



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Detekce přechodu sit-to-walk u přístrojového testu Timed Up & Go pacientů s neurologickým onemocněním

Instrumented Timed Up & Go Test: Sit-to-Walk Detection of Patients with Neurological Disease

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika (BMKT)
Studijní obor: Biomedicínský technik (BMT)

Vedoucí práce: Mgr. Slávka Vítečková

Horáková Lucie

Kladno 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Horáková** Jméno: **Lucie** Osobní číslo: **434187**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Detekce přechodu sit-to-walk u přístrojového testu Timed Up & Go pacientů s neurologickým onemocněním

Název bakalářské práce anglicky:

Instrumented Timed Up & Go Test: Sit-to-Walk Detection of Patients with Neurological Disease

Pokyny pro vypracování:

Navrhnete a provedte vhodné srovnání markerů v již získaných datech od neurologických pacientů za účelem detekce přechodu sed - chůze, tzv. sit-to-walk (StW). V SW prostředí Matlab implementujte metodu detekce StW autorských týmů Zakaria a kol. a Higashi a kol. Aplikujte metody na dostupná data. Zhodnoťte opakovatelnost provádění detekovaného přechodu pomocí parametru "repeatability coefficient". Proveďte srovnání opakovatelnosti StW detekovaných prostřednictvím obou metod.

Seznam doporučené literatury:

- [1] J. Martin Bland, Douglas G. Altman, STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT, Lancet, ročník 1, 1986
- [2] Nor Aini Zakaria and Yutaka Kuwae and Toshiyo Tamura and Kotaro Minato and Shigehiko Kanaya, Quantitative analysis of fall risk using TUG test, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, ročník 18, číslo 4, 2015
- [3] Y. Higashi and K. Yamakoshi and T. Fujimoto and M. Sekine and T. Tamura, Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, ročník 27, číslo 4, 2008

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Mgr. Slávka Vítečková

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

Peter Kneppo

Digitálně podepsal Peter Kneppo
Datum: 2020.04.20 14:58:40

prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc., dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry

prof. MUDr. Ivan
Dylevský, DrSc.

Digitálně podepsal prof.
MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
Datum: 2020.04.23
11:24:12 +02'00'

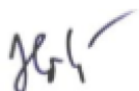
prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Detekce přechodu sit-to-walk u přístrojového testu Timed Up & Go pacientů s neurologickým onemocněním vypracovala samostatně a použila 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 21.5.2020


.....

Horáková Lucie

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala své vedoucí práce, Mgr. Slávce Vítečkové, za vedení práce, trpělivost, čas a ochotu, která mi byla poskytnuta během zpracování tématu.

Dále bych chtěla poděkovat své bývalé kolegyni Ing. Tereze Duspivé za cenné rady a trpělivost, kterou se mnou měla. A v neposlední řadě patří mé poděkování rodině a mému blízkému okolí přátel, kteří mě celé studium podporovali.

ABSTRAKT

Detekce přechodu sit-to-walk u přístrojového testu Timed Up & Go pacientů s neurologickým onemocněním

Cílem této bakalářské práce bylo porovnání metod detekce začátku a konce (markerů) přechodu Sit-to-Walk. K tomu sloužila implementace metod a jejich aplikace na naměřená data, která byla získána z Neurologické kliniky 1. LF UK a VFN v Praze. Porovnání metod bylo založeno na analýze opakovatelnosti pomocí koeficientu opakovatelnosti a provedeném statistickém testu. Koeficient opakovatelnosti byl určen pro celý přechod Sit-to-Walk a pro jeho parametry. Výsledek porovnání markerů metod ukázal, že přechod Sit-to-Walk vyhodnocený Zakaria metodou má delší časové trvání než přechod Sit-to-Walk vyhodnocený metodou Higashi. Výsledek porovnání koeficientů opakovatelnosti ukázal, že přechod Sit-to-Walk vyhodnocený metodou Higashi je více opakovatelný než u metody Zakaria, a to pro skupinu subjektů s Parkinsonovou nemocí ve směrech ω_y , a_x a a_z . Výsledek koeficientu opakovatelnosti parametrů ukázal, že pro dobu trvání přechodu Sit-to-Walk byla Higashi metoda více opakovatelná než Zakaria metoda. Pro parametry z úhlové rychlosti jsou metody obdobně opakovatelné, rozdíl opakovatelnosti metod je v parametrech určených z akcelerace. Ze všech dosažených výsledků nesoudím, že by jedna metoda byla lepší než druhá.

Klíčová slova

Parkinsonova nemoc, Timed Up and Go, Sit-to-Walk, koeficient opakovatelnosti

ABSTRACT

Instrumented Timed Up & Go Test: Sit-to-Walk Detection of Patients with Neurological Disease

The aim of this bachelor's thesis was to compare the methods of detecting the beginning and end (markers) of the Sit-to-Walk transition. The implemented methods were applied to the available data, which was obtained from the Department of Neurology, 1. LF UK and VFN in Prague. The comparison of methods was based on the analysis of repeatability using the repeatability coefficient and performed statistical test. The repeatability coefficient was determined for the whole Sit-to-Walk transition and for its parameters. The result of the comparison of the markers determined from the methods showed that the Sit-to-Walk transition evaluated by the Zakaria method has a longer duration than the Sit-to-Walk transition evaluated by the Higashi method. The result of the comparison of the repeatability coefficients showed that the Sit-to-Walk transition evaluated by the Higashi method is more repeatable than in the Zakaria method, for a group of subjects with Parkinson's disease in the ω_y , a_x a a_z directions. The result of the repeatability coefficient of the parameters showed that for the duration of the Sit-to-Walk transition, the Higashi method was more repeatable than the Zakaria method. For parameters determined from angular velocity, the methods are similarly repeatable, the difference in repeatability is in the parameters determined from acceleration. From all the results, I do not think that one method is better than another.

Keywords

Parkinson's disease, Timed Up and Go, Sit-to-Walk, repeatability coefficient

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
Seznam obrázků	10
1 Úvod	12
2 Přehled současného stavu	13
2.1 Parkinsonova nemoc	13
2.2 Přístrojový Timed Up & Go.....	14
2.3 Práce zabývající se detekcí přechodu StW.....	17
3 Cíle práce	18
4 Metody	19
4.1 Skupiny subjektů.....	19
4.2 Získání dat.....	19
4.3 Předzpracování dat	20
4.4 Algoritmus detekce dle Higashi a kol.	21
4.5 Algoritmus detekce dle Zakaria a kol.	21
4.6 Aplikace metod na dostupná data.....	22
4.7 Analýza opakovatelnosti	26
4.7.1 Koeficient opakovatelnosti.....	26
4.7.2 Bland – Altmanův graf.....	27
4.8 Srovnání metod	28
4.8.1 Srovnání detekovaných začátků a konců přechodu StW.....	28
4.8.2 Srovnání podle CR celého přechodu StW	29
4.8.3 Srovnání podle parametrů přechodu StW.....	29
5 Výsledky	30
5.1 Srovnání detekovaných začátků a konců přechodu StW	30
5.2 Srovnání podle CR celého přechodu StW	33
5.3 Srovnání podle parametrů přechodu StW	35
6 Diskuse	42
7 Závěr	46
Seznam použité literatury	47

Přílohy	51
A. Začátek a konec přechodu StW	51
B. Koeficient opakovatelnosti celého přechodu StW	52
C. Výsledek testování normality	54
D. Parametry přechodu StW	55
E. Ukázka výsledku detekce přechodu StW	61
F. Obsah přiloženého CD	62

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
a_x	m/s^2	Akcelerace ve směru x
a_y	m/s^2	Akcelerace ve směru y
a_z	m/s^2	Akcelerace ve směru z
CR_d	rad/s	CR určený pro dobu trvání přechodu StW
CR_m	rad/s	CR určený pro maximální hodnotu přechodu StW
CR_p	rad/s	CR určený pro průměrnou hodnotu přechodu StW
CR_v	-	CR vztažený k průměru přechodu StW
CR_{vH}	-	CR vztažený k průměru přechodu StW vyhodnoceného Higashi metodou
CR_{vZ}	-	CR vztažený k průměru přechodu StW vyhodnoceného Zakaria metodou
t_H	s	Časový okamžik přechodu StW vyhodnoceného Higashi metodou
t_Z	s	Časový okamžik přechodu StW vyhodnoceného Zakaria metodou
Δ_H	-	Statistická p-hodnota párového testu určená z časového rozdílu M1 a M2 přechodu StW vyhodnoceného Higashi metodou
Δ_{konec}	s	Časový rozdíl mezi metodami z hlediska konce přechodu StW
Δ_Z	-	Statistická p-hodnota párového testu určená z časového rozdílu M1 a M2 přechodu StW vyhodnoceného Zakaria metodou
$\Delta_{začátek}$	s	Časový rozdíl mezi metodami z hlediska začátku přechodu StW
ω_x	rad/s	Úhlová rychlost okolo osy x – rotační
ω_y	rad/s	Úhlová rychlost okolo osy y – precesní
ω_z	rad/s	Úhlová rychlost okolo osy z – nutační

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
1. LF UK	1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy
CR	Koeficient opakovatelnosti
KS	Kontrolní skupina
M1	První měření subjektu
M2	Druhé měření subjektu
PN	Parkinsonova nemoc
PS	Parkinsonský syndrom
SitS	Sit-to-stand přechod (ze sedu do stoje)
StSi	Stand-to-sit přechod (ze stoje do sedu)
StW	Sit-to-Walk přechod (ze sedu do chůze)
TUG	Timed Up & Go
VFN	Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

Seznam obrázků

Obrázek 2.2.1: Průběh testu (Převzato z [13]).....	14
Obrázek 2.2.2: Směry akcelerací a úhlových rychlostí na bederním senzoru (Převzato z [15]).....	15
Obrázek 2.2.3: Směr akcelerace a úhlové rychlosti na končetinovém senzoru (Převzato z [15]).....	15
Obrázek 2.2.4: Úhlová rychlost během fází mladého zdravého subjektu (Převzato z [15])	16
Obrázek 4.2.1: Pozice senzorů na těle	19
Obrázek 4.2.2: Schéma os na lidském těle	20
Obrázek 4.4.1: Algoritmus detekce přechodu StW v TUG dle studie Higashi (Převzato z [15]).....	21
Obrázek 4.6.1: Schématické znázornění postupu zpracování dat.....	22
Obrázek 4.6.2: Úhlová rychlost ω_y	22
Obrázek 4.6.3: Detekce StW pro ω_y	23
Obrázek 4.6.4: Detekce StW pro ω_x	24
Obrázek 4.6.5: Detekce StW pro ω_z	24
Obrázek 4.6.6: Detekce StW pro a_x	25
Obrázek 4.6.7: Detekce StW pro a_y	25
Obrázek 4.6.8: Detekce StW pro a_z	26
Obrázek 4.7.2.1: Ukázka Bland - Altmanova grafu	28
Obrázek 5.1.1: Detekce StW pro ω_y , metoda Higashi	30
Obrázek 5.1.2: Detekce StW pro ω_y , metoda Zakaria	30
Obrázek 5.1.3: Porovnání rozdílů přechodu StW	32
Obrázek 5.2.1: Čárový graf CRv pro úhlovou rychlost	34
Obrázek 5.2.2: Čárový graf CRv pro akceleraci	34
Obrázek 5.3.1: Bland-Altmanův graf pro parametr doba trvání.....	35
Obrázek 5.3.2: Bland-Altmanův graf pro osu ω_x	36
Obrázek 5.3.3: Bland-Altmanův graf pro osu ω_y	37
Obrázek 5.3.4: Bland-Altmanův graf pro osu ω_z	38

Obrázek 5.3.5: Bland-Altmanův graf pro osu a_x	39
Obrázek 5.3.6: Bland-Altmanův graf pro osu a_y	40
Obrázek 5.3.7: Bland-Altmanovy grafy pro osu a_z	41
Obrázek E.1: Výsledek detekce v ω_y a a_z , vhodnější metoda detekce Higashi	61
Obrázek E.2: Výsledek detekce v ω_y a a_z , vhodnější metoda detekce Zakaria	61

1 Úvod

Timed Up & Go (TUG) je test pro hodnocení pohybu a rizika pádu zejména pro starší osoby nebo osoby s jinak porušenou stabilitou. Test se skládá z každodenně prováděných úkonů, jakými jsou zvednutí ze židle (Sit-to-Walk, StW), chůze, otočka a usazení, viz obrázek 2.2.1 na straně 14. Typicky vyhodnocovaným parametrem bývá celkový čas pro dokončení testu. Prahová hodnota pro dokončení TUG byla dle [1] stanovena 13,5 s na délku chůze 3 m, podle které je pak předpovídáno riziko pádu. Pokud je pro dokončení testu potřeba vyšší čas, značí to vyšší pravděpodobnost pádu. Jednou z oblastí hodnocení pohyblivosti a stability jsou pacienti s Parkinsonovou nemocí.

Parkinsonova nemoc (PN) má původ v nedostatku dopaminu, který zajišťuje pohybové automatismy a mechanismy pro ovládání stability. Nemoc je v současné době neléčitelná a jedinou možností je tlumení symptomů, mezi které patří např. klidový třes, tonus mezi svalovými skupinami projevující se flekčním držetím těla a změnou frekvence kroků během chůze.

Pomocí standardního testu TUG, při kterém je hodnocen čas, lze odhalit problémy v pohybu a stabilitě, ovšem zaznamenat jemné změny pouze pomocí času je obtížné. Z toho důvodu se test doplnil o měření s inerciální senzory, pomocí kterých lze fáze testu separátně posuzovat a získat další parametry. Tyto parametry vedou k lepšímu posouzení specifických pohybových poruch. TUG s použitím inerciálních senzorů se nazývá přístrojový Timed Up & Go.

Metod pro detekci přechodu StW je mnoho, v některých také dochází k rozdělení přechodu StW na dvě podfáze, ze sedu do stoje a ze stoje k chůzi, což může přinést další informace. Mezi obvykle analyzované parametry v přechodu StW patří doba trvání, minimální hodnota úhlové rychlosti, maximální hodnota úhlové rychlosti, střední (průměrná) hodnota úhlové rychlosti a rozsah pohybu hrudníku. Vzhledem k množství metod detekce přechodu StW je úkolem mnoha studií posoudit, zda analyzované parametry přechodu StW jsou mezi metodami srovnatelné.

Tato práce se zabývá porovnáním dvou vybraných metod detekce začátku a konce (markerů) přechodu StW s implementací metod v prostředí MATLAB a aplikací na naměřená data. Dílčím cílem práce je provedení analýzy opakovatelnosti přechodu StW a jeho parametrů.

Analýza opakovatelnosti je provedena dle studie Bland, Altman [2]. Tato analýza dává přehled o míře opakovatelnosti při provedení dvou měření na shodném subjektu. V této práci je vyhodnocována opakovatelnost provádění detekovaného přechodu StW pomocí koeficientu opakovatelnosti (CR). Koeficient bude mezi metodami porovnáván s cílem určit, která metoda je více opakovatelná.

2 Přehled současného stavu

Tato kapitola zpracovává teoretické podklady k vypracování práce a zaměřuje se na popis Parkinsonovy nemoci, rozbor přístrojového Timed Up & Go a ukazuje vybrané studie, které prováděly detekci přechodu StW.

2.1 Parkinsonova nemoc

Parkinsonova nemoc (PN) má neurodegenerativní projev a v současné době nemá léčbu, pouze je možné tlumit symptomy. Tato nemoc je až v 80 % případů nejčastější příčinou hypokineticko-hypertonického neboli parkinsonského syndromu (PS). Jinými původy syndromu, než je PN, může být důsledek infekčního onemocnění, dlouhodobé podávání určitých léků, vystavení se toxinům nebo onemocnění jako Huntingtonova chorea nebo Wilsonova nemoc. [3] [4]

Pro PS je typické postižení extrapyramidového systému tvořeného bazálními ganglii, které sekretují neurotransmitery pro provádění základních hybných mechanismů a automatismů a regulaci svalového tonu. Hlavním neurotransmiterem je dopamin, který během PS je ve sníženém množství vlivem generace dopaminových neuronů. [3] [5]

Mezi symptomy patří klidový třes, rigidita, hypokineze, bradykineze a akineze. Klidový třes se vyznačuje jako pravidelný a rytmický třes v končetině, který se projevuje, pokud je pacient v klidu. Rigidita je specifický druh poruchy regulace svalového napětí, který se projevuje zvýšeným svalovým tonem mezi agonisty a antagonisty. Celkové držení těla je pak ztuhlé s flekčním držením těla a končetin. Hypokineze se projevuje zmenšením rozsahu a amplitud pohybů a celkovou pohybovou chudostí. S tím souvisí bradykineze neboli zpomalení pohybů a akineze neboli ztížený start pohybů. Akineze je patrná zejména při změně polohy a pohybu. Typická chůze je s krátkými kroky, kdy může docházet ke změně frekvence od pomalých kroků až po cupitání. U PS též dochází k poruše posturální stability, která může vést až k pádu. Posturální stabilita je aktivní schopnost držení segmentů těla vzpřímené polohy a reakce na změny sil, které by mohly tělo vychýlit ze stability. [5] [6] [7]

Definitivně lze nemoc potvrdit až při pitvě prokázaným zánikem dopaminových neuronů. Léčba PN dosud neexistuje, avšak nemoc lze zpomalit. Dopamin nelze dodávat přímo, jelikož neprojde přes hematoencefalickou bariéru. K dodání dopaminu se z toho důvodu využívá L-DOPA (L-3,4-dihydroxyfenylalanin), což je dopaminový prekurzor, který tuto bariéru překoná. Další možností je apomorfinový test, kdy se do těla pacienta podá infuzně dávka apomorfinu (dopaminový agonista) v adekvátním množství k hmotnosti pacienta. K hodnocení efektivity léčby je využívána hodnotící škála UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale), která se věnuje hodnocení osobnosti, chování, běžné denní činnosti, motoriky a komplikací léčby. [3] [4] [8]

K hodnocení stavu pacienta po stránce pohyblivosti a stability jsou využity testy TUG nebo Four Square Step Test. Při Four Square Step Test je na zemi nakreslen kříž a cílem je v co nejkratším času vstoupit do každého čtverce oběma nohama po směru a následně proti směru hodinových ručiček. [9] [10]

2.2 Přístrojový Timed Up & Go

Výchozí poloha subjektu při TUG je sed na židli tak, aby záda byla v kontaktu s židlí. Test začíná pokynem terapeuta, aby se subjekt postavil a přešel do volné chůze, přechod ze sedu k chůzi (Sit-to-Walk, StW). Následuje volná chůze k vyznačené čáře nebo kuželu v určité vzdálenosti, typicky 3 m, od židle (Walking 1). V místě čáry se subjekt otočí o 180° (Turn 1), v případě kuželu ho obejde, a opět se volnou chůzí se vrací k židli (Walking 2), kde se při další otočce o 180° (Turn 2) usadí (Sitting Down). Na základě analýzy přechodu StW je možné vyhodnotit sílu dolních končetin subjektu, zatímco fáze chůze a otočky jsou spojeny přímo s pohybem a rytmickou aktivací dolních končetin. Průběh TUG je ukázán na obrázku 2.2.1. [11] [12]



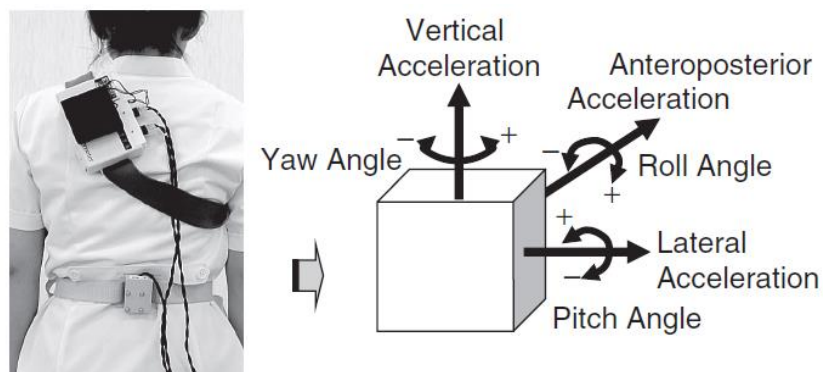
Obrázek 2.2.1: Průběh testu (Převzato z [13])

TUG je vykonáván opakovaně a pro hodnocení je zpracováván kratší čas. Vhodné je vyzkoušení testu bez měření času, aby subjekt věděl, co se provádí a mohl mít otázky na nejasnosti. Čas je hodnocen od povelu ke zvednutí se do opakovaného usednutí na židli. Variantou TUG je i obsažení kognitivních a manuálních úkolů, což může vést k nárůstu času TUG, pokud subjekt má vyšší předpoklad k pádu. Obsahem kognitivního úkolu může být říkání abecedy nebo počítání čísel pozpátku. Obsahem manuálního testu může být držení sklenice s vodou. [11] [14]

TUG může odhalit některé pohybové problémy, ovšem není citlivý. Vyhodnocení času pomocí terapeuta a stopky je závislé na zkušenostech a nejsou odhaleny jemné změny značící první projevy poruchy stability a hybnosti. S rozvojem techniky byla do TUG zapojena velká variabilita systému pro zpřesnění výsledku měření. Jednou z velkých oblastí jsou inerciální senzory. Inerciální senzory jsou malé, lehké

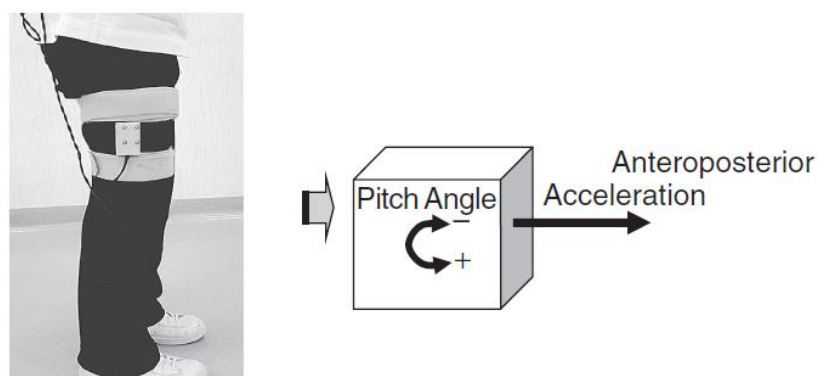
měřicí jednotky, které jsou schopné zaznamenat nepatrné změny a lze z nich analyzovat jednotlivé fáze testu separátně. To vede k získání dalších parametrů, na jejichž základě lze posuzovat zdravotní stav a identifikovat specifické poruchy chůze a stability. K takovým parametrům patří doba trvání, minimální hodnota úhlové rychlosti, maximální hodnota úhlové rychlosti, střední (průměrná) hodnota úhlové rychlosti a rozsah pohybu hrudníku. Důvodem, proč je podstatné fáze posuzovat separátně, mohou být dva subjekty, které TUG dokončí ve shodný čas, ale trvání jejich fází je rozdílné. [9] [12]

Obrázky 2.2.2 a 2.2.3 poskytují náhled na pozici senzorů ze studie Higashi a kol. [15] s vyznačenými směry akcelerací a úhlových rychlostí, ze kterých měření na obrázku 2.2.4 vycházelo.



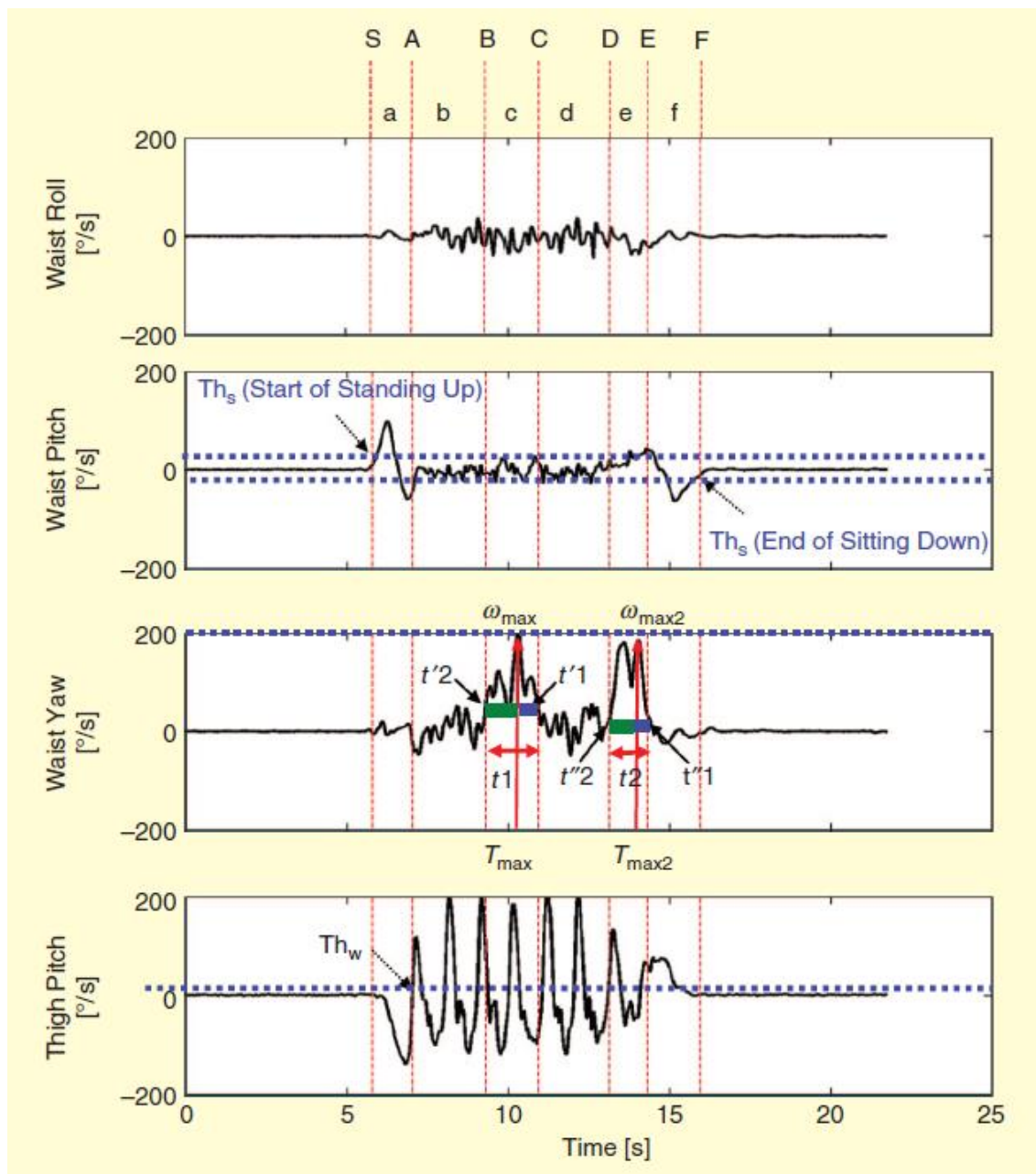
Obrázek 2.2.2: Směry akcelerací a úhlových rychlostí na bederním senzoru (Převzato z [15])

V obrázku 2.2.2 je vidět směr úhlové rychlosti vzhledem ke směru akcelerace. Úhlová rychlost kolem anteroposteriorní osy akcelerace se nazývá roll angle, česky nutační úhlová rychlost. Úhlová rychlost kolem laterální osy akcelerace se nazývá pitch angle, česky precesní úhlová rychlost. Úhlová rychlost kolem vertikální osy akcelerace se nazývá yaw angle, česky rotační úhlová rychlost. Názvy úhlové rychlosti vycházejí z Eulerových úhlů. Z obrázku 2.2.2 je vidět, že pohyb subjektu během TUG je v anteroposteriorní ose akcelerace s precesní úhlovou rychlostí. V následujícím obrázku je vidět směr akcelerace a úhlové rychlosti pro končetinový senzor během TUG. Z hlediska názvu os to odpovídá obrázku 2.2.2.



Obrázek 2.2.3: Směr akcelerace a úhlové rychlosti na končetinovém senzoru (Převzato z [15])

V obrázku 2.2.4 lze pozorovat úhlovou rychlost ve všech směrech během jednotlivých fází TUG. První tři grafy pocházejí z bederního senzoru. První graf zobrazuje úhlovou rychlost ukazující naklánění těla do stran. Druhý graf zobrazuje úhlovou rychlost určující předklon a záklon těla. Třetí graf zobrazuje úhlovou rychlost ukazující natočení těla do stran. Poslední graf zobrazuje úhlovou rychlost z končetinového senzoru během TUG.



Obrázek 2.2.4: Úhlová rychlost během fází mladého zdravého subjektu (Převzato z [15])

Vysvětlivky: S – start TUG, A, B, C, D, E, F – začátky a konce příslušných fází, a - Sit-to-Walk (zvednutí ze židle), b - Walking 1 (chůze ke kuželu), c - Turn 1 (otočka), d - Walking 2 (chůze zpět k židli), e - Turn 2 (otočka před sedem), f - Sitting Down (usazení do židle), modrá přímkva ve druhém a posledním grafu – hranice prahové hodnoty, Th_s – prahová hodnota studie, $t'2$ – začátek Turn 1, $t1$ – průběh Turn 1, ω_{max} – maximální úhlová rychlost během Turn 1, T_{max} – čas, kdy je ω_{max} , $t'1$ – konec Turn 1, $t''2$ – začátek Turn 2, $t2$ – průběh Turn 2, ω_{max2} – maximální úhlová rychlost během Turn 2, $t''1$ – konec Turn 2, T_{max2} – čas, kdy nastal ω_{max2} , Th_w – prahová hodnota pro končetinový senzor

2.3 Práce zabývající se detekcí přechodu StW

Ve studii Salarian a kol., 2007 [16] byl pro detekci přechodu StW použit fuzzy klasifikátor, který pracuje s pravděpodobnostním přiřazením objektu k určité třídě. Třídou byly v tomto případě přechody mezi sedem do stoje (sit-to-stand, SitS) a ze stoje do sedu (stand-to-sit, StSi). Nejprve byly detekovány části signálů, které by mohly být kandidátními přechody SitS a StSi s prahovou hodnotou 10 %/s. Charakteristické bylo předcházení záporných amplitud signálu před kladnými. Detekovány byly i nepřechody z chůze s nižší amplitudou. Na tyto parametry pak byly zaškoleny dva fuzzy klasifikátory. Jeden klasifikátor určoval pravděpodobnost kandidáta, že bude přechodem, druhý klasifikátor odděloval v signálu SitS a StSi s určitou pravděpodobností. [16]

Ve studii Higashi a kol., 2008 [15] byla pro detekci přechodu StW zvolena prahová hodnota 10 %/s, která omezovala předčasnou detekci při pohybu subjektu v sedu. Předpokládala se nulová úhlová rychlost subjektu v sedu pro bederní senzor (obrázek 2.2.2 na straně 15). Začátek přechodu StW byl stanoven pro bederní senzor a konec přechodu StW byl stanoven pro senzor na noze realizující první krok (obrázek 2.2.3 na straně 15). Výsledky detekce ze sestaveného algoritmu (obrázek 4.4.1 na straně 21) byly srovnány s identifikací ze stopek a kamerového záznamu. [15]

Ve studii Adame a kol., 2012 [17] byla představena technika pro výpočet časového trvání přechodů TUG. Referenční data vznikla pomocí surového nastavení začátku a konce přechodu StW. Jelikož se TUG skládá ze stále shodných pohybů jdoucích po sobě, lze použít algoritmus, který srovnává signály různých délek. K tomu slouží metoda dynamického časového zkreslení (dynamic time warping, DTW). [17]

Ve studii Zakaria a kol., 2013 [9] byla pozice senzoru obdobná pozici ze studie Higashi a kol. [15] a přechod StW byl rozdělen na fázi Sit-bend, ze sedu do předklonu, a Bend-stand, z předklonu do stoje. Dokud subjekt seděl, byla úhlová rychlost konstantní. Během fáze ze sedu do předklonu dochází ke zvyšování hodnoty úhlové rychlosti vznikající předklonem subjektu. V maximu signálu úhlové rychlosti je předklon ukončen a subjekt je připraven vstát ze židle. Během fáze z předklonu do stoje dochází ke snižování hodnoty úhlové rychlosti do předchozí konstantní hodnoty během sedu. [9]

Ve studii Milosevic a kol., 2013 [13] byla vyvinuta aplikace sTUG pro chytré telefony, která sloužila pro provádění testu v prostředí domova. Výchozí byla studie Tacoconi a kol., 2011 [18], kde byla zkoumána náhrada akcelerometru za chytrý telefon, ovšem nebylo zkoumáno použití v TUG. Pro snímání pohybu byly využity senzory (akcelerometr a gyroskop) v chytrém telefonu s použitím funkce nahrání do lékařské databáze mHealth. Začátek SitS přechod byl detekován pomocí hledáním změny úhlové rychlosti ve směru, který odpovídal náklonu subjektu dopředu. Stanovená prahová hodnota byla 0 rad/s a určená byla maximální hodnotou úhlové rychlosti. Začátek přechodu byl detekován směrem od maximální úhlové rychlosti k prahové hodnotě. [13]

3 Cíle práce

Cílem bakalářské práce bylo porovnání metod detekce začátku a konce (markerů) přechodu StW podle autorů Higashi a kol. [15] a Zakaria a kol. [9]. Tohoto cíle bylo dosaženo implementací obou metod v prostředí MATLAB a jejich následnou aplikací na naměřená data subjektů s PN a kontrolní skupiny. Dílčím cílem práce bylo také zpracování opakovatelnosti provádění detekovaného přechodu StW pomocí koeficientu opakovatelnosti (CR) dle studie Bland a Altman, 1986 [2].

Cíle práce:

1. Implementace metod v prostředí MATLAB
 - a. Dle studie Higashi a kol. [15]
 - b. Dle studie Zakaria a kol. [9]
2. Aplikace na naměřená data subjektů
3. Vyhodnocení opakovatelnosti obou měření subjektu
4. Srovnání metod
 - a. Podle začátku a konce přechodu StW
 - b. Podle CR přechodu StW
 - c. Podle CR průměrné hodnoty přechodu StW
 - d. Podle CR maximální hodnoty přechodu StW
 - e. Podle CR doby trvání přechodu StW

4 Metody

V této kapitole je popsán postup řešení projektu. Kapitola obsahuje charakteristiku skupin, na kterých bylo měření provádělo, získání dat, popis algoritmu metod dle studií Higashi a kol. [15] a Zakaria a kol. [9], jejich implementace do prostředí MATLAB a aplikaci na naměřená data. Dále je rozebrána problematika analýzy opakovatelnosti a popis srovnání metod detekce s určenou statistickou významností rozdílů mezi metodami. Práce je zpracována v prostředí MATLAB ve verzi R2018b.

4.1 Skupiny subjektů

V rámci práce jsou zpracována data získaná z Neurologické kliniky 1.LF UK a VFN v Praze, vlastní měření v rámci bakalářské práce nebylo realizováno. Každý subjekt podstoupil TUG dvakrát. Pro anonymizaci byla data poskytnuta s přiřazeným identifikačním číslem (ID). Data byla rozdělena do dvou skupin. První skupinou byly subjekty s PN, zahrnující 22 subjektů (15 mužů, 7 žen) ve věku od 38 do 79 let, průměrný věk byl 62 let. Doba od objevení se prvního příznaku byla od 4 do 10 let, průměrná doba byla 6 let. Subjekt byl hodnocen škálou MDS – UPDRS Část III: Vyšetření motoriky, jejíž hodnoty byly od 6 do 63, průměrná hodnota byla 30. Druhou skupinou byla kontrolní skupina, zahrnující též 22 subjektů (21 mužů, 1 žena) ve věku od 49 do 89 let, průměrný věk byl 67 let.

4.2 Získání dat

Data byla naměřena 5 inerciálními senzory se vzorkovací frekvencí 100 Hz od firmy Xsens (produktový kód XM-B-XB3). Jedná se o lehké přenosné jednotky, které se využívají pro měření zrychlení a náklonu segmentu těla. Senzor byl připevněn na každé končetině a na hrudní kosti, znázorněno v obrázku 4.2.1.

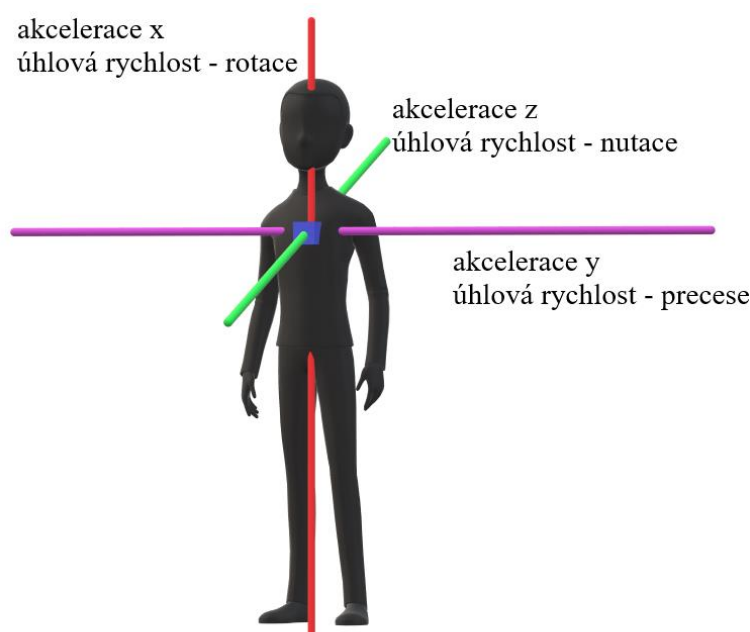


Obrázek 4.2.1: Pozice senzorů na těle

Snímanými záznamy byly akcelerace, úhlová rychlost a vektor magnetických os ve všech 3 směrech. Pro zpracování práce byl zvolen pouze hrudní senzor, a to z důvodu přiblížení se pozici senzoru ze studií. Směry akcelerace a úhlové rychlosti jsou vyznačeny v obrázku 4.4.2. V souvislosti s pozicí senzoru z obrázku 2.2.2 ze strany 15 je uvedena přehledová tabulka 4.2-1 pro snadnější orientaci.

Tabulka 4.2-1: Přehled označení směrů úhlových rychlostí a příslušných akcelerací hrudního senzoru

Směr akcelerace z obrázku 4.4.1	Směr akcelerace z obrázku 2.2.1	Označení směru úhlové rychlosti v obrázku 4.2.2
x	Vertikální	Yaw – rotace
y	Laterální	Pitch – precese
z	Anterioposteriorní	Roll – nutace



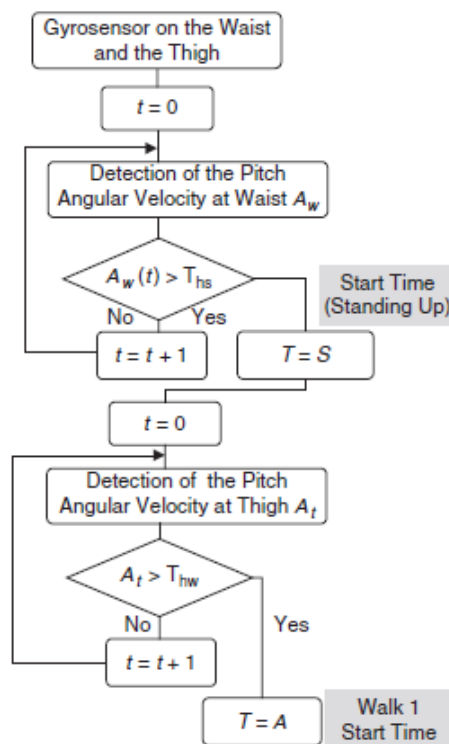
Obrázek 4.2.2: Schéma os na lidském těle

4.3 Předzpracování dat

Získaná data byla ve formátu MTB, což je binární soubor Motion Tracker obsahující data ze senzoru. Pro zobrazení byl použit program Xsens MT Manager MTSDK 3.3 pro produkty Legacy MTi, MTx (3rd gen) . Data byla exportována do .txt souboru pro načtení v programu MATLAB a jsou dále zpracována ve formátu struktura, který je použit v aplikaci metod na naměřená data. K převodu dat ze souboru .txt do formátu struktury sloužila funkce *zaclen_do_struktury.m*.

4.4 Algoritmus detekce dle Higashi a kol.

Dokud subjekt sedí, má hodnotu úhlové rychlosti $0 \text{ }^\circ/\text{s}$, což je vidět na obrázku 2.2.4 na straně 16. V algoritmu dochází k porovnání hodnot precesní úhlové rychlosti pro bederní senzor, v obrázku 4.4.1 hodnota úhlové rychlosti označena A_w , s prahovou hodnotou $T_{hs} = 10 \text{ }^\circ/\text{s}$. Dokud je menší, vrací se algoritmus zpět a je počítán počet kroků cyklu. Pokud je A_w větší než T_{hs} , nastává začátek přechodu StW, jehož čas je zapsán do proměnné S . Následně dochází k porovnání hodnot úhlové rychlosti pro senzor na dolní končetině, v obrázku 4.4.1 hodnota úhlové rychlosti označena A_t , s prahovou hodnotou T_{hs} . Dokud je menší, vrací se algoritmus zpět a je počítán počet kroků cyklu. Pokud je A_t větší než T_{hs} , nastává konec přechodu StW, což značí začátek chůze. Čas začátku chůze je zapsán do proměnné A . Algoritmus detekce StW je vidět na obrázku 4.4.1. [15]



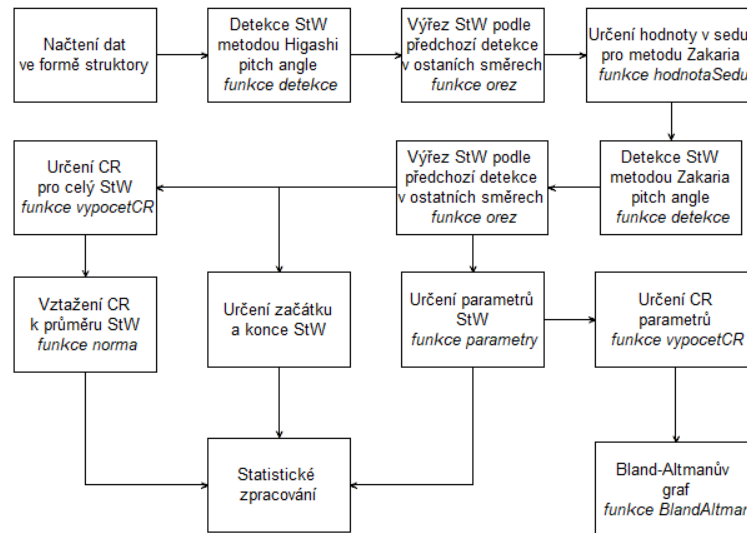
Obrázek 4.4.1: Algoritmus detekce přechodu StW v TUG dle studie Higashi (Převzato z [15])
Vysvětlivky: t – čas, A_w – hodnota úhlové rychlosti pro bederní senzor, T_{hs} – prahová hodnota metody, S – časový okamžik začátku přechodu StW, A_t – hodnota úhlové rychlosti pro senzor na dolní končetině, A – začátek chůze.

4.5 Algoritmus detekce dle Zakaria a kol.

V algoritmu metody Zakaria je počítáno s konstantní hodnotou precesní úhlové rychlosti během sedu, která není hodnotově specifikovaná. Pokud začne docházet ke kladnému nárůstu úhlové rychlosti v tomto směru, je tím indikován přechod ze sedu do předklonu. V maximální hodnotě úhlové rychlosti v tomto směru je předklon ukončen. Přechod z předklonu do stoje začíná a dochází k postupnému snižování hodnoty až k původní konstantní hodnotě v sedu. [9]

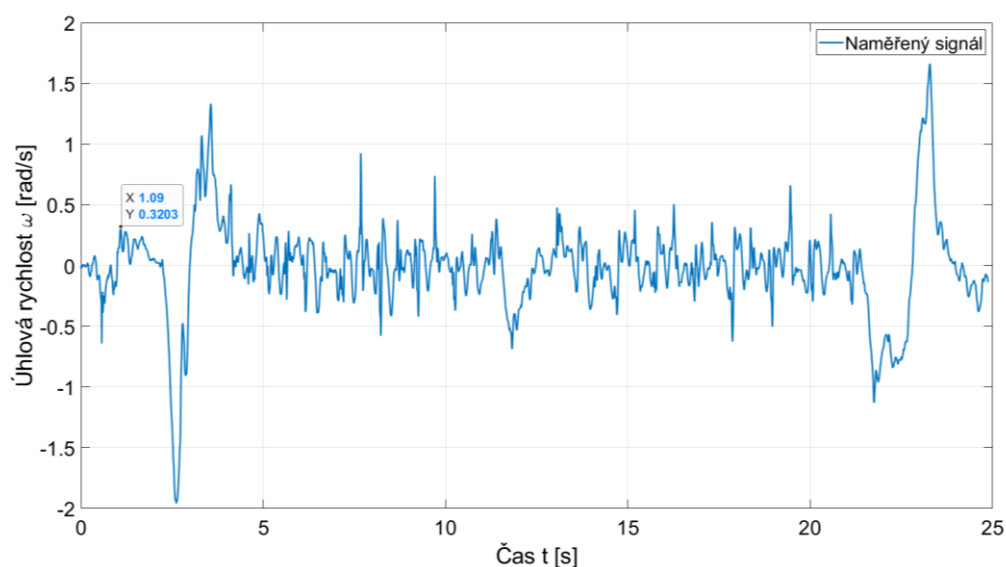
4.6 Aplikace metod na dostupná data

V této kapitole je popsán postup zpracování dat v prostředí MATLAB. Zpracování dat bylo provedeno podle níže uvedeného schématu na obrázku 4.6.1.



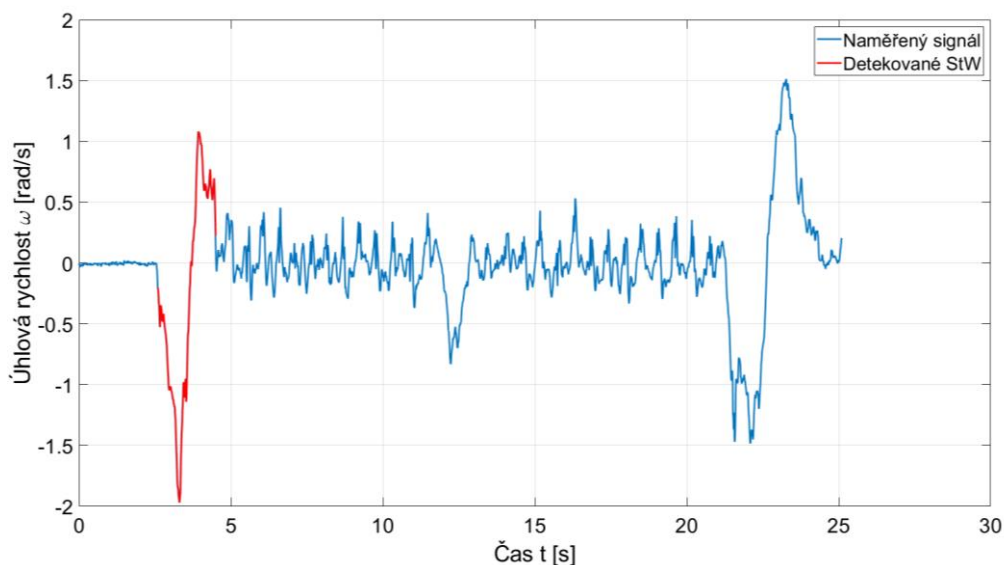
Obrázek 4.6.1: Schématické znázornění postupu zpracování dat

Detekce dle metod byla provedena na signálu ω_y , který odpovídá precesní úhlové rychlosti ze studií. Na základě zobrazení dat před detekcí byla objevena komplikace. Obrázek 4.6.2 ukazuje, že umístění senzoru přineslo nepříznivý efekt, kterým je záznam i nepatrného pohybu, kterým by mohl být hlubší nádech. Ve fázi sedu nebyla hodnota nulová (metoda z 4.4) ani konstantní (metoda z 4.5) a signál v těchto místech dosahoval mnohdy vyšší hodnoty, než je prahová hodnota z metody Higashi. Začátek přechodu StW by byl detekován dříve, proto byl upraven algoritmus detekce přibližováním se prahové hodnotě zprava neboli proti směru času. Detekce konce přechodu StW pak tyto problémy nevykazovala.



Obrázek 4.6.2: Úhlová rychlost ω_y

K samotné detekci byla vytvořena funkce *detekce.m*. Posloupnost kroků je pro obě metody shodná, odlišnost je vyjádřena použitou prahovou hodnotou. Nejprve je určeno minimum a maximum první části signálu (10 s), které slouží k rozdělení detekce na tři samostatné části. Celá funkce pracuje na porovnávání hodnoty signálu s prahovou hodnotou. U některých subjektů byla v detekci objevena komplikace v podobě dalšího minima nebo maxima, což bylo vyřešeno specifickou úpravou pro daný subjekt. Výstup z funkce je prezentován v obrázku 4.6.3. Na něm je zobrazen červeně přechod StW a modře zobrazený celý signál TUG.

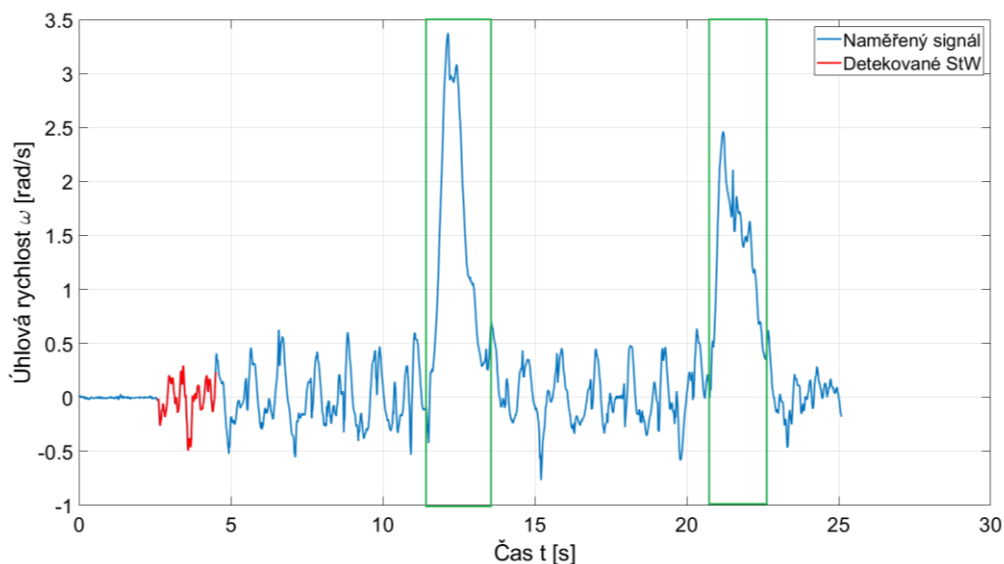


Obrázek 4.6.3: Detekce StW pro ω_y

Zatímco metoda Higashi měla prahovou hodnotu pevně stanovenou, pro metodu detekce Zakaria bylo třeba prahovou hodnotu vypočítat, k čemuž byla vytvořena funkce *hodnotaSedu.m*. Prahová hodnota byla určena jako průměrná hodnota z určitého časového intervalu. Jelikož každý subjekt měl specifický časový interval, po který seděl na židli, nebylo možné pevně stanovit časové rozmezí, ze kterého bude prahová hodnota určena. Proto byla provedena nejprve detekce metodou Higashi a číslo vzorku začátku přechodu StW z této detekce bylo použito jako poslední číslo vzorku, z něhož je prahová hodnota pro metodu Zakaria vypočtena.

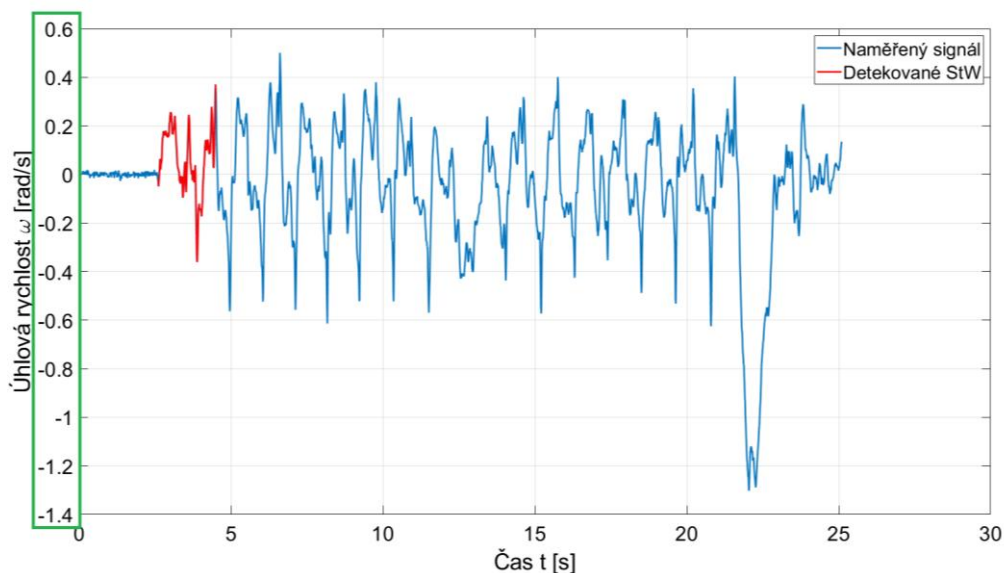
Další vytvořená funkce *orez.m* určovala část signálu v ω_x , ω_z , a_x , a_y , a_z , kde je přechod StW podle začátku a konce přechodu StW v ω_y . Výsledky z této funkce jsou vidět na následujících obrázcích.

Obrázek 4.6.4 zobrazuje rotační úhlovou rychlost, která ukazuje natočení těla do stran během testu. Z toho důvodu jsou na obrázku znatelná dvě maxima (zeleně označené), kdy první maximum odpovídá otočce během testu a druhé maximum odpovídá otočce před usednutím do židle.



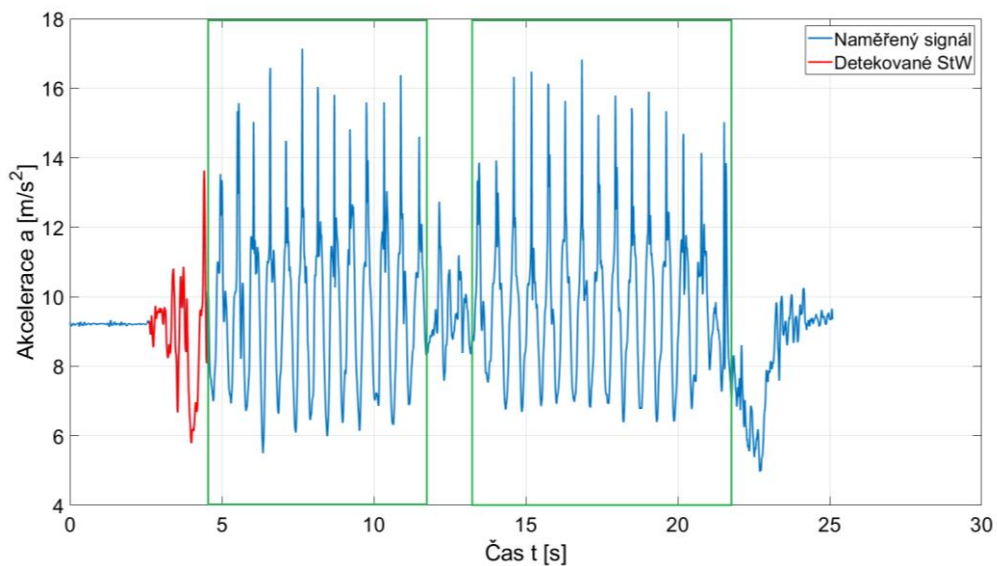
Obrázek 4.6.4: Detekce StW pro ω_x

Obrázek 4.6.5 zobrazuje nutační úhlovou rychlost, která ukazuje, jak je tělo nakláněno do stran. V obrázku je vidět, že jednotky úhlové rychlosti jsou velmi malé (zeleně označené) oproti jednotkám úhlové rychlosti v ostatních směrech.



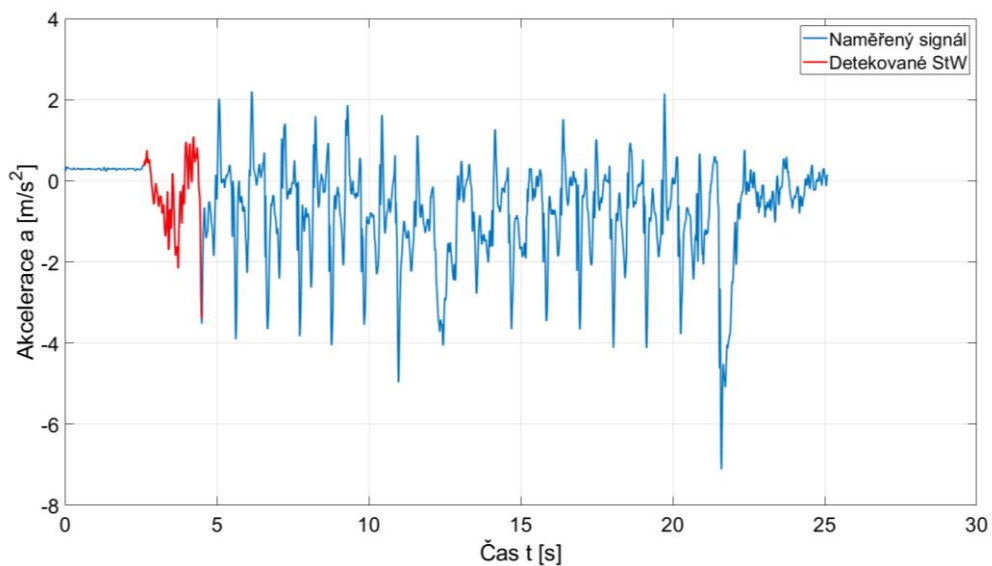
Obrázek 4.6.5: Detekce StW pro ω_z

Obrázek 4.6.6 ukazuje průběh akcelerace v ose x, která je záznamem pohybu těla nahoru a dolu. Zde jsou patrné vysoké, vcelku rytmické, amplitudy (zeleně označené) odpovídající chůzi subjektu.



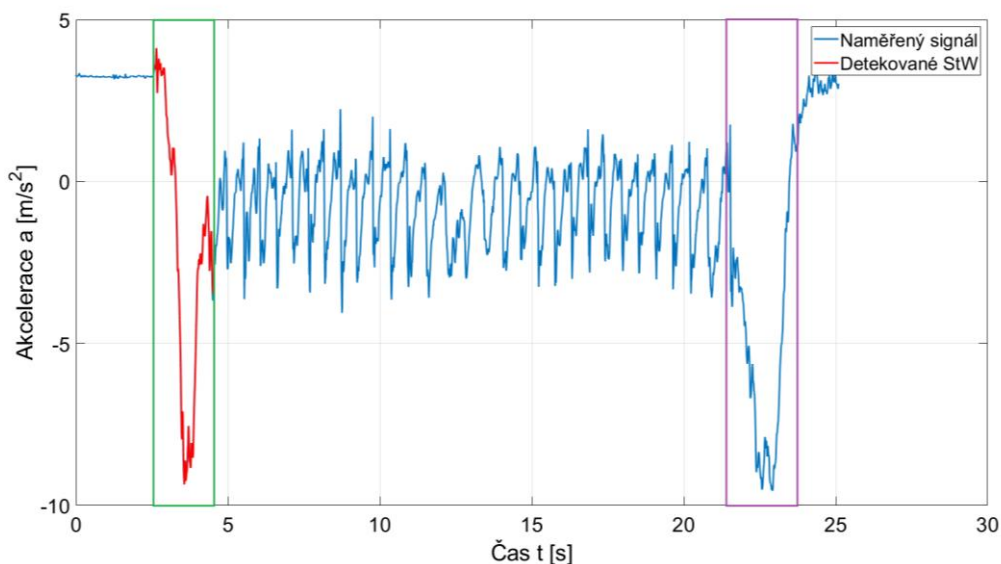
Obrázek 4.6.6: Detekce StW pro a_x

Obrázek 4.6.7 ukazuje průběh akcelerace v ose y, která zaznamenávala zrychlení náklonu těla do stran.



Obrázek 4.6.7: Detekce StW pro a_y

Obrázek 4.6.8 ukazuje průběh akcelerace v ose z, která je aplikována ve směru pohybu během TUG. Tento obrázek nejlépe ukazuje, jaké zrychlení bylo během přechodu StW (zeleně označené). Podobná je i oblast grafu vyznačená fialově, odpovídající fázi Sitting Down.



Obrázek 4.6.8: Detekce StW pro a_z

Dalšími vytvořenými funkcemi byly *vypocetCR.m* a *norma.m* (výpočet CR z kapitoly 4.7.1), *BlandAltman.m* (tvorba grafu z kapitoly 4.7.2) a *parametry.m* (výpočet parametrů z kapitoly 4.8.3).

4.7 Analýza opakovatelnosti

Tato kapitola se zabývá analyzováním míry opakovatelnosti na naměřených datech pro metody detekce přechodu StW a je prováděna dle studie Bland a Altman, 1986 [2]. V této práci je posuzována shoda mezi měřeními pomocí koeficientu opakovatelnosti, přičemž Bland-Altmanův graf slouží k vizualizaci opakovatelnosti. Pro opakovatelnost měření je třeba měření provádět za shodných podmínek, kterými jsou shodná metoda měření, shodné měřidlo, shodné místo a krátký časový rozstup mezi měřeními. [19]

4.7.1 Koeficient opakovatelnosti

Koeficient opakovatelnosti (CR) označuje hodnotu, pod kterou leží rozdíly mezi měřeními s 95% pravděpodobností. Hodnota CR odpovídá pozici limitních přímk od křivky průměrného rozdílu, která se vyskytuje v Bland-Altmanových grafech.

Výpočet CR je dle [20]:

$$CR = 1,96 \cdot SD, \quad (4.7.1.1)$$

kde SD je směrodatná odchylka získaná z rozdílů hodnot měření.

Výhodou tohoto parametru je výsledek ve shodných jednotkách, jako bylo provedené měření. To znamená, že pokud má signál vysokou hodnotou amplitudy, mohl by mít CR nízkou hodnotu a naopak. Metody by pak nebylo možné mezi sebou relevantně porovnat. Z toho důvodu se přistoupilo u hodnocení celého přechodu StW k vztažení CR k průměru přechodu StW podle vzorce, který byl převzat z [21]:

$$CRv = \frac{CR}{\overline{StW}_{12}}, \quad (4.7.1.2)$$

kde CRv je CR vztažený k průměru přechodu \overline{StW}_{12} , CR je určený dle vzorce 4.7.1.1 a \overline{StW}_{12} je určený podle vzorce 4.7.1.3.

Jelikož CR celého přechodu StW bylo určeno z detekovaného přechodu StW prvního a druhého měření, musel být průměr přechodu StW také určen z obou měření a to dle vztahu:

$$\overline{StW}_{12} = \left| \frac{\overline{StW}_1 + \overline{StW}_2}{2} \right|, \quad (4.7.1.3)$$

kde \overline{StW}_{12} je průměr přechodu StW z obou měření, \overline{StW}_1 je průměr přechodu StW z prvního měření a \overline{StW}_2 je průměr přechodu StW z druhého měření.

Jelikož průměrná hodnota mohla vycházet i záporně, byla použita absolutní hodnota, aby CRv bylo vždy kladné. K vyhodnocení CR se používá úměra, která říká, že pokud má CR malou hodnotu, pak rozdíly mezi měřeními jsou malé a měření mají velkou míru opakovatelnosti. [22] [23]

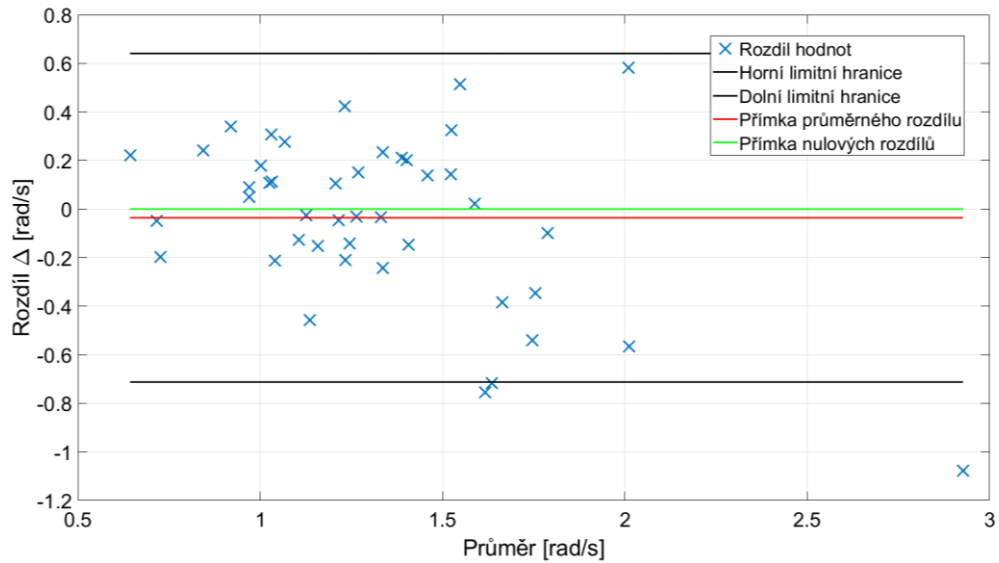
4.7.2 Bland – Altmanův graf

Na základě tohoto grafu je vyjádřena míra shody dvou měření na shodném subjektu rozdílem hodnot příslušných vzorků obou měření závislém na průměru příslušných vzorků obou měření. Vynesním křivky průměrného rozdílu (v obrázku 4.7.2.1 na následující straně označená červeně) a limitních přímek (v obrázku 4.7.2.1 na následující straně označené černě) lze určit, zda je odchylka významná. Limitní přímký jsou 95% mezní hodnoty odpovídající hodnotě CR, mezi kterými lze nalézt 95 % rozdílů mezi měřeními. [22] [24] [25]

Výpočet mezní hodnoty limitních přímek je dle [2]:

$$\Delta_p \pm 1,96 \cdot SD, \quad (4.7.2.1)$$

kde Δ_p je průměrný rozdíl hodnot vzorků a SD je směrodatná odchylka získaná z rozdílů hodnot vzorků.



Obrázek 4.7.2.1: Ukázka Bland - Altmanova grafu

4.8 Srovnání metod

Srovnání metod detekce přechodu StW bylo provedeno pro všechny signály shodně a bylo bráno z několika hledisek, jakými jsou začátky a konce přechodu StW mezi metodami, CR_V celého přechodu StW a CR určeného pro parametry přechodu StW. Posouzení statistické významnosti rozdílů mezi metodami bylo provedeno statistickými testy, které byly hodnoceny na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ a byly provedeny také v prostředí MATLAB.

K nalezení vhodného statistického testu určujícího významnost rozdílů byla otestována normalita dat pomocí Shapiro-Wilkova testu rozděleně pro skupiny subjektů (PN a KS). Daty v tomto případě jsou myšleny CR_V celého přechodu StW obou metod ve směrech ω_x , ω_y , ω_z , a_x , a_y , a_z a časové okamžiky začátků a konců přechodu StW obou metod. Nulová hypotéza Shapiro-Wilkova testu říká, že na dané hladině významnosti se data blíží statisticky významně normálnímu rozdělení. Výsledky testu normality jsou prezentovány v Příloze C na straně 54. Ačkoliv výsledek u některých dat ukazoval na nezamítnutí nulové hypotézy, v rámci porovnání byl zvolen neparametrický Wilcoxonův párový test. Ten bylo možné použít, jelikož data pocházela od shodných subjektů. Nulová hypotéza párového testu říká, že neexistují významné statistické rozdíly mezi testovanými daty. Neparametrický test lze použít i pro testování na normálním rozdělení, avšak má menší vypovídající hodnotu, než by mělo použití parametrického testu.

4.8.1 Srovnání detekovaných začátků a konců přechodu StW

Toto srovnání bylo provedeno porovnáním začátků a konců přechodu StW mezi metodami. V kapitole 4.6 byl popsán postup detekce přechodu StW ve všech směrech, z kterého plyne, že toto porovnání postačí provést pouze jednou.

Začátek přechodu StW byl stanoven jako číslo vzorku, kdy přechod StW začal. Konec přechodu StW byl stanoven jako číslo vzorku, kdy přechod StW skončil. Hodnoty vzorků byly následně převedeny na časové okamžiky vydělením vzorkovací frekvencí signálu. Tyto začátky a konce přechodu StW byly vyhodnoceny pro obě měření a metody detekce. Následně byl určen rozdíl Δ mezi začátky a konci daného měření dle vzorce:

$$\Delta = t_H - t_Z, \quad (4.8.1.1)$$

Kde t_H je časový okamžik začátku/konce přechodu StW pro metodu Higashi a t_Z je časový okamžik začátku/konce přechodu StW pro metodu Zakaria.

U tohoto srovnání byla posuzována významnost rozdílů začátků a konců mezi měřeními a mezi metodami pomocí výše uvedeno párového testu. První testovanou významností byl rozdíl mezi prvním a druhým měřením přechodu StW detekovaným shodnou metodou. Druhou testovanou významností byl rozdíl přechodu StW mezi metodami. K prezentaci rozdílů mezi metodami byly vykresleny krabicové grafy.

4.8.2 Srovnání podle CR celého přechodu StW

Toto srovnání metod bylo provedeno pro každý směr jednotlivě. CR byl určen pro celý přechod StW a jak bylo zmíněno v kapitole 4.7.1, CR byl vztažen pro každý subjekt k průměru přechodu StW podle vzorce 4.7.1.2 a byl označen jako CR_v . Hodnoty CR_v pro každý směr byly rozděleny do čtyř skupin, kterými jsou skupina PN vyhodnocená metodou detekce Higashi, skupina KS vyhodnocená metodou detekce Higashi, skupina PN vyhodnocená metodou detekce Zakaria a skupina KS vyhodnocená metodou detekce Zakaria. Pro tyto skupiny byl určen medián CR_v , minimální a maximální hodnota CR_v . K zobrazení změny CR_v mezi metodami u každého subjektu byly vykresleny čárové grafy. Pro zhodnocení, zda jsou rozdíly mezi metodami statisticky významné, byl opět proveden párový test.

4.8.3 Srovnání podle parametrů přechodu StW

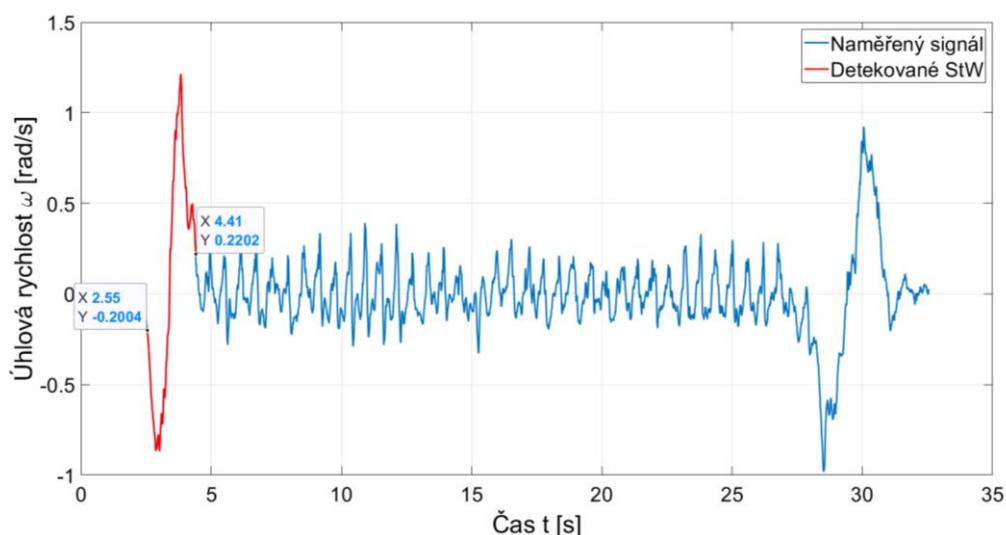
Toto srovnání metod bylo provedeno pro každý směr jednotlivě. Pro každý směr byly určeny parametry přechodu StW, kterými byly průměrná hodnota přechodu StW, maximální hodnota přechodu StW a doba trvání přechodu StW pro každý subjekt. Z postupu detekce přechodu StW z kapitoly 4.6 plyne, že posuzování parametru doba trvání přechodu StW postačí provést jen jednou a je platné pro všechny signály. Hodnoty parametrů byly rozděleny do shodných skupin z kapitoly 4.8.2, tj. skupina PN vyhodnocená metodou detekce Higashi, skupina KS vyhodnocená metodou detekce Higashi, skupina PN vyhodnocená metodou detekce Zakaria a skupina KS vyhodnocená metodou detekce Zakaria. V každé skupině byly určeny parametry pro první a druhé měření. Z rozdílů parametrů mezi měřeními byl vytvořen Bland-Altmanův graf a určený CR, avšak pro toto srovnání nebyl CR vztažen k průměru přechodu StW.

5 Výsledky

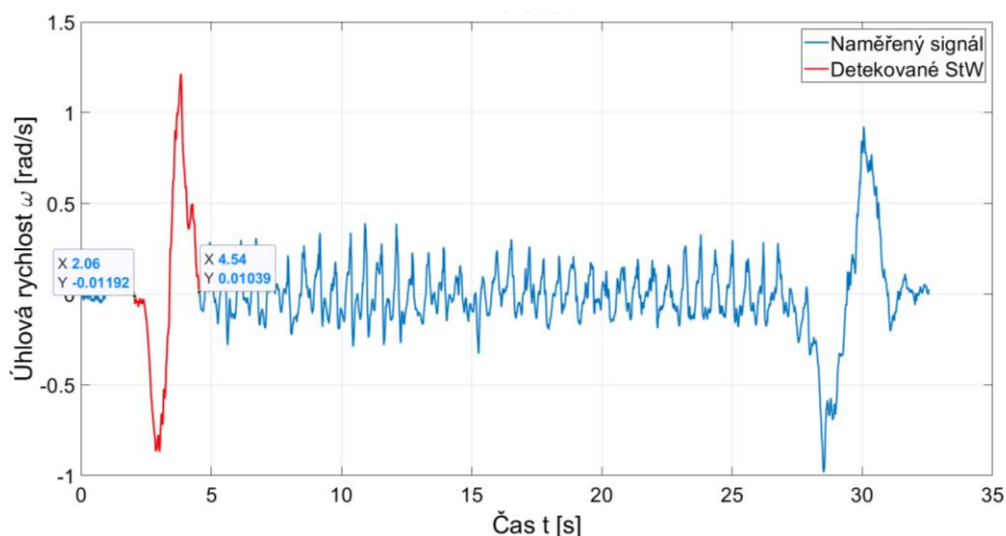
Výsledky jsou rozděleny do podkapitol podle metod srovnání. Obsahem kapitoly 5.1 je výsledek srovnání podle začátků a konců přechodu StW. Obsahem kapitoly 5.2 je porovnání metod na základě CR_v určeného z celého přechodu StW. Kapitola 5.3 ukazuje srovnání metod na základě CR a Bland-Altmanových grafů pro určené parametry.

5.1 Srovnání detekovaných začátků a konců přechodu StW

V následujících obrázcích je zobrazen rozdíl mezi detekovanými začátky a konci přechodu StW. Obrázek 5.1.1 a 5.1.2 pochází od shodného subjektu. Rozdíl v metodách je patrný z hodnot kurzoru, kde je důležitá především hodnota x . Obrázek 5.1.1 ukazuje výsledek detekce přechodu StW v ω_y vyhodnocenou metodou Higashi. Obrázek 5.1.2 ukazuje výsledek detekce přechodu StW v ω_y vyhodnocenou metodou Zakaria. V grafech je modře vynesena záznam TUG testu a červeně zobrazen je přechod StW.



Obrázek 5.1.1: Detekce StW pro ω_y , metoda Higashi



Obrázek 5.1.2: Detekce StW pro ω_y , metoda Zakaria

Porovnání začátků a konců přechodu StW metod je platné pro všechny směry. Tabulka 5.1-1 shrnuje výsledky srovnání metod pro začátek přechodu StW. Ve sloupcích M1 vs M2 (srovnání prvního a druhého měření přechodu StW dané metody) a H vs Z (porovnání metod mezi sebou) je p-hodnota párového testu. Statisticky významné rozdíly jsou v tabulce zvýrazněny tučně. Ve sloupcích M1 (první měření přechodu StW), M2 (druhé měření přechodu StW) a $\Delta_{\text{začátek}}$ (časový rozdíl začátků přechodu StW mezi metodami) jsou výsledky zobrazeny ve formě mediánu a závorky obsahující minimální a maximální hodnotu časového okamžiku začátku přechodu StW.

Kladný $\Delta_{\text{začátek}}$ by znamenal, že metoda Higashi detekovala začátek později než metoda Zakaria (časový okamžik pro začátek z metody Higashi měl vyšší hodnotu než pro metodu Zakaria). Záporný $\Delta_{\text{začátek}}$ by znamenal, že metoda Higashi detekovala začátek dříve než metoda Zakaria (časový okamžik pro začátek z metody Higashi měl nižší hodnotu než pro metodu Zakaria). V tabulce 5.1-1 se záporný $\Delta_{\text{začátek}}$ neobjevil, což znamená, že metoda Higashi detekovala začátek přechodu StW statisticky významně později než metoda Zakaria. Mezi začátky měření dané metody se statisticky významný rozdíl neprokázal.

Tabulka 5.1-1: Shrnutí výsledků začátku přechodu StW mezi měřeními pro obě metody

	M1		M2		M1 vs M2 p-hodnota		$\Delta_{\text{začátek}}$		H vs Z p-hodnota	
	t_H (s)	t_Z (s)	t_H (s)	t_Z (s)	Δ_H	Δ_Z	M1 (s)	M2 (s)	M1	M2
PN	2,00 (0,86; 3,24)	1,82 (0,76; 2,89)	1,89 (1,22; 6,62)	1,65 (1,13; 6,56)	0,73	0,67	0,21 (0,03; 0,84)	0,19 (0,01; 0,51)	< 0,01	< 0,01
KS	1,86 (1,18; 2,73)	1,69 (1,02; 2,67)	1,79 (0,42; 3,83)	1,69 (0,32; 3,44)	0,41	0,54	0,11 (0,01; 0,46)	0,06 (0,01; 0,48)	< 0,01	< 0,01

Vysvětlivka: PN – subjekty s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekty z kontrolní skupiny, t_H – časový okamžik začátku pro metodu detekce Higashi, t_Z – časový okamžik začátku pro metodu detekce Zakaria, M1 – první měření subjektů, M2 – druhé měření subjektů, Δ_H – statistická p-hodnota párového testu určená z časového rozdílu začátků M1 a M2 přechodu StW vyhodnoceného Higashi metodou, Δ_Z – statistická p-hodnota párového testu určená z časového rozdílu začátků M1 a M2 přechodu StW vyhodnoceného Zakaria metodou, $\Delta_{\text{začátek}}$ – časový rozdíl začátků přechodu StW mezi metodami, H vs Z – statistická p-hodnota párového testu určená pro rozdíl začátků přechodu StW mezi metodami.

Obrázek 5.1.3, levý graf, ukazuje rozdíly začátků $\Delta_{\text{začátek}}$ přechodu StW mezi metodami. Obrázek se nachází na následující straně. Nejvyšší rozdíl mezi metodami je u skupiny PN pro první měření subjektů. Mediány $\Delta_{\text{začátek}}$ u PN nejsou příliš hodnotově rozdílné, což je vidět i na hodnotách v tabulky 5.1-1.

Tabulka 5.1-2 shrnuje výsledky srovnání metod podle konce přechodu StW. Obsahové složení sloupců je shodné s tabulkou 5.1-1, $\Delta_{\text{začátek}}$ byl nahrazen Δ_{konec} . Kladný Δ_{konec} by znamenal, že metoda Higashi detekovala konec později než metoda Zakaria (časový okamžik konce metody Higashi měl vyšší hodnotu než pro metodu

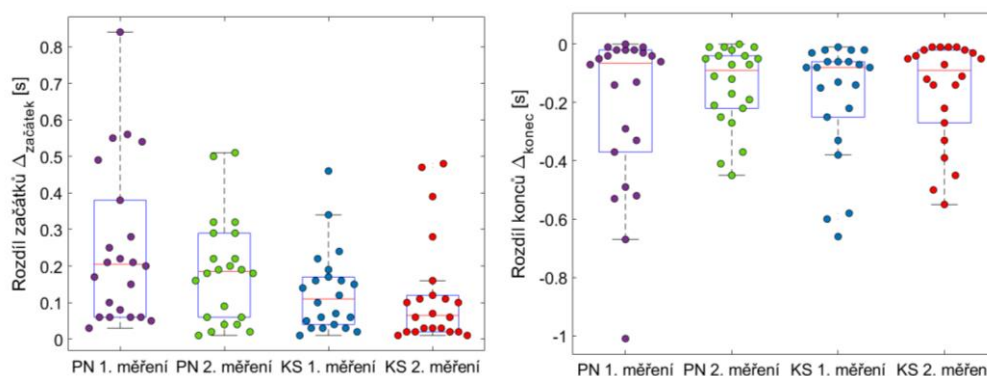
Zakaria). Záporný Δ_{konec} by znamenal, že metoda Higashi detekovala konec dříve než metoda Zakaria (časový okamžik konce metody Higashi měl nižší hodnotu pro metodu Zakaria). V tabulce 5.1-2 se kladný Δ_{konec} neobjevil, což znamená, že metoda Higashi detekovala konec statisticky významně dříve než metoda Zakaria. U skupiny subjektů PN nastala situace, že pro některý subjekt přechod StW končil pro obě metody shodně, což je vyjádřeno nulovým rozdílem Δ_{konec} .

Tabulka 5.1-2: Shrnutí výsledků konce přechodu StW mezi měřeními pro obě metody

SS	M1		M2		M1 vs M2 p-hodnota		Δ_{konec}		H vs Z p-hodnota	
	t_H (s)	t_Z (s)	t_H (s)	t_Z (s)	Δ_H	Δ_Z	M1 (s)	M2 (s)	M1	M2
PN	3,54 (2,54; 5,55)	3,83 (2,62; 6,08)	3,70 (2,76; 8,15)	3,83 (2,81; 8,37)	0,96	0,66	-0,06 (-1,01; 0)	-0,09 (-0,45; 0)	< 0,01	< 0,01
KS	3,58 (2,47; 4,50)	3,85 (2,84; 4,51)	3,39 (2,30; 5,71)	3,43 (2,68; 5,98)	0,24	0,15	-0,08 (-0,66; -0,01)	-0,09 (-0,55; -0,01)	< 0,01	< 0,01

Vysvětlivka: PN – subjekty s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekty z kontrolní skupiny, t_H – časový okamžik konce pro metodu detekce Higashi, t_Z – časový okamžik konce pro metodu detekce Zakaria, M1 – první měření subjektů, M2 – druhé měření subjektů, Δ_H – statistická p-hodnota párového testu určená z časového rozdílu konce M1 a M2 přechodu StW vyhodnoceného Higashi metodou, Δ_Z – statistická p-hodnota párového testu určená z časového rozdílu konce M1 a M2 přechodu StW vyhodnoceného Zakaria metodou, Δ_{konec} – časový rozdíl konců mezi metodami, H vs Z – statistická p-hodnota párového testu určená pro rozdíl konců mezi metodami.

Obrázek 5.1.3, pravý graf, ukazuje rozdíly pro konec přechodu StW. Nejvyšší rozdíl mezi metodami je u skupiny PN pro 1. měření subjektů. Mediány Δ_{konec} u všech skupin nejsou příliš hodnotově rozdílné, což je vidět i na jeho hodnotách v tabulce 5.1-2.



Obrázek 5.1.3: Porovnání rozdílů přechodu StW

Vysvětlivka: Rozdíly jsou rozděleny do čtyř skupin – rozdíl ve skupině PN pro 1. měření, rozdíl ve skupině PN pro 2. měření, rozdíl ve skupině KS pro 1. měření a rozdíl ve skupině KS pro 2. měření.

Podrobné výsledky pro začátek a konec přechodu StW každého subjektu jsou zobrazeny v Příloze A na straně 51. Tabulka A-1 obsahuje výsledky pro začátek přechodu StW a tabulka A-2 obsahuje výsledky pro konec přechodu StW.

5.2 Srovnání podle CR celého přechodu StW

Toto srovnání metod bylo založeno na určení mediánu CR_V pro každou metodu a směr. Tabulka 5.2.-1 obsahuje shrnuté výsledky CR_V pro obě metody. V řádcích CR_{VH} a CR_{VZ} jsou výsledky zobrazeny ve formě mediánu a závorky obsahující minimální a maximální hodnotu CR_V . Řádek p-hodnota zobrazuje p-hodnotu párového testu.

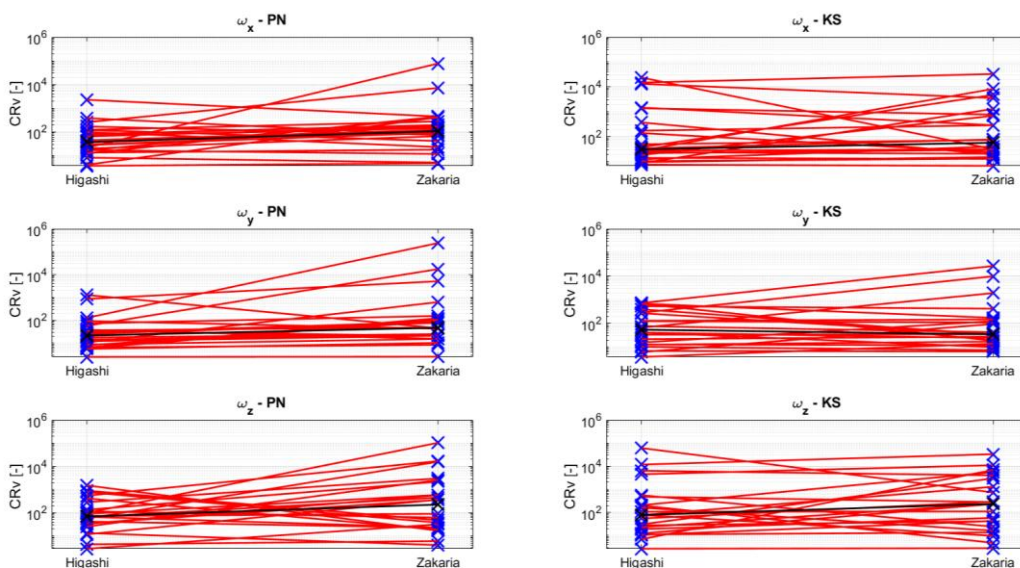
K porovnání metod byl použit párový test, který prokázal statisticky významný rozdíl mezi metodami u skupiny PN ve směru ω_y , a_x a a_z . Statisticky významné rozdíly jsou v tabulce zvýrazněny tučně. Z toho plyne, že přechod StW u skupiny PN vyhodnocený metodou Higashi je více opakovatelný pro tyto směry než přechod StW vyhodnocený metodou Zakaria. U skupiny KS nebyl rozdíl v opakovatelnosti mezi metodami prokázán.

Tabulka 5.2-1: Výsledky opakovatelnosti provádění přechodu StW

		PN	KS
ω_x	$CR_{VH}(-)$	37 (4 ; 2 262)	31 (8 ; 23 850)
	$CR_{VZ}(-)$	107 (5 ; 76 703)	57 (7 ; 33 024)
	p-hodnota	0,09	0,47
ω_y	$CR_{VH}(-)$	21 (2 ; 1 278)	54 (4 ; 732)
	$CR_{VZ}(-)$	47 (3 ; 239 277)	35 (7 ; 26 894)
	p-hodnota	0,03	0,86
ω_z	$CR_{VH}(-)$	69 (3 ; 1 506)	77 (3 ; 61 113)
	$CR_{VZ}(-)$	224 (4 ; 103 687)	235 (3 ; 33 265)
	p-hodnota	0,10	0,19
a_x	$CR_{VH}(-)$	0,4 (0,1 ; 5)	0,8 (0,1 ; 270)
	$CR_{VZ}(-)$	1,0 (0,1 ; 3 572)	0,8 (0,1 ; 940)
	p-hodnota	0,02	0,40
a_y	$CR_{VH}(-)$	9 (0,8 ; 462)	8 (0,6 ; 35 983)
	$CR_{VZ}(-)$	18 (0,7 ; 2 505)	28 (3,6 ; 10 799)
	p-hodnota	0,60	0,12
a_z	$CR_{VH}(-)$	1,2 (0,5 ; 53)	3,5 (0,3 ; 669)
	$CR_{VZ}(-)$	1,8 (0,7 ; 5 648)	3,2 (0,3 ; 748)
	p-hodnota	0,046	0,99

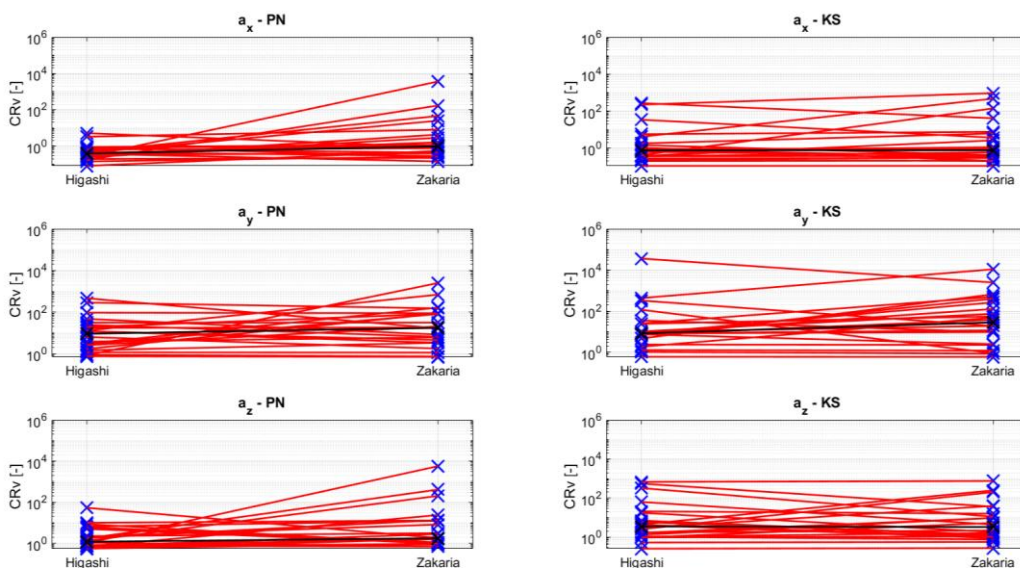
Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, CR_{VH} – CR vztažený průměru přechodu StW vyhodnoceného Higashi metodou, CR_{VZ} – CR vztažený průměru přechodu StW vyhodnoceného Zakaria metodou.

Pomocí čárových grafů je zobrazena změna CRv mezi metodami pro jednotlivé subjekty. Na obrázku 5.2.1 jsou ukázány změny CRv mezi metodami pro úhlovou rychlost a na obrázku 5.2.2 jsou ukázány změny CRv mezi metodami pro akceleraci.



Obrázek 5.2.1: Čárový graf CRv pro úhlovou rychlost

Vysvětlivka: modré body – CRv každého subjektu, červené přímky – změna mezi metodami, černé body a přímka – změna mediánu CRv mezi metodami.



Obrázek 5.2.2: Čárový graf CRv pro akceleraci

Vysvětlivka: modré body – CRv každého subjektu, červené přímky – změna mezi metodami, černé body a přímka – změna mediánu CRv mezi metodami.

V příloze B na stranách 52 a 53 jsou zobrazeny celkové výsledky CRv pro všechny směry. Tabulka B-1 zobrazuje výsledky CRv subjektů skupiny PN pro přechod StW vyhodnocený Higashi metodou, tabulka B-2 zobrazuje výsledky CRv subjektů skupiny PN pro přechod StW vyhodnocený Zakaria metodou, tabulka B-3 zobrazuje výsledky

CR_v subjektů skupiny KS pro přechod StW vyhodnocený Higashi metodou, tabulka B-4 zobrazuje výsledky CR_v subjektů skupiny KS pro přechod StW vyhodnocený Zakaria metodou.

5.3 Srovnání podle parametrů přechodu StW

Parametry určenými ke srovnání metod detekce byly zvoleny průměrná hodnota přechodu StW, maximální hodnota přechodu StW a doba trvání přechodu StW. Z těchto parametrů byly určeny CR a zobrazeny Bland-Altmanovy grafy.

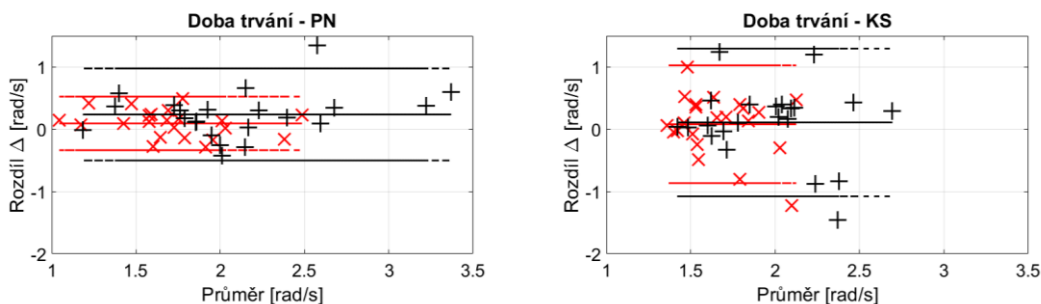
Parametr doba trvání přechodu StW je pro danou skupinu subjektů dané metody pro všechny směry shodná, což vychází ze shodnosti začátku a konce přechodu StW ve všech směrech. Z tabulky 5.3-1 je vidět, že pro obě metody je opakovatelnost vyšší pro skupinu subjektů PN než pro skupinu KS, což je vidět i na Bland-Altmanových grafech (obrázek 5.3.1, levý graf je pro skupinu PN a pravý graf pro skupinu KS). Z hlediska porovnání metod je na obrázku 5.3.1 vidět, že limitní přímkky pro metodu Higashi (červené přímkky) jsou u obou skupin blíže k průměrnému rozdílu metody Higashi, což značí menší CR a to znamená, že metoda je více opakovatelná než metoda Zakaria. Vyšší opakovatelnost metody Higashi je možné vyčíst také z porovnání CR metod v tabulce 5.3-1.

Tabulka 5.3-1: CR doby trvání přechodu StW

Metoda	Skupina subjektů	CR _d (s)
Higashi	PN	0,43
	KS	0,95
Zakaria	PN	0,74
	KS	1,19

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, CR_d – CR určený z doby trvání přechodu StW

Na obrázku 5.3.1 jsou Bland-Altmanovy grafy pro dobu trvání přechodu StW pro obě skupiny dat .



Obrázek 5.3.1: Bland-Altmanův graf pro parametr doba trvání

Vysvětlivka: červené body a přímkky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Higashi metodou, černé body a přímkky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Zakaria metodou.

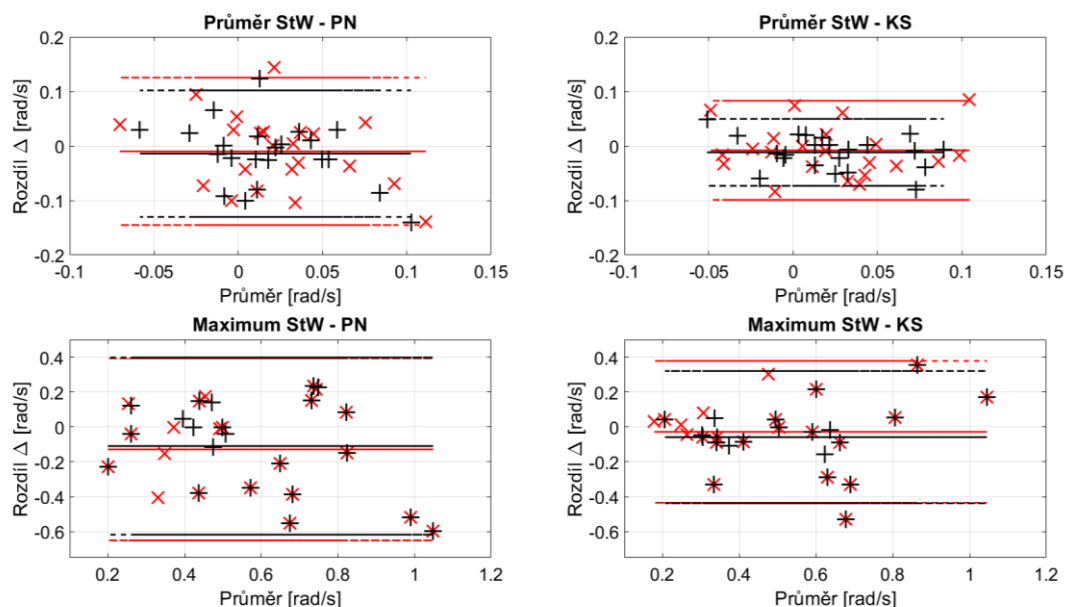
Tabulka 5.3-2 zobrazuje vypočítané CR pro obě metody pro ω_x . Pro průměrnou a maximální hodnotu přechodu StW vyhodnoceného oběma metodami platí, že pro skupinu subjektů PN je opakovatelnost nižší, než je pro skupinu subjektů KS, což je patrné i z obrázku 5.3.2, kdy limitní přímký obou metod jsou u skupiny KS mnohem méně vzdálené od přímký průměrného rozdílu. Při pohledu na obrázek 5.3.2 je vidět, že metody nejsou příliš rozdílné v opakovatelnosti, jelikož jejich limitní přímký jsou velmi blízko sebe a přímký průměrného rozdílu se téměř překrývají. Z pohledu na tabulku 5.3-2 je vidět, že rozdíl CR je pouze v setinách, z čehož plyne, že pro tyto parametry jsou metody obdobně opakovatelné.

Tabulka 5.3-2: CR parametrů pro obě metody detekce, ω_x

Metoda	Skupina subjektů	CR_p (rad/s)	CR_m (rad/s)
Higashi	PN	0,14	0,52
	KS	0,09	0,41
Zakaria	PN	0,12	0,51
	KS	0,06	0,38

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, CR_p – CR určený z průměrné hodnoty přechodu StW, CR_m – CR určený z maximální hodnoty přechodu StW.

Na obrázku 5.3.2 jsou Bland-Altmanovy grafy pro jednotlivé parametry přechodu StW určené pro ω_x .



Obrázek 5.3.2: Bland-Altmanův graf pro osu ω_x

Vysvětlivka: červené body a přímký – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Higashi metodou, černé body a přímký – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Zakaria metodou.

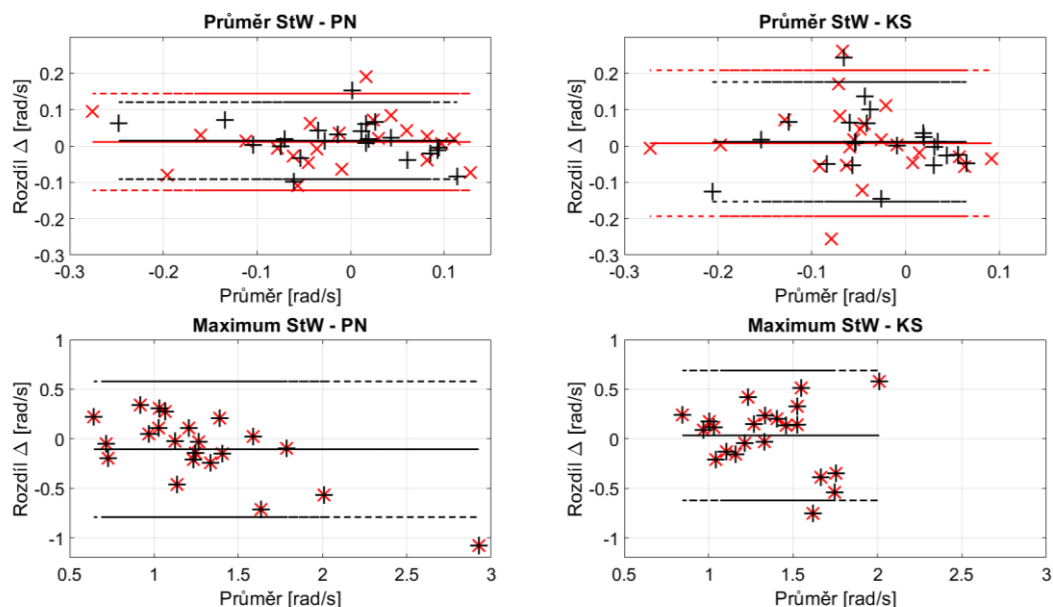
Tabulka 5.3-3 zobrazuje vypočítané CR pro obě metody pro ω_y . Pro průměrnou hodnotu přechodu StW vyhodnoceného oběma metodami platí, že pro skupinu subjektů PN je opakovatelnost vyšší, než je pro skupinu subjektů KS, což je opět vidět z pozice limitních přímek na obrázku 5.3.3. Rozdíl mezi metodami je minimální pro tento parametr, z čehož hodnotím, že pro tento parametr jsou metody obdobně opakovatelné. Pro maximální hodnotu přechodu StW vyhodnoceného oběma metodami je opakovatelnost skupin obdobná. Při pohledu na obrázek 5.3.3 pro maximální hodnotu přechodu StW je vidět shodnost limitních přímek metod, což bylo potvrzeno z tabulky 5.3-3, a pro tento parametr jsou metody shodně opakovatelné.

Tabulka 5.3-3: CR parametrů pro obě metody detekce, ω_y

Metoda	Skupina subjektů	CR_p (rad/s)	CR_m (rad/s)
Higashi	PN	0,13	0,68
	KS	0,20	0,66
Zakaria	PN	0,11	0,68
	KS	0,16	0,66

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, CR_p – CR určený z průměrné hodnoty přechodu StW, CR_m – CR určený z maximální hodnoty přechodu StW.

Na obrázku 5.3.3 jsou Bland-Altmanovy grafy pro jednotlivé parametry přechodu StW určené pro ω_y .



Obrázek 5.3.3: Bland-Altmanův graf pro osu ω_y

Vysvětlivka: červené body a přímký – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Higashi metodou, černé body a přímký – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Zakaria metodou.

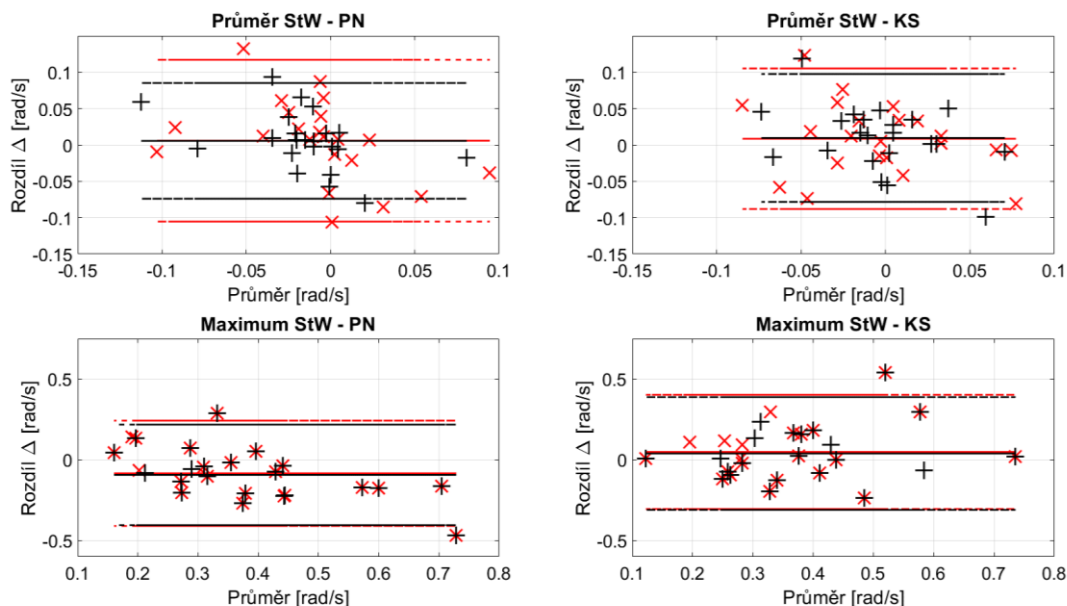
Tabulka 5.3-4 zobrazuje vypočítané CR pro obě metody pro ω_z . Pro průměrnou hodnotu přechodu StW vyhodnoceného oběma metodami platí, že opakovatelnost skupin subjektů je obdobná, což je vidět i na obrázku 5.3.4. Pro průměrnou hodnotu obou skupin jsou metody obdobně opakovatelné, viz tabulka 5.3-4. Pro maximální hodnotu přechodu StW vyhodnoceného oběma metodami je opakovatelnost skupin obdobná. Ve srovnání opakovatelnosti metod pro maximální hodnotu přechodu StW jsou metody pro skupinu subjektů PN obdobně opakovatelné, pro skupinu subjektů KS jsou metody opakovatelné shodně, což je vidět z obrázku 5.3.4.

Tabulka 5.3-4: CR parametrů pro obě metody detekce, ω_z

Metoda	Skupina subjektů	CR_p (rad/s)	CR_m (rad/s)
Higashi	PN	0,11	0,33
	KS	0,10	0,35
Zakaria	PN	0,08	0,31
	KS	0,09	0,35

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, CR_p – CR určený z průměrné hodnoty přechodu StW, CR_m – CR určený z maximální hodnoty přechodu StW.

Na obrázku 5.4.4 jsou Bland-Altmanovy grafy pro jednotlivé parametry přechodu StW určené pro ω_z .



Obrázek 5.3.4: Bland-Altmanův graf pro osu ω_z

Vysvětlivka: červené body a přímky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Higashi metodou, černé body a přímky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Zakaria metodou.

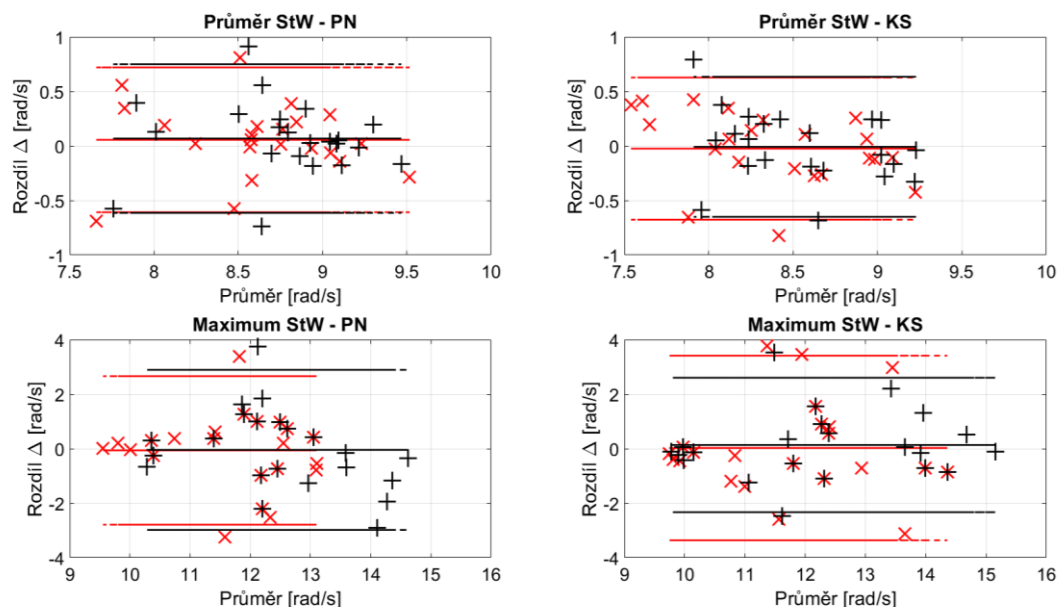
Tabulka 5.3-5 zobrazuje vypočítané CR pro obě metody pro a_x . Pro průměrnou hodnotu přechodu StW vyhodnoceného oběma metodami platí, že pro skupiny je opakovatelnost obdobná. Ve srovnání metod pro průměrnou hodnotu přechodu StW jsou metody obdobně opakovatelné, což je vidět i na obrázku 5.3.5. Pro maximální hodnotu přechodu StW vyhodnoceného Higashi metodu je opakovatelnost vyšší pro skupinu subjektů PN než pro skupinu subjektů KS. Pro metodu Zakaria je výsledek opačný, vyšší opakovatelnost je pro skupinu subjektů KS než pro skupinu subjektů PN. Ve srovnání metod pro maximální hodnotu přechodu StW je metoda Higashi více opakovatelná pro skupinu PN a metoda Zakaria je více opakovatelná pro skupinu KS.

Tabulka 5.3-5: CR parametrů pro obě metody detekce, a_x

Metoda	Skupina subjektů	CR_p (rad/s)	CR_m (rad/s)
Higashi	PN	0,66	2,72
	KS	0,65	3,39
Zakaria	PN	0,68	2,94
	KS	0,64	2,47

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, CR_p – CR určený z průměrné hodnoty přechodu StW, CR_m – CR určený z maximální hodnoty přechodu StW.

Na obrázku 5.3.5 jsou Bland-Altmanovy grafy pro jednotlivé parametry přechodu StW určené pro a_x .



Obrázek 5.3.5: Bland-Altmanův graf pro osu a_x

Vysvětlivka: červené body a přímky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Higashi metodou, černé body a přímky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Zakaria metodou.

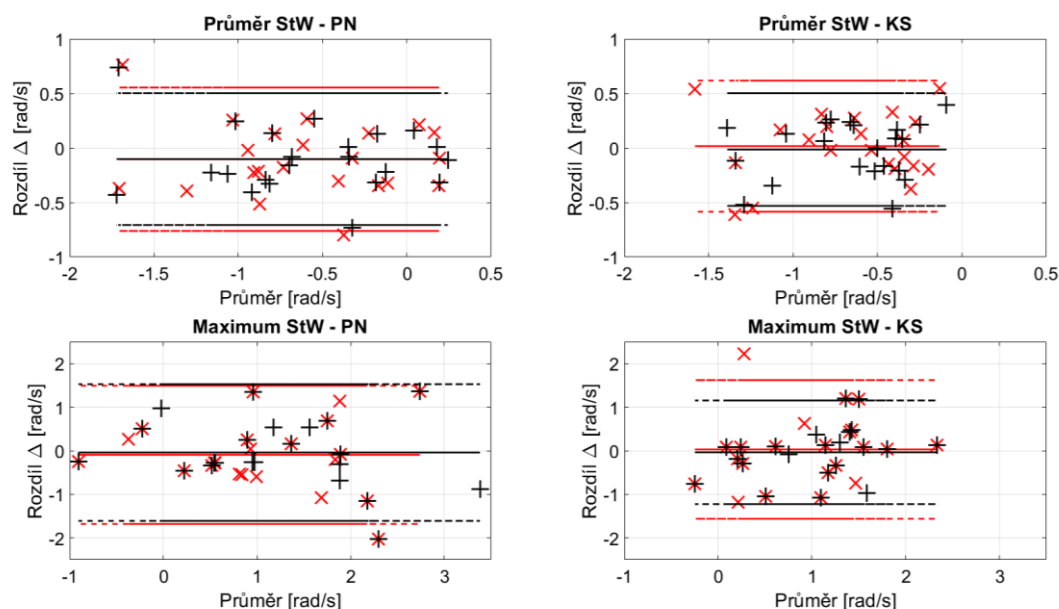
Tabulka 5.3-6 zobrazuje vypočítané CR pro obě metody pro a_y . Pro průměrnou hodnotu přechodu StW vyhodnoceného oběma metodami platí, že pro skupinu subjektů PN je opakovatelnost nižší, než je pro skupinu subjektů KS. Při porovnání metod má metoda Zakaria vyšší opakovatelnost než metoda Higashi. Pro maximální hodnotu přechodu StW vyhodnoceného Higashi metodou je opakovatelnost skupin subjektů shodná, pro metodu Zakaria je opakovatelnost vyšší pro skupinu KS. Ve srovnání opakovatelnosti metod je více opakovatelná metoda Zakaria u skupiny KS, což je vidět i na obrázku 5.3.6. Pro skupinu PN maximální hodnotu jsou metody obdobně opakovatelné, což v obrázku 5.3.6 ukazuje blízkost pozic limitních přímek.

Tabulka 5.3-6: CR parametrů pro obě metody detekce, a_y

Metoda	Skupina subjektů	CR_p (rad/s)	CR_m (rad/s)
Higashi	PN	0,66	1,59
	KS	0,60	1,59
Zakaria	PN	0,60	1,57
	KS	0,52	1,19

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, CR_p – CR určený z průměrné hodnoty přechodu StW, CR_m – CR určený z maximální hodnoty přechodu StW.

Na obrázku 5.3.6 jsou Bland-Altmanovy grafy pro jednotlivé parametry přechodu StW určené pro a_y .



Obrázek 5.3.6: Bland-Altmanův graf pro osu a_y

Vysvětlivka: červené body a přímkky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Higashi metodou, černé body a přímkky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Zakaria metodou.

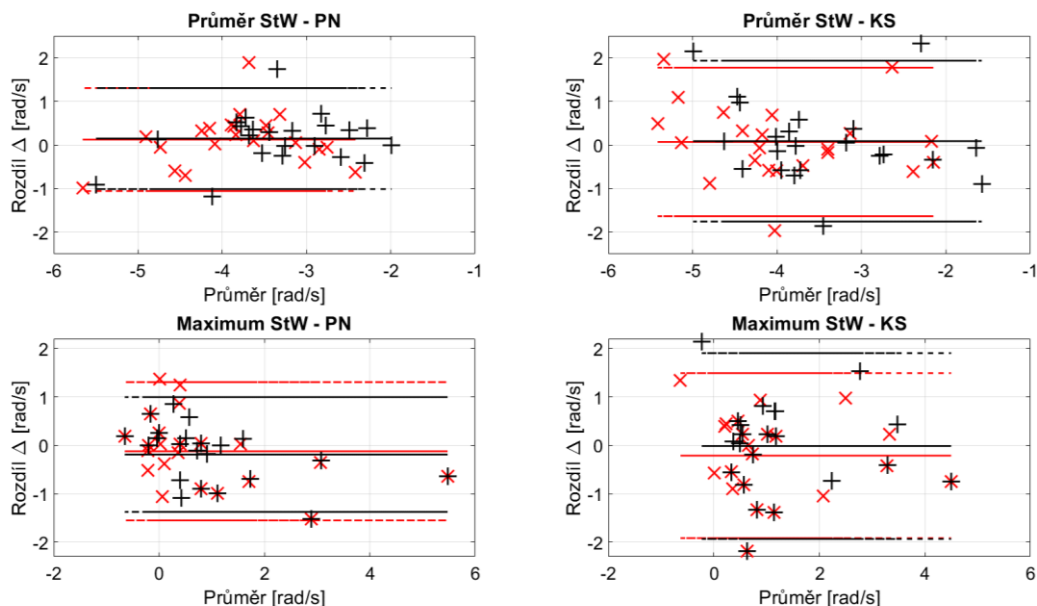
Tabulka 5.3-7 zobrazuje vypočítané CR pro obě metody pro a_z . Pro průměrnou hodnotu přechodu StW vyhodnoceného oběma metodami platí, že pro skupinu subjektů PN je opakovatelnost vyšší, než je pro skupinu subjektů KS. Pro průměrnou hodnotu skupiny PN jsou metody obdobně opakovatelné, pro skupinu KS je více opakovatelná metoda Higashi. Pro maximální hodnotu přechodu StW vyhodnoceného oběma metodami je opakovatelnost opět nižší pro skupinu subjektů PN než pro skupinu subjektů KS. Pro maximální hodnotu přechodu StW je pro skupinu subjektů PN více opakovatelná metoda Zakaria, pro skupinu subjektů KS je více opakovatelná metoda Higashi.

Tabulka 5.3-7: CR parametrů pro obě metody detekce, a_z

Metoda	Skupina subjektů	CR_p (rad/s)	CR_m (rad/s)
Higashi	PN	1,18	1,43
	KS	1,70	1,70
Zakaria	PN	1,16	1,18
	KS	1,84	1,92

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, CR_p – CR určený z průměrné hodnoty přechodu StW, CR_m – CR určený z maximální hodnoty přechodu StW.

Na obrázku 5.3.7 jsou Bland-Altmanovy grafy pro jednotlivé parametry přechodu StW určené pro a_z .



Obrázek 5.3.7: Bland-Altmanovy grafy pro osu a_z

Vysvětlivka: červené body a přímky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Higashi metodou, černé body a přímky – data v grafu pocházejí z přechodu StW detekovaného Zakaria metodou.

Hodnoty parametrů pro všechny subjekty a směry lze nalézt v příloze D na stranách 55–60. Tabulky D-1 a D-2 zobrazují parametry pro ω_x , D-3 a D-4 zobrazují parametry pro ω_y , D-5 a D-6 zobrazují parametry pro ω_z . Tabulky D-7 a D-8 zobrazují parametry pro a_x , D-9 a D-10 zobrazují parametry pro a_y a D-11 a D-12 zobrazují parametry pro a_z .

6 Diskuse

Hlavním výsledkem mé bakalářské práce bylo porovnání dvou metod detekce přechodu StW. Potřebné výpočty a algoritmy byly implementovány do prostředí MATLAB a aplikovány na 44 subjektů, 22 subjektů mělo Parkinsonovu nemoc a 22 subjektů pocházelo z kontrolní skupiny. V rámci práce byla zpracována data získaná z Neurologické kliniky 1.LF UK a VFN v Praze, vlastní měření nebylo realizováno. K porovnání metod sloužilo vyhodnocení opakovatelnosti pomocí koeficientu opakovatelnosti s určenou statistickou významností rozdílů mezi metodami.

Obě porovnávané metody pracují se senzorem umístěným v oblasti bederního obratle a detekce StW je provedena na precesní úhlové rychlosti (směr vzhledem k tělu lze vidět na obrázku 4.4.2). U metody ze studie Higashi a kol. [15] byla ve studii zvolena prahová hodnota $10\text{ }^\circ/\text{s}$, začátek přechodu StW byl vyhodnocován pro senzor umístěný v bederní části zad a konec přechodu StW pro senzor na dolní končetině. V metodě ze studie Zakaria a kol. [9] je v době, kdy subjekt sedí, počítáno s blíže nespecifikovanou konstantní hodnotou, která se při začátku přechodu StW začne zvyšovat. Konec přechodu StW je při dosažení původní hodnoty v době, kdy subjekt seděl na židli.

Při měření dat nebyl senzor umístěný na shodném místě, jako senzor ze studií [15] a [9], ale byl umístěn na hrudní kosti. Jelikož byl signál překlopený podle osy x (obrázek 4.6.2), byla detekce začátku přechodu StW v záporné hodnotě úhlové rychlosti oproti studiím [15] a [9], kde byla detekce provedena v kladné hodnotě úhlové rychlosti. Detekce konce přechodu StW byla v kladné hodnotě, oproti studiím [15] a [9], kde byla detekce v záporné hodnotě. Překlopení signálu s úpravou metodiky detekce by na výsledek detekce přechodu StW nemělo mít vliv. Při zobrazení naměřených dat precesní úhlové rychlosti ω_y (obrázek 4.6.2) byl vidět vliv umístění senzoru, kdy senzor snímal pravděpodobně šum, kterým by mohl být nádech nebo nepatrný pohyb v sedě. Filtrace nebyla provedena, jelikož by to mohlo zkreslovat signál a ovlivňovat následné porovnání metod na základě parametrů, mezi kterými byla maximální hodnota přechodu StW. Tento šum byl přítomný v různé míře u všech subjektů a komplikoval detekci, proto byl upraven algoritmus detekce. Detekce začátku přechodu StW byla provedena přibližováním se prahové hodnotě zprava, nikoliv zleva ve směru času. U metody Higashi byl konec přechodu StW detekován pro končetinový senzor. Tento postup není v práci proveden, jelikož nebyla dodána informace, která noha provedla první krok. Průzkum vlivu zanedbání detekce konce přechodu StW pro končetinový senzor nebyl zjištěn, práce byla zaměřena především na rovné srovnání metod v podobě detekce začátku a konce přechodu StW na shodném senzoru. V budoucnu by práce mohla být rozšířena o detekci přechodu StW na končetinovém senzoru, nejlépe s vyhodnocením pro obě studie a zkoumáním, zda se to projeví na výsledcích, jakých bylo v této práci dosaženo. Podle detekce přechodu StW v ω_y byl přechod StW vyhodnocen i pro ostatní směry.

Při pohledu na obrázek 4.6.8, odpovídající akceleraci ve směru předklon/záklon, je vidět, že v místě detekce začátku přechodu StW je změna akcelerace odpovídající předklonu během StW. Kombinace detekce podle vybraných studií v ω_y s detekcí v a_z v podobě hledání začátku prudkého poklesu by mohla vést ke zpřesnění výsledku detekce přechodu StW.

Porovnání metod detekce přechodu StW bylo provedeno z několika pohledů. Prvním pohledem bylo porovnání začátku a konce přechodu StW. Již z obrázků 5.1.1 a 5.1.2 bylo vidět, že pro tento subjekt je časový okamžik začátku a konce přechodu StW pro metody rozdílný, ale bylo třeba ověřit, zda se jedná o statisticky významný rozdíl. Před určením rozdílu metod byl proveden test normality s výsledkem v tabulce C-2 (na straně 54), na jehož základě byl vybrán test pro hodnocení statistické významnosti. Na základě vybraného párového testu byl rozdíl mezi metodami potvrzen, a to jak pro začátek přechodu StW, tak pro konec přechodu StW. Z výsledků tohoto srovnání plyne, že Higashi metoda detekovala začátek přechodu StW později a konec přechodu StW dříve nebo shodně jako metoda Zakaria. To ukazuje na to, že pokud je přechod StW vyhodnocený Zakaria metodou, má delší trvání než přechod StW vyhodnocený Higashi metodou. Z výsledků začátku přechodu StW je vidět, že metoda Zakaria je na detekci velmi citlivá, což je zapříčiněno samotným procesem získání prahové hodnoty. Zatímco detekce metodou Higashi má pevně stanovenou prahovou hodnotu pro všechny subjekty, která činí $10 \text{ }^\circ/\text{s}$, u metody Zakaria je použita prahová hodnota určena jako průměrná hodnota úhlové rychlosti pro dobu sezení subjektu. Z toho plyne, že prahová hodnota má pro každý subjekt jinou hodnotu, která je závislá na hodnotách signálu ve fázi sezení. Vzhledem k časovým okamžikům detekce začátku přechodu StW metodou Zakaria bude prahová hodnota blízká 0. Obecně vliv na začátek přechodu StW by mohla mít i samotná židle. Pokud bude židle vyšší, subjekt by se mohl zvedat rychleji, jelikož by potřeboval při zvedu ze židle menší sílu v dolních končetinách. Dalšími vlivy by mohla mít měkkost židle nebo také, pokud židle obsahuje područky a subjekt si pomáhá rukama. Začátek přechodu StW by ve všech těchto případech mohl mít změněný průběh. Po naměření TUG s těmito vlivy by mohla být také provedena detekce podle této práce a zhodnocena rozdílnost ve výsledcích. Detekce konce přechodu StW by mohla vykazovat chybovost, pokud subjekt zůstane v mírnějším předklonu a již začne chůzi. V práci bylo také provedeno porovnání, zda v rámci jedné metody detekce je statisticky významný rozdíl mezi začátkem z prvního a druhého měření. Tento rozdíl mezi metodami není statisticky významný a proto považují detekování začátku pro první i druhé měření za shodné. Shodný výsledek byl i pro konec přechodu StW.

Další srovnání bylo provedeno na základě koeficientu opakovatelnosti (CR) určeného pro celý provedený přechod StW, vyhodnocený jednou i druhou metodou, a který byl vztažen k průměru daného přechodu StW z důvodu lepšího porovnání. Hodnota CR je závislá na hodnotách přechodu StW, což v případě výpočtu pro signál s vysokou a nízkou amplitudou znamená, že pro signály s vysokou amplitudou by mohl

být CR znatelně vyšší než pro signál s nízkou amplitudou. Pro opakovatelnost prováděného přechodu by to znamenalo, že signál s vysokou amplitudou bude méně opakovatelný než signál s nižší amplitudou, přestože ve skutečnosti by to tak nemuselo být. Z tohoto důvodu byl CR vztažen k průměru přechodu StW a je označen jako CR_V . Ve vzorci 4.7.1.3 ze strany 27 byla použita absolutní hodnota průměrů přechodu StW. Na výsledek statistické významnosti rozdílů metod pro tuto práci to nemělo vliv. Naopak použití absolutní hodnoty umožnilo přehlednější zobrazení změny CR_V mezi metodami v logaritmické ose, což by při záporných hodnotách CR_V nemohlo být provedeno. Výsledky provedeného testu normality, sloužící k určení vhodného statistického testu porovnávajícího CR_V metod, lze nalézt v tabulce C-1 na straně 54.

Pro zhodnocení statistické významnosti rozdílů byl proveden párový test, který potvrdil významný rozdíl pouze u skupiny subjektů PN v přechodu StW ve směrech ω_y , a_x a a_z . V ostatních přechodech StW nebyla statistická významnost potvrzena a pro tyto přechody StW jsou metody shodně opakovatelné. Pro přechod StW ve směrech ω_y , a_x a a_z byl pro skupinu subjektů PN medián CR_{VH} vždy menší než medián CR_{VZ} , z čehož hodnotím, na základě výsledku párového testu, že metoda Higashi je pro tyto směry a skupinu subjektů více opakovatelná než metoda Zakaria. Důvodem potvrzených statistických rozdílů metod pro skupinu PN by mohlo být, že vlivem nemoci je menší pravděpodobnost ovlivnění, ať už vědomé nebo nevědomé, průběhu TUG, a tím přechodu StW. Subjekt ze skupiny KS by mohl vykazovat snahu, a nemusí být vědomá, o zlepšení výsledku TUG tím, že by se snažil provést test rychleji nebo provede přechod StW jiným způsobem, např. s rozdílným úhlovým rozsahem. Rozšířením práce by mohlo být naměření více než dvou opakovaní TUG, kde by mohlo možné ovlivnění zaniknout. Poté by se dalo porovnat, zda se výsledky metod detekce u skupiny KS budou také lišit z hlediska opakovatelnosti.

Pro poslední srovnání byly určeny parametry přechodu StW, kterými byly průměrná hodnota, maximální hodnota a doba trvání. Porovnání bylo provedeno na základě CR určeného z těchto parametrů a byly vykresleny Bland-Altmanovy grafy.

Pro dobu trvání je Higashi metoda více opakovatelná než metoda Zakaria, což je vidět z tabulky 5.3-1 i z obrázku 5.3.1 ze strany 35. Z hlediska porovnání skupin je skupina PN více opakovatelná. Důvodem vyšší opakovatelnosti metody Higashi v tomto případě může být stanovená prahová hodnota, která by mohla začátek i konec prvního i druhého měření přechodu StW detekovat při téměř totožném vzorku, pokud by byl pohyb proveden alespoň podobně. U metody Zakaria je vysoká citlivost, kdy je do přechodu StW zanesen i velmi malý pohyb, který při druhém měření již subjekt nemusí provést.

Další porovnání metod a skupin subjektů je provedeno na základě opakovatelnosti průměrné a maximální hodnoty přechodu StW. Porovnání metod na základě parametrů přineslo výsledek, že pro všechny parametry v úhlové rychlosti jsou metody shodně nebo obdobně opakovatelné. U obdobné opakovatelnosti se domnívám, že pokud by byl soubor

dat rozšířen o jeden subjekt, mohl by se rozdíl mezi metodami zcela změnit, a to zaniknout nebo také zvětšit. Při pohledu na obrázek 5.3.3 na straně 37 je vidět, že metody detekce nemají vliv na velikost maximální hodnoty a jsou pro tento parametr shodně opakovatelné.

Rozdílnost je ovšem v akceleracích. Ve směru a_x se liší opakovatelnost metod, a to pro maximální hodnotu přechodu StW, kde pro skupinu PN je více opakovatelná metoda Higashi a pro skupinu KS je více opakovatelná metoda Zakaria. Pro směr a_y je metoda Zakaria více opakovatelná pro průměrnou a maximální hodnotu přechodu StW skupiny PN a pro maximální hodnotu skupiny KS. Pro směr a_z je pro průměrnou a maximální hodnotu skupiny KS více opakovatelná metoda Higashi, pro maximální hodnotu skupiny PN je více opakovatelná metoda Zakaria. Na rozdílnost opakovatelnosti metod ve směru akcelerací má vliv opět samotná detekce. Zatímco u úhlové rychlosti nejsou lokální maxima signálu ve fázi StW tak rozdílná, pro akcelerace to neplatí. Pro směr a_x (obrázek 4.6.6 na straně 25) je u tohoto subjektu velmi důležitý časový okamžik, kdy byl přechod StW ukončen. Pokud by konec přechodu StW byl pro jedno měření detekován před výrazným maximem a pro druhé měření detekován až po maximu, rozdíl mezi měřeními by mohl být velký a tím by se ovlivnila hodnota CR. Také pro směr a_z (obrázek 4.6.8 na straně 26) je důležitý časový okamžik detekce začátku a konce přechodu StW.

Rozhodnout o tom, jaká metoda je lepší, je složité. Fáze StW je pro každého jedince subjektivní pohyb, který sice obsahuje určité části shodné pro většinu populace, ale především začátek StW a konec StW se jeví jako specifický. V rámci práce mohu vyhodnotit, jaká metoda je pro jaký subjekt vhodnější, ale v rámci skupin PN a KS je vhodnost metod pro subjekty rozdílná. Z toho důvodu se nepřikláním, že by jedna metoda byla lepší než druhá. Na závěr je ukázáno, proč bych použila jako alternativu k detekci přechodu StW kombinaci detekce v ω_y a a_z . Při pohledu na obrázek E.1 na straně 61 je vidět na pravém dolním grafu pro a_z část označenou zeleně, kde je, dle mého názoru, už část chůze. Usuzuji vzhledem k rytmické části signálu, která je patrná v pozdějším průběhu signálu. V tomto případě metoda Higashi poskytuje lepší výsledek detekce, viz stejný obrázek, levá strana. Naopak na obrázku E.2 na téže straně je vidět, že v levém horním grafu, pocházející z metody detekce Higashi, by detekce konce přechodu StW mohla být ukončena později, ve shodném místě jako metoda Zakaria, kde, dle mého mínění, dochází ke skutečnému konci přechodu StW.

7 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala porovnáním dvou vybraných metod detekce přechodu StW. Jednalo se o metody ze studií Higashi a kol. [15] a Zakaria a kol. [9]. Metody byly implementovány do prostředí MATLAB a aplikovány na 44 subjektech, kteří byli rozděleni do skupiny PN (subjekt s Parkinsonovou nemocí) a KS (subjekt z kontrolní skupiny). Porovnání metod bylo provedeno pomocí určených markerů (začátek a konec přechodu StW) a na základě opakovatelnosti pomocí koeficientu opakovatelnosti, který byl vyhodnocen pro celý přechod StW a pro určené parametry, kterými byly průměrná a maximální hodnota přechodu StW a doba trvání přechodu StW.

V rámci implementace byl algoritmus detekce upraven, a to v detekci začátku přechodu StW, kde byla detekce provedena retrospektivně. Také, oproti metodě Higashi, nebyl použit končetinový senzor pro detekci konce přechodu StW, ale byla provedena detekce pouze pro hrudní senzor. Podle začátku a konce přechodu StW v precesní úhlové rychlosti byl přechod StW vyhodnocen i pro ostatní směry.

Na základě porovnání metod pomocí začátku a konce přechodu StW a určeného statisticky významného rozdílu mezi metodami, má přechod StW vyhodnocený metodou Zakaria delší trvání, jelikož začátek přechodu StW je vyhodnocen dříve a konec přechodu StW je vyhodnocen později. Na základě porovnání metod pomocí koeficientu opakovatelnosti je přechod StW vyhodnocený metodou Higashi více opakovatelný než přechod StW vyhodnocený Zakaria metodou ve směrech ω_y , a_x a a_z pro skupinu PN. Důvod tohoto výsledku opakovatelnosti by mohl být v pravděpodobně menší možnosti ovlivnění výsledku. Výsledek by mohl být ovlivněn provedením přechodu StW jiným způsobem nebo rychleji. Na základě porovnání metod z hlediska opakovatelnosti určené z doby trvání, která je ve všech směrech shodná, je Higashi metoda více opakovatelná než metoda Zakaria. Důvodem, proč je Higashi metoda více opakovatelná je, dle mého názoru, v prahové hodnotě, kdy malé rozdíly v začátku a konci přechodu StW nejsou zaznamenány v detekovaném přechodu StW. Opakovatelnost metod určená z parametrů úhlové rychlosti je převážně obdobná. Ze shodné opakovatelnosti metod u maximální hodnoty přechodu StW ve směru ω_y je vidět, že tyto vybrané metody nemění velikost maximální hodnoty přechodu StW. Z opakovatelnosti metod určené z parametrů akcelerace je více opakovatelná metoda Zakaria než metoda Higashi.

Na základě všech dosažených výsledků nesoudím, že by jedna metoda byla pro detekci přechodu StW lepší než druhá. Přechod StW je, dle mého mínění, subjektivní pohyb, který má začátek a konec specifický pro každého jedince. Z tohoto důvodu bych detekci přechodu StW v ω_y doplnila o detekci přechodu v a_z , která by mohla vést ke zpřesnění výsledků detekce.

Seznam použité literatury

- [1] SHUMWAY-COOK, Anne, Sandy BRAUER a Marjorie WOOLLACOTT. *Physical Therapy* [online]. 2000, **80**(9), 896-903 [cit. 2020-03-23]. DOI: 10.1093/ptj/80.9.896. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/80/9/896/2842520>
- [2] BLAND, Martin a Douglas ALTMAN. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*. 1986, **327**(8476), 307-310. DOI: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8. ISSN 01406736. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673686908378>
- [3] BAREŠ, Martin. Diagnostika a klinické příznaky Parkinsonovy nemoci. *Neurologie v praxi*. 2011, **2**(1), 22-24.
- [4] DVOŘÁČKOVÁ, Dominika. *Fyzioterapie u pacientů s Parkinsonovým syndromem*. Praha, 2017.. Bakalářská práce. 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy. Vedoucí práce MUDr. Yvona Angerová, MBA., Ph.D.
- [5] AMBLER, Zdeněk. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 2006. ISBN 80-726-2433-4.
- [6] AUTOR NEZNÁMÝ, . Základní příznaky. *Parkinson-Help z.s.* [online]. [cit. 2019-10-24]. Dostupné z: <https://parkinson-help.cz/parkinsonova-nemocn-priznaky-motoricke/zakladni-priznaky/>
- [7] VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (1. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, **9**(4), 115-121.
- [8] MENŠÍKOVÁ, Kateřina. Nejlepší postup v terapii motoricky pokročilé Parkinsonovy nemoci je apomorfinová infuze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2018, **5**(1). ISSN 1802-4041.
- [9] ZAKARIA, Nor, Yutaka KUWAE, Toshiyo TAMURA, Kotaro MINATO a Shigehiko KANAYA. Quantitative analysis of fall risk using TUG test. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2013, **18**(4), 426-437 [cit. 2019-10-02]. DOI: 10.1080/10255842.2013.805211. ISSN 1025-5842. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255842.2013.805211>
- [10] PHYSIOPEDIA CONTRIBUTORS, . Four Square Step Test. In: *Physiopedia* [online]. [cit. 2020-03-06]. Dostupné z: https://www.physiopedia.com/index.php?title=Four_Square_Step_Test&oldid=224472

- [11] TOMEČKOVÁ, Jana. *Funkční testy chůze a jejich využití v praxi*. Olomouc, 2016.. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Mgr. Radka Crhonková.
- [12] WEISS, Aner, Anat MIRELMAN, Aron BUCHMAN, David BENNETT, Jeffrey HAUSDORFF a Deborah KADO. Using a Body-Fixed Sensor to Identify Subclinical Gait Difficulties in Older Adults with IADL Disability: Maximizing the Output of the Timed Up and Go. *PLoS ONE* [online]. 2013, **8**(7) [cit. 2019-03-12]. DOI: 10.1371/journal.pone.0068885. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0068885>
- [13] MILOSEVIC, Mladen, Emil JOVANOVIĆ a Aleksandar MILENKOVIC. Quantifying Timed-Up-and-Go test: A smartphone implementation. *2013 IEEE International Conference on Body Sensor Networks*. IEEE, 2013, , 1-6. DOI: 10.1109/BSN.2013.6575478. ISBN 978-1-4799-0330-6. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6575478/>
- [14] VYHNÁNKOVÁ, Jana,. *Sledování balančních schopností pomocí funkčních testů Timed Up and Go, Bergové balanční škály a funkčního testu dosahu všemi směry před a po terapii s využitím Nintendo Wii Fit u seniorů (nad 65 let) se zvýšeným rizikem pádů*. Olomouc, 2014.. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.
- [15] HIGASHI, Y., K. YAMAKOSHI, T. FUJIMOTO, M. SEKINE a T. TAMURA. Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 2008, **27**(4), 38-46 [cit. 2019-03-03]. DOI: 10.1109/MEMB.2008.919494. ISSN 0739-5175. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4558137/>
- [16] SALARIAN, A., H. RUSSMANN, F.J.G. VINGERHOETS, P.R. BURKHARD a K. AMINIAN. Ambulatory Monitoring of Physical Activities in Patients With Parkinson's Disease. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2007, **54**(12), 2296-2299 [cit. 2019-04-02]. DOI: 10.1109/TBME.2007.896591. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4359998/>

- [17] ADAME, M., A. AL-JAWAD, M. ROMANOVAS, M. HOBERT, W. MAETZLER, K. MÖLLER a Y. MANOLI. TUG Test Instrumentation for Parkinson's disease patients using Inertial Sensors and Dynamic Time Warping. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* [online]. 2012, **57**(-1-), 1071–1074 [cit. 2019-03-06]. DOI: 10.1515/bmt-2012-4426. ISSN 1862-278X. Dostupné z: <https://www.degruyter.com/view/j/bmte.2012.57.issue-s1-E/bmt-2012-4426/bmt-2012-4426.xml>
- [18] TACCONI, Carlo, Sabato MELLONE a Lorenzo CHIARI. Smartphone-Based Applications for Investigating Falls and Mobility. *Proceedings of the 5th International ICST Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare* [online]. IEEE, 2011, , - [cit. 2020-03-11]. DOI: 10.4108/icst.pervasivehealth.2011.246060. ISBN 978-1-936968-15-2. Dostupné z: <http://eudl.eu/doi/10.4108/icst.pervasivehealth.2011.246060>
- [19] NENADÁL, Jaroslav. *Management kvality pro 21. století*. 1. vydání. Praha: Management Press, 2018. ISBN 978-80-726-1561-2.
- [20] SCHOONJANS, Frank. Bland-Altman plot. *MedCalc statistical software* [online]. Ostend, 2019 [cit. 2019-12-30]. Dostupné z: <https://www.medcalc.org/manual/blandaltman.php>
- [21] VÍTEČKOVÁ, Slávka, Radim KRUPIČKA, Petr DUŠEK, Václav ČEJKA, Patrik KUTÍLEK, Jan NOVÁK, Zoltán SZABÓ a Evžen RŮŽIČKA. The repeatability of the instrumented timed Up & Go test: The performance of older adults and parkinson's disease patients under different conditions. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* [online]. 2020, **40**(1), 363-377 [cit. 2020-05-11]. DOI: 10.1016/j.bbe.2019.12.001. ISSN 02085216. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0208521619304875>
- [22] MYLES, P.S. a J. CUI. I. Using the Bland–Altman method to measure agreement with repeated measures. *British Journal of Anaesthesia* [online]. 2007, **99**(3), 309-311 [cit. 2020-01-01]. DOI: 10.1093/bja/aem214. ISSN 00070912. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0007091217347153>
- [23] VAZ, Sharmila, Torbjörn FALKMER, Anne PASSMORE, Richard PARSONS, Pantelis ANDREOU a Susanne HEMPEL. The Case for Using the Repeatability Coefficient When Calculating Test–Retest Reliability. *PLoS ONE* [online]. 2013, **8**(9) [cit. 2019-12-30]. DOI: 10.1371/journal.pone.0073990. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0073990>

- [24] JABOR, Antonín. Altmanův a Blandův graf. *Encyklopedie laboratorní medicíny pro klinickou praxi* [online]. Praha [cit. 2019-12-30]. Dostupné z: <http://www.demo4.smitka.eu/encyklopedie/A/AJDNJ.htm>
- [25] PLZÁK, Zbyněk. Porovnání výsledků analytických metod. In: *EURACHEM-ČR* [online]. Ústí nad Labem, 2007 [cit. 2019-12-30]. Dostupné z: <http://www.eurachem.cz/user-files/files/metodicky-list-10-2018.pdf>

Přílohy

A. Začátek a konec přechodu StW

Tabulka A-1: Časové okamžiky začátku StW a jejich rozdíly mezi metodami

ID	t_H (s)		t_Z (s)		$\Delta_{začátek}$ (s)		ID	t_H (s)		t_Z (s)		$\Delta_{začátek}$ (s)	
	PN	M1	M2	M1	M2	M1		M2	KS	M1	M2	M1	M2
281	2,55	2,41	2,06	2,22	0,49	0,19	331	1,64	1,24	1,61	1,22	0,03	0,02
296	3,24	1,34	2,68	1,15	0,56	0,19	341	1,30	2,48	1,28	2,46	0,02	0,02
311	2,96	2,41	2,42	2,12	0,54	0,29	386	1,58	1,77	1,34	1,74	0,24	0,03
316	2,69	2,16	1,85	1,98	0,84	0,18	396	2,22	1,25	2,21	1,19	0,01	0,06
326	2,92	2,01	2,89	1,99	0,03	0,02	401	1,87	1,89	1,84	1,86	0,03	0,03
346	2,32	1,56	2,26	1,55	0,06	0,01	421	1,62	3,14	1,40	3,12	0,22	0,02
361	1,78	1,83	1,50	1,61	0,28	0,22	451	1,96	2,11	1,77	1,95	0,19	0,16
456	2,00	1,88	1,95	1,66	0,05	0,22	471	2,37	2,07	2,31	1,97	0,06	0,10
466	2,29	1,65	1,74	1,33	0,55	0,32	481	2,73	2,32	2,67	2,21	0,06	0,11
476	1,98	2,14	1,78	1,63	0,20	0,51	486	2,03	1,73	1,87	1,67	0,16	0,06
511	1,26	1,22	1,20	1,13	0,06	0,09	501	2,53	1,31	2,41	1,30	0,12	0,01
516	1,99	1,43	1,91	1,41	0,08	0,02	506	2,30	2,04	2,20	2,03	0,10	0,01
531	1,85	1,39	1,47	1,21	0,38	0,18	521	2,11	1,40	1,94	1,33	0,17	0,07
541	0,86	1,80	0,80	1,51	0,06	0,29	526	1,63	1,11	1,56	1,08	0,07	0,03
556	0,97	4,79	0,76	4,63	0,21	0,16	546	2,01	3,83	1,55	3,44	0,46	0,39
561	2,38	6,62	2,23	6,56	0,15	0,06	601	1,18	1,00	1,02	0,88	0,16	0,12
566	2,10	3,59	1,88	3,09	0,22	0,50	626	1,36	1,98	1,31	1,70	0,05	0,28
586	1,24	1,86	1,07	1,54	0,17	0,32	671	1,84	0,42	1,81	0,32	0,03	0,10
596	1,90	2,74	1,65	2,68	0,25	0,06	676	1,76	1,81	1,42	1,34	0,34	0,47
606	1,24	1,44	1,14	1,24	0,10	0,20	716	1,62	1,76	1,47	1,65	0,15	0,11
616	1,58	3,06	1,37	3,02	0,21	0,04	731	1,54	1,93	1,40	1,91	0,14	0,02
621	2,35	1,90	2,29	1,86	0,06	0,04	760	2,60	1,72	2,56	1,24	0,04	0,48

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, t_H – časový okamžik začátku pro metodu Higashi, t_Z – časový okamžik začátku pro metodu Zakaria, $\Delta_{začátek}$ – časový rozdíl začátku mezi metodami, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka A-2: Časové okamžiky konce StW a jejich rozdíly mezi metodami

ID	t_H (s)		t_Z (s)		Δ_{konec} (s)		ID	t_H (s)		t_Z (s)		Δ_{konec} (s)	
	PN	M1	M2	M1	M2	M1		M2	KS	M1	M2	M1	M2
281	4,41	4,44	4,54	4,51	-0,13	-0,07	331	3,04	2,66	3,10	2,68	-0,06	-0,02
296	5,00	3,39	5,52	3,64	-0,52	-0,25	341	2,76	4,02	2,84	4,13	-0,08	-0,11
311	5,55	4,77	6,08	5,18	-0,53	-0,41	386	3,56	3,35	4,16	3,36	-0,60	-0,01
316	4,42	3,86	5,09	3,87	-0,67	-0,01	396	3,70	3,95	3,84	4,28	-0,14	-0,33
326	4,99	3,94	5,06	4,13	-0,07	-0,19	401	3,25	3,21	3,27	3,25	-0,02	-0,04
346	4,15	3,22	4,17	3,34	-0,02	-0,12	421	3,49	5,31	4,07	5,36	-0,58	-0,05
361	3,35	3,53	3,39	3,60	-0,04	-0,07	451	3,84	3,48	3,92	3,93	-0,08	-0,45
456	3,11	2,84	3,12	2,84	-0,01	0,00	471	3,78	3,72	3,85	3,84	-0,07	-0,12
466	4,32	3,66	4,37	3,87	-0,05	-0,21	481	4,23	3,72	4,29	3,77	-0,06	-0,05
476	3,73	3,74	3,77	3,91	-0,04	-0,17	486	4,00	2,70	4,15	2,71	-0,15	-0,01
511	2,97	3,07	2,99	3,34	-0,02	-0,27	501	4,23	2,65	4,25	2,68	-0,02	-0,03
516	3,44	3,16	3,81	3,20	-0,37	-0,04	506	4,10	3,64	4,43	3,86	-0,33	-0,22
531	3,31	2,76	3,37	2,81	-0,06	-0,05	521	3,85	2,95	3,98	2,97	-0,13	-0,02
541	2,54	3,26	2,87	3,27	-0,33	-0,01	526	3,35	2,30	3,38	2,80	-0,03	-0,50
556	2,60	6,30	2,62	6,75	-0,02	-0,45	546	4,36	5,71	4,38	5,98	-0,02	-0,27
561	4,21	8,15	4,70	8,37	-0,49	-0,22	601	2,47	2,78	3,13	2,79	-0,66	-0,01
566	4,11	5,11	4,25	5,16	-0,14	-0,05	626	2,73	3,39	2,98	3,40	-0,25	-0,01
586	2,91	3,12	2,94	3,23	-0,03	-0,11	671	3,22	2,60	3,60	2,99	-0,38	-0,39
596	3,32	3,74	3,33	3,78	-0,01	-0,04	676	3,48	3,13	3,70	3,27	-0,22	-0,14
606	3,53	3,89	4,54	4,26	-1,01	-0,37	716	3,59	3,39	3,65	3,46	-0,06	-0,07
616	3,28	4,52	3,28	4,54	0,00	-0,02	731	3,57	3,69	3,65	3,83	-0,08	-0,14
621	3,55	3,03	3,84	3,04	-0,29	-0,01	760	4,50	3,48	4,51	4,03	-0,01	-0,55

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, t_H – časový okamžik konce pro metodu detekce Higashi, t_Z – časový okamžik konce pro metodu detekce Zakaria, Δ_{konec} – časový rozdíl konce mezi metodami, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

B. Koeficient opakovatelnosti celého přechodu StW

Tabulka B-1: CRv pro metodu detekce Higashi, skupina subjektů PN

ID PN	$CRv \omega_x (-)$	$CRv \omega_y (-)$	$CRv \omega_z (-)$	$CRv a_x (-)$	$CRv a_y (-)$	$CRv a_z (-)$
281	8	12	64	0,2	31,3	0,7
296	2 262	73	33	0,4	47,3	6,5
311	254	28	133	0,3	12,2	0,7
316	21	127	56	0,3	0,9	1,0
326	121	2	893	0,3	17,5	0,8
346	20	14	13	0,3	1,5	1,1
361	169	18	66	0,4	0,9	0,7
456	13	38	4	0,9	6,4	5,0
466	4	6	41	0,1	3,8	0,6
476	28	25	72	0,8	24,4	2,2
511	16	11	283	0,5	2,8	0,7
516	17	36	771	0,5	12,0	6,1
531	79	6	3	0,1	3,1	0,5
541	120	34	540	0,9	1,7	1,8
556	44	8	35	0,2	1,8	0,7
561	68	57	98	0,2	13,0	1,3
566	12	1 278	1 506	5,1	287,0	53,1
586	98	92	412	0,7	462,4	8,5
596	378	856	114	0,6	94,2	9,9
606	29	6	25	0,3	2,6	2,1
616	64	9	90	3,2	19,3	0,8
621	4	6	12	0,4	0,8	1,7
$CRv_{0,5} (-)$	37	21	69	0,4	9,2	1,2
$CRv_{min} (-)$	4	2	3	0,1	0,8	0,5
$CRv_{max} (-)$	2 262	1 278	1 506	5,1	462,4	53,1

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, $CRv_{0,5}$ – medián CRv dané metody, CRv_{min} – minimální hodnota CRv dané metody, CRv_{max} – maximální hodnota CRv dané metody.

Tabulka B-2: CRv pro metodu detekce Zakaria, skupina subjektů PN

ID PN	$CRv \omega_x (-)$	$CRv \omega_y (-)$	$CRv \omega_z (-)$	$CRv a_x (-)$	$CRv a_y (-)$	$CRv a_z (-)$
281	5	21	450	0,2	31,3	0,9
296	444	154	570	24,7	8,3	12,3
311	7 148	84	2 182	4,2	3,4	23,5
316	76 703	239 277	15 794	3 571,6	2 504,8	5 647,6
326	274	3	47	0,4	18,3	0,9
346	66	22	4	0,4	3,4	0,7
361	75	25	23	0,1	0,7	0,7
456	18	15	6	0,3	1,8	1,0
466	5	8	22	0,5	6,2	1,0
476	90	77	89	1,0	6,5	3,1
511	393	621	3 030	45,0	80,7	2,8
516	12	48	37	0,3	4,6	1,1
531	194	122	31	0,3	164,6	1,6
541	41	21	16 908	1,2	84,0	13,4
556	121	87	359	2,8	1,1	1,7
561	143	17 345	103 687	169,5	692,9	201,3
566	443	45	17	0,9	151,8	1,8
586	23	43	19	0,4	16,6	1,0
596	74	5 091	61	0,8	88,2	12,9
606	93	105	2 575	1,6	20,7	8,1
616	166	15	582	7,9	82,4	1,7
621	411	10	367	1,1	0,7	409,9
$CRv_{0,5} (-)$	107	47	224	1,0	17,5	1,8
$CRv_{min} (-)$	5	3	4	0,1	0,7	0,7
$CRv_{max} (-)$	76 703	239 277	103 687	3 572,6	2 504,8	5 647,6

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, $CRv_{0,5}$ – medián CRv dané metody, CRv_{min} – minimální hodnota CRv dané metody, CRv_{max} – maximální hodnota CRv dané metody.

Tabulka B-3: CRv pro metodu detekce Higashi, skupina subjektů KS

ID KS	CRv ω_x (-)	CRv ω_y (-)	CRv ω_z (-)	CRv a_x (-)	CRv a_y (-)	CRv a_z (-)
331	24	7	11	0,2	2,3	0,5
341	22	13	28	0,4	8,2	1,0
386	38	536	4 489	4,1	4,6	4,4
396	13 258	286	61 113	270,0	35 983,3	548,0
401	14	33	3	0,1	0,6	0,3
421	10	270	207	5,7	10,2	1,6
451	23 850	397	12	0,6	34,8	7,0
471	176	13	476	1,5	7,4	4,1
481	8	10	19	0,2	1,0	1,0
486	14 906	732	11 788	225,3	428,3	669,4
501	34	42	11	0,4	24,0	20,7
506	9	6	55	1,8	8,2	2,9
521	12	16	77	0,9	8,1	1,3
526	374	676	200	0,8	115,2	5,9
546	1 482	77	30	0,4	1,8	17,5
601	140	686	108	34,2	7,3	322,2
626	10	22	555	0,3	1,3	1,1
671	28	67	6 364	0,8	24,8	62,9
676	1 381	125	161	1,1	323,2	1,7
716	28	130	78	0,4	8,3	4,2
731	18	41	23	0,7	9,9	0,9
760	50	4	7	0,4	7,0	2,5
CRv _{0,5} (-)	31	54	77	0,8	8,2	3,5
CRv _{min} (-)	8	4	3	0,1	0,6	0,3
CRv _{max} (-)	23 850	732	61 113	270,0	35 983,3	669,4

Vysvětlivka: KS – subjekt z kontrolní skupiny, CRv_{0,5} – medián CRv dané metody, CRv_{min} – minimální hodnota CRv dané metody, CRv_{max} – maximální hodnota CRv dané metody.

Tabulka B-4: CRv pro metodu detekce Zakaria, skupina subjektů KS

ID KS	CRv ω_x (-)	CRv ω_y (-)	CRv ω_z (-)	CRv a_x (-)	CRv a_y (-)	CRv a_z (-)
331	21	7	14	0,2	2,2	0,6
341	30	12	42	0,4	9,5	1,1
386	4 785	422	11 076	472,2	653,3	246,6
396	3 590	9 886	732	41,0	2 442,6	36,0
401	13	35	3	0,1	0,6	0,3
421	15	34	5 534	7,6	73,7	9,4
451	32	34	232	0,4	9,5	1,3
471	289	17	282	0,4	2,5	0,9
481	7	7	58	0,2	0,8	0,8
486	33 024	26 894	33 265	939,6	10 798,5	747,6
501	78	10	43	2,6	54,8	15,7
506	1 308	95	292	6,2	126,7	39,4
521	41	125	1 291	0,9	11,5	9,4
526	19	19	5	0,4	0,9	1,2
546	290	42	2 985	0,3	48,5	1,8
601	24	173	111	3,7	37,5	11,0
626	13	27	24	0,3	1,2	1,6
671	8 312	1 924	4 024	1,0	492,2	4,3
676	773	110	16	0,2	18,8	2,1
716	31	147	10	0,6	262,6	1,0
731	693	24	237	1,1	18,8	5,3
760	74	14	6 922	140,3	399,1	199,7
CRv _{0,5} (-)	57	35	235	0,8	28,2	3,2
CRv _{min} (-)	7	7	3	0,1	0,6	0,3
CRv _{max} (-)	33 024	26 894	33 265	939,6	10 798,5	747,6

Vysvětlivka: KS – subjekt z kontrolní skupiny, CRv_{0,5} – medián CRv dané metody, CRv_{min} – minimální hodnota CRv dané metody, CRv_{max} – maximální hodnota CRv dané metody.

C. Výsledek testování normality

Tabulka C-1: Výsledky testu normality pro CR celého přechodu StW na $\alpha = 0,05$

Metoda	Osa	Skupina subjektů	p-hodnota
Higashi	ω_x	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	ω_y	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	ω_z	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	a_x	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	a_y	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	a_z	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
Zakaria	ω_x	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	ω_y	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	ω_z	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	a_x	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	a_y	PN	< 0,01
		KS	< 0,01
	a_z	PN	< 0,01
		KS	< 0,01

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny.

Tabulka C-2: Výsledky normality pro začátek a konec přechodu StW na $\alpha = 0,05$

Metoda	Data	Měření	Skupina subjektů	p-hodnota
Higashi	Začátek	První	PN	0,83
			KS	0,71
		Druhé	PN	< 0,01
			KS	0,07
	Konec	První	PN	0,96
			KS	0,27
		Druhé	PN	< 0,01
			KS	0,15
Zakaria	Začátek	První	PN	0,45
			KS	0,85
		Druhé	PN	< 0,01
			KS	0,43
	Konec	První	PN	0,40
			KS	0,40
		Druhé	PN	< 0,01
			KS	0,01

Vysvětlivka: PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny.

D. Parametry přechodu StW

Tabulka D-1: Parametry pro metodu detekce Higashi, ω_x

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	0,02	0,05	0,27	0,42	1,87	2,04	331	0,01	0,02	0,52	0,85	1,41	1,43
296	0,03	-0,03	0,75	0,90	1,77	2,06	341	-0,06	-0,02	0,71	0,49	1,47	1,55
311	0,01	-0,02	0,32	0,19	2,60	2,37	386	0,06	0,00	0,50	0,50	1,99	1,59
316	0,03	0,03	0,86	0,78	1,74	1,71	396	0,00	0,07	1,04	0,69	1,49	2,71
326	-0,03	0,05	0,40	0,95	2,08	1,94	401	-0,01	0,03	0,23	0,19	1,39	1,33
346	-0,02	0,09	0,73	1,25	1,84	1,67	421	-0,02	-0,08	0,35	0,26	1,88	2,18
361	-0,05	0,05	0,54	0,75	1,58	1,71	451	0,04	-0,04	0,63	0,32	1,89	1,38
456	-0,05	-0,09	0,85	0,64	1,12	0,97	471	-0,05	0,03	0,17	0,50	1,42	1,66
466	0,06	0,13	0,49	0,50	2,04	2,02	481	0,07	0,10	0,62	0,71	1,51	1,41
476	0,03	0,00	0,54	0,37	1,76	1,61	486	0,05	0,05	0,51	0,47	1,98	0,98
511	0,06	0,03	0,50	0,50	1,72	1,86	501	0,09	0,11	0,49	0,77	1,71	1,35
516	0,10	0,05	0,81	0,66	1,46	1,74	506	0,02	0,07	0,31	0,37	1,81	1,61
531	-0,02	0,03	0,09	0,31	1,47	1,38	521	0,04	0,08	0,83	0,78	1,75	1,56
541	0,02	0,00	0,51	0,36	1,69	1,47	526	0,03	0,06	0,57	0,60	1,73	1,20
556	0,02	-0,07	0,49	0,87	1,64	1,52	546	0,00	-0,02	0,19	0,16	2,36	1,89
561	0,05	0,02	0,37	0,37	1,84	1,54	601	0,15	0,06	1,13	0,96	1,30	1,79
566	0,01	0,05	0,24	0,28	2,02	1,53	626	0,00	0,06	0,37	0,45	1,38	1,42
586	0,05	0,08	0,25	0,63	1,68	1,27	671	-0,05	-0,03	0,25	0,24	1,39	2,19
596	0,09	-0,05	0,75	1,35	1,43	1,01	676	0,00	0,01	0,41	0,94	1,73	1,33
606	-0,06	0,02	0,13	0,53	2,30	2,46	716	0,03	0,01	0,28	0,33	1,98	1,64
616	0,02	0,02	0,85	0,62	1,71	1,47	731	-0,03	-0,02	0,24	0,29	2,04	1,77
621	0,04	0,18	0,40	0,75	1,21	1,14	760	-0,02	-0,01	0,30	0,38	1,91	1,77

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-2: Parametry pro metodu detekce Zakaria, ω_x

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	0,04	0,06	0,42	0,42	2,49	2,30	331	0,02	0,02	0,52	0,85	1,50	1,47
296	-0,02	-0,04	0,75	0,90	2,85	2,50	341	-0,02	-0,04	0,71	0,49	1,57	1,68
311	-0,01	-0,01	0,32	0,20	3,67	3,07	386	0,02	0,00	0,50	0,50	2,83	1,63
316	0,00	0,02	0,86	0,78	3,25	1,90	396	0,03	0,11	1,04	0,69	1,64	3,10
326	-0,05	0,05	0,40	0,95	2,18	2,15	401	0,00	0,03	0,23	0,19	1,44	1,40
346	-0,03	0,05	0,73	1,25	1,92	1,80	421	-0,03	-0,08	0,36	0,31	2,68	2,25
361	-0,05	0,04	0,54	0,75	1,90	2,00	451	0,02	0,04	0,63	0,64	2,16	1,99
456	-0,04	-0,07	0,86	0,64	1,18	1,19	471	-0,05	0,01	0,17	0,50	1,55	1,88
466	0,04	0,13	0,49	0,53	2,64	2,55	481	0,06	0,10	0,62	0,71	1,63	1,57
476	0,03	0,02	0,54	0,40	2,00	2,29	486	0,04	0,04	0,51	0,47	2,29	1,05
511	0,05	0,04	0,50	0,50	1,80	2,22	501	0,09	0,09	0,49	0,77	1,85	1,39
516	0,07	0,04	0,81	0,66	1,91	1,80	506	0,01	0,06	0,31	0,37	2,24	1,84
531	-0,02	0,01	0,09	0,31	1,91	1,61	521	0,07	0,08	0,83	0,78	2,05	1,65
541	0,02	0,00	0,51	0,36	2,08	1,77	526	0,03	0,04	0,57	0,60	1,83	1,73
556	0,02	-0,05	0,49	0,87	1,87	2,13	546	-0,01	0,00	0,28	0,33	2,84	2,55
561	0,05	0,02	0,42	0,37	2,48	1,82	601	0,08	0,06	1,13	0,96	2,12	1,92
566	0,00	0,03	0,24	0,28	2,38	2,08	626	0,00	0,05	0,37	0,45	1,68	1,71
586	0,04	0,07	0,25	0,63	1,88	1,70	671	0,01	0,01	0,54	0,70	1,80	2,68
596	0,07	-0,05	0,75	1,35	1,69	1,11	676	0,01	-0,01	0,41	0,94	2,29	1,94
606	-0,02	0,00	0,42	0,53	3,41	3,03	716	0,02	0,01	0,28	0,33	2,19	1,82
616	0,02	0,02	0,85	0,62	1,92	1,53	731	-0,02	0,01	0,32	0,43	2,26	1,93
621	0,03	0,17	0,40	0,75	1,56	1,19	760	-0,02	0,00	0,30	0,38	1,96	2,80

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-3: Parametry pro metodu detekce Higashi, ω_y

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	0,08	0,04	1,21	1,46	1,87	2,04	331	-0,01	-0,07	1,50	1,30	1,41	1,43
296	0,12	0,10	1,60	1,58	1,77	2,06	341	0,03	0,09	1,45	1,22	1,47	1,55
311	-0,10	-0,12	0,75	0,53	2,60	2,37	386	-0,21	0,05	1,19	1,24	1,99	1,59
316	-0,04	0,02	1,25	1,28	1,74	1,71	396	0,01	-0,16	1,58	1,93	1,49	2,71
326	-0,23	-0,32	1,74	1,84	2,08	1,94	401	-0,01	-0,01	1,53	1,39	1,39	1,33
346	-0,01	-0,07	1,33	1,48	1,84	1,67	421	-0,02	0,03	1,48	2,02	1,88	2,18
361	0,08	0,00	0,91	1,37	1,58	1,71	451	0,01	0,02	1,47	1,86	1,89	1,38
456	-0,11	0,00	1,73	2,29	1,12	0,97	471	-0,09	-0,04	1,81	1,29	1,42	1,66
466	-0,08	-0,05	0,63	0,83	2,04	2,02	481	-0,12	-0,06	2,30	1,72	1,51	1,41
476	0,04	0,02	1,26	1,15	1,76	1,61	486	0,06	-0,20	1,24	1,99	1,98	0,98
511	0,10	0,09	1,09	0,75	1,72	1,86	501	-0,09	-0,16	0,96	0,72	1,71	1,35
516	-0,04	-0,03	1,20	0,93	1,46	1,74	506	-0,20	-0,20	1,34	1,19	1,81	1,61
531	0,06	0,10	1,11	1,14	1,47	1,38	521	-0,06	-0,06	1,44	1,02	1,75	1,56
541	-0,07	-0,02	0,99	0,95	1,69	1,47	526	0,03	-0,08	1,04	1,17	1,73	1,20
556	0,09	0,07	1,49	1,28	1,64	1,52	546	0,07	0,11	1,59	1,45	2,36	1,89
561	0,01	-0,03	1,17	1,32	1,84	1,54	601	-0,11	0,01	1,09	0,98	1,30	1,79
566	-0,08	-0,07	1,08	0,97	2,02	1,53	626	-0,03	-0,07	1,32	1,35	1,38	1,42
586	0,06	-0,01	0,69	0,74	1,68	1,27	671	-0,02	-0,04	1,69	1,36	1,39	2,19
596	0,11	-0,08	2,39	3,47	1,43	1,01	676	0,04	0,07	0,93	1,15	1,73	1,33
606	-0,24	-0,16	1,13	1,34	2,30	2,46	716	-0,05	-0,06	1,09	0,91	1,98	1,64
616	0,09	0,16	1,28	1,99	1,71	1,47	731	-0,03	-0,11	1,02	0,92	2,04	1,77
621	-0,15	-0,17	1,18	0,88	1,21	1,14	760	-0,28	-0,27	1,08	1,23	1,91	1,77

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-4: Parametry pro metodu detekce Zakaria, ω_y

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	0,05	0,03	1,21	1,46	2,49	2,30	331	-0,01	-0,07	1,50	1,47	1,5	1,3
296	0,09	0,10	1,60	1,58	2,85	2,50	341	-0,01	-0,07	1,50	1,30	1,50	1,47
311	-0,06	-0,08	0,75	0,53	3,67	3,07	386	0,04	0,09	1,45	1,22	1,57	1,68
316	0,02	0,01	1,25	1,28	3,25	1,90	396	-0,10	0,05	1,19	1,24	2,83	1,63
326	-0,22	-0,28	1,74	1,84	2,18	2,15	401	0,02	-0,11	1,58	1,93	1,64	3,10
346	-0,01	-0,06	1,33	1,48	1,92	1,80	421	-0,01	-0,01	1,53	1,39	1,44	1,40
361	0,06	-0,01	0,91	1,37	1,90	2,00	451	0,03	0,03	1,48	2,02	2,68	2,25
456	-0,11	-0,01	1,73	2,29	1,18	1,19	471	0,00	0,06	1,47	1,86	2,16	1,99
466	-0,07	-0,04	0,63	0,83	2,64	2,55	481	-0,08	-0,03	1,81	1,29	1,55	1,88
476	0,03	0,01	1,26	1,15	2,00	2,29	486	-0,11	-0,06	2,30	1,72	1,63	1,57
511	0,09	0,10	1,09	0,75	1,80	2,22	501	0,06	-0,19	1,24	1,99	2,29	1,05
516	0,00	-0,03	1,20	0,93	1,91	1,80	506	-0,09	-0,16	0,96	0,72	1,85	1,39
531	0,04	0,08	1,11	1,14	1,91	1,61	521	-0,15	-0,16	1,34	1,19	2,24	1,84
541	-0,02	-0,03	0,99	0,95	2,08	1,77	526	-0,05	-0,06	1,44	1,02	2,05	1,65
556	0,08	0,10	1,49	1,28	1,87	2,13	546	0,03	0,06	1,04	1,17	1,83	1,73
561	0,03	-0,01	1,17	1,32	2,48	1,82	601	0,04	0,07	1,59	1,45	2,84	2,55
566	-0,08	-0,07	1,08	0,97	2,38	2,08	626	0,03	0,01	1,09	0,98	2,12	1,92
586	0,05	-0,01	0,69	0,74	1,88	1,70	671	0,01	-0,09	1,32	1,35	1,68	1,71
596	0,08	-0,07	2,39	3,47	1,69	1,11	676	0,04	0,00	1,69	1,36	1,80	2,68
606	-0,10	-0,11	1,13	1,34	3,41	3,03	716	0,04	0,03	0,93	1,15	2,29	1,94
616	0,07	0,16	1,28	1,99	1,92	1,53	731	-0,05	-0,06	1,09	0,91	2,19	1,82
621	-0,10	-0,17	1,18	0,88	1,56	1,19	760	-0,03	-0,09	1,02	0,92	2,26	1,93

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-5: Parametry pro metodu detekce Higashi, ω_z

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	0,00	-0,01	0,26	0,13	1,87	2,04	331	0,04	0,03	0,49	0,31	1,41	1,43
296	0,02	0,09	0,33	0,55	1,77	2,06	341	0,00	-0,06	0,79	0,25	1,47	1,55
311	0,00	-0,06	0,26	0,12	2,60	2,37	386	0,00	-0,01	0,31	0,19	1,99	1,59
316	0,01	-0,03	0,32	0,25	1,74	1,71	396	-0,01	0,00	0,45	0,28	1,49	2,71
326	-0,05	0,05	0,62	0,79	2,08	1,94	401	0,07	0,08	0,22	0,29	1,39	1,33
346	-0,08	-0,10	0,51	0,69	1,84	1,67	421	-0,01	0,03	0,19	0,31	1,88	2,18
361	0,03	-0,04	0,33	0,55	1,58	1,71	451	-0,04	-0,02	0,48	0,18	1,89	1,38
456	0,08	0,11	0,50	0,96	1,12	0,97	471	0,03	-0,02	0,28	0,40	1,42	1,66
466	0,04	-0,05	0,48	0,19	2,04	2,02	481	0,04	0,00	0,39	0,36	1,51	1,41
476	0,00	0,02	0,24	0,51	1,76	1,61	486	0,04	0,12	0,44	0,44	1,98	0,98
511	0,00	0,01	0,35	0,36	1,72	1,86	501	0,01	-0,11	0,46	0,30	1,71	1,35
516	0,01	0,00	0,42	0,46	1,46	1,74	506	0,00	-0,03	0,13	0,12	1,81	1,61
531	-0,11	-0,10	0,17	0,23	1,47	1,38	521	0,02	-0,01	0,73	0,43	1,75	1,56
541	-0,03	0,03	0,20	0,34	1,69	1,47	526	-0,08	-0,01	0,75	0,73	1,73	1,20
556	0,00	-0,02	0,17	0,38	1,64	1,52	546	0,01	-0,06	0,25	0,14	2,36	1,89
561	-0,01	0,07	0,39	0,47	1,84	1,54	601	-0,09	-0,03	0,33	0,24	1,30	1,79
566	-0,01	-0,02	0,27	0,37	2,02	1,53	626	-0,01	0,01	0,21	0,31	1,38	1,42
586	0,01	-0,12	0,49	0,66	1,68	1,27	671	-0,01	-0,03	0,29	0,28	1,39	2,19
596	-0,03	-0,05	0,28	0,48	1,43	1,01	676	-0,04	-0,05	0,37	0,60	1,73	1,33
606	0,03	0,02	0,29	0,33	2,30	2,46	716	-0,06	-0,11	0,23	0,43	1,98	1,64
616	-0,01	-0,03	0,42	0,37	1,71	1,47	731	0,03	0,03	0,27	0,29	2,04	1,77
621	0,00	-0,05	0,18	0,14	1,21	1,14	760	0,06	0,07	0,37	0,45	1,91	1,77

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-6: Parametry pro metodu detekce Zakaria, ω_z

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	0,01	-0,01	0,26	0,13	2,49	2,30	331	0,03	0,03	0,49	0,31	1,50	1,47
296	-0,02	0,06	0,33	0,55	2,85	2,50	341	0,00	-0,04	0,79	0,25	1,57	1,68
311	-0,03	-0,02	0,26	0,32	3,67	3,07	386	0,01	0,00	0,43	0,19	2,83	1,63
316	-0,02	-0,02	0,32	0,25	3,25	1,90	396	-0,01	-0,02	0,45	0,28	1,64	3,10
326	-0,04	0,00	0,62	0,79	2,18	2,15	401	0,07	0,08	0,22	0,29	1,44	1,40
346	-0,08	-0,14	0,51	0,69	1,92	1,80	421	-0,03	0,03	0,19	0,31	2,68	2,25
361	0,02	-0,04	0,33	0,55	1,90	2,00	451	-0,03	0,02	0,48	0,38	2,16	1,99
456	0,07	0,09	0,50	0,96	1,18	1,19	471	0,03	0,00	0,28	0,40	1,55	1,88
466	0,02	-0,05	0,48	0,19	2,64	2,55	481	0,02	-0,01	0,39	0,36	1,63	1,57
476	0,00	0,01	0,24	0,51	2,00	2,29	486	0,01	0,11	0,44	0,44	2,29	1,05
511	-0,01	-0,01	0,35	0,36	1,80	2,22	501	0,01	-0,11	0,46	0,30	1,85	1,39
516	-0,01	-0,01	0,42	0,46	1,91	1,80	506	0,00	-0,03	0,13	0,12	2,24	1,84
531	-0,08	-0,08	0,17	0,25	1,91	1,61	521	0,00	-0,02	0,73	0,43	2,05	1,65
541	-0,02	0,02	0,20	0,34	2,08	1,77	526	-0,07	-0,06	0,75	0,73	1,83	1,73
556	0,00	0,00	0,17	0,38	1,87	2,13	546	0,02	-0,03	0,25	0,24	2,84	2,55
561	-0,03	0,03	0,39	0,47	2,48	1,82	601	-0,04	-0,03	0,37	0,24	2,12	1,92
566	-0,01	-0,02	0,27	0,37	2,38	2,08	626	-0,02	0,00	0,21	0,31	1,68	1,71
586	0,01	-0,08	0,49	0,66	1,88	1,70	671	0,00	0,01	0,55	0,62	1,80	2,68
596	-0,03	-0,04	0,28	0,48	1,69	1,11	676	-0,01	-0,04	0,37	0,60	2,29	1,94
606	0,01	0,00	0,29	0,33	3,41	3,03	716	-0,05	-0,10	0,23	0,43	2,19	1,82
616	-0,01	-0,03	0,42	0,37	1,92	1,53	731	0,03	0,03	0,27	0,29	2,26	1,93
621	-0,01	-0,04	0,18	0,14	1,56	1,19	760	0,06	0,01	0,37	0,45	1,96	2,80

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-7: Parametry pro metodu detekce Higashi, a_x

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	8,63	8,53	12,52	11,26	1,87	2,04	331	8,62	8,52	12,68	12,11	1,41	1,43
296	8,16	7,97	12,70	13,48	1,77	2,06	341	8,54	8,80	13,93	14,78	1,47	1,55
311	9,02	9,08	9,99	10,04	2,60	2,37	386	8,97	8,91	12,72	11,82	1,99	1,59
316	8,26	8,24	9,56	9,54	1,74	1,71	396	8,03	8,05	11,77	12,86	1,49	2,71
326	8,09	7,53	11,58	11,21	2,08	1,94	401	8,10	8,25	9,70	10,14	1,39	1,33
346	8,00	7,65	13,51	10,12	1,84	1,67	421	7,81	7,40	12,82	12,00	1,88	2,18
361	9,01	8,62	10,26	10,51	1,58	1,71	451	8,12	7,70	13,68	10,21	1,89	1,38
456	8,95	8,73	11,10	13,30	1,12	0,97	471	8,15	8,09	10,27	12,85	1,42	1,66
466	8,92	8,95	9,90	9,71	2,04	2,02	481	8,29	7,94	10,09	10,22	1,51	1,41
476	8,60	8,55	13,26	12,85	1,76	1,61	486	8,32	8,18	13,26	9,47	1,98	0,98
511	8,19	8,76	12,83	13,37	1,72	1,86	501	9,01	9,44	11,53	12,07	1,71	1,35
516	9,24	9,22	11,07	13,59	1,46	1,74	506	8,92	9,04	10,31	11,68	1,81	1,61
531	8,70	8,52	10,51	10,21	1,47	1,38	521	7,55	8,21	12,96	11,40	1,75	1,56
541	9,19	8,90	12,99	12,25	1,69	1,47	526	9,00	8,74	14,94	11,96	1,73	1,20
556	8,76	8,74	12,65	12,45	1,64	1,52	546	7,75	7,55	9,66	9,83	2,36	1,89
561	8,57	8,57	10,92	10,55	1,84	1,54	601	8,49	8,77	12,09	15,21	1,30	1,79
566	8,84	8,69	11,73	11,11	2,02	1,53	626	8,01	8,83	10,71	10,96	1,38	1,42
586	9,37	9,66	12,99	12,00	1,68	1,27	671	7,73	7,35	10,17	11,35	1,39	2,19
596	8,91	8,10	12,62	11,61	1,43	1,01	676	9,03	9,14	12,58	13,30	1,73	1,33
606	8,42	8,74	9,96	13,19	2,30	2,46	716	8,41	8,61	9,62	10,01	1,98	1,64
616	7,31	8,00	12,09	12,82	1,71	1,47	731	8,44	8,20	10,01	9,95	2,04	1,77
621	9,03	9,17	11,69	12,67	1,21	1,14	760	8,90	9,01	13,64	14,34	1,91	1,77

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-8: Parametry pro metodu detekce Zakaria, a_x

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	8,83	8,66	12,52	11,26	2,49	2,30	331	8,66	8,54	12,68	12,11	1,50	1,47
296	8,65	8,36	14,45	14,80	2,85	2,50	341	8,57	8,79	13,93	14,78	1,57	1,68
311	9,21	9,22	12,67	11,05	3,67	3,07	386	9,14	8,90	12,72	11,82	2,83	1,63
316	8,92	8,37	14,00	10,25	3,25	1,90	396	8,21	8,10	11,77	12,86	1,64	3,10
326	8,09	7,70	11,58	11,21	2,18	2,15	401	8,14	8,33	9,77	10,19	1,44	1,40
346	8,08	7,95	13,51	13,67	1,92	1,80	421	8,31	7,52	14,53	12,32	2,68	2,25
361	9,07	8,73	10,26	10,51	1,90	2,00	451	8,27	8,40	13,68	13,62	2,16	1,99
456	8,94	8,91	11,10	13,30	1,18	1,19	471	8,27	8,20	10,38	12,85	1,55	1,88
466	9,09	9,07	9,95	10,60	2,64	2,55	481	8,37	8,10	10,09	10,22	1,63	1,57
476	8,67	8,73	13,26	12,85	2,00	2,29	486	8,43	8,22	13,26	9,73	2,29	1,05
511	8,27	9,01	13,30	15,24	1,80	2,22	501	9,06	9,38	11,53	12,07	1,85	1,39
516	9,40	9,20	12,33	13,59	1,91	1,80	506	9,02	9,18	10,44	11,68	2,24	1,84
531	8,87	8,62	10,51	10,21	1,91	1,61	521	7,66	8,25	12,96	11,40	2,05	1,65
541	9,12	9,07	12,99	12,25	2,08	1,77	526	8,98	9,06	14,94	14,42	1,83	1,73
556	8,85	9,03	12,65	15,56	1,87	2,13	546	8,07	8,02	9,72	9,83	2,84	2,55
561	8,86	8,73	13,12	11,28	2,48	1,82	601	9,09	8,84	15,10	15,21	2,12	1,92
566	9,06	9,03	13,26	13,94	2,38	2,08	626	8,31	8,99	11,89	11,54	1,68	1,71
586	9,38	9,55	12,99	12,00	1,88	1,70	671	8,26	7,89	13,85	14,00	1,80	2,68
596	9,02	8,11	12,62	11,61	1,69	1,11	676	9,21	9,25	14,61	13,30	2,29	1,94
606	8,82	8,91	13,78	14,94	3,41	3,03	716	8,51	8,70	9,78	10,01	2,19	1,82
616	7,47	8,04	12,09	12,82	1,92	1,53	731	8,54	8,30	10,01	9,95	2,26	1,93
621	9,02	9,20	11,69	12,67	1,56	1,19	760	8,90	9,18	13,64	14,34	1,96	2,80

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-9: Parametry pro metodu detekce Higashi, a_1

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	0,18	-0,03	1,02	0,78	1,87	2,04	331	-0,50	-0,77	0,66	0,56	1,41	1,43
296	-0,95	-0,93	1,73	1,94	1,77	2,06	341	-0,25	-0,58	1,82	1,78	1,47	1,55
311	-0,60	-0,63	0,56	1,11	2,60	2,37	386	-0,87	-0,94	1,23	0,61	1,99	1,59
316	-0,90	-1,16	-0,24	-0,51	1,74	1,71	396	-0,30	-0,10	1,62	1,19	1,49	2,71
326	0,15	0,24	3,42	2,06	2,08	1,94	401	-1,41	-1,27	-0,63	0,14	1,39	1,33
346	-1,02	-0,80	2,45	1,32	1,84	1,67	421	-0,49	-0,11	1,20	1,08	1,88	2,18
361	-1,30	-2,07	0,03	-0,48	1,58	1,71	451	-0,37	-0,21	2,10	0,91	1,89	1,38
456	-0,99	-0,77	0,41	0,69	1,12	0,97	471	-0,68	-0,99	0,56	1,63	1,42	1,66
466	-0,77	0,03	0,41	0,69	2,04	2,02	481	-0,99	-1,16	0,29	0,20	1,51	1,41
476	-0,37	-0,28	1,45	1,29	1,76	1,61	486	-0,55	-0,53	1,96	0,77	1,98	0,98
511	-1,13	-0,61	0,35	0,68	1,72	1,86	501	-0,49	-0,30	0,92	1,43	1,71	1,35
516	-0,46	-0,73	0,69	1,29	1,46	1,74	506	-0,51	-0,36	0,11	0,41	1,81	1,61
531	-0,16	-0,29	1,85	1,94	1,47	1,38	521	-1,65	-1,04	1,66	1,19	1,75	1,56
541	-1,50	-1,11	1,64	0,29	1,69	1,47	526	-1,31	-1,85	1,39	-0,83	1,73	1,20
556	-0,72	-0,85	-0,01	0,45	1,64	1,52	546	-0,79	-0,77	-0,01	1,03	2,36	1,89
561	-0,56	-0,25	0,95	0,91	1,84	1,54	601	-1,51	-0,96	-0,38	0,80	1,30	1,79
566	-0,27	0,05	1,15	2,23	2,02	1,53	626	-0,70	-0,90	0,13	0,05	1,38	1,42
586	0,23	0,09	1,29	3,31	1,68	1,27	671	-0,38	-0,30	1,09	1,43	1,39	2,19
596	-0,34	0,00	2,09	1,41	1,43	1,01	676	0,14	-0,41	2,40	2,27	1,73	1,33
606	-0,82	-0,64	0,54	1,08	2,30	2,46	716	-0,16	-0,39	1,59	1,51	1,98	1,64
616	0,02	0,36	1,60	2,75	1,71	1,47	731	-0,53	-0,66	0,11	0,30	2,04	1,77
621	-1,89	-1,52	-1,03	-0,78	1,21	1,14	760	-0,31	-0,38	1,10	1,84	1,91	1,77

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-10: Parametry pro metodu detekce Zakaria, a_1

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	0,12	-0,04	1,02	0,78	2,49	2,30	331	-0,54	-0,78	0,66	0,56	1,50	1,47
296	-1,18	-0,95	1,73	2,05	2,85	2,50	341	-0,30	-0,47	1,82	1,78	1,57	1,68
311	-0,78	-0,62	0,84	1,11	3,67	3,07	386	-0,69	-0,92	1,23	0,86	2,83	1,63
316	-0,89	-1,14	0,47	-0,51	3,25	1,90	396	-0,48	-0,19	1,62	1,19	1,64	3,10
326	0,18	0,17	3,42	2,06	2,18	2,15	401	-1,40	-1,28	-0,63	0,14	1,44	1,40
346	-0,98	-0,65	2,94	3,83	1,92	1,80	421	-0,69	-0,13	1,20	1,08	2,68	2,25
361	-1,34	-2,08	0,03	-0,48	1,90	2,00	451	-0,35	-0,44	2,10	0,91	2,16	1,99
456	-0,98	-0,69	0,41	0,69	1,18	1,19	471	-0,65	-0,91	0,56	1,63	1,55	1,88
466	-0,69	0,04	0,41	0,69	2,64	2,55	481	-0,98	-1,11	0,29	0,20	1,63	1,57
476	-0,38	-0,30	1,45	1,29	2,00	2,29	486	-0,50	-0,50	1,96	0,77	2,29	1,05
511	-1,12	-0,72	0,35	0,68	1,80	2,22	501	-0,48	-0,27	0,92	1,43	1,85	1,39
516	-0,41	-0,68	1,83	1,29	1,91	1,80	506	-0,54	-0,38	0,11	0,41	2,24	1,84
531	-0,11	-0,24	1,85	1,94	1,91	1,61	521	-1,55	-1,03	1,66	1,19	2,05	1,65
541	-1,27	-1,05	1,64	0,29	2,08	1,77	526	-1,30	-1,48	1,39	1,21	1,83	1,73
556	-0,73	-0,87	-0,01	0,45	1,87	2,13	546	-0,69	-0,52	-0,01	1,03	2,84	2,55
561	-0,34	-0,35	1,44	0,91	2,48	1,82	601	-1,29	-0,95	0,71	0,80	2,12	1,92
566	-0,23	-0,01	1,54	2,23	2,38	2,08	626	-0,79	-0,85	0,13	0,05	1,68	1,71
586	0,19	0,30	1,29	3,31	1,88	1,70	671	-0,62	-0,41	1,09	1,43	1,80	2,68
596	-0,34	-0,03	2,09	1,41	1,69	1,11	676	0,11	-0,29	2,40	2,27	2,29	1,94
606	-0,72	-0,64	0,82	1,08	3,41	3,03	716	-0,14	-0,36	1,59	1,51	2,19	1,82
616	0,03	0,35	1,60	2,75	1,92	1,53	731	-0,54	-0,75	0,11	0,30	2,26	1,93
621	-1,94	-1,51	-1,03	-0,78	1,56	1,19	760	-0,31	-0,40	1,10	2,07	1,96	2,80

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-11: Parametry pro metodu detekce Higashi, a_z

ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	-4,07	-4,10	0,16	-0,48	1,87	2,04	331	-3,45	-3,35	1,55	2,60	1,41	1,43
296	-4,76	-4,71	-0,47	0,05	1,77	2,06	341	-4,31	-3,71	0,41	0,02	1,47	1,55
311	-3,11	-3,16	1,55	1,53	2,60	2,37	386	-1,75	-3,53	2,98	2,01	1,99	1,59
316	-4,86	-4,27	-0,46	0,60	1,74	1,71	396	-4,44	-4,08	0,45	1,84	1,49	2,71
326	-3,66	-4,12	5,15	5,80	2,08	1,94	401	-4,24	-4,17	1,28	1,09	1,39	1,33
346	-4,81	-5,00	0,35	1,25	1,84	1,67	421	-5,11	-5,16	-0,28	0,30	1,88	2,18
361	-3,58	-3,68	-0,27	-0,16	1,58	1,71	451	-4,26	-5,01	0,65	0,43	1,89	1,38
456	-3,44	-4,14	0,61	1,60	1,12	0,97	471	-4,25	-4,57	0,71	0,21	1,42	1,66
466	-3,32	-3,60	0,70	-0,67	2,04	2,02	481	-3,71	-4,40	1,34	0,41	1,51	1,41
476	-3,96	-4,34	0,28	0,44	1,76	1,61	486	-4,36	-6,32	0,04	-1,30	1,98	0,98
511	-4,79	-4,10	0,04	0,01	1,72	1,86	501	-2,69	-2,08	3,06	3,49	1,71	1,35
516	-2,78	-2,73	0,41	0,39	1,46	1,74	506	-2,35	-1,95	3,45	3,22	1,81	1,61
531	-4,08	-4,41	-0,20	-0,20	1,47	1,38	521	-5,23	-4,36	0,17	0,98	1,75	1,56
541	-2,97	-3,67	-0,09	0,29	1,69	1,47	526	-3,00	-3,26	0,64	0,82	1,73	1,20
556	-3,65	-4,08	0,81	-0,05	1,64	1,52	546	-5,17	-5,66	0,45	0,01	2,36	1,89
561	-3,72	-3,96	1,02	-0,22	1,84	1,54	601	-3,93	-3,45	0,65	0,66	1,30	1,79
566	-3,25	-3,70	0,82	0,78	2,02	1,53	626	-5,01	-3,05	-0,46	1,72	1,38	1,42
586	-2,89	-2,80	0,13	-0,13	1,68	1,27	671	-4,63	-5,72	1,14	0,91	1,39	2,19
596	-2,74	-4,63	2,13	3,65	1,43	1,01	676	-3,49	-3,32	-0,09	0,80	1,73	1,33
606	-3,23	-2,82	2,89	3,24	2,30	2,46	716	-4,39	-3,81	0,05	0,60	1,98	1,64
616	-6,15	-5,17	-0,56	-0,74	1,71	1,47	731	-4,06	-4,29	0,16	1,49	2,04	1,77
621	-2,73	-2,10	1,33	2,08	1,21	1,14	760	-2,13	-2,22	4,12	4,88	1,91	1,77

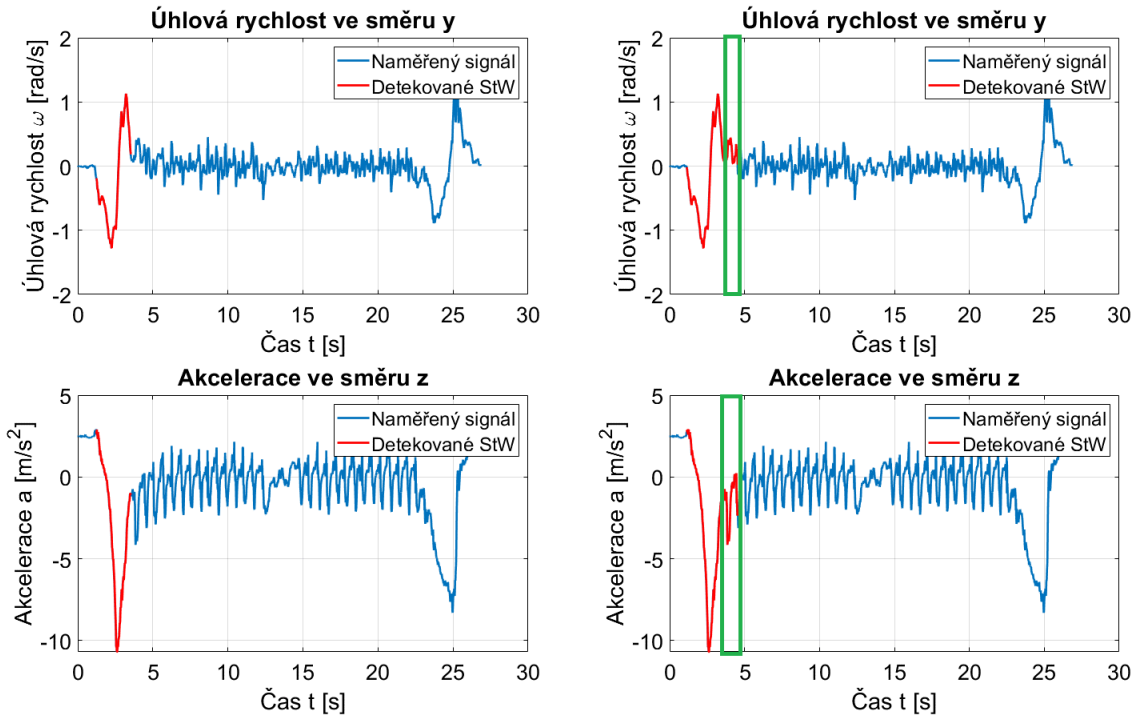
Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

Tabulka D-12: Parametry pro metodu detekce Zakaria, a_z

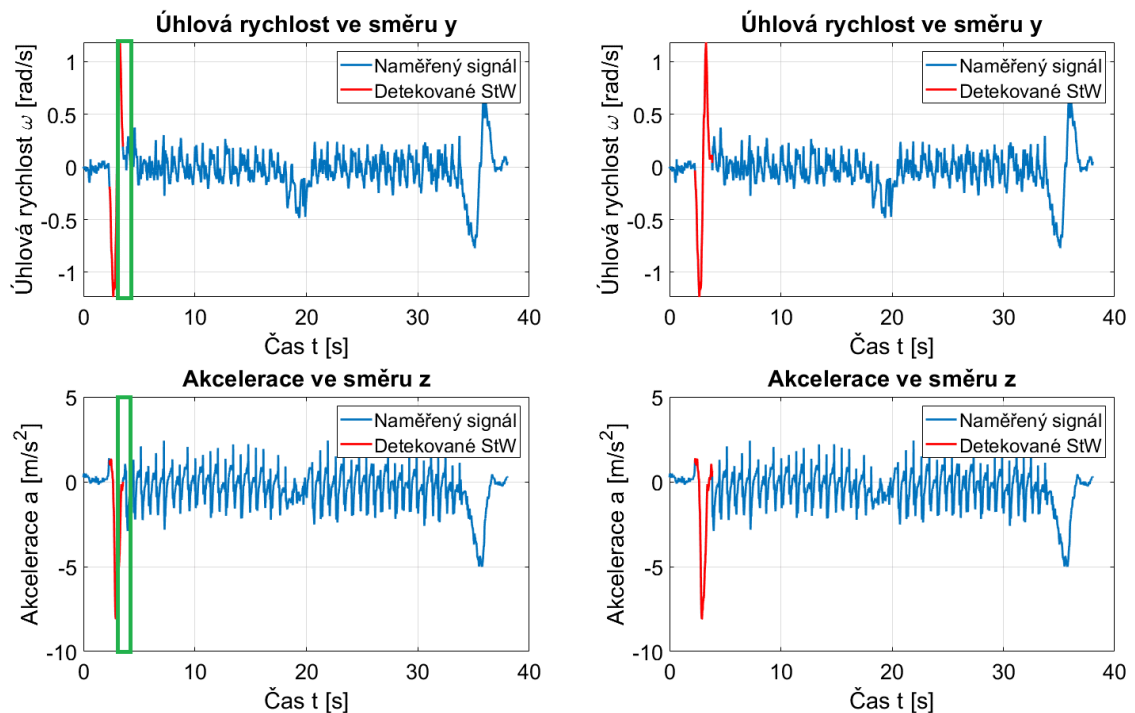
ID PN	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)		ID KS	\bar{x} (rad/s)		x_{max} (rad/s)		t (s)	
	M1	M2	M1	M2	M1	M2		M1	M2	M1	M2	M1	M2
281	-3,58	-3,79	0,16	-0,48	2,49	2,30	331	-3,16	-3,21	1,87	2,60	1,50	1,47
296	-3,56	-3,99	0,66	0,77	2,85	2,50	341	-4,15	-3,44	0,41	0,33	1,57	1,68
311	-2,09	-2,48	1,66	1,53	3,67	3,07	386	-1,13	-3,46	3,54	2,01	2,83	1,63
316	-3,41	-4,03	-0,12	0,97	3,25	1,90	396	-4,24	-3,66	0,45	1,84	1,64	3,10
326	-3,46	-3,81	5,15	5,80	2,18	2,15	401	-4,07	-3,93	1,28	1,09	1,44	1,40
346	-4,70	-4,83	0,35	1,25	1,92	1,80	421	-3,92	-5,02	0,72	0,30	2,68	2,25
361	-3,27	-3,24	0,03	-0,11	1,90	2,00	451	-3,78	-3,77	0,65	0,43	2,16	1,99
456	-3,29	-3,59	0,61	1,60	1,18	1,19	471	-3,92	-4,10	0,71	0,21	1,55	1,88
466	-2,55	-3,00	0,70	-0,15	2,64	2,55	481	-3,45	-4,04	1,34	0,53	1,63	1,57
476	-3,63	-3,43	0,58	0,44	2,00	2,29	486	-3,92	-6,07	0,84	-1,30	2,29	1,05
511	-4,71	-3,53	0,04	0,75	1,80	2,22	501	-2,32	-1,99	3,09	3,49	1,85	1,39
516	-2,32	-2,66	0,41	0,39	1,91	1,80	506	-1,68	-1,60	3,70	3,27	2,24	1,84
531	-3,57	-4,09	-0,20	-0,20	1,91	1,61	521	-4,68	-4,13	0,17	0,98	2,05	1,65
541	-2,47	-3,19	0,86	0,29	2,08	1,77	526	-2,85	-2,63	0,65	0,84	1,83	1,73
556	-3,41	-3,16	0,81	0,99	1,87	2,13	546	-4,59	-4,67	0,51	0,48	2,84	2,55
561	-3,01	-3,33	1,17	1,18	2,48	1,82	601	-2,91	-3,28	1,52	0,82	2,12	1,92
566	-2,91	-2,90	0,82	0,78	2,38	2,08	626	-4,38	-2,53	-0,46	1,72	1,68	1,71
586	-2,73	-2,45	0,13	-0,13	1,88	1,70	671	-3,95	-4,92	1,14	0,91	1,80	2,68
596	-2,48	-4,22	2,13	3,65	1,69	1,11	676	-2,91	-2,66	1,51	0,80	2,29	1,94
606	-2,52	-2,10	2,93	3,24	3,41	3,03	716	-4,02	-3,44	0,05	0,62	2,19	1,82
616	-5,96	-5,04	-0,56	-0,74	1,92	1,53	731	-3,70	-4,01	0,16	1,49	2,26	1,93
621	-1,99	-1,99	1,38	2,08	1,56	1,19	760	-2,02	-1,13	4,12	4,88	1,96	2,80

Vysvětlivky: ID – identifikátor subjektu, PN – subjekt s Parkinsonovou nemocí, KS – subjekt z kontrolní skupiny, \bar{x} – průměrná hodnota přechodu StW, t – doba trvání přechodu StW, x_{max} – maximální hodnota přechodu StW, M1 – první měření subjektu, M2 – druhé měření subjektu.

E. Ukázka výsledku detekce přechodu StW



Obrázek E.1: Výsledek detekce v ω_y a a_z , vhodnější metoda detekce Higashi
 Vysvětlivka: Levé grafy – vyhodnocené metodou Higashi, pravé grafy – vyhodnocené metodou Zakaria.



Obrázek E.2: Výsledek detekce v ω_y a a_z , vhodnější metoda detekce Zakaria
 Vysvětlivka: Levé grafy – vyhodnocené metodou Higashi, pravé grafy – vyhodnocené metodou Zakaria.

F. Obsah příloženého CD

Klíčová slova (v českém a anglickém jazyce)

Abstrakt česky

Abstrakt anglicky

Naskenované zadání bakalářské práce

Kompletní bakalářská práce

Složka MATLAB

- Složka Data
 - Předzpracované struktury jednoho subjektu pro obě měření
- Skript *SpousteciSkript.m*
- Funkce
 - *BlandAltman.m*
 - *carovy_graf.m*
 - *detekce.m*
 - *hodnotaSedu.m*
 - *norma.m*
 - *orez.m*
 - *parametry.m*
 - *prevod.m*
 - *vyberIdentifikator.m*
 - *vyberMereni.m*
 - *vyberSenzor.m*
 - *vypocetCR.m*
 - *zacten_do_stuktury.m*