hodnotami testů chůze, v tomto případě mediány, počtu kroků není vizuálně znatelný. Stejný poznatek lze vyčíst také ze středních hodnot tabulky 5-2. Většině ze skupiny probandů trval průměrně jeden krok do 0,8 sekund, a to v obou testech. Také u tohoto parametru je rozdíl mezi testy 2minutové chůze vizuálně minimální. Stejný závěr lze usoudit z porovnání středních hodnot v tabulce 5-2.

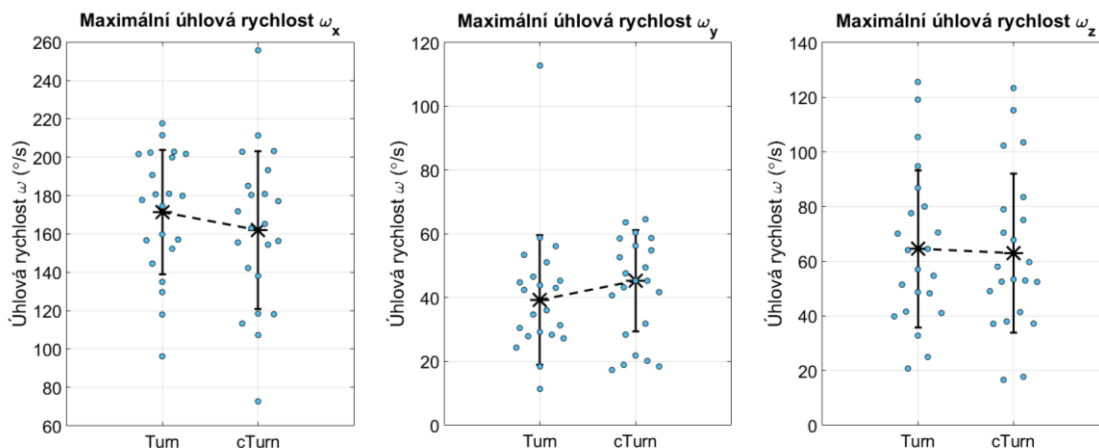


Obrázek 5-7: Porovnání doby trvání otočky a parametrů kroku u prostého testu (Turn) a testu s kognitivní úlohou (cTurn)

Další porovnávané parametry vycházejí z úhlových rychlostí. Vizuální porovnání průměrných úhlových rychlostí mezi testy chůze je na obrázku 5-8. Jak je patrné z obrázku 5-8, tak z tabulky 5-2, rozdíl mezi testy 2minutové chůze v průměrné ω_z téměř není. Porovnání maximální úhlové rychlosti mezi testy 2minutové chůze je na následující straně na obrázku 5-9. Rozdíl v maximální ω_z opět téměř není, což lze nalézt i v tabulce 5-2 na předchozí straně.

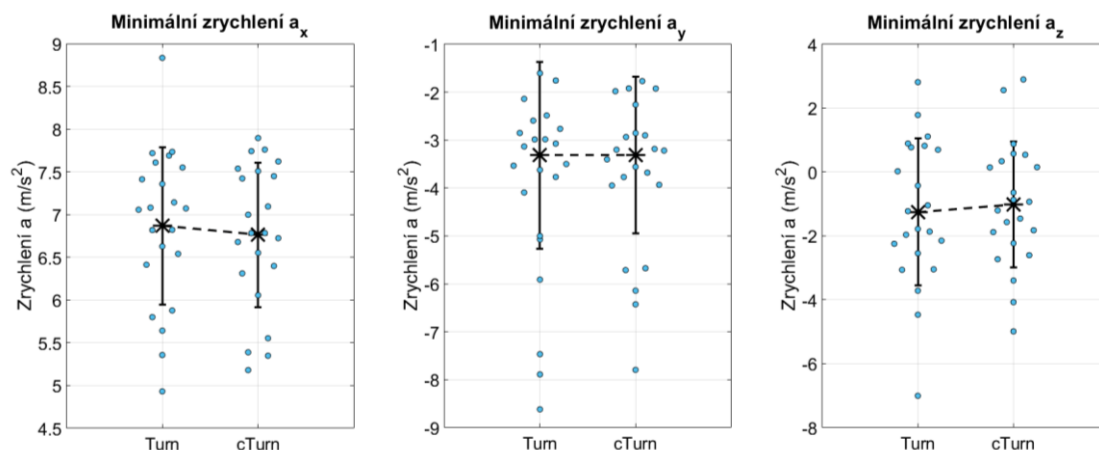


Obrázek 5-8: Porovnání průměrných úhlových rychlostí otočky u prostého testu (Turn) a testu s kognitivní úlohou (cTurn)

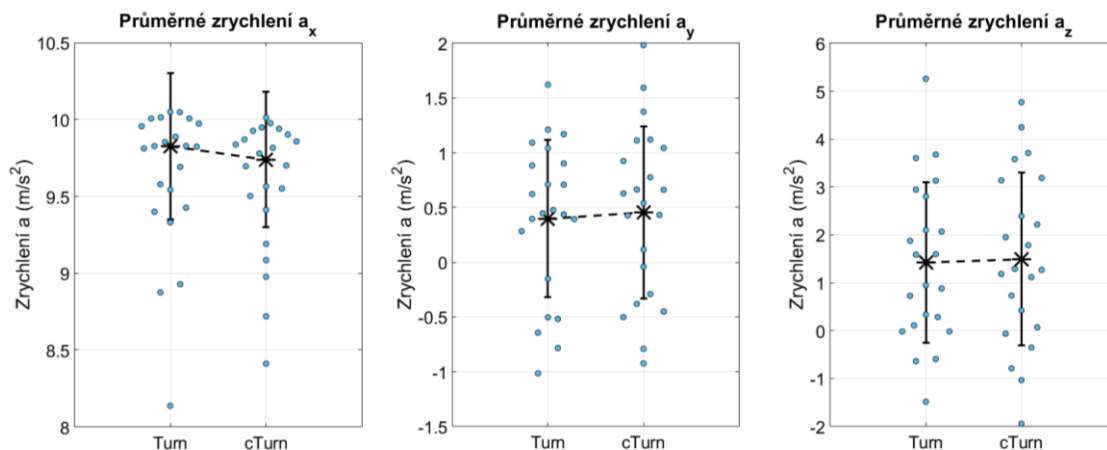


Obrázek 5-9: Porovnání maximálních úhlových rychlostí u prostého testu (Turn) a testu s kognitivní úlohou (cTurn)

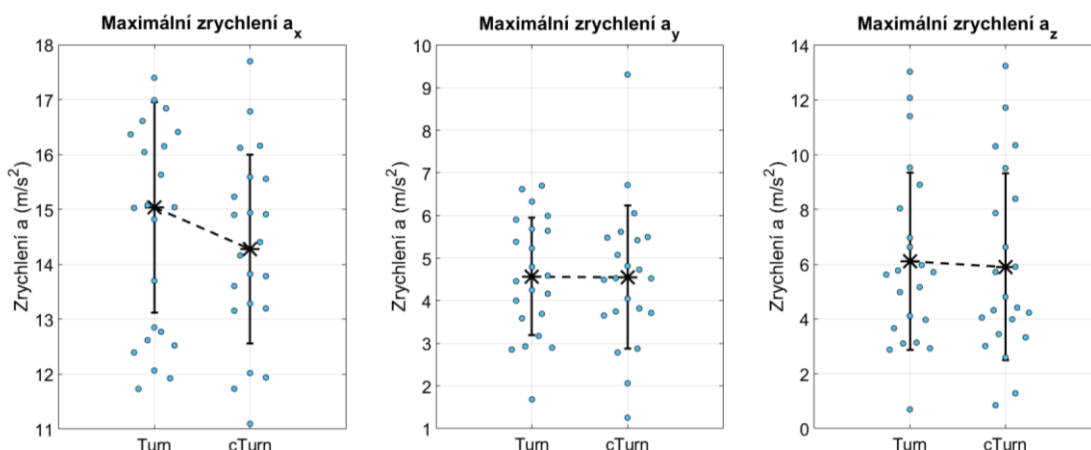
Poslední část výsledků porovnání testů chůze byla provedena na základě parametrů určených ze zrychlení v otočce. Na obrázku 5-10 je ukázáno rozložení minimálního zrychlení pro celou skupinu a oba testy chůze. Shodně je vizualizováno také průměrné zrychlení na obrázku 5-11 a maximální zrychlení v proběhlém otáčení na obrázku 5-12.



Obrázek 5-10: Porovnání minimálních hodnot zrychlení u prostého testu (Turn) a testu s kognitivní úlohou (cTurn)



Obrázek 5-11: Porovnání průměrných hodnot zrychlení u prostého testu (Turn) a testu s kognitivní úlohou (cTurn)



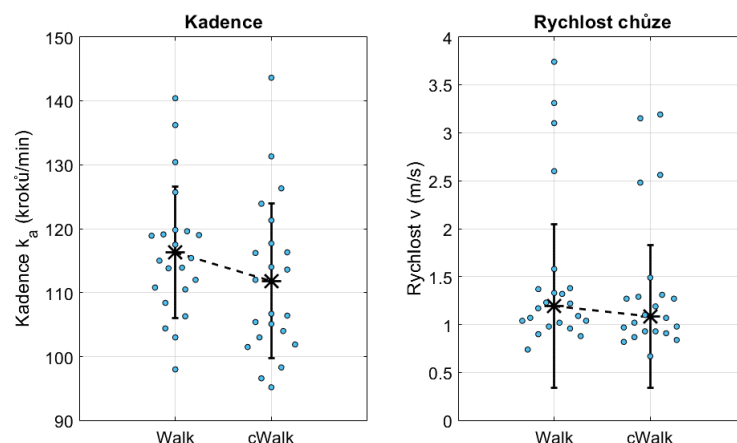
Obrázek 5-12: Porovnání maximálních hodnot zrychlení u prostého testu (Turn) a testu s kognitivní úlohou (cTurn)

5.3 Porovnání testů chůze na základě parametrů chůze

Tato podkapitola ukazuje výsledky porovnání jednotlivých parametrů chůze mezi testy 2minutové chůze. Každý parametr je vizuálně porovnán v příslušném obrázku, ve kterém modrý bod označuje průměrnou hodnotu parametru probanda napříč všemi jeho chůzemi v průběhu testu 2minutové chůze. Dále je v obrázku černou hvězdičkou označena střední hodnota (průměr nebo medián podle rozložení parametru daného testu 2minutové chůze) pro celou skupinu probandů s chybovými úsečkami (odhad směrodatné odchylky pro danou skupinu). Přerušovaná čára mezi středními hodnotami ukazuje změnu parametru mezi testy 2minutové chůze. Ve všech tabulkách v této podkapitole jsou parametry zobrazeny ve formě *střední hodnota ± směrodatná odchylka* a dále je v nich uvedena p-hodnota použitého statistického testu.

Tabulka 5-3 shrnuje výsledky mezitestového srovnání u parametrů chůze. Na základě p-hodnoty statistického testu byl prokázán významný rozdíl mezi hodnotami rychlosti chůze z prostého testu a z testu s kognitivní úlohou. Rozdíl mezi hodnotami ostatních parametrů nebyl prokázán jako statisticky významný.

Prvními porovnávanými parametry byly kadence a rychlost chůze. Obrázek 5-13 ukazuje jejich rozložení v testech 2minutové chůze. Z levého obrázku, zobrazujícího rozložení kadence, by mohlo být usuzováno, že mezi testy 2minutové chůze bude rozdíl. Nicméně p-hodnota použitého statistického testu uvedená v tabulce 5-3, společně se středními hodnotami parametrů, neukazuje statisticky významný rozdíl mezi testy 2minutové chůze. Naopak z pohledu na pravý obrázek 5-13 by mohlo být usuzováno, že rozdíl mezi rychlostmi chůze není velký, avšak p-hodnota statistického testu v tabulce 5-3 ukazuje statisticky významný rozdíl mezi rychlostmi chůze.



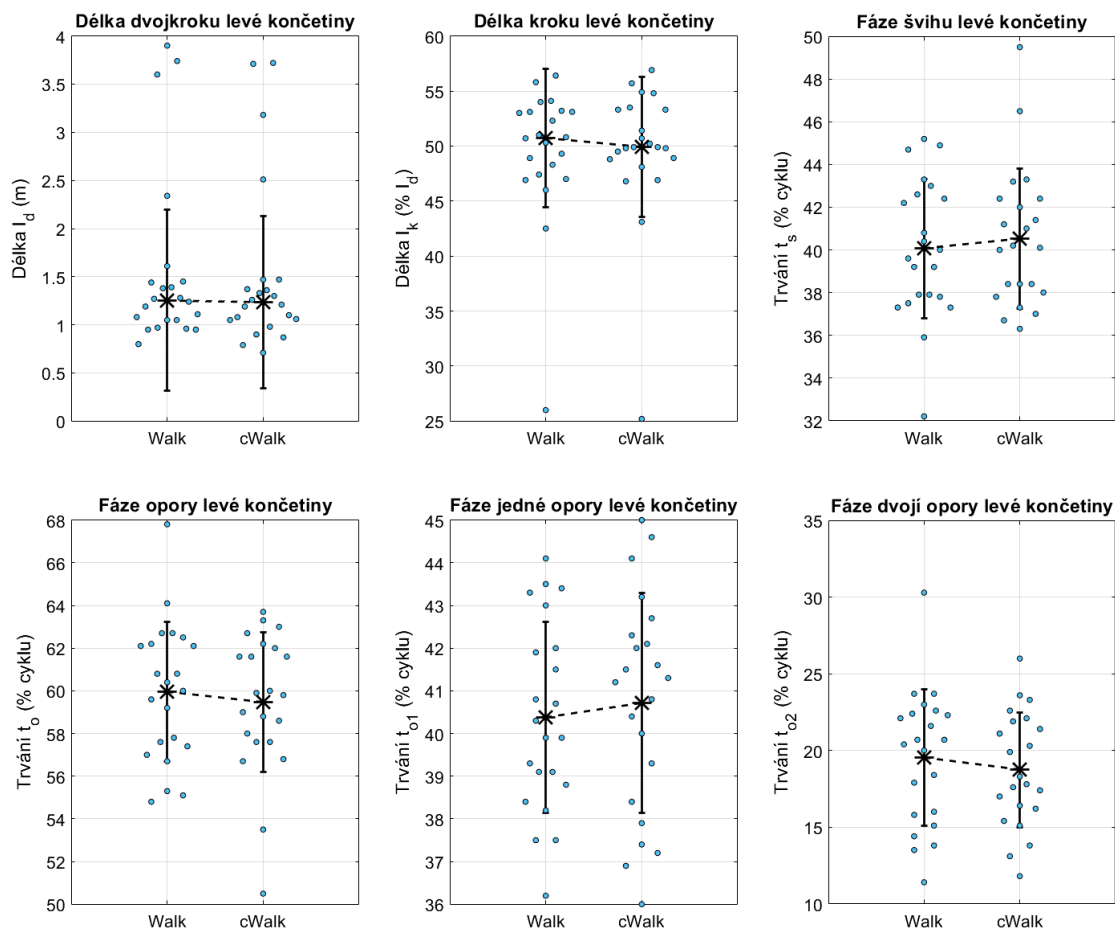
Obrázek 5-13: Porovnání parametrů chůze prostého testu (Walk) a testu s kognitivní úlohou (cWalk)

Tabulka 5-3: Porovnání parametrů chůze (hladina významnosti upravena Bonferroniho korekcí, $\alpha_B = 0,0038$)

Parametr	Prostý test $\bar{x} \pm \text{std}$	S kognitivní úlohou $\bar{x} \pm \text{std}$	p-hodnota
Kadence k_a (kroků/min)	116,28 ± 10,29	111,83 ± 12,14	0,008
Rychlost chůze v (m/s)	1,20 ± 0,85	1,09 ± 0,75	< 0,001
LEVÁ KONČETINA			
Délka dvojkroku l_d (m)	1,26 ± 0,94	1,24 ± 0,90	0,105
Délka kroku l_k (% l_d)	50,75 ± 6,28	49,90 ± 6,36	0,685
Stojná fáze t_o (% cyklu)	59,94 ± 3,27	59,48 ± 3,27	0,269
Fáze jedné opory t_{o1} (% cyklu)	40,38 ± 2,23	40,72 ± 2,57	0,473
Fáze dvojí opory t_{o2} (% cyklu)	19,54 ± 4,44	18,73 ± 3,76	0,122
Švihová fáze t_s (% cyklu)	40,06 ± 3,27	40,52 ± 3,27	0,269
PRAVÁ KONČETINA			
Délka dvojkroku l_d (m)	1,26 ± 0,94	1,24 ± 0,90	0,119
Délka kroku l_k (% l_d)	49,26 ± 6,28	50,10 ± 6,36	0,685
Stojná fáze t_o (% cyklu)	59,63 ± 2,29	59,32 ± 2,50	0,507
Fáze jedné opory t_{o1} (% cyklu)	40,00 ± 3,24	40,30 ± 3,20	0,162
Fáze dvojí opory t_{o2} (% cyklu)	19,64 ± 4,49	18,74 ± 3,71	0,101
Švihová fáze t_s (% cyklu)	40,37 ± 2,29	40,68 ± 2,50	0,507

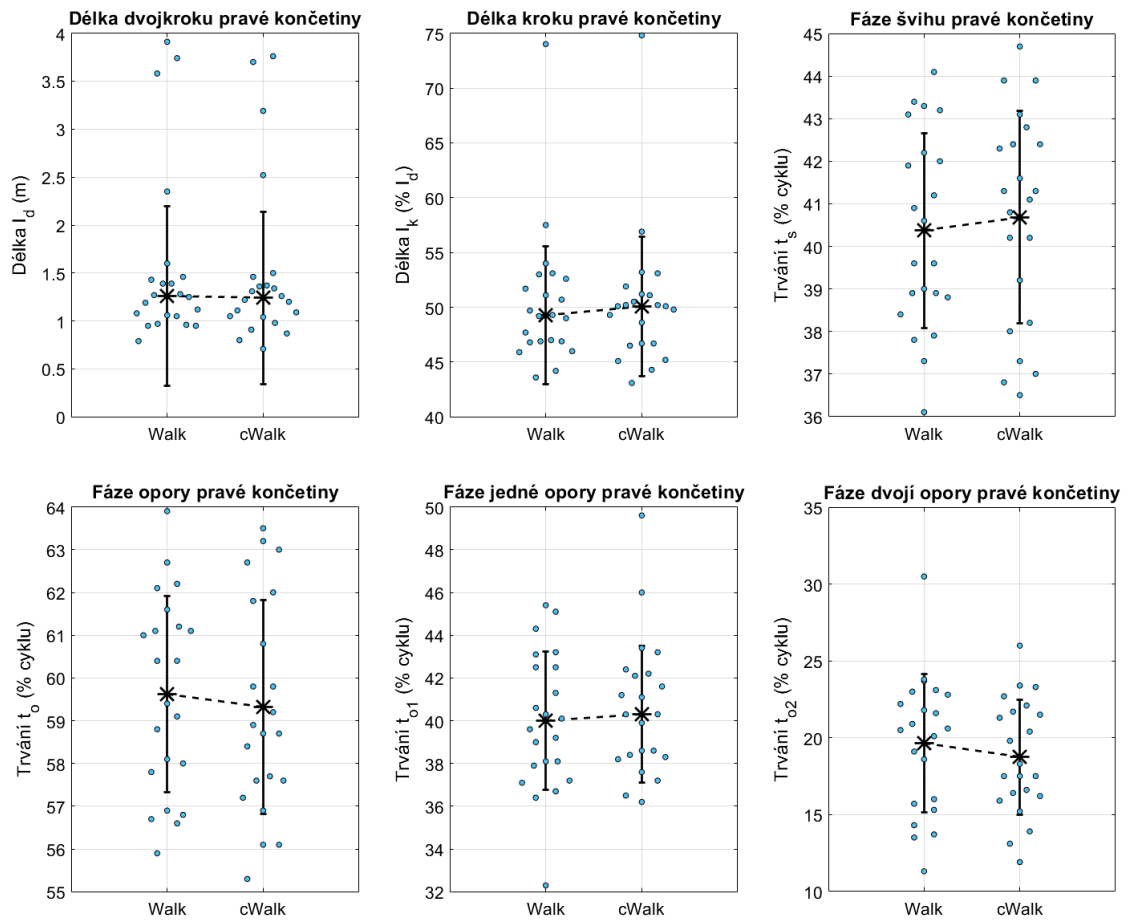
Vysvětlivka: Parametr vyjádřený ve formě *medián ± směrodatná odchylka*, s rozložením jiným než normálním, je vyznačen tučně a modrou barvou. Statisticky významný rozdíl mezi směry otáčení je vyznačen tučně a červenou p-hodnotou.

Další následující porovnání mezi testy 2minutové chůze je rozděleno na parametry určené z pravé a levé končetiny. Porovnávané parametry jsou pro obě končetiny shodné, tj. délka dvojkroku, délka kroku a rozdělení fází cyklů chůze. Obrázek 5-14 ukazuje rozložení parametrů levé končetiny v testech 2minutové chůze.



Obrázek 5-14: Porovnání parametrů chůze z levé končetiny prostého testu (Walk) a testu s kognitivní úlohou (cWalk)

Poslední porovnání chůze mezi testy 2minutové chůze je ukázáno na parametrech pravé končetiny. Obrázek 5-15 ukazuje rozložení parametrů pravé končetiny v testech 2minutové chůze.



Obrázek 5-15: Porovnání parametrů chůze z pravé končetiny prostého testu (Walk) a testu s kognitivní úlohou (cWalk)

6 Diskuse

Hlavním výsledkem mé diplomové práce bylo provedení analýzy chůze pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí nejčastěji stanovovaných parametrů a vyhodnocení rozlišovací schopnosti mezi prostým testem (čistá 2minutová chůze) a testem s kognitivní úlohou (2minutová chůze s kognitivní úlohou) v podobě statistického zpracování parametrů chůze a otáčení.

Potřebné výpočty a algoritmy byly implementovány do prostředí MATLAB ve verzi R2021a a aplikovány na 22 probandů s Parkinsonovu nemocí, kteří byli lékařem vybráni jako vhodní adepti pro operaci zavedení elektrod hluboké mozkové stimulace. V rámci práce byl sestaven protokol pro měření chůze pro studii CLIMABI Neurologické kliniky 1.LF UK a VFN v Praze, která se zabývá výzkumem ukazatelů účinku hluboké mozkové stimulace. Protokol obsahoval Timed Up & Go, 2minutová čistá chůze (prostý test), 2minutová chůze s kognitivní úlohou (test s kognitivní úlohou) a otáčení na místě. Zpracovávanými daty v této práci byly pouze 2minutové chůze, především se práce zaměřuje na analýzu otáčení. Z detekovaných otoček byly vypočteny parametry, které byly následně porovnávány mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou. V další části práce byly porovnávány mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou parametry chůze.

Sestavený protokol měření považuji za vhodný. Vybrané testy (TUG, 2minutové chůze a otáčení na místě), které byly použity, vycházejí z předchozích studií tohoto pracoviště, také byly používány vědeckými studii, jak bylo nastíněno v kapitole 2.3. Pro měření byl použit jeden senzor G-WALK umístěný v oblasti dolní části zad, což probanda neomezuje. Samotné měření chůze není pro pacienta časově náročné. Fyzická náročnost měření se odvíjela podle stavu daného probanda.

Samotné měření chůze je náročnější na koordinaci měření s kamerovým systémem. Pro 2minutové chůze je kamera umístěna v zadní části místnosti. Ovládaní kamerového systému má dosah 10 metrů, vzdálenost mezi kamerami přibližně odpovídá dosahu. Avšak v dráze mezi kamery jsou překážky, které signál mohou zeslabit, popř. může být přítomno rušení. Z těchto důvodů bylo spojení mezi kamerami párkrát přerušeno a ukončeno nahrávání jedné z nich. Výhodnější bylo, pokud byli přítomni u měření dva pracovníci. Jeden mohl kontrolovat pouze kamerový systém a řešit vzniklé problémy, druhý měl na starost technickou podporu senzoru a komunikaci s probandem. Dle mého názoru je pro probanda příjemnější, pokud se s ním během řešení problémů komunikuje.

Při měření probanda se silným klidovým třesem nastával problém ve stabilizaci. Senzor se na začátku každého měření stabilizuje, čímž si najde svou okamžitou polohu kdekoliv v prostoru. Pokud se u probanda projevil silný klidový třes, software nebyl schopen dokončit stabilizaci. Stabilizace následně musela být provedena podržením

senzoru, popř. vyjmutím z pouzdra. Jelikož záznam naměřených dat obsahuje i část stabilizace, tato činnost se promítá do dalšího zpracování. V tomto případě vhodně posloužily kamerové záznamy, po jejichž shlédnutí byly odstraněny rušivé části signálu. Takové problémy jsou však v měření očekávané a nelze je ovlivnit nebo změnit.

Metoda detekce otáčení ve 2minutových chůzích byla vybrána podle závěrů ze studie od autorů Bertolli a kol., 2017 [42]. Použitá metoda pocházela ze studie od autorů Nguyen a kol., 2015 [36] a pracovala s IIR filtrem (Butterworthova aproximace) typu pásmová propust, odstraněním trendu a normalizací. Začátek a konec otočky byl nalezen ve 30% hodnotě vrcholu každé otočky. Při aplikaci filtru však docházelo ke vzniku falešných trendů a filtr se stával nestabilním. Odstranění problému bylo řešeno přes funkce návrhu filtru implementované v prostředí MATLAB i doporučení jiného řádu filtru, ve kterém hodnoty řádu dosahovaly 23. Jediným funkčním řešením bylo použití dolní propusti místo pásmové propusti, horní mezní frekvence, aproximace i řád byly zachovány ze studie. V práci byla metoda rozdělena na detekci v kladné a v záporné části signálu, čímž je možné ji použít na levostranné i pravostranné otočky. Výsledek detekce lze nalézt na straně 31 obrázek 4-22. Po detekci otoček byly určeny parametry otáčení, které vycházely z provedené rešerše v kapitole 2.5. Parametry chůze byly získány ze softwaru G-Studio, který je dodávaný k senzoru. Zároveň byla provedena také rešerše používaných parametrů chůze.

Tato práce se zabývá rozlišitelností mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou. Porovnávanými parametry v otáčení byly čas trvání otočky, průměrná a maximální úhlová rychlost, rozsah zrychlení, počet kroků a průměrný čas kroku. Porovnávanými parametry v chůzi byly kadence, rychlost chůze, délka dvojkroku, délka kroku, procentuální zastoupení stojné, dvojí opory, jedné opory a švihové fáze v cyklu chůze. Statistické porovnání bylo provedeno párovými testy s Bonferroniho korekcí hladiny významnosti. Výběr statistických testů byl proveden po otestování rozložení parametrů ve skupině.

V rámci výsledků práce byl zkoumán rozdíl mezi parametry z levostranných a pravostranných otoček, protože během měření chůze nebyl specifikován směr, jakým se mají probandi otáčet a jejich volba mohla být ovlivněna stranovým problémem otáčení. U všech parametrů levostranných i pravostranných otoček lze vidět, že střední hodnoty jsou velmi podobné. To ukazují i přiložené obrázky v podkapitole 5.1. V obrázcích zobrazuje černá hvězdička zobrazuje střední hodnoty, černá přerušovaná čára změnu parametru mezi testy 2minutové chůze a modré body jednotlivé průměrné hodnoty parametru pro probandy. Pro zhodnocení statistické významnosti rozdílu parametrů mezi směry otáčení byly provedeny párové testy. Výsledky práce nepotvrdily v žádném parametru otáčení statisticky významný rozdíl mezi stranami otáčení, a to ani v prostém testu, ani v testu s kognitivní úlohou. To je ve shodě s výsledky studie od autorů Nardello a kol., 2020 [43], kde též nebyly zjištěny významné rozdíly mezi stranami těla u pacientů s Parkinsonovu nemocí a výsledky studie ukazují na symetrii pravé a levé strany.

Další části výsledků ukazují srovnání parametrů otáčení mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou. V podkapitole 5.2 lze nalézt kompletní výsledky. I v této podkapitole jsou zobrazeny výsledky pomocí obrázků, ve kterých černá hvězdička zobrazuje střední hodnoty, černá přerušovaná čára změnu parametru mezi testy 2minutové chůze a modré body jednotlivé průměrné hodnoty parametru pro probandy. Pro vyhodnocení statistické významnosti rozdílu parametrů mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou byly provedeny párové testy, které nepotvrdily významný rozdíl v žádném parametru otáčení.

Důvodem, proč nebyl prokázán rozdíl mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou v parametrech otáčení, je dle mého mínění upřednostnění otáčení před počítáním v kognitivní úloze. Probandi mohli počítat pouze v části chůze během 2minutového testu, nikoliv během otočky. V době, kdy měla být provedena otočka, mohli být plně soustředěni na otočku, nikoliv na kognitivní úlohu. Určené parametry by poté nebyly zatíženy kognitivní úlohou a dosahovaly by podobných hodnot jako v prostém testu. Zároveň během testu 2minutové chůze nebyla sledována míra úspěšnosti kognitivní úlohy. Nelze tedy určit, zda probandi věnovali větší část pozornosti na motorický (chůzi) nebo kognitivní úkol. Dalším důvodem neprokázání rozdílu by mohl být předoperační stav probandů, kdy mezi výsledky prostého testu a testu s kognitivní úlohou není tak významný rozdíl.

Zajímavým poznatkem je, že žádný proband neprováděl ipsilaterální otočku (spinovou), která je provedena otočením na vnitřní noze bez kontaktu vnější nohy se zemí. Všichni probandi prováděli kontralaterální otočky (krokové), ve kterých se využívá několik kroků ke zlepšení stability. To je v souladu s tvrzením ze studie od autorů Fino a kol., 2015 [14] a studie od autorů Rehman a kol., 2020 [13], že starší osoby a pacienti s Parkinsonovou nemocí upřednostňují jistotu při otáčení a provádějí krokové otočky.

Druhá část porovnání mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou byla provedena pomocí parametrů chůze. Část parametrů, délka dvojkroku a kroku a procentuální zastoupení jednotlivých částí cyklů chůze, byla určena rozděleně pro levou a pro pravou končetinu. Rozdíly mezi středními hodnotami délku dvojkroku, délky kroku a procentuálních zastoupení fází byly minimální. Odhady směrodatných odchylek ukazují na široký rozsah hodnot probandů, což lze vidět na obrázcích kapitoly 5.2. Nejvyšší počet odlehlých hodnot mají kadence, rychlost chůze a délka dvojkroku. Kadence a rychlost chůze jsou parametry přímo ovlivněné Parkinsonovou nemocí. U této nemoci může chůze vypadat jako cupitání po malých krocích, čímž je vyšší kadence. Přítomné mohou být také změny rychlosti. Pro vyhodnocení statistické významnosti rozdílu parametrů mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou byly provedeny párové testy, které potvrdily významný rozdíl mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou pouze v rychlosti.

Výsledky studie od autorů Li a kol., 2014 [44] ukazují, že kognitivní úkol u probandů ve věku nad 65 let ovlivní chůzi. Kognitivní úloha, v této studii použité odečítání od 100 po 7, způsobuje pokles v rychlosti chůze. Tato úloha je náročnější než v této práci použité odečítání po 3, což bylo prokázáno ve studii od autorů Gassner a kol., 2017 [45] na probandech s Parkinsonovou nemocí při 10metrové chůzi. Dále výsledky studie [44] ukazují, že náročnější úloha má větší vliv na chůzi, avšak srovnání odečítání po 3 a odečítání po 7 nebylo provedeno. Podle mého mínění by se kognitivní úloha měla přizpůsobit probandovi. Pokud např. proband většinu pracovního života pracuje s čísly, nebude rozdíl mezi odečítáním 3 a odečítáním 7 významný. Nicméně výsledky dosažené v této práci korespondují s výsledky ze studie [44], vlivem kognitivní úlohy se rychlost chůze snížila o 10 %. Další studie potvrzující tyto výsledky pochází od autorů Salazar a kol., 2017 [46], ve které byla chůze prováděna na 10metrovém chodníku. Ti navíc zjistili, že u pacientů s Parkinsonovou nemocí vlivem kognitivní úlohy dochází ke zkrácení délky kroku a snížení kadence, což se v této práci nepotvrdilo. Zkrácení délky kroku a snížení rychlosti chůze zjistili též ve studii [43] u chůze na 5 metrů kombinované s otáčením.

Důvodem, proč nebyl zjištěn rozdíl i v těchto parametrech, je v jednotlivých cyklech chůze. Cyklem je v tomto případě myšlena trasa měření, od startu 2minutové chůze do čáry vzdálené 10 metrů. V prvním cyklu chůze má proband jinou délku kroku než v pozdějších. První kroky chůze jsou většinou kratší a je zvýšená kadence. Stejně tak je změněná délka kroku v části chůze, kdy se proband se připravuje na zastavení. V této práci byla prováděna 10metrová chůze s otočkami po dobu 2 minut a parametry chůze byly zprůměrovány napříč všemi cykly chůze, čímž jsou změny v délce kroků nebo kadenci potlačeny. Ve studii [46] byla provedena pouze jedna 10metrová chůze, což může být důvodem prokázání změny v délce kroku a kadenci. Ve studii [43] byla chůze omezena pouze na 5 metrů.

Práce má několik limitací. V první řadě je třeba zmínit algoritmus počtu kroků v otočce. Nebyla nalezena žádná studie, kde by výpočet kroků byl provedený na základě senzoru umístěného v dolní části zad. Ve studiích, které byly zmíněny v kapitole 2.4 nebo 2.5, využívali pro analýzu kroků senzor umístěný na dolních končetinách. Analýza z končetinového senzoru je mnohem přesnější pro určení času začátku a konce kroku. V této práci byl určený počet kroků z algoritmu ověřován kamerovými záznamy.

Dále je nutno poznamenat, že pro klinické účely je užitečnější vidět změny parametrů v průběhu testu 2minutové chůze. V začátcích chůze je délka kroku menší s vyšší kadencí. Zároveň pacienti s Parkinsonovou nemocí mohou také během dvou minut významně změnit např. délku kroku a kadenci, jelikož soustředění na daný úkol je ztíženo nemocí.

Další limitací práce je srovnání parametrů z prostého testu a testu s kognitivní úlohou se zanedbáním směru otáčení. Budoucím postupem by mělo být rozdělení otáčení podle směru a vytvoření dvou skupin otoček – s vyšší a menší dominancí strany nemoci. Pro každého probanda by, na základě klinických údajů, bylo určeno, zda jeho preferovaný směr otáčení souvisí s dominancí nemoci nebo ne. Následné srovnání prostého testu a testu s kognitivní úlohou by mohlo být provedeno na základě dominance nemoci.

Další limitací může být vzorek probandů. Probandi nebyli rozděleni podle stádií Parkinsonovy nemoci. Je možné, že v určité skupině probandů bude vliv kognitivní úlohy na chůzi a otáčení vyšší než u jiné. Takto provedené hromadné porovnání může diferencii mezi testy 2minutové chůze schovat.

Další limitací práce je, že nebylo zkoumáno, zda proband měl diagnostikovanou kognitivní poruchu nebo demenci. Pomocí těchto informací by bylo možné některé probandy vyloučit skrz silnou kognitivní poruchu nebo analyzovat rozdělené skupiny s různými stupni kognitivní poruchy. Měření nebylo prováděno v uzavřené místnosti, ačkoliv přístup byl omezený. Nicméně do místnosti může vstupovat pověřený personál, který může rozptýlit probanda. Vliv na pozornost může mít také doprovod, který je v místnosti přítomen. Dalším vlivem na měření je účinek léku. Doba od podání léku se lišila v závislosti na trvání ostatních měření, zároveň proband subjektivně posuzoval, zda nemoc neovlivňuje jeho výkon v chůzi.

Do budoucna bych do své práce více zahrнула také klinické výsledky z ostatních vyšetření. Jedním z nich by mohlo být rozdělení probandů do několika skupin při naměření většího množství dat a následného zkoumání korelace mezi stádiem nemoci a kognitivní úlohou. Dalším rozšířením práce by mohlo být zahrnutí výsledků samostatné kognitivní úlohy a korelace mezi těmito výsledky a vlivem kognitivní úlohy na chůzi. Další práce by měla též obsahovat srovnání stavu před operací zavedení elektrod hluboké mozkové stimulace a stavu po operaci (6 a 12 měsíců). Vybranými návrhy by mohlo srovnání pouze prostého testu, změna vlivu kognitivní úlohy na chůzi, vliv hluboké mozkové stimulace na otáčení v chůzi. Pro klinickou praxi je užitečným nástrojem pro posouzení zdravotního stavu probanda vykreslení variability parametrů chůze a otáčení během testu 2minutové chůze. Další práce by se též mohla zaměřit na analýzu vlivu otáčení na chůzi v průběhu 2minutového testu. Ve studii od autorů Vítěčková a kol., 2019 [33] výsledky analýzy chůze v TUG ukazují, že chůze před a po provedení otočky by se měly hodnotit odděleně. To by mohlo být výchozím bodem pro analýzu, zda s přibývajícím počtem provedených otoček během 2minutového testu se chůze změní výrazněji než při provedení jedné otočky. Na závěr je třeba zdůraznit, že v práci nebyla zkoumána přítomnost freezingu neboli zamrznání v chůzi, který je též často hodnoceným faktorem v chůzi pacientů s Parkinsonovou nemocí. Tento freezing se nemusí projevit vizuálně při chůzi, ale v naměřených datech by mohl být přítomný. Zároveň se může častěji objevit během otáčení nebo vlivem kognitivní úlohy.

7 Závěr

Tato diplomová práce se zabývala analýzou chůze pacientů s Parkinsonovou nemocí pomocí nejčastěji stanovovaných parametrů a vyhodnocením rozlišovací schopností mezi prostým testem (čistá chůze) a testem s kognitivní úlohou v podobě statistického porovnání parametrů chůze a otočky. Součástí práce bylo také navržení protokolu měření chůze pro CLIMABI studii, která se zabývá výzkumem prediktorů účinků spojených s hlubokou mozkovou stimulací.

V rámci práce byl navržen protokol měření chůze pro CLIMABI studii Neurologické kliniky 1.LF UK a VFN v Praze, na jehož základu bylo naměřeno 22 probandů s Parkinsonovu nemocí. Sestavený protokol měření chůze obsahoval Timed Up & Go, 2minutová čistá chůze (prostý test), 2minutová chůze s kognitivní úlohou (test s kognitivní úlohou) a otáčení na místě. V této práci byly použity pouze naměřená data z prostého testu a testu s kognitivní úlohou.

Metoda detekce otáčení během prostého testu a testu s kognitivní úlohou byla vybrána na základě rešerše. Vybranými významnými parametry pro hodnocení otočky z rešerše byly čas trvání otočky, průměrná a maximální úhlová rychlost, rozsah zrychlení, počet kroků a průměrný čas kroku. Vybranými parametry chůze byly kadence, rychlost chůze, délka dvojkroku, délka kroku, procentuální zastoupení stojné, dvojí opory, jedné opory a švihové fáze v cyklu chůze.

Výsledky ukazují, že mezi parametry otáčení určenými pro levostranné a pravostranné otáčení není statisticky významný rozdíl. To je ve shodě s výsledky vybrané studie, která u pacientů s Parkinsonovou nemocí zjistila symetrii levé a pravé strany. U parametrů otáčení nebyl prokázán rozdíl mezi prostým testem a testem s kognitivní úlohou. U parametrů chůze bylo prokázáno významné snížení rychlosti chůze během kognitivní úlohy. To je v souladu s výsledky několika studií. Některé studie navíc zjistily, že vlivem kognitivní úlohy dochází ke zkrácení délky kroku a snížení kadence. To se však v této diplomové práci nepotvrdilo a důvodem by mohlo být jiný způsob měření chůze než v těchto studiích.

V navazující práci by bylo vhodné použít pro zpracování rozlišovací schopností mezi prostým testem (čistá chůze) a testem s kognitivní úlohou také klinické údaje z ostatních vyšetření. Dále provést srovnání předoperačních a pooperačních stavů probanda a analyzovat vliv hluboké mozkové stimulace na chůzi.

Reference

- [1] AU, Ka, Joshua WONG, Takashi TSUBOI et al. Globus Pallidus Internus (GPi) Deep Brain Stimulation for Parkinson's Disease: Expert Review and Commentary. *Neurology and Therapy* [online]. 2021, **10**(1), 7-30 [cit. 2021-06-12]. ISSN 2193-8253. Dostupné z: 10.1007/s40120-020-00220-5
- [2] BALÁŽ, Marek. Hluboká mozková stimulace u Parkinsonovy nemoci. *Neurologie v praxi*. 2013, **14**(5), 229-231.
- [3] BROŽÁKOVÁ, Hana. *Poruchy stoje a chůze u Parkinsonovi nemoci*. Praha, 2009. Dizertační práce. 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze. Vedoucí práce Prof. MUDr. Evžen Růžička, DrSc.
- [4] ZHANG, Chencheng, Linbin WANG, Wei HU et al. Combined Unilateral Subthalamic Nucleus and Contralateral Globus Pallidus Interna Deep Brain Stimulation for Treatment of Parkinson Disease: A Pilot Study of Symptom-Tailored Stimulation. *Neurosurgery* [online]. 2020, **87**(6), 9 [cit. 2021-03-23]. ISSN 0148-396X. Dostupné z: 10.1093/neuros/nyaa201
- [5] KRAČMAR, Bronislav. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3388-6.
- [6] ROSE, Jessica a James GAMBLE. *Human Walking*. 3. vydání. USA: Lippincott, 2006. ISBN 0-7817-5954-4.
- [7] NOVOTNÁ, Klára a Jana LÍZROVÁ PREININGEROVÁ. Poruchy chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou. *Neurologie pro praxi* [online]. 2013, **2013**(4), 185–187 [cit. 2022-01-05]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2013/04/06.pdf>
- [8] AKRAM, Sakineh, James FRANK a Julia FRASER. Coordination of segments reorientation during on-the-spot turns in healthy older adults in eyes-open and eyes-closed conditions. *Gait & Posture* [online]. 2010, **32**(4), 632-636 [cit. 2022-03-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.006
- [9] EL-GOHARY, Mahmoud, Sean PEARSON, James MCNAMES, Martina MANCINI, Fay HORAK, Sabato MELLONE a Lorenzo CHIARI. Continuous Monitoring of Turning in Patients with Movement Disability. *Sensors* [online]. 2014, **14**(1), 356-369 [cit. 2021-12-05]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: 10.3390/s140100356

- [10] BENGEOVOORD, Aniek, Griet VERVOORT, J. SPILDOOREN, E. HEREMANS, W. VANDENBERGHE, B.R. BLOEM a A. NIEUWBOER. Center of mass trajectories during turning in patients with Parkinson's disease with and without freezing of gait. *Gait & Posture* [online]. 2016, **43**, 54-59 [cit. 2022-02-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2015.10.021
- [11] KELOTH, Sana, Rekha VISWANATHAN, Beth JELFS, Sridhar ARJUNAN, Sanjay RAGHAV a Dinesh KUMAR. Which Gait Parameters and Walking Patterns Show the Significant Differences Between Parkinson's Disease and Healthy Participants?. *Biosensors* [online]. 2019, **9**(2) [cit. 2021-04-12]. ISSN 2079-6374. Dostupné z: 10.3390/bios9020059
- [12] WRIGHT, Rachel, Derek PETERS, Paul ROBINSON, Alice SITCH, Thomas WATT a Mark HOLLANDS. Differences in axial segment reorientation during standing turns predict multiple falls in older adults. *Gait & Posture* [online]. 2012, **36**(3), 541-545 [cit. 2022-03-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2012.05.013
- [13] REHMAN, Rana, Philipp KLOCKE, Sofia HRYNIV, Brook GALNA, Lynn ROCHESTER, Silvia DEL DIN a Lisa ALCOCK. Turning Detection During Gait: Algorithm Validation and Influence of Sensor Location and Turning Characteristics in the Classification of Parkinson's Disease. *Sensors* [online]. 2020, **20**(18) [cit. 2022-02-16]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: 10.3390/s20185377
- [14] FINO, Peter, Christopher FRAMES a Thurmon LOCKHART. Classifying Step and Spin Turns Using Wireless Gyroscopes and Implications for Fall Risk Assessments. *Sensors* [online]. 2015, **15**(5), 10676-10685 [cit. 2021-12-05]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: 10.3390/s150510676
- [15] SATO, Kazunori, Noriaki AITA, Yoshihide HOKARI et al. Balance and Gait Improvements of Postoperative Rehabilitation in Patients with Parkinson's Disease Treated with Subthalamic Nucleus Deep Brain Stimulation (STN-DBS). *Parkinson's Disease* [online]. 2019, **2019**, 1-5 [cit. 2021-04-03]. ISSN 2090-8083. Dostupné z: 10.1155/2019/7104071
- [16] SHUMWAY-COOK, Anne, Sandy BRAUER a Marjorie WOOLLACOTT. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy* [online]. 2000, **80**(9), 896-903 [cit. 2021-06-14]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/80/9/896/2842520>

- [17] MILOSEVIC, Mladen, Emil JOVANOVIĆ a Aleksandar MILENKOVIC. Quantifying Timed-Up-and-Go test: A smartphone implementation. *IEEE International Conference on Body Sensor Networks* [online]. 2013, **60**(5), 1-6 [cit. 2022-03-02]. ISBN 978-1-4799-0330-6. Dostupné z: 10.1109/BSN.2013.6575478
- [18] CARONNI, Antonio, Irma STERPI, Paola ANTONIOTTI et al. Criterion validity of the instrumented Timed Up and Go test: A partial least square regression study. *Gait & Posture* [online]. 2018, **61**, 287-293 [cit. 2021-06-12]. ISSN 09666362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.015
- [19] TROJANIELLO, Diana, Andrea RAVASCHIO, Jeffrey HAUSDORFF a Andrea CERATTI. Comparative assessment of different methods for the estimation of gait temporal parameters using a single inertial sensor: application to elderly, post-stroke, Parkinson's disease and Huntington's disease subjects. *Gait & Posture* [online]. 2015, **42**(3), 310-316 [cit. 2021-04-12]. ISSN 09666362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2015.06.008
- [20] MELLONE, Sabato, Martina MANCINI, Laurie KING, Fay HORAK a Lorenzo CHIARI. The quality of turning in Parkinson's disease: a compensatory strategy to prevent postural instability?. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2016, **13**(1) [cit. 2022-03-04]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: 10.1186/s12984-016-0147-4
- [21] STACK, Emma, Veena AGARWAL, Rachel KING et al. Identifying balance impairments in people with Parkinson's disease using video and wearable sensors. *Gait & Posture* [online]. 2018, **62**, 321-326 [cit. 2021-04-03]. ISSN 09666362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2018.03.047
- [22] HAJI GHASSEMI, Nooshin, Julius HANNINK, Nils ROTH, Heiko GAßNER, Franz MARXREITER, Jochen KLUCKEN a Björn ESKOFIER. Turning Analysis during Standardized Test Using On-Shoe Wearable Sensors in Parkinson's Disease. *Sensors* [online]. 2019, **19**(14) [cit. 2022-03-04]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: 10.3390/s19143103
- [23] SOLLA, Paolo, Lucia CUGUSI, Matilde BERTOLI et al. Sardinian Folk Dance for Individuals with Parkinson's Disease: A Randomized Controlled Pilot Trial. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine* [online]. 2019, **25**(3), 305-316 [cit. 2022-03-05]. ISSN 1075-5535. Dostupné z: 10.1089/acm.2018.0413

- [24] PARK, Hwayoung, Sungtae SHIN, Changhong YOUM, Sang-Myung CHEON, Myeounggon LEE a Byungjoo NOH. Classification of Parkinson's disease with freezing of gait based on 360° turning analysis using 36 kinematic features. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2021, **18**(1) [cit. 2022-03-04]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: 10.1186/s12984-021-00975-4
- [25] HIGASHI, Yuji, Kenichi YAMAKOSHI, Toshiro FUJIMOTO, Masaki SEKINE a Toshiyo TAMURA. Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 2008, **27**(4), 38-46 [cit. 2021-06-14]. ISSN 0739-5175. Dostupné z: 10.1109/MEMB.2008.919494
- [26] ZAMPIERI, Cris, Arash SALARIAN, Patricia CARLSON-KUHTA, Kamiar AMINIAN, John NUTT a Fay HORAK. The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 2010, **81**(2), 171-176 [cit. 2021-04-03]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: 10.1136/jnnp.2009.173740
- [27] MARSCHOLLEK, Michael, G. NEMITZ, Matthias GIETZELT, Klaus-Hendrik WOLF, H. MEYER ZU SCHWABEDISSEN a R. HAUX. Predicting in-patient falls in a geriatric clinic. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* [online]. 2009, **42**(4), 317-322 [cit. 2021-06-14]. ISSN 0948-6704. Dostupné z: 10.1007/s00391-009-0035-7
- [28] NARAYANAN, Michael, Stephen REDMOND, Maria SCALZI, Stephen LORD, Branko CELLER a Nigel LOVELL. Longitudinal Falls-Risk Estimation Using Triaxial Accelerometry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2010, **57**(3), 534-541 [cit. 2021-06-14]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: 10.1109/TBME.2009.2033038
- [29] SALARIAN, Arash, Fay HORAK, Cris ZAMPIERI, Patricia CARLSON-KUHTA, John NUTT a Kamiar AMINIAN. ITUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 2010, **18**(3), 303-310 [cit. 2021-06-14]. ISSN 1534-4320. Dostupné z: 10.1109/TNSRE.2010.2047606
- [30] SPAIN, Rebecca, Rebecca ST. GEORGE, Arash SALARIAN, Martina MANCINI, Joanne WAGNER, Fay HORAK a Dennis BOURDETTE. Body-worn motion sensors detect balance and gait deficits in people with multiple sclerosis who have normal walking speed. *Gait and Posture* [online]. 2012, **35**(4), 573-578 [cit. 2021-06-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.026

- [31] WEISS, Aner, Anat MIRELMAN, Aron BUCHMAN, David BENNETT, Jeffrey HAUSDORFF a Deborah KADO. Using a Body-Fixed Sensor to Identify Subclinical Gait Difficulties in Older Adults with IADL Disability: Maximizing the Output of the Timed Up and Go. *PLoS ONE* [online]. 2013, **8**(7) [cit. 2021-06-14]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: 10.1371/journal.pone.0068885
- [32] VERVOORT, Danique, Nicolas VUILLERME, Nienke KOSSE, Tibor HORTOBÁGYI, Claudine LAMOTH a Kewei CHEN. Multivariate Analyses and Classification of Inertial Sensor Data to Identify Aging Effects on the Timed-Up-and-Go Test. *PLOS ONE* [online]. 2016, **11**(6) [cit. 2021-06-12]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: 10.1371/journal.pone.0155984
- [33] VÍTEČKOVÁ, Slávka, Václav ČEJKA, Petr DUŠEK, Radim KRUPIČKA, Patrik KUTÍLEK, Zoltán SZABÓ a Evžen RŮŽIČKA. Extended Timed Up & Go test: Is walking forward and returning back to the chair equivalent gait?. *Journal of Biomechanics* [online]. 2019, **89**, 110-114 [cit. 2021-06-12]. ISSN 00219290. Dostupné z: 10.1016/j.jbiomech.2019.04.001
- [34] NOVAK, Domen, Maja GORŠIČ, Janez PODOBNIK a Marko MUNIH. Toward Real-Time Automated Detection of Turns during Gait Using Wearable Inertial Measurement Units. *Sensors* [online]. 2014, **14**(10), 18800-18822 [cit. 2022-01-05]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: 10.3390/s141018800
- [35] MARIANI, Benoit, Mayté JIMÉNEZ, François VINGERHOETS a Kamiar AMINIAN. On-Shoe Wearable Sensors for Gait and Turning Assessment of Patients With Parkinson's Disease. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2013, **60**(1), 155-158 [cit. 2022-01-05]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: 10.1109/TBME.2012.2227317
- [36] NGUYEN, Hung, Fouaz AYACHI, Catherine LAVIGNE-PELLETIER, Margaux BLAMOUTIER, Fariborz RAHIMI, Patrick BOISSY, Mandar JOG a Christian DUVAL. Auto detection and segmentation of physical activities during a Timed-Up-and-Go (TUG) task in healthy older adults using multiple inertial sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2015, **12**(1) [cit. 2021-06-12]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: 10.1186/s12984-015-0026-4

- [37] VÍTEČKOVÁ, Slávka, Radim KRUPIČKA, Patrik KUTÍLEK, Václav ČEJKA, Zoltán SZABÓ, Martina HOSKOVCOVÁ a Evžen RŮŽIČKA. Wave Kurtosis: A Novel, Specific Parameter for TUG-Turn Quantification. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018* [online]. Springer Singapore, 2018, **68**(2), 339-343 [cit. 2021-06-12]. IFMBE Proceedings. ISBN 978-981-10-9037-0. Dostupné z: 10.1007/978-981-10-9038-7_64
- [38] G-WALK|Wearable inertial system| BTS Bioengineering. In: *Home/BTS Bioengineering* [online]. USA [cit. 2021-06-17]. Dostupné z: <https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system/>
- [39] VÍTEČKOVÁ, Slávka, Hana HORÁKOVÁ, Kamila POLÁKOVÁ, Radim KRUPIČKA, Evžen RŮŽIČKA a Hana BROŽOVÁ. Agreement between the GAITRite® System and the Wearable Sensor BTS G-Walk® for measurement of gait parameters in healthy adults and Parkinson's disease patients. *PeerJ* [online]. 2020, **8**, 13 [cit. 2021-03-23]. ISSN 2167-8359. Dostupné z: 10.7717/peerj.8835
- [40] HERO7 Black 4k Action Camera, 60 p HyperSmooth Video. In: *GoPro* [online]. [cit. 2021-06-17]. Dostupné z: <https://gopro.com/en/us/shop/cameras/hero7-black/CHDHX-701-master.html>
- [41] SynBac PRO for GoPro HERO6. In: *Timecode generator and wireless RF sync solutions* [online]. [cit. 2021-06-17]. Dostupné z: <https://www.timecodesystems.com/synbac-pro/hero6-hero7/>
- [42] BERTOLI, Matilde, Andrea CEREATTI, Diana TROJANIELLO, Andrea RAVASCHIO a Ugo DELLA CROCE. The identification of multiple U-turns in gait: comparison of four trunk IMU-based methods. *Proceedings of the 11th International Conference on Body Area Networks* [online]. 2017 [cit. 2021-12-05]. ISBN 978-1-63190-132-4. Dostupné z: 10.4108/eai.15-12-2016.2267650
- [43] NARDELLO, Francesca, Emanuele BERTOLI, Federica BOMBIERI, Matteo BERTUCCO a Andrea MONTE. The Effect of a Secondary Task on Kinematics during Turning in Parkinson's Disease with Mild to Moderate Impairment. *Symmetry* [online]. 2020, **12**(8) [cit. 2022-04-13]. ISSN 2073-8994. Dostupné z: 10.3390/sym12081284
- [44] LI, Clara, Joe VERGHESE a Roe HOLTZER. A comparison of two walking while talking paradigms in aging. *Gait & Posture* [online]. 2014, **40**(3), 415-419 [cit. 2022-04-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2014.05.062

- [45] GAßNER, Heiko, Franz MARXREITER, Simon STEIB et al. Gait and Cognition in Parkinson's Disease: Cognitive Impairment Is Inadequately Reflected by Gait Performance during Dual Task. *Frontiers in Neurology* [online]. 2017, **8** [cit. 2022-04-13]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: 10.3389/fneur.2017.00550
- [46] SALAZAR, Robert, Xiaolin REN, Terry ELLIS, Noor TORAIF, Olivier BARTHELEMY, Sandy NEARGARDER a Alice CRONIN-GOLOMB. Dual tasking in Parkinson's disease: Cognitive consequences while walking. *Neuropsychology* [online]. 2017, **31**(6), 613-623 [cit. 2022-04-04]. ISSN 1931-1559. Dostupné z: 10.1037/neu0000331