

**Teze disertační práce**



**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**Slávka Netuková**

**Srpen 2020**

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
Katedra biomedicínské informatiky

**Slávka Neřuková**

## **Metodika hodnocení rizika pádu pomocí kvantitativní analýzy signálů**

Doktorský studijní program: Biomedicínská a klinická technika  
Studijní obor: Biomedicínská a klinická technika

Teze disertační práce k získání akademického titulu „doktor“, ve zkratce  
„Ph.D.“.

**Kladno, Srpen 2020**

Disertační práce byla vypracována v kombinované formě doktorského studia na katedře biomedicínské informatiky Fakulty biomedicínské inženýrství ČVUT v Praze.

Uchazeč: Slávka Netuková  
Katedra biomedicínské informatiky  
Fakulta biomedicínské inženýrství ČVUT v Praze  
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Školitel: doc. Ing. Zoltán Szabó, PhD.  
Katedra biomedicínské informatiky  
Fakulta biomedicínské inženýrství ČVUT v Praze  
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Školitel specialista: prof. MUDr. Evžen Růžička, DrSc., FCMA, FEAN  
Neurologická klinika  
Kateřinská 30, 128 21 Praha 2

Oponenti: .....  
.....  
.....  
.....

Teze byly rozeslány dne: .....

Obhajoba disertace se koná dne .....v .....hod. před komisí pro obhajobu disertační práce ve studijním oboru Biomedicínská a klinická technika v místnosti č. ...Fakulty biomedicínské inženýrství ČVUT v Praze.

S disertací je možno se seznámit na děkanátu Fakulty biomedicínské inženýrství ČVUT v Praze, na oddělení pro vědu, výzkum a zahraniční styky, nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno.

.....  
předseda komise pro obhajobu disertační práce  
ve studijním oboru  
Biomedicínská a klinická technika  
Fakulta biomedicínské inženýrství ČVUT  
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

## Obsah

<b>1 ÚVOD</b>	<b>1</b>	5.6 Cíl 6: Návrh přístupu k hodnocení komponenty otáčení zohledňující tvar signálu . . . . .	19
<b>2 SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY</b>	<b>3</b>	5.6.1 Zpracování . . . . .	19
2.1 Využití přístrojového testu TUG .	3	5.6.2 Výsledky . . . . .	19
2.2 Analýza přístrojového testu TUG	4	5.7 Cíl 7: Rozbor signálů komponenty otáčení-do-sedu . . . . .	20
<b>3 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE</b>	<b>6</b>	5.7.1 Zpracování . . . . .	20
<b>4 METODY ZPRACOVÁNÍ</b>	<b>7</b>	5.7.2 Výsledky . . . . .	21
4.1 Participanti . . . . .	7	<b>6 ZÁVĚR</b>	<b>22</b>
4.1.1 Studie 1 . . . . .	7	<b>Seznam v tezích použité literatury</b>	<b>23</b>
4.1.2 Studie 2 . . . . .	7	<b>Seznam významných publikací kandidátky</b>	<b>29</b>
4.2 Protokol měření . . . . .	7	6.1 Publikace přímo použité v dizertační práci . . . . .	29
4.2.1 Studie 1 . . . . .	7	6.1.1 Publikace v časopisech s impakt faktorem . . . . .	29
4.2.2 Studie 2 . . . . .	8	6.1.2 Publikace ve sbornících . . . . .	30
4.3 Získávání dat . . . . .	8	6.1.3 Publikace v recenzním řízení . . . . .	30
4.3.1 Studie 2 . . . . .	9	6.2 Ostatní publikace relevantní k dizertační práci a analýze chůze . . . . .	31
<b>5 VÝSLEDKY</b>	<b>10</b>	6.2.1 Publikace v časopisech s impakt faktorem . . . . .	31
5.1 Cíl 1: Rozbor signálů komponenty sed-do-stoje . . . . .	10	6.2.2 Publikace ve sbornících a abstrakty . . . . .	32
5.1.1 Zpracování . . . . .	10	<b>Ohlasy</b>	<b>33</b>
5.1.2 Výsledky . . . . .	11	<b>SUMMARY</b>	<b>34</b>
5.2 Cíl 2: Analýza rozdělení komponenty sed-do-stoje na fáze . . . . .	12	<b>RESUMÉ</b>	<b>35</b>
5.2.1 Zpracování . . . . .	12		
5.2.2 Výsledky . . . . .	12		
5.3 Cíl 3: Analýza opakovatelnosti chůzových parametrů při opakovaném měření . . . . .	13		
5.3.1 Zpracování . . . . .	14		
5.3.2 Výsledky . . . . .	14		
5.4 Cíl 4: Analýza samostatného hodnocení chůzových komponent před a po otáčení . . . . .	15		
5.4.1 Zpracování . . . . .	15		
5.4.2 Výsledky . . . . .	16		
5.5 Cíl 5: Rozbor signálů komponenty otáčení . . . . .	16		
5.5.1 Zpracování . . . . .	16		
5.5.2 Výsledky . . . . .	17		

# Kapitola 1

## ÚVOD

S rostoucím věkem u seniorů dochází častěji k pádům. To je způsobeno různými faktory, včetně problémů s rovnováhou, špatným zrakem či demencí. Přibližně třetina lidí věku starších 65 let žijících doma spadne nejméně jednou ročně. Pády jsou považovány za důležitý problém veřejného zdraví a je věnován zesílený zájem nalezení způsobů včasné identifikace vyššího rizika pádu, jejich prevence a omezení jejich negativního dopadu na jednotlivce i společnost jako celek.

Existuje řada metod pro hodnocení mobility se zaměřením na rovnováhu, chůzi a pohyby podílející se na běžných denních činnostech. American Geriatric Society and the British Geriatric Society (USA, GB) doporučuje test Timed Up & Go (TUG) jako rutinní screening pro hodnocení rizika pádu [1]. National Institute of Clinical Evidence (UK) se rovněž zasazuje o používání testu TUG jako metody pro hodnocení chůze a rovnováhy při prevenci pádů u seniorů [2]. Test TUG byl odvozen z testu Get up and Go [3]. Při provádění testu TUG je měřen čas, za který pacient vstane ze židle, ujde pohodlným a bezpečným tempem vzdálenost 3 m, otočí se, vrátí se zpět k židli a usedne. Riziko pádu je určeno na základě času, který pacient potřeboval k vykonání testu.

Současně s vývojem technologií, převážně nositelných technologií, došlo i k rozšíření jejich využívání v analýze pohybu. Zaměříme-li se pouze na test TUG, je umístění inerciálních měřících jednotek na tělo subjektu nejčastější variantou. Dalšími používanými prostředky jsou kamerové systémy [4, 5] a smartphones [6]. Test TUG, jehož hodnocení je rozšířeno moderními technologiemi, bývá v literatuře označován jako přístrojový (v angl. originále instrumented) nebo kvantifikovaný (v angl. originále quantified) test TUG. Před rozšířením a zavedením přístrojového testu TUG do výzkumné či klinické praxe je důležité podrobit jej zkoumání.

Hlavním zaměřením této disertační práce je analýza testu Timed Up & Go, což obsahuje rozbor signálů inerciálních senzorů, analýza opakovatelnosti chůzových parametrů při opakovaném měření, a srovnání chůzových parametrů před otáčením a po otáčení. Cíle práce, které úzce navazují na poznatky uvedené v kapitole 2 Současný stav řešené problematiky, jsou definovány v kapitole 3.

Dizertační práce je zaměřena na přístrojový test TUG s využitím nositel-

---

## 1. ÚVOD

ných senzorů a tlakocitlivého chodníku, přičemž uvedené bylo použito pro měření pohybu na půdě Neurologické kliniky 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze.

## Kapitola 2

### SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY

#### 2.1 Využití přístrojového testu TUG

Mezi počáteční studie využívající přístrojový TUG patří práce Narayanan a kol. [7, 8, 9], kteří jej využili pro určení rizika pádu seniorů. Na základě dat, konkrétně mediolaterální složky zrychlení, z jednoho 3-osého akcelerometru umístěného u pasu subjektu automaticky segmentovali TUG a hodnotili dobu trvání jednotlivých komponent (sed-do-stoje, chůze 1, otáčení, chůze 2, otáčení-do-sedu).

Také Higashi a kol. [10] patří k pionýrům přístrojového měření TUG. Jedna inerciální jednotka zaznamenávající zrychlení a úhlovou rychlost (obrázek 1) byla umístěna na dorzální straně v oblasti pasu a druhá na laterální straně stehna (obrázek ??). Komponenty sed-do-stoje, otáčení 1 (otáčení na konci 3 m chůze), otáčení 2 (otáčení před usednutím na křeslo), usednutí byly identifikovány na základě úhlové rychlosti senzoru umístěného v pase, pro chůzi byl využit stehenní senzor.

O větší rozmach využívání přístrojového testu TUG se zasloužil převážně Salarian a kol. [11, 12, 13, 14]. Umístili na tělo subjektu 7 gyro-akcelerometrů (1x 3D akcelerometr a 2D gyroskop na sternu, 2x 2D gyroskop symetricky na předloktích, 2x 1D gyroskop symetricky na stehnech, 2x 1D gyroskop symetricky na lýtkách) a automaticky segmentovali TUG na 5 částí (sed-do-stoje, chůze 1, otáčení, chůze 2, otáčení-do-sedu). K detekci komponent TUG využili signál úhlového zrychlení hrudního senzoru. Zároveň také provedli výpočet a hodnocení spolehlivosti 35 parametrů u pacientů s PD a referenční skupinou. Příkladem využití tohoto přístupu k analýze testu TUG z poslední doby jsou práce [15, 16, 17, 18, 19, 20]. K jeho rozšíření pomohl i fakt, že na jeho základě vznikl komerčně dostupný systém pro analýzu testu TUG - APDM Mobility Lab System (Opal sensors, APDM, Portland, OR, USA). Další studie používající pro analýzu pohybu při testu TUG tento přístup či přímo systém APDM, nejsou v rešerši dále popisovány, neboť aplikují existující přístup ke zpracování dat, ale nepřinášejí nové metody či parametry. Nutno poznamenat, že práce Salariana a kol. není využívána jen při analýze celého testu TUG. Jejich práce je hojně využívána i při samostatném zpracování a analýze otáčení, které je součástí testu.

## 2.2. Analýza přístrojového testu TUG

Greene a kol. [21, 22, 23] spoužili 44 parametrů odvozených z úhlové rychlosti měřené pomocí dvou 3-osých gyro-akcelerometrů upevněných symetricky na holeních (obrázek ??). Sada parametrů obsahovala časoprostorové parametry chůze (počet kroků, počet chůzových cyklů, doba chůze, kadence, doba trvání různých fází chůzového cyklu a jejich variabilita), popisné parametry úhlové rychlosti (minimální, maximální a průměrná rychlost ve všech 3 osách) a rychlost otáčení. V navazující práci [24] byly přidány popisné parametry akcelerace u komponent sed-do-stoje a stoj-do-sedu. Také toto z řešení kvantifikace testu TUG se stal komerčně dostupný produkt - Kinesis QTUG (Kinesis Health Technologies Ltd., Dublin, Ireland) a je využíván v mnoha studiích [25, 26].

Weiss a kol. [27] se zaměřili na kvantitativní analýzu komponent sed-do-stoje a stoj-do-sedu. Detekci komponent založili na zrychlení (anterio-posterior složky) naměřeného 3-osým akcelerometrem umístěným v dolní oblasti zad. U obou komponent hodnotili dobu trvání, míru třesu, rozsah, medián a směrodatnou odchylku zrychlení. Kolektiv autorů později rozšířil hodnocení na všechny komponenty testu, tj. sed-do-stoje, chůze, otáčení, stoj-do-sedu [28]. Pro srovnání otáčení a chůze dvou skupin subjektů využili počet kroků a popisné parametry akcelerace a úhlové rychlosti (rozsah hodnot). Pro chůzi ještě vypočítali pravidelnost kroků [29].

V posledních letech se na trhu objevil další inerciální systém pro analýzu pohybu - G-Walk (BTS Bioengineering S.p.A., Italy). Systém obsahuje 1 senzor umístěný v dolní oblasti zad, automaticky detekuje komponenty testu TUG, počítá dobu trvání jednotlivých komponent, časoprostorové parametry chůze a úhly flexe/extenze při sed-do-stoje a otáčení.

## 2.2 Analýza přístrojového testu TUG

Smith a kol. [30] testovali spolehlivost parametrů chůze a otáčení u starších osob. Protože se test TUG používá k vyhodnocení funkčního stavu různých skupin subjektů, je nutné tyto parametry vyhodnotit pro každou skupinu subjektů. Salarian a kol. [11] sice zkoumali spolehlivost přístrojového testu TUG smíšené skupiny sestávající ze starších osob a pacientů s Parkinsonovou chorobou, nehodnotili ale spolehlivost pro každou z těchto skupin zvlášť. Craig a kol. [18] porovnali spolehlivost testu u starších osob a pacientů s roztroušenou sklerózou. Zaměřili se pouze na komponentu chůze. Tyto studie, které hodnotily spolehlivost parametrů přístrojového testu TUG, zkoumaly údaje shromážděné během několika sezení (inter-session) ze stejného dne [11] nebo během několika dnů [30, 18]. Newman a kol. [19] analyzovali spolehli-





## 2.2. Analýza přístrojového testu TUG

vost testu v rámci jednoho sezení (intra-session) u zdravých dětí a u dětí s diagnózou traumatického poranění mozku.

## Kapitola 3

### CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

Cílem disertační práce je *rozbor signálů komponent přístrojového testu Timed Up & Go vzhledem k analýze pohybu a navrhnout kvantitativní metody jejich hodnocení.*

Na základě provedené rešerše a znalostí byly pro dosažení výše uvedeného cíle stanoveny tyto dílčí úkoly:

1. Pro komponentu sed-do-stoje:
  - Cíl 1: Rozbor signálů komponenty sed-do-stoje vzhledem ke kvantitativní analýze pohybu.
  - Cíl 2: Analýza rozdělení komponenty sed-do-stoje na fáze.
2. Pro chůzovou komponentu:
  - Cíl 3: Analýza opakovatelnosti chůzových parametrů při opakovaném měření.
  - Cíl 4: Analýza samostatného hodnocení chůzových komponent před a po otáčení.
3. Pro komponentu otáčení:
  - Cíl 5: Rozbor signálů komponenty otáčení vzhledem ke kvantitativní analýze pohybu.
  - Cíl 6: Návrh přístupu k hodnocení komponenty otáčení zohledňující tvar signálu.
4. Pro komponentu otáčení-do-sedu
  - Cíl 7: Rozbor signálů komponenty otáčení-do-sedu vzhledem ke kvantitativní analýze pohybu.

## **Kapitola 4**

### **METODY ZPRACOVÁNÍ**

Data použitá v dizertační práci pocházejí ze dvou nezávislých studií. V obou případech se jedná o studie prováděné na Neurologické klinice 1. LF UK a VFN v Praze.

#### **4.1 Participanti**

##### **4.1.1 Studie 1**

Studie se zúčastnili participanti s Parkinsonovou chorobou (PD) a referenční skupina. Referenční skupina byla složená ze starších osob bez diagnostikované neurodegenerativní choroby. Podmínkou byla délka onemocnění minimálně 6 let a zřetelná, příznivá odezva na dávku medikamentů (levodopa) trvající nejméně dvě hodiny.

##### **4.1.2 Studie 2**

Studie se účastnily 3 skupiny osob: denovo pacienti s Parkinsonovou chorobou, osoby s REM sleep behavior disorder a referenční skupina starších osob bez diagnostikované neurodegenerativní choroby.

V rámci dizertační práce byla zpracována pouze data subjektů s Parkinsonovou chorobou a referenční skupiny. Naměřená kinematická data byla zpracovávána a výsledky publikovány postupně v průběhu studie, a proto se počty subjektů v jednotlivých publikacích liší.

#### **4.2 Protokol měření**

##### **4.2.1 Studie 1**

Všichni pacienti podstoupili měření jak ve stavu bez medikace (OFF) tak i ve stavu s medikací (ON). Hodnocení v obou stavech proběhlo ve stejný den. Všichni participanti absolvovali 7 m prodloužený Timed Up & Go test [12]. Každý participant ze skupiny PD provedl TUG test dvakrát ve stavu ON i ve



**Obrázek 4.1:** A) Umístění inerciálních senzorů na těle participanta. B) Dispozice měření v prostorách Neurologické kliniky 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné Fakultní Nemocnice v Praze.

stavu OFF. Nejdříve byli hodnoceni ve stavu OFF, a poté ve stavu ON po podání 150% jejich běžné ranní dávky medikamentů (levodopa). Participantů z referenční skupiny prováděli TUG pouze jednou.

#### ■ 4.2.2 Studie 2

Všichni participantů prováděli prodloužený 10 m test Timed Up & Go [31]. Tento test byl proveden dvakrát za každé ze tří podmínek: (1) TUG, (2) TUG s manuální úlohou (participant nesl sklenici vody) a (3) TUG s kognitivní úlohou (postupné odečítání čísla 3 od 100).

### ■ 4.3 Získávání dat

Kinematická data obou studií byla zaznamenávána pomocí přenosných senzorů se zabudovaným akcelerometrem a gyroskopem (Xsens MTx; Enschede, Netherlands). Při měření bylo použito 5 inerciálních senzorů, které byly rozmístěny na těle měřeného subjektu takto: symetricky na obou dolních končetinách na laterální straně holeně (4 cm nad kotníkem), symetricky na obou horních končetinách na dorzální straně zápěstí, a na hrudi (2 cm pod sternálním výběžkem), viz obrázek 4.1. Pro potřeby této práce byla využita data ze senzorů umístěných na dolních končetinách a hrudi.

### ■ 4.3.1 Studie 2

Kromě inerciálních měřících jednotek byl použit i tlakocitlivý chodník GAITRite (Platinum model GAITRite®, CIR System Inc., Franklin, USA). Chodník (5.15 m dlouhý, 0.9 m široký) byl umístěn 2.43 m od židle, uprostřed dráhy, po které participanti chodili (obrázek 4.1).

## Kapitola 5

### VÝSLEDKY

#### 5.1 Cíl 1: Rozbor signálů komponenty sed-do-stoje vzhledem ke kvantitativní analýze pohybu

Přestože existuje několik parametrů hodnotících přechod sed-do-stoje založených na signálech získaných pomocí inerciálních senzorů, nebyla publikována žádná práce analyzující tyto signály a jejich vhodnost pro výpočet parametrů. Pro posouzení vhodnosti byla provedena analýza sdíleného vzoru a variability signálů v rámci skupiny subjektů.

##### 5.1.1 Zpracování

Komponenta sed-do-stoje byla detekována za základě úhlové rychlosti předklonu. Začátek komponenty je detekován jako úhlová rychlost přesahující prahovou hodnotu  $10^\circ/\text{s}$  [10]. Konec komponenty byl identifikován jako hodnota nižší než  $10^\circ/\text{s}$ .

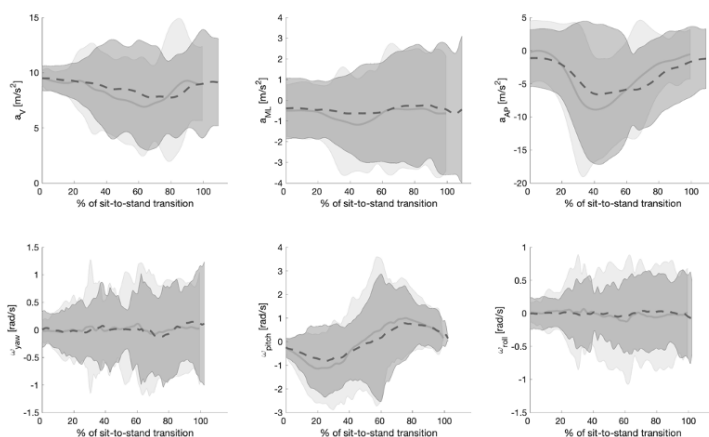
##### Analýza vzoru signálu

Pro analýzu sdíleného vzoru signálů byla použita metoda vnitrotřídní korelace (intra-class correlation, ICC), dvoucestné náhodné efekty, konzistence, jedno měření. ICC byla vypočtena pro každý bod podél celé křivky.

##### Stanovení predikčního pásma

Variabilita signálů mezi subjekty byla zkoumána pomocí predikčních pásem [32, 33] metodou bootstrap. 95% predikční pásma byla vypočtena s 1000 bootstrap vzorky (podrobnosti v Lenhoff a kol. [32]). Pravděpodobnost pokrytí byla stanovena křížovou validací.

## 5.1. Cíl 1: Rozbor signálů komponenty sed-do-stoje



**Obrazek 5.1:** Kinematická data těla během přechodu sed-to-stoje u kontrolní skupiny a ve skupině pacientů s Parkinsonovou chorobou.

Světle šedá oblast - predikční pásmo kontrolní skupiny, tmavě šedá oblast - predikční pásmo skupiny s Parkinsonovou chorobou, plná světle šedá čára - střední hodnota signálu kontrolní skupiny, přerušovaná tmavě šedá čára - střední hodnota signálu skupiny s Parkinsonovou chorobou

### 5.1.2 Výsledky

#### Analýza vzoru signálu

Úhlová rychlost předklonu ukázala nejlepší shodu vzoru signálu mezi subjekty v obou skupinách ( $0.50 < \rho < 0.75$ ). Antero-posteriorní zrychlení u kontrolní skupiny také vykazovalo mírnou shodu vzoru signálu mezi subjekty ( $0.50 < \rho < 0.75$ ). Jiné signály prokázaly slabou shodu vzoru signálu ( $\rho < 0.50$ ).

#### Stanovení predikčního pásma

Predikční pásma v obou skupinách jsou uvedena na obrázku 5.1. Pro NOR se odhadované skutečné dosažené pokrytí pohybovalo od 86% do 93% pro křivky zrychlení a od 72% do 86% pro úhlové rychlosti. U PD byly výsledky zrychlení a úhlové rychlosti mírně nižší než u NOR (pohybovaly se od 80% do 87%, resp. 74% až 77%).

## 5.2 Cíl 2: Analýza rozdělení komponenty sed-do-stoje na fáze

Nedávné studie využily dva přístupy k hodnocení komponenty sed-do-stoje. První přístup analyzoval celou komponentu najednou [11, 27, 34]. Druhý přístup upravuje hodnocení komponenty tak, že ji rozdělí na dvě fáze: sed-předklon a předklon-stoj [35]. Navíc, Millor a kol. [36] v rozsáhlé rešerši uvedli, že úhlová rychlost komponenty sed-do-stoje v testu TUG zatím neposkytla žádné smysluplné informace.

### 5.2.1 Zpracování

Pro zpracování komponenty sed-do-stoje byla použita úhlová rychlost naměřená hrudním inerciálním senzorem. Přechod sed-do-stoje byl detekován prahovým detektorem jako pohyb s úhlovou rychlostí předklonu vyšší než  $10^\circ/\text{s}$  [10]. Znaménko úhlové rychlosti indikuje směr otáčení: po směru nebo proti směru hodinových ručiček. Proto byl začátek sed-do-stoje, tj. začátek fáze sed-předklon, detekován jako úhlová rychlost menší než  $-10^\circ/\text{s}$ . Průchod signálu úhlové rychlosti nulou znamená změnu směru rotace. V případě sed-do-stoje jde o konec fáze předklánění, tj. začátek fáze předklon-stoj. Konec sed-do-stoje, tj. konec fáze předklon-stoj, byl identifikován jako hodnota nižší než  $10^\circ/\text{s}$ .

Pro hodnocení sed-do-stoje byl použit průměr, maximální hodnota a rozptyl úhlové rychlosti předklonu a doba trvání. Všechny 4 parametry byly vypočteny pro obě dílčí fáze (sed-předklon, předklon-stoj) a celý přechod. Celkem tedy 12 hodnot parametrů pro každého účastníka.

### 5.2.2 Výsledky

V tabulce 5.1 a 5.2 lze vidět, že ze všech 4 testovaných parametrů, se ukázala nízká spolehlivost ( $\rho < 0.50$ ) ve všech třech případech (celá komponenta sed-do-stoje, sed-předklon, předklon-stoj) u 3 parametrů v kontrolní skupině a u 1 parametru ve skupině pacientů s PD. Pro kontrolní skupinu to byly parametry: doba trvání fáze, průměr a rozptyl úhlové rychlosti. U pacientů s PD to byl pouze parametr doba trvání. Parametr maximální hodnota úhlové rychlosti v kontrolní skupině vykazovala vyšší spolehlivost (střední,  $\rho > 0.50$ ) ve fázi předklon-stoj než v ostatních případech (špatná,  $\rho < 0.50$ ). Parametry průměr a rozptyl v PD měly nízkou spolehlivost ve fázi sed-předklon a střední ( $\rho > 0.50$ ) v celé komponentě sed-do-stoje a fázi předklon-stoj.



### 5.3. Cíl 3: Analýza opakovatelnosti chůzových parametrů při opakovaném měření

Parametr	Sed-do-stoje			
	$\rho$		PD vs NOR (p-value)	
	NOR	PD	TUG1	TUG2
trvání	0.12	0.40	0.06	0.38
maximum	0.42	0.73**	<0.01*	<0.01*
průměr	0.30	0.72**	0.80	0.49
rozptyl	0.40	0.53**	<0.01*	<0.01*

**Tabulka 5.1:** Komponenta sed-do-stoje: výsledky koeficient vnitrotřídní korelace ( $\rho$ ) a Wilcoxonova rank sum testu pro obě dvě měření testu TUG. Vysvětlivky: TUG1- první měření testu TUG, TUG2- druhé měření testu TUG, NOR- kontrolní skupina, PD-pacienti s Parkinsonovou chorobou, \*-statisticky významný rozdíl, \*\*-střední nebo dobrá úroveň vnitrotřídní korelace

Parametr	Sed-předklon				Předklon-stoj			
	$\rho$		PD vs NOR (p-value)		$\rho$		PD vs NOR (p-value)	
	NOR	PD	TUG1	TUG2	NOR	PD	TUG1	TUG2
trvání	0.17	0.48	0.06	0.42	0.09	0.33	0.14	0.16
maximum	0.43	0.74**	<0.01*	<0.01*	0.53**	0.74**	<0.01*	0.09
průměr	0.19	0.39	<0.001*	0.04	0.44	0.53**	<0.001*	0.04*
rozptyl	0.43	0.31	0.01*	<0.01*	0.37	0.70**	0.03*	0.02*

**Tabulka 5.2:** Fod-fáze sed-předklon a předklon-stoj: výsledky koeficient vnitrotřídní korelace ( $\rho$ ) a Wilcoxonova rank sum testu pro obě dvě měření testu TUG. Vysvětlivky: TUG1- první měření testu TUG, TUG2- druhé měření testu TUG, NOR- kontrolní skupina, PD-pacienti s Parkinsonovou chorobou, \*-statisticky významný rozdíl, \*\*-střední nebo dobrá úroveň vnitrotřídní korelace

## 5.3 Cíl 3: Analýza opakovatelnosti chůzových parametrů při opakovaném měření

Spolehlivé výsledky testu jsou zásadní pro interpretaci a následné přijetí testu do klinické praxe [30]. Proto byla provedena analýza opakovatelnosti parametrů jednotlivých komponent testu TUG za třech podmínek: (1) prostý TUG (TUG), (2) TUG s kognitivní duální úlohou (cTUG) a (3) TUG s manuální duální úlohou (mTUG).

### 5.3. Cíl 3: Analýza opakovatelnosti chůzových parametrů při opakovaném měření

#### 5.3.1 Zpracování

Na základě signálů inerciálních senzorů byly automaticky identifikovány [11] dílčí komponenty prostého testu TUG i jeho kognitivní a manuální varianty. Také chůzové cykly byly detekovány automaticky [11]. Výpočet chůzových parametrů byl založen na dříve publikovaných algoritmech. Časo-prostorové parametry chůze byly vypočteny z úhlové rychlosti v sagitální rovině senzorů umístěných na dolních končetinách [37, 38]. Pohyb paže byl kvantifikován podobně jako v práci Salarian a kol. [11] a Zampieri a kol. [12]. Parametry popisující trup při chůzi byly také určeny v souladu s autory Salarian a kol. [11] a Zampieri a kol. [12]. Parametry trupu při otáčení byly vyhodnoceny ve vertikální ose. Parametry přechodu sed-do-stoje byly odvozeny úhlové rychlosti předklonu [39, 40].

Opakovatelnost parametrů testu TUG byla hodnocena pomocí koeficientu opakovatelnosti (repeatability coefficient, RC) [41]. Před hodnocením opakovatelnosti byl rozdíl mezi měřeními testován párovým t-testem. Hladina významnosti byla nastavena na 0.05. Spolu s koeficientem opakovatelnosti ( $RC$ ) byl stanoven i jeho 95% interval spolehlivosti. Interval spolehlivosti 95% byl vypočten podle Barnhart a Barborial [42].

#### 5.3.2 Výsledky

Většina chůzových parametrů prostého testu TUG vykazovala v obou skupinách statisticky významné rozdíly mezi prvním a druhým měřením ( $p < 0.05$ ), konkrétně  $swing_{max}$ ,  $swing_{RoM}$ ,  $cadence$ ,  $t_{GC}$ ,  $ds$ ,  $stride_L$  a  $stride_V$ . Parametry otáčení vykazovaly obdobné chování pouze ve skupině NOR ( $p < 0.05$ ).

Při manuálním testu TUG vykazovalo v obou skupinách statisticky významný rozdíl mezi měřeními ( $p < 0.05$ ) 8 chůzových parametrů, všechny parametry otáčení a většina parametrů sed-do-stoje ( $swing_{max}$ ,  $swing_{RoM}$ ,  $swing_A$ ,  $cadence$ ,  $t_{GC}$ ,  $stride_V$ ,  $turn_{avg}$ ,  $turn_{max}$ ,  $trunk_{avg}$ ,  $trunk_{max}$ ,  $trunk_{incl}$ ).

Při analýze kognitivního testu žádný z parametrů neprokázal statisticky významný rozdíl mezi měřeními.

Na základě úhrnného poměru měla většina parametrů u PD ( $swing_A$ ,  $cadence$ ,  $t_{GC}$ ,  $ds$ ,  $stride_L$ ,  $stride_V$ ,  $stride_T$ ,  $var$ ,  $stride_{L,var}$ ,  $trunk_{RoM}$ ,  $turn_{avg}$ ,  $trunk_{avg}$ ,  $t_{STS}$ ) lepší opakovatelnost při prostém TUG ve srovnání s kognitivním testem. Naproti tomu většina parametrů u NOR ( $swing_{max}$ ,  $swing_{RoM}$ ,  $swing_A$ ,  $cadence$ ,  $ds$ ,  $stride_L$ ,  $stride_V$ ,  $trunk_{RoM}$ ,  $turn_{avg}$ ,  $turn_{max}$ ,  $trunk_{avg}$ ,  $trunk_{max}$ ) měla lepší opakovatelnost při kognitivním TUG ve srovnání s prostým testem.

Většina parametrů vykazovala v obou skupinách lepší opakovatelnost při ma-

## ■ 5.4. Cíl 4: Analýza samostatného hodnocení chůzových komponent před a po otáčení

nuálním testu než při kognitivním. Pro obě skupiny jsou to tyto parametry:  $swing_A$ ,  $cadence$ ,  $t_{GC}$ ,  $stride_L$ ,  $stride_V$ ,  $stride_{T,var}$ ,  $trunk_{rot,max}$ ,  $trunk_{RoM}$ ,  $trunk_{avg}$  a  $t_{STS}$ . Pouze  $stride_{L,var}$ ,  $turn_{avg}$  a  $trunk_{incl}$  u NOR vykazovaly obdobné chování.

Porovnání opakovatelnosti mezi prostým a manuálním testem ukázalo lepší opakovatelnost u manuálního testu u 13 parametrů ve skupině NOR ( $swing_A$ ,  $cadence$ ,  $t_{GC}$ ,  $ds$ ,  $stride_L$ ,  $stride_V$ ,  $stride_{L,var}$ ,  $trunk_{RoM}$ ,  $turn_{avg}$ ,  $turn_{max}$ ,  $trunk_{avg}$ ,  $t_{STS}$ ,  $trunk_{incl}$ ) a u 8 parametrů ve skupině PD ( $swing_A$ ,  $cadence$ ,  $t_{GC}$ ,  $ds$ ,  $stride_V$ ,  $turn_{max}$ ,  $trunk_{max}$ ,  $trunk_{incl}$ ).

## ■ 5.4 Cíl 4: Analýza samostatného hodnocení chůzových komponent před a po otáčení

Hodnocení komponent chůze v testu TUG není standardizováno. Některé studie posuzovaly chůzi před otáčením a chůzi po otáčení samostatně [43], jiné studie kombinovaly obě chůze [28], zatímco většina studií neuvádí, zda je výpočet parametrů chůze založen na kombinaci obou chůzí, např. průměr obou chůzí nebo pouze jeden z nich [44, 18, 22, 23, 30, 13].

### ■ 5.4.1 Zpracování

Chůze před otočkou a chůze po otočce byly nahrávány samostatně s využitím tlakocitlivého chodníku GAITRite, tj. pro každý TUG byla získána dvě měření. Pro každé měření bylo analyzováno 17 časoprostorových parametrů. Všechna data byla zpracována zkušenou osobou pomocí softwaru GAITRite (verze 4.7). Před statistickým zpracováním byly všechny parametry zprůměrovány z levé a pravé končetiny.

Analyzované parametry jsou výstupem tlakocitlivého chodníku a k němu příslušnému software (tedy v souladu s definicemi výrobce). Tyto parametry jsou: rychlost chůze, počet kroků, kadence, doba trvání kroku, délka kroku, doba trvání chůzového cyklu, délka dvojkroku, šířka opěrné báze, doba trvání švihové fáze, stojné fáze, jednooporové a dvouoporové fáze, procentuální zastoupení doby trvání švihové fáze a oporných fází v chůzovém cyklu, rychlost dvojkroku.

Pro statistické porovnání chůze před a po otočce byl použit párový t-test.

### ■ 5.4.2 Výsledky

Při srovnání chůze před a po otočce ukázaly výsledky párového t-testu, že rychlost, délka kroku, délka dvou-kroku a procentuální zastoupení fáze dvojí opory vzhledem k trvání chůzového cyklu byly výrazně odlišné u PD ( $p < 0.002$ ), ale ne ve skupině NOR. Konkrétně u PD se rychlost chůze snížila a kroky i dvou-kroky se zkrátily po otočce. Mezi chůzí před otočkou a po otočce u NOR neukázal žádný parametr statisticky významný rozdíl.

## ■ 5.5 Cíl 5: Rozbor signálů komponenty otáčení vzhledem ke kvantitativní analýze pohybu

Přestože existuje několik parametrů hodnotících otáčení založených na signálech inerciálních senzorů, neexistují žádné informace o opakovatelnosti těchto signálů či o existenci sdíleného vzoru signálů v rámci skupiny subjektů.

### ■ 5.5.1 Zpracování

Byl proveden rozbor signálu hrudního inerciálního senzoru při vykonávání komponenty otáčení, jmenovitě:

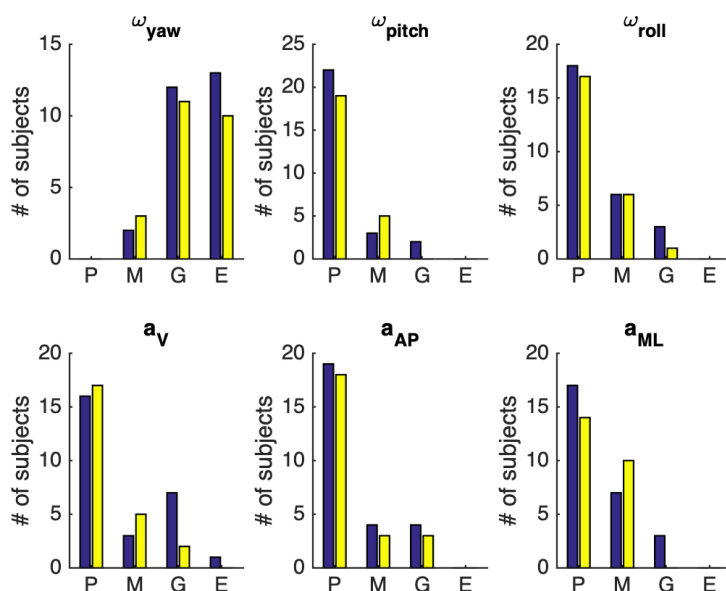
- analýza opakovatelnosti signálu,
- analýza vzoru signálu v rámci skupiny participantů (PD a NOR),
- stanovení predikčního pásma v rámci skupiny participantů (PD a NOR).

Analýza opakovatelnosti signálu téhož participanta při opakovaném měření byla provedena prostřednictvím intraclass correlation coefficient (ICC) [45]. Lze předpokládat, že při opakovaném provádění stejného pohybu jedním participantem bude kinematická křivka téměř shodná. Byla využita varianta ICC dvoucestné smíšené efekty, absolutní shoda, jedno měření.

Vzoru signálu v rámci skupiny participantů byl analyzován pomocí ICC. Byla zvolena varianta dvoucestné náhodné efekty, konzistence, jedno měření. ICC bylo počítáno pro každý bod křivky komponenty otáčení.

Predikční pásma byla stanovena použitím dvou metod: bootstrap metodou a Gaussovou metodou bod-po-bodu. Pro počítání pásem metodou bootstrap bylo použito 1000 vzorků. Pravděpodobnost skutečného pokrytí u každé ze dvou metod byla stanovena křížovou validací [32].

## 5.5. Cíl 5: Rozbor signálů komponenty otáčení



**Obrázek 5.2:** Sloupcové grafy spolehlivosti intraindividuálních signálů zrychlení a úhlové rychlosti.

Vysvětlivky: žlutá - PD, modrá - NOR, P-slabé (poor), M-střední (moderate), G-dobré (good), E-vynikající (excellent).

### 5.5.2 Výsledky

#### Analýza opakovatelnosti signálu

ICC úhlové rychlosti kolem vertikální osy se pohybuje od střední ( $0.50 < \rho < 0.75$ ) po vynikající ( $\rho > 0.90$ ). Ostatní křivky úhlové rychlosti ukázaly v obou skupinách spolehlivost v rozmezí úrovní od slabé ( $\rho < 0.50$ ) až po dobrou ( $0.75 < \rho < 0.90$ ). Křivky zrychlení podél vertikální osy vykazují u NOR plný rozsah spolehlivosti (od slabých po vynikající) a mírně nižší u PD (od slabých po dobré). U medio-laterálního a antero-posteriorního zrychlení bylo v obou skupinách pozorováno ICC v rozpětí od slabých po dobré. Podrobnosti viz obrázek 5.2.

#### Analýza vzoru signálu v rámci skupiny

Analýza společného vzoru v signálech zrychlení ukázala v obou skupinách slabou ICC ( $\rho < 0.50$ ).

## 5.5. Cíl 5: Rozbor signálů komponenty otáčení

	$a_V$	$a_{ML}$	$a_{AP}$	$\omega_{yaw}$	$\omega_{pitch}$	$\omega_{roll}$
NOR	0.20 (0.18-0.24)	0.07 (0.05-0.09)	0.26 (0.24-0.31)	0.86* 0(0.84-0.88)	0.09 (0.07-0.11)	0.21 (0.19-0.25)
PD	0.10 (0.08-0.12)	0.01 (0-0.02)	0.25 (0.23-0.3)	0.79* (0.77-0.82)	0.02 (0.01-0.03)	0.16 (0.14-0.2)

**Tabulka 5.3:** Hodnocení společného vzoru signálů akcelerace a společného vzoru úhlových rychlostí (koeficient vnitrotřídní korelace ( $\rho$ ) a 95% interval spolehlivosti).

Vysvětlivky: \* - dobrá spolehlivost, NOR - kontrolní skupina; PD - pacienti s Parkinsonovou chorobou

		$a_V$	$a_{ML}$	$a_{AP}$	$\omega_{yaw}$	$\omega_{pitch}$	$\omega_{roll}$
NOR	Gaussova	14	31	34	22	8	14
	Bootstrap	80	94	85	91	71	74
PD	Gaussova	14	22	40	31	11	20
	Bootstrap	80	94	88	85	74	85

**Tabulka 5.4:** Pravděpodobnost pokrytí metodou bootstrap a Gaussovou metodou bod-po-bodu (%).

Vysvětlivky: NOR - kontrolní skupina; PD - pacienti s Parkinsonovou chorobou

U úhlové rychlosti se výsledky pohybují v rozmezí od slabé ( $\rho < 0.50$ ) po dobrou ICC ( $0.75 < \rho < 0.90$ ). Nejlepší ICC ukázala úhlová rychlost kolem vertikální osy:  $\rho = 0.79$  u PD a  $\rho = 0.86$  u NOR. Detaily viz tabulka 5.3.

### ■ Stanovení predikčního pásma

Šířka predikčního pásma určená metodou bootstrap byla pro všechny kinematické křivky širší než šířka určená Gaussovou metodou bod-po-bodu.

Křížová validace metody bootstrap skupiny NOR u signálu zrychlení ukázala pravděpodobnost pokrytí v rozmezí od 80% do 94% a v rozmezí od 71% do 91% u úhlové rychlosti. U skupiny PD byla pravděpodobnost pokrytí v rozmezí od 80 % do 94 % u zrychlení a od 74 % do 75 % u úhlové rychlosti (tabulka 5.4).

Křížová validace predikčních pásem stanovených metodou bod-po-bodu dosáhla podstatně nižší pravděpodobnosti pokrytí u všech analyzovaných signálů, a to maximálně 40 % (tabulka 5.4).

## 5.6 Cíl 6: Návrh přístupu k hodnocení komponenty otáčení zohledňující tvar signálu

Většina studií využívajících inerciální senzory kvantifikuje otáčení pomocí hodnot popisné statistiky, např. průměr nebo maximum signálu. Spolu s rostoucím zájmem o analýzu otáčení během chůze by měly být navrženy nové parametry.

### 5.6.1 Zpracování

Pro signál úhlové rychlosti hrudního senzoru byl navržen nový parametr popisující tvar signálu - šikmost signálu. Parametr odráží zvonovitý tvar signálu úhlové rychlosti kolem vertikální osy a jeho odvození vychází ze statistického momentu 3. řádu - šikmosti.

Šikmost signálu, WS (waveform skewness), je vypočítána podle nově navrženého vzorce

$$WS = \frac{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^n ((t_i - \mu)^3 \omega_i)}{[\frac{1}{m} \sum_{i=1}^n (t_i - \mu)^2 \omega_i]^{3/2}}, \quad (5.1)$$

kde  $\omega = (\omega_1, \dots, \omega_n)$  je úhlová rychlost,  $n$  je délka signálu,  $t$  je vektor  $[1, 2, \dots, n]$ , a  $m$  je počet prvků počítaný jako součet prvků úhlové rychlosti, tj.

$$m = \sum_{i=1}^n \omega_i, \quad (5.2)$$

a  $\mu$  je počítáno podle vzorce

$$\mu = \frac{\sum_{i=1}^n (\omega_i t_i)}{m}. \quad (5.3)$$

Šikmost signálu charakterizuje jeho asymetrii.

Nově navržený parametr byl srovnáván s již existujícími parametry, jmenovitě to byly tyto parametry: doba trvání otáčení, maximální a průměrná hodnota úhlové rychlosti. Všechny parametry byly testovány za různých okolností - při změně měřítka signálu, časového uspořádání a časového posunu. Dále byla analyzována lineární závislost mezi parametry (korelace) a spolehlivost parametrů (koeficient vnitrotřídní korelace, ICC).

### 5.6.2 Výsledky

Při analýze vlivu úpravy signálu na parametr, průměr a maximální hodnota vykazovaly významný rozdíl ve výsledcích jako reakci na různá měřítka sig-

## 5.7. Cíl 7: Rozbor signálů komponenty otáčení-do-sedu

nálu ( $p < 0.01$ ). Parametry WS, doba trvání a průměr vykazovaly statisticky významný rozdíl pro různé časové posuny ( $p < 0.01$ ).

Druhá analýza hodnotila spolehlivost parametrů. Tato analýza byla provedena pro každou skupinu subjektů samostatně. Doba trvání, průměrná a maximální hodnota signálu prokázaly dobrou spolehlivost u PD ( $\rho > 0.75$ ) a střední spolehlivost u NOR ( $\rho > 0.50$ ). Parametr WS prokázal střední spolehlivost ( $\rho > 0.50$ ) u obou skupin.

Třetí analýza porovnávala parametry vzájemně, jmenovitě jejich korelaci. I v tomto případě byla analýza provedena pro každou skupinu subjektů samostatně. Parametr WS měl středně pozitivní korelaci s průměrnou a maximální hodnotou signálu u NOR ( $r = 0.64$  a  $0.59$ , respektive), a slabou pozitivní u PD. Korelace WS a délky trvání byla mírně negativní u NOR ( $r = -0.57$ ) a nízká negativní u PD ( $r = -0.37$ ). Maximální hodnota měla středně pozitivní korelaci s hodnotou WS u NOR ( $r = 0.59$ ) a nízkou pro PD ( $r = 0.47$ ).

Parametr WS ukázal statisticky významný rozdíl ( $p < 0.001$ ) při srovnání obou skupin subjektů.

## 5.7 Cíl 7: Rozbor signálů komponenty otáčení-do-sedu vzhledem ke kvantitativní analýze pohybu

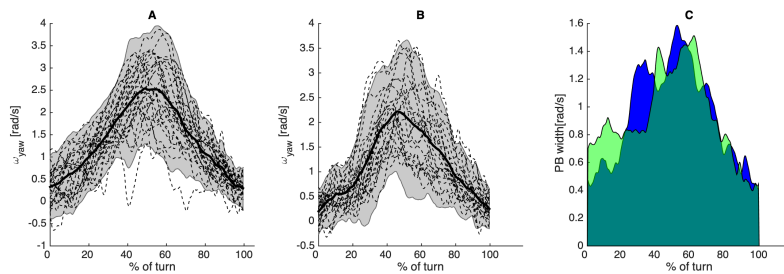
U pacientů s Parkinsonovou chorobou bylo ukázáno prodloužené vykonávání přechodů, např. otáčení-do-sedu [11, 35]. Analýza otáčení před sednutím však není široce používána. Dosud neexistuje studie, která by se zabývala přímým porovnáváním signálů pohybu otáčení-před-sedem.

### 5.7.1 Zpracování

Pro zpracování pohybu otáčení-před-sedem (počáteční část komponenty otáčení-do-sedu) byla použita úhlová rychlost naměřená hrudním inerciálním senzorem. Z každého měření byla automaticky extrahována komponenta otáčení-před-sedem [11]. K dalšímu zpracování byla použita úhlová rychlost. Vizualizace variability signálů v rámci skupiny byla provedena pomocí predikčního pásma, konkrétně byla použita Gaussova metoda bod-po-bodu. Pro porovnání signálů mezi skupinami byla použita metoda HANOVA [33]. Byl vyhodnocen charakteristický signál analyzovaného pohybu - úhlová rychlost kolem vertikální osy.



## 5.7. Cíl 7: Rozbor signálů komponenty otáčení-do-sedu



**Obrázek 5.3:** Úhlová rychlost trupu a predikční pásma otáčení-před-sedem a jejich srovnání.

A: Predikční pásmo kontrolní skupiny (světle šedá - predikční pásmo, tučná křivka - střední hodnota skupiny, přerušované křivky - signály jednotlivých subjektů). B: Predikční pásmo pacientů s Parkinsonovou chorobou (světle šedá - predikční pásmo, tučná křivka - střední hodnota skupiny, přerušované křivky - signály jednotlivých subjektů). C: Srovnání šířky predikčního pásma kontrolní skupiny (zelená) a pacientů s Parkinsonovou chorobou (modrá).

### 5.7.2 Výsledky

Gaussova metoda bod-po-bodu během prvních 25 % obratu ukázala širší predikční pásmo u NOR než u PD (obrázek 5.3). Poté, circa až do poloviny otočky, šířka pásma u PD překročila šířku pásma u NOR. Na závěr pohybu byla šířka pásem u obou skupin byla podobná.

Metoda HANOVA odhalila statisticky významný rozdíl mezi skupinami v signálu pohybu otáčení-před-sedem ( $p=0.004$ ).

## **Kapitola 6**

### **ZÁVĚR**

Pro naplnění cílů dizertační práce byly analyzovány všechny komponenty testu Timed Up & Go: sed-do-stoje, chůze, otáčení, stoj-do-sedu. Byl proveden rozbor signálů inerciálních sensorů pro komponenty sed-do-stoje a otáčení. Při rozboru byla zkoumána hlavně jejich opakovatelnost a sdílený vzor signálů. U komponenty sed-do-stoje byla navíc posuzována výhodnost rozdělení komponenty na fáze. Pro komponentu otáčení byl navržen nový parameter, který uvažuje celý signál a hodnotí jeho tvar. U komponenty chůze bylo provedeno srovnání opakovatelnosti parametru mezi 3 variantami testu, jmenovitě prostého testu, testu s manuální duální úlohou a testu s kognitivní duální úlohou. Dále byl statisticky hodnocen rozdíl v chůzových parametrech při chůzi před otáčením a chůzi po otáčení. Analýza jednotlivých komponent testu je klíčová pro návrh nových parametrů, pro větší rozšíření přístrojového testu ve výzkumu i před následným přijetím do klinické praxe.

## Seznam v tezích použité literatury

- [1] A. G. S. Panel on Prevention of Falls in Older Persons and B. G. Society, “Summary of the updated american geriatrics society/british geriatrics society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons,” *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 59, pp. 148–157, 01 2011.
- [2] C. for Clinical Practice at NICE (UK), *Falls: Assessment and Prevention of Falls in Older People*. National Institute for Health and Care Excellence:, London, Jun 2013.
- [3] S. Mathias, U. S. L. Nayak, and B. Isaacs, “Balance in Elderly Patients: The “Get-up and Go” Test,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 34, pp. 119–126, 1986.
- [4] A. Dubois, T. Bihl, and J.-P. Bresciani, “Automating the Timed Up and Go Test Using a Depth Camera,” *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 18, no. 1, p. 14, 2017.
- [5] T. Li, J. Chen, C. Hu, Y. Ma, Z. Wu, W. Wan, Y. Huang, F. Jia, C. Gong, S. Wan, and L. Li, “Automatic timed up-and-go sub-task segmentation for parkinson’s disease patients using video-based activity classification,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, pp. 2189–2199, Nov 2018.
- [6] S. Mellone, C. Tacconi, and L. Chiari, “Validity of a smartphone-based instrumented timed up and go,” *Gait & Posture*, vol. 36, no. 1, pp. 163 – 165, 2012.
- [7] M. R. Narayanan, S. R. Lord, M. M. Budge, B. G. Celler, and N. H. Lovell, “Falls management: Detection and prevention, using a waist-mounted triaxial accelerometer,” in *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4037–4040, Aug 2007.
- [8] M. R. Narayanan, M. E. Scalzi, S. J. Redmond, S. R. Lord, B. G. Celler, and N. H. Lovell, “A wearable triaxial accelerometry system for longitudinal assessment of falls risk,” in *2008 30th Annual International*

- Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2840–2843, Aug 2008.
- [9] M. R. Narayanan, S. J. Redmond, M. E. Scalzi, S. R. Lord, B. G. Celler, and N. H. Lovell \*, “Longitudinal falls-risk estimation using triaxial accelerometry,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, pp. 534–541, March 2010.
- [10] Y. Higashi, K. Yamakoshi, T. Fujimoto, M. Sekine, and T. Tamura, “Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, pp. 38–46, jul 2008.
- [11] A. Salarian, F. B. Horak, C. Zampieri, P. Carlson-Kuhta, J. G. Nutt, and K. Aminian, “ITUG, a sensitive and reliable measure of mobility,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 3, pp. 303–310, 2010.
- [12] C. Zampieri, A. Salarian, P. Carlson-Kuhta, K. Aminian, J. G. Nutt, and F. B. Horak, “The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in parkinson’s disease,” *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, vol. 81, pp. 171–176, 02 2010.
- [13] R. I. Spain, R. J. George, A. Salarian, M. Mancini, J. M. Wagner, F. B. Horak, and D. Bourdette, “Body-worn motion sensors detect balance and gait deficits in people with multiple sclerosis who have normal walking speed,” *Gait & posture*, vol. 35, no. 4, pp. 573–578, 2012.
- [14] M. Mancini, A. Salarian, P. Carlson-Kuhta, C. Zampieri, L. King, L. Chiari, and F. B. Horak, “ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 9, p. 59, aug 2012.
- [15] J. T. Coulthard, T. T. Treen, A. R. Oates, and J. L. Lanovaz, “Evaluation of an inertial sensor system for analysis of timed-up-and-go under dual-task demands,” *Gait & Posture*, vol. 41, no. 4, pp. 882 – 887, 2015.
- [16] S. K. Sankarpani, A. J. Baldwin, J. Ray, and C. Mazzà, “Reliability of inertial sensors in the assessment of patients with vestibular disorders: a feasibility study,” *BMC ear, nose, and throat disorders*, vol. 17, pp. 1; 1–1, 02 2017.

- [17] R. B. Sample, A. L. Kinney, K. Jackson, W. Diestelkamp, and K. E. Bigelow, "Identification of key outcome measures when using the instrumented timed up and go and/or posturography for fall screening," *Gait & Posture*, vol. 57, pp. 168–171, 2017.
- [18] J. J. Craig, A. P. Bruetsch, S. G. Lynch, F. B. Horak, and J. M. Hui-singa, "Instrumented balance and walking assessments in persons with multiple sclerosis show strong test-retest reliability," *Journal of Neuro-Engineering and Rehabilitation*, vol. 14, p. 43, 2017.
- [19] M. A. Newman, M. A. Hirsch, R. D. Peindl, N. A. Habet, T. J. Tsai, M. S. Runyon, T. Huynh, and N. Zheng, "Reliability of the sub-components of the instrumented timed up and go test in ambulatory children with traumatic brain injury and typically developed controls," *Gait & Posture*, vol. 63, pp. 248–253, jun 2018.
- [20] L. Hershkowitz, O. Malcay, Y. Grinberg, S. Berkowitz, and A. Kalron, "The contribution of the instrumented timed-up-and-go test to detect falls and fear of falling in people with multiple sclerosis," *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, vol. 27, pp. 226 – 231, 2019.
- [21] B. R. Greene, A. O'Donovan, R. Romero-Ortuno, L. Cogan, C. N. Scannail, and R. A. Kenny, "Quantitative Falls Risk Assessment Using the Timed Up and Go Test," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, pp. 2918–2926, dec 2010.
- [22] B. R. Greene, E. P. Doheny, C. Walsh, C. Cunningham, L. Crosby, and R. A. Kenny, "Evaluation of Falls Risk in Community-Dwelling Older Adults Using Body-Worn Sensors," *Gerontology*, vol. 58, no. 5, pp. 472–480, 2012.
- [23] K. J. Sheehan, B. R. Greene, C. Cunningham, L. Crosby, and R. A. Kenny, "Early identification of declining balance in higher functioning older adults, an inertial sensor based method," *Gait & Posture*, vol. 39, no. 4, pp. 1034–1039, 2014.
- [24] D. McGrath, B. R. Greene, E. P. Doheny, D. J. McKeown, G. De Vito, and B. Caulfield, "Reliability of quantitative tug measures of mobility for use in falls risk assessment," in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 466–469, 2011.

- [25] E. Smith, L. Walsh, J. Doyle, B. Greene, and C. Blake, “Effect of a dual task on quantitative timed up and go performance in community-dwelling older adults: A preliminary study,” *Geriatrics & Gerontology International*, vol. 17, no. 8, pp. 1176–1182, 2017.
- [26] B. R. Greene, B. Caulfield, D. Lamichhane, W. Bond, J. Svendsen, C. Zurski, and D. Pratt, “Longitudinal assessment of falls in patients with parkinson’s disease using inertial sensors and the timed up and go test,” *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, vol. 5, p. 2055668317750811, 2018.
- [27] A. Weiss, T. Herman, M. Plotnik, M. Brozgol, I. Maidan, N. Giladi, T. Gurevich, and J. M. Hausdorff, “Can an accelerometer enhance the utility of the timed up & go test when evaluating patients with parkinson’s disease?,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 32, no. 2, pp. 119 – 125, 2010.
- [28] A. Weiss, A. Mirelman, A. S. Buchman, D. A. Bennett, and J. M. Hausdorff, “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*, vol. 8, pp. 1–8, 07 2013.
- [29] R. Moe-Nilssen and J. L. Helbostad, “Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry,” *Journal of Biomechanics*, vol. 37, no. 1, pp. 121–126, 2004.
- [30] E. Smith, L. Walsh, J. Doyle, B. Greene, and C. Blake, “The reliability of the quantitative timed up and go test (QTUG) measured over five consecutive days under single and dual-task conditions in community dwelling older adults,” *Gait & Posture*, vol. 43, pp. 239–244, 2016.
- [31] J. Wall, C. Bell, S. Campbell, and J. Davis, “The Timed Get-up-and-Go test revisited: Measurement of the component tasks,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 37, pp. 109–113, 2000.
- [32] M. W. Lenhoff, T. J. Santner, J. C. Otis, M. G. E. Peterson, B. J. Williams, and S. I. Backus, “Bootstrap prediction and confidence bands: a superior statistical method for analysis of gait data,” *Gait & Posture*, vol. 9, no. 1, pp. 10–17, 1999.
- [33] T. Chau, S. Young, and S. Redekop, “Managing variability in the summary and comparison of gait data,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 2, p. 22, 2005.

- [34] A. Galán-Mercant and A. I. Cuesta-Vargas, “Differences in trunk accelerometry between frail and non-frail elderly persons in functional tasks,” *BMC Research Notes*, 2014.
- [35] N. A. Zakaria, Y. Kuwae, T. Tamura, K. Minato, and S. Kanaya, “Quantitative analysis of fall risk using TUG test,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2015.
- [36] N. Millor, P. Lecumberri, M. Gomez, A. Martínez-Ramirez, and M. Izquierdo, “Kinematic Parameters to Evaluate Functional Performance of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Using Motion Sensor Devices: A Systematic Review,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, pp. 926–936, sep 2014.
- [37] A. Salarian, H. Russmann, F. J. G. Vingerhoets, C. Dehollain, Y. Blanc, P. R. Burkhard, and K. Aminian, “Gait assessment in Parkinson’s disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, pp. 1434–1443, aug 2004.
- [38] S. T. Moore, H. G. MacDougall, J.-M. Gracies, H. S. Cohen, and W. G. Ondo, “Long-term monitoring of gait in Parkinson’s disease,” *Gait & Posture*, vol. 26, no. 2, pp. 200–207, 2007.
- [39] B. Najafi, K. Aminian, F. Loew, Y. Blanc, and P. A. Robert, “Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, pp. 843–851, aug 2002.
- [40] A. Salarian, H. Russmann, F. J. G. Vingerhoets, P. R. Burkhard, and K. Aminian, “Ambulatory Monitoring of Physical Activities in Patients With Parkinson’s Disease,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, pp. 2296–2299, dec 2007.
- [41] J. M. Bland and D. Altman, “STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT,” *The Lancet*, vol. 327, no. 8476, pp. 307–310, 1986.
- [42] H. X. Barnhart and D. P. Barboriak, “Applications of the Repeatability of Quantitative Imaging Biomarkers: A Review of Statistical Analysis of Repeat Data Sets,” *Translational Oncology*, vol. 2, no. 4, pp. 231–235, 2009.

- [43] J. H. Ansai, L. P. de Andrade, T. H. Nakagawa, and J. R. Rebelatto, “Performances on the Timed Up and Go Test and subtasks between fallers and non-fallers in older adults with cognitive impairment,” *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, vol. 76, pp. 381–386, 2018.
- [44] G. Adusumilli, S. Lancia, V. A. Levasseur, V. Amblee, M. Orchard, J. M. Wagner, and R. T. Naismith, “Turning is an important marker of balance confidence and walking limitation in persons with multiple sclerosis,” *PLOS ONE*, vol. 13, no. 6, pp. 1–10, 2018.
- [45] A. Duhamel, J. L. Bourriez, P. Devos, P. Krystkowiak, A. Destée, P. Derambure, and L. Defebvre, “Statistical tools for clinical gait analysis,” *Gait & Posture*, vol. 20, no. 2, pp. 204–212, 2004.



## Seznam významných publikací kandikátky

### 6.1 Publikace přímo použité v dizertační práci

#### 6.1.1 Publikace v časopisech s impakt faktorem

##### *Cíl 3:*

**Slavka Viteckova**, Radim Krupicka, Petr Dusek, Vaclav Cejka, Patrik Kutilek, Jan Novak, Zoltan Szabo, 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, Volume 40, Issue 1, 2020, Pages 363-377, ISSN: 0208-5216 (původní článek, IF 2019 – 2.5)

##### *Cíl 4:*

**Slavka Viteckova**, Vaclav Cejka, Petr Dusek, Radim Krupicka, Patrik Kutilek, Zoltan Szabo, Evžen Růžička. Extended Timed Up & Go test: Is walking forward and returning back to the chair equivalent gait?. Journal of Biomechanics. 2019, ISSN 0021-9290. DOI 10.1016/j.jbiomech.2019.04.001. (krátké sdělení, IF 2019 - 2.3)

##### *Cíl 5:*

**Slavka Viteckova**, Ondrej Klempir, Petr Dusek, Radim Krupicka, Zoltan Szabo, Evžen Růžička. Statistical analysis of the 180 degree walking turn: Common patterns, repeatability and prediction bands of turn signals. Biomedical Signal Processing and Control. 2020, 56 ISSN 1746-8094. DOI 10.1016/j.bspc.2019.101689. (krátké sdělení, IF 2019 - 3.1)

##### *Cíl 6:*

## 6.1. Publikace přímo použité v dizertační práci

**Slavka Viteckova**, Radim Krupicka, Vaclav Cejka, Patrik Kutilek, Zoltan Szabo, Evžen Růžička, Petr Dusek. Waveform skewness: Parameter for timed Up & Go turn assessment. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2019, 52 347-352. ISSN 1746-8094. DOI 10.1016/j.bspc.2019.04.035.  
(původní článek, IF 2019 - 3.1)

### *Cíl 7:*

**Slavka Viteckova**, Radim Krupicka, Petr Dusek, Zoltan Szabo, Patrik Kutilek, Evžen Růžička. Can a turn before sitting have additional value in parkinson disease assessment? *Gait & Posture*. 2019. Volume 73, Supplement 1, Pages 282-283, ISSN 0966-6362. DOI 10.1016/j.gaitpost.2018.06.209.  
(rozšířený abstrakt, IF 2019 - 2.3)

### 6.1.2 Publikace ve sbornících

#### *Cíl 2:*

**Slavka Viteckova**, Radim Krupicka, Petr Dušek, Patrik Kutílek, Zoltán Szabó, Evžen Růžička. Can sit-to-walk assessment maximize instrumented timed up & go test output?. In: *Proceedings of the 12th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOS-TEC 2019)*. 12th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOS-TEC 2019), Praha, 2019-02-22/2019-02-24. Lisboa: SCITEPRESS – Science and Technology Publications, Lda, 2019. s. 209-213. BIOSIGNALS. sv. 4. ISSN 2184-4305. ISBN 978-989-758-353-7.

### 6.1.3 Publikace v recenzním řízení

#### *Cíl 1:*

**Slavka Netukova**, Ondrej Klempir, Radim Krupicka, Petr Dusek, Patrik Kutilek, Zoltan Szabo, Evžen Růžička. The Timed Up & Go test sit-to-stand transition: which signals measured by inertial sensors are viable route for continuous analysis?.  
(v recenzním řízení)

## 6.2 Ostatní publikace relevantní k disertační práci a analýze chůze

### 6.2.1 Publikace v časopisech s impakt faktorem

**Slávka Vítečková**, Hana Horáková, Kamila Poláková, Radim Krupička, Evžen Růžička, Hana Brožová. Agreement between the GAITRite® System and the Wearable Sensor BTS G-Walk® for measurement of gait parameters in healthy adults and Parkinson's disease patients. PeerJ. 2020;8:e8835. Published 2020 May 22. doi:10.7717/peerj.8835  
(původní článek, IF 2019 - 2.4)

**Slavka Viteckova**, Jan Ruzs, Radim Krupicka, Petr Dusek, Evžen Růžička. Instrumental Analysis of Gait Abnormalities in Idiopathic Rapid Eye Movement Sleep Behavior Disorder, Movement Disorders, 35: 193-195. doi:10.1002/mds.27938, ISSN 1531-8257  
(letter to editor, IF 2019 - 8.6)

Dragana Žarković, Monika Šorfová, James J Tufano, Patrik Kutílek, **Slávka Vítečková**, Katja Groleger-Sršen, David Ravník. Effect of Robot-Assisted Gait Training on Selective Voluntary Motor Control in Ambulatory Children with Cerebral Palsy. Indian Pediatrics. 2020 May. (v tisku) (research letter, IF 2019 - 1.2)

**Slavka Viteckova**, Siddhartha Khandelwal, Patrik Kutilek, Radim Krupicka, Zoltan Szabo. Gait symmetry methods: Comparison of waveform-based Methods and recommendation for use. Biomedical Signal Processing and Control. 2020, 55 ISSN 1746-8094. DOI 10.1016/j.bspc.2019.101643.  
(původní článek, IF 2019 - 3.1)

**Slavka Viteckova**, Patrik Kutilek, Zdenek Svoboda, Radim Krupicka, Jan Kauler, Zoltan Szabo. Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods. Biomedical Signal Processing and Control. 2018, 42 89-100. ISSN 1746-8094. DOI 10.1016/j.bspc.2018.01.013.  
(rešeršní článek, IF 2018 - 2.9)

## 6.2. Ostatní publikace relevantní k disertační práci a analýze chůze

**Slavka Viteckova**, Radim Krupicka, Zoltan Szabo, Patrik Kutilek, Martina Hoskocova, Evžen Růžička. P 056 - The effect of medication on walking turns in Parkinson disease. *Gait & Posture*. 2018, 65 325-326. ISSN 0966-6362. DOI 10.1016/j.gaitpost.2018.06.209.  
(rozšířený abstrakt, IF 2018 - 2.4)

### 6.2.2 Publikace ve sbornících a abstrakty

**Slavka Viteckova**, Patrik Kutilek, Jana Lenartova, Jana Kopecka, Daniela Mullerova, Radim Krupicka. Evaluation of movement of patients with Parkinson's disease using accelerometers and method based on eigenvectors. In: MAGA, D., A. ŠTEFEK a T. BŘEZINA, eds. *Proceedings of the 2016 17th International Conference on Mechatronics - Mechatronika (ME) 2016*. Mechatronika, Praha, 2016-12-07/2016-12-09. Prague: Czech Technical University in Prague, Faculty of Electrical Engineering, 2016. s. 61-65. ISBN 978-80-01-05883-1.

**Slavka Viteckova**, Patrik Kutilek, Radim Krupicka, Barbora Adamova, Zoltan Szabo, Ana Carolina D'Angeles Mendes de Brito, Jana Kopecka. Evaluation of movement of patients with Parkinson's disease using wearable Mo-Cap system and bilateral cyclograms. In: *2017 International Conference on Applied Electronics. 22nd International Conference Applied Electronics 2017*, Pilsen, 2017-09-05/2017-09-06. Pilsen: University of West Bohemia, 2017. s. 61-65. ISSN 1803-7232. ISBN 978-80-261-0641-8. DOI 10.23919/AE.2017.8053628.



## Ohlasy

Kandidátčin H-index činí 6 (bez autocitací, zdroj: Scopus.com). V roce 2018 kandidátka získala Cenu Stanislava Hanzla. Dále získala ocenění **Best Poster Award** za příspěvek s názvem *Can sit-to-walk assessment maximize instrumented Timed Up & Go test output?* na mezinárodní konferenci *12th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2019)* (viz obrázek 6.1). V průběhu studia se také stala oponentkou významných časopisů v oblasti analýzy pohybu (5 oponentur pro časopisy s impakt faktorem větším než 2).

6.2. Ostatní publikace relevantní k disertační práci a analýze chůze



**Obrázek 6.1:** Best Poster Award Certificate



## SUMMARY

With increasing age, seniors are more likely to fall. The commonly used method of determining the risk of falling is the Timed Up & Go (TUG) test. TUG evaluates the time it takes for the subject to get up from the chair, walk 3 meters, turn around, go back to the chair and sit on it again. Simultaneously with the rapid development of wearable technologies, there is an increase in their use in the analysis of human movement, including the assessment of the risk of falls and the TUG test.

The aim of the dissertation is to analyze the TUG test sensed by inertial sensors and a pressure-sensitive walkway. This was achieved by segmenting the TUG test signals into individual components (sit-to-stand, walk before turn, turn, walk after turn, stand-to-sit) and their subsequent analysis. Specifically, the effectiveness of dividing sit-to-stand component into sub-phases was analyzed. Suitability of individual inertial sensor signals for quantification for further processing and analysis. For walking components, an analysis of the repeatability of gait parameters and an analyses of a separate evaluation of walking components before and after turn were performed. An analysis of the signals of inertial sensors was performed for the turn component, and a new parameter for the evaluation of turn was proposed.

The results showed that the pitch angular velocity signal is most suitable for the analysis of the sit-to-stand component of TUG test. Related to the segmentation of the sit-to-stand component into sub-phases, it has been shown that sub-phase analysis is beneficial in comparison with the analysis of the whole component.

For the walking component of the TUG test, it was found that the repeatability of the individual parameters of the TUG test vary. The results also revealed that walking before and after the turn is characterized by different values of spatiotemporal parameters.

The analysis of the turn signals revealed that yaw the angular velocity curve is the most suitable signal for the analysis of the turn component. The newly proposed parameter describing the shape of the yaw angular velocity signal has been shown to be beneficial in the analysis of turn of patients with Parkinson's disease.

## RESUMÉ

S rostoucím věkem u seniorů dochází častěji k pádům. Běžně používanou metodou určování rizika pádu je test Timed Up & Go (TUG), u kterého je hodnocen čas, za který subjekt vstane ze židle, ujde rovně 3 metry, otočí se, jde zpět k židli a opět na ni usedne. Současně s rychlým rozvojem nositelných technologií dochází k nárůstu jejich využívání při analýze pohybu lidí, včetně hodnocení rizika pádu a testu TUG.

Cílem disertační práce je analýza testu TUG snímaného inerciálními senzory a tlakocitlivým chodníkem. Toho bylo docíleno segmentací signálů testu TUG na jednotlivé komponenty (sed-do-stoje, chůze před otáčením, otáčení, chůze po otáčení, stoj-do-sedu) a jejich následným rozbohem. Konkrétně, u komponenty sed-do-stoje byla provedena analýza jejího rozdělení na pod-fáze a rozbor vhodnosti jednotlivých signálů inerciálních senzorů pro kvantifikaci. U chůzových komponent byla provedena analýza opakovatelnosti chůzových parametrů a analýza samostatného hodnocení chůzových komponent před a po otáčení. Pro komponentu otáčení byl proveden rozbor signálů inerciálních senzorů, a dále byl navržen nový parametr pro hodnocení otáčení.

Výsledky ukázaly, že nejvhodnější pro analýzu komponenty sed-do-stoje je signál úhlové rychlosti předklonu. Dále se v souvislosti s rozdělením komponenty sed-do-stoje na pod-fáze ukázalo, že ve srovnání s analýzou celé komponenty je analýza pod-fází přínosná.

U chůzové komponenty testu TUG bylo zjištěno, že opakovatelnost jednotlivých parametrů testu TUG je rozdílná. Výsledky také odhalily, že chůze před otočkou a po otočce se vyznačují různými hodnotami časoprostorových parametrů.

Rozbor signálů otáčení přinesl zjištění, že nejvhodnější pro analýzu komponenty otáčení je křivka úhlové rychlosti kolem vertikální osy. U nově navrženého parametru popisujícího tvar signálu úhlové rychlosti kolem vertikální osy během otáčení byl prokázán jeho přínos při analýze otáčení pacientů s Parkinsonovou chorobou.