



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Analýza synchronizace pohybu
osob s Parkinsonovou chorobou**

**Analysis of Synchronisation
in Gait in Parkinson Disease**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Světla Zajíčková

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Slávka Vítečková

Kladno 2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Světla Zajíčková**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Analýza synchronizace pohybu osob s Parkinsonovou chorobou**
Téma anglicky: Analysis of Synchronisation in Gait in Parkinson Disease

Zásady pro vypracování:

Cílem práce je analyzovat vliv Parkinsonovy choroby na chůzi. Při analýze se zaměřte na kvantitativní hodnocení synchronizace pohybu u pacientů s Parkinsonovou chorobou na základě dat získaných gyroakcelerometrickým systémem Xsens při vykonávání standardizovaného testu TUG. Vyberte parametry pro hodnocení synchronizace pohybu. Implementujte jejich výpočet v prostředí Matlab. Aplikujte výpočet na data pacientů s Parkinsonovou chorobou a data kontrolní skupiny. Statisticky vyhodnoťte rozlišovací schopnost vybraných parametrů mezi kontrolní skupinou a skupinou osob s Parkinsonovou skupinou.

Seznam odborné literatury:

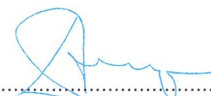
- [1] Rose J., Gamble J. G, *Human Walking*, ed. 1st, Williams & Wilkins , 1994, ISBN 978-0683073607
- [2] Cris Zampieri, Arash Salarian, Patricia Carlson-Kuhta, Kamiar Aminian, John G Nutt, Fay B Horak, The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, číslo 81, 2010

Zadání platné do: 30.09.2017

Vedoucí: Mgr. Slávka Vítečková



vedoucí katedry / pracoviště



děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Synchronizace pohybu osob s Parkinsonovou chorobou“ 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).

V Kladně 10.5.2017

.....

Světlá Zajíčková

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucí mé práce Mgr. Slávce Vítěčkové za cenné rady, vstřícnost a metodické vedení. Dále bych chtěla poděkovat rodině za podporu během vypracování bakalářské práce.

ABSTRAKT

Analýza synchronizace pohybu osob s Parkinsonovou chorobou

Bakalářská práce se zabývá problematikou analýzy vlivu Parkinsonovy choroby na chůzi. Hlavním cílem je analyzovat vliv Parkinsonovy choroby na synchronizaci horní a dolní končetiny při chůzi. Během TUG testu byla data z chůze zaznamenána pomocí přenosného systému od firmy Xsens. V prostředí MATLAB byly implementovány algoritmy pro určení a výpočet rozdílů synchronizace z naměřených dat gyroakcelerometrickými senzory. Vypočtené výsledky byly následně statisticky zpracovány.

Klíčová slova

Parkinsonova choroba, TUG test, analýza chůze, akcelerometr

ABSTRACT

Analysis of Synchronisation in Gait in Parkinson Disease

The bachelor thesis deals with the analysis of the influence of Parkinson's disease on walking. The main objective is to analyze the impact of Parkinson's disease on hand and foot synchronization during walking. During the TUG test, walking data was recorded using a portable Xsens system. In the MATLAB environment, algorithms have been implemented to determine and calculate synchronization differences from measured data by gyroaccelerometer sensors. The calculated results were then statistically processed.

Keywords

Parkinson Disease, TUG test, gait analysis, akcelerometer

Obsah

Seznam symbolů a zkratek.....	9
1 Úvod	10
Cíle práce	10
1.2 Přehled současného stavu	10
1.2.1 Historie analýzy chůze	10
1.2.2 Analýza švihu ruky.....	11
1.2.3 Analýza koordinace končetin	11
2 Chůze.....	13
2.1 Krokový cyklus.....	13
2.2 Biomechanika chůze	15
3 Parkinsonova choroba.....	17
3.1 Historie nemoci.....	17
3.2 Základní příznaky Parkinsonovy nemoci	17
3.2.1 Tremor (třes).....	18
3.2.2 Rigidita (svalová ztuhlost).....	18
3.2.3 Bradykineze, hypokineze a akineze	18
3.2.4 Posturální nestabilita a porucha chůze	19
3.3. Současná diagnostika nemoci	20
4 Metody	21
4.1 Akcelerometry	21
4.2 Orientace tělesa v prostoru	23
4.2.1 Kvaterniony	23
4.2.2 Eulerovy úhly	24
4.3 Měřicí jednotka Xbus Master	25
4.4 Timed Up and Go test (TUG)	27
5 Implementace výpočtu.....	28
5.1 Předzpracování dat.....	29
5.2 Filtrace	29
5.3 Detekce kroku	30

5.3 Detekce švihu horní končetiny	32
5.4 Detekce asynchronizace.....	33
6 Statistické hodnocení.....	35
6.1 Testování hypotéz.....	38
6.1.1 Dvouvýběrový Wilcoxonův test.....	38
6.1.2 Jednovýběrový Wilcoxonův test.....	40
7 Diskuze.....	41
8 Závěr	43
Seznam použité literatury	44
Příloha 1: Tabulky hodnot asynchronizace.....	46
Příloha 2: Grafy rozložení hodnot rozdílů synchronizace podle končetin	48
Příloha 3: Grafy rozložení hodnot rozdílů synchronizace podle skupin	51

Seznam symbolů a zkratk

Zkratka	Význam
PN	Parkinsonova nemoc
TUG	Time Up and Go
3D	Tří dimenziální
Acc	Akcelerace
Quat	Kvaterniony
Gyr	Gyroskop
HK	Horní končetina
DK	Dolní končetina
LHK	Levá horní končetina
LDK	Levá dolní končetina
PHK	Pravá horní končetina
PDK	Pravá dolní končetina
NOR	Kontrolní skupina
ON	Pacienti po podání medikamentů
OFF	Pacienti bez medikamentů

1 Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá vlivem Parkinsonovy choroby na synchronizaci pohybu při chůzi. Tato choroba je jedna z nejčastějších neurodegenerativních onemocnění, které se projevuje řadou motorických problémů. Přibližně každý tisící člověk trpí touto chorobou. Hlavním rizikovým faktorem je věk. Průměrný věk osob při počínající nemoci je mezi 55 a 65 lety, ale postihuje i předčasně osoby kolem 40 let. U mužů se nemoc vyskytuje častěji než u žen. V současné době je Parkinsonova nemoc nevyléčitelná, pouze se zmírňují projevy. [1]

Včasnou diagnostikou nemoci lze udržovat co nejvíce kvalitní život v průběhu všech fází Parkinsonovy choroby a také oddalovat přechody do jednotlivých fází. Ve své práci jsem se zaměřila na analýzu synchronizace končetin při chůzi, díky níž by teoreticky bylo možné pomocí gyroakcelerometrických dat odhalit asynchronizaci končetin u Parkinsonovy choroby. [1]

Cíle práce

Cílem bakalářské práce je analyzovat vliv Parkinsonovy choroby na synchronizaci končetin při chůzi. Hlavním faktorem pro analýzu vlivu na chůzi je vhodný výběr parametrů pro hodnocení synchronizace. Výstupem analýzy je statistické vyhodnocení mezi kontrolní skupinou jedinců bez Parkinsonovy choroby a skupinou s Parkinsonovou chorobou s medikací a skupinou s Parkinsonovou chorobou bez medikace. Dalším cílem, který vyplynul v průběhu práce je porovnání pacientů s Parkinsonovou chorobou před medikací a po medikaci.

1.2 Přehled současného stavu

1.2.1 Historie analýzy chůze

První analýzu chůze představil Giovanni Borelli, italský fyziolog, fyzik a matematik, který v 17. století uvedl matematický koncept biomechaniky svalů a šlach. Na tento základ postavil René Descartes' a popsal koordinační geometrii pro pohyb ve vesmíru. [2]

O první experimentální práci se postarali Heinrich a Eduard Weberovi. Tito bratři měřili délku kroku, změnu kadence kroku a změnu rychlosti chůze. Na měření použili pouze stopky, metr a teleskop. [2]

Velkým milníkem v historii analýzy chůze bylo zavedení tří dimenzionální (3D) analýzy. Za tímto objevem stáli německý anatom Christian Braune a matematik Otto Fischer. Principem bylo použití Geisslerových trubic¹, které připevnili k dobrovolníkům a ti pak chodili ve tmě. [2]

1.2.2 Analýza švihu ruky

Ve studii kvantitativní analýzy velikosti a asymetrie švihu ruky se účastnilo 12 jedinců s časnou Parkinsonovou chorobou a 8 kontrolních jedinců bez Parkinsonovy choroby. Účastníci byli instruováni, aby šli normální a rychlou chůzí. Za použití optického snímání byly měřeny obě skupiny, které se porovnávaly. Výsledkem studie bylo, že obě skupiny měly srovnatelnou rychlost chůze a nebyl zjištěn žádný významný rozdíl mezi skupinami v rozsahu švihu ruky. Pozoruhodný je fakt, že skupina s Parkinsonovou chorobou vykazovala podstatně větší asymetrii ve švihu ruky ve srovnání s kontrolní skupinou. [3]

Z toho pro mou práci vyplývá, že mohu očekávat pozitivní asynchronizaci švihu ruky u skupiny s Parkinsonovou chorobou oproti skupině zdravých jedinců.

1.2.3 Analýza koordinace končetin

Studii zaměřenou přímo na Parkinsonovu chorobu a vliv na koordinaci jsem nenašla. Ale Ksenia I. Ustinova a kolektiv zkoumali, jestli větší rozsah švihu ruky mění koordinaci končetin u osob s traumatickým poraněním mozku při chůzi. Bylo zapojeno 10 účastníků s poraněním mozku a 10 kontrolních jedinců. Obě skupiny šly 12 metrů za dvou různých podmínek: 1) samostatně v pohodlné rychlosti a 2) s pokynem úmyslného zvětšení amplitudy švihu ruky. Pohyb byl hodnocen sadou časoprostorových a kinematických parametrů, včetně rychlosti chůze, délky kroku, šířky, otáčení trupu, úhlové pohyby

¹ V roce 1854 vyrobil německý vynálezce Heinrich Geissler (1814-1879) zařízení, které se později stalo známým pod názvem Geisslerova trubice. Byla to skleněná trubice, do které byly zataveny kovové elektrody. Geissler vyrobil čerpadlo, které dokázalo vytvořit uvnitř trubice značné vakuum. Výzkumníci zjistili, že připojení indukční cívky o vysokém napětí ne elektrody se na skle proti záporné elektrodě (kterou Faraday pojmenoval katodou) tvoří zelená záře.

v ramenních a kyčelních kloubech. U skupiny s traumatickým poraněním mozku se ukázala menší koordinace končetin. Při druhé podmínce došlo u obou skupin k významně vyšší synchronizaci ramene a kyčle. Výsledky naznačují, že výraznější švih ruky může zcela zásadně ovlivnit krok, a tím i dochází ke zlepšení koordinace chůze u pacientů s traumatickým poraněním mozku. [4]

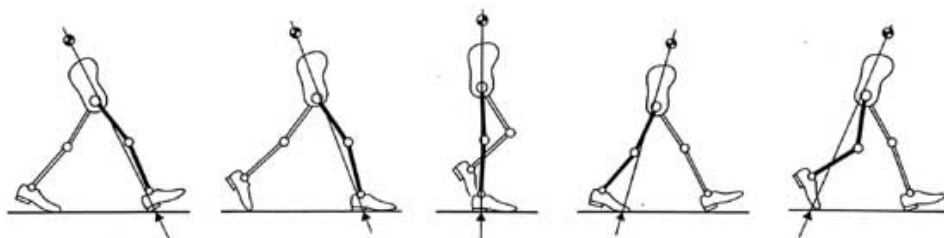
V mé práci se věnuji synchronizaci horních a dolních končetin, obdobně jako zkoumali Ksenia I. Ustinova a kolektiv. Podkladem Parkinsonovy choroby je nedostatek tvorby transmiteru-dopaminu. Nelze srovnávat traumatické poranění mozku s Parkinsonovou chorobou, ale v obou případech dochází k určité nerovnováze systému vycházejících z mozku. Lze tedy očekávat určitou míru asynchronizace horních a dolních končetin i u osob s Parkinsonovou chorobou. Při zmírňování projevů Parkinsonovy choroby a správné rehabilitaci, úspěšně dochází k odstranění některých pohybových potíží. Tento jev je ve výsledku aplikace druhé podmínky chůze, tj. úmyslné zvětšení amplitudy švihu ruky.

2 Chůze

Bipedální chůze je jeden z nejpřirozenějších základních pohybů lidské lokomoce po dvou dolních končetinách. Chůze má tři části: zahajovací fáze, cyklická fáze a fáze ukončení. Během cyklické fáze vykonává končetina opakované pohyby, které lze popsat v rámci krokového cyklu. [5]

2.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus má dvě hlavní fáze – opornou a švihovou, které jsou rozděleny na jednotlivá období. Schéma krokového cyklu je znázorněno na Obr. 2.1.



Obr. 2.1: Krokový cyklus [15]

Mechanismus krokového cyklu dále upřesňuje Tabulka 2.1:

Tabulka 2.1: Jednotlivé fáze krokového cyklu [5]

Fáze krokového cyklu	Mechanický děj
<i>STOJNÁ FÁZE</i>	
Počáteční kontakt	• počátek stojné fáze
	• uložení nohy na podložku
	• absorpce nárazu
Stádium zatěžování	• přenesení váhy na stojnou končetinu
	• stabilizace pánve
	• brzdění pohybu vpřed
	• první fáze dvojí opory
Mezistoj	• stabilizace kolene
	• setrvačnost pohybu vpřed
	• zachování vytvořeného momentu

	<ul style="list-style-type: none"> • podpora celou ploskou nohy
Konečný stoj	<ul style="list-style-type: none"> • zrychlení pohybu vpřed
	<ul style="list-style-type: none"> • přenesení váhy těla na stojnou končetinu
	<ul style="list-style-type: none"> • dopad paty švihové končetiny na podložku
Předšvih	<ul style="list-style-type: none"> • konec stojné fáze
	<ul style="list-style-type: none"> • náhlé přenesení váhy těla na druhou končetinu
	<ul style="list-style-type: none"> • druhá fáze dvojí opory
ŠVIHOVÁ FÁZE	
Počáteční švih	<ul style="list-style-type: none"> • odlepování chodidla od podložky
	<ul style="list-style-type: none"> • kolísavé tempo končí, když švihová noha mívá stojnou nohu
Mezišvih	<ul style="list-style-type: none"> • odlepení chodidla od podložky
	<ul style="list-style-type: none"> • postup nohy vpřed
	<ul style="list-style-type: none"> • umístění nohy na podložku
Konečný švih	<ul style="list-style-type: none"> • příprava na iniciální kontakt

Dle mechaniky pohybu lidského těla je chůze řízeným pádem, kdy tělo padá dopředu ze stabilní pozice na stojné dolní končetině na druhou volnou končetinu. Jde o komplexní pohybovou funkci těla, ve které se mohou odrazit různé poruchy pohybového aparátu či nervové soustavy. [5]

Nejstarší nalezená zmínka o analýze chůze je stará přibližně 4000 let. V průběhu celé historie bylo z vědeckého hlediska o chůzi velký zájem, který byl často odražen technologiemi a událostmi daného věku. Obecně nejvíce se o rozvoj analýzy chůze zasloužily války, kdy vznikaly teorie, jak nejefektivněji pochodovat, později došlo k rozvoji biomechaniky kvůli protetickým náhradám v lékařství. [5]

Největší problém v pochopení mechanismu chůze tvoří fakt, že ji provádíme bez vynaložení většího úsilí a více či méně podvědomě. Pak je těžké uvědomit si její spletnost a komplexnost. Průměrný člověk ujde až 15000 kroků denně, což znamená, že za rok by dokázal obejít zeměkouli po jejím obvodu. [5]

2.2 Biomechanika chůze

Lidská chůze je proces, kdy se vzpřímené tělo pohybuje s podporou jedné nohy, kterou míjí druhá a střídá ji. Během chůze se pak setkáváme se dvěma zásadními ději: působící reakční silou podložky v místě styku nohy se zemí a periodickým pohybem, který provádí každá noha z jedné pozice opory ke druhé ve směru pohybu. Tyto dva elementy jsou nezbytné pro jakoukoli formu bipedální chůze. [6]

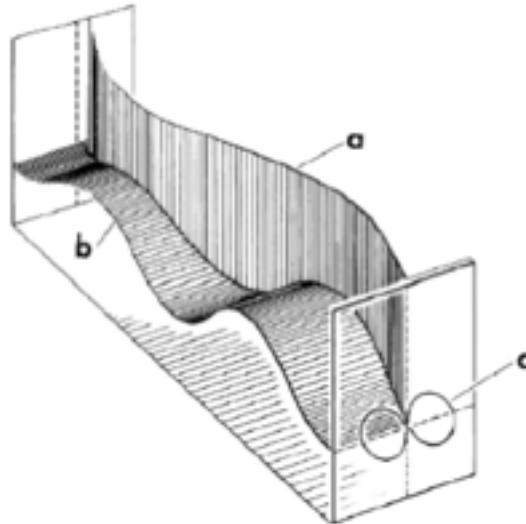
Zmíněné dva nutné děje pro chůzi dávají základ individuálním pohybům těla. Zatímco tělo přenáší svou váhu přes jednu, v tu chvíli podpůrnou nohu objevují se tři různé odchylky od přímého směru chůze. S každým krokem tělo mírně zrychlí a zase zpomalí svůj pohyb, zároveň se také zvedá a padá s několikacentimetrovým rozdílem a pohupuje se ze strany na stranu, viz pohyb těžiště na Obr. 2.2. Tyto události jsou společně svázány v jeden systematický pohyb. [6]

Tělo musí zrychlit a zase zpomalit během každého kroku, protože nohy nepodpírají tělo, tak aby mohlo zůstat stále v jedné poloze. Když stojná noha míří vpřed, snaží se tělo zpomalit, když se přes ni pak tělo přehoupne, jeho pohyb se opět zrychlí. Tento pohyb se těžko pozoruje jen tak, ale je dobře nemožné zabránit pohybu hladiny vody dozadu a vpřed jako reakci na zrychlení a zpomalení těla. [6]

Když se tělo přenáší přes stojnou nohu, tak nejdříve stoupá a dosahuje nejvyššího bodu ve chvíli, kdy je noha kolmo pod ním, dále pak klesá. V tomto nejvyšším bodě je rychlost pohybu nejpomalejší, a naopak v nejnižším bodě během dvojí opory, je rychlost pohybu nejvyšší. [6]

Během jednooporové ráze má tělo tendenci se posouvat laterálně přes stojnou nohu. Těsně po fázi mezistoje dosáhne pánev maximálního laterálního posunutí a pak se přetáčí stejně na druhou stranu. Čím je širší krok do stran, tím má pohyb pánve větší výchylku. [6]

Pokud se jedná o chůzi zdravého člověka, vždy jde o pohyb symetrický.



Obr. 2.2: Pohyb těžiště ve třech prostorových osách během jednoho krokového cyklu. (a) laterální pohyb v horizontální rovině; (b) vertikální pohyb; (c) kombinace pohybů (a) a (b) promítnuta do roviny kolmé k rovině chůze [6]

Všechny pohyby jsou během chůze synchronní a projevují se přiměřenou rychlostí vzhledem k chůzi. Pánev se naklání a rotuje společně s pohybem vpřed. Ramena rotují a ruce se pohupují často nezávisle na pohybu nohou a pánve. Teoretické těžiště těla se nachází ventrálně před druhým křížovým obratlem. Pokud při normální chůzi o běžné rychlosti promítneme těžiště do sagitální roviny chodce, tedy do roviny směru chůze, dostaneme plynulou sinusoidu s amplitudou kolem 5 cm pro dospělého muže. Amplituda je pak závislá především na délce kroku a také rychlosti. Se zvyšující se rychlostí se zvyšuje i amplituda. [6]

3 Parkinsonova choroba

Parkinsonova choroba se v současnosti zařazuje mezi nejvýznamnější neurologická onemocnění. Je nejčastější příčinou Parkinsonova syndromu. Parkinsonský syndrom je porucha charakterizována třesem, rigiditou, hypokinezi (bradykinezi) a poruchami stoje a chůze. Podkladem Parkinsonovy nemoci je snížení tvorby jednoho transmitteru, a to látky nazývané dopamin. Dopamin se v mozku tvoří především v tzv. středním mozku, odtud je ve výběžcích těl nervových buněk transportován do jiné oblasti bazálních ganglií, kde je uvolňován synapsí. Pokud je dopaminu na synapsích nedostatek, dochází k poruše regulace hybnosti, k projevům Parkinsonovy nemoci. [7]

K tomu, aby se nemoc projevila, je nutno, aby minimálně 50 % buněk ve středním mozku, které vyrábějí dopamin, bylo zničeno a aby dopamin poklesl minimálně o 80 %. [7]

3.1 Historie nemoci

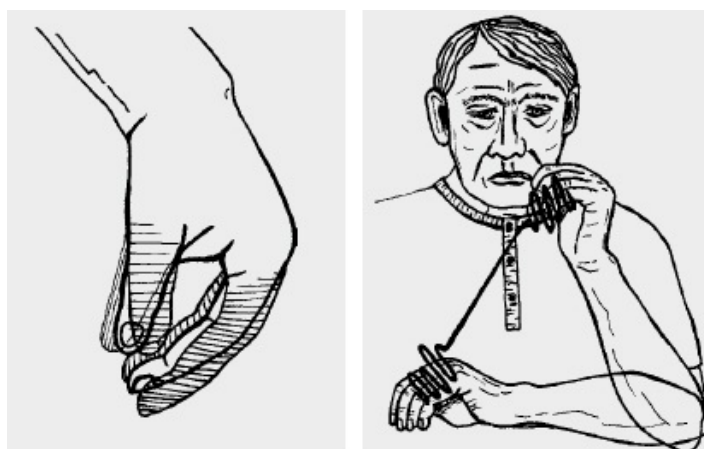
V roce 1817 popsal James Parkinson onemocnění, které nazval “shaking palsy” (třasavá obrna), a které následně Charcot pojmenoval “maladie de Parkinson”. V roce 1960 se Ehringerovi a Hornykiewiczovi podařilo ve Vídni prokázat, že Parkinsonova nemoc je způsobena nedostatkem dopaminu v určitých jádrech této oblasti mozku. Až v roce 2003 navrhl Heiko Braak stadia vývoje Parkinsonovy nemoci. [7][8]

3.2 Základní příznaky Parkinsonovy nemoci

První klinické obtíže pacientů s PN (Parkinsonovou nemocí) jsou obvykle nespecifické: bolesti ramen a zad, pocity tíže končetin, ztráta výkonnosti a únavový syndrom, poruchy spánku až deprese. Toto vše jsou již počáteční, mírné příznaky nastupující rigidity, bradykineze, hypokineze či vegetativní nebo mentální dysfunkce. V této fázi jsou pacienti velmi často (až v 50 %) mylně diagnostikováni jako revmatologické problémy typu artritidy, atd. Teprve o měsíce či dokonce roky později se objevují hlavní příznaky nemoci, tj. především tremor, rigidity, bradykineze, akineze, hypokineze, porucha stoje a chůze, které vedou ke stanovení správné diagnózy. [9]

3.2.1 Tremor (třes)

Tremor lze obecně definovat jako mimovolní, rytmický a kontinuální svalový pohyb o periodických oscilacích. Projevuje se především v klidu, je asymetrický a pravidelný, o relativně malé frekvenci. Je patrný především v klidovém stavu končetin, kdy jsou svaly relaxovány (např. ruce spočívají na opěrce), viz Obr.3.1. Tremor začíná obvykle asymetricky, a to pouze na jedné končetině. Teprve další progresse nemoci přinese jeho konstantní projev a šíření. Zpočátku se projeví na distální části končetin. Typicky jsou postiženy ruce či ploska nohy a prakticky nikdy se neprojeví třesem hlavy. [9]



Obr.3.1: Znárodnění třesu ruky v klidové poloze [16]

3.2.2 Rigidita (svalová ztuhlost)

Svalová ztuhlost se konstantně v celém rozsahu aktivně i pasivně prováděného pohybu. Rigidita je patrná již od začátku a postihuje více flexové než extenzorové svalstvo, což má za následek flexní držení šíje, trupu a končetin.

Kvůli asymetrickému projevu i na osovém svalstvu má pacient porušené držení těla a objevují se patologické pohybové stereotypy. [9]

3.2.3 Bradykineze, hypokineze a akineze

Bradykineze (pohybové zpomalení), hypokineze (zmenšení rozsahu pohybů), akineze (neschopnost započít pohyb). Stejně jako předešlé příznaky, i tyto se projevují asymetricky. Celá jemná motorika ruky je zpomalená a nevýkonná: psaní trvá delší dobu a písmo je méně čitelné. Hlas se ztišuje a stává se monotónním. Postupem času se obtíže přenášejí i na chůzi. Nejprve má pacient pocit pomalejšího tempa chůze a neschopnosti

pospíší si. Poté se krok zkrátí, pacient se začíná šourat a šoupá podrážkami bot o podlahu. [9]

3.2.4 Posturální nestabilita a porucha chůze

Pro Parkinsonovu nemoc je charakteristické flexní držení trupu a šíje, v pokročilejších stadiích i horních a dolních končetin, jak je znázorněno na Obr. 3.2. Ztráta synkinezí (přirozené výkyvy, souhyby horních končetin při chůzi) bývá častým příznakem nemoci. Krátký, šouravý krok spojený s poruchou iniciace pohybu, přešlapováním, cupitáním na místě a s náhlými zárazy, přerušením pohybu (freezing). V klidu nebo při pohybech se objevuje náhlá tendence k pádu bez poruchy vědomí, která je subjektivním pocitem výkyvu těžiště. [9]



Obr 3.2: Typický postoj osoby s Parkinsonovou chorobou [17]

3.3. Současná diagnostika nemoci

Na základě přítomnosti těchto čtyř základních příznaků lze rozdělit diagnostický přístup do několika stupňů [10]:

1. Klinicky možná PN v případě přítomnosti jednoho z následujících příznaků:

- Klinický třes
- Rigidita
- Bradykineze
- Postižení posturálních reflexů

2. Klinicky pravděpodobná PN v případě kombinace dvou ze čtyř základních příznaků (včetně postižení posturálních reflexů), kterýkoliv z prvních tří příznaků (třes, bradykineze, rigidita) je asymetrický.

Klinicky definitivní PN v případě jakékoliv kombinace tří ze čtyř základních příznaků. Alternativou je přítomnost dvou příznaků + asymetrie jednoho z prvních tří příznaků (třes, bradykineze, rigidita).

4 Metody

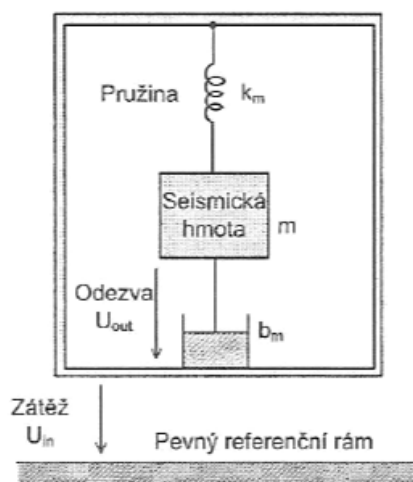
4.1 Akcelerometry

Senzory, které byly využity k měření dat, obsahují akcelerometry nebo jinak mikrosenzory zrychlení. Měří nejen zrychlení, ale i vibrace, mechanické nárazy a náklon. Zjednodušeně můžeme říci, že měří zrychlení vůči jejich vztažnému bodu uvnitř mikrosenzoru. Zemská přitažlivost je určena jako absolutní zrychlení vůči zemi. Měřená zrychlení dělíme na statická a dynamická. [11]

Zrychlení neboli akceleraci lze definovat pro přímočarý i kruhový pohyb jako první derivaci rychlosti a druhou derivaci dráhy podle času.

$$a = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2x}{dt^2} \quad (4.1)$$

Základním principem činnosti většiny akcelerometrů je princip se seismickou hmotou, viz Obr. 4.1. Měřící hmotnostní element (seismická hmota) je buzen v systému hmota - pružina - tlumení. Vše se pohybuje vůči pevnému referenčnímu rámu, který je pevně spojen s měřeným objektem.

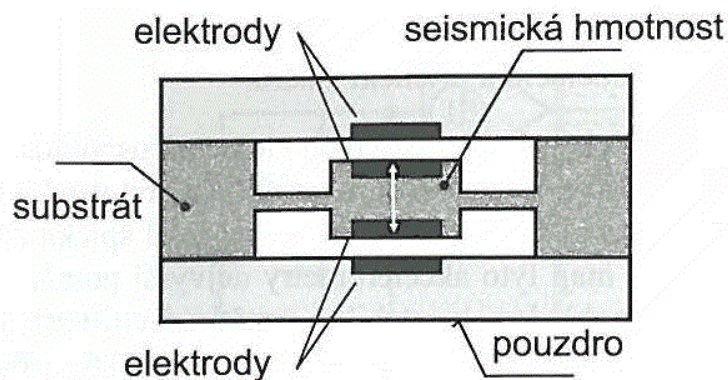


Obr 4.1: Obecný princip činnosti akcelerometrů [11]

Setrvačná seismická hmota (m) je uložena na pružině (k_m) a její výchylka je vyhodnocována vůči pevné základně. Tlumení (b_m) je nejčastěji reprezentováno buď fyzickými tlumiči, nebo například prouděním vzduchu při pohybu hmoty. [11]

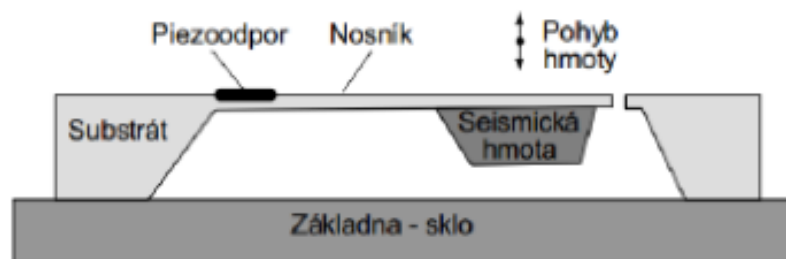
Akcelerometry dále dělíme dle počtu snímaných os na jednoosé, dvouosé a tříosé. Dále na akcelerometry se seismickou hmotou a kapacitní. Mezi akcelerometry se seismickou hmotou řadíme piezoelektrický a piezorezistivní akcelerometry.

Kapacitní akcelerometry měří výchylku seismické hmoty kapacitně, kdy změna kapacity odpovídá změně zrychlení, viz jednoduché schéma na Obr. 4.2. Pohybem seismické hmoty dochází k zvyšování jedné kapacity a snižování druhé kapacity. Kapacitní akcelerometry v porovnání s piezoodporovými mají obecně vyšší stabilitu a citlivost. [11]



Obr 4.2: Princip kapacitního akcelerometru [18]

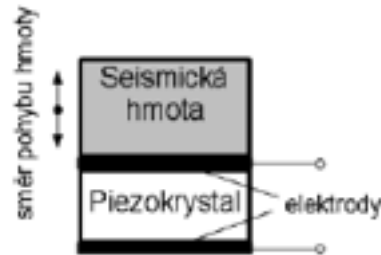
Piezoodporové akcelerometry využívají pružný nosník na jehož volném konci je seismická hmota. Měřicí piezorezistory jsou uloženy v pružném nosníku. Jednoduché schéma vidíme na Obr. 4.3. Principem je zjišťování napětí na základě změn v materiálu. Změna je úměrná výchylce seismické hmoty. [11]



Obr 4.3: Mikrostruktura akcelerometru s piezorezistory [11]

Piezoelektrické akcelerometry využívají deformace, a to především smykové a tlakové. Jednoduché schéma vidíme na Obr. 4.4. Poloha seismické hmoty se měří vůči pouzdru senzoru a výstupem je piezoelektrické napětí. Nevýhodou tohoto akcelerometru

je, že nelze použít k měření statického zrychlení. Další nevýhodou je, že piezoelektrický materiál je velice teplotně závislý a je nutno ho kompenzovat. Výhodou je malá citlivost k rušivým vlivům a deformaci základny pouzdra. [11]



Obr 4.4: Princip činnosti jednoosého piezoelektrického akcelerometru [11]

4.2 Orientace tělesa v prostoru

Jak bylo popsáno, akcelerometry mají svůj vlastní souřadný systém. Je proto nutné převést souřadný systém akcelerometru na zemský. K tomu slouží Eulerovy úhly a kvaterniony.

Eulerovy úhly a kvaterniony slouží k výpočtu úhlu roll, yaw a pitch. Jelikož se jedná o přepočítání na stejný souřadný systém, existuje vztah mezi Eulerovými úhly a kvaterniony.

Při pohybu člověk koná nejen zrychlení v přímém směru, ale dochází i k rotacím, natáčení jednotlivých segmentů těla jako kompenzace nerovnováhy. Pomocí gyroskopu se dají tyto změny zaznamenat. Abych je mohla vyhodnotit, potřebuji vztažení těchto úhlových změn k zemské gravitaci. K tomu slouží několik konvencí, které přepočítávají úhlové změny. [12,13]

4.2.1 Kvaterniony

O první popis kvaternionů se postaral Williams R. Hamilton a časem se uplatnily jak ve fyzice, tak v matematice. Jedná se o nekomutativní² rozšíření komplexních čísel.

² **Komutativita** je vlastnost binární operace spočívající v tom, že u ní nezávisí na pořadí jejích operandů.

Jsou to uspořádané čtveřice reálných čísel, u kterých je sčítání a násobení speciálně definováno. Maticemi vyjadřujeme rotaci souřadnicových soustav. Rotační matici získáme pomocí kvaternionů [12]:

$$M = \begin{bmatrix} 1 - 2q_2^2 - 2q_3^2 & 2q_1q_2 - 2q_0q_3 & 2q_0q_2 + 2q_1q_3 \\ 2q_1q_2 + 2q_0q_3 & 1 - 2q_1^2 - 2q_3^2 & 2q_2q_3 - 2q_0q_1 \\ 2q_1q_2 - 2q_0q_3 & 2q_0q_1 + 2q_2q_3 & 1 - 2q_1^2 - 2q_2^2 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Rotační maticí se převádí na zemský souřadný systém.

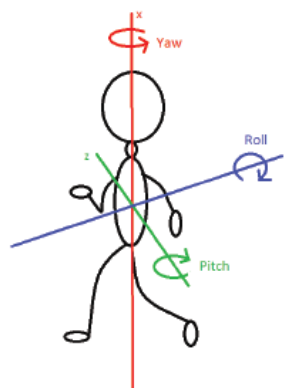
4.2.2 Eulerovy úhly

Pro popis pohybu senzoru potřebujeme rotaci rozložit. Výhodný rozklad prostorové rotace na tři dílčí vektory popsal Leonard Euler v 18. století.

Eulerovy úhly se nazývají: [13]

- φ - úhel vlastní rotace - yaw
představuje rotaci kolem osy x
- ψ - precesní úhel – pitch
představuje rotaci kolem osy z
- ϑ - nutační úhel – roll
představuje rotaci kolem osy y

Eulerovy úhly jsou vyobrazeny na lidském těle níže na Obr. 4.5.



Obr 4.5: Osy otáčení na lidském těle [13]

Jednotlivé Eulerovy úhly pomocí matice rotace vyjádříme podle vztahu: [13]

$$\text{roll} = \text{atan2}(2q_0q_1 + 2q_2q_3, 1 - 2q_1^2 - 2q_2^2) \quad (4.3)$$

$$\text{pitch} = \text{asin}(2q_1q_2 - 2q_0q_3) \quad (4.4)$$

$$\text{yaw} = \text{atan2}(2q_1q_2 + 2q_0q_3, 1 - 2q_2^2 - 2q_3^2) \quad (4.5)$$

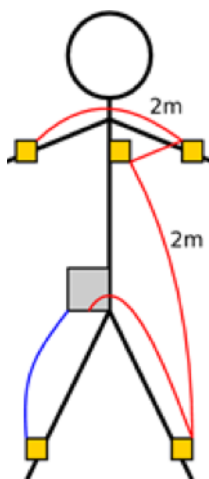
4.3 Meřicí jednotka Xbus Master

Přenosný systém Xbus Master nasnímal potřebná data jednotlivých pacientů. Skládá se z pěti sledovačů pohybu MTx a hlavní jednotky Xbus Master, která je řídicí jednotkou a zároveň napájí a kontroluje pohybové sledovače MTx, viz Obr. 4.6. Tyto sledovače obsahují akcelerometry, gyroskopy a magnetoskopy. Snímaná data z pohybových sledovačů odesílá řídicí jednotka Xbus Master v digitální formě přes sériové připojení kabelů přímo do počítače. V počítači jsou dále data zaznamenána pomocí softwaru MTx Manager a uložena do textového souboru.



Obr 4.6: Měřicí jednotka Xbus Master [19]

Aby data byla nasnímána co nejpřesněji, byly sledovače MTx připevněny na tělo podle dohodnutých pravidel. Byly umístěny na pravém a levém kotníku zevně a na pravém a levém zápěstí, poslední sledovač byl umístěn na hrudníku, viz Obr. 4.7. Delší hrana senzoru byla připevněna na končetinu vertikálně a na hrudník horizontálně. Jednotka Xbus Master byla připevněna na pas sledované osoby. Je důležité, aby se jednotka připevňovala na všechny pacienty stejně a nedocházelo k chybným měřením.



Obr 4.7: Umístění senzorů na těle

V softwaru se využívá číselné označení senzorů. Poslední dvojčíslí označení jsem využívala v programu MATLAB při implementaci výpočtu. V Tabulce 6.1 jsou vysvětleny jednotlivé senzory, jejich označení a umístění na těle.

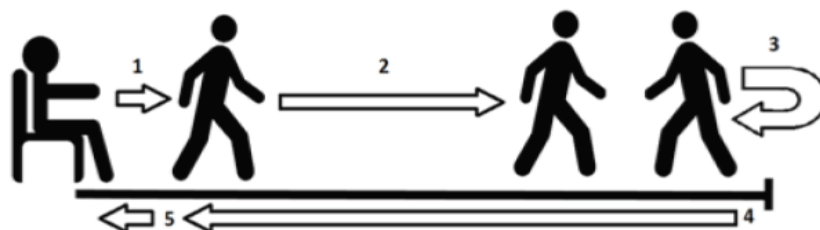
Tabulka 4.1: Označení senzorů

Zkratka senzoru	Softwarové označení	Umístění na těle
LHK	00326356	levá horní končetina
LDK	00326357	levá dolní končetina
PHK	00326359	pravá horní končetina
PDK	00326358	pravá dolní končetina

4.4 Timed Up and Go test (TUG)

Test můžeme přeložit jako test načasovaného vstávání a chůze. Během tohoto testu byla naměřena data všech pacientů. TUG test je určen k posouzení mobility a vyžaduje jak statickou, tak dynamickou rovnováhu. Na tomto testu předpokládáme rozdíly mezi jednotlivými pacienty v závislosti na Parkinsonově chorobě.

Měří se čas, za který se pacient zvedne ze židle, ujde 7 metrů, otočí se a jde zpět a posadí se zpět na židli. Znárodnění průběhu testu je na Obr. 4.8.



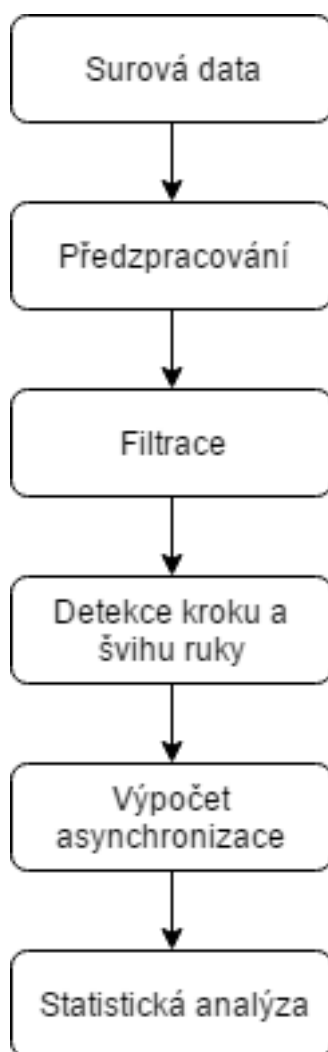
Obr 4.8: Schéma TUG testu [20]

Pacient může během testu používat pravidelnou obuv a jakékoliv pomůcky k chůzi, pokud je používá i za normálních okolností. Je mu také umožněno si test vyzkoušet na nečisto, bez měření. Měření pacientů probíhalo na Neurologické klinice 1. LF UK a VFN v Praze. Na klinice jsem se zúčastnila měření dvou pacientů. Obdržená data byla měřena na 18 pacientech s Parkinsonovou nemocí. Měření těchto pacientů probíhalo dvakrát. Jednou před nasazením léků a druhé měření již bylo pod medikamentózní léčbou. Další 14členou skupinou jsou jedinci bez Parkinsonovy choroby jako kontrolní skupina. Celkově mám data od 32 osob.

5 Implementace výpočtu

Hlavním úkolem této práce je posouzení vlivu Parkinsonovy choroby na synchronizaci švihů horní a dolní končetiny při chůzi. Tento vliv budu analyzovat z naměřených dat pomocí implementovaného výpočtu v programu MATLAB.

V následujících podkapitolách je popsáno, jak jsem postupovala. Použitý postup ve vývojovém diagramu je znázorněn na Obr. 5.1.



Obr. 5.1: Vývojový diagram

5.1 Předzpracování dat

Pro snadnější práci v programu MATLAB, je nutné je převést data z textového formátu (.txt) do matlabového formátu (.m). Ukázka načítaných dat v textovém formátu je na Obr. 5.2. Z hodnot, které data obsahují, využiji akceleraci (Acc), kvaterniony (Quat) a gyroskopy (Gyr). Data jsem převedla pomocí jednoduchého algoritmu s využitím funkce *uigetfile*. Dále se signál převedl do zemského souřadnicového systému pomocí vynásobení matice rotace (vzorec 4.2) maticí složenou ze zrychlení v jednotlivých osách. Tím bylo získáno nulové počáteční zrychlení. Z osy z se ještě odečetlo gravitační zrychlení, které v tomto směru působilo.

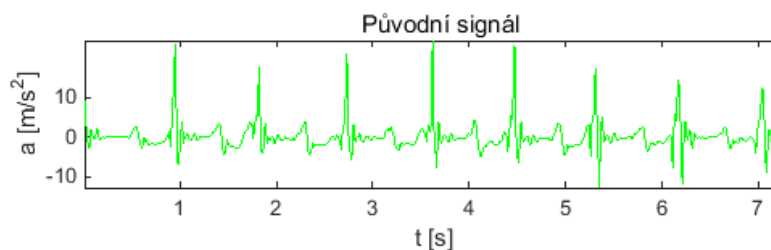
Acc_X	Acc_Y	Acc_Z	Gyr_X	Gyr_Y	Gyr_Z	Mag_X	Mag_Y	Mag_Z	Quat_w	Quat_x	Quat_y	Quat_zSta
0.519509	-5.593625	8.136834	0.245032	0.034452	-0.039289	0.429362	0.298914	-0.831571	0.933058	-0.283733	-0.089628	0.202153
0.489720	-5.337490	8.200151	0.231304	0.027461	-0.032285	0.437586	0.297214	-0.837823	0.933430	-0.282665	-0.089310	0.202071
0.490010	-5.247395	8.183483	0.218266	0.042319	-0.048427	0.429097	0.295280	-0.831512	0.933805	-0.281666	-0.088958	0.201887
0.368557	-5.291244	8.287319	0.197042	0.049291	-0.058305	0.436093	0.294015	-0.838980	0.934163	-0.280768	-0.088609	0.201637
0.353816	-5.110588	8.314315	0.176424	0.024001	-0.029013	0.428920	0.292194	-0.832465	0.934450	-0.279953	-0.088358	0.201550
0.399815	-4.892926	8.296737	0.139258	0.018742	0.018175	0.436873	0.292712	-0.839031	0.934634	-0.279328	-0.088102	0.201675
0.377101	-4.885206	8.311199	0.032711	0.008686	0.006839	0.431305	0.290204	-0.831650	0.934677	-0.279185	-0.088017	0.201713

Obr. 5.2: Příklad načítaných dat

Dalším předzpracováním je zadefinování časové osy. Vzorkovací frekvence senzorů byla 100 Hz. Bylo tedy naměřeno 100 hodnot zrychlení za vteřinu. Časovou osu jsem zadefinovala funkcí *length* v MATLABu na základě znalosti vzorkovací frekvence a celkového počtu vzorků v souboru.

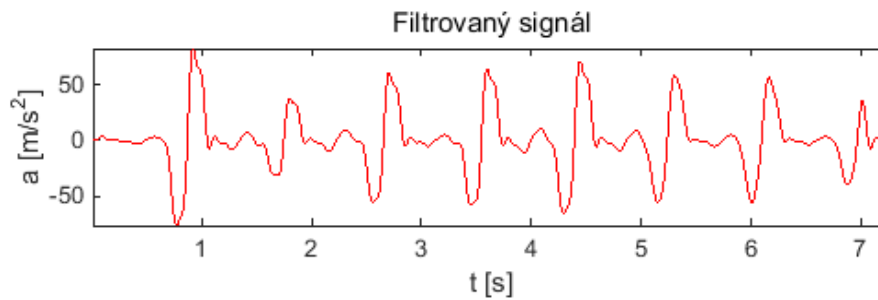
5.2 Filtrace

Signál zrychlení, již v zemském souřadnicovém systému, který vychází z převedených dat je vykreslen na Obr. 5.3. Tento signál je zatížen šumy, proto jsem signál filtrovala.



Obr. 5.3: Původní signál akcelerace nohy

Původní signál jsem filtrovala filtrem Butterworth - typ dolní propust. Tím dojde k odstranění rušivých frekvencí a kmitů. Signál po filtraci je hladký a lze s ním lépe pracovat. Pro zvýraznění kmitů jsem využila filtr klouzavých oken. Tento typ filtru funguje na principu porovnávání signálu dvou oknech vedle sebe. Výsledkem je zvýraznění kmitů a tím lepší následná detekce parametrů. Finální filtrace je vykreslena na Obr. 5.4.



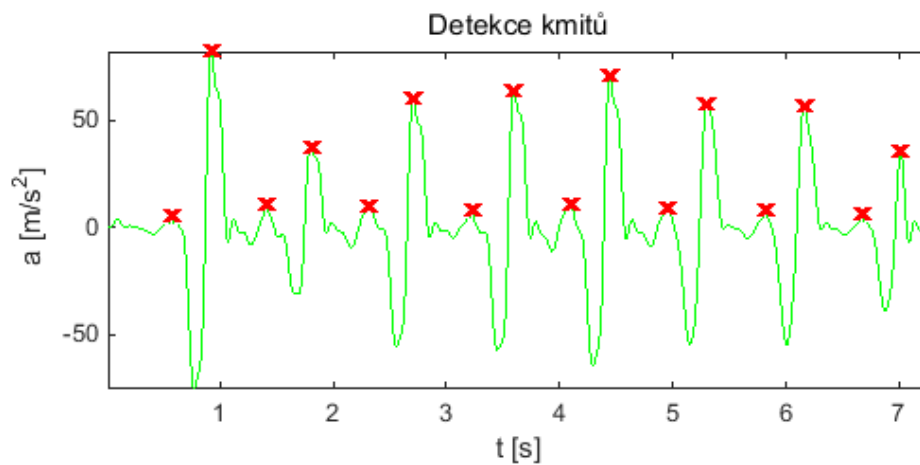
Obr. 5.4: Signál akcelerace nohy s finálním typem filtrace

5.3 Detekce kroku

Před samotným detekováním kroků jsem z celkového signálu odstranila otočku, zvedání ze židle a usedání pacienta na židli. Z celého signálu tedy zůstala cesta před otočkou a po otočce. Detekce těchto cest byla zpracována podle práce Salariana a kol. [14]

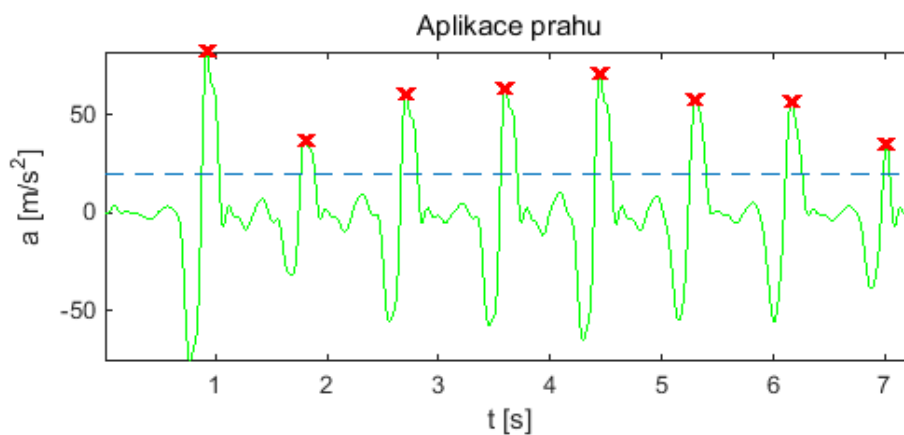
K detekci jednotlivých kroků jsem využila signál akcelerace v ose y. Osa y akcelerometru připevněného na bok měřené osoby se nachází v sagitální rovině těla a měří se zrychlení ve směru chůze, tedy pohybu před či vzad. Krokový cyklus je popsán jako interval mezi dvěma opakujícími se jevy. Jako opakující se jev jsem zvolila dopad paty na zem. Největší zrychlení je v okamžiku dopadu paty na zem [6].

V signálu se dopad paty na zem projeví maximálním vychýlením v kladných hodnotách, viz Obr. 5.5.



Obr. 5.5: Příklad detekce kroku ze signálu zrychlení

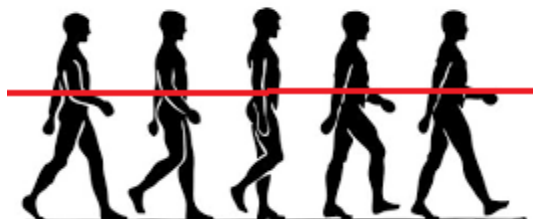
Algoritmus detekce jednotlivých kroků pomocí hledání všech kmitů nelze implementovat pro všechny pacienty. Proto jsem zvolila způsob, při kterém nedochází k mylnému vyhodnocování kroků, jako by se stalo při sestavení obecného algoritmu. V mnohem přesnějším algoritmu jsem postupovala nastavením prahu, viz Obr. 5.6. Práh eliminuje většinu maximálních výchylek, které nejsou způsobeny dopadem paty.



Obr. 5.6: Využití prahu pro eliminaci rušivých kmitů

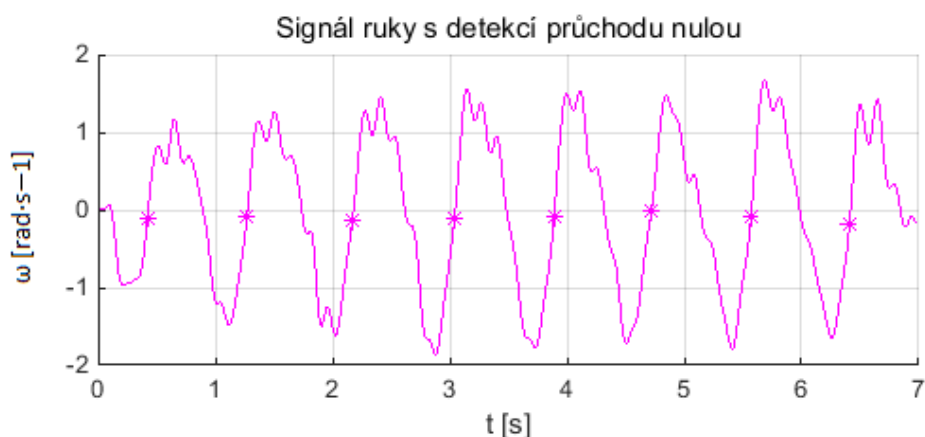
5.3 Detekce švihů horní končetiny

Pohyb rukou je u chůze přirozený a opakující se, stejně jako krokový cyklus. Parametr ve švihů ruky jsem zvolila ve stejném časovém okamžiku, kdy pata nohy dopadne na podložku. V okamžiku dopadu paty na podložku je ruka nejvýše nad zemí a následně se vrací zpět k tělu [6], znázornění na Obr. 5.7.



Obr. 5.7: Ukázka švihů ruky při krokovém cyklu s přímkou v nejvyšším bodu polohy ruky [21]

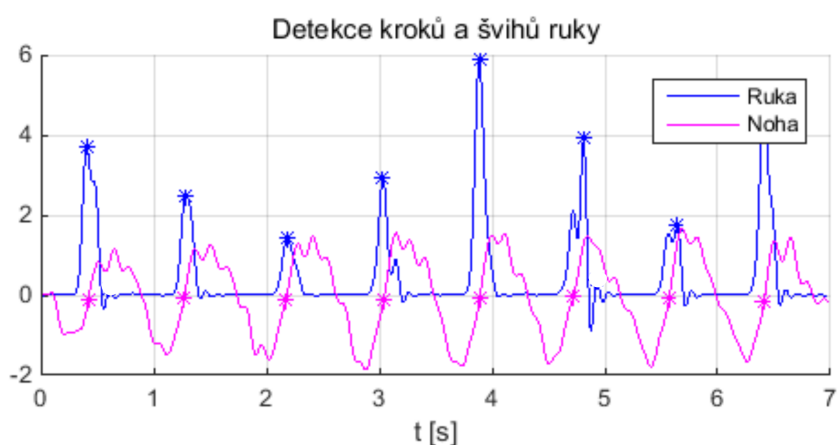
V hodnotách úhlové rychlosti z gyroskopu (Gyr) v ose Z je tento jev patrný změnou znaménka. Je to dáno tím, že kladný směr, je ve směru pohybu. Z toho vyplývá, že kladné hodnoty vykazuje senzor do nejvyššího bodu ruky a ve chvíli, kdy se ruka začne vracet zpět k tělu, vykazuje senzor záporné hodnoty. Obdobnou situací je změna znaménka za tělem. V signálu vidíme průchod nulou. Ukázka signálu ruky na Obr. 5.8.



Obr. 5.8: Signál úhlové rychlosti ruky a detekce švihů

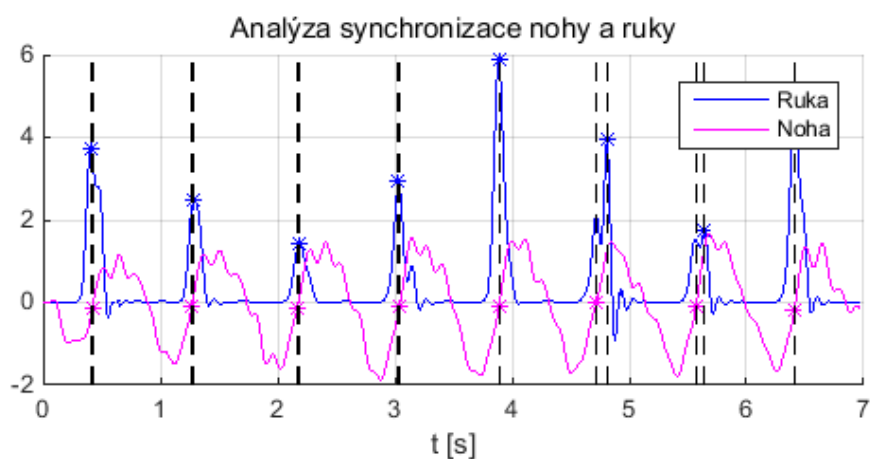
5.4 Detekce asynchronizace

Krokový cyklus je ideálně symetrický a končetiny jsou zcela synchronizovány. U Parkinsonovy choroby dochází více či méně k motorickým poruchám, které se mohou projevovat i u synchronizace končetin. V dalším algoritmu detekují výše popsané parametry u ruky i nohy, tj. dopad paty na podložku a nejvyšší bod ruky nad zemí. Na Obr. 5.9 jsou vykresleny oba signály, hvězdičky znázorňují hledané parametry u HK (horní končetiny) a DK (dolní končetiny) na ose x.



Obr. 5.9: Vyobrazení signálu ruky a nohy s hledanými parametry

Algoritmus přiřadí jednotlivé maximální výchylky u nohy k průchodu nulou u ruky a daný časový rozdíl v sekundách se automaticky uloží do složky. Na Obr. 5.10 je znázornění detekce rozdílů v asynchronizaci mezi levou DK a pravou HK.



Obr. 5.10: Detekce asynchronizace mezi levou nohou a pravou rukou

Vypočtené hodnoty byly zpracovány podle popsané implementace výpočtu. Následně jsem v programu MATLAB výsledky rozdělila do tří skupin: kontrolní skupina bez PN, skupina s PN bez medikace a skupina s PN s medikací. V každé skupině jsem vyhodnocovala zvlášť synchronizaci levé DK s pravou HK, pravé DK s levou HK a synchronizaci všech končetin. V synchronizaci všech končetin jsem hodnotila všechny výsledky rozdílů (pravou i levou horní končetinu a pravou i levou dolní končetinu). Dále jsem také vyhodnotila zvlášť směr cesty tam, zpět a oba směry.

6 Statistické hodnocení

Rozdíly v synchronizaci horní a dolní končetiny při chůzi jsem vypočítala v programu MATLAB. Vytvořený algoritmus vyhodnocuje časový rozdíl mezi dopadem paty na podložku a nejvyšší polohou ruky při chůzi. Celkem jsem hodnotila 18 jedinců s Parkinsonovou chorobou a 14 kontrolních jedinců bez Parkinsonovy choroby. Měření u jedinců s PN probíhalo dvakrát, jednou bez medikace a podruhé s medikací. Pro jednotlivé směry, skupiny a končetiny jsem vypočítala aritmetický průměr a směrodatnou odchylku. Deskriptivní statistika je uvedena v Příloze 1.

Aritmetický průměr vypočteme podle vzorce:

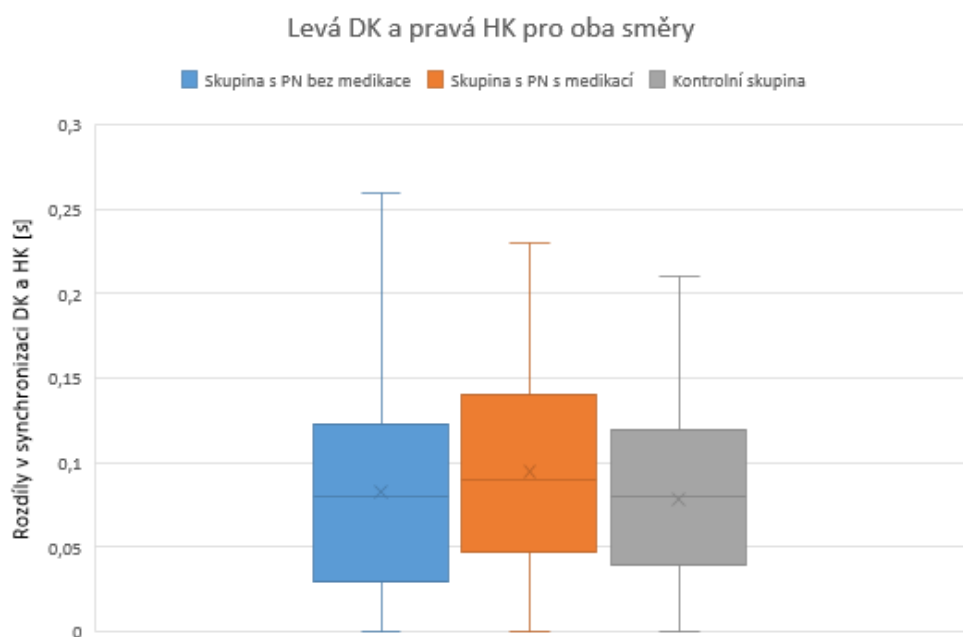
$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \quad (6)$$

Směrodatnou odchylku, která udává hodnoty odchylky od průměrné hodnoty, vypočteme podle vzorce:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (7)$$

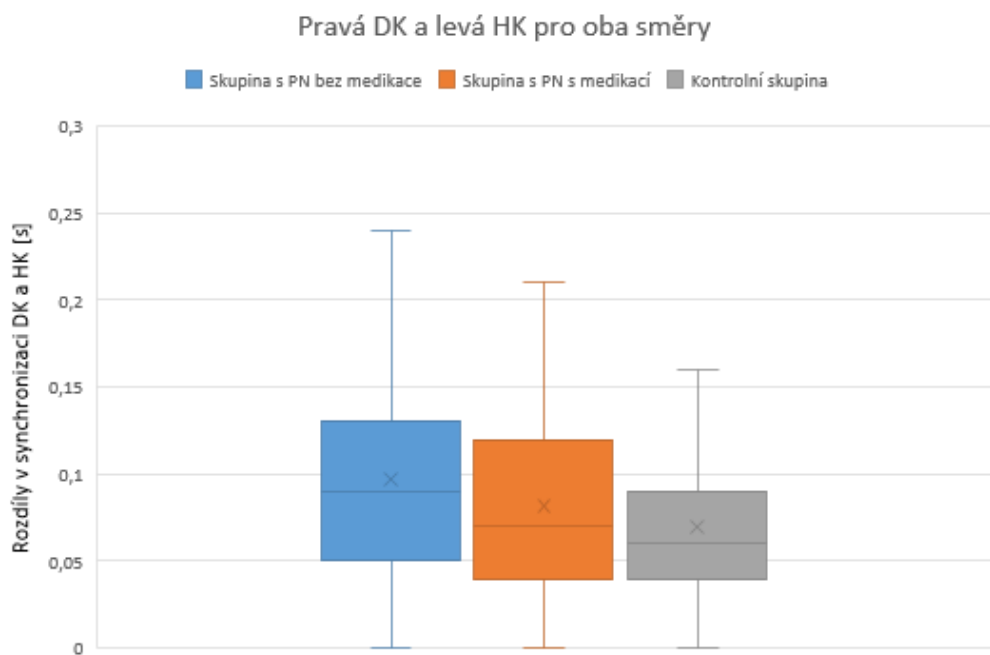
kde N je počet vzorků, \bar{x} je aritmetický průměr.

Na Obr. 6.1 až 6.3 je znázorněno rozdělení hodnot získaných od kontrolní skupiny, pacientů s PN bez medikace a pacientů s PN s medikací. Tyto tři obrázky zobrazují hodnoty pro oba směry, tj. pro cestu před otočkou (tam) a po otočce (zpět). Na všech obrázcích úsečka uvnitř obdélníku označuje hodnoty mediánů. Obdélníky značí 25 – 75 % všech hodnot, které se nachází v tomto rozmezí. Křížek v obdélníku označuje průměrnou hodnotu. Přímký nad a pod obdélníkem označují maximální a minimální hodnotu pro danou skupinu. Na Obr. 6.1 je graf pro levou DK a pravou HK. Lze na něm vidět hodnotu mediánu kontrolní skupiny i skupiny s PN bez medikace 0,08 s, po podání medikace se medián skupiny osob s PN zvětšil na 0,095 s. Ve skupině osob s PN bez medikace se objevila nejvyšší hodnota rozdílu synchronizace mezi DK a HK.



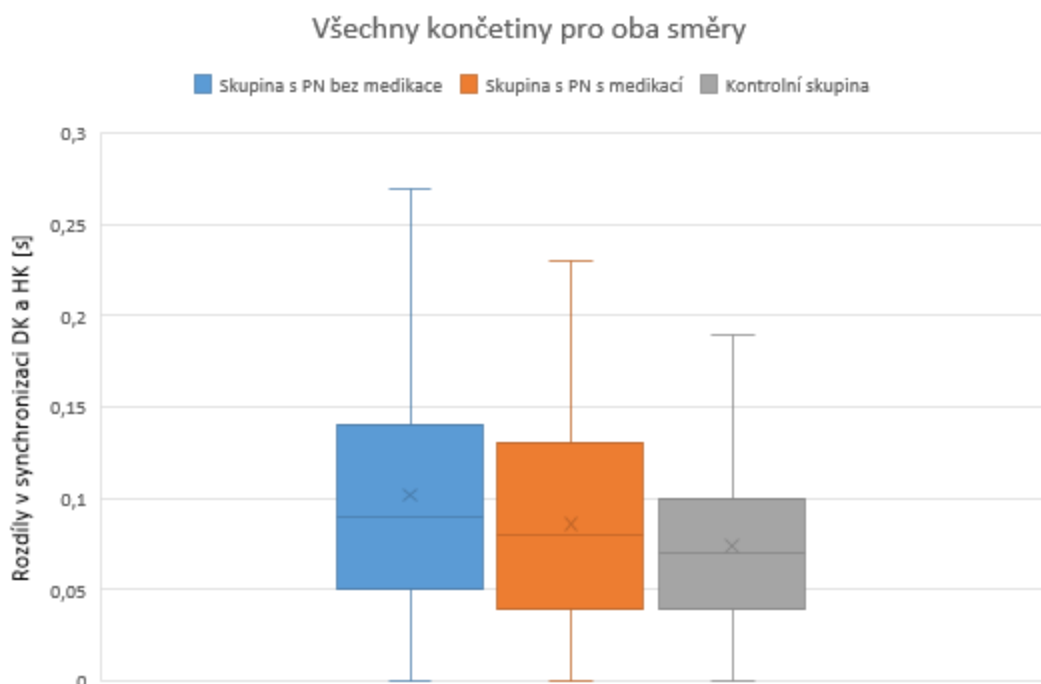
Obr. 6.1: Graf porovnání synchronizací pro levou nohu a pravou ruku

Pro pravou DK a levou HK (Obr. 6.2) jsem získala nejmenší hodnoty pro kontrolní skupinu. Kontrolní skupina má hodnotu mediánu 0,06 s a maximální hodnotu 0,16 s. U osob s PN se po podání medikace zmenšila hodnota mediánu z 0,09 s na 0,07 s. Zmenšilo se i celkové rozložení hodnot a průměr. U skupiny osob s PN bez medikace byla maximální hodnota rozdílu synchronizace pravé DK a levé HK 0,24 s.



Obr. 6.2: Graf porovnání synchronizací pro pravou nohu a levou ruku

V celkové synchronizaci (Obr. 6.3) má nejnižší hodnoty rozdílu mezi DK a HK kontrolní skupina. Medián kontrolní skupiny je 0,07 s. U skupiny s PN bez medikace je hodnota mediánu 0,08 s, po podání medikace se zmenšil na 0,075 s. Skupiny se od sebe liší i v maximálních hodnotách rozdílu synchronizace. Největší rozdíl v synchronizaci se vyskytl u skupiny s PN bez medikace, kdy hodnota dosáhla 0,27 s. U kontrolní skupiny je maximální hodnota nejnižší, tj. 0,18 s.



Obr. 6.3: Graf porovnání synchronizací pro všechny končetiny

Ve všech třech grafech maximální hodnoty rozdílu synchronizace mezi DK a HK vykazuje skupina s PN bez medikace. Po podání medikace se tato hodnota ve všech grafech snížila. Nejnižší průměrné hodnoty rozdílu má kontrolní skupina. Rozložení hodnot pro jednotlivé směry a porovnání synchronizace končetin v jednotlivých skupinách jsem zahrnula do Přílohy 2 a 3.

6.1 Testování hypotéz

V tomto oddílu práce jsou statisticky testovány vypočítané hodnoty rozdílů synchronizace mezi DK a HK. Na základě zpracování výsledků se buď hypotéza přijme nebo odmítne. Vybrala jsem dva testy: dvouvýběrový Wilcoxonův test a jednovýběrový Wilcoxonův test. Tyto testy jsem vybrala, protože hodnoty rozdílů synchronizace mezi DK a HK neodpovídají Gaussovu normálnímu rozdělení a je tedy nutné použít neparametrické testy.

Nulová hypotéza vyjadřuje nulový rozdíl, tedy nulový rozdíl v synchronizaci mezi DK a HK při chůzi mezi porovnávanými skupinami. Alternativní hypotéza dokazuje statisticky významný rozdíl v synchronizaci mezi testovanými skupinami. Tuto alternativní hypotézu připouštíme, když zamítneme nulovou hypotézu. Pravděpodobnost zamítnutí nulové hypotézy stanoví hladina významnosti p . Tato hladina je pro biologická data 0,05, tj. 95% jistota správného výsledku rozhodnutí. [22]

6.1.1 Dvouvýběrový Wilcoxonův test

Tento test porovnává kontrolní skupinu se skupinou s PN bez medikace a s medikací.

Pro testování jsem využila program MATLAB, konkrétně funkci *ranksum*. Tato funkce vrací hodnotu p a h . Výsledek $h = 1$ znamená odmítnutí nulové hypotézy a výsledek $h = 0$ je nulová hypotéza přijata na hladině významnosti 5 %.

V Tabulce 6.1 a 6.2 je přehled p hodnot pro všechny končetiny a všechny směry. **Žlutě** jsou vybarveny okna s hodnotami, které dokazují přijetí alternativní hypotézy ($h = 1$), tj. významný rozdíl v synchronizaci mezi DK a HK.

Tabulka 6.1: Výsledky testování kontrolní skupiny se skupinou s PN bez medikace

	levá DK + pravá HK	pravá DK + levá HK	všechny končetiny
oba směry	0,9197	0,0003*	0,0104*
směr tam	0,5183	0,0145*	0,2090
směr zpět	0,4878	0,0042*	0,0157*

V Tabulce 6.1 vidíme, že u synchronizace levé DK a pravé HK jsem ve všech směrech přijala nulovou hypotézu. To znamená, že pro tuto část těla jsou rozdíly

v synchronizaci nevýznamné. Naopak pro pravou nohu a levou ruku jsem odmítla pro všechny směry nulovou hypotézu a přijmula alternativní hypotézu. V synchronizaci pravé DK a levé HK při chůzi je u skupiny s PN bez medikace zvětšená asynchronizace oproti kontrolní skupině. Shrnutím pro všechny končetiny je poslední sloupec tabulky. Nulovou hypotézu jsem přijala pouze pro směr tam. Směrem zpět skupina s PN bez medikace vykazuje statisticky významný rozdíl v synchronizaci. Potvrzením je p hodnota pro oba směry chůze.

Tabulka 6.2: Výsledky testování kontrolní skupiny se skupinou s PN s medikací

	levá DK + pravá HK	pravá DK + levá HK	všechny končetiny
oba směry	0,0385*	0,1220	0,0163*
směr tam	0,0286*	0,1388	0,0141*
směr zpět	0,4910	0,4571	0,3568

Pro Tabulku 6.2 platí, že testování kontrolní skupiny se skupinou s PN bez medikace se testování kontrolní skupiny se skupinou s PN s medikací potvrdily u pravé nohy jen nulové hypotézy, nedochází tedy k významným rozdílům synchronizace DK a HK při chůzi. Ke statisticky významné asynchronizaci dochází mezi levou DK a pravou HK při cestě tam, potvrzením je p hodnota pro oba směry. Stejná situace nastala i u testování celkové synchronizace všech končetin. Pacienti po medikaci vykazují zvětšenou asynchronizaci zejména při cestě tam.

6.1.2 Jednovýběrový Wilcoxonův test

Tento test porovnává skupinu s PN bez medikace a s medikací.

V Tabulce 6.3 je přehled p hodnot pro všechny končetiny a všechny směry. **Žlutě** jsou vybarveny okna s hodnotami, které dokazují přijetí alternativní hypotézy ($h = 1$), tj. významný rozdíl v synchronizaci mezi DK a HK před medikací a po medikaci.

Tabulka 6.3: Výsledky testování skupiny s PN před medikací a po medikaci

	levá DK + pravá HK	pravá DK + levá HK	všechny končetiny
oba směry	0,0037*	0,0232*	0,3082
směr tam	0,0217*	0,0695	0,1081
směr zpět	0,4675	0,1877	0,9850

Zvětšený rozdíl v synchronizaci končetin před a po medikaci jsem potvrdila u levé DK s pravou HK pro směr tam a pro oba směry. U synchronizace pravé DK s levou HK jsem potvrdila významný rozdíl pouze v testování obou směrů. Pro každý směr zvlášť se výrazný rozdíl nepotvrdil. V testování všech končetin najednou jsem přijala ve všech směrech nulovou hypotézu. Tedy, není statisticky výrazný rozdíl v synchronizaci HK a DK před užitím medikamentů a po užití medikamentů.

7 Diskuze

Hlavním výsledkem mé bakalářské práce bylo potvrzení rozdílu v synchronizaci horní a dolní končetiny při chůzi mezi pacienty s Parkinsonovou chorobou a jedinci z kontrolní skupiny. Veškeré výpočty a algoritmy byly implementovány v programu MATLAB. Algoritmus na zaznamenávání rozdílu v synchronizaci DK a HK jsem aplikovala na data získaná měřicí jednotkou od firmy Xsens. Data byla naměřena během TUG testu na 32 jedincích, z toho 18 jedinců s Parkinsonovou chorobou a 14 jedinců kontrolních bez Parkinsonovy choroby. Z celého TUG testu jsem využila směr cesty tam a zpět. Po implementaci algoritmů a výpočtů jsem výsledky statisticky vyhodnotila.

V této práci jsem potvrdila zvětšenou jednostrannou asynchronizaci v pohybu HK a DK při chůzi u skupiny s PN bez medikace. Jak bylo v teoretické části práce popsáno, charakteristické projevy PN postihují nejdříve jednu část těla a poté přechází dále. V měření se nám zvětšená asynchronizace prokázala u pravé DK s levou HK, jsou zde větší rozdíly než u levé DK s pravou HK. V celkové synchronizaci všech končetin u osob s PN bez medikace se statisticky významný rozdíl potvrdil pro cestu zpět. Tento fakt můžeme vysvětlit například menší koncentrací jedinců, popř. únavou. Pacienti s PN mají obecně problém se změnou pohybů, proto po otočce mohou být více rozhozeni a soustředěnost na pohyby mohla klesnout. Testováním kontrolní skupiny se skupinou s PN po medikaci vyšlo, že se odstranila u osob s PN s medikací výraznější asynchronizace mezi pravou DK a levou HK. Tento projev můžeme teoreticky připsat působením medikamentů. Naopak se zvýraznila asynchronizace mezi levou DK a pravou HK pro cestu tam. Pro potvrzení, jestli to bylo v důsledku medikamentů nebo nikoliv, by bylo vhodné testovat více osob po medikaci.

V dalším testování byly skupiny s PN bez medikace a s medikací. Jednalo se o pacienty, kteří byli měřeni dvakrát. Poprvé před užitím medikamentů a podruhé s nasazenými medikamenty. Potvrdila jsem zvětšené asynchronizace levé HK s pravou DK při cestě tam a pak pro oba směry. Cesta zpět nepotvrdila významný rozdíl v synchronizaci před medikací a po medikaci. U synchronizace pravé DK s levou HK se mi podařilo potvrdit zvětšenou asynchronizaci u testování obou směrů. Celková synchronizace všech končetin pro všechny směry potvrdila nulovou hypotézu. To znamená, že nebyl statisticky významný rozdíl v asynchronizaci před užitím medikamentů a po užití medikamentů.

Celkovým zjištěním bylo, že kontrolní skupina má výrazně více synchronizované končetiny při chůzi. To dokazují i průměrné hodnoty rozdílů v synchronizaci DK a HK, které jsou vyobrazeny v grafech na Obr 6.1 až 6.3. Co se týká rozdílů v synchronizaci u osob s PN bez medikamentů a s medikamenty, nepodařilo se prokazatelně potvrdit výrazné rozdíly. I přes fakt, že průměrné hodnoty jsou odlišné, testováním hypotéz se tento jev nepotvrdil. Pro další testování těchto rozdílů s medikamenty a bez, by bylo vhodné pacienty testovat vícekrát, v různých fázích onemocnění a porovnávat časové změny v synchronizaci končetin při chůzi. Toto testování by bylo vhodné jako téma pro diplomovou práci.

8 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo analyzovat synchronizaci končetin u skupiny osob s Parkinsonovou chorobou při chůzi. Kontrolní skupina osob bez Parkinsonovy choroby byla porovnávána se skupinou s Parkinsonovy choroby bez medikace a následně s medikací. Z výsledků práce je zřejmé, že Parkinsonova choroba má vliv na synchronizaci. Podařilo se mi potvrdit jednostranná zvětšená asynchronizace pravé DK s levou HK u osob bez medikace. Z testování pacientů po medikaci se tato jednostranná zvětšená asynchronizace utlumila, ale objevila se zvětšená asynchronizace na druhé končetině ve směru cesty tam. U výsledků synchronizace u osob s Parkinsonovou chorobou bez medikamentů a s medikamenty se nepodařilo prokázat výrazný rozdíl, u většiny případů došlo k potvrzení nulové hypotézy.

Seznam použité literatury

- [1] BONNET, Anne-Marie a Thierry HERGUETA. Parkinsonova choroba: Rady pro nemocné a jejich blízké. 1. Praha: Portál, 2012. ISBN 978-80-262-0155-7.
- [2] HODT-BILLINGTON, Caroline. Measures of symmetry in gait: Methodological principles and clinical choices. The University of Bergen: Dissertation for the degree philosophize doctor, 2012.
- [3] LEWEK, Michael D., Roxanne POOLE, Julia JOHNSON, Omar HALAWA a Xuemei HUANG. Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait & Posture*. 2010, (31), 256-260. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.013>.
- [4] USTINOVA, Ksenia I., Joseph E. LANGENDERFER a Nilanthy BALENDRA. Enhanced arm swing alters interlimb coordination during overground walking in individuals with traumatic brain injury. *Human Movement Science*. 2017, (52), 45-54. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.013>.
- [5] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. Kineziologie nohy. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [6] ROSE, Jessica. a James Gibson. GAMBLE. Human walking [online]. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, c2006 [cit. 2017-04-01]. ISBN 978-0781759540.
- [7] ROTH, Jan a Marcela SEKYROVÁ. Parkinsonova nemoc: Publikace určená lékařům i nemocným. Praha: Maxdorf, 1994. Medica. ISBN 80-858-0017-9.
- [8] RUSINA, Robert a Radoslav MATĚJ. Neurodegenerativní onemocnění. Praha: Mladá fronta, 2014. Aeskulap. ISBN 978-80-204-3300-8.
- [9] ROTH, Jan, Evžen RŮŽIČKA a Petr KAŇOVSKÝ. Parkinsonova nemoc a parkinsonské syndromy. Praha: Galén, c2000. Extrapyramidová onemocnění. ISBN 80-726-2048-7.
- [10] REKTOROVÁ, Irena. Současné možnosti diagnostiky a terapie Parkinsonovy nemoci. *Neurologia pre prax – Supplement 2*. 2009(10), 5-35. DOI: <http://www.neurologiapreprax.sk>.
- [11] HUSÁK, Miroslav. Mikrosenzory a mikroaktuátory. Praha: Academia, 2008.

Gerstner. ISBN 978-80-200-1478-8.

[12] In: ŠVEJDA, M. *Reprezentace obecného pohybu v robotice* [online]. [cit. 2017-05-04]. Dostupné z:

http://home.zcu.cz/~msvejda/URM/prednasky/prednaska_2/prezentace.pdf

[13] REICHL, Jaroslav a Martin VŠETIČKA. *Encyklopedie Fyziky: Eulerovy úhly* [online]. [cit. 2017-05-04]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com>

[14] SALARIAN, Arash, Fay B HORAK, Cris ZAMPIERI, Patricia CARLSON-KUHTA, John G NUTT a Kamiar AMINIAN. ITUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 2010, **18**(3), 303-310 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1109/TNSRE.2010.2047606. ISSN 1534-4320. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5446357/>

[15] Obr. 2.1: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Obrazky/Image153.jpg>

[16] Obr. 3.1: <http://www.expy.cz/userfiles/image/tres.jpg>

[17] Obr. 3.2: <http://www.parkinsonovachoroba.cz/wp-content/uploads/parkinsonova-choroba-co-to-je-249x300.jpg>

[18] Obr. 4.2:

http://automatizace.hw.cz/files/styles/full/public/story_automat/10877/vibrace_kapacitni.gif

[19] Obr. 4.6: <https://www.xsens.com/wp-content/uploads/2013/12/Xbus.png>

[20] Obr. 4.8: <https://mymobilitytest.com/static/tugtest.png>

[21] Obr. 5.7:

https://www.google.cz/krokovy_cyklus/pdf_Porovnani_kineziologickych_obsahu_ruznych_tech_nik_behu_na_lyzich_a_chuze

[22] BERNÁ, Zuzana. *Dvouvýběrové parametrické a neparametrické testy*. Brno, 2006. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/106914/prif_b/Bakalarska_prace.pdf?lang=cs.

Bakalářská práce.MU Brno

Příloha 1: Tabulky hodnot asynchronizace

Kontrolní skupina bez Parkinsonovy choroby

Tabulka 6.4: Pro levou DK a pravou HK

směr	MIN (s)	MED (s)	MAX (s)	Ø (s)	σ (s)
tam i zpět	0,0000	0,0800	0,2100	0,0801	0,0458
tam	0,0100	0,0700	0,1600	0,0764	0,0407
zpět	0,0000	0,0850	0,2100	0,0841	0,0509

Tabulka 6.5: Pro pravou DK a levou HK

směr	MIN (s)	MED (s)	MAX (s)	Ø (s)	σ (s)
tam i zpět	0,0000	0,0600	0,1600	0,0696	0,0466
tam	0,0000	0,0600	0,1700	0,0647	0,0406
zpět	0,0000	0,0600	0,2000	0,0745	0,0519

Tabulka 6.6: Pro všechny končetiny

směr	MIN (s)	MED (s)	MAX (s)	Ø (s)	σ (s)
tam i zpět	0,0000	0,0700	0,1800	0,0747	0,0466
tam	0,0000	0,0700	0,1700	0,0704	0,0406
zpět	0,0000	0,0700	0,2000	0,0790	0,0519

Skupina s Parkinsonovou chorobou bez medikace

Tabulka 6.7: Pro levou DK a pravou HK

směr	MIN (s)	MED (s)	MAX (s)	Ø (s)	σ (s)
tam i zpět	0,0000	0,0800	0,2600	0,0834	0,0576
tam	0,0000	0,0700	0,2000	0,0742	0,0528
zpět	0,0000	0,0900	0,2600	0,0932	0,0611

Tabulka 6.8: Pro pravou DK a levou HK

směr	MIN (s)	MED (s)	MAX (s)	Ø (s)	σ (s)
tam i zpět	0,0000	0,0900	0,2400	0,0999	0,0715
tam	0,0000	0,0800	0,2500	0,0901	0,0604
zpět	0,0100	0,1000	0,2400	0,1118	0,0819

Tabulka 6.9: Pro všechny končetiny

směr	MIN (s)	MED (s)	MAX (s)	Ø (s)	σ (s)
tam i zpět	0,0000	0,0800	0,2700	0,0919	0,0655
tam	0,0000	0,0800	0,2400	0,0826	0,0574
zpět	0,0100	0,0900	0,2600	0,1024	0,0725

Skupina s Parkinsonovou chorobou s medikací**Tabulka 6.10:** Pro levou DK a pravou HK

směr	MIN (s)	MED (s)	MAX (s)	Ø (s)	σ (s)
tam i zpět	0,0000	0,0950	0,2300	0,0979	0,0598
tam	0,0000	0,1000	0,2200	0,1008	0,0587
zpět	0,0000	0,0900	0,2300	0,0945	0,0614

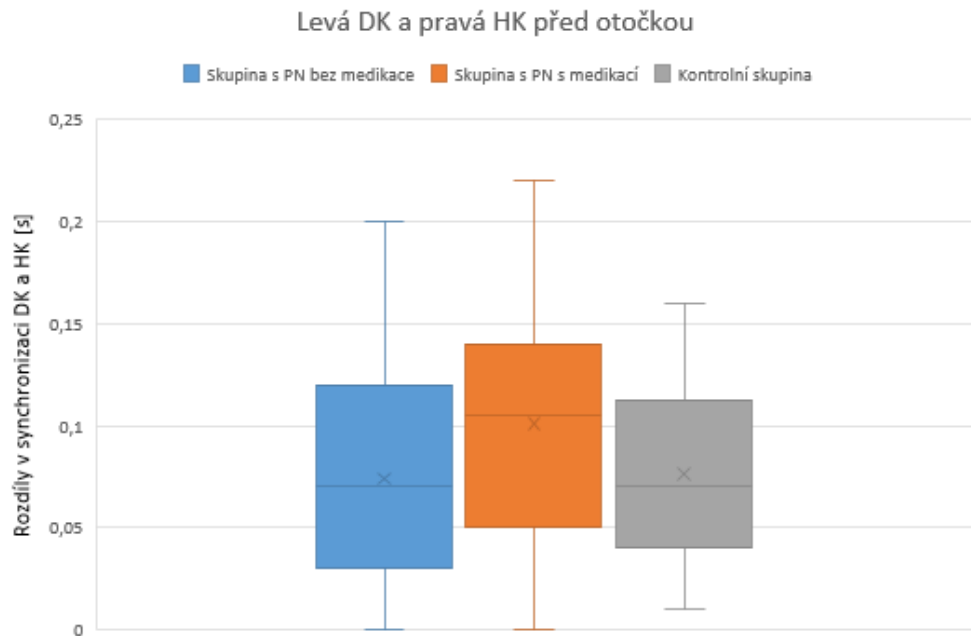
Tabulka 6.11: Pro pravou DK a levou HK

směr	MIN (s)	MED (s)	MAX (s)	Ø (s)	σ (s)
tam i zpět	0,0000	0,0700	0,2100	0,1437	0,4549
tam	0,0000	0,0700	0,2100	0,1293	0,3165
zpět	0,0100	0,0700	0,2400	0,1624	0,5909

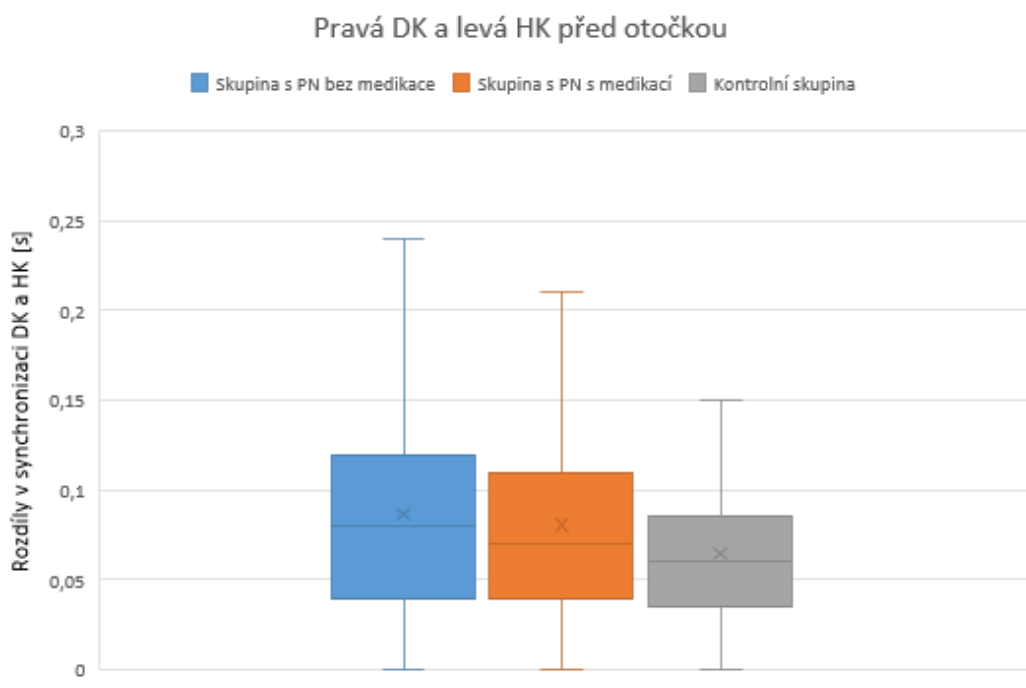
Tabulka 6.12: Pro všechny končetiny

směr	MIN (s)	MED (s)	MAX (s)	Ø (s)	σ (s)
tam i zpět	0,0000	0,0800	0,2300	0,1218	0,3311
tam	0,0000	0,0800	0,2300	0,1160	0,2344
zpět	0,0000	0,0800	0,2300	0,1288	0,4214

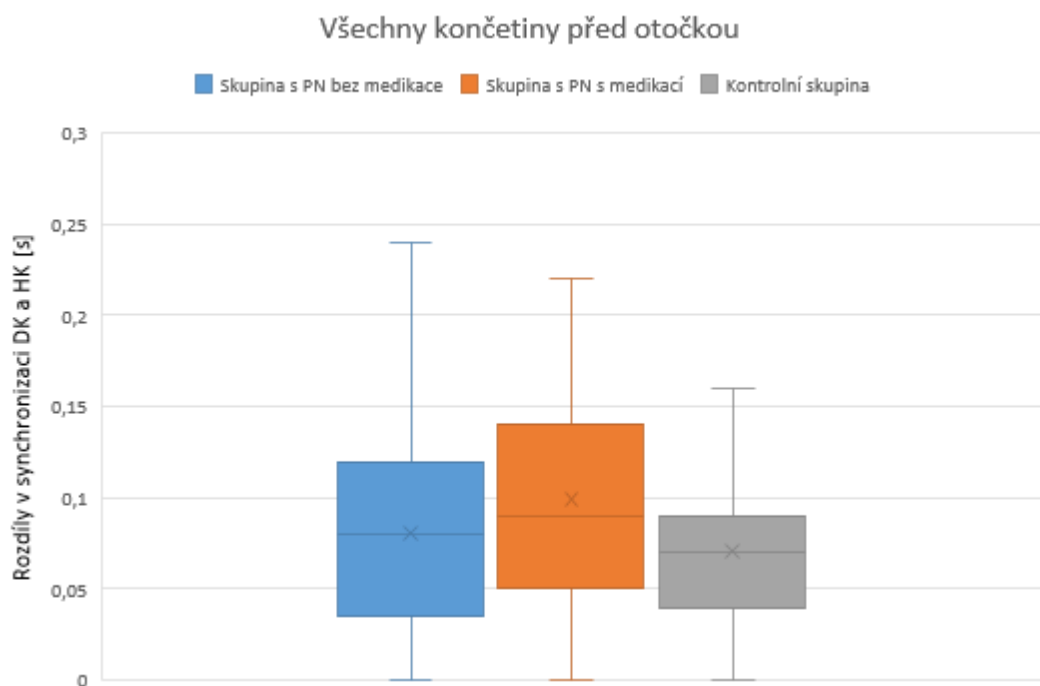
Příloha 2: Grafy rozložení hodnot rozdílů synchronizace podle končetin



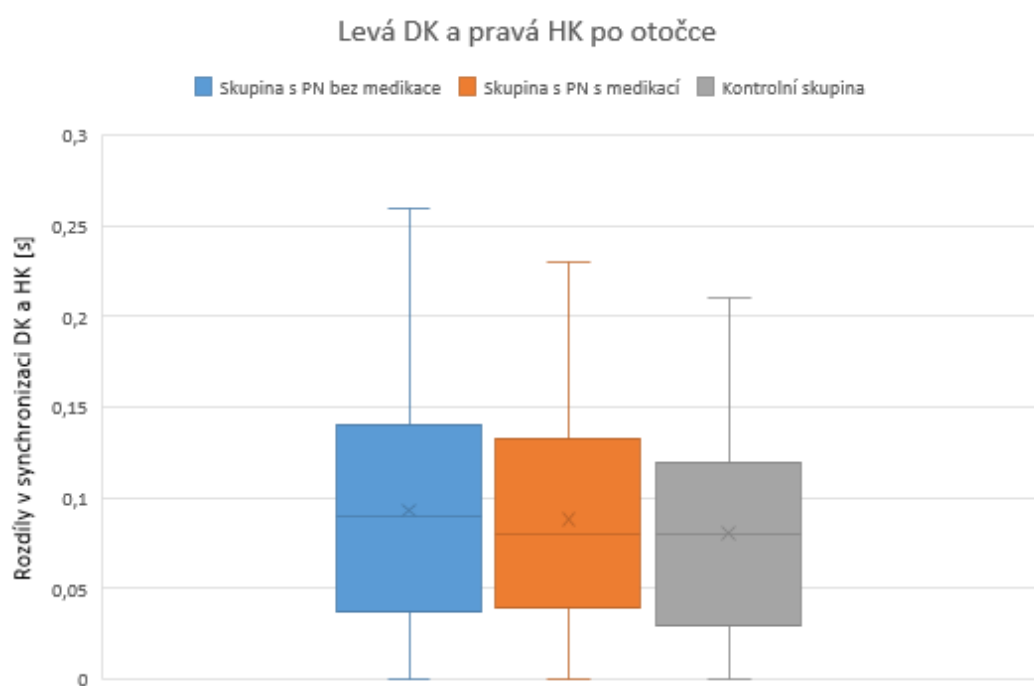
Obr. 6.4: Graf porovnání synchronizací pro levou dolní končetinu a pravou horní končetinu pro směr tam



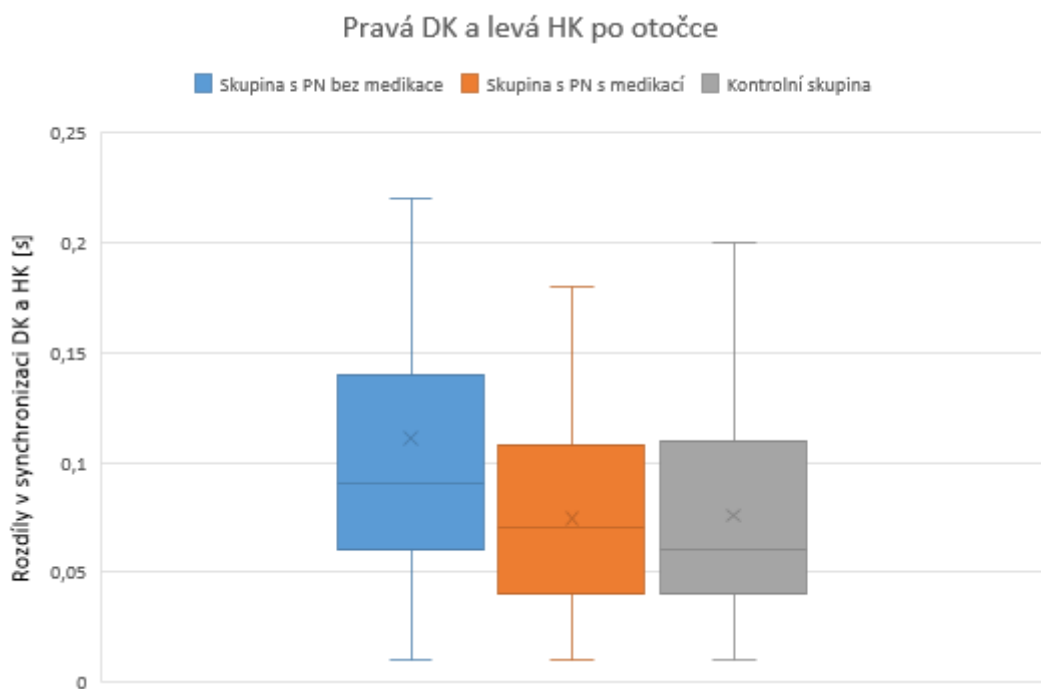
Obr. 6.5: Graf porovnání synchronizací pro pravou dolní končetinu a levou horní končetinu pro směr tam



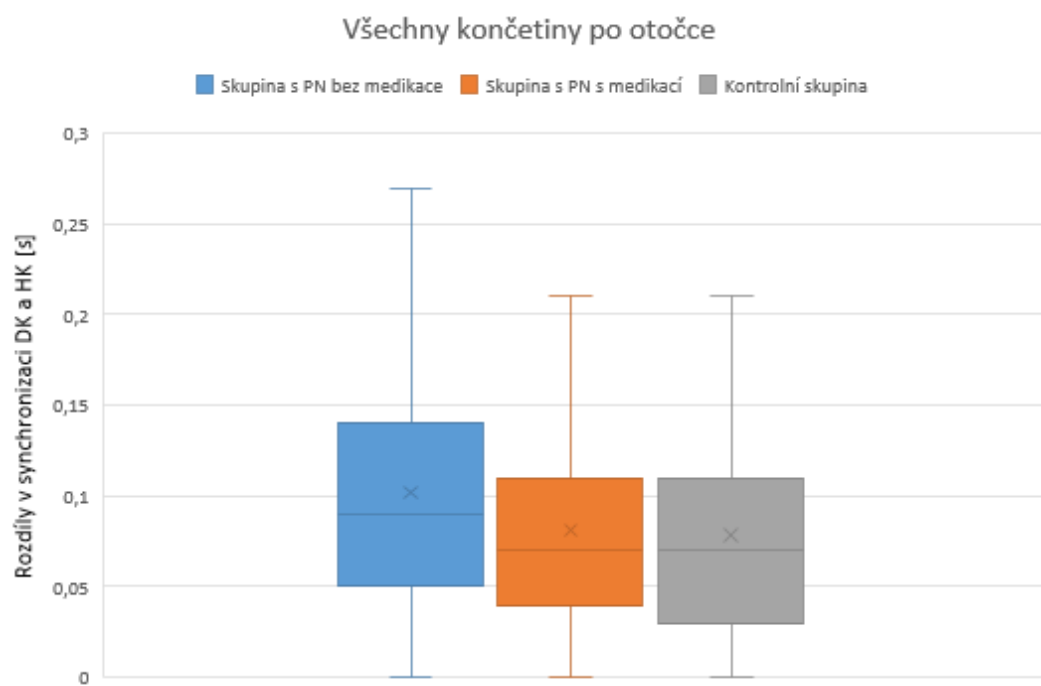
Obr. 6.6: Graf porovnání synchronizací pro všechny končetiny pro směr tam



Obr. 6.7: Graf porovnání synchronizací pro levou dolní končetinu a pravou horní končetinu pro směr zpět

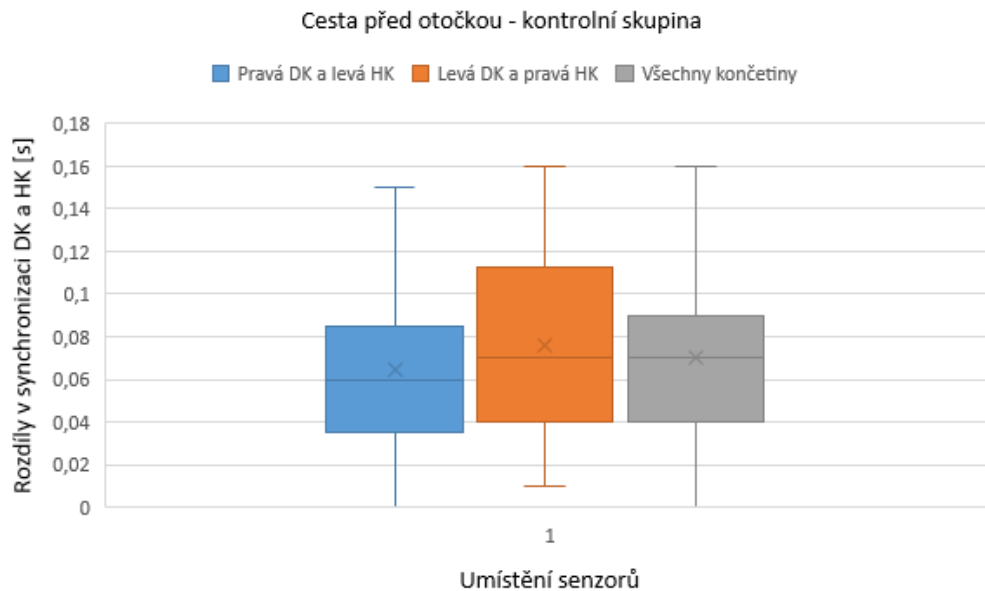


Obr. 6.8: Graf porovnání synchronizací pro pravou dolní končetinu a levou horní končetinu pro směr zpět

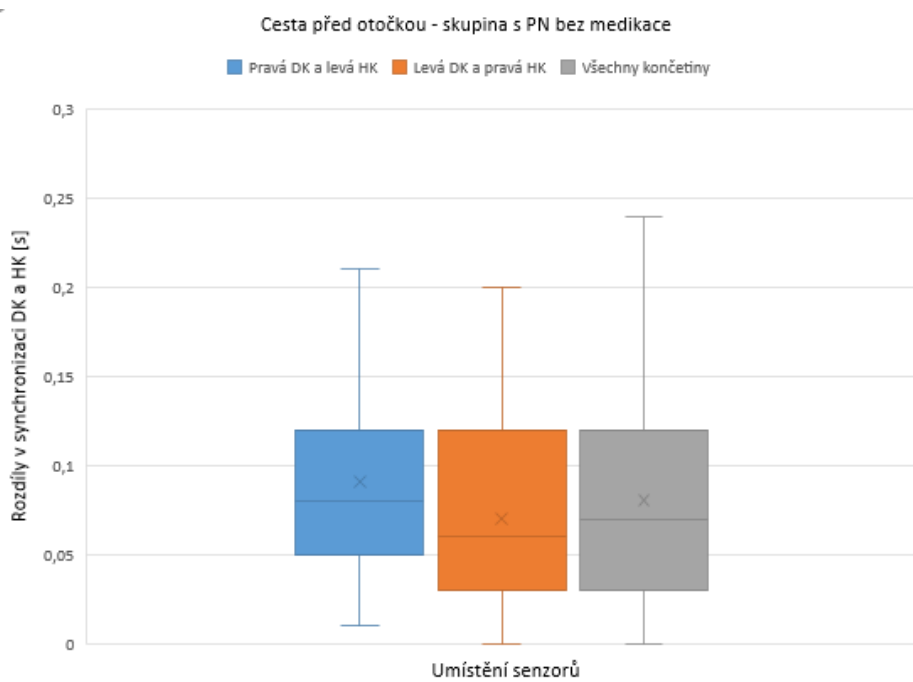


Obr. 6.9: Graf porovnání synchronizací pro všechny končetiny pro směr zpět

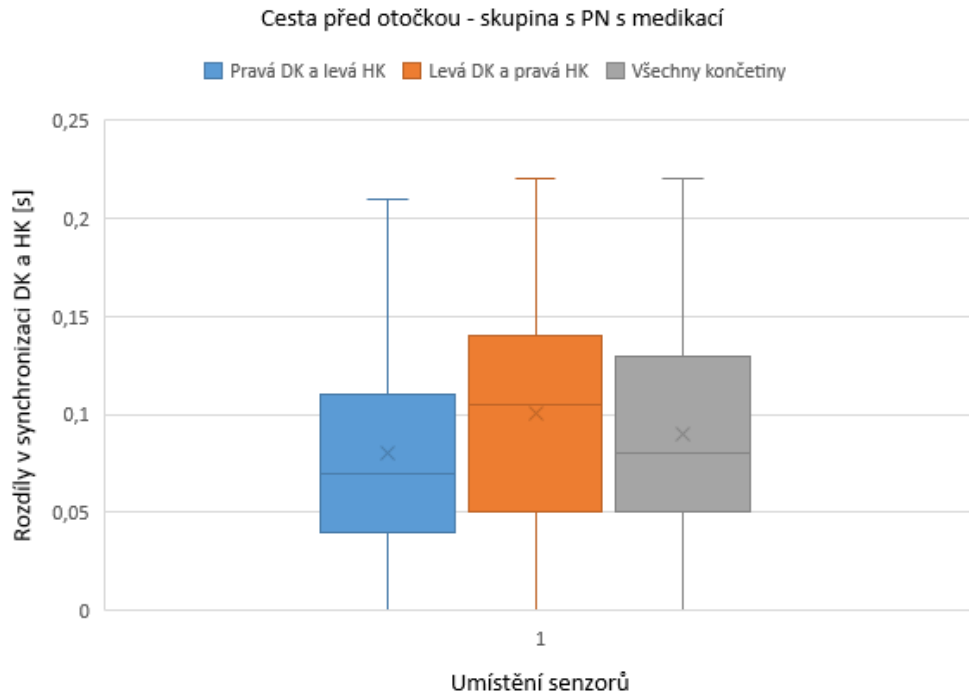
Příloha 3: Grafy rozložení hodnot rozdílů synchronizace podle skupin



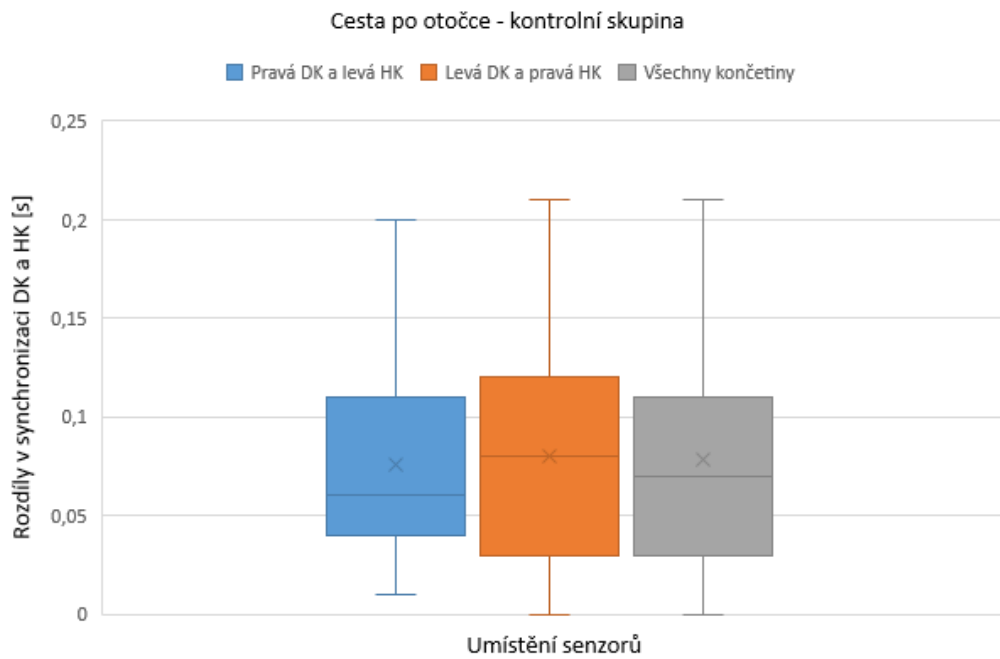
Obr. 6.10: Graf porovnání synchronizací jednotlivých končetin v kontrolní skupině pro směr tam



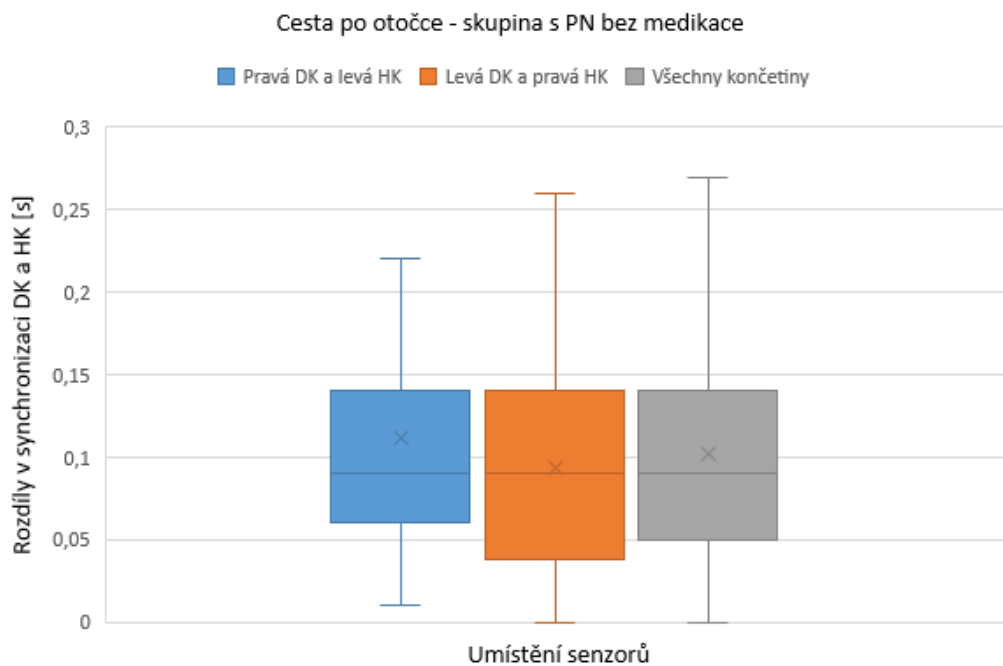
Obr. 6.11: Graf porovnání synchronizací jednotlivých končetin u osob s PN bez medikace pro směr tam



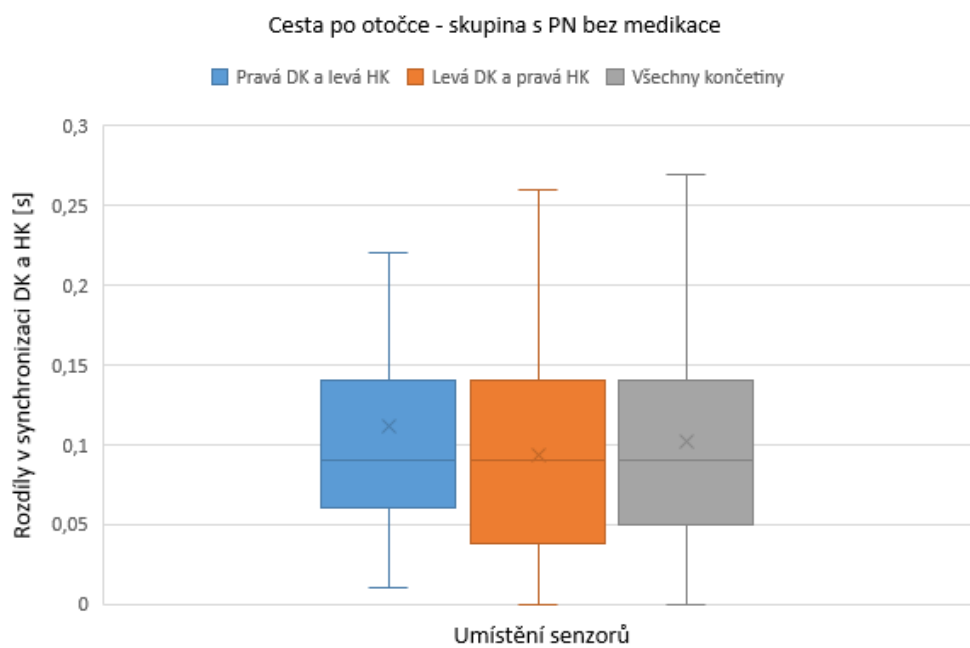
Obr. 6.12: Graf porovnání synchronizací jednotlivých končetin u osob s PN s medikací pro směr tam



Obr. 6.13: Graf porovnání synchronizací jednotlivých končetin v kontrolní skupině pro směr zpět



Obr. 6.14: Graf porovnání synchronizací jednotlivých končetin u osob s PN bez medikace pro směr zpět



Obr. 6.15: Graf porovnání synchronizací jednotlivých končetin u osob s PN s medikací pro směr zpět