



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Hodnocení plynulosti otočky z akcelerometrických záznamů u
pacientů s Parkinsonovou nemocí**

**Evaluation of turning smoothness from inertial measurement unit
in patients with Parkinson's disease**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská technika

Autor bakalářské práce: Vilém Frynta

Vedoucí bakalářské práce: doc. Mgr. Radim Krupička, Ph.D.

Kladno 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Frynta** Jméno: **Vilém** Osobní číslo: **499880**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská technika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Hodnocení plynulosti otočky z akcelerometrických záznamů u pacientů s Parkinsonovou nemocí

Název bakalářské práce anglicky:

Evaluation of turning smoothness from inertial measurement unit in patients with Parkinson's disease

Pokyny pro vypracování:

Cílem bakalářské práce je vytvořit nástroj pro hodnocení otočky u pacientů s Parkinsonovou nemocí a otestovat je na skupině pacientů. V rámci bakalářské práce se seznámte s vyšetřovacím protokolem a způsobem měření otočky pomocí akcelerometrického systému GWalk. Na základě rešerše navrhnete, popíšete a implementujete parametr, který vhodně popisuje plynulost otočky, je vhodný pro daný protokol a výpočet z akcelerometrických záznamů. Správnost svého řešení ověřte. Plynulost otočky vypočítejte pro pacienty s Parkinsonovou chorobou před a po zavedení hluboké mozkové stimulace. Porovnejte, jaký měla hluboká mozková stimulace vliv na plynulost otočky.

Seznam doporučené literatury:

- [1] BTS Bioengineering, G-WALK Wearable system for the functional analysis of movement, 2021, <https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system/>
- [2] Matilde Bertoli, Ugo Della Croce, Andrea Cereatti, Martina Mancini, Objective Measures to Investigate Turning Impairments and Freezing of Gait in people with Parkinson's disease, Gait & Posture, ročník 74, číslo 1, 2019

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

doc. Mgr. Radim Krupička, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Mgr. Slávka Neřuková, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

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

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

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Hodnocení plynulosti otočky z akcelerometrických záznamů u pacientů s Parkinsonovou nemocí“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské 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 16. května 2023

.....

Vilém Frynta

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval svému vedoucímu práce doc. Mgr. Radimu Krupičkovi, Ph.D. za cenné rady, ochotu a trpělivost. Velké poděkování patří také konzultantce Ing. Slávce Neřukové, Ph.D. za přínosné konzultace. V neposlední řadě bych rád poděkoval své rodině, které mě během studia podporovala.

ABSTRAKT

Hodnocení plynulosti otočky z akcelerometrických záznamů u pacientů s Parkinsonovou nemocí

Bakalářská práce se zabývá výpočtem plynulosti pohybu z gyroakcelerometrických záznamu pacientů s Parkinsonovou chorobou, kteří podstoupili hlubokou mozkovou stimulaci. Hluboká mozková stimulace je zákrok, při kterém jsou pacientovi implantovány elektrody, které elektrickými impulzy stimulují část mozku. Tento zákrok je efektivním krátkodobým řešením pro zmírnění symptomů Parkinsonovy choroby. Cílem předkládané práce je navrhnout a vypočítat parametr, který bude kvantifikovat plynulost pohybu při otáčivém pohybu pacientů s Parkinsonovou nemocí. Vypočítaný parametr plynulosti je následně využit pro zhodnocení efektivity hluboké mozkové stimulace. S využitím gyroakcelerometrického senzoru G-Walk bylo naměřeno 30 pacientů při otáčivém pohybu před hlubokou mozkovou stimulací, 6 měsíců a 12 měsíců po ní. Naměřené zrychlení a úhlová rychlost jsou zpracovány v MATLABu R2022b a využity k výpočtu parametru plynulosti. Ve vypočtené plynulosti pohybu se objevuje trend, který vykazuje zlepšení plynulosti pohybu po hluboké mozkové stimulaci. Statistická analýza toto ale nepotvrdila. Z výsledků vyplývá, že výpočet plynulosti LDLJ lze použít pro odhadnutí změny plynulosti pohybu u pacientů s Parkinsonovou nemocí po hluboké mozkové stimulaci, ale není dostatečně citlivý na to, aby to statisticky významně prokázal.

Klíčová slova

Parkinsonova nemoc, akcelerometrický senzor, plynulost pohybu, otáčení, jerk, LDLJ

ABSTRACT

Evaluation of turning smoothness from inertial measurement unit in patients with Parkinson's disease

The bachelor thesis focuses on the computation of movement smoothness from IMU recordings of patients with Parkinson's disease who undergo deep brain stimulation. Deep brain stimulation is a procedure that involves implanting electrodes into specific areas of the brain to deliver electrical impulses that can improve the symptoms of Parkinson's disease in the short-term. The aim of this thesis was to design and estimate a parameter that will quantify the smoothness of rotational movement of patients with Parkinson's disease. Estimated movement smoothness will be used to evaluate the effectiveness of deep brain stimulation. Using the G-Walk inertial measurement unit, 30 patients were measured during rotational motion before, 6 months and 12 months after deep brain stimulation. The measured data (acceleration, angular velocity) were processed in MATLAB R2022b and used to estimate the movement smoothness. Calculated movement smoothness shows a trend of improvement in movement smoothness after deep brain stimulation. However, statistical analysis did not confirm this. Results indicate that the calculation of smoothness in Parkinson's disease patients after deep brain stimulation is not sensitive enough to provide statistically significant evidence of a change in smoothness of movement.

Keywords

Parkinson's disease, inertial measurement unit, movement smoothness, rotation, jerk, LDLJ

Obsah

1	Úvod	9
2	Přehled současného stavu.....	10
2.1	Parkinsonova nemoc	10
2.1.1	Škála UPDRS	10
2.1.2	Léčba Parkinsonovy nemoci.....	11
2.2	Měření a analýza chůze	14
2.2.1	MoCap systémy	14
2.2.2	Systém GAITRite®	15
2.2.3	Gyroakcelerometrický senzor.....	15
2.2.4	Standardizované testy chůze a parametry chůze	17
2.3	Plynulost pohybu.....	21
2.3.1	Výpočet plynulosti pohybu.....	21
3	Cíle	23
4	Metody	24
4.1	Subjekty.....	24
4.2	Akcelerometrický senzor G-Walk.....	24
4.3	Protokol měření	28
4.4	Výpočet plynulosti pohybu	30
4.4.1	Výběr parametru plynulosti	30
4.4.2	Detekce otoček	31
4.4.3	Výpočet plynulosti pohybu.....	34
4.5	Metody statistického zpracování	36
5	Výsledky.....	37
5.1	UPDRS	37
5.2	Parametry chůze	38
5.3	Plynulost pohybu.....	40
6	Diskuse	45
7	Závěr	49
	Seznam použité literatury	50
	Příloha A: Elektronická příloha	57

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
a	m/s^2	akcelerace, zrychlení
j	m/s^3	jerk, ryv
t	s	čas
v	m/s	rychlost

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
1. LF UK	1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy
2MWT	Test dvou–minutové chůze (2 Minute Walk Test)
DBS	Hluboká mozková stimulace (Deep Brain Stimulation)
DLJ	Dimensionless Jerk
DT	Měření s kognitivní úlohou (Dual Task)
FoG	Zmrazení chůze (Freezing of Gait)
GPI-DBS	Hluboká mozková stimulace vnitřního pallida (Globus Pallidus Internus Deep Brain Stimulation)
IMU	Akcelerometr/Inerciální měřicí jednotka (Inertial Measurement Unit)
LDLJ	Log Dimensionless Jerk
MEMS	MicroElectroMechanical System
MCI	Mírná kognitivní porucha (Mild Cognitive Impairment)
M1	Měření, které proběhlo 1 měsíc před DBS
M6	Měření, které proběhlo 6 měsíců po DBS
M12	Měření, které proběhlo 12 měsíců po DBS
PN	Parkinsonova nemoc
SPARC	Spectral Arc Length
ST	Normální měření bez kognitivní úlohy (Single Task)
STN-DBS	Hluboká mozková stimulace subthalamického jádra (Subthalamic Nucleus Deep Brain Stimulation)
TUG	Timed-Up & Go
UPDRS	Jednotná škála pro hodnocení Parkinsonovy choroby (Unified Parkinson's Disease Rating Scale)
VFN	Všeobecná fakultní nemocnice
VIM-DBS	Hluboká mozková stimulace ventrálního intermediálního jádra (Ventral Intermediate Deep Brain Stimulation)
X_a / X_g	Označení pro akceleraci / úhlovou rychlost v ose X
Y_a / Y_g	Označení pro akceleraci / úhlovou rychlost v ose Y
Z_a / Z_g	Označení pro akceleraci / úhlovou rychlost v ose Z

1 Úvod

Parkinsonova nemoc (PN) je neurodegenerativní porucha neznámé příčiny, která ovlivňuje nervovou soustavu. Způsobuje třes, ztuhlost a celkové obtíže s pohybem. Obvyklým řešením pro potlačení symptomů PN je medikace dodávající dopamin do mozku. Efektivita tohoto řešení s časem klesá. Další možností je hluboká mozková stimulace (dále jako DBS, z angličtiny *Deep Brain Stimulation*). Jedná se o metodu, která efektivně potlačuje příznaky DBS a zlepšuje kvalitu života pacientů s PN. Ačkoliv DBS účinně potlačuje symptomy PN, stále existují nezodpovězené otázky ohledně její efektivity, bezpečnosti a dlouhodobých účinků. Některé studie naznačují, že DBS vede ke zhoršení kognitivních funkcí, mezitímco jiné studie takové účinky neprokázaly. [1–5]

Bakalářská práce mohla vzniknout díky spolupráci s 1. lékařskou fakultou Univerzity Karlovy a Všeobecnou fakultní nemocnicí (dále jen jako „1. LF UK a VFN“). Pacienti s PN zde podstupují DBS a vyšetření chůze. Chůze pacientů je měřena gyroakcelerometrickým senzorem G-Walk. Tento senzor spolu se softwarem G-Studio dokáže z testů chůze vypočítat parametry chůze, jako například délku kroku, kadenci či symetrii chůze. Při analýze chůze je prováděn i „Turn test“, během kterého pacient provádí otočku, kterou ale software zhodnotit nedokáže.

Hlavním cílem bakalářské práce je návrh a výpočet parametru, který dokáže vyhodnotit plynulost pohybu otočky u pacientů s PN. Sekundárním cílem je využít tento parametr plynulosti pro zhodnocení efektivity DBS. Navržený výpočet je aplikován na gyroakcelerometrická data v programovacím prostředí MATLAB R2022b. Na základě výsledků, grafického zobrazení a statistické analýzy je v práci diskutována správnost a význam vypočteného parametru plynulosti.

2 Přehled současného stavu

Tato kapitola sjednocuje všechny poznatky důležité pro porozumění řešené problematice. Kapitola 2.1 se věnuje Parkinsonově nemoci, jejím projevům, hodnocení, možným řešením a jejich výhodami a nevýhodami. Kapitola 2.2 popisuje měření a analýzu chůze, užívané přístroje, problematiku gravitační složky v akcelerometrických záznamech a testy chůze. V kapitole 2.3 je popisována plynulost pohybu a metody výpočtu plynulosti pohybu.

2.1 Parkinsonova nemoc

Parkinsonova nemoc (dále jako PN) je neurodegenerativní porucha, která ovlivňuje pohybové schopnosti těla. PN je způsobena úbytkem neuronů produkujících dopamin v oblasti černé substance (*substantia nigra*) v mozku. PN je druhá nejčastější neurodegenerativní porucha, která se vyskytuje u 2–3 % lidí starších 65 let [6, 7]. Mezi symptomy PN se řadí klidový třes (tremor), ztuhlé končetiny (rigidita), pohybová chudost a zhoršená koordinace pohybů (diskineze), zpomalení pohybů (bradykineze) a ztížený start pohybů (akineze). S PN je často spojena mírná kognitivní porucha (dále jako MCI, z angličtiny *mild cognitive impairment*), která se projevuje zhoršenou orientací, pamětí, soustředěním a rozhodováním [8]. Dalším symptomem doprovázející PN může být i tzv. zmrazení chůze (dále jako FoG, z angličtiny *freezing of gait*), které výrazně komplikuje život pacientů. Při FoGu u pacientů dochází ke kompletnímu zamrznutí pohybové soustavy v řádu několik sekund. Je také prokázáno, že pacienti trpící FoGem mají celkově horší mobilitu než pacienti PN bez FoGu. [2, 3]

Tyto stavy značně komplikují běžné životní situace pacientů. PN je nemoc neznámé příčiny, která se nedá léčit ani zpomalit. Existují zde pouze možnosti, které zmírní její příznaky, a tím zlepší kvalitu života pacientů s PN. Této problematice se blíže věnuje kapitola 2.1.2.

2.1.1 Škála UPDRS

Pro posouzení stavu PN u pacientů byla vytvořena jednotná škála UPDRS (z angličtiny *Unified Parkinson's Disease Rating Scale*). UPDRS je vyhodnocována formou klinického pozorování a rozhovoru s pacientem. UPDRS se skládá ze čtyř částí. V části I je hodnoceno chování, nálada a celkový intelekt pacienta. V části II jsou hodnoceny aktivity každodenního života, jako je např. řeč, psaní, krájení nožem, oblékání, hygiena, chůze atp. V části III je hodnocena motorická schopnost pacienta, jako např. ovládání obličejových svalů, třes v klidu, ovládání rukou, chůze, vstávání ze židle či postoj pacienta. Části I–III obsahují celkem 44 otázek; každá z nich je hodnocena 0 (nejlépe) až 4 body (nejhůře). Z části I je možné získat 16 bodů, z části II je možné

získat 52 bodů a z části III je možné získat 108 bodů. Část IV se zabývá komplikacemi při terapii, jako např. jak velkou část dne pacient obvykle trpí dyskinezi. Tato část se rovněž zabývá stavem pacientů „pod vlivem dopaminu“. V literatuře se takovýto stav označuje jako „ON“. Je to stav, kdy je pacient pod vlivem dopaminu, během kterého by měl pacient mít nejlepší kontrolu nad svým tělem. Kvalita tohoto stavu je důležitá při posuzování vážnosti PN a je rovněž důležitá pro výběr vhodných pacientů na DBS. Některé otázky této části jsou opět bodovány v rozmezí 0–4 body, ale jsou zde také „ano/ne“ otázky (ne = 0, ano = 1). Z části IV je možné získat celkem 23 bodů. Maximální hodnota UPDRS je 199 bodů. Studie se často soustředí na konkrétní aspekty PN, a proto se často zajímají pouze o jednu část UPDRS a ostatní části nevyhodnocují. [9, 10]

2.1.2 Léčba Parkinsonovy nemoci

V současné době není PN léčitelná. Nelze ani zpomalit vývoj nemoci, je možné její příznaky pouze zmírnit. Slovem *léčba* je v kontextu PN myšlena léčba symptomatická.

Levodopa

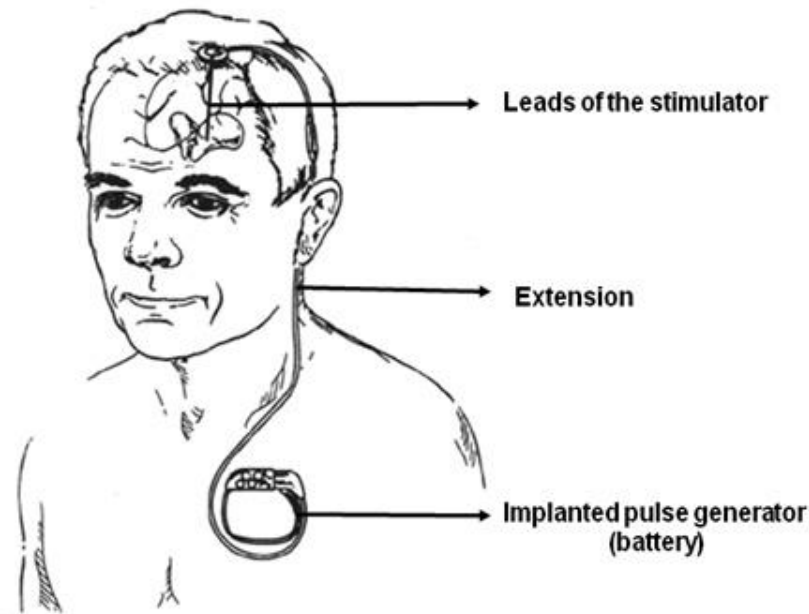
Levodopa (často označována jako „L-Dopa“ nebo „Dopa“) je prekurzor dopaminu. Jedná se o lék požívaný perorálně, který se po zúčastnění metabolických procesů přemění na dopamin. Tím tak doplní chybějící dopamin v mozku, což vede ke zlepšení tremoru, rigidity, hypokineze a bradykineze. Levodopa se podává společně s periferními inhibitory dopa-dekarboxylázy, jako např. karbidopa nebo benserazid, které zabraňují rozkladu dopaminu v jiných místech, než je mozek. Tím se zvýší efektivita podávané medikace, a omezí se nežádoucí efekty jako např. zvracení. [7, 11, 12]

Na počátku léčby se pacienti mohou potýkat s nauzeou, zvracením, hypotenzí a vzácněji i s poruchou srdečního rytmu. U pacientů se zhoršenými kognitivními funkcemi může docházet i k halucinacím a nočním můrám. S časem a vývojem PN efektivita levodopy klesá. Zhruba po pěti letech, polovina pacientů přestává na levodopu reagovat a objevuje se dyskineze a náhodné nekontrolovatelné pohyby. Existují také podezření, že levodopa rozvíjí progresi PN. [7]

Hluboká mozková stimulace

Hluboká mozková stimulace (DBS) je invazivní zákrok, při němž jsou pacientovi do mozku vpraveny elektrody, které stimulují mozek elektrickými impulzy [5]. Elektrody jsou napájeny baterií, která je pacientovi uložena pod kůži horní části prsu, jak ukazuje obrázek 2.1. Vysokofrekvenční stimulace byla prokázána jako efektivní metoda při potlačování symptomů PN. Princip mechanismu DBS není přesně znám, ale předpokládá se, že dochází ke změnám elektrických aktivit v částech mozku, které jsou spojeny s poruchami pohybu. DBS dokáže zmírnit tremor, bradykinezi, dyskinezi a problémy s chůzí. Pacientovi se zlepší délka kroku, rychlost chůze a i zapojení kloubů [13, 14]. Pacienti po zákroku získávají tyto výhody, které jsou nejvýraznější po dobu dvou let. Je

nutné mít na vědomí to, že míra přínosu DBS obvykle nebývá lepší než přínos léčby levodopou. Navíc, problémy s pohybem, chůzí, rovnováhou se mohou v průběhu času vrátit. [4, 13]



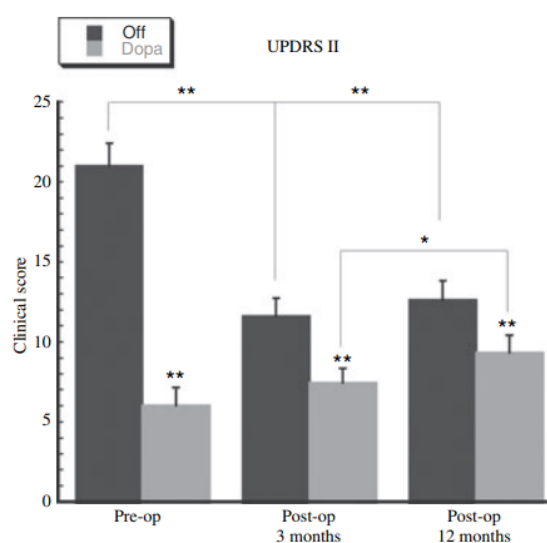
Obrázek 2.1 Schéma DBS, převzato z [15]

DBS může být aplikována na několik míst mozku. Různá místa stimulace mají různé klinické efekty na pacienty s PN. Stimulace v oblasti ventrálního intermediálního jádra thalamu (VIM-DBS) napomáhá s třesem rukou, ale na ostatní příznaky PN nemá téměř žádný efekt [16–18]. Stimulace vnitřního pallida (GPi-DBS) dokáže zmírnit všechny hlavní pohybové příznaky PN, včetně dyskineze způsobené levodopou. Nicméně GPi-DBS není natolik účinná, aby nahradila levodopu, což je důležitým faktorem pro pacienty s vážnými vedlejšími účinky levodopy [19, 20]. Stimulace subthalamického jádra (STN-DBS) je v tomto ohledu nejlepším místem pro DBS u pacientů s PN. Z několika studií vyplývá zlepšení pohybových příznaků [21–23]. Bilaterální DBS zlepšuje chůzi, tremor a bradykinezi. Také umožňuje snížení dávky levodopy, což pomáhá zmírnit její nežádoucí účinky. [24]

Na DBS jako léčbu PN je někdy pohlíženo negativně. Jednou z obav jsou její dlouhodobé účinky, které nejsou zcela známy. Ačkoli bylo zjištěno, že DBS je účinná při zmírňování příznaků PN, stále existují otázky ohledně její bezpečnosti a účinnosti z dlouhodobého hlediska. Některé studie naznačují, že DBS může vést ke zhoršení kognitivních funkcí. Další obavou je, že DBS může být jako léčebná metoda nadměrně užívána, a to zejména u pacientů, kteří nejsou pro tento zákrok vhodnými kandidáty. Na výběru vhodných pacientů by se měl podílet multidisciplinární tým, jehož součástí by měl být neurolog, neurochirurg, neuropsycholog, psychiatr a případně logoped. Tento tým by

měl na základě několika kritérií vybrat pacienty vhodné pro DBS. Obecně, vhodným kandidátem na DBS je takový pacient, který má málo zdravotních komplikací, kognitivních poruch a žádné neléčené poruchy chování. Ideálním kandidátem jsou pak pacienti s PN, kteří mají kvalitní život pod vlivem levodopy (stav „ON“). Toto je důležité, protože DBS obvykle potlačí pouze ty symptomy, které dokáže potlačit levodopa. Pacienti s PN, kteří nemají dobré a kvalitní stavy pod vlivem dopaminu, nejsou vhodnými kandidáty pro tento zákrok. Lékařští pracovníci by měli brát v úvahu i přístup pacienta k lékařské péči, očekávání pacienta od DBS, ochotu podstupovat další vyšetření a psychický stav pacienta. [1, 25–28]

Ve studii z roku 2006 byl vyhodnocován stav pacientů s PN po operaci DBS na škále UPDRS části II (každodenní aktivity) [29]. Pooperační kontrola pacientů po třech měsících potvrdila zlepšení. Na kontrole po dvanácti měsících došlo k mírnému zhoršení (oproti kontrole po třech měsících), jak je možné vidět na obrázku 2.2. Nejenže se příznaky pomalu znovu objevují, ale se zákrokem se pojí i nežádoucí účinky. DBS může způsobit FoG [30]. Studie, obsahující 44 subjektů, označila několik vedlejších efektů jako přímý důsledek operace. Vedlejšími efekty byl: hematom (1 pacient), infarkt (1 pacient), pneumocefalus (2 pacienti), FoG (1 pacient po 3 měsících; 3 pacienti po 12 měsících), impotence (2 pacienti). Nejčastějším vedlejším efektem byla nesrozumitelnost řeči (dysarthria, hypophonia), kterou začalo trpět 7 ze 44 (15,9 %) pacientů a to jednoznačně kvůli DBS [29]. Nesrozumitelností řeči se zabývala i studie z roku 2014, kdy srozumitelnost řeči pacientů klesla z počátečních 91,9 % srozumitelných slov na 80,8 % po jednom roce od zákroku. Po pěti letech klesla na 70,2 % a po osmi letech až na 63,5 %. Tento pokles ve srozumitelnosti byl větší než u kontrolní skupiny, jež zákrok nepodstoupila [31]. Další studie potvrdila dlouhodobý nárůst hmotnosti u většiny pacientů. [32].



Obrázek 2.2 Změna bodového hodnocení UPDRS II u pacientů s PN před a po DBS, převzato z [29]

2.2 Měření a analýza chůze

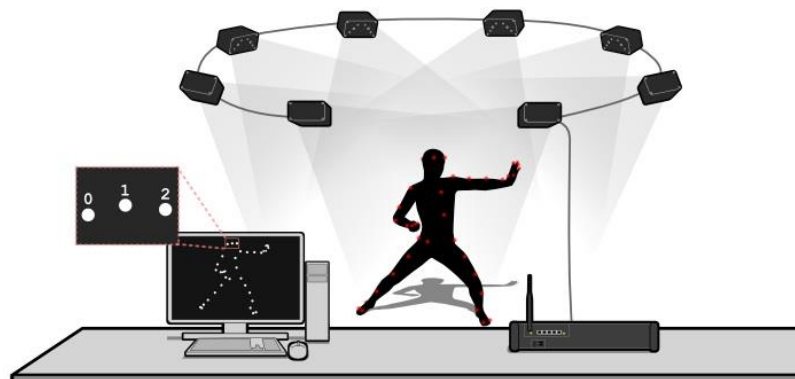
Analýza chůze je důležitým nástrojem v klinickém prostředí. Poskytuje lékařům cenné informace o chůzi pacienta, čímž umožňuje identifikovat případné abnormality v chůzi pacientů. Analýzu chůze lze provádět různými technikami, od prostého vizuálního pozorování lékařem až po sofistikovaná měření pomocí elektronických systémů a zařízení. V této kapitole jsou prezentovány systémy využívané pro analýzu chůze. Konkrétně se jedná o MoCap systémy, GAITRite® a akcelerometry (kapitoly 2.2.1–2.2.3). V kapitole 2.2.4 jsou pak popsány standardizované testy chůze a parametry chůze.

2.2.1 MoCap systémy

MoCap systém (z anglického *Motion Capture*) je technologie, která umožňuje nahrávat, analyzovat a vizualizovat pohyb člověka. MoCap systém se skládá z jedné až několika kamer, které sledují reflektivní markery umístěné na příslušném subjektu a znamenávají jejich pozici v čase. To je možné vidět na obrázku 2.3. MoCap systémy jsou hojně využívány ve filmovém či videoherním průmyslu. Své uplatnění mají ale i v klinickém prostředí.

Jejich přesnost umožňuje zachytit malé pohyby, jako je např. třes rukou, které mohou být následně analyzovány. Analyzovány mohou být i komplexnější pohyby, při kterých může být sledován i celý člověk. Na náročné pohyby je ale potřeba více markerů, a především kamer. Výhodou je přesnost, spolehlivá rekonstrukce obrazu a také možnost synchronizovaně monitorovat více částí těla pacienta (např. obě ruce, nohy apod.). [32, 33]

Hlavní nevýhodou MoCap systému je jeho vysoká cena, alespoň v porovnání s jinými systémy pro zaznamenání pohybu. Další nevýhodou však může být i složitost této technologie. Využívání MoCap systémů vyžaduje kvalifikovaný personál, který umí obsloužit a nastavit MoCap systém, a také správně provést měření. Další nevýhodou je náročnost převodu získaných dat na využitelné a užitečné informace. Aby data mohla být interpretována či jinak využívána, je nutné je zpracovat. [34]



Obrázek 2.3 Schéma MoCap systému, převzato z [35]

2.2.2 Systém GAITRite®

GAITRite systém je unikátní systém pro analýzu chůze vyrobený americkou firmou CIR Systems Inc. Jedná se o přenosný koberec dlouhý 8,2 metrů vybavený tlakovými senzory. Aktivní oblast je 61 cm široká a 732 cm dlouhá. V této oblasti je celkem 26 648 senzorů, které jsou rovnoměrně rozloženy v mřížce. Aktivace senzorů mechanickým stlačením je zaznamenána o vzorkovací frekvenci 80 Hz a je odeslána do počítače, který je s GAITRitem propojen. [36–38]

Ze zaznamenaných informací je GAITRite schopen vypočítat parametry chůze. GAITRite byl označen za zlatý standard, s nímž jsou srovnávány ostatní systémy k ověření jejich správnosti. [39–42]

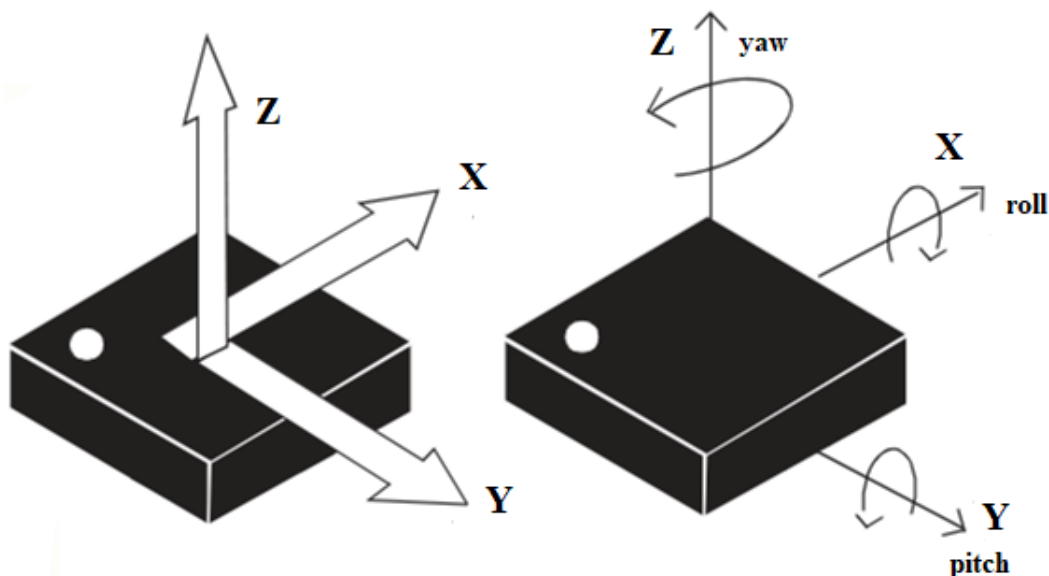
Výhodou systému GAITRite je zcela nepochybně jeho přesnost. Jeho hlavní nevýhodou je vysoká pořizovací cena a dále prostorová náročnost (zejména v porovnání s gyroakcelerometrickými senzory).

2.2.3 Gyroakcelerometrický senzor

V odborné literatuře často označován jako IMU – *inertial measurement unit*. Jedná se o elektronické zařízení, skládající se z akcelerometru, gyroskopu a magnetometru. Tyto komponenty společně dokáží poskytnout komplexní informace o orientaci v prostoru, náklonu, zrychlení a úhlové rychlosti. Většina gyroakcelerometrických senzorů je tříosá – měří tedy zrychlení a úhlovou rychlost ve třech osách (X, Y, Z). Znázornění os lze vidět na obrázku 2.4. Součástí moderních komerčních akcelerometrů je i software, který zprostředkovává komunikaci se senzorem pomocí Bluetooth.

Největší výhodou gyroakcelerometrického senzoru je jeho nízká cena. Další silnou stránkou je možnost volného pohybu pacienta v prostoru. To umožňuje analyzovat chůzi „kdykoliv a kdekoliv“. A v neposlední řadě, je jednoduchý na používání. Gyroakcelerometrický senzor G-Walk se softwarem G-Studio od firmy BTS Bioengineering, který je využíván v této bakalářské práci, navádí obsluhu počítače při měření chůze, a také sám vypočítává parametry chůze. Lékař nepotřebuje žádné školení, aby mohl sám senzor použít k měření a využít a interpretovat data měření. Toto se však u jednotlivých senzorů může lišit dle výrobce. Jednoduchost však zůstává zachována u všech senzorů; stačí je pouze připevnit k příslušné části těla a spustit příslušné měření. [43, 44]

Nevýhodou tohoto senzoru je, že rekonstrukce polohy pacienta v prostoru je dopočítávána ze zrychlení, tudíž nemusí být zcela přesná. Další nevýhodou je zaznamenávání gravitační složky.



Obrázek 2.4 Schéma gyroakcelerometrického senzoru, upraveno, převzato z [45]
vlevo – znázornění os akcelerometru, vpravo – znázornění měřených úhlových rychlostí

Gravitace v akcelerometrických záznamech

Princip akcelerometru je takový, že když je senzor v pohybu, dojde ke změně určité veličiny, která je zaznamenána. A tato změna je úměrná zrychlení. Nejčastěji se používá technologie MEMS (z angličtiny *MicroElectroMechanical Systems*), kde se využívá malého závaží, které je uvnitř senzoru upevněno na pružinovém systému. Pokud se senzor pohybuje, závaží se také pohybuje a tento pohyb je měřen vnitřním elektrickým obvodem. U piezoelektrických akcelerometrů se využívá krystalu, který mechanickou deformací generuje elektrické napětí, jehož velikost je úměrná mechanické zátěži (a zrychlení). U magnetických akcelerometrů se využívá magnetu, který se při pohybu vzdaluje nebo přibližuje relativně k cívice, na kterou se indukuje napětí úměrné zrychlení. Existují i další mechanismy a realizace, ale princip je vždy stejný – pohybem dojde ke změně veličiny, která je zaznamenána, a ta odpovídá zrychlení. [46, 47]

Zemská gravitace působí konstantním zrychlením na všechny objekty na zemi, včetně malého závaží uvnitř MEMS akcelerometru či krystalu u piezoelektrického akcelerometru. Tím tak na něj působí gravitačním zrychlením, které je zaznamenáno. V případě tříosého akcelerometru se gravitační zrychlení rozkládá mezi osy dle náklonu akcelerometru. Toho je využíváno např. v leteckém průmyslu k určení orientace letadel či dronů. V některých aplikacích je gravitační zrychlení naopak nechtěnou složkou

naměřených hodnot zrychlení. Efekt gravitace nelze z akcelerometrických dat zcela odstranit, ale existuje několik způsobů, které ho minimalizují.

Nejjednodušší způsob spočívá v odečtení gravitační konstanty ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$) z osy zrychlení, která je gravitací zatížena. Tato metoda je výpočetně nejsnazší, ale pro většinu aplikací je zcela nepoužitelná. Při aplikaci této metody by měl být akcelerometr stacionární, a osa, ze které chceme gravitační konstantu odečíst, by měla být perfektně vodorovná se směrem gravitace. Samozřejmě lze situaci „inženýrsky“ zjednodušit, a považovat i mírně odkloněnou osu za vodorovnou s vektorem gravitace, tím však vznikají nepřesnosti. Další skutečností je to, že se hodnota gravitační konstanty liší v závislosti na lokaci a výšce.

Dalším způsobem je využití informací o naklonění gyroakcelerometru v prostoru vůči Zemi k odečtení gravitačního zrychlení z příslušných os. Když je známo naklonění gyroakcelerometru, víme také v jakém poměru jsou osy vystaveny gravitačnímu zrychlení, které pak můžeme odečíst. Tato metoda je sofistikovanější a obecně lepší, ale je výpočetně náročná. Rovněž vyžaduje informace o přesné orientaci zařízení v prostoru, které může být velmi komplexní při dynamicky a pohybově náročných aktivitách. Při takovémto způsobu odečtení gravitační složky také musíme spoléhat na samotnou přesnost gyroskopu, který zajišťuje informace o orientaci senzoru vůči Zemi.

Nejpraktičtější řešení je filtrace. Filtrace je proces odstraňování, úpravy nebo oddělování různých složek signálu (nebo dat), při kterém jsou zároveň uchovány požadované informace. Akcelerometrická data získaná při analýze pohybu obsahují 3 složky: pohyb, gravitaci a šum. Filtrací dojde k minimalizaci gravitační složky a šumu. Pro tyto účely lze využít Butterworthův filtr jako pásmovou propust, jež ponechá data ve zvoleném frekvenčním rozmezí. Ve studiích, zabývajících se zpracováním akcelerometrických dat získaných z pohybu člověka, je horní hranice pásmové propusti volena v hodnotách 11–18 Hz, dle aplikací. Horní hranice propusti je volena tak, aby byl využit užitečný signál, což také řeší problematiku šumu. Gravitační složka se v akcelerometrických hodnotách projevuje o velmi nízkých frekvencích (0–0,5 Hz), proto spodní hranice pásmové propusti bývá obvykle volena 0,6–0,8 Hz. Tato metoda byla zvolena v této práci pro minimalizaci šumu a gravitační složky. [48–51]

2.2.4 Standardizované testy chůze a parametry chůze

V této kapitole jsou popsány principy standardizovaných funkčních testů, které se využívají při analýze chůze. Jsou zde popsány i výstupy těchto testů.

Standardizované testy

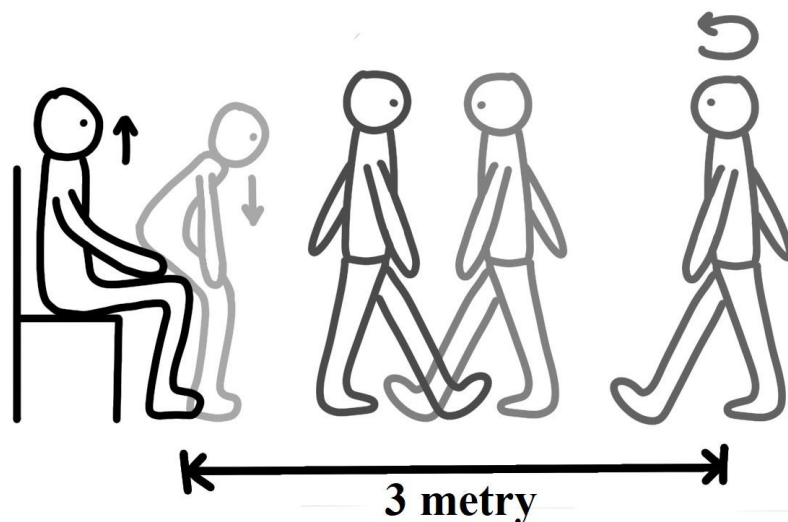
Testy chůze jsou nástrojem pro hodnocení lokomoce a pohybových schopností subjektu. V rámci vyšetření chůze na 1. LF UK a VFN subjekty podstoupily testy TUG, 2MWT a Turn test. Tyto testy mají pevně danou metodiku a postup, jak mají být

prováděny. Dodržování těchto postupů zaručuje správnost výsledků a srovnatelnost mezi různými měřeními a pacienty.

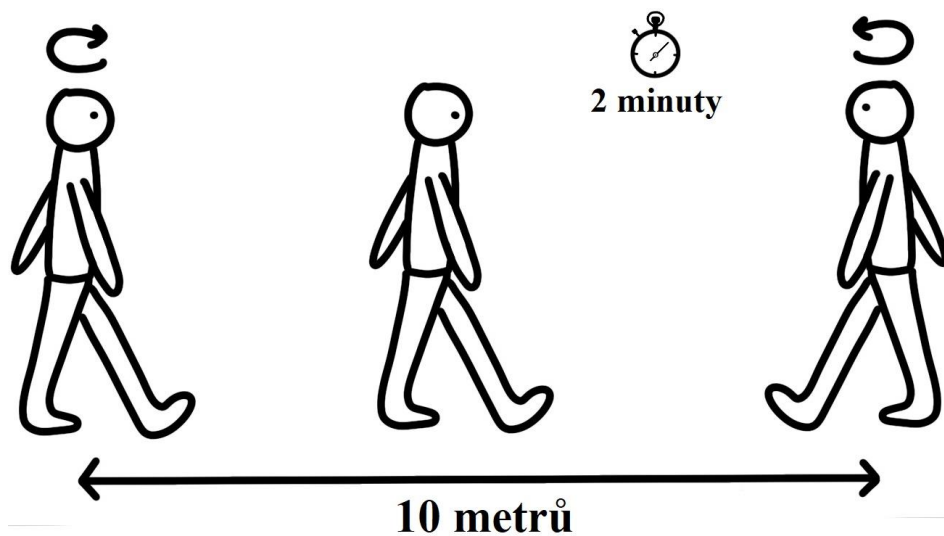
TUG (Timed Up & Go) test je jedním z nejčastěji prováděných testů chůze. Používá se pro posuzování mobility a predispozici pacienta k pádu. Subjekt testu začíná v sedě na židli, která by měla být vysoká přibližně 46 cm, s podepřenými zády i horními končetinami. Subjekt následně ze židle vstane a pohybuje se tři metry vpřed po rovné čáře. Na tomto místě se subjekt otočí o 180 stupňů a pokračuje zpět, po rovné čáře, k židli. Sednutím na židli je test ukončen. Během testu je nutné, aby pacient nespěchal a pohyboval se svým přirozeným a bezpečným tempem. Subjekt může použít pomůcky pro chůzi, jako jsou například hole, pokud je standardně používá. Subjekt by měl také mít možnost si test nanečisto vyzkoušet. Test je schematicky reprezentován na obrázku 2.5. [52]

2MWT (2-minute walking test) je test, během kterého se subjekt snaží ujít co největší vzdálenost v časovém intervalu dvou minut. Test by měl probíhat na rovném povrchu uvnitř budovy, kde má pacient možnost ujít dlouhou vzdálenost bez zbytečného otáčení. Test je používán k evaluaci fyzických schopností subjektu. Subjekt během testu může využívat pomůcek pro chůzi. Některé subjekty se mohou přemáhat kvůli důrazu na ujít co největší možné vzdálenost. Je nutné dbát na jejich stav a schopnosti. Test je schematicky reprezentován obrázkem 2.6. [53, 54]

Turn test je test, ve kterém se subjekt otáčí okolo své vlastní (vertikální) osy. Subjekt provádí otočky o 360 stupňů, a po každé otočce změni směr otáčení. Toto provádí po dobu jedné minuty. Otáčivý pohyb poskytuje informace o předpokladu pádu a koordinaci pohybu. Otáčení je často komplikovaným pohybem pro starší pacienty s PN. Zhodnocením jeho plynulosti můžeme získat cenné informace o pokroku v léčbě PN.



Obrázek 2.5 Schéma testu TUG



Obrázek 2.6 Schéma testu 2MWT

(prostor 10 metrů byl využit ve studii CLIMABI, délka prostoru je volitelná, důležité je dodržet časový interval dvou minut)

Všechny výše zmíněné testy mohou být provedeny formou DT (dual task). Jedná se o modifikaci testu, kdy je k testu přidána kognitivní úloha, např. matematická násobilka či odečítání čísel od 100 apod. Subjekt je tak nucen rozdělit svoji pozornost. Účelem DT je otestovat schopnost jedince při denních záležitostech, které vyžadují jak motorické, tak kognitivní dovednosti.

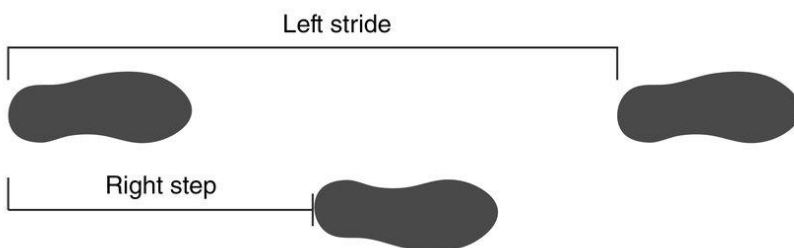
Parametry chůze

Parametry chůze jsou veličiny popisující chůzi pacienta. Využívají se v analýze chůze ke stanovení či upřesnění diagnózy pacienta. Hodnocení na základě pozorování trpí mnoha nedokonalostmi: lékař není schopen pozorovat vše najednou, není schopen veličiny chůze kvantifikovat a jeho odhad závisí na zkušenostech a schopnostech. V tom přináší analýza chůze s využitím technologií výhodu – umožňuje chůzi zaznamenat, vypočítat jednotlivé parametry a reprezentovat je číselně. To otevírá možnost tyto parametry porovnávat, monitorovat a dále studovat.

Parametry chůze jsou vypočítány měřicím zařízením z naměřených hodnot. Výpočty a metody jsou povětšinou obchodním tajemstvím příslušných firem. Ve studiích zabývajících se analýzou chůze je systém GAITRite považován za zlatý standard, jehož výpočetní algoritmy jsou správné. Parametry vypočtené různými akcelerometry jsou právě srovnávány s parametry vypočtené GAITRitem pro ověření jejich správnosti.

Senzor G-Walk, využívaný v této práci, byl takto s GAITRitem porovnán a uznán za spolehlivý senzor vhodný pro analýzu chůze. [36, 38]

Jednotlivé veličiny se můžou u různých výrobců lišit. Pro senzor G-Walk, který byl využit v této bakalářské práci, je vypočtena délka měření, index kvality chůze pro levou a pravou nohu, index symetrie, kadence (počet kroků za minutu), rychlost, délka kroku, poměr délky kroku k výšce (%), doba trvání kroku levé a pravé nohy, doba trvání švihové fáze levé a pravé nohy, doba trvání předšvihové fáze levé a pravé nohy, doba trvání středu stojné fáze, index pohonu levé a pravé nohy. Bylo by dobré upozornit, že v anglickém jazyce se odlišují pojmy *step* a *stride*. V českém jazyce oba tyto pojmy překládáme jako *krok*, a tak je nelze odlišit. Stride length je vzdálenost mezi prvním dotykem země např. levého chodidla a dalšího dotyku levého chodidla. Stride se tedy vztahuje vždy ke stejné noze. Step length je vzdálenost od dotyku země např. levého chodidla a pravého chodidla. Situace je vyobrazena na obrázku 2.7.



Obrázek 2.7 Stride vs. Step, převzato z [55]

2.3 Plynulost pohybu

Plynulý pohyb je takový, kdy v jeho průběhu nedochází k prudkým změnám ve směru pohybu. Plynulost pohybu se zvyšuje s vývojem nervové soustavy a motoriky. Plynulost pohybu je velmi důležitým znakem zdravého pohybového aparátu a nervové soustavy. Z měření a výpočtu plynulosti pohybu můžeme získat důležité informace o poruchách souvisejících s pohybovým aparátem a nervovou soustavou. Je důležité mít na vědomí, že plynulost pohybu se u různých činností liší. Povaha úlohy může vést k neplynulosti pohybu, ne však kvůli zhoršené motorice, ale kvůli neznalosti činnosti. Proto je při analýze pohybu nutné neporovnávat výsledky z různých cvičení. [56–58]

2.3.1 Výpočet plynulosti pohybu

Ačkoliv koncept plynulosti pohybu je intuitivní, vyžaduje přesnou matematickou metodu pro jeho výpočet. Plynulý pohyb můžeme z matematického pohledu uvažovat jako dílčí pohyby, které následují za sebou v rychlém sledu. Neplynulý pohyb můžeme naopak uvažovat jako větší počet dílčích pohybů v širším časovém úseku. Tyto úvahy využilo několik autorů, kteří se snažili vypočítat plynulost s využitím počtu dílčích pohybů či výskytu vysokofrekvenčních oscilací v signálu. Existují ale i další výpočty plynulosti pohybu, které pracují s frekvenčním spektrem, nebo využívají normalizovanou průměrnou rychlost či jerk (ryv). [59–62]

Aby výpočet parametru plynulosti skutečně vypovídal o plynulosti pohybu, měl by splňovat čtyři kritéria. Plynulost pohybu by měla hodnotit tvar signálu a neměla by záviset na jeho amplitudě a trvání. Proto by měl být výsledek bezrozměrný (*dimensionless*). Počítaná plynulost také musí jednotvárně reagovat na charakteristiky pohybu. Ideálně tak, aby plynulost klesala s počtem dílčích pohybů. Tím bude zaručena konstantní a spolehlivá kvantifikace plynulosti pohybu. Výpočet parametru plynulosti musí být citlivý na změny pohybových charakteristik ve fyziologickém rozsahu. A v neposlední řadě, měl by být výpočetně nenáročný a praktický (např. odolný vůči šumu). [58, 59]

Při výpočtu plynulosti je také nutné zohlednit způsob, kterým jsou data získána. V současné době jsou používány MoCap systémy, robotické systémy či akcelerometrické senzory. Také je nutné zohlednit samotný pohyb, jehož plynulost je počítána. Některé pohyby a úlohy jsou pro výpočet plynulosti náročné, jako například chůze. Dále je dobré mít na vědomí to, že některé metody výpočtu jsou validní pouze v některých případech. Takovým příkladem může být výpočet plynulosti s využitím vrcholů (peaků), který byl využit pro výpočet plynulosti pohybu subjektů po mrtvici a zdravých subjektů. U subjektů s mrtvicí se metoda osvědčila, při aplikaci na zdravé subjekty tomu tak nebylo. [57, 59]

Historie výpočtu plynulosti

Některé z parametrů plynulosti pohybu v minulosti nevyhovovaly všem výše zmiňovaným kritériím. Většina výpočtů využívající jerk nebyla bezrozměrná či

nereagovala konzistentně na pohybové charakteristiky. Takovým příkladem je RMS jerk [63], který je ovlivněn délkou měření a amplitudou, čímž hluboce selhává v konzistentním popisu plynulosti pohybu.

Následuje popis, aplikace a vzorce různých výpočtů založených na jerku. Vzorce k jednotlivým metodám lze vidět v tabulky 2.1. [58, 59]

Integrated squared jerk (dále jako ISJ) byl použit ve studii z roku 1994, která se zabývala motorickým učením po zotavení z hemiparézy. Subjekty studie vykonávaly činnosti, které testovaly jejich dovednosti v oblasti přesnosti a plynulosti. Jednou z činností byla například „kreslení trojúhelníku“ ve vzduchu jednou rukou. Pro zaznamenání a analýzu pohybu subjektů byl použit systém SELSPOT II se 2 kamerami a LED diodami. LED diody pro zaznamenání pohybu byly umístěny na kloub malíčku. [64]

Mean squared jerk (dále jako MSJ) byl použit ve studii zabývající se plynulostí pohybu ruky. Subjekty v této studii seděli na židli a jejich dominantní paži podepíralo zařízení „MAST“ (Mechanical Arm Support & Tracker). Toto zařízení se chovalo jako opěrátko, jež podporuje ruku proti gravitačnímu zrychlení. Subjekty prováděly flexi a extenzi v lokti ve vlastním tempu, která byla zařízením „MAST“ i zaznamenána. [65]

Root mean squared jerk (dále jako RMSJ) byl použit v roce 1997 ve studii zabývající se pohybem kopání. V této studii subjekty prováděli rovinné kopy, které zahrnovaly pohyb kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů. Kopy byly prováděny z výchozí pozice na cíl. Pro analýzu pohybu byly využity kamery s optoelektrickým snímacím systémem od firmy WATSMART a infračervené diody umístěné na střed kolena, kotník, velký chocholík (*trochanter major*) a na kloub malíčku nohy. [63]

Tabulka 2.1 Přehled „historických“ výpočtů plynulosti pohybu s využitím jerku, převzato z [66]

Measure	Formula	Dimensions	Study
Integrated squared jerk	$\int_{t_1}^{t_2} \ddot{x}(t)^2 dt$	$\frac{L^2}{T^3}$	Platz, Denzler, Kaden, & Mauritz (1994)
Mean squared jerk	$\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_1}^{t_2} \ddot{x}(t)^2 dt$	$\frac{L^2}{T^6}$	Wininger, Kim, & Craelius (2009)
Cumulative squared jerk	$\sum_{k=1}^n \ddot{x}(t_k)^2$	$\frac{L^2}{T^6}$	Smith, Brandt, & Shadmehr (2000)
Root mean squared jerk	$\sqrt{\frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_1}^{t_2} \ddot{x}(t)^2 dt}$	$\frac{L}{T^3}$	Young & Marteniuk (1997)
Mean squared jerk normalized by peak speed	$\frac{1}{v_{peak}(t_2-t_1)} \int_{t_1}^{t_2} \ddot{x}(t)^2 dt$	$\frac{L}{T^5}$	Hester et al. (2006)
Integrated absolute jerk	$\int_{t_1}^{t_2} \ddot{x}(t) dt$	$\frac{L}{T^2}$	Goldvasser, McGibbon, & Krebs (2001)
Mean absolute jerk normalized by peak speed	$\frac{1}{v_{peak}(t_2-t_1)} \int_{t_1}^{t_2} \ddot{x}(t) dt$	$\frac{1}{T^2}$	Rohrer et al. (2002)

Note. L = length; T = time; t_k = discrete samples.

3 Cíle

Hlavním cílem práce je navrhnout a vypočítat parametr, který bude kvantifikovat plynulost pohybu při otáčivém pohybu pacientů s PN. Následně tento výpočet implementovat na naměřené akcelerometrické záznamy pacientů s PN, kteří podstoupili DBS.

Dalším cílem je využití těchto vypočtených parametrů k porovnání plynulosti pohybu pacientů před a po DBS a tím zhodnotit efektivitu DBS a její vliv na plynulost pohybu.

Hypotézy:

1. DBS bude mít pozitivní vliv na plynulost pohybu pacientů s PN.
2. Výpočet plynulosti zaznamená zlepšení plynulosti pohybu pacientů s PN po DBS.

4 Metody

Kapitola 4.1 představuje subjekty bakalářské práce. Kapitola 4.2 popisuje gyroakcelerometrický senzor G-Walk a jeho software. Kapitola 4.3 popisuje postup při měření dle protokolu 1. LF UK a VFN. Kapitola 4.4 pojednává o výběru a výpočtu parametru plynulosti v MATLABu R2022b. V kapitole 4.5 je popsána statistická analýza výsledků.

4.1 Subjekty

V této bakalářské práci byla využita naměřená data 30 subjektů (16 mužů, 14 žen), kteří se účastnili studie CLIMABI v letech 2020–2022. Průměrný věk těchto subjektů je $55,7 \pm 9,7$ let. Věk subjektů je vztažen k prvnímu vyšetření (tj. měsíc před operací STN-DBS).

Subjekty této studie byly lékařem vyhodnoceni jako vhodní kandidáti pro STN-DBS. Subjekty podstoupily tři vyšetření: 1 měsíc před STN-DBS, následně 6 měsíců po STN-DBS a pak 12 měsíců po STN-DBS. Na druhém a třetím měření došlo k poklesu účasti pacientů, pravděpodobně z důvodu obtížné dopravy nebo z neochoty pacientů se nadále účastnit. Součástí vyšetření bylo hodnocení lékařem na škále UPDRS – část III (vyšetření motoriky). Subjekty byly následně podrobeny okulografii a vyšetření řeči. Poslední částí tohoto vyšetření byla analýza chůze (popsána v kapitole 4.3), z níž jsou využívána gyroakcelerometrická data v této bakalářské práci.

Studie CLIMABI byla schválena etickou komisí 1. LF UK a VFN.

4.2 Akcelerometrický senzor G-Walk

Pro analýzu chůze pacientů ve studii CLIMABI byl využit akcelerometrický senzor G-Walk od firmy BTS Bioengineering. Senzor má rozměry $70 \times 40 \times 18$ mm a váží 37 gramů. Senzor je vybaven tříosým akcelerometrem s volitelnými hodnotami citlivosti (± 2 , ± 4 , ± 8 , ± 16 g) a vzorkovací frekvencí 100 Hz. Taktéž je vybaven tříosým gyroskopem s volitelnou citlivostí (± 250 , ± 500 , ± 1000 , $\pm 2000^\circ/\text{s}$) a tříosým magnetometrem s citlivostí ± 1200 μT . Pro funkčnost senzoru G-Walk a softwaru G-Studio je nutné do počítače zapojit „stanici“ pomocí USB kabelu, do kterého je potřebné zapojit USB se softwarovou licenci. Tato stanice umí mimo jiné i senzor nabíjet. Udávaná výdrž baterie senzoru je 8 hodin. Pro umístění senzoru na pacienta je využit pásek s kapsou, do které je senzor vložen. Opasek je pacientovi nasazen tak, aby byl senzor v úrovni segmentu páteře L5. S pomocí vlastního softwaru G-Studio dokáže senzor data nahrávat, ukládat a přiřadit do databáze k příslušným pacientům. Samozřejmostí je export dat v různých formátech. Během měření senzor komunikuje s G-Studio pomocí Bluetooth 3.0. [43]

Důležitou součástí softwaru G-Studio jsou již zhotovené protokoly pro měření testů chůze. Jsou jimi konkrétně TUG, Six minutes walking test, Walk+, Turn Test, Run a Jumps. Tyto testy jsou tvořeny samotným výrobcem, ale jsou inspirovány validovanými a v praxi používanými testy, jako je např. TUG, které jsou probírány v kapitole 2.2.4. Poté co obsluha počítače vybere test, který má v úmyslu provést, je poučena o správné pozici senzoru na těle pacienta a o průběhu celého testu. Ve studii CLIMABI byly použity testy TUG, 2MWT (Walk+) a Turn Test.

Senzor G-Walk samotný i s opaskem je možno vidět na obrázcích 4.1 a 4.2. Na obrázcích 4.3 lze vidět exportovaná data v textovém souboru. Na obrázku 4.4 lze vidět tato data v grafu.



Obrázek 4.1 Gyroakcelerometrický senzor G-Walk, foto autor



Obrázek 4.2 Senzor G-Walk v kapse opasku, foto autor

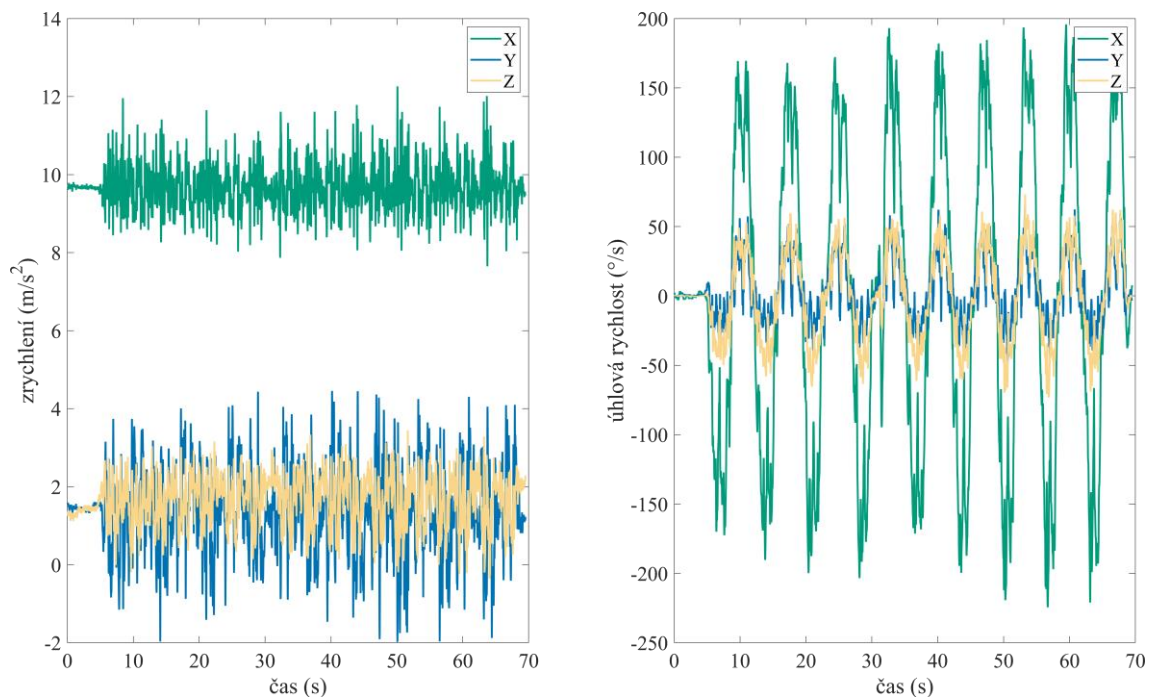
```

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: 6962
-----

```

Time	Acc.			Gyro.			Roll	Pitch	Yaw
t(s)	X(m/s ²)	Y(m/s ²)	Z(m/s ²)	X(°/s)	Y(°/s)	Z(°/s)	(°)	(°)	(°)
0.010	8.797	0.122	4.157	0.000	0.000	0.000	1.5	-64.8	-177.6
0.020	8.797	0.122	4.157	0.000	0.000	0.000	1.5	-64.8	-177.6
0.030	8.797	0.122	4.157	0.000	0.000	0.000	1.5	-64.8	-177.6
0.040	8.797	0.122	4.157	0.000	0.000	0.000	1.5	-64.8	-177.6
0.050	8.820	0.140	4.103	0.061	-0.122	-0.061	1.5	-64.8	-177.6
0.060	8.827	0.124	4.146	-0.061	-0.183	0.061	1.5	-64.8	-177.6
0.070	8.833	0.138	4.138	-0.122	-0.244	-0.061	1.5	-64.8	-177.6
0.080	8.852	0.124	4.151	-0.244	-0.122	-0.061	1.6	-64.8	-177.6
0.090	8.789	0.168	4.139	-0.122	-0.061	-0.061	1.6	-64.8	-177.6
0.100	8.844	0.189	4.131	-0.183	0.122	-0.061	1.6	-64.8	-177.6

Obrázek 4.3 Ukázka exportovaného souboru s gyroakcelerometrickými veličinami z G-Studia



Obrázek 4.4 Ukázka akcelerometrických (vlevo) a gyroskopických dat (vpravo)

4.3 Protokol měření

Tato kapitola popisuje protokol měření pacientů s PN při analýze chůze. Konkrétně popisuje místo měření, manipulaci s technikou a práci se softwarem G-Studio.

Prvním krokem je kontrola místa, na kterém měření probíhá. Je nutno zkontrolovat přítomnost čár na zemi pro jednotlivé testy, přítomnost židlí a stolečku. Je potřeba zajistit kamerový záznam. Ten byl obstarán pomocí několika vzájemně spolupracujících zařízení: dvou kamer GoPro HERO7, synchronizačních zařízení Timecode Systems Syncbac Pro a dálkového ovladače. Ty je možné vidět na obrázku 4.5. Kamery byly umístěny na přenosné dřevěné poličky, které je možné připevnit na příslušná místech na zdech chodby. Poličky i s kamerami jsou na obrázku 4.6. Tato zařízení společně s poličkami zajistila nahrávání videa z několika míst na chodbě v synchronizovaném čase.

Dalším krokem bylo spustit notebook patřící 1. LF UK a VFN, který byl vymezen pro účely vyšetření chůze pacientů. Po vložení USB s licencí bylo možné zapnout G-Studio a spojit se senzorem G-Walk pomocí Bluetooth. Pokud jsou kamery, senzor, software a pacient připraveni, stačí zvolit příslušného pacienta v G-Studiu a spustit příslušný test (TUG, Walk+, Turn). V případě, že pacient je nový, je nutné ho přidat do databáze a zadat jeho osobní údaje, především délku nohy (od kyčle k vnitřní straně kotníku). Pro tyto účely je na stanovišti také krejčovský metr. Po vybrání a spuštění testu se nejprve zobrazí instrukce o správném umístění pásku s akcelerometrem a správném provedení testu (např.: pacient začíná na židli s rukami na stehnech, zvedne se, jde 3 metry atd.). Po umístění pásku s akcelerometrem a seznámení pacienta s průběhem měření je možné měření spustit. Pacient by měl být vybídnut k provedení testu současně se spuštěním samotného testu. Po provedení testu je nutné test neprodleně ukončit, zkontrolovat naměřená data a uložit je ve vhodném (nejčastěji textovém) formátu. Po provedení jednoho z testů je možno pokračovat v dalším testu. Po naměření všech standardizovaných testů je nutné místo uklidit, vypnout notebook a zvážit nabití senzoru G-Walk a kamer GoPro pro nadcházející měření.

Jedním z provedených testů je TUG, který je v softwaru G-Studio stejnojmenný. Byl proveden formou „single task“ (ST) a „dual task“ (DT). Při ST je pacient instruován plnit pouze pohybovou úlohu, při DT je pacient vyzván k odečítání nějakého čísla od čísla 100 až do nuly.

Dalším testem byl 2MWT, který byl v softwaru spuštěn jako test Walk+. Test byl proveden formou ST a DT.

Posledním prováděným testem je Turn test. V rámci projektu CLIMABI se pacient otáčí o 360° doleva a doprava po dobu jedné minuty. Jednou se otočí doleva a po dokončení otočky se následně otočí doprava. Pacient střídá strany, dokud nevyprší časový limit. Z tohoto testu je plynulost počítána.



Obrázek 4.5 Kamery GoPro HERO7 se synchronizačním zařízením a ovladačem



Obrázek 4.6 Kamera GoPro HERO7 na přenosné polici

4.4 Výpočet plynulosti pohybu

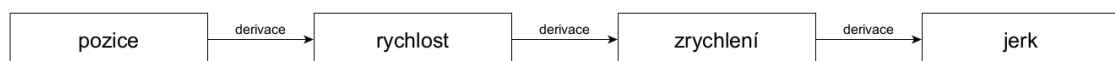
4.4.1 Výběr parametru plynulosti

Nejnovějšími osvědčenými a validovanými metodami výpočtu plynulosti pohybu jsou SPARC (Spectral Arc Length) a DLJ (Dimensionless Jerk), respektive jeho varianta LDLJ (Log Dimensionless Jerk). [58]

U SPARCu se plynulost pohybu odhaduje výpočtem délky oblouku Fourierova amplitudového spektra ve frekvenčním rozsahu daného rychlostního profilu. Tato metoda je složitější, ale odolnější vůči šumu. V této metodě je také využívána rychlost, kterou by v případě akcelerometrických dat bylo nutné přepočítat (integraci). [67]

DLJ je založen na výpočtu jerku (ryvu), tedy první derivaci zrychlení (obrázek 4.7). I tento výpočet však trpí některými nedostatky. Ukázalo se, že je málo citlivý na data ve fyziologickém rozsahu. Tuto citlivost kompenzuje jeho zlogaritmovaná varianta, *log dimensionless jerk*. [58, 59]

SPARC a LDLJ byly porovnány na simulovaných datech. Simulovaná data představovala pohybový signál s několika dílčími pohyby o různých amplitudách a časech. Simulovaná data byla záměrně zanesena šumem. Po aplikaci výpočtů plynulosti pohybu SPARC a LDLJ na simulovaná data bylo zjištěno, že LDLJ podhodnocuje plynulost pomalých pohybů ve srovnání s rychlejšími pohyby, a to i když mají tyto pohyby stejný tvar (křivku). Toto bylo zjištěno aplikací výpočtu na dvojici dat se stejným tvarem signálu ale odlišnou délkou. Důvodem je citlivost LDLJ na šum, který byl dat s kratším průběhem výraznější, a proto ho tedy parametr plynulosti LDLJ označil za méně plynulý. Toto lze však kompenzovat použitím filtru. [58]



Obrázek 4. 7 Schéma derivací

DLJ je popsán následujícím vztahem:

$$DLJ = -\frac{(t_2-t_1)^5}{v_{peak}^2} \int_{t_1}^{t_2} \left| \frac{d^2v(t)}{dt^2} \right|^2 dt \quad (1.1)$$

kde t_2 je čas na konci měření, t_1 je čas na počátku měření, v je rychlost a v_{peak} je maximální rychlost během měření. [58, 66]

Pro výpočet DLJ ze zrychlení, je možné rovnici (1.1) upravit do nového tvaru,

$$DLJ = -\frac{(t_2-t_1)^5}{v_{peak}^2} \int_{t_1}^{t_2} \left| \frac{da(t)}{dt} \right|^2 dt, \quad (1.2)$$

kde t_2 je čas na konci měření, t_1 je čas na počátku měření, a je zrychlení a v_{peak} je maximální rychlost během měření. [58]

Parametr plynulosti DLJ se následně upravuje pomocí záporného přirozeného logaritmu, jak je možno v následující rovnici.

$$LDLJ = -\ln |DLJ| \quad (1.3)$$

4.4.2 Detekce otoček

Před samotným výpočtem byla provedena detekce otoček jako opatření proti mrtvému prostoru, který se vyskytoval v akcelerometrických záznamech. Mrtvým prostorem jsou myšlena neúčinná data, které senzor zaznamenal při nečinnosti pacienta. Jsou způsobeny například pozdním ukončením měření obsluhou počítače. Tyto úseky ovlivňují výpočet a zkreslují výsledky. Proto byla zavedena detekce tří otoček, z nichž byla plynulost pohybu vypočtena.

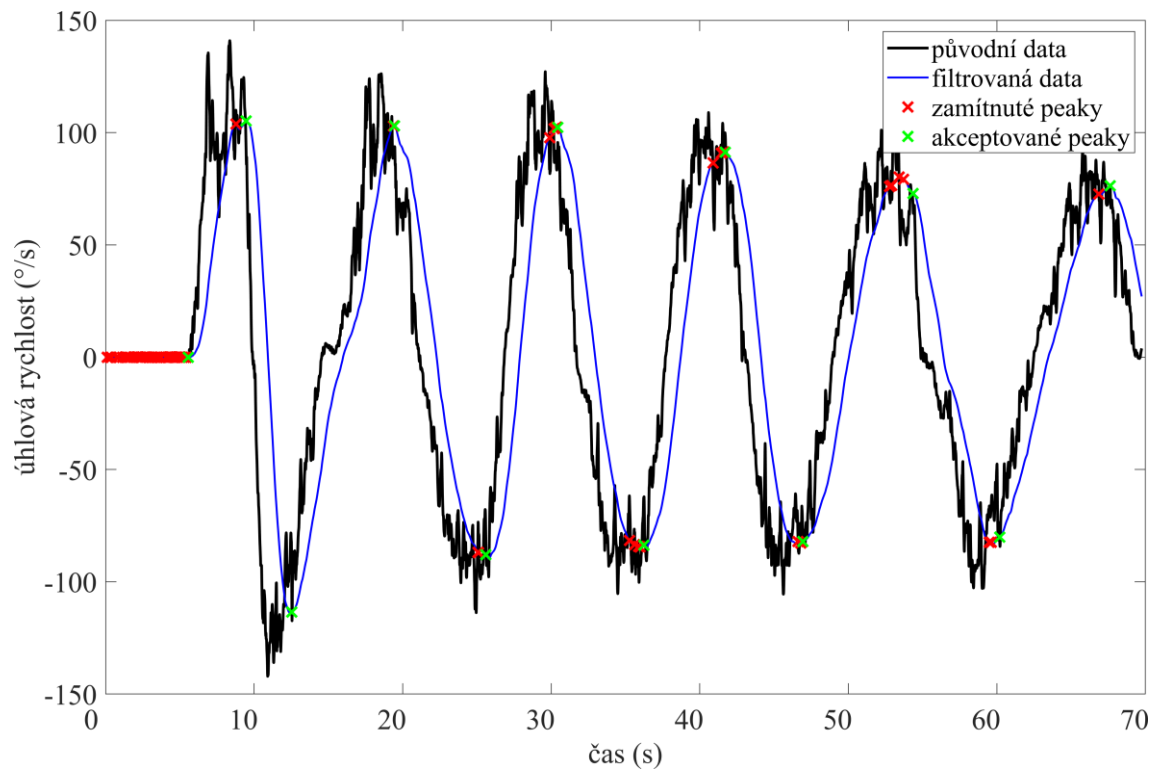
Detekce otoček využívala gyroskopická data z osy X, která nejlépe vystihují otáčivý pohyb pacienta. Pokaždé, když se pacient zastaví po otočce a začíná otočku novou, úhlová rychlost je nulová (dále jako „nulové body“). Toto bylo hlavním pilířem algoritmu pro detekci otoček.

Pro detekování otoček byly v datech vyhledány vrcholky (peaky) a nulové body. Vrcholky sloužily jako podpora pro správnou detekci a potvrzení nulových bodů. Pro dosažení spolehlivé detekce vrcholků jednotlivých otoček byl použit klouzavý průměr. Dále byly vyhledány body, kdy se úhlová rychlost rovnala nule, resp. byl vyhledán bod, kdy úhlová rychlost přešla z kladného do záporného (či naopak).

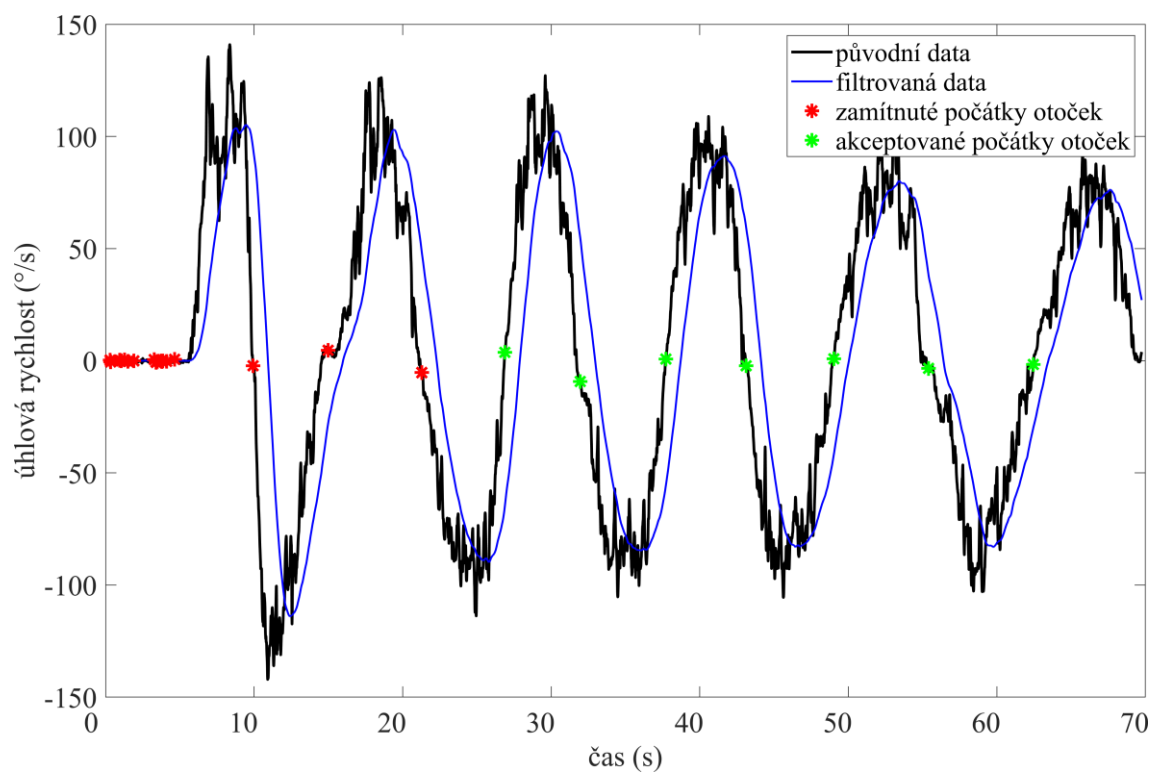
Tato detekce byla komplikována výskytem mrtvého prostoru, který způsoboval nesprávnou detekci vrcholků a nulových bodů na začátku měření. Tento mrtvý prostor

byl způsoben „vrtěním“ pacienta, což mělo za následek oscilaci úhlové rychlosti kolem nulové hodnoty. Tato oscilace pak vedla k detekci falešných, za sebou jdoucích vrcholků a falešných nulových bodů. Toto je možné vidět na obrázcích v této kapitole. Protože se reálné vrcholky opakovaly s určitou periodou, bylo možné vyřadit falešné po sobě jdoucí vrcholky. Nulové body byly poté hledány až za prvním opravdovým vrcholkem, čímž bylo garantováno, že nejsou detekovány falešné otočky způsobené „vrtěním“ pacienta. Následně byly využity detekované nulové úhlové rychlosti k výběru tří otoček uprostřed měření, které sloužily pro výpočet plynulosti pohybu.

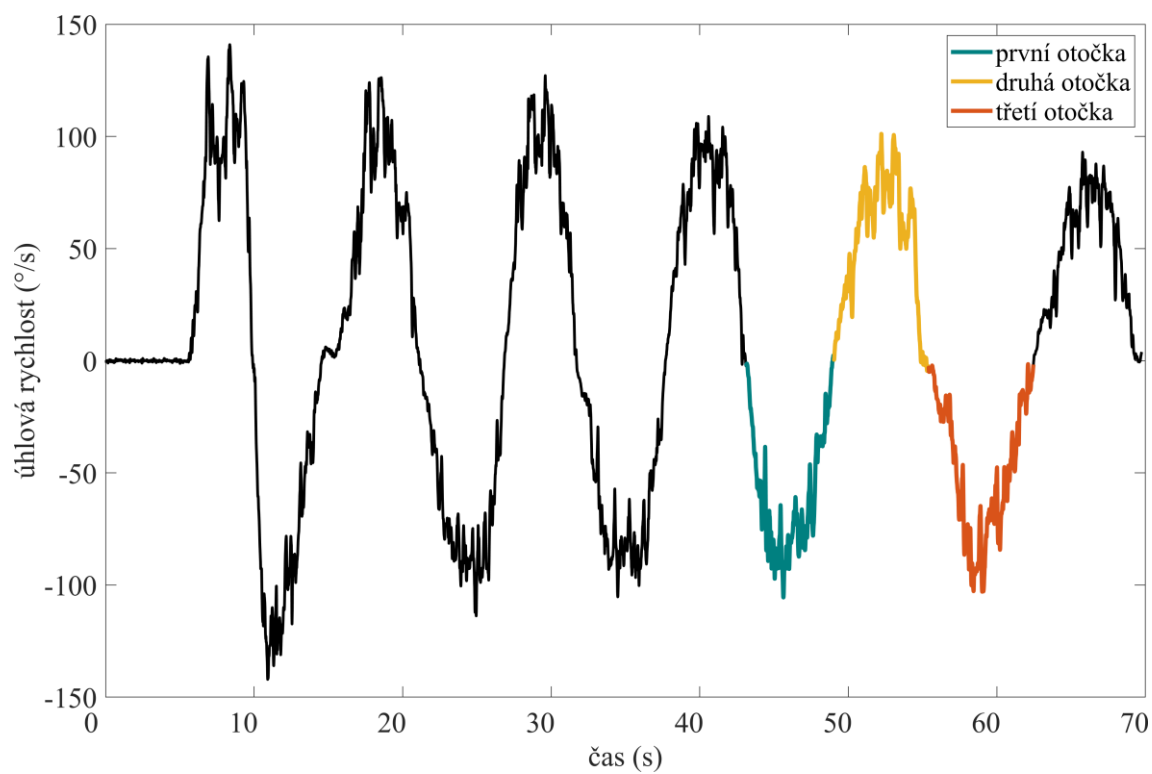
Náhled do jednotlivých kroků detekce otoček poskytují obrázky 4.8–4.10.



Obrázek 4.8 Ukázka detekovaných vrcholků



Obrázek 4.9 Ukázka detekovaných počátků otoček („nulových bodů“)

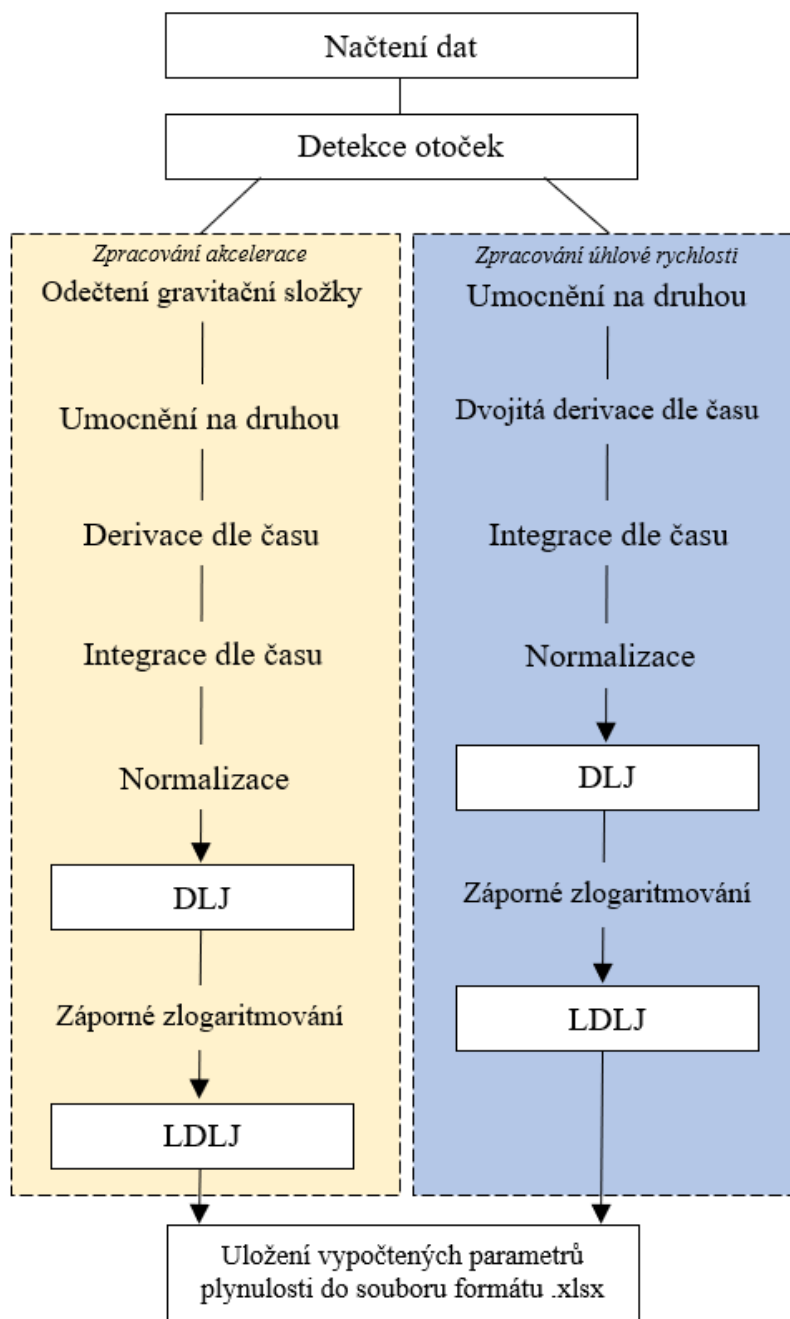


Obrázek 4.10 Ukázka detekované trojice otoček

4.4.3 Výpočet plynulosti pohybu

Praktický výpočet plynulosti byl proveden v MATLABu R2022b. Byla vytvořena funkce *LDLJ_vypocet.m*, jejíž vstupními argumenty jsou gyroakcelerometrická data pacientů při otáčivém pohybu. Taková data obsahují vektor času, a k němu vztažené zrychlení ve třech osách, úhlovou rychlost ve třech osách a hodnoty náklonu: roll, pitch a yaw. S využitím dalšího skriptu *LDLJ_tabulky.m* byla data z jednotlivých měření načtena a vložena do funkce *LDLJ_vypocet.m*. Výsledkem byly vypočtené parametry plynulosti pro zrychlení ve třech osách (X_a , Y_a , Z_a), pro vektorový součet zrychlení (XYZ) a pro úhlovou rychlost, rovněž ve třech osách (X_g , Y_g , Z_g). Pro každého pacienta tedy bylo vypočítáno celkem 7 parametrů plynulosti. Hodnoty byly uloženy do tabulky pro přehlednost a statistické zpracování.

Výpočty jsou provedeny dle vztahů 1.1–1.3 z kapitoly 4.4.1. Skript načte soubory pacientů z měření. Na data zrychlení je aplikován Butterworthův filtr druhého řádu jako pásmová propust v rozmezí 0,7–40 Hz, čímž je minimalizována gravitační složka a šum. Zároveň se nejedná o přísnou filtraci, která by výrazně upravila a zkreslila data, jejichž „křivka“ je pro výpočet plynulosti důležitá. Následně jsou vektory zrychlení a vektorový součet zrychlení derivovány dle času měření, poté umocněny na druhou. Úhlová rychlost je derivována dvakrát. Data jsou dále integrována, kdy dolní mez integrálu je čas počátku měření, a horní mez je čas konce měření. Po integraci je výsledkem skalár. Ten je pak normován – násoben záporným zlomkem, v jehož čitateli je rozdíl času na pátou a jeho jmenovateli je maximální rychlost na druhou. Poslední operací je záporný logaritmus. Skript následně vypočtené parametry plynulosti přiřadí k příslušnému pacientovi do tabulky a uloží data do tabulkového souboru .xlsx. Skript je vizualizován na obrázku 4.11.



Obrázek 4.11 Schéma skriptu a funkce pro výpočet plynulosti v MATLABu R2022b

4.5 Metody statistického zpracování

Pro testování statistické významnosti mezi parametry plynulosti ze tří měření byl využit Studentův párový t-test. Analýza vždy porovnávala vypočtenou plynulost z jednoho měření s plynulostí z druhého měření. Takto byla porovnána všechna tři měření navzájem. Analýza využívala sedmi parametrů pro ověření zlepšení plynulosti pohybu, proto byla aplikována Bonferroniho korekce, kdy nové $\alpha = \frac{0,05}{7} = 0,07$.

Statistický výpočet byl realizován v programovacím prostředí MATLAB R2022b. Pro zpracování dat byl vytvořen skript, který načtl tabulku s vypočtenými parametry plynulosti ze všech tří měření. Protože ne všechny subjekty byly přítomny na všech měřeních, bylo nutné vyřadit ty subjekty, které se účastnily pouze jednoho z porovnávaných měření. Do analýzy byly následně zahrnuty pouze subjekty, které se účastnily obou porovnávaných měření. V dalším kroku byl použit Studentův párový t-test k porovnání dat pacientů mezi dvěma měřeními ve všech kombinacích. Výsledné p hodnoty byly uloženy do tabulky k příslušným parametrům.

Totožným způsobem byly porovnány i parametry chůze (kadence, rychlost, poměr délky kroku ku výšce pacienta, index symetrie) a UPDRS.

5 Výsledky

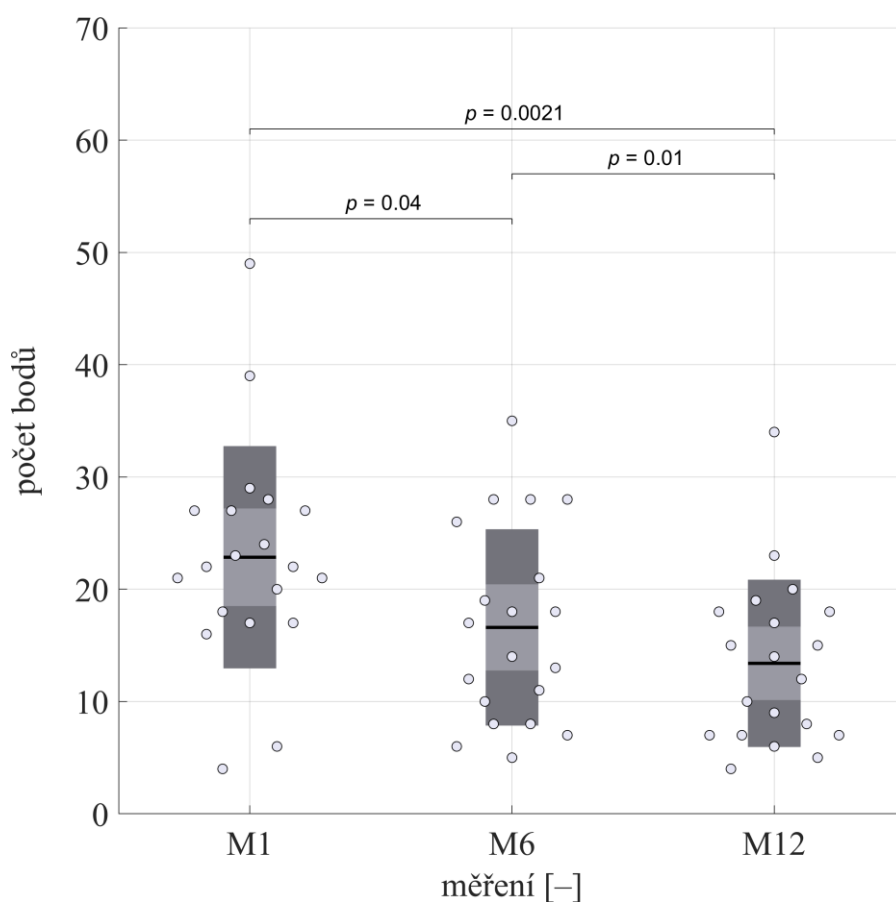
Tato kapitola prezentuje výsledky práce. Všechny funkce, skripty a grafy byly vytvořeny v MATLABu R2022b. Pro tvorbu a export grafů byly využity funkce *UnivarScatter.m* a *fig_export.m* z File Exchange [68, 69].

V následujících obrázcích vyskytují následující popisky:

- **M1** – měření jeden měsíc před DBS,
- **M6** – měření šest měsíců po DBS,
- **M12** – měření dvanáct měsíců po DBS.

5.1 UPDRS

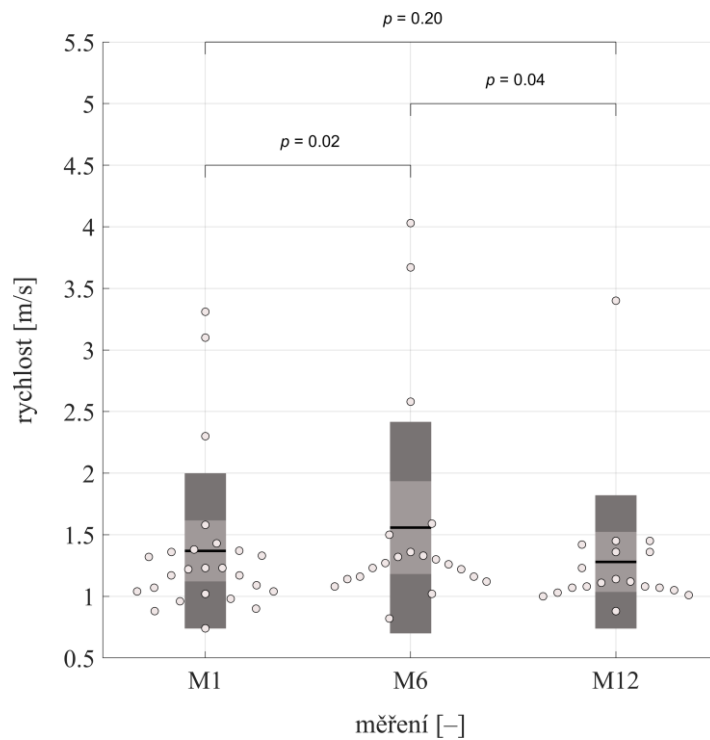
Subjekty byly ohodnoceni na škále UPDRS část III (vyšetření motoriky). Změnu bodového hodnocení projevů lze vidět na obrázku 5.1.



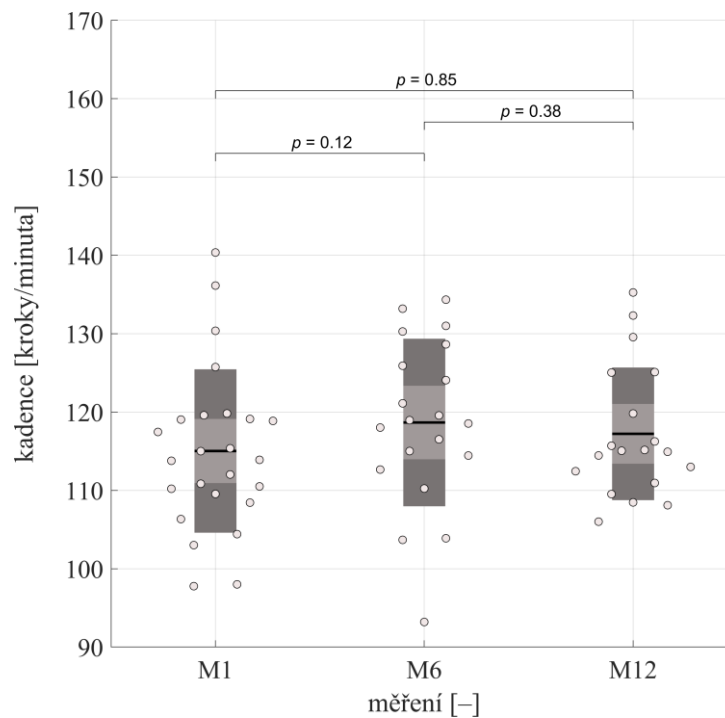
Obrázek 5.1 Změny bodového hodnocení UPDRS III u pacientů s PN před a po DBS

5.2 Parametry chůze

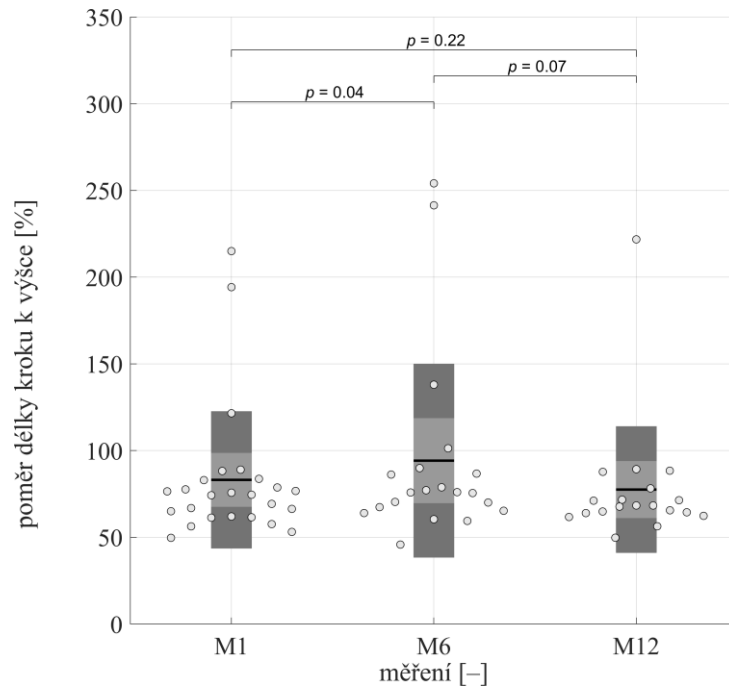
Obrázky 5.2–5.5 v této kapitole vyobrazují změnu parametrů chůze pacientů z testu 2MWT při jednotlivých měřeních. Přehled výsledků statistických testů je v tabulce 5.1.



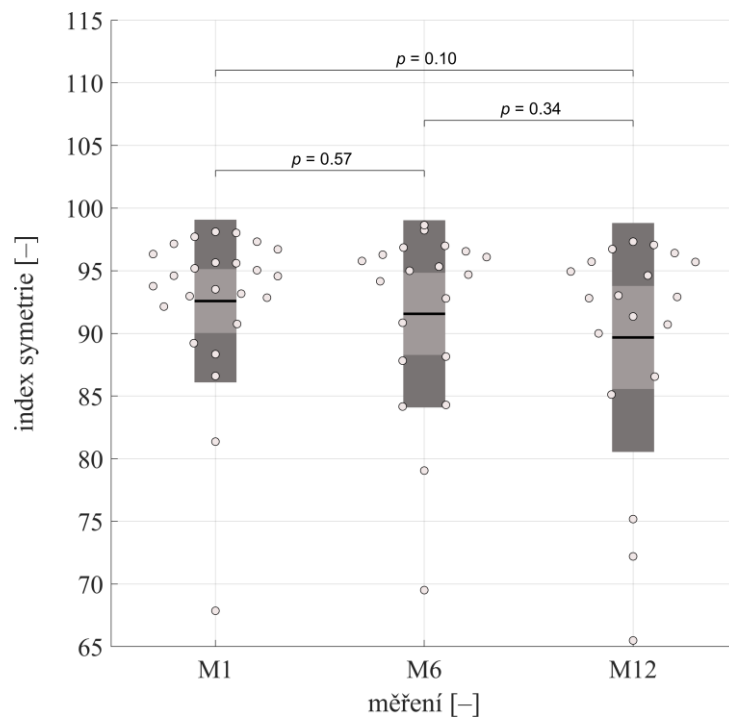
Obrázek 5.2 Změna rychlosti pacientů před a po DBS



Obrázek 5.3 Změna kadence pacientů před a po DBS



Obrázek 5.4 Změna poměru délky kroku vůči výšce pacienta před a po DBS



Obrázek 5.5 Změna indexu symetrie před a po DBS

Tabulka 5.1 Přehled výsledků párového t-testu pro parametry chůze mezi měřeními

Porovnávaná měření		Rychlost	Kadence	Poměr délky kroku k výšce	Index symetrie
M1 × M6	p	0,02*	0,12	0,04*	0,57
M1 × M12	p	0,20	0,85	0,22	0,10
M6 × M12	p	0,04	0,38	0,07	0,34

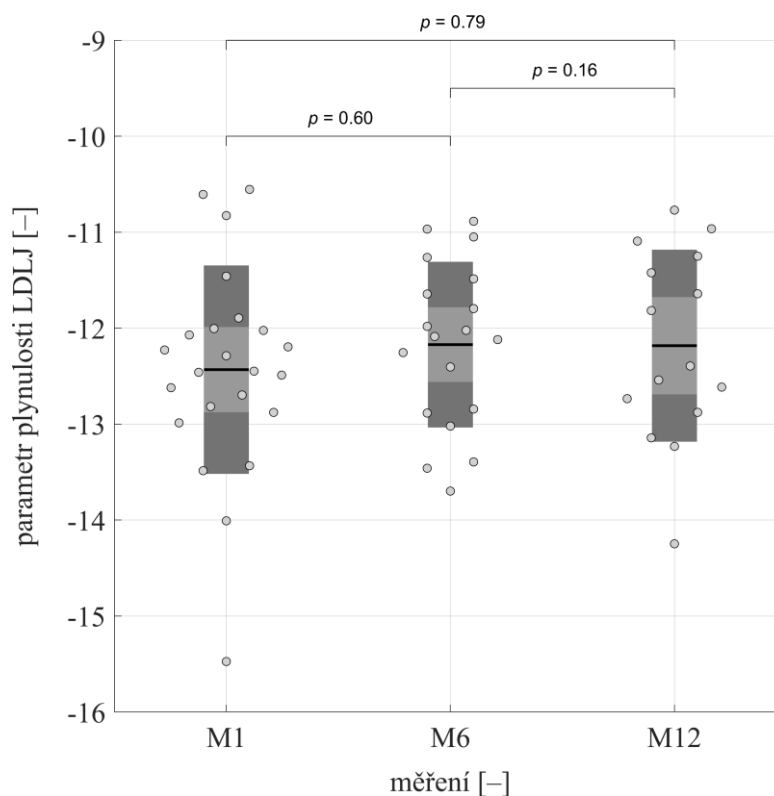
*parametry přijaté na hladině významnosti $\alpha = 0,05$

5.3 Plynulost pohybu

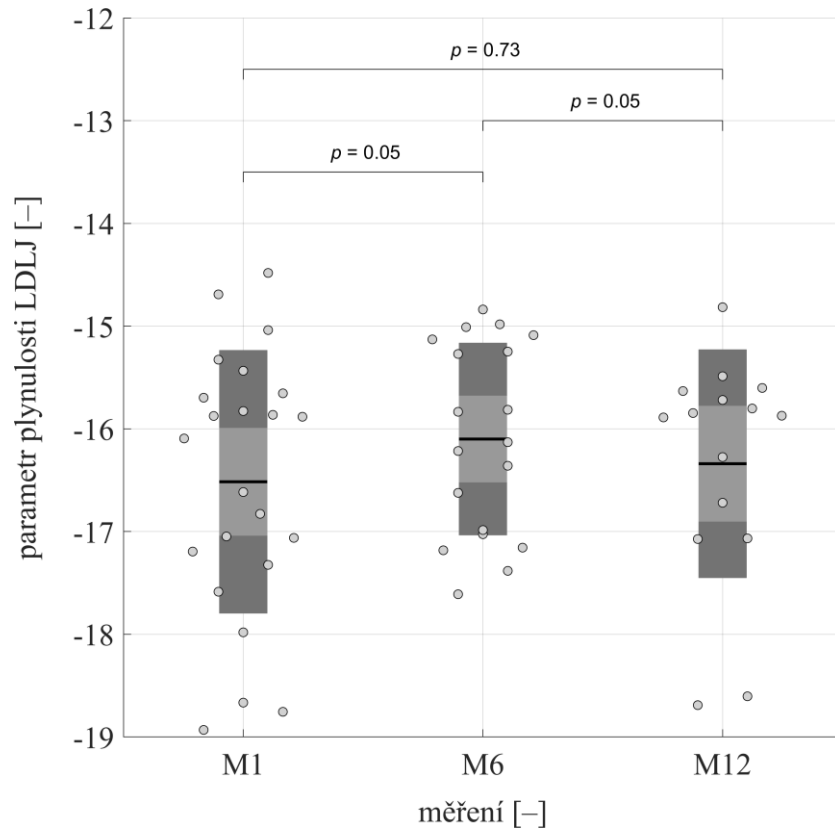
V této kapitole je sedm obrázků (grafů) 5.6–5.12, které zobrazují parametr plynulosti pohybu všech pacientů a jeho vývoj během jednotlivých měření. Výsledky statistické analýzy jsou prezentovány tabulkou 5.2.

V názvech obrázků (grafů) se vyskytují následující zkratky:

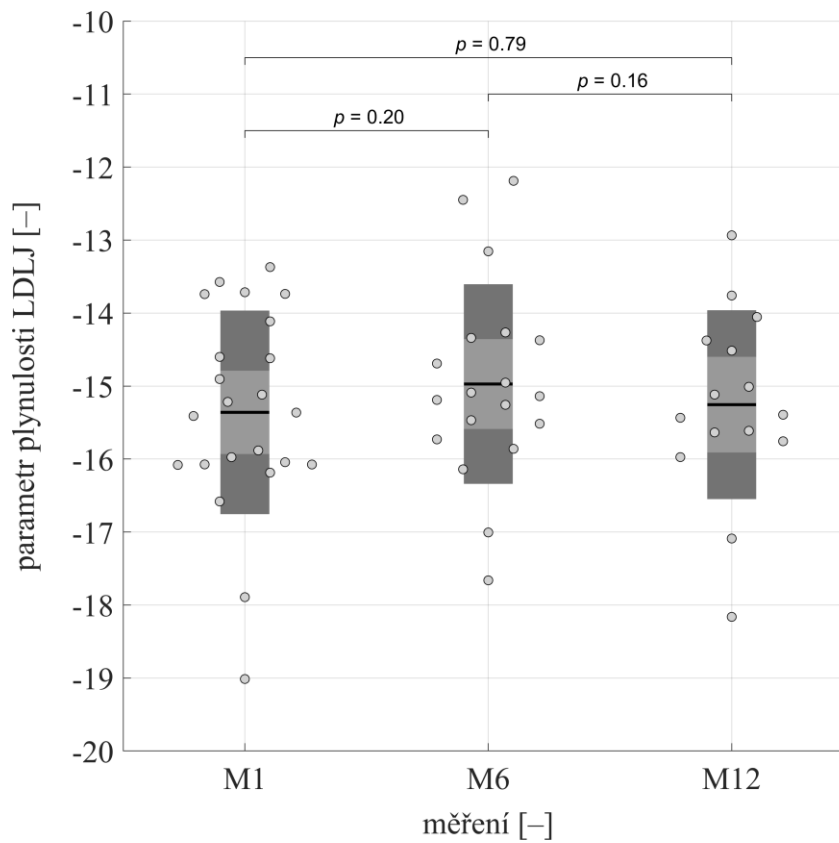
- $\mathbf{X}_a, \mathbf{Y}_a, \mathbf{Z}_a$ – parametr plynulost byl vypočítán z akcelerace v příslušné ose,
- \mathbf{XYZ} – parametr plynulosti byl vypočítán z vektorového součtu akcelerace,
- $\mathbf{X}_g, \mathbf{Y}_g, \mathbf{Z}_g$ – parametr plynulost byl vypočítán z úhlové rychlosti (*gyroskop*) v příslušné ose.



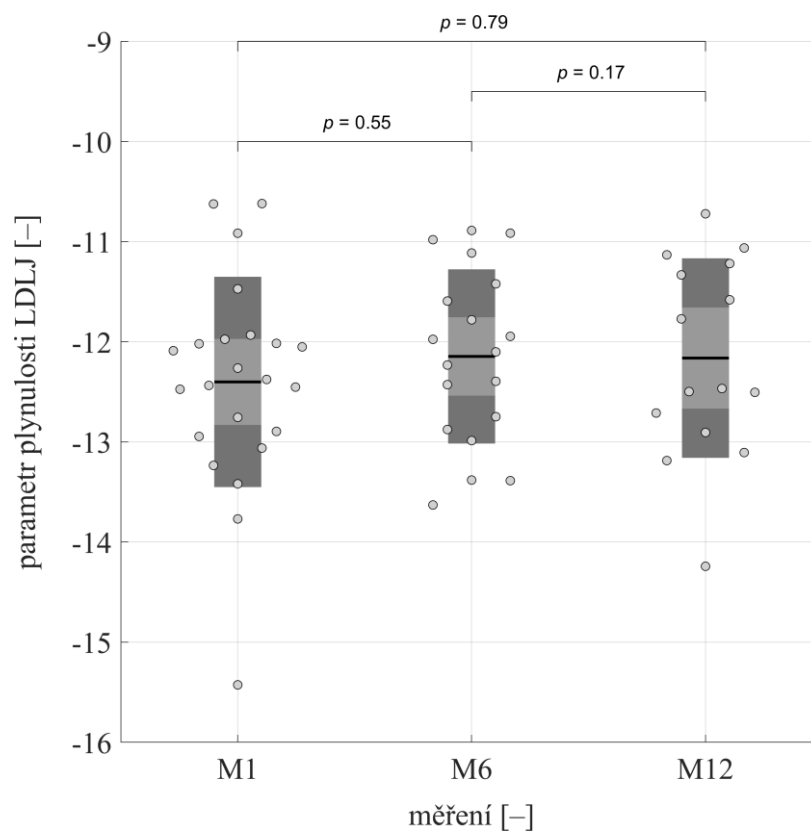
Obrázek 5.6 Změna parametru plynulosti \mathbf{X}_a v průběhu DBS terapie



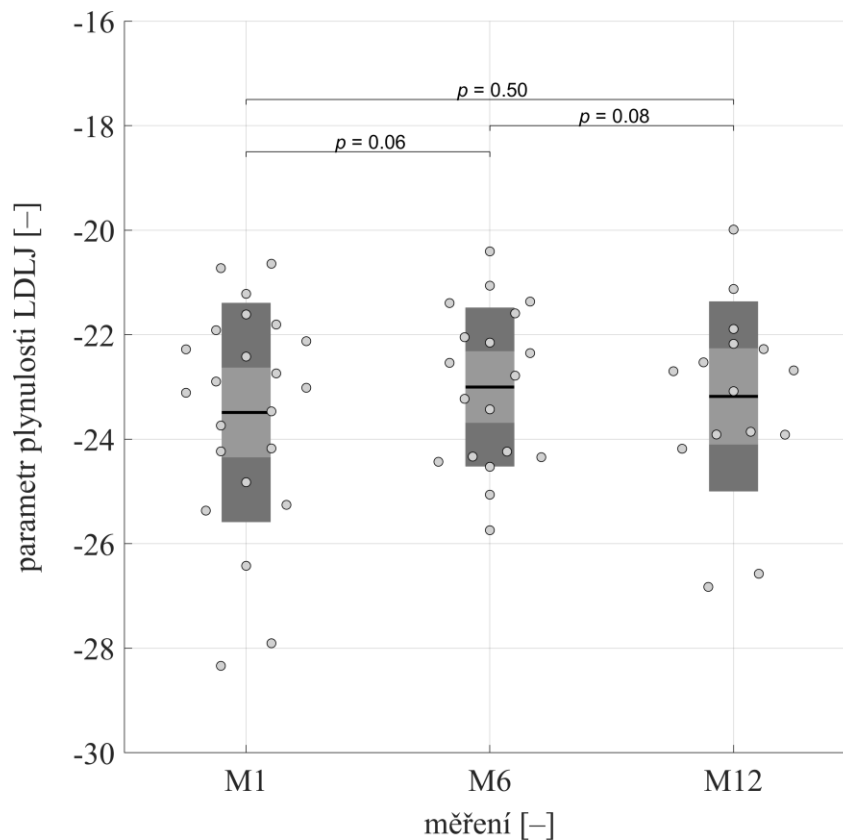
Obrázek 5.7 Změna parametru plynulosti Y_a v průběhu DBS terapie



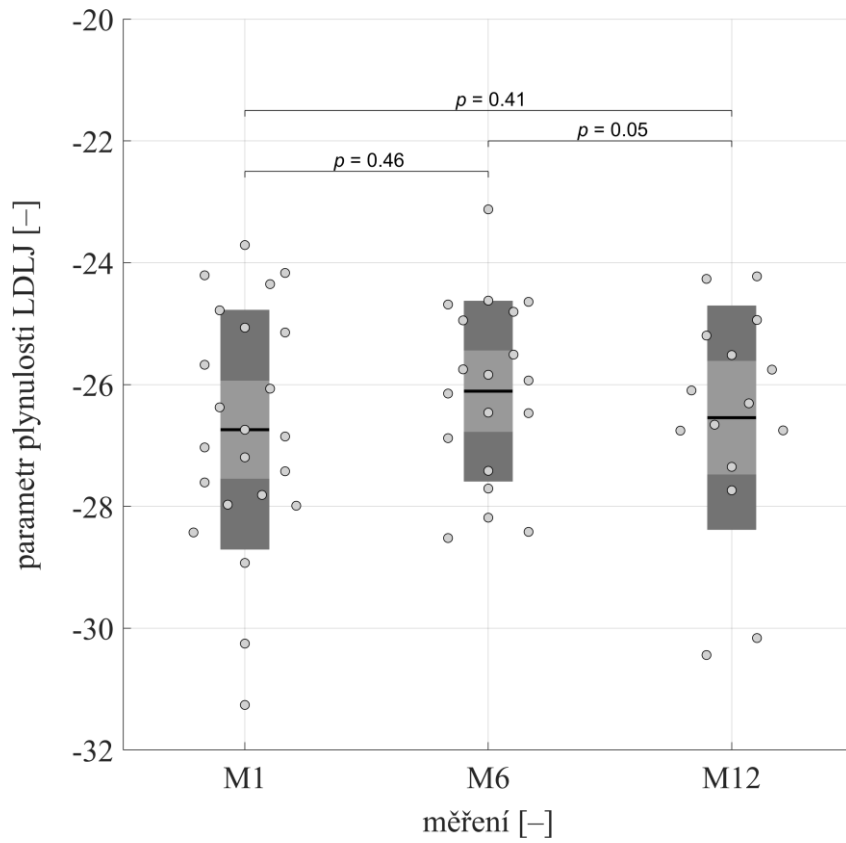
Obrázek 5.8 Změna parametru plynulosti Z_a v průběhu DBS terapie



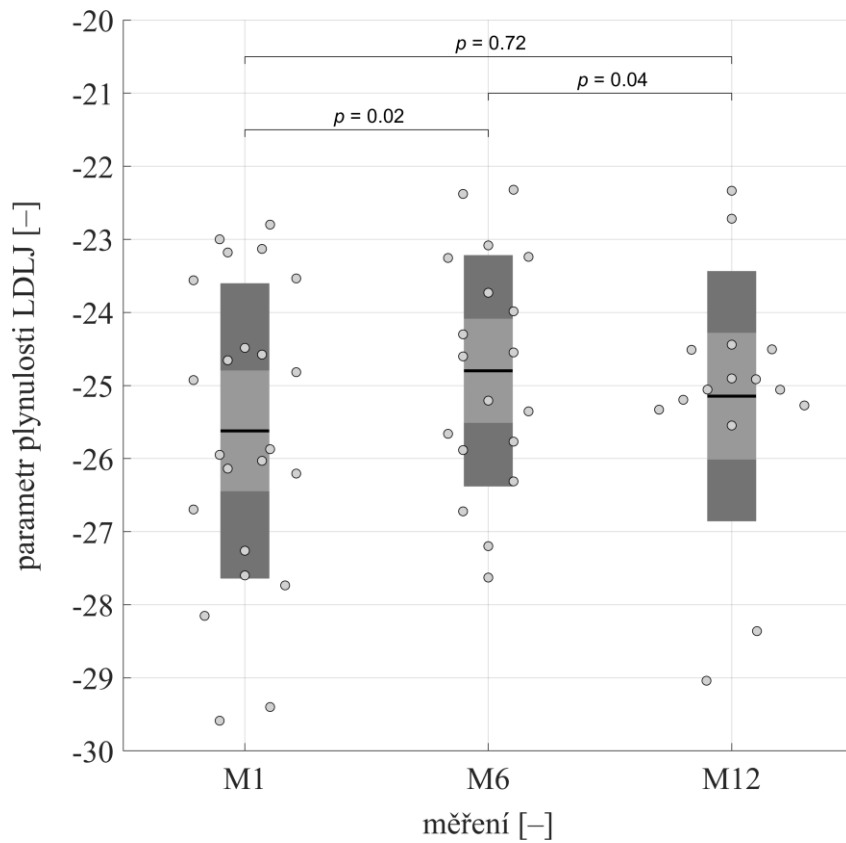
Obrázek 5.9 Změna parametru plynulosti XYZ v průběhu DBS terapie



Obrázek 5.10 Změna parametru plynulosti Xg v průběhu DBS terapie



Obrázek 5.11 Změna parametru plynulosti Y_g v průběhu DBS terapie



Obrázek 5.12 Změna parametru plynulosti Z_g v průběhu DBS terapie

Na hladině významnosti $\alpha = 0,007$ (Bonferroniho korekce) nebyly potvrzeny žádné statisticky významné rozdíly mezi měřeními. Pouze na hladině $\alpha = 0,05$.

Tabulka 5.2 Výsledky párového t-testu pro parametr plynulosti LDLJ mezi měřeními

Porovnávaná měření		X_a	Y_a	Z_a	XYZ	X_g	Y_g	Z_g
M1 × M6	<i>p</i>	0,60	0,05*	0,20	0,55	0,06	0,46	0,02*
M1 × M12	<i>p</i>	0,79	0,73	0,79	0,79	0,50	0,41	0,72
M6 × M12	<i>p</i>	0,16	0,05	0,16	0,17	0,08	0,05*	0,04*

*parametry přijaté na hladině významnosti $\alpha = 0,05$

6 Diskuse

Hlavním cílem práce je návrh a výpočet parametru, který bude kvantifikovat plynulost pohybu otáčivého pohybu pacientů s PN. To bylo realizováno v MATLABu R2022b, ve kterém byly vytvořeny příslušné skripty a funkce. Ty byly aplikovány na naměřená data pacientů s PN, kteří byli měřeni před DBS a následně 6 a 12 měsíců po DBS.

Vypočtené parametry plynulosti umožňují porovnávat subjekty navzájem anebo srovnávat plynulost pohybu subjektu mezi různými měřeními stejného cvičení (plynulost z různých cvičení porovnávat nelze). Na obrázcích 5.5–5.12 lze pozorovat kolísání parametrů plynulosti mezi jednotlivými měřeními, kdy se plynulost pohybu zlepšila oproti prvnímu měření před operací. Na posledním měření plynulost poklesla. Pro potvrzení statistické významnosti rozdílu v parametrech plynulosti získaných z různých měření byl využit Studentův párový t-test. Byly mezi sebou porovnány jednotlivé dvojice měření, viz. tabulka 5.2. Na hladině významnosti $\alpha = 5\%$ byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi měřeními M1 a M6 – konkrétně u parametrů Y_a ($p = 0,05$) a Z_g ($p = 0,02$). Při porovnání měření M6 a M12 byl nalezen významný rozdíl u parametrů Y_g ($p = 0,05$) a Z_g ($p = 0,04$). Mezi měřeními M1 a M12 nebyl potvrzen statisticky významný rozdíl. Tato tvrzení však platí při $\alpha = 5\%$, kterou bylo nutné upravit Bonferroniho korekcí, ze které vzešlo nové $\alpha = 0,71\%$. Na této hladině významnosti nebyl potvrzen statisticky významný rozdíl mezi žádným měřením a žádným parametrem.

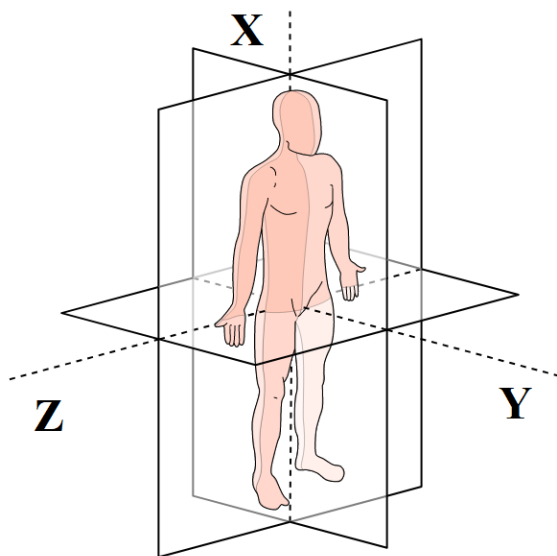
Na základě statistické analýzy tedy nebyl potvrzen žádný rozdíl mezi měřeními, ani mezi měřeními M1 a M6, které nejvíce vypovídá o zlepšení plynulosti pohybu před a po DBS. Nicméně z grafů (obrázky 5.5–5.12) zobrazující plynulost pohybu je patrný trend, který naznačuje zlepšení plynulosti po DBS. Obdobný trend je možné vidět na grafu zobrazující kadenci (obrázek 5.3), který vykazuje zlepšení po DBS. Důkaz o zlepšení plynulosti pohybu koreluje s klinickými pozorováními lékařů na 1. LF UK a VFN. Výsledek souhlasí i s celkovou teorií DBS, která tvrdí že DBS mírní příznaky PN u pacientů, čímž zlepšuje jejich pohybové obtíže a třes. Tyto benefity jsou nejvýraznější po zákroku a jejich efekt postupně odeznívá. Proto se dalo předpokládat, že pacienti budou během měření M6 ve svém nejlepším stavu, a tím pádem bude jejich plynulost pohybu nejlepší.

Při porovnávání jednotlivých měření bylo využito 7 parametrů plynulosti, jejichž trend v grafech naznačuje zlepšení plynulosti pohybu. Pro pochopení důležitosti jednotlivých parametrů je nutné si uvědomit, z čeho jsou parametry vypočteny, co reprezentují a jakou informaci obsahují. Na obrázku 6.1 (na další straně) lze pozorovat osy člověka, ve kterých byla měřena úhlová rychlost a zrychlení. Obrázek také znázorňuje nastavení os během měření. Lze si všimnout, že osa X je rovnoběžná s vertikální osou

člověka, osa Y je rovnoběžná s osou sagitální a osa Z s osou frontální. Toto je podstatné pro pochopení významnosti vypočtených parametrů, protože některé z parametrů mají vyšší výpovědní hodnotu než jiné.

Parametry Y_a , Z_g a X_g dokazují největší rozdílnost mezi měřením před a po DBS. Parametr Y_a je nositelem informace o plynulosti pohybu zrychlení v ose Y. Ta je během otáčivého pohybu vystavena kývavým pohybům pacienta vpřed a vzad. Parametr Z_g je nositelem podobné informace, kdy zaznamenává úhlovou rychlost při kývavých pohybech vpřed a vzad. Parametr X_g velmi dobře popisuje otáčivý pohyb, jelikož zachycuje úhlovou rychlost okolo svislé osy člověka.

U parametrů X_a , Z_a , Y_g a XYZ není velmi viditelný rozdíl mezi měřením před a po DBS. Parametr X_a vychází z hodnot zrychlení, které náležely ose X akcelerometru, která je rovnoběžná s vertikální osou člověka, jak reprezentuje obrázek 6.1. Z toho vyplývá, že byla v průběhu měření nejvýrazněji vystavena gravitačnímu zrychlení. Gravitační zrychlení bylo filtrováno, ale nelze jej kompletně odstranit. Větší rozptyl parametru X_a by mohl spočívat v této problematice. Parametr Z_a ($p = 0,21$) zachycuje zrychlení pohybů do strany. Tento parametr tedy nebude velmi citlivý a vhodný pro popis plynulosti pohybu. Parametr Y_g bude problematický z jiného důvodu. Úhlová rychlost v ose Y se bude měnit, pokud se pacient bude naklánět do stran. Je možné, že výpovědní hodnota těchto pohybů není tak vypovídající o plynulosti pohybu, a proto nebyla statisticky významně rozdílná při jednotlivých měřeních. Tento parametr mezi měřeními M1 a M6 dokázal statisticky významný rozdíl. Existuje zde ale důvod se domnívat, že tento výsledek je zkreslený z důvodu nižšího počtu subjektů. Parametr XYZ byl experimentálně vypočten jako vektorový součet všech zrychlení. Z výsledků vyplývá, že není citlivý, a není schopen zachytit plynulost pohybu pacienta.



Obrázek 6.1 Znázornění os senzoru G-Walk při analýze chůze, upraveno, převzato z [70]

U pacientů s PN došlo ke zlepšení plynulosti pohybu po DBS. Je to patrné zejména z obrázku 5.8 s klesajícím bodovým hodnocením na škále UPDRS. Nasvědčují tomu i obrázky 5.9–5.12 s parametry chůze z testu 2MWT. Trend v grafech plynulosti pohybu (obrázky 5.1–5.7) vykazuje zlepšení, ale statistická analýza nedokázala prokázat významné rozdíly mezi jednotlivými měřeními. Toto naznačuje, že použitá metoda výpočtu plynulosti LDLJ není dostatečně citlivá. Metoda nedokáže reflektovat tíži onemocnění a není schopna detekovat přítomnou změnu plynulosti. Pro úspěšné detekování změny plynulosti by bylo nutné využít jinou výpočetní metodu, či provést první kontrolní měření dříve než po šesti měsících. Pokud by první měření po operaci proběhlo například po jednom měsíci od DBS, byl by zde větší kontrast ve změně plynulosti pohybu, který by mohl být zachytitelný a statisticky prokazatelný. Detekce změny plynulosti pohybu mohla být rovněž ovlivněna dalšími limitacemi této práce.

Pomyslná cesta od měření pacientů až k vypočtení parametru plynulosti je dlouhá a komplexní. Z tohoto důvodu výpočet plynulosti rovněž čelil několika limitacím.

První limitací je konstrukce senzoru a umístění senzoru na pacientovi. V ideální situaci by osy senzoru byly totožné s osami člověka (sagitální, frontální a vertikální osa). Abychom se této situaci mohli v reálném prostředí co nejvíce přiblížit, je nutné být pečlivý při umísťování senzoru na pacienta. Stále je ale možné, že osy akcelerometru neodpovídají osám člověka kvůli konstrukčním nedokonalostem, které ovlivnit nelze.

Druhým faktorem je správnost provedení měření. Měření se účastní pacient, který je veden osobou provádějící měření. Každý ze zúčastněných může ovlivnit výsledné naměřené hodnoty. U pacientů s PN mohlo při otáčení dojít k závratím, kvůli kterým pohyb přerušují. V takových případech je nejlepším řešením měření zopakovat, pokud to stav pacienta umožňuje. Obsluha počítače může měření také výrazně ovlivnit. Obsluha počítače dává pokyn pacientovi ke startu otočky a spouští příslušný test na počítači. Některá z měření začínají dříve, než pacient začne provádět otočku. Tím pádem na začátku dat vznikají mrtvá místa, která znehodnocují signál. Mrtvá místa vznikají i na konci měření, pokud je po dotočení pacienta a ukončením měření výrazná prodleva. Dalším problémem je délka měření. Některá měření místo 60 sekund trvala podstatně méně či déle. Toto je důležité ze dvou důvodů. Pokud budou měření pacientů trvat různé časy, budeme *de facto* porovnávat různá cvičení. Druhým důvodem je to, že výpočet parametru plynulosti pracuje s časem (derivace a integrace dle času). Různorodost naměřených dat měla falešně pozitivní dopad na výsledky. V raných fázích této bakalářské práce byl výpočet plynulosti pohybu aplikován na data z celého rozsahu měření (včetně mrtvých míst). Z tohoto výpočtu vyšla falešně pozitivní statistická významnost ($p = 0,01$) pro několik parametrů. Proto bylo přijato opatření, které tento problém řeší. Konkrétním řešením je algoritmus, který v gyroakcelerometrických záznamech detekuje tři otočky, ze kterých je plynulost pohybu vypočítána. Díky tomuto

opatření nebude výpočet proveden z dat obsahujících nechtěná mrtvá data. Nejlepším řešením by samozřejmě bylo *bezchybné* naměření dat. Takové měření by trvalo 60 sekund a obsahovalo by jen a pouze otočky bez mrtvých míst. V této práci byla využita naměřená data ze studie CLIMABI.

Třetím faktorem, který ovlivňuje výsledek, je samotný výpočet plynulosti. Výpočet plynulosti pohybu je relativně nová problematika. Ve starších studiích byly odhaleny nedostatky výpočtů pohybu plynulosti a byly vytvořeny doporučené postupy pro validní výsledky. Není pochyb o tom, že v této oblasti je stále prostor pro objevení nových metod, které mohou být „správnější“ než ty, které jsou používány v této práci na základě současné literatury. Jednou z důležitých vlastností výpočtu plynulosti je citlivost, aneb jak malé změny je výpočet schopný zaznamenat. Tento problém se vyskytl například ve studii, kdy měl výpočet plynulosti dobrou výpovědní hodnotu pouze u určitých subjektů, např. pacientů po mrtvici. Tato práce poskytuje právě vzhled do citlivosti parametru LDLJ u pacientů s PN.

Čtvrté a poslední omezení práce je počet měření a subjektů. Větší počet měření by umožnil statisticky významnější závěry a poskytl by větší variabilitu dat, což by vedlo ke spolehlivější analýze. Více subjektů a měření by dokázalo lépe prozkoumat citlivost výpočtu plynulosti. Větší vzorek subjektů by také zajistil, že výsledky nejsou ovlivněny náhodnými faktory.

V oblasti analýzy chůze jsou standardně praktikovány funkční testy chůze jako TUG, 2MWT a Turn test. Výstupem testů jsou parametry chůze, které umožňují sledovat vývoj chůze pacientů v čase. Stejně jako tyto parametry chůze by mohl sloužit i parametr plynulosti pohybu LDLJ. Kvůli jeho necitlivosti ho však nelze spolehlivě použít jako ostatní parametry chůze. Tato práce zjistila, že je možné jej využít jako orientační nástroj pro odhad změny plynulosti pohybu u pacientů s PN po DBS. Je důležité mít na vědomí, že citlivost parametru LDLJ se může v různých aplikacích lišit, a to především dle subjektů a dle časových intervalů mezi měřeními.

7 Závěr

V této práci byl navržen a vytvořen parametr, který kvantifikuje plynulost pohybu při otáčivém pohybu pacientů s PN z akcelerometrických záznamů. Výpočet byl realizován vytvořenými funkcemi a skripty v programovacím prostředí MATLAB R2022b. Výpočet byl aplikován na akcelerometrické záznamy 30 subjektů ze studie CLIMABI, které podstoupily tři měření (před DBS, dvakrát po DBS).

Plynulost pohybu pacientů s PN se po DBS zlepšila. Grafy plynulosti pohybu vykazují trend, který naznačuje zlepšení plynulosti pohybu po DBS. Statistickou analýzou bylo ale zjištěno, že parametr plynulosti LDLJ není schopen zlepšení spolehlivě prokázat.

Výsledky naznačují tomu, že parametr LDLJ je možné použít jako orientační nástroj pro odhad změny plynulosti, ale není dostatečně citlivý pro detekci statisticky významných změn v plynulosti pohybu u pacientů s PN po DBS.

Seznam použité literatury

- [1] LIN, Zhengyu, Chencheng ZHANG, Dianyou LI a Bomin SUN. Lateralized effects of deep brain stimulation in Parkinson's disease: evidence and controversies. *npj Parkinson's Disease* [online]. 2021, **7**(1), 64. ISSN 2373-8057. Dostupné z: doi:10.1038/s41531-021-00209-3
- [2] CAMMISULI, Davide Maria, Salvatore Massimiliano CAMMISULI, Jonathan FUSI, Ferdinando FRANZONI a Carlo PRUNETI. Parkinson's Disease–Mild Cognitive Impairment (PD-MCI): A Useful Summary of Update Knowledge. *Frontiers in Aging Neuroscience* [online]. 2019, **11**, 303. ISSN 1663-4365. Dostupné z: doi:10.3389/fnagi.2019.00303
- [3] BERTOLI, M., A. CEREATTI, U. Della CROCE a M. MANCINI. The impact of turning and dual task on freezing of gait in Parkinson's disease. *Gait & Posture* [online]. 2018, **66**, S3–S4. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.07.105
- [4] BREIT, Sorin, Jörg B. SCHULZ a Alim-Louis BENABID. Deep brain stimulation. *Cell and Tissue Research* [online]. 2004, **318**(1), 275–288. ISSN 0302-766X, 1432-0878. Dostupné z: doi:10.1007/s00441-004-0936-0
- [5] GILDENBERG, Philip L. Evolution of Neuromodulation. *Stereotactic and Functional Neurosurgery* [online]. 2005, **83**(2–3), 71–79. ISSN 1011-6125, 1423-0372. Dostupné z: doi:10.1159/000086865
- [6] POEWE, Werner, Klaus SEPPI, Caroline M. TANNER, Glenda M. HALLIDAY, Patrik BRUNDIN, Jens VOLKMANN, Anette-Eleonore SCHRAG a Anthony E. LANG. Parkinson disease. *Nature Reviews Disease Primers* [online]. 2017, **3**(1), 17013. ISSN 2056-676X. Dostupné z: doi:10.1038/nrdp.2017.13
- [7] SCHAPIRA, A. H. V., M. EMRE, P. JENNER a W. POEWE. Levodopa in the treatment of Parkinson's disease. *European Journal of Neurology* [online]. 2009, **16**(9), 982–989. ISSN 13515101, 14681331. Dostupné z: doi:10.1111/j.1468-1331.2009.02697.x
- [8] BERTOLI, Matilde, Ugo Della CROCE, Andrea CEREATTI a Martina MANCINI. Objective measures to investigate turning impairments and freezing of gait in people with Parkinson's disease. *Gait & Posture* [online]. 2019, **74**, 187–193. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2019.09.001
- [9] GOETZ, Christopher G., Barbara C. TILLEY, Stephanie R. SHAFTMAN, Glenn T. STEBBINS, Stanley FAHN, Pablo MARTINEZ-MARTIN, Werner POEWE, Cristina SAMPAIO, Matthew B. STERN, Richard DODEL, Bruno DUBOIS, Robert HOLLOWAY, Joseph JANKOVIC, Jaime KULISEVSKY, Anthony E. LANG, Andrew LEES, Sue LEURGANS, Peter A. LEWITT, David NYENHUIS, C. Warren OLANOW, Olivier RASCOL, Anette SCHRAG, Jeanne A. TERESI, Jacobus J. VAN HILTEN a Nancy LAPELLE. Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results: MDS-UPDRS: Clinimetric Assessment. *Movement Disorders* [online]. 2008, **23**(15), 2129–2170. ISSN 08853185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.22340
- [10] RAMAKER, Claudia, Johan MARINUS, Anne Margarethe STIGGELBOUT a Bob Johannes VAN HILTEN. Systematic evaluation of rating scales for impairment and disability in Parkinson's disease. *Movement Disorders* [online].

- 2002, **17**(5), 867–876. ISSN 0885-3185, 1531-8257. Dostupné z: doi:10.1002/mds.10248
- [11] MCDOWELL, Fletcher, John E. LEE, Thomas SWIFT, Richard D. SWEET, James S. OGSBURY a Jeffrey T. KESSLER. Treatment of Parkinson's Syndrome with L Dihydroxyphenylalanine (Levodopa). *Annals of Internal Medicine* [online]. 1970, **72**(1), 29–35. ISSN 0003-4819. Dostupné z: doi:10.7326/0003-4819-72-1-29
- [12] LEES, A J. The on-off phenomenon. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 1989, **52**(Suppl), 29–37. ISSN 0022-3050.
- [13] PERLMUTTER, Joel S. a Jonathan W. MINK. DEEP BRAIN STIMULATION. *Annual Review of Neuroscience* [online]. 2006, **29**(1), 229–257. ISSN 0147-006X, 1545-4126. Dostupné z: doi:10.1146/annurev.neuro.29.051605.112824
- [14] PIPER, Melinda, Gary M. ABRAMS a William J. MARKS. Deep brain stimulation for the treatment of Parkinson's disease: Overview and impact on gait and mobility. *NeuroRehabilitation* [online]. 2005, **20**(3), 223–232. ISSN 18786448, 10538135. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-2005-20308
- [15] Deep Brain Stimulation. *Department of Neurology* [online]. [vid. 2023-04-08]. Dostupné z: <https://www.med.unc.edu/neurology/divisions/movement-disorders/deep-brain-stimulation/>
- [16] KUMAR, Rajeev, Andres M. LOZANO, Elspeth SIME a Anthony E. LANG. Long-term follow-up of thalamic deep brain stimulation for essential and parkinsonian tremor. *Neurology* [online]. 2003, **61**(11), 1601–1604. ISSN 0028-3878, 1526-632X. Dostupné z: doi:10.1212/01.WNL.0000096012.07360.1C
- [17] PUTZKE, J. D., R. E. WHAREN, Z. K. WSZOLEK, M. F. TURK, A. J. STRONGOSKY a R. J. UITTI. Thalamic deep brain stimulation for tremor-predominant Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders* [online]. 2003, **10**(2), 81–88. ISSN 1353-8020. Dostupné z: doi:10.1016/j.parkreldis.2003.09.002
- [18] BENABID, Alim Louis, Pierre POLLAK, Dongming GAO, Dominique HOFFMANN, Patricia LIMOUSIN, Emmanuel GAY, Isabelle PAYEN a Abdelhamid BENAZZOUZ. Chronic electrical stimulation of the ventralis intermedius nucleus of the thalamus as a treatment of movement disorders. *Journal of Neurosurgery* [online]. 1996, **84**(2), 203–214. Dostupné z: doi:10.3171/jns.1996.84.2.0203
- [19] ANDERSON, Valerie C., Kim J. BURCHIEL, Penelope HOGARTH, Jacques FAVRE a John P. HAMMERSTAD. Pallidal vs Subthalamic Nucleus Deep Brain Stimulation in Parkinson Disease. *Archives of Neurology* [online]. 2005, **62**(4), 554–560. ISSN 0003-9942. Dostupné z: doi:10.1001/archneur.62.4.554
- [20] PEPPE, A., M. PIERANTOZZI, M. G. ALTIBRANDI, P. GIACOMINI, A. STEFANI, A. BASSI, P. MAZZONE, G. BERNARDI a P. STANZIONE. Bilateral GPi DBS is useful to reduce abnormal involuntary movements in advanced Parkinson's disease patients, but its action is related to modality and site of stimulation. *European Journal of Neurology* [online]. 2001, **8**(6), 579–586. ISSN 1468-1331. Dostupné z: doi:10.1046/j.1468-1331.2001.00302.x
- [21] TAHA, Jamal M., Michele A. JANSZEN a Jacques FAVRE. Thalamic deep brain stimulation for the treatment of head, voice, and bilateral limb tremor. *Journal of*

- Neurosurgery* [online]. 1999, **91**(1), 68–72. Dostupné z: doi:10.3171/jns.1999.91.1.0068
- [22] BENABID, A. L., A. BENAZZOUZ, D. HOFFMANN, P. LIMOUSIN, P. KRACK a P. POLLAK. Long-Term Electrical Inhibition of Deep Brain Targets in Movement Disorders. *Movement Disorders* [online]. 1998, **13**(S3), 119–125. ISSN 1531-8257. Dostupné z: doi:10.1002/mds.870131321
- [23] KOLLER, William C, Rajesh PAHWA, Kelly E LYONS a Alberto ALBANESE. Surgical treatment of Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. 1999, **167**(1), 1–10. ISSN 0022-510X. Dostupné z: doi:10.1016/S0022-510X(99)00139-2
- [24] FERRARIN, M., M. RIZZONE, B. BERGAMASCO, M. LANOTTE, M. RECALCATI, A. PEDOTTI a L. LOPIANO. Effects of bilateral subthalamic stimulation on gait kinematics and kinetics in Parkinson's disease. *Experimental Brain Research* [online]. 2005, **160**(4), 517–527. ISSN 1432-1106. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-004-2036-5
- [25] RODRIGUEZ, Ramon L., Hubert H. FERNANDEZ, Ihtsham HAQ a Michael S. OKUN. Pearls in Patient Selection for Deep Brain Stimulation. *The Neurologist* [online]. 2007, **13**(5), 253–260. ISSN 1074-7931. Dostupné z: doi:10.1097/NRL.0b013e318095a4d5
- [26] DEUSCHL, Günther, Carmen SCHADE-BRITTINGER, Paul KRACK, Jens VOLKMANN, Helmut SCHÄFER, Kai BÖTZEL, Christine DANIELS, Angela DEUTSCHLÄNDER, Ulrich DILLMANN, Wilhelm EISNER, Doreen GRUBER, Wolfgang HAMEL, Jan HERZOG, Rüdiger HILKER, Stephan KLEBE, Manja KLOSS, Jan KOY, Martin KRAUSE, Andreas KUPSCH, Delia LORENZ, Stefan LORENZL, H. Maximilian MEHDORN, Jean Richard MORINGLANE, Wolfgang OERTEL, Marcus O. PINSKER, Heinz REICHMANN, Alexander REUSS, Gerd-Helge SCHNEIDER, Alfons SCHNITZLER, Ulrich STEUDE, Volker STURM, Lars TIMMERMANN, Volker TRONNIER, Thomas TROTTEBERG, Lars WOJTECKI, Elisabeth WOLF, Werner POEWE a Jürgen VOGES. A Randomized Trial of Deep-Brain Stimulation for Parkinson's Disease. *New England Journal of Medicine* [online]. 2006, **355**(9), 896–908. ISSN 0028-4793, 1533-4406. Dostupné z: doi:10.1056/NEJMoa060281
- [27] PAHWA, R., S. A. FACTOR, K. E. LYONS, W. G. ONDO, G. GRONSETH, H. BRONTE-STEWART, M. HALLETT, J. MIYASAKI, J. STEVENS a W. J. WEINER. Practice Parameter: Treatment of Parkinson disease with motor fluctuations and dyskinesia (an evidence-based review): [RETIRED]: Report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* [online]. 2006, **66**(7), 983–995. ISSN 0028-3878, 1526-632X. Dostupné z: doi:10.1212/01.wnl.0000215250.82576.87
- [28] LANG, Anthony E., Jean-Luc HOUETO, Paul KRACK, Cynthia KUBU, Kelly E. LYONS, Elena MORO, William ONDO, Rajesh PAHWA, Werner POEWE, Alexander I. TRÖSTER, Ryan UTTI a Valerie VOON. Deep brain stimulation: Preoperative issues. *Movement Disorders* [online]. 2006, **21**(S14), S171–S196. ISSN 0885-3185, 1531-8257. Dostupné z: doi:10.1002/mds.20955
- [29] GUEHL, D., E. CUNY, A. BENAZZOUZ, A. ROUGIER, F. TISON, S. MACHADO, D. GRABOT, C. GROSS, B. BIOULAC a P. BURBAUD. Side-effects of subthalamic stimulation in Parkinson's disease: clinical evolution and predictive factors. *European Journal of Neurology* [online]. 2006, **13**(9), 963–971. ISSN 1351-5101, 1468-1331. Dostupné z: doi:10.1111/j.1468-1331.2006.01405.x

- [30] LIMOUSIN, Patricia a Tom FOLTYNIE. Long-term outcomes of deep brain stimulation in Parkinson disease. *Nature Reviews Neurology* [online]. 2019, **15**(4), 234–242. ISSN 1759-4758, 1759-4766. Dostupné z: doi:10.1038/s41582-019-0145-9
- [31] AVILES-OLMOS, Iciar, Zinovia KEFALOPOULOU, Elina TRIPOLITI, Joseph CANDELARIO, Harith AKRAM, Irene MARTINEZ-TORRES, Marjan JAHANSHAHI, Thomas FOLTYNIE, Marwan HARIZ, Ludvic ZRINZO a Patricia LIMOUSIN. Long-term outcome of subthalamic nucleus deep brain stimulation for Parkinson’s disease using an MRI-guided and MRI-verified approach. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 2014, **85**(12), 1419–1425. ISSN 0022-3050, 1468-330X. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp-2013-306907
- [32] FOUBERT-SAMIER, A., S. MAURICE, S. HIVERT, D. GUELH, V. RIGALLEAU, P. BURBAUD, E. CUNY, W. MEISSNER a F. TISON. A long-term follow-up of weight changes in subthalamic nucleus stimulated Parkinson’s disease patients. *Revue Neurologique* [online]. 2012, **168**(2), 173–176. ISSN 00353787. Dostupné z: doi:10.1016/j.neurol.2011.04.006
- [33] MÜNDERMANN, Lars, Stefano CORAZZA a Thomas P. ANDRIACCHI. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2006, **3**(1), 6. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-3-6
- [34] SANMARTÍN, Gabriel, Julián FLORES, Pablo ARIAS, Javier CUDEIRO a Roi MÉNDEZ. Motion Capture for Clinical Purposes, an Approach Using PrimeSense Sensors. In: Francisco J. PERALES, Robert B. FISHER a Thomas B. MOESLUND, ed. *Articulated Motion and Deformable Objects* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer, 2012, s. 273–281. Lecture Notes in Computer Science. ISBN 978-3-642-31567-1. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-642-31567-1_27
- [35] PhaseSpace motion capture: Products: Impulse X2 Motion Capture Solution. In: [online]. podzim 2023. Dostupné z: <https://www.phasespace.com/impulse-motion-capture.html>
- [36] 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**, e8835. ISSN 2167-8359. Dostupné z: doi:10.7717/peerj.8835
- [37] WEBSTER, Kate E., Joanne E. WITTEWER a Julian A. FELLER. Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait & Posture* [online]. 2005, **22**(4), 317–321. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2004.10.005
- [38] MCDONOUGH, Andrew L., Mitchell BATAVIA, Fang C. CHEN, Soonjung KWON a James ZIAI. The validity and reliability of the GAITRite system’s measurements: A preliminary evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, **82**(3), 419–425. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi:10.1053/apmr.2001.19778
- [39] MENZ, Hylton B, Mark D LATT, Anne TIEDEMANN, Marcella MUN SAN KWAN a Stephen R LORD. Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people.

- Gait & Posture* [online]. 2004, **20**(1), 20–25. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(03)00068-7
- [40] JAGOS, Harald, Katharina PILS, Michael HALLER, Claudia WASSERMANN, Christa CHHATWAL, Dietmar RAFOLT a Frank RATTAY. Mobile gait analysis via eSHOE's instrumented shoe insoles: a pilot study for validation against the gold standard GAITRite®. *Journal of Medical Engineering & Technology* [online]. 2017, **41**(5), 375–386. ISSN 0309-1902. Dostupné z: doi:10.1080/03091902.2017.1320434
- [41] HEIKKILÄ, A., N. SEVANDER-KREUS, A. HÄKKINEN, M. VUORENMAA, Petr SALO, P. KONSTA a J. YLINEN. Effect of total knee replacement surgery and postoperative 12 month home exercise program on gait parameters. *Gait & Posture* [online]. 2017, **53**, 92–97. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2017.01.004
- [42] VAN UDEN, Cornelis JT a Marcus P. BESSER. Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite®). *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2004, **5**(1), 13. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2474-5-13
- [43] G-WALK | Wearable inertial system. *BTS Bioengineering* [online]. [vid. 2022-06-15]. Dostupné z: <https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system/>
- [44] AHMAD, Norhafizan. Reviews on various inertial measurement unit (IMU) sensor applications. *International Journal of Signal Processing Systems*. 2913, **2013**(1.2), 256–262.
- [45] *LSM9DS1 IMU | Mbed* [online]. [vid. 2023-03-19]. Dostupné z: <https://os.mbed.com/components/LSM9DS1-IMU/>
- [46] CHANDEL, Vivek, Shivam SINGHAL, Varsha SHARMA, Nasimuddin AHMED a Avik GHOSE. PI-Sole: A Low-Cost Solution for Gait Monitoring Using Off-The-Shelf Piezoelectric Sensors and IMU. In: *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC): 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. 2019, s. 3290–3296. ISSN 1558-4615. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2019.8857877
- [47] JUDY, Jack W. Microelectromechanical systems (MEMS): fabrication, design and applications. *Smart Materials and Structures* [online]. 2001, **10**(6), 1115. ISSN 0964-1726. Dostupné z: doi:10.1088/0964-1726/10/6/301
- [48] HEES, Vincent T. van, Lukas GORZELNIAK, Emmanuel Carlos Dean LEÓN, Martin EDER, Marcelo PIAS, Salman TAHERIAN, Ulf EKELUND, Frida RENSTRÖM, Paul W. FRANKS, Alexander HORSCH a Søren BRAGE. Separating Movement and Gravity Components in an Acceleration Signal and Implications for the Assessment of Human Daily Physical Activity. *PLOS ONE* [online]. 2013, **8**(4), e61691. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0061691
- [49] SHARMA, Annapurna, Amit PURWAR, Young-Dong LEE, Young-Sook LEE a Wan-Young CHUNG. Frequency based classification of activities using accelerometer data. In: *2008 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems: 2008 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems* [online]. 2008, s. 150–153. Dostupné z: doi:10.1109/MFI.2008.4648056

- [50] TAKEDA, Ryo, Shigeru TADANO, Masahiro TODOH, Manabu MORIKAWA, Minoru NAKAYASU a Satoshi YOSHINARI. Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, **42**(3), 223–233. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2008.10.027
- [51] VAN SOMEREN, Eus J. W., Richard H. C. LAZERON, Ben F. M. VONK, Majid MIRMIRAN a Dick F. SWAAB. Gravitational artefact in frequency spectra of movement acceleration: implications for actigraphy in young and elderly subjects. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 1996, **65**(1), 55–62. ISSN 0165-0270. Dostupné z: doi:10.1016/0165-0270(95)00146-8
- [52] *The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons - Podsiadlo - 1991 - Journal of the American Geriatrics Society - Wiley Online Library* [online]. [vid. 2023-04-04]. Dostupné z: <https://agsjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- [53] TOMEČKOVÁ, Jana. *Funkční testy chůze a jejich využití v praxi* [online]. Olomouc, 2016. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Dostupné z: <https://theses.cz/id/9ex1o6/>.
- [54] STEWART, Da, Jma BURNS, Sg DUNN a Ma ROBERTS. The two-minute walking test: a sensitive index of mobility in the rehabilitation of elderly patients. *Clinical Rehabilitation* [online]. 1990, **4**(4), 273–276. ISSN 0269-2155, 1477-0873. Dostupné z: doi:10.1177/026921559000400404
- [55] DING, Ye. Control and Optimization of Soft Exosuit to Improve the efficiency of Human Walking [online]. nedatováno, **2018**. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/325386879_Control_and_Optimization_of_Soft_Exosuit_to_Improve_the_efficiency_of_Human_Walking
- [56] MELENDEZ-CALDERON, Alejandro, Camila SHIROTA a Sivakumar BALASUBRAMANIAN. Estimating Movement Smoothness From Inertial Measurement Units. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [online]. 2021, **8**, 558771. ISSN 2296-4185. Dostupné z: doi:10.3389/fbioe.2020.558771
- [57] PINTO, Camila, Clarissa Pedrini SCHUCH, Gustavo BALBINOT, Ana Paula SALAZAR, Ewald Max HENNIG, Ana Francisca Rozin KLEINER a Aline Souza PAGNUSSAT. Movement smoothness during a functional mobility task in subjects with Parkinson’s disease and freezing of gait – an analysis using inertial measurement units. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2019, **16**(1), 110. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-019-0579-8
- [58] BALASUBRAMANIAN, Sivakumar, Alejandro MELENDEZ-CALDERON, Agnes ROBY-BRAMI a Etienne BURDET. On the analysis of movement smoothness. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2015, **12**(1), 112. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-015-0090-9
- [59] BALASUBRAMANIAN, S., A. MELENDEZ-CALDERON a E. BURDET. A Robust and Sensitive Metric for Quantifying Movement Smoothness. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2012, **59**(8), 2126–2136. ISSN 0018-9294, 1558-2531. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2011.2179545
- [60] ROHRER, Brandon a Neville HOGAN. Avoiding Spurious Submovement Decompositions II: A Scattershot Algorithm. *Biological Cybernetics* [online]. 2006, **94**(5), 409–414. ISSN 0340-1200, 1432-0770. Dostupné z: doi:10.1007/s00422-006-0055-y

- [61] MILNER, T.E. A model for the generation of movements requiring endpoint precision. *Neuroscience* [online]. 1992, **49**(2), 487–496. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/0306-4522(92)90113-G
- [62] ROHRER, Brandon, Susan FASOLI, Hermano Igo KREBS, Richard HUGHES, Bruce VOLPE, Walter R. FRONTERA, Joel STEIN a Neville HOGAN. Movement Smoothness Changes during Stroke Recovery. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2002, **22**(18), 8297–8304. ISSN 0270-6474, 1529-2401. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.22-18-08297.2002
- [63] YOUNG, Raymond P. a Ronald G. MARTENIUK. Acquisition of a multi-articular kicking task: Jerk analysis demonstrates movements do not become smoother with learning. *Human Movement Science* [online]. 1997, **16**(5), 677–701. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/S0167-9457(97)00010-9
- [64] PLATZ, T., P. DENZLER, B. KADEN a K.-H. MAURITZ. Motor learning after recovery from hemiparesis. *Neuropsychologia* [online]. 1994, **32**(10), 1209–1223. ISSN 00283932. Dostupné z: doi:10.1016/0028-3932(94)90103-1
- [65] WININGER, Michael, Nam-Hun KIM a William CRAELIUS. Spatial resolution of spontaneous accelerations in reaching tasks. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, **42**(1), 29–34. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2008.10.015
- [66] HOGAN, Neville a Dagmar STERNAD. Sensitivity of Smoothness Measures to Movement Duration, Amplitude, and Arrests. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2009, **41**(6), 529–534. ISSN 0022-2895, 1940-1027. Dostupné z: doi:10.3200/35-09-004-RC
- [67] BECK, Yoav, Talia HERMAN, Marina BROZGOL, Nir GILADI, Anat MIRELMAN a Jeffrey M. HAUSDORFF. SPARC: a new approach to quantifying gait smoothness in patients with Parkinson’s disease. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2018, **15**(1), 49. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-018-0398-3
- [68] RAMÍREZ, Manuel Lera. *UnivarScatter* [online]. 9. duben 2023 [vid. 2023-04-09]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/54243-univarscatter>
- [69] YAIR, Altman. *export_fig* [online]. 9. duben 2023 [vid. 2023-04-09]. Dostupné z: https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/23629-export_fig
- [70] CFCF. *Anatomical Planes* [online]. Wikimédie. 9. červen 2014 [vid. 2023-04-10]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomical_Planes.svg

Příloha A: Elektronická příloha

- Adresář „DATA“
 - patientská data z naměřených otoček v adresářích z příslušných vyšetření
- funkce *LDLJ_vypocet.m*
- funkce *UnivarScatter.m*
- skript *statistika_LDLJ.m*
- skript *LDLJ_tabulky.m*
- textový soubor *readme.txt*