



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## METODY HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY

METHODS FOR THE EVALUATION OF POSTURAL STABILITY

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

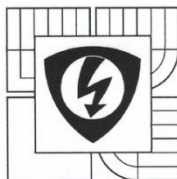
Leona Nevěčná

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Markéta Kořová

BRNO 2016



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Biomedicínská technika a bioinformatika

**Student:** Leona Nevěčná  
**Ročník:** 3

**ID:** 164986  
**Akademický rok:** 2015/16

**NÁZEV TÉMATU:**

## Metody hodnocení posturální stability

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku posturografie. 2) Vypracujte literární rešerši o parametrech měření a zpracování, které ovlivňují hodnocení posturální stability. 3) Na základě získaných poznatků navrhnete protokol měření pro hodnocení těchto parametrů. 4) Protokol realizujte na dostatečném počtu dobrovolníků. 5) V programovém prostředí Matlab vytvořte aplikaci pro zpracování naměřených dat. 6) Proveďte statistické zhodnocení jednotlivých parametrů a diskusi dosažených výsledků.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOLÁŘ, P. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.  
[2] CARPENTER, M., et al. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. Gait. 2001, 13(1): 35-40. ISSN 09666362.

**Termín zadání:** 8. 2. 2016

**Termín odevzdání:** 27.5.2016

**Vedoucí práce:** Ing. Markéta Kořová

**Konzultanti bakalářské práce:**



### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

## **Abstrakt**

Tato práce se zabývá metodami hodnocení posturální stability. Hlavním problémem posturografie je nedostatečná standardizace při měření a vyhodnocování. Jsou zde proto uvedeny některé často zohledňované parametry ovlivňující posturální stabilitu. Jedná se jednak o parametry měření, které jsou obměňovány přímo při měření, jako je například stoj, doba měření, či vizuální kontrola. Jednak jsou zde parametry měněné až při vyhodnocování, jejich variabilita je podstatně větší. Na základě literární rešerše byl vytvořen protokol měření zohledňující nejslibnější parametry. Změny COP deseti probandů byly změřeny pomocí balanční plošiny Wii podle navrženého protokolu měření. Z dat jednotlivých probandů byly vypočítány hodnoty odpovídající parametrům sloužícím k vyhodnocení a následně byla provedena statistická analýza. K porovnání výsledků jednotlivých parametrů, byla vybrána trajektorie, jako referenční parametr s dobrými výsledky dle literární rešerše. Výsledkem je porovnání významnosti obměnění parametrů měření a úspěšnost detekce tohoto rozdílu u parametrů vyhodnocení.

## **Abstract**

This study deals with methods for evaluation of postural stability. The main problem of posturography is lack of standardization in measurement and evaluation. There are presented some parameters affecting postural stability that are often taken into account. Those are parameters that might be changed while measuring, for example standing position, sampling duration or visual control. And others that are altered when evaluating is taking place, variability of those parameters, is much greater. Measurement protocol taking into account the most promising parameters was put together based on literary search. Changes in COP of ten subjects were measured with Wii Balance Board, according to the proposed measurement protocol. The data acquired from a particular subject were used to count values of parameters used in evaluation. After that the values were statistically analyzed. To compare each parameter, trajectory with good results according to other literature was chosen to pose as a reference. Final result is comparison firstly between importance of changes in parameters of measuring and secondly between success of detection of those changes of separate parameters.

## **Klíčová slova**

Posturografie, parametry, Wii Balance Board, Center of Pressure, Trajektorie

## **Key words**

Posturography, Parameters, Wii Balance Board, Center of Pressure, Trajectory

### **Bibliografická citace**

NEVĚČNÁ, L. *Metody hodnocení posturální stability*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 48 s. Vedoucí semestrální práce  
Ing. Markéta Kořová.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Metody hodnocení posturální stability jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Markétě Kořové a vedoucí semestrální práce Ing. Pavle Horákové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# Obsah

Seznam obrázků .....	8
Seznam tabulek .....	9
Úvod .....	1
1 Postura .....	2
1.1 Posturální funkce.....	2
2 Posturografie .....	5
2.1 Princip.....	5
2.2 Dělení posturografie.....	5
2.3 Využití.....	6
2.4 Pomůcky – silové plošiny.....	6
3 Předem definované parametry .....	9
3.1 Doba měření signálu.....	10
3.2 Vzorkovací frekvence .....	11
3.3 Výpočetní okno.....	11
3.4 Typ, řád filtru .....	12
4 Parametry zpracování a hodnocení.....	13
4.1 Reakční síly a momenty sil.....	13
4.2 COP, COG, COM.....	13
4.3 Amplituda COP přesunu a průměrná vzdálenost .....	14
4.4 Délka trajektorie.....	14
4.5 Délka a počet pravolevých a předozadních výkyvů.....	15
4.6 Plocha konfidenční elipsy .....	15
4.7 Celkový výkon.....	15
4.8 Průměrná rychlost přesunu COP .....	16
4.9 Směrodatná odchylka.....	16
5 Protokol měření.....	17
5.1 Informovaný souhlas .....	18
5.2 Dotazník pro probandy.....	18
6 Praktická část.....	20
6.1 Zpracování naměřených dat.....	21
6.1.1 Naměřená data.....	23
6.1.2 Filtrace .....	23
6.2 Amplituda a průměrná vzdálenost.....	24
6.3 Parametry vzdálenosti od nuly.....	25

6.4	Trajektorie .....	26
6.5	Délka a počet pravolevých a předozadních výkyvů.....	27
6.6	Průměrná rychlost přesunu COP .....	28
6.7	Konfidenční elipsa a směrodatná odchylka.....	29
6.8	Parametry frekvenční oblasti .....	30
7	Statistika .....	33
7.1	Výběr statistického testu.....	33
7.1.1	Test normality.....	34
7.1.2	Faktory ovlivňující výběr testu .....	36
7.2	Wilcoxonův párový test.....	36
7.3	Test hypotézy o době měření.....	37
7.4	Test hypotézy o velikosti opěrné baze .....	38
7.5	Test hypotézy o přítomnosti zrakové kontroly.....	39
7.6	Test hypotézy o stabilitě probandů.....	40
7.7	Korelace doby měření .....	41
7.8	Srovnání jednotlivých parametrů.....	42
8	Diskuse výsledků.....	45
	Závěr .....	48
	Seznam literatury: .....	49
	Seznam zkratk: .....	54
	Seznam příloh.....	I
	Příloha A: Vzor informovaného souhlasu.....	II
	Příloha B: Dotazník dobrovolníka .....	III
	Příloha C: Tabulka časů měření jednotlivých probandů.....	IV
	Příloha D: Obsah přiloženého CD .....	V

## Seznam obrázků

OBR. 1: VYOBRAZENÍ VZTAHU KONTAKTNÍ PLOCHY, OPĚRNÉ PLOCHY A OPĚRNÉ BÁZE [5] .....	4
OBR. 2: POHLED NA WII BALANČNÍ PLOCHU Z VRCHNÍ STRANY V SEKCI A A SPODNÍ STRANY V SEKCI B, V OBRÁZKU JE VYZNAČENÉ UMÍSTĚNÍ SENZORŮ, OZNAČENÉ POMOCÍ ZKRATEK: LH – LEVÝ HORNÍ, PH – PRAVÝ HORNÍ, LD – LEVÝ DOLNÍ A PD – PRAVÝ DOLNÍ, UPRAVENO Z [11]. .....	7
OBR. 3: PŘÍKLADY STOJE, ZLEVA- ÚZKÝ STOJ ROZKROČNÝ, STOJ SPATNÝ, STOJ SPOJNÝ A STOJ ROZPAČNÝ [19]	10
OBR. 4: KONFIDENČNÍ ELIPSA, NA OSE X SE NACHÁZÍ PŘESUN COP V ML SMĚRU A NA OSE Y V AP SMĚRU, ELIPSA OBSAHUJE 95% COP SIGNÁLU [14] .....	15
OBR. 5: GRAF VZESTUPNĚ SEŘÁZENÝCH VZORKOVACÍCH FREKVENCÍ PRO VŠECHNY POSTOJE U DESETI SUBJEKTŮ, PRO ČAS MĚŘENÍ 60 S. ....	22
OBR. 6: GRAF ZÁVISLOSTI VÝCHYLKY COP SIGNÁLU NA ČASE PRO SIGNÁL PŘED FILTRACÍ A PRO SIGNÁL PO FILTRACI. ZKRATKA UO3 PŘEDSTAVUJE TŘETÍ SUBJEKT V ÚZKÉM STOJI ROZKROČNÉM S OTEVŘENÝMA OČIMA. MODŘE JE VYZNAČENA VÝCHYLKA VE SMĚRU PŘEDOZADNÍM A ČERVENĚ V STŘEDNĚBOČNÍM. .	24
OBR. 7: SROVNÁNÍ STATOKINEZIGRAMU S NEJMENŠÍ TRAJEKTORIÍ (VLEVO) A NEJVĚTŠÍ TRAJEKTORIÍ (VPRAVO) JEDNOHO SUBJEKTU, ZKRATKA UO8 ZNAMENÁ SUBJEKT 8 V ÚZKÉM STOJI ROZKROČNÉM S OTEVŘENÝMA OČIMA, ZKRATKA JO8 ZNAMENÁ SUBJEKT 8 NA JEDNÉ NOZE S OTEVŘENÝMA OČIMA .....	27
OBR. 8: SROVNÁNÍ GRAFICKÉHO ZOBRAZENÍ KONFIDENČNÍ ELIPSY OBJÍMAJÍCÍ 95% STATOKINEZIGRAMU S NEJMENŠÍ PLOCHOU VLEVO A NEJVĚTŠÍ VPRAVO. ZKRATKA UO1 JE PRVNÍ SUBJEKT V ÚZKÉM STOJI ROZKROČNÉM S OTEVŘENÝMA OČIMA A JO10 JE DESÁTÝ SUBJEKT NA JEDNÉ NOZE S OTEVŘENÝMA OČIMA. ....	30

# Seznam tabulek

TAB. 1: TABULKA ODPOVĚDÍ NA DOTAZNÍK PRO PROBANDA .....	20
TAB. 2: VELIKOST A ŠÍŘKA NOHY JEDNOTLIVÝCH SUBJEKTŮ A INFORMATIVNÍ VELIKOST BOTY SUBJEKTU .....	20
TAB. 3: TABULKA VÝSLEDKŮ TESTU DOBRÉ SHODY. SROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ TESTU NORMALITY PŘED A PO LOGARITMICKÉ TRANSFORMACI, PRO KONKRÉTNÍ PARAMETR MĚŘENÝ URČITOU DOBU OZNAČENOU JAKO ČAS. VÝSLEDEK 1 ZNAČÍ ZAMÍTNUTÍ NULOVÉ HYPOTÉZY, ŽE DATA JSOU NORMÁLNĚ ROZLOŽENÁ. .	35
TAB. 4: TABULKA P-HODNOT TRAJEKTORIE PRO VŠECHNY DVOJICE DOBY MĚŘENÍ V TABULCE OZNAČENÉ JAKO ČAS. ....	37
TAB. 5: TABULKA POČTU PARAMETRŮ SE SHODNÝM VÝSLEDKEM JAKO TRAJEKTORIE V JEDNOTLIVÝCH BUŇKÁCH .....	38
TAB. 6: TABULKA P-HODNOT TRAJEKTORIE ODPOVÍDAJÍCÍCH DVOJICÍM POSTOJŮ .....	38
TAB. 7: TABULKA POČTU PARAMETRŮ S ROZHODNUTÍM O HYPOTÉZE STEJNÝM, JAKO ROZHODNUTÍM O HYPOTÉZE REFERENČNÍHO PARAMETRU - TRAJEKTORIE .....	39
TAB. 8: TABULKA P-HODNOT TRAJEKTORIE, SROVNÁVAJÍCÍ PŘÍTOMNOST A NEPŘÍTOMNOST ZRAKOVÉ KONTROLY V URČITÉM POSTOJI PO URČITOU DOBU MĚŘENÍ.....	39
TAB. 9: TABULKA POČTU PARAMETRŮ S VÝSLEDKY PODPORUJÍCÍMI HYPOTÉZU PRO ZAVŘENÉ A OTEVŘENÉ OČI V ZÁVISLOSTI NA ČASE A POSTOJI STEJNOU, JAKO TRAJEKTORIE .....	40
TAB. 10: TABULKA P-HODNOTA TRAJEKTORIE SROVNÁVAJÍCÍ PŘÍTOMNOST ZRAKOVÉ KONTROLY A JEJÍ NEPŘÍTOMNOSTI V ZÁVISLOSTI NA ČASE .....	40
TAB. 11: POČET PARAMETRŮ, KTERÉ BYLY SCHOPNY SPRÁVNĚ ZAMÍTNOUT NULOVOU HYPOTÉZU A PŘIJMOUT ALTERNATIVNÍ HYPOTÉZU .....	40
TAB. 12: POČET PARAMETRŮ SE STEJNÝM ROZHODNUTÍM O ZAMÍTNUTÍ NULOVÉ HYPOTÉZY JAKO TRAJEKTORIE .....	41
TAB. 13: PRŮMĚR KORELAČNÍHO KOEFICIENTU ZE VŠECH PARAMETRŮ .....	42
TAB. 14: PROCENTUÁLNÍ ÚSPĚŠNOST ROZHODOVÁNÍ MEZI NULOVOU A ALTERNATIVNÍ HYPOTÉZOU VE SROVNÁNÍ S TRAJEKTORIÍ .....	43

# Úvod

Při měření posturální stability je nutno zohlednit mnoho parametrů, které ovlivňují měření, zpracování, jejich výsledek a tohoto výsledku výpovědní hodnotu. Posturografie není považována za metodu diagnostickou, ale za pomocnou metodu hodnocení stability. Dále je využívána jako terapeutická metoda rehabilitační. V některých zdravotnických zařízeních je již zahrnuta do klinické praxe. Přesto posturografie stále nemá ustálené parametry měření ani hodnocení [6, 11, 20]. Tato práce bude zaměřena na zhodnocení významnosti některých z těchto parametrů ovlivňujících posturální stabilitu. Prvním krokem bude literární rešerše zabývající se problematikou jednotlivých parametrů, vedoucí k sestavení vhodného protokolu měření. Druhým krokem bude samotné měření na probandech. Poslední, třetí část bude zaměřena na zpracování dat v prostředí Matlab a následné statistické zhodnocení vlivu jednotlivých parametrů.

První kapitola vysvětluje pojem postura, posturální funkce a její součásti. Posturální funkce se skládá ze tří odvětví: posturální stabilita, stabilizace a reaktibilita [4]. Jsou v ní vysvětleny některé parametry, kterých znalost je potřebná pro pochopení následného textu. V následující kapitole dojde k seznámení s posturografií a jejími problémy. Nejedná se o diagnostickou metodu, ale pouze o metodu pomocnou. Jejím hlavním problémem je nedostatek standardizace [6, 20]. Dále bude možné se seznámit s parametry, které jsou předem definované. Jedná se o parametry propriorecepční, senzorické a o dobu měření, která má nemalý vliv na hodnocení posturální stability [21]. Kapitola 4, která se nazývá parametry zpracování a hodnocení, je průvodcem základními, často používanými parametry. Následující kapitola ukazuje výběr protokolu měření složeného tak, aby bylo možné co nejlépe zhodnotit zmíněné parametry měření. V kapitole 6 s názvem praktická část, je zmínka o průběhu měření, informacích získaných od probandů, a v neposlední řadě o zpracování naměřených dat. Dalším podstatným krokem je filtrace signálu a popis programového řešení jednotlivých parametrů vyhodnocení, jak v časové, tak i ve frekvenční oblasti. V kapitole 7 je uveden výběr statistických testů, programové řešení statistické analýzy. Kapitola 8 uvádí diskuzi získaných výsledků. V závěru jsou shrnuty získané informace a popsány návrhy možného výběru parametrů, vhodných ke standardizaci.

# 1 Postura

Postura je chápána jako schopnost aktivního držení těla proti působení zevních sil, jako například síly tíhové. Je realizována třemi hlavními složkami: složkou senzoricou, řídicí a výkonnou. Řízení je zajištěno centrální nervovou soustavou, tedy míchou a mozem. Ty získávají informace jak z vnějšího prostředí pomocí exterocepce a zraku, tak z vnitřního prostředí pomocí propiocepce. Ta je schopna zaznamenat změny vznikající ve svalech a uvnitř těla pohybem a svalovou činností. Pohybový systém je tedy součástí nejen výkonné, ale i senzoricke složky zasluhující se o schopnost udržení vzpřímeného držení těla [1, 2]. Postura bývá také popisována jako klidová poloha těla vyznačující se určitou konfigurací pohyblivých segmentů. Autoři článku [3] však uznávají, že udržení postury probíhá dynamicky, přestože působí na pozorovatele statickým dojmem. Jedním z relativně vhodných ekvivalentů postury je postoj, evokuje to ale dojem, že se jedná pouze o stoj. To ale není přesně výstižné, jelikož postura se projevuje i při sezení v klidu, či ležení se zvednutou hlavou u kojenců. Je tedy přesnější používat slova postura nebo slovního spojení držení těla. Je totiž možné do postury zahrnout i zvednutí nohou proti gravitaci při poloze na zádech, ale také se jedná o posturu, mluvíme-li o pohybu. Postura je základní podmínkou pohybu [4]. Je nedílnou součástí chůze i dalších způsobů aktivního pohybu. Je tedy nejen na počátku a konci jakéhokoli pohybu, ale i v jeho průběhu [1]. Každý pohyb je možné rozdělit na několik fází, pokud jich bude dostatečně velký počet, budou jednotlivé fáze působit jako statické polohy, ve kterých hraje postura hlavní roli. Jedná se o postavení v kloubech v těchto segmentaci vytvořených statických polohách.

Při pohledu na posturální funkce rozlišujeme tři části: posturální stabilita, posturální stabilizace a posturální reaktibilita [4].

## 1.1 Posturální funkce

Posturální stabilita je schopnost udržet takové držení těla a reagovat na změny vnějších i vnitřních sil tak, aby nedošlo k pádu [1]. Přestože nedochází k žádné změně polohy v prostoru, neznamená to, že je statická poloha tvořena jen počátečním zaujetím polohy a závěrečnou změnou polohy. Každá statická poloha obsahuje děje dynamické. Nejde tedy o jednorázové zaujetí stálé polohy, ale o kontinuální „zaujímání“ stálé polohy [4].

Ereismatický pohyb se projevuje staticky posturální motorikou sloužící k stabilizaci polohy těla. Za normálních podmínek není téměř viditelný a je doprovázen jistotou. Nápadný se stává až při kolísání polohy, vedoucí k nejistotě a strachu z pádu [3].

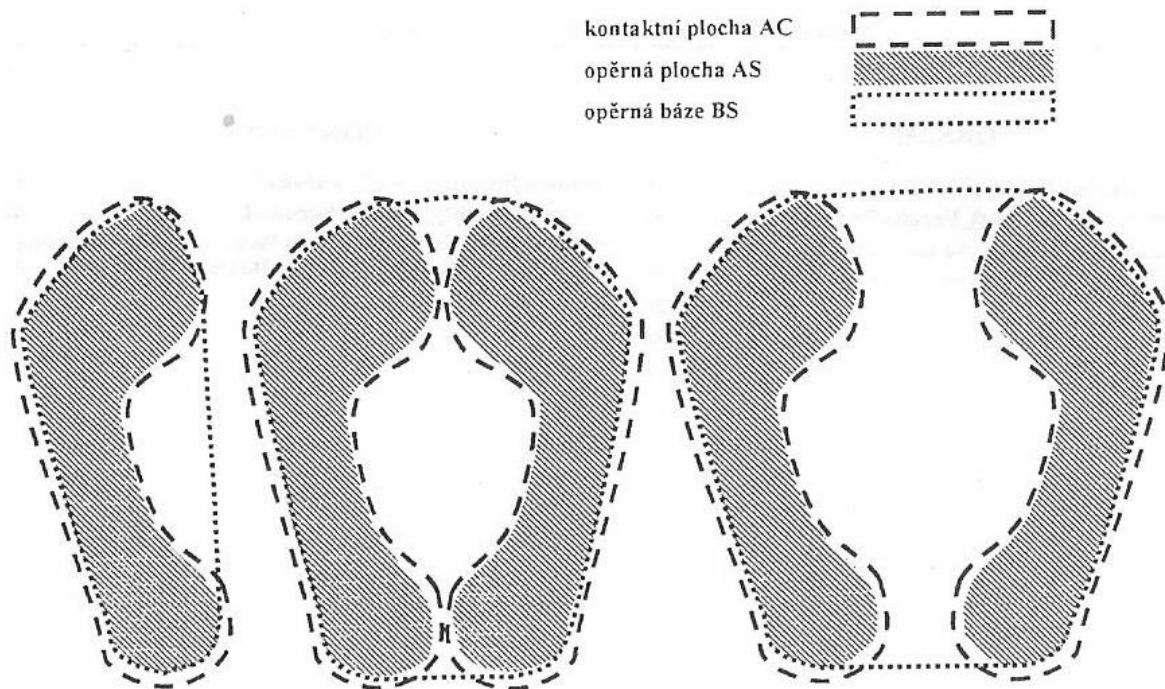
Stabilitu ovlivňuje několik faktorů, jedná se o faktory biomedicínské a neurofyziologické. Mezi neurofyziologické faktory ovlivňující stabilitu patří senzoricke

vjemy a jejich následná integrace, míra excitability nervového systému a zpětnovazebné mechanismy. Na posturální stabilitu má vliv i psychický stav pacienta. Jedním z biomechanických faktorů je velikost opěrné plochy, která přímo působí na míru stability. Dále se mezi ně řadí hmotnost pacienta, ovlivňující velikost tíhové síly a výška těžiště nad opěrnou bází [4].

Opěrná plocha (Area of Support, AS, viz Obr. 1) byla dříve brána jako část podložky v přímém kontaktu s tělem. Přesněji se jedná o část plochy kontaktu (Area of Contact, AC), využívanou k vytvoření opěrné báze (Base of Support, BS) [1]. Mluvíme-li o plosce nohy, není podíl na přenosu mezi podložkou a nohou rovnoměrný, největší zatížení je situováno pod kostními prominencemi, v první řadě pod kalkaneem a hlavičkami metatarsů. Hlavní význam pro posturální funkci mají některé segmenty plosky nohy, označované jako opěrné body. Průběžně se mění AS a od ní odvozená BS. Bylo zjištěno, že opěrná plocha je vzhledem k ploše kontaktu výrazně více redukována, než bylo původně předpokládáno a stejně tak je významně menší i BS [1].

Opěrná báze je v některých materiálech upřesňována jako celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi plochy nebo ploch opory. Je tedy předpokládáno, že bude větší než opěrná plocha. Základní podmínkou stability ve statické poloze je, že těžiště se musí v každém okamžiku promítat do BS, nemusí se však promítat do AS. Pokud se při statické zátěži vektor tíhové síly nepromítá do BS, musí být vyvinuta značná svalová síla. Ta sice dokáže nerovnováhu z počátku korigovat, později však působí bolest až následné deformity [4].

Vztah mezi plochou kontaktu, opěrnou plochou a opěrnou bází je zobrazen na Obr. 1.



Obr. 1: Vyobrazení vztahu kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze [5]

Posturální stabilizace je aktivní svalové držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem. Hlavní ze zevních sil je síla tíhová. Zpevnění těchto segmentů, umožňuje pohyb těla jako celku [6].

Lidské tělo je složeno z pohyblivých částí, pro které není samozřejmostí, zůstat ve vzpřímené poloze, ale je k tomu potřeba zapojit svaly i úvazy. Pavel Kolář tento fakt demonstruje přirovnáním páteře k řetězu. Pro jeho udržení v předem dané poloze je nutné zpevnění, které v lidském těle zajišťují svalová i vazivová vlákna a úpony. K odporu proti gravitační síle pomáhá svalová aktivita korigovaná koaktivační aktivitou agonistů i antagonistů, která zlepšuje tuhost skloubení. Pokud tedy nejsou svaly funkční, může dojít k vychýlení segmentu a následným rizikovým stavům [6]. Svalová aktivita je to, co odlišuje napjaté tělo ostražitého zvířete, či člověka od plandajícího balíčku kostí a masa, do jakéhož stavu se tělo dostane v anestezii, komatu, či po smrti [7].

Posturální reaktibilita je reakční stabilizační funkcí. Reakční svalové síly reagují na sílu vytvořenou k překonání nějakého odporu. Tato reakce je tvořena z biologické stránky proto, aby jedna část kloubu mohla být využita k pohybu, ale opačná část nebyla zničena, tedy musí být značně zpevněna. K určení tuhosti i zde napomáhají jak agonisté, tak antagonisté, s nimi však i další svalové skupiny. Nesmí být zapomínáno, že pohyb není možné realizovat pouze aktivitou jednoho svalu, ale celé skupiny svalů, které generují aktivitu svalů dalších a svalová aktivita se tímto způsobem v pohybovém systému „řetězí“ [6].

## 2 Posturografie

Posturografie je souhrnný název pro metodiky měření posturální stability na statické nebo dynamické měřicí plošině. Posturografie hodnotí míru i charakter posturální rovnováhy za různých podmínek [8, 9].

Počítačová posturografie je elektrofyziologická vyšetřovací metoda, která umožňuje objektivní hodnocení motorických balančních mechanismů podílejících se na udržování posturální stability. Zprostředkovává také možnost hodnocení podílu jednotlivých senzorických systémů na kontrole rovnováhy [6].

### 2.1 Princip

Při posturografickém vyšetření je měřen rozklad sil ve třech vzájemně kolmých rovinách, působících na balanční plošinu. Jedná se o tíhovou sílu pacienta, která je tenzometrickou plošinou měřena jako síla reakční, odpovídající zákonu akce a reakce. Ta je považována za primární akční sílu. Za sekundární reakční sílu jsou brány reakční síly svalů přenášené na plošinu. Tyto síly neustále reagují na oscilace těžiště během stoje. Jednotlivé složky reakční síly rozložené do všech tří směrů a jejich momenty jsou snímány tenzometry (např. piezoelektrickými), nacházejícími se dle počtu různě rozmístěnými v tenzometrické plošině. Nejčastěji se jedná o čtyři v rozích umístěné senzory. Hodnoty posbírané z těchto snímačů jsou poté dále zpracovávány a upravovány a konečně využity k vyhodnocení [6]. Jednou z takto získaných veličin je i v překladu střed tlaku (Centre of Pressure, COP), dle jedné z definic (Winter, 1995) působíště reakční síly podložky [1]. Jinými slovy COP reprezentuje vážený průměr všech tlakových sil, které působí do opěrné plochy. Tenzometrická plošina registruje polohu COP v čase [6].

### 2.2 Dělení posturografie

Stabilometrie je metoda, která registruje tlak nohou na tenzní plošinu, na které měřená osoba stojí. V důsledku změn tlaku a výchylek těla je registrován záznam v registrační části aparatury [10].

Posturografie se dělí na dvě podskupiny, jedná se o posturografii statickou a dynamickou. O statické posturografii mluvíme, je-li vyšetření prováděno za statických podmínek, nedochází-li k pohybu ani pacienta ani tenzometrické plošiny. Naopak dynamická posturografie se vyznačuje vyšetřováním situací, kdy se buď pohybuje pacient anebo podložka pod ním. Ta má za úkol testovat pacientovu rovnováhu, přesněji reakce jeho posturálního aparátu. Děje se tak náhlým pohybem opěrné báze směrem předozadním či laterálním, v některých zdrojích se uvádí i možnost sklopení vodorovné osy, či pohyb podél

osy y [3, 6, 10]. Hlavním parametrem hodnocení v těchto případech je reakční čas, nutný k znovunalezení rovnovážné polohy pacienta [6]. Schopnost rychlé adaptace na působení zevní síly a rychlé korekce rovnováhy je měřítkem dynamické stabilizace stoje, které s věkem klesá [3]. Při vyrovnávání rovnováhy v předozadním směru se jedná převážně o aktivitu plantárních flexorů v hlezenních kloubech, tedy o hlezenní mechanismus, při laterálním pohybu plošiny o mechanismus kyčelní [1]. Dalším z mechanismů napomáhajícím vyrovnávání rovnováhy je upřený pohled na nepohyblivý bod, v některých testech je však tato možnost znemožněna pohybem umělého zevního prostředí [3]. Druhou možností spadající k dynamickým vyšetřením je vyšetření chůze a jejích modifikací, či koordinačně náročnějších úkonů jako například otáčení v prostoru či překonání překážky [6].

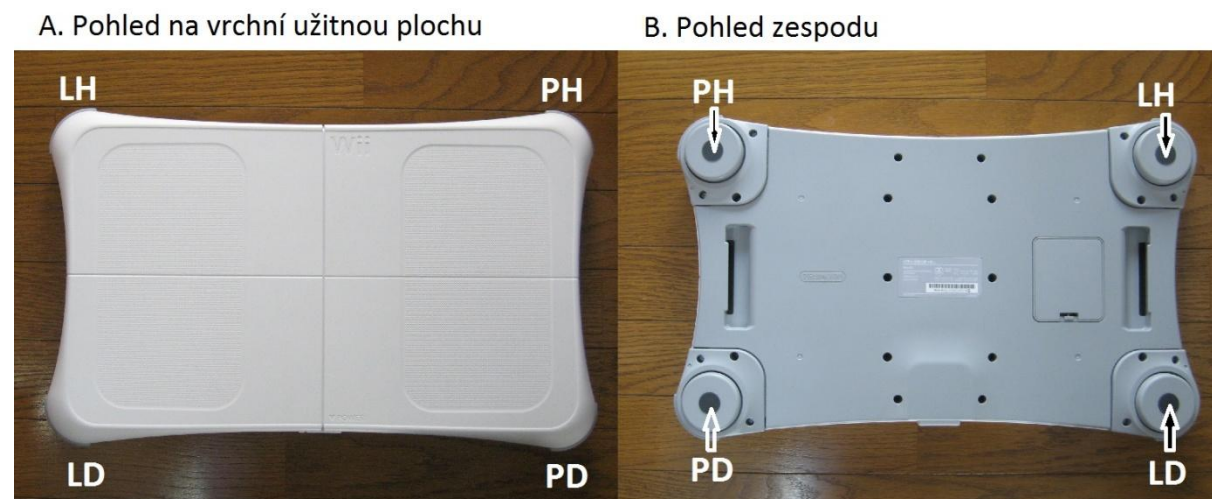
## 2.3 Využití

Posturografické vyšetření není považováno za diagnostickou metodu, slouží však především k eliminaci subjektivity vnesené pacientem či lékařem do hodnocení balančního deficitu subjektů s poruchami rovnováhy. Výsledky by měly být srovnány s diagnózou pacienta a výsledky dalších vyšetření [6]. Přináší však cenné doplňkové informace ve všech kategoriích závratí vznikající ve vertikální poloze a i informace o průběhu léčení a účinnosti rehabilitace [10]. Díky ní je možno dlouhodobě sledovat vývoj poruch rovnováhy. U většiny přístrojů je možné i terapeutické využití tréninkem rovnováhy s vizuální zpětnou kontrolou polohy těžiště na monitoru zařízení [6].

## 2.4 Pomůcky – silové plošiny

Wii Balance Board (WBB, Obr. 2) je balanční plošina, která bude použita pro měření v navazující bakalářské práci. Jedná se o plošinu, která byla původně sestrojena pro účely zábavního průmyslu. Bylo však zjištěno, že je možné ji využít jako levnější pomůcku ke zhodnocení rovnováhy, pravděpodobně i v klinické praxi. Není však používána pro diagnostiku, ale jen jako metoda pomocná. Její využití je možné, pokud nejsou nároky na vysokou přesnost a preciznost, po kalibraci vyvozené ze zlatého standardu tedy silové plošiny, je přesnost uspokojivě upravena [11]. Nesplňuje podmínky pro posturografii, pro hodnocení posturální stability je však dostatečná [12]. WBB je srovnatelný prostředek k posouzení rovnováhy jako jiné, již prokázané prostředky založené na podobném principu [13]. Bertec balance check platform, tedy Bertecova balanční platforma má stejně jako WBB extenzometr jako senzor změny COP a Kistler force platform neboli Kilstrova silová plošina, má senzory založené na piezoelektrickém jevu. Dále byla WBB srovnávána s baropodometrickou platformou, které sice snímá přesné rozložení tlaku na ploskách nohou, může však být využita k hodnocení COP. I zde byla WBB shledána cenově výhodnou, přenosnou a dostupnou alternativu, která poskytuje srovnatelné výsledky v hodnocení stability [14]. Plošina je napájena čtyřmi bateriemi velikosti AAA, které jsou také dobře

ekonomicky dostupné a zároveň umožňují mobilitu přístroje, bez nutnosti zapojení do sítě. WBB má však i svá omezení, která jsou například velikost nohy nebo váha, pouze při váze do 150 kg jsou doporučovaná měření. Unese však až 300 kg, sama váží 3,5 kg [15].



Obr. 2: Pohled na Wii balanční plochu z vrchní strany v sekci A a spodní strany v sekci B, v obrázku je vyznačené umístění senzorů, označené pomocí zkratk: LH – levý horní, PH – pravý horní, LD – levý dolní a PD – pravý dolní, upraveno z [11].

WBB je vybavena čtyřmi senzory, které jsou umístěny v malých zakulacených nohách balanční desky, jak je vyznačeno v Obr. 2. Sensory pracují dohromady na určení polohy COP měřeného. A na sledování, jak je přenášena váha z jedné části desky do druhé, když se měřený snaží nalézt rovnováhu [16]. Tyto senzory jsou tvořeny extenzometry, což jsou elektrické systémy, kterýchž výstup se mění, pokud je aplikována síla. V tomto zařízení jsou použity čtyři extenzometry a to z důvodu umožnění stanovení všech třech sil a momentů, o kterých bude zmínka později. Extenzometr je tvořen elektrickým vodičem, který kličkuje zepředu dozadu a je upevněn na kuse kovu, který se nazývá substrát. Na tento vodič je přiváděno neměnné napětí. Pokud je na systém aplikována síla, dojde k prodloužení vodiče a zmenšení průřezu vodiče a tím se zvýší odpor. Dle Ohmova zákona s neměnným napětím a změnou odporu nastane i změna proudu. Z této změny se určuje síla, která byla aplikována na extenzometr. V případě, že je extenzometrů více, do řídicí jednotky se dostává kromě informace o velikosti i informace o místě odkud přichází. Je tedy následně možné získat výsledek informující jak o poloze, tak o síle aplikované na desku [17]. Tato informace je bezdrátově přenášena do počítače pomocí Bluetooth technologie, která je vestavěná v plošině [15].

Tel Med je software vytvořený jako projekt ve spolupráci ústavu biomedicínského inženýrství Vysokého učení technického v Brně a fakultou biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze. Jedná se o software, který skloubil dohromady několik vyšetřovacích metod v jednom uživatelském rozhraní. Je možné k němu připojit přístroj, který je k dané metodě potřebný. Poté je nutné vybrat jednu ze záložek, která

uživatelé naviguje jak má přístroj zapojit, synchronizovat a měření provést. Metody zastoupené v tomto výběru karet jsou: váha, diabetes, SpO2, Krevní tlak a Romberg. To je karta, ke které se při měření posturální stability pomocí balanční plošiny připojuje. Před tímto krokem je však nutné přihlásit uživatele, pokud v paměti programu ještě není, vyplnit jeho jméno i s dodatečnými informacemi. Tento krok je potřebný k uložení dat do jedné složky, v opačném případě, pokud je uživatel přihlášen jen jako návštěvník, uloží se data k již naměřeným datům předchozím. Je tedy poté problém se získáním chtěných výsledků, pokud uživatel nemá zapsaný čas a datum počátku měření. Na kartě Romberg je možné nastavit délku měření v sekundách, nejvyšší možná doba je však 20 sekund, což může být pro některá měření nedostatečné. Poté se musí měření spustit opakovaně v co nejkratším intervalu po sobě. Dále je zde zahrnuto zadání úlohy a měření, kde se zobrazuje ubíhající čas. V dolní části obrazovky je možnost zjistit, zda na plošině již někdo stojí a je tedy povoleno zahájit měření zmáčknutím zeleného tlačítka, anebo nestojí a je tam nápis, oznamující, že na plošině se nenachází žádná osoba. V průběhu měření je k dispozici i červené tlačítko ukončující měření. V průběhu měření je možné sledovat pohyb tečky, představující COP měřeného, na ploše grafu s osami. Po ukončení měření je potřeba odhlásit uživatele. Tehdy se zobrazí okno, které naviguje buď zpět k připojení nebo k výsledkům vlastního měření. Zde je možné importovat výsledky do počítače v podobě zip souboru s názvem uživatelského jména, pod kterým byl přihlášen. Poté je znovu nutné kliknout na odhlášení, dokud je ale uživatel přihlášen, je možné jít na některou ze dvou posledních karet, které ještě nebyly zmíněny a to na Kartu studenta, anebo na pomoc neboli help. Jednou z nevýhod je již zmíněný krátký čas měření, zde by bylo potřeba umožnit i delší měřicí intervaly nebo nastavení opakování automaticky místo ručně. Ruční startování opětného měření totiž může do měření vnášet chybu, nemluvě o odmlce, která je neodvratitelná z důvodů reakčního času člověka.

### 3 Předem definované parametry

Při měření posturální stability dochází k několika variacím měření, je možné zajistit variabilitu díky změně podmínek měření. Jedná se o změnu podmínek sensorických a propriorecepčních. Propriorecepční podmínky je možné měnit například s pomocí vertikalizačního zařízení. Kdy po vychýlení těla do krajní polohy, je možné zjistit, zda proprioreceptory tuto informaci zaznamenali, přesunuli ji do mozku a zda zde vnikl popud zajišťující vyrovnání polohy a zapojení potřebných svalů a šlach [2]. Není ovšem možné zjistit, který z těchto kroků nebyl splněn, pouze je možné vidět na COP přemístění, že konečná reakce byla neadekvátní či nedostatečná. Dále je možné měnit vjem receptorů čítí, kdy podložku opatříme pěnovou gumou, přilnavým povrchem či využijeme vibrační podložky [6].

V některých případech měření může být diagnosticky přínosné připravit pacienta o možnost zrakové kontroly. Tato změna sensorických podmínek je v některých případech poruch stability provázena pocitem nejistoty a vede ke zvětšení výchylky COP posunu. Jedná se o měření s očima otevřenými a zavřenými. Dále je možné při otevřených očích měřeného stimulovat pohyblivým zrakovým vjemem a zjišťovat reakci na tento stimulus. Výsledky při fixaci pohledu na jeden bod a při sledování pohyblivého bodu potvrzují, že pohybující se objekt zhoršuje stabilitu. Jednou ze zjištěných pomůcek k vylepšení stability jak již při sledování statické či dynamické tečky je přidání rozměrného pozadí s náhodně rozestými tečkami. Tento stabilizační efekt velkorozměrového statického pozadí, byl potvrzen ve výzkumu nazvaném: Podíl zraku na posturální stabilitě [18].

K zlepšení možností hodnocení také může přispět změna velikosti opěrné báze. Je možné měřit stoj rozkročný široký či úzký, ale i stoj spatný, spojný, rozpačný nebo stoj na jedné noze, popřípadě na špičce či patě jedné nohy. Vyšetření stoje na jedné noze je zcela opodstatněné, protože stoj na jedné noze se normálně vyskytuje ve švihové fázi kroku. Dospělý jedinec by měl být schopen vydržet na jedné noze s kontrolou zrakem přibližně 10 sekund. S rostoucím věkem se však tato hodnota zkracuje [1, 3, 6]. Tyto parametry je možno kombinovat, například měření s omezenou zrakovou kontrolou a zmenšenou velikostí opěrné báze. Některé postoje zmíněné dříve je možné vidět na Obr. 3.



Obr. 3: Příklady stoje, zleva- úzký stoj rozkročný, stoj spatný, stoj spojný a stoj rozpačný [19]

Mimo tyto parametry, které se týkají přímo měřeného, tedy jeho zavřené či otevřené oči, či jeho stoj, je možné obměňovat i parametry nastavení přístroje či softwaru.

### 3.1 Doba měření signálu

Další z parametrů ovlivňujících výsledky hodnocení posturální stability je doba měření, přestože tento parametr ovlivňuje stabilometrická měření založená na hodnocení COP, není ještě stále standardizován. Tato doba je závislá na popisném opatření (Descriptive measures, DMs). Ty se dělí na dvě oblasti, časovou a frekvenční. K frekvenční oblasti je připojeno další rozdělení podle toho, zda se bere pevně určený frekvenční rozsah, nebo jestli se jeho dolní hranice vypočítává jako  $1/T$ , kde  $T$  je právě doba vzorkování. Jak bylo zjištěno v článku [20], délka měření má statisticky významný efekt na COP jen u některých DMs. U dvou v článku popsaných DMs, se dále doba vzorkování odvíjí od vyžití či nevyžití vizuální kontroly. Z podstaty měření s očima otevřenými (Eyes open, EO) nebo očima zavřenými (Eyes closed, EC) je tedy nutno určit vhodnou délku měření, aniž by došlo ke ztrátě důležitých informací, které se mohou projevit pouze při delším měření. Jedním z návrhů řešení bylo udělat průměr z několika kratších měření a tím získat výsledek, jako při měření delším. Ukázalo se však, že některé nižší frekvenční složky se projeví pouze u delších dob měření, kde se frekvenční rozsah dopočítává. Citlivost na dobu měření je proto redukována, jedná-li se o frekvenční rozsah fixní místo proměnného. Při delším čase měření (>120 s) se projevují unikátní vlastnosti výkyvu, které by při krátkém čase vzorkování nemusely být viditelné. Větší doba měření, nejlépe nad 120 s, navíc snižuje význam přechodných elementů COP signálu, které se vyskytují pouze v prvních 20 s měření stoje. Výzkum [21] navrhuje, že doba měření alespoň 60 s by měla být použita ke stabilizaci a optimalizaci spolehlivosti některých shrnujících metod. COP záznamy kratší 60 s zaznamenávají pouze vysokofrekvenční složky, které

ukazují COP kontrolu nad COM. Záznamy kratší tedy zaznamenají i nízkofrekvenční složky signálu a odrážejí velké amplitudové posuny COM. To může být významné při snaze použít COP shrnovací metody k charakterizaci patologií a strategií kontroly [20, 21, 22].

K rozhodování při výběru délky měření je tedy nutno znát DMs, která bude použita. Dále je nutno zohlednit zda bude srovnáván rozdíl COP při EC a EO, či zda je oblastí zájmu pouze měření při EO. V neposlední řadě, jestli mají být výsledky v celém frekvenčním pásmu COP signálu, tedy i jeho dolnofrekvenční složky, nebo zda není potřeba taková přesnost a jsou zachyceny pouze vysoké frekvenční složky. Toto rozhodování je však někdy i ovlivněno stavem pacienta, není-li totiž schopný vydržet stát při měření dlouhou dobu, vede měření k výsledkům s nižším frekvenčním rozsahem [20, 21, 22].

Druhým faktorem spojeným s časem je počátek měření po zaujetí určité polohy. Tento parametr nebude hrát takovou roli u zdravých jedinců ve stoji rozkročném, bude však již významnější při stoji s omezenou velikostí BS. Zda bude měření započato ihned po zaujetí polohy nebo až po tzv. nalezení rovnováhy.

## 3.2 Vzorkovací frekvence

Vzorkovací frekvence definuje počet vzorků za jednotku času při převodu z analogového na diskretní signál. Vzorkovací frekvence WBB je však dle různých zdrojů rozdílná. [13] uvádí, že data získaná z WBB jsou navzorkována s frekvencí 64Hz. Dle [14] je tovární vzorkovací frekvence 40Hz. Další zdroj uvádí 25, 60 či dokonce 100 vzorků za sekundu [14, 23, 12 - popořadě]. Při připojení k počítači vzorkuje WBB průměrně 50Hz dle [11]. Jelikož je ale vzorkovací frekvence nesourodá, bylo zapotřebí, použít metodu zprůměrnění dat k vytvoření sérií vzorků se stejnými časovými intervaly. Nalezení průměrné vzorkovací frekvence umožnilo zvýšit přesnost měření COP a redukovat chybu zmenšením časového intervalu, ve kterém průměrování vzorků probíhalo [11]. Je tedy důležité po naměření dat zjistit jaká je opravdová vzorkovací frekvence a v případě nesourodosti musí být data převzorkována. V tomto případě je významné, aby byl dodržen vzorkovací teorém. Vzorkovací kmitočet musí být větší než dvojnásobek nejvyšší frekvence ve vzorkovaném signálu. Pokud by tato podmínka nebyla splněna, došlo by k aliasingu a nevratné ztrátě informací [24].

Jedním z podstatných kroků v analýze signálů je i výběr metody transformace. Nejčastěji používaná je krátkodobá či rychlá Fourierova transformace (short-time Fourier transform - STFT, fast Fourier transform - FFT) nebo například vlnková transformace [24].

## 3.3 Výpočetní okno

Jedná se o funkci, která při práci se signálem přivádí na vstup signál, kdy jen část signálu má hodnoty odlišné od nuly. Tato část signálu se v průběhu algoritmu mění a okno se po signálu

tzv. posouvá. Tento systém je zaveden, protože celý signál není možné zavést do algoritmu naráz, ale je nutné tak učinit po menších částech s konečným počtem prvků. Okno je vhodné volit dle myšlenky, že krátké okno má dobré časové rozlišení, zatímco dlouhé okno má dobré frekvenční rozlišení. Dle [22] by vhodné okno mělo být také standardizováno, jelikož ovlivňuje výsledek hodnocení posturální stability. Sami si pro svůj výpočet vybrali okno Hammingovo. V článku [11] využívají ke zpracování signálu Hannovo okno [11, 22, 24].

### 3.4 Typ, řád filtru

Filtr používaný ke zpracování signálu získaného z měření pomocí WBB je nejčastěji Butterworth. Jedná se o dolní pásmovou propust', u které se dle jednotlivých zdrojů liší zvolená mezní frekvence. Většina užitečného signálu při měření klidného stoje, patří k nízkofrekvenčním složkám od 0,1 Hz po 10 Hz [12]. Volená mezní frekvence je 5, 10 až 12 Hz. Liší se však ještě použitým řádem filtru, v pořadí odpovídajícím mezní frekvenci se jedná o filtr 4., 2. a 8. řádu [11, 25, 14 – v pořadí]. Výhodou Butterworth filtru je, že v propustném pásmu má velmi plochou frekvenční charakteristiku. Čím vyšší je řád Butterworth filtru, tím strmější je přechod z propustného do nepropustného pásma. Butterworth filter je možné implementovat s konečnou (FIR) i nekonečnou (IIR) impulsní charakteristikou [24]. Při použití filtru na biomedicínská data je důležité zajistit lineární fázovou charakteristiku, volí se proto verze s konečnou impulsní charakteristikou, kde je tato podmínka lépe splnitelná.

## 4 Parametry zpracování a hodnocení

Jedná se o parametry, které jsou použity při zpracování dat z přístroje a parametry, jenž jsou využity k vyhodnocení těchto naměřených a zpracovaných dat. Některé parametry, které jsou dále popsány, byly vybrány pro svou spolehlivost, jiné pro četnost výskytu ve výběru parametrů v podobných pracích zabývajících se posturální stabilitou.

### 4.1 Reakční síly a momenty sil

Jeden z rozdílů WBB oproti silové podložce laboratorní kvality jsou krom materiálu rozdíly v získávaných silách a momentech sil. Přestože obě zařízení spoléhají na čtyři senzory umístěné blízko rohů desky k získání silové distribuce, výsledná data jsou odlišná. Silová podložka (Force plate, dále jen FP) je schopná měřit sílu ve třech osách, kdežto měření sil WBB je pouze jedno-osé (uni-axial), vertikální. FP navíc získává informace i o momentech sil, čemuž tak není u WBB. Z důvodu neschopnosti WBB měřit momenty a horizontální síly, může být získání přesného COP měření ztíženo, pokud vstupní signál obsahuje výrazné horizontální a smykové síly [11].

### 4.2 COP, COG, COM

Center of Mass (COM) neboli těžiště je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Těžiště lze stanovit pomocí různých experimentálních, grafických nebo matematických metod jako vážený průměr COM všech segmentů. Těžiště se tedy pohybuje v prostoru, pokud tělesné segmenty změni polohu. Z hlediska kineziologie je možné mluvit o společném těžišti těla pouze při zaujetí postury. Pokud je objekt podepřen v místě těžiště, na tělo nepůsobí žádné netto točivého momentu, a proto se ocitá ve stavu statické rovnováhy [1, 26, 27].

Center of Gravity (COG) je průmět společného těžiště těla do opěrné báze. V kvazistatické poloze se COG musí vždy nacházet v opěrné bázi. Pokud se COG octne jinde než v opěrné bázi, není již možné, aby se vrátilo zpět pouze působením vnitřních sil, tedy svaly, ale je nutné změnit polohu [1].

COP je získáván z většiny přístrojů měřících posturální stabilitu jako je WBB i FP. Následně je upraven a použit k vyhodnocení. Většina vyhodnocovacích parametrů se zabývá COP rozmístěním, délkou, rychlostí změn. Některé parametry ale kombinují COP s dalšími proměnnými, popisujícími posturální stabilitu [27].

Center of Pressure (COP) je střed rozmístění celkové síly působící do opěrné plochy. Pohyb COP tedy kolísá s pohybem COM, ve snaze udržet COM nad opěrnou bází. Ve výzkumu [27] se domnívají, že COP mínus COM má lepší výpovědní hodnotu než COP a

COM vyhodnocené odděleně. Vzniká tedy nová proměnná COP-COM, reprezentující skalární vzdálenost COP a COM v daném čase [27].

COP signál bývá zobrazován dvěma způsoby, jedná se o stabilogram a statokineziogram. Stabilogram ukazuje závislost amplitudy signálu na čase. Často bývá do jednoho grafu vykreslován signál v AP i ML směru zároveň. Statokineziogram zobrazuje závislost výchylky COP v AP směru na výchylce COP v ML směru. Z toho je pak možné vytvořit konfidenci elipsu, která obsahuje nejčastěji 95% daného statokineziogramu, tedy směrově závislé křivky COP signálu [28].

Parametry se skládají z hodnot získaných v časové oblasti a frekvenční oblasti, jinak známé jako lineární parametry. Je možné zpracovávat i parametry nelineární, je to ovšem náročnější časově, výpočetně i při hodnocení. V časové doméně se vyskytují převážně parametry se vztahem k přemístění COP nebo rychlosti COP stopy. Parametry frekvenční domény jsou spojeny s hodnotami vypočteného výkonného spektra COP stopy rozdělené do předozadního (AP) a bočního (ML) směru. Další rozdělení, kterého bylo dosaženo v článku [20], odkazuje na dimenzionalitu vypočtených parametrů. V časové oblasti je možno dělit na hodnoty jedno-dimenzionální (1D) ve směru AP a ML a dvoj- dimenzionální (2D), COP stopu. Ve frekvenční oblasti jsou počítány pouze jedno- dimenzionální sekvence [20].

### 4.3 Amplituda COP přesunu a průměrná vzdálenost

Vzdálenost mezi maximem a minimem COP přesunu pro každý směr - AP i ML. V článku [28] byla stejně jako v této práci vyslovena potřeba standardizace posturografických parametrů a amplituda COP přesunu byl uveden jako jedna z nich.

V článku [11] se vyskytuje název průměrná vzdálenost (Mean Distance, MD), což je (dle tohoto článku) ekvivalent k amplitudě kolísání (Sway amplitude). Pod těmito dvěma názvy se skrývá průměrná vzdálenost od centra COP časové série.

V studii [22] je však průměrná vzdálenost COP (Mean COP distance) popisována jako průměrná vzdálenost odmocniny součtu  $COP_{AP}$  výchylky na druhou a druhé mocnině  $COP_{ML}$  výchylky. Což se shoduje s články [20, 29], kde se tento parametr nazývá průměrná vzdálenost se zkratkou MDIST (Mean Distance).

### 4.4 Délka trajektorie

Total COP path length (TPL), tedy délka trajektorie, je jeden z velmi často používaných parametrů. Článek [30] potvrzuje, že výsledky ukazují vysokou spolehlivost TPL ve všech případech posturálních potíží. V článku [14], byla právě pro svou spolehlivost a platnost

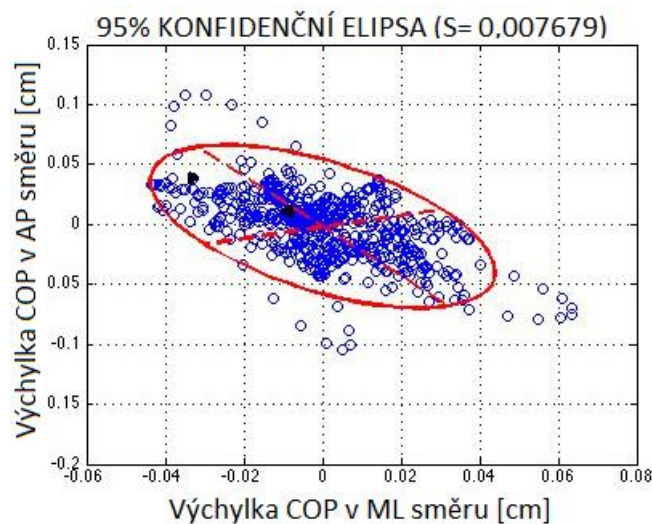
vybrána délka trajektorie jako hlavní parametr, využitý ke srovnání dvou přístrojů WBB a Baropodometrické plošiny [14, 30].

## 4.5 Délka a počet pravolevých a předozadních výkyvů

Jedná se o vyčíslení počtu výkyvů a jejich délky a v AP a ML směru. V článku [31] mají tyto parametry velmi dobré statistické výsledky, pro zavřené oči je  $p < 0,01$ . Nejen u parametrů vyhodnocovaných odděleně v AP a ML směru, je důležité zahrnout antropomorfní míry do protokolu měření i vyhodnocení. Většina ML parametrů je totiž ovlivněna opěrnou bází s negativní korelací, tedy jakýkoli nárůst podpěrné oblasti vede ke snížení v těchto parametrech. Jen některé ML parametry jsou ovlivněny při zavřených očích maximální šířkou nohy. Tento vliv je však méně významný než ovlivnění velikostí opěrné báze [31, 32].

## 4.6 Plocha konfidenční elipsy

Jedná se o elipsu, ve které se nachází určité procento COP signálu. Plocha této proměnné odhaduje rozptyl COP dat skrz výpočet plochy statokinesigramu. Jedním z nejužívanějších způsobů výpočtu této plochy je statistická metoda analýzy hlavních složek. Touto metodou je možné vypočítat elipsu, která obsahuje určité procento COP dat. Dvě hlavní osy elipsy jsou zjištěny z měření rozptylu COP signálu. Nejčastěji se zobrazuje elipsa obsahující 95% COP (viz Obr. 4) [14, 28].



Obr. 4: Konfidenční elipsa, na ose x se nachází přesun COP v ML směru a na ose y v AP směru, elipsa obsahuje 95% COP signálu [14]

## 4.7 Celkový výkon

V některých studiích [29, 32] bývá vypočítáván samostatně celkový výkon (Total Power), častěji je však pouze vypočtena frekvence, která je hraniční pro výskyt určitého procenta

výkonného spektra. Jedná se například o mediánovou frekvenci, tedy frekvenci, pod kterou se nachází 50 % výkonového spektra. Používaná jsou i jiná procenta jako je 80, 95, dokonce i 99 [21, 22, 29, 32].

## 4.8 Průměrná rychlost přesunu COP

Průměrná rychlost určuje, jak rychlé byly COP přesuny. Mezi parametry použitými v článku [28] se jedná o parametr s největší spolehlivostí mezi zkušebními pokusy. Ve výzkumu [32] se ukázalo, že je dokonce citlivý i k rozdílům výsledků mezi pohlavími. Také se zde projevilo, že se průměrná rychlost přesunu COP vztahuje k výšce a váze měřeného. Je tedy na místě zároveň se zahrnutím tohoto parametru do protokolu měření zjistit i výšku a váhu. Podle článku [30] je celková průměrná rychlost přesunu COP ve většině podmínek vysoce spolehlivým ukazatelem posturální stability. Čas měření potřebný ke stabilitě průměrné rychlosti je doporučován 60 s. Vliv doby měření na tento parametr však není velký díky malému významu nízkofrekvenčních pomalých fluktuujících složek [20, 28, 30, 32].

## 4.9 Směrodatná odchylka

Směrodatná odchylka je statistická proměnná, používaná ve všech odvětvích výzkumu. Studie [20] potvrdila předešlá doporučení doby měření pro směrodatnou odchylku alespoň 60 s k zajištění stabilních měření směrodatné odchylky u přesunu COP. V některých případech [30] je tato směrodatná odchylka ještě přesněji specifikována nejen na COP, ale na amplitudu či rychlost COP přesunu, dále také na vzdálenost COP [22].

## 5 Protokol měření

Pro měření posturální stability pomocí WBB byl navržen v souladu s již zmíněnými parametry protokol měření. Parametry, které je třeba zohlednit při měření, byly zváženy. Následně bylo vybráno několik parametrů, které se často vyskytovaly v citovaných pramenech, a byla u nich konstatována vysoká spolehlivost.

Jedním z hlavních obměňovaných prvků je stoj. Jedná se o změnu velikosti opěrné báze, která ovlivňuje rovnováhu [39]. Jako zástupci byly vybrány čtyři stoje, na základě úvahy. První dva jsou založeny právě na myšlence zmenšování opěrné báze a jedná se o úzký stoj rozkročený a stoj spojný. Nejprve stojí proband s nohama v pohodlné vzdálenosti od sebe. Je mu změřena vzdálenost mezi patami, konci palců a vzdálenost mezi klouby metatarsů palce. Druhá možnost probanda staví do pozice s nohama u sebe tak, aby se dotýkaly klouby kotníků a klouby metatarsů palce. Pokud to proband dokáže, mohou se dotýkat i celé vnitřní strany nohou. Třetí měřená poloha je stoj spatný s úhlem  $45^\circ$ . Měřený je požádán stoupnout si na balanční desku s patami u sebe a špičkami od sebe. Poté je pomocí pravítka s úhloměrem zajištěn úhel  $45^\circ$ , tak aby byl u všech participantů stejný.

Poslední stoj, který je zahrnut do protokolu měření, je stoj na jedné noze. Jeho významnost je zásadní pro švihovou fázi kroku. Zdravý člověk by měl být schopen vydržet ve stoji na jedné noze alespoň 10 s. U každého probanda je předem potřeba zjistit jaká je jeho silnější noha, ta bude vybrána jako stojná. To je provedeno pomocí testu se schodem, kdy je proband požádán, aby několikrát vystoupil a sestoupil ze schodu. Kterou nohu k tomu použije, ta je jeho silnější, vedoucí. Druhý test je možné použít na pacienty, kteří mají problém s koleními klouby a je pro ně tedy těžké chození do schodů bez opěry. Proband je požádán, aby se postavil a zavřel oči, po chvíli ho někdo jemně strčí do zad. Podle toho, kterou nohu použije k vykročení vpřed, je možno určit, která je jeho silnější. Bohužel není možné probanda předem s tímto testem seznámit, jelikož by mohl vědomě ovlivnit výsledek, je proto méně vhodný pro použití na pacientech. Ve všech čtyřech pozicích by se měl proband snažit držet ruce u těla s hlavou ve vzpřímené poloze. Pokud by však hrozila ztráta rovnováhy či dokonce pád, je možné si pomoci vyrovnávacími manévry rukou i těla. Tohoto bude pravděpodobně potřeba využít pouze u poslední pozice, stoje na jedné noze.

V těchto stojích bude každý proband měřen dvakrát, jednou s otevřenými očima a jednou se zavřenými. Otevřené oči jsou fixovány na velkou červenou tečku, umístěnou na bílém pozadí ve výšce očí měřeného. To umožní zhodnotit významnost zrakové kontroly na udržení stability. Je snaha o zaujetí úplně stejné pozice pro měření s otevřenými i zavřenými očima. Toho se dá dosáhnout polohováním nohou ve vztahu k čarám, které se nacházejí přímo na WBB, a pomocí naměřených hodnot vzdáleností a úhlů. Jediný případ, kdy stoj není možné tak striktně stanovit je stoj na jedné noze bez vizuální kontroly. Měření tedy probíhá,

dokud se proband nachází měřenou nohou na balanční plošině, i když již nestojí přesně ve výchozí poloze. Měření pokračuje, dokud se těžiště měřeného neocitne mimo balanční plošinu, tehdy se měření automaticky ukončí.

Doba měření byla zvolena 60 s, což by mělo být dostatečné pro naměření všech frekvenčních složek signálu [21]. Při vyhodnocování bude tento interval ještě rozdělen na dva 30 s intervaly, u kterých bude srovnáván výsledek z první a druhé poloviny stoje a tři 20 s. Jako poslední bude z tohoto 60 s měření vytvořen jeden interval o 45 s. Ten umožní odstranění počátečních několik sekund měření, ve kterých proband zaujímá polohu a hledá rovnováhu a posledních několik sekund, kdy mohou nastat artefakty z očekávaného konce. Je snaha se tomuto jevu vyhnout neinformováním probanda v průběhu měření, jaký již uběhl čas, může mít však dobrý odhad či počítat sekundy. Jediným stojem, u kterého bude doba měření způsobena možnostem pacienta, je stoj na jedné noze se zavřenýma očima. Tento úkon je totiž velmi náročný a pro některé na 60 s neproveditelný. Mezi těmito osmi šedesáti sekundovými měřeními, je probandovi vždy dopřán čas na odpočinek. Čím se snižuje riziko únavy, motání hlavy a nevolnosti.

Poslední úkon, který je naplánován v rámci protokolu měření je změřit velikost a šířku nohy probanda. Měření může být provedeno před nebo po měření na WBB. Proband se postaví ke zdi a metrem je mu změřena délka chodidla od paty k palci nebo ukazováku, pokud je delší. Šířka je měřena mezi klouby metatarsů malíku a palce [32].

Do předem vytvořené tabulky s postoji včetně přítomnosti či nepřítomnosti zrakové kontroly budou vždy zapsány časy počátku měření, pro jednotlivé probandy označené čísly. Vyplněnou tabulku je možno nalézt na konci této práce viz [Příloha C](#).

## 5.1 Informovaný souhlas

Před počátkem měření je nutné, aby proband podepsal informovaný souhlas. Učiní tak po seznámení s průběhem měření, jak bylo popsáno v několika předešlých odstavcích této kapitoly. Dále se v informovaném souhlasu musí nacházet rizika podstupovaného měření, což jsou únava, motání hlavy, v nejhorším případě nevolnost. Dalším bodem by bylo zmínit alternativy léčby či procedury, ale v případě výzkumu je alternativou pouze neúčast, kterou je ale dobré umožnit i u již probíhajícího měření. Posledním krokem je podpis o dobrovolné účasti a svobodě tohoto rozhodnutí. Vzor informovaného souhlasu je vložen jako [Příloha A](#).

## 5.2 Dotazník pro probandy

K tomuto protokolu měření je přiřazen ještě dotazník pro probandy. Zde jsou dotazy na výšku, věk, onemocnění ovlivňující stabilitu, jako je například zánět vnitřního ucha, úraz některého kloubu dolních končetin či jakékoli patologické poškození kosterní soustavy.

Závěrečnou otázkou je účast na cvičení, které by mohlo napomáhat stabilitě, a doba po kterou se dobrovolník této činnosti věnuje či věnoval. Jedním ze sportů, který má pozitivní dopad na stabilitu, je gymnastika. U gymnastek a gymnastů je snižená závislost na zrakové kontrole i záměrném soustředění [41, 43]. U tanečnicků je závislost na zrakové kontrole snížena díky více využívané propriorepci [42]. Vzor dotazníku pro probanda je vložen jako [Příloha B](#).

## 6 Praktická část

Následující kapitola bude věnována zpracování dat a provedení výpočtů jednotlivých parametrů v prostředí Matlab. Ještě před tím je však vhodné zmínit průběh měření a tabulky zjištěných informací z dotazníku a měření nohou. Měření bylo prováděno v místnosti, kde probandi nebyli rušeni žádným okolním hlukem. Nepozornost [28] a rušení hlasitými zvuky by mohlo negativně ovlivnit stabilitu měřeného. Výsledky studie vlivu frekvence a tlaku zvuku ukazují, že délka výkyvů a poziční variabilita COP narůstají se zvýšením frekvence v AP směru. Tyto výsledky naznačují podstatné narušení balančního systému stoje, mezi subjekty vystavenými vysoko frekvenčnímu hluku [37]. Probandi byli seznámeni s průběhem měření a požádáni o vyplnění dotazníku, který je možno nalézt v příloze B. V následující tabulce je možno vidět odpovědi jednotlivých subjektů (Tab. 1). Skolióza je patologické, boční vychýlení zakřivení páteře. Pacienti s idiopatickou skoliózou mají horší výsledky některých parametrů hodnocení posturální stability, než pacienti zdraví [40].

Tab. 1: Tabulka odpovědí na dotazník pro probanda

Subjekt	Pohlaví	Věk	Výška [cm]	Úraz škodící stabilitě	Choroba škodící stabilitě
1	Žena	21	166	ne	Skolióza
2	Žena	22	175	ne	ne
3	Žena	19	175	ne	Skolióza
4	Žena	22	167	ne	ne
5	Žena	22	164	ne	ne
6	Žena	20	163	ne	ne
7	Žena	22	160	ne	ne
8	Žena	21	177	ne	ne
9	Žena	21	170	ne	ne
10	Žena	21	169	ne	ne

Po podepsání informovaného souhlasu s měřením byl proveden test výběru preferované nohy popsany v předešlé kapitole 5 a měření velikosti chodidla probanda. Rozměry chodidla probanda i s informativní velikostí boty, byly zapsány do tabulky (viz Tab. 2). Tyto rozměry budou použity k dodatečnému srovnání, zda se na statistickém výsledku jednoho parametru projeví právě velikost opěrné báze v podobě velikosti chodidla.

Tab. 2: Velikost a šířka nohy jednotlivých subjektů a informativní velikost boty subjektu

Subjekt	Velikost boty	Délka nohy [cm]	Šířka nohy v kloubu [cm]
1	37	22,5	8,5
2	40/41	25,5	10
3	39	24	9,5
4	37	22	9,5
5	38	23	9
6	38	23,5	9
7	36	22,5	8,5
8	42	27,5	10,5
9	39	24	10
10	40	25	10

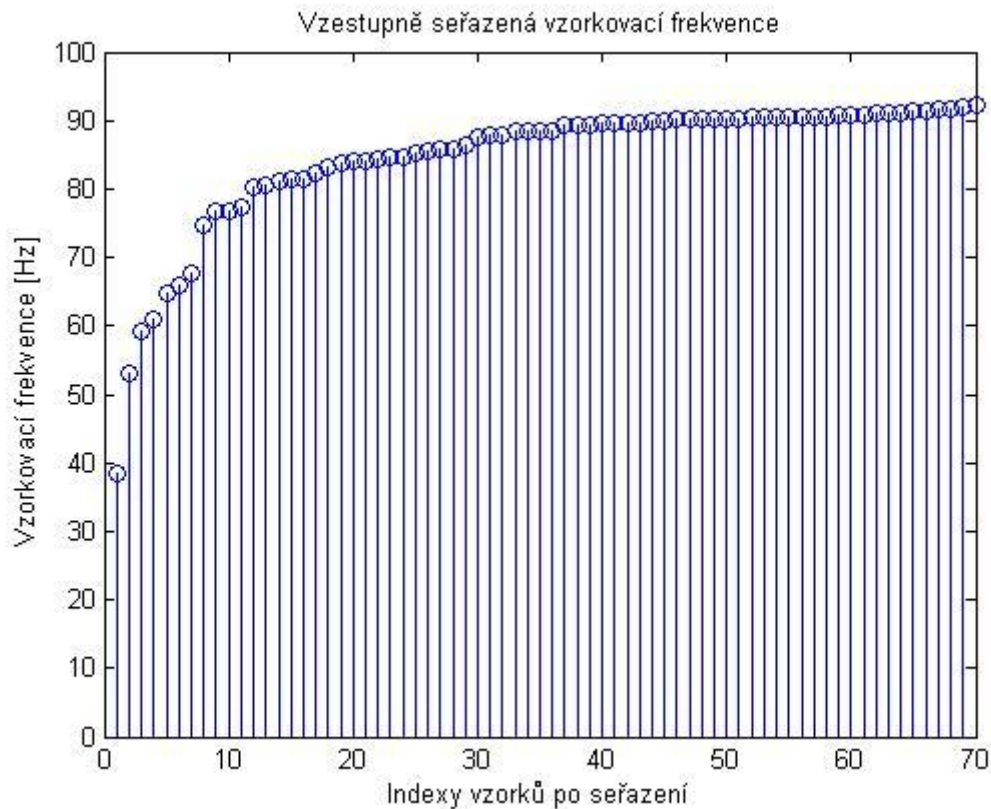
Text této kapitoly bude zaměřen především na jednotlivé parametry vyhodnocení. Obecný popis a výsledky dle konkrétních literárních zdrojů u jednotlivých parametrů jsou uvedeny v kapitole 4. Cílem této kapitoly je objasnit programové řešení těchto parametrů a upřesnit, které literární zdroje jsou podkladem pro tento výběr. V případě neznámého postupu výpočtu daného parametru, jsou uvedeny myšlenkové pochody, vedoucí ke konkrétnímu řešení. U některých parametrů je způsob výpočtu ustálen, u jiných je však možností více. Je na uživateli, aby si vybral vhodnou implementaci. Programovým prostředím zvoleným pro zpracování programové části této práce je prostředí Matlab. V následujícím textu budou uvedeny některé funkce, které Matlab má a zároveň bude objasněna jejich funkce. Tyto informace byly získány z nápovědy uživatele. Tato nápověda má jednak podobu textu přímo v editoru Matlab, ale i formu internetové stránky, která obsahuje i příklady grafů a ukázkových výsledků použité funkce. Tato stránka se nazývá MathWorks a obsahuje nápovědu ke všem existujícím funkcím Matlabu. Je tedy vhodné ji zde uvést jako zdroj, který je společný pro celý následující text [34].

## 6.1 Zpracování naměřených dat

Prvním krokem k zamýšlenému statistickému porovnávání jednotlivých parametrů je načtení a zpracování naměřených dat. Na základě čísel označujících data naměřená jedním spuštěním programu TelMed a zaznamenaných časů počátku měření byl vytvořen skript, který hodnoty výchytky ukládá do jednotlivých proměnných, odpovídajících osobám, postojům a zrakové kontrole. Proměnné s výchytkami COP byly následně rozděleny na výchytky COP v jednotlivých časových intervalech, značících dobu měření. Jedná se o celý časový interval skýtající 60 s, dva intervaly po 30 s a tři intervaly po 20 s. Jako poslední byl vytvořen interval 45 s, odečtením prvních 5 s a posledních 10 s z 60 s signálu. K výpočtu kolik vzorků odpovídá prvním 5 s a posledním 10 s signálu, byla využita vzorkovací frekvence 20 s signálu. Vzorkovací frekvence WBB není ustálena na jedné hodnotě a pro 60 s interval je tedy pouze průměrem vzorkovací frekvence jednotlivých 20 s intervalů. Jejich vzorkovací frekvence je přesně známá z počtu vzorků odpovídajících jedné číselné hodnotě odpovídající 20 s měření. Snahu o zlepšení výpovědní hodnoty signálu, odstraněním jeho části, je možné vidět v některých citovaných člancích, není však přesně známý postup. V následujícím textu je uvedeno několik takových příkladů. Pro všechny zaznamenané signály byla k analýze jednotlivých pokusů vybrána data, představující 60 s intervaly ve střední části 70 s nasbíraných dat [38]. Byla provedena tři měření s rozdílnou dobou měření (35 s, 65 s, 305 s), k vyhodnocení byla užita data z intervalů dlouhých 30 s, 60 s a 300 s [22]. Posledním z příkladů je odstranění prvotních 15 s z 60 s intervalu ve snaze eliminovat jakékoli přechodné odpovědi ve vztahu k počátku pohyblivého velkoplošného stimulu [18].

V dalším Matlab skriptu byla vypočítána vzorkovací frekvence pro 60 s úsek v jednotlivých pozicích. Těchto pozic je dohromady 7, tři typy stojí jak se zrakovou

kontrolou tak bez ní a stoj na jedné noze pouze se zrakovou kontrolou. Vzestupně seřazená vzorkovací frekvence je zobrazena v grafu (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**) pro všech 10 probandů v popsáných pozicích.



Obr. 5: Graf vzestupně seřazených vzorkovacích frekvencí pro všechny postoje u deseti subjektů, pro čas měření 60 s.

Převážná většina vzorkovacích frekvencí se pohybuje v rozsahu mezi 80 a 92 Hz, jedna desetina hodnot se však nachází pod hranicí 70 Hz, což je procentuelně velký rozdíl oproti modusu 90 Hz.

Vzorkovací frekvence má velký rozsah hodnot, což může znepříjemňovat následující zpracování. Maximální hodnota vzorkovací frekvence je 92,28 Hz. Oproti tomu minimální vzorkovací frekvence je 11,88 Hz. Tento rozdíl byl z velké části způsoben náročností stoje na jedné noze se zavřenými očima. Několik probandů nevydrželo v této pozici celých plánovaných 60 s a nekoordinované sestoupení z WBB, připomínající pád, vedlo k přerušení měření před koncem časového úseku. Jelikož výstupem softwaru TelMed není přesný časový údaj, není možné správně určit vzorkovací frekvenci, pokud bylo měření ukončeno předčasně. Což je důvodem, proč jsou hodnoty vzorkovací frekvence v těchto případech tak nízké. Z tohoto důvodu bylo nutné tento postoj, tedy stoj na jedné noze bez zrakové kontroly, úplně odstranit. Stoj na jedné noze se zrakovou kontrolou zvládli všichni jedinci a je tedy možné jej zanechat. Tímto krokem se rozsah vzorkovací frekvence výrazně zlepšil, přesto je minimální hodnota 38,53 Hz, stále výrazně vzdálena od maxima. Průměrná vzorkovací frekvence je

84,49 Hz. Dalšími ukazateli rozložení hodnot jsou modus a medián. Frekvence s nejčastějším výskytem, tedy modus je 90 Hz. 88,52 Hz je medián, tedy hodnota, která má po seřazení všech hodnot celku prostřední pozici. Při hodnocení posturální stability se předpokládá jednotná vzorkovací frekvence pro celý soubor naměřených dat, toto se však jak je možno vidět na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**, nepodařilo dosáhnout. WBB má nejednotnou vzorkovací frekvenci, což může způsobit problémy při další práci s daty. Tento problém WBB je zmíněn již v podkapitole 3.2.

### 6.1.1 Naměřená data

Data získaná z WBB za pomoci programu TelMed jsou uživateli k dispozici v podobě tří Excel souborů. Jedná se o tabulky pro výkyvy ve směru antero-posteriorálním, medio-laterálním a o hodnoty váhy měřené v určitém čase. V každém z těchto souborů jsou hodnoty představující vychýlení v daném směru či váhu, čas a číselná hodnota. Tato číselná hodnota je shodná pro celých 20 s měření, které umožňuje software TelMed. Pokud bylo měření provedeno třikrát po sobě, ve snaze dosáhnout 60 s, budou tyto číselné hodnoty tři. Využití těchto číselných hodnot k zpracování dat je popsáno výše.

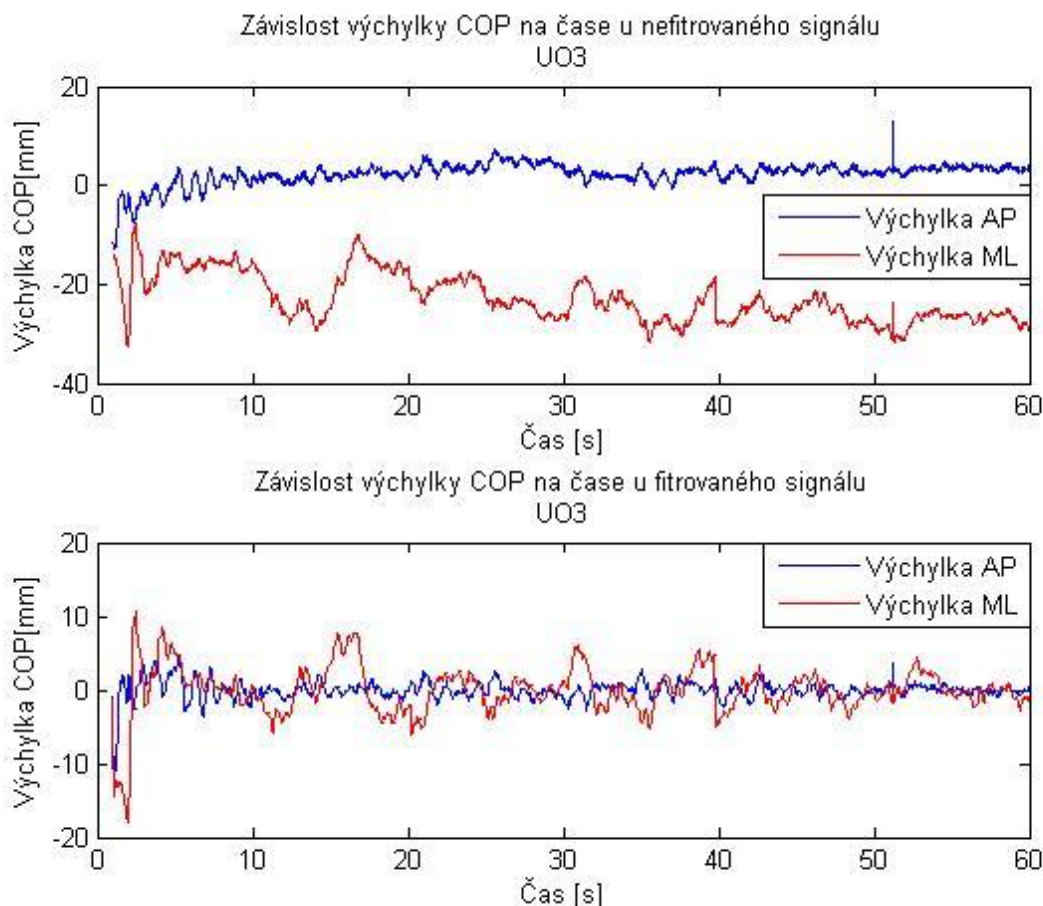
### 6.1.2 Filtrace

Jedním z významných bodů při zpracování signálu získaného ze snímačů je filtrace. Jedná se o frekvenční úpravy, které např. omezují frekvenční pásmo či snižují šum. Dle [12] se většina užitečného signálu nachází v pásmu mezi 0,1 až 10 Hz. Tato informace byla brána v potaz při výběru filtru. Jak již bylo zmíněno v podkapitole 3.4, nejčastěji používaným filtrem je Butterworth filtr, vybraný pro jeho plochou frekvenční charakteristiku v přenosovém pásmu. Po výběru filtru je dále potřeba rozhodnout, zda se bude jednat pouze o dolní propust, jako v některých zmíněných materiálech, nebo o pásmovou propust. Konečným výběrem pro tuto práci je Butterworth filtr druhého řádu provedený s pomocí Matlab funkce *butter* (viz Rovnice (1)). Vstupem této funkce je specifikace řádu filtru, v tomto případě číslo 2. Dále je potřeba zadat normalizovanou mezní frekvenci. Ta je zapsána ve formě čísla představujícího chtěnou mezní frekvenci v Hz, která je podělena polovinou frekvence, s kterou byl signál navzorkován. Vzorkovací frekvenci představuje proměnná *vzor*. Tím je získána normalizovaná hodnota v  $\pi$  Rad na vzorek. Popsaným postupem byly získány koeficienty přenosové funkce *B* a *A*, které byly následně zadány i s proměnou *Cop* představující naměřená data, do další Matlab funkce - *filter*. Výstupem je vyfiltrovaný signál *CopF*.

$$\begin{aligned} [B, A] &= \text{butter}(2, [0.1 \ 10]/(\text{floor}(\text{vzor})/2)); \\ \text{CopF} &= \text{filter}(B, A, \text{Cop}); \end{aligned} \quad (1)$$

Celý výpočet byl realizován pomocí dvou vnořených for cyklů, právě z důvodu již zmíněné nejednotné vzorkovací frekvence. Pokud by nebyl dodržen Nyquistův vzorkovací teorém,

mohlo by docházet k aliasingu a ztrátě důležitých informací. Takto získaný vyfiltrovaný signál je dále použit k hodnocení stability a jednotlivých parametrů. Rozdíl mezi signálem před filtrací a po ní, je možno vidět na Obr. 6.



Obr. 6: Graf závislosti výchylky COP signálu na čase pro signál před filtrací a pro signál po filtraci. Zkratka U03 představuje třetí subjekt v úzkém stoji rozkročném s otevřenýma očima. Modře je vyznačena výchylka ve směru předozadním a červeně v středněbočním.

V grafu je vidět, že nevyfiltrovaný signál má křivky výchylek v ML a AP směru ve zcela jiných hodnotách. Po filtraci je docíleno zlepšení v podobě překryvu křivek. Došlo tedy k posunu do stejného oboru hodnot, aniž by byl změněn charakter kterékoli z křivek. Na počátku je vidět velký kmit k záporným hodnotám, který je způsoben pomalou nástupnou hranou filtru.

## 6.2 Amplituda a průměrná vzdálenost

Základní informace o těchto dvou parametrech jsou uvedeny v podkapitole 4.3, zde bude popsáno programové řešení jejich výpočtu. K výběru Obr. 6 byl využit první z parametrů, amplituda. Amplituda se nejčastěji zpracovává odděleně pro signál v AP a ML směru, kdy se od maxima signálu odečítá jeho minimum. Zjednodušené provedení v prostředí Matlab [28]:

$$\text{amplituda}_{AP} = \max(Cop_{AP}) - \min(Cop_{AP}) \quad (2)$$

kde  $CopAP$  je signál COP v AP směru a  $amplitudaAP$  je výsledná hodnota odpovídající rozdílu extrémů.

Výběr Obr. 1 byl realizován pomocí rozsahu mezi nejnižší zobrazenou hodnotou a hodnotou nejvyšší, jedná se tedy o amplitudu kombinace zobrazených signálů.

$$\begin{aligned} AmpA &= \max(CopAP) - \min(CopML) \\ AmpM &= \max(CopML) - \min(CopAP) \end{aligned} \quad (3)$$

kde  $CopAP$  je signál COP v AP směru a  $CopML$  je signál COP v ML směru,  $AmpA$  a  $AmpM$  je výsledná hodnota odpovídající rozdílu extrémů, v závislosti na pořadí vstupů.

U každé z těchto dvou proměnných bylo nalezeno minimum a uloženo i s indexem specifikujícím buňku, z které vychází. Minimum těchto dvou výsledků je použito k výběru vhodného grafu, zobrazujícího účinnost filtrace.

Průměrná vzdálenost COP, v anglických člancích nazývaná mean distance, je průměrná vzdálenost výchylky COP od nuly. Jedná se o 2D parametr, který své výsledky získává ze vztahu COP v AP i ML směru, zobrazitelného statokinezigramem. Matlab zápis tohoto výpočtu je:

$$R = \text{mean}(\text{sqrt}(CopAP.^2 + CopML.^2)) \quad (4)$$

kde COP v ML směru je označeno proměnnou  $CopML$  a analogicky je tomu i pro  $CopAP$ , odmocnina se v jazyku Matlab zapíše  $\text{sqrt}$  a  $\text{mean}$  představuje průměr. Výslednou proměnnou  $R$  je průměr odmocnin ze součtu umocněných výkyvů v obou směrech [22].

Přímo navazujícím parametrem je směrodatná odchylka vzdálenosti COP, která informuje o vzdálenosti jednotlivých výkyvů od průměrné hodnoty COP. V Matlab vzorci je na místo funkce  $\text{mean}$ , česky průměru, dosazena funkce  $\text{std}$ , neboli standard deviation, což je směrodatná odchylka [22].

$$\text{std}R = \text{std}(\text{sqrt}(CopAP.^2 + CopML.^2)) \quad (5)$$

kde  $CopML$  představuje výchylku COP v ML směru a analogicky je tomu i pro  $CopAP$ ,  $\text{std}R$  je výsledný parametr směrodatná odchylka průměrné vzdálenosti.

### 6.3 Parametry vzdálenosti od nuly

První parametr, nazývaný celková výchylka výkyvu, sčítá vzdálenosti COP výkyvů od nuly. Jedná se o parametr ve 2D oblasti. Odpovídající zobrazení vstupů, by bylo možné provést pomocí statokinezigramu. Oproti předchozím dvěma vzorcům se liší pouze prvním příkazem. Funkce  $\text{sum}$  představuje sumaci, tedy součet [28]:

$$DOT = \text{sum}(\text{sqrt}(CopAP.^2 + CopML.^2)); \quad (6)$$

kde proměnné  $CopML$  a  $CopAP$  mají stejný význam jako v předchozích rovnicích a proměnná  $DOT$ , představuje výslednou hodnotu celkové výchylky výkyvu.

Druhým parametrem, zjišťujícím vzdálenost COP od nuly, je dráha (path). Jedná se o parametr, který sčítá hodnoty výchylek COP v absolutní hodnotě. Tento parametr by však neměl být zaměňován za délku výkyvů, nejedná se totiž o dráhu, kterou urazí hmotný bod od počátku časové série do jejího konce, ale o součet vzdáleností hmotného bodu od nuly v jednotlivých časových intervalech. Výpočet je prováděn odděleně pro výchylky v AP a ML směru. V prostředí Matlab vypadá zápis výpočtu následovně [22]:

$$pAP = \text{sum}(\text{abs}(\text{CopAP})); \quad (7)$$

kde  $\text{CopAP}$  představuje signál COP v AP směru a  $pAP$  je path, tedy dráha ve stejném směru.  $\text{Sum}$  představuje sumaci a  $\text{abs}$ , je absolutní hodnota, která záporná čísla převádí na kladná. Pro COP v ML směru vypadá vzorec ekvivalentně.

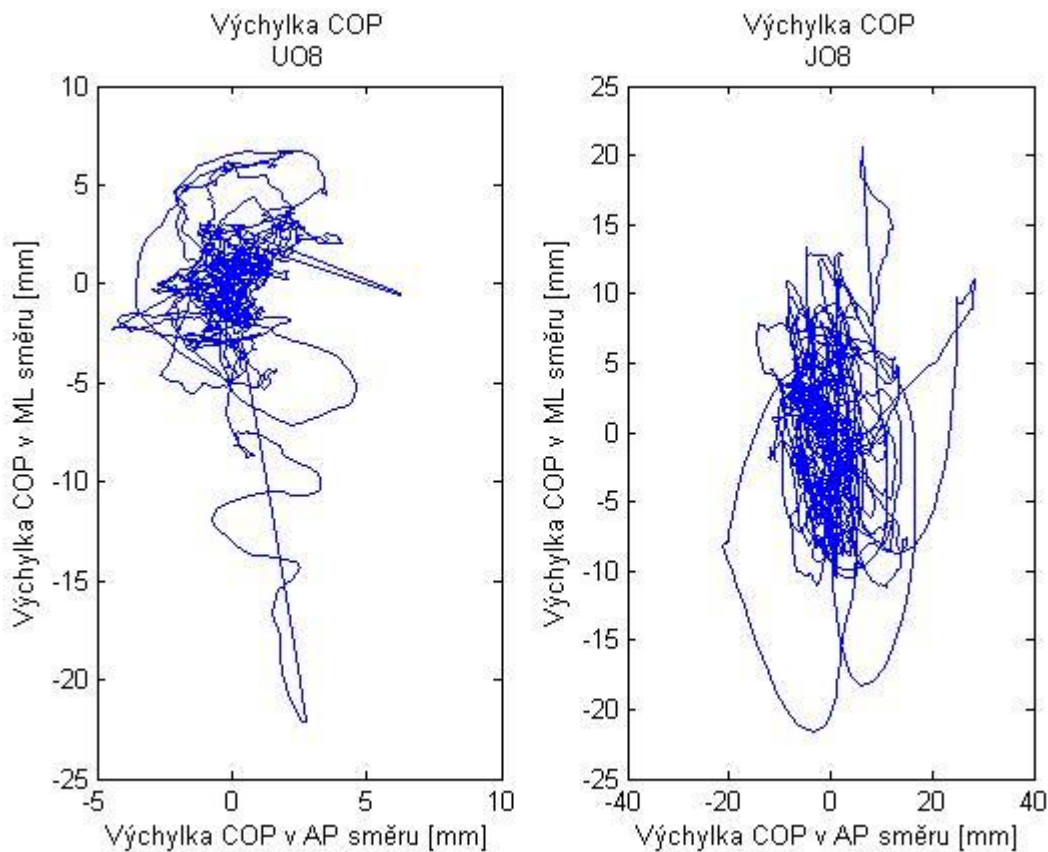
## 6.4 Trajektorie

Parametrem s velmi dobrými statistickými výsledky (dle [14],[30]) je délka trajektorie. Parametr délka trajektorie a jeho vlastnosti jsou popsány v podkapitole 4.4. Právě dobré statistické výsledky a vlastnosti vedly k volbě tohoto parametru, jako referenčního pro srovnání jednotlivých parametrů vyhodnocení. Výpočet byl proveden za pomoci Matlab funkce  $\text{diff}$ , která odečítá po sobě jdoucí prvky daného vektoru. Mocnina rozdílu následných prvků v AP směru je přičtena k mocnině rozdílu následných prvků v ML směru. Nakonec je tento výsledek zpětně odmocněn a přiveden na sčítač. Výsledkem je délka křivky statokineziogramu [22].

$$L = \text{sum}(\text{sqrt}(\text{diff}(\text{CopAP}).^2 + \text{diff}(\text{CopML}).^2)); \quad (8)$$

kde vstupem jsou proměnné  $\text{CopAP}$ , představující výchylku COP v AP směru a  $\text{CopML}$ , představující výchylku COP v ML směru, výstupem je trajektorie  $L$ .

Nalezená nejdelší a nejkratší trajektorie v 60 sekundovém intervalu vybraného jedince odpovídá předpokladu. Nejmenší je pro úzký stoj rozkročný s otevřenými očima a nejdelší je pro stoj na jedné noze s otevřenými očima. Tento výsledek je konzistentní s předpokladem, že se zmenšující se velikostí opěrné báze přibývá změn COP a s nimi i délka celkové trajektorie [39]. Srovnání statokineziogramů s nejmenší trajektorií a s největší trajektorií, je možné vidět na Obr. 7. Rozsah hodnot zobrazených statokoneziogramů se liší o desítky jak v AP, tak i v ML směru. V ML směru je zvětšení oboru hodnot, postoje na jedné noze oproti úzkému stoju rozkročnému, markantnější.



Obr. 7: Srovnání statokinezigramu s nejmenší trajektorií (vlevo) a největší trajektorií (vpravo) jednoho subjektu, zkratka U08 znamená subjekt 8 v úzkém stoji rozkročném s otevřenými očima, zkratka JO8 znamená subjekt 8 na jedné noze s otevřenými očima

Na statokinezigramu s menší trajektorií je možné vidět velmi odlehlé hodnoty dosahující až k zápornému minimu v ML směru. Tento vzhled křivky statokinezigramu je pro zpracovávaná data velmi častý. Odlehlé počáteční hodnoty jsou způsobeny pomalým nástupem funkce filtru, jsou tedy viditelné na začátku téměř každé křivky statokinezigramu takto filtrovaných dat. Jelikož filtr není ideální, není ani sklon přechodu mezi přenosným a nepřenosným pásmem nekonečně velký. Z tohoto důvodu dochází k chybám filtrace počátečních hodnot. Dalším z důvodů může být volba filtrace pásmovou propustí na místo častěji volené dolní propusti.

## 6.5 Délka a počet pravolevých a předozadních výkyvů

Dalším parametrem je délka pravolevých a předozadních výkyvů. Stejně jako u trajektorie je použita funkce *diff*, umožňující zjistit rozdíl mezi sousedícími prvky. Tento rozdíl představuje vzdálenost, proto je dán do absolutní hodnoty, následně dochází k sčítání. Jedná se o parametr v 1D oblasti, výpočet je pro AP a ML směr analogický [22].

$$Lap = \text{sum}(\text{abs}(\text{diff}(\text{CopAP}))); \quad (9)$$

kde *CopAP* je vstupní signál COP přesunů v AP směru a *Lap* je výstupní proměnná, představující délku křivky stabilogramu.

Počet pravolevých a předozadních výkyvů je možné vypočítat více způsoby. V této práci bylo vybráno počítání pomocí Matlab funkce *findpeaks*, která hledá lokální maxima. Srovnává hodnotu stávající s hodnotou předchozí a nadcházející, pokud se jedná o maximum, zapíše její velikost do proměnné. Rozměr této proměnné je roven počtu lokálních peaků [34].

$$NSap = \text{size}(\text{findpeaks}(\text{CopAP}, 1)); \quad (10)$$

kde vstupem je signál COP v AP směru, proměnná *CopAP* a výstupem je proměnná *NSap*, tedy počet výkyvů v AP směru.

Výsledek má opačný charakter, než převážná většina ostatních parametrů. Se zvětšujícími se výkyvy se snižuje počet lokálních maxim, hodnoty tedy se zhoršující se stabilitou klesají.

## 6.6 Průměrná rychlost přesunu COP

Celková průměrná rychlost přesunu COP je jeden z parametrů, který je ve většině podmínek velmi spolehlivým ukazatelem posturální stability [30]. Podrobnější informace o tomto parametru a jeho hodnocení v další literatuře je možné najít v podkapitole 4.8.

Průměrná rychlost je parametr v 1D oblasti, který určuje, jak rychlé jsou COP výkyvy. Základní vzoreček rychlosti je dráha za čas. Dráha již byla v této kapitole zmíněna jako délka pravolevých a předozadních výkyvů. Druhá část vzorečku představuje čas s pomocí vzorkovací frekvence a celkového počtu vzorků. Implementace tohoto popsaného postupu v prostředí Matlab vypadá následovně [22]:

$$MVap = \text{sum}(\text{abs}(\text{diff}(\text{CopAP}))) * \text{vzor} / \text{length}(\text{CopAP}) \quad (11)$$

kde proměnná *vzor* představuje vzorkovací frekvenci, funkce *length* zjišťuje délku proměnné *CopAP*, tedy výchylky COP v AP směru, výstupní proměnná *MVap*, představuje průměrnou rychlost výkyvů v AP směru. Výpočet je analogický pro směr ML.

Celková průměrná rychlost je parametr, patřící do 2D oblasti. Dává do vztahu trajektorii zmíněnou dříve a čas v podobě vztahu vzorkovací frekvence a počtu vzorků. Vzoreček je obdobný k předchozímu [22]:

$$TMV = \text{sum}(\text{sqrt}(\text{diff}(\text{CopAP})^2 + \text{diff}(\text{CopML})^2)) * \text{vzor} / \text{length}(\text{CopAP}); \quad (12)$$

kde proměnná *CopAP* představuje výchylky COP v AP směru a proměnná *CopML* v ML směru, proměnná *vzor* představuje vzorkovací frekvenci a výstupní proměnná *TMV* je celková průměrná rychlost.

## 6.7 Konfidenční elipsa a směrodatná odchylka

Konfidenční elipsa (blíže popsána v podkapitole 4.6) je jeden z mála grafických parametrů, aby ale nebyl její výsledek pouze subjektivně posuzován, bývá počítána její plocha. V článku [28] bylo uvedeno, že existuje mnoho způsobů jak ji vypočítat, nejčastější je však výpočet přes statistickou metodu analýzy hlavních složek. S jejím využitím je možné spočítat elipsu, která obsahuje určité procento (např. 95%) COP dat. Osy této elipsy jsou počítány přes rozprostření COP signálu. Matlab algoritmus na zjištění plochy 95% konfidenční elipsy je [22]:

$$\begin{aligned} [vec, val] &= eig(cov(CopAP, CopML)); \\ CE &= pi * prod(2,4478 * sqrt(svd(val))); \end{aligned} \quad (13)$$

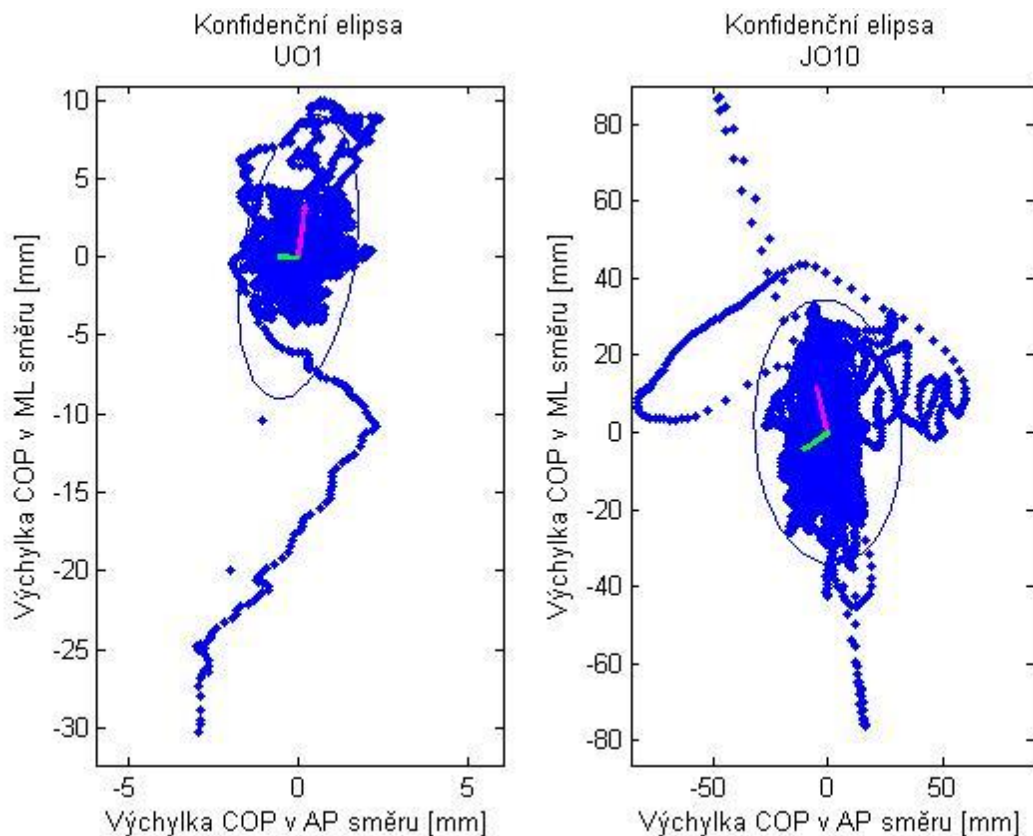
kde vstupní proměnné  $CopAP$  a  $CopML$  představují signál COP v AP a ML směru. Koeficient 2,4478 představuje přibližnou hodnotu Chi-square distribuce s dvěma stupni volnosti. Funkce  $svd$  provádí singulární rozklad a výsledkem funkce  $prod$  zajišťuje násobek všech hodnot v daném sloupci. Funkce  $eig$  vypočítává vlastní čísla čtvercové matice, získané jako výsledek funkce  $cov$ , představující kovarianci. Míra kovariance je hodnota, která informuje o tom, v jakém vztahu vůči sobě jsou náhodné proměnné. Pokud jedna hodnota je například vyšší než její očekávaná hodnota, tedy její průměr a druhá je nižší než její očekávaná hodnota, díky kovarianci je možné zjistit vztah, který mezi sebou mají. Například že čím vyšší je hodnota první, tím nižší je hodnota druhá oproti svým očekávaným hodnotám. Očekávaná hodnota kovariance navíc slouží k zjištění sklonu rovnice regrese, která udává, jaký mají data směr a rozložení [22, 28].

Pro náhodné vektorové proměnné  $A$  a  $B$ , je kovariance definována vztahem (14), kde  $\mu_A$  je průměr  $A$ ,  $\mu_B$  je průměr  $B$ , a  $*$  představuje komplexní konjunkci,  $N$  představuje počet vzorků [34].

$$cov(A, B) = \frac{1}{1 - N} \sum_{i=1}^N (A_i - \mu_A) * (B_i - \mu_B) \quad (14)$$

Výsledkem rovnice (13) je proměnná  $CE$  tedy plocha 95% konfidenční elipsy. Zobrazení je možné pomocí Matlab zdrojového kódu poskytnutého [33]. Příklad zobrazení konfidenční elipsy s nejmenší plochou a konfidenční elipsy s plochou největší je na Obr. 8. Znovu je možné si všimnout odchýlených počátečních hodnot, jak již bylo zmíněno výše.

Konfidenční elipsa stejně jako trajektorie statokinezigramu, od kterého je odvozená, ukazuje menší rozptyl výkyvů u úzkého stoje rozkročného oproti mnohem menší opěrné bazi v podobě jedné stojné nohy. Obor hodnot konfidenční elipsy s nejmenší plochou je výrazně menší, než obor hodnot konfidenční elipsy s plochou největší. Rozsah hodnot u menší opěrné báze je zvýšen jak v AP, tak i v ML směru.



**Obr. 8:** Srovnání grafického zobrazení konfidenční elipsy objímající 95% statokinezigramu s nejmenší plochou vlevo a největší vpravo. Zkratka UO1 je první subjekt v úzkém stoji rozkrocném s otevřenýma očima a JO10 je desátý subjekt na jedné noze s otevřenýma očima.

Na Obr. 8 je možné vidět rozdíl ve velikosti konfidenční elipsy pro stoj s větší opěrnou bazí a pro stoj s menší opěrnou bazí. Rozdílné obory hodnot se liší o desítky. Konfidenční elipsa s větší plochou má extrémní hodnoty ve velkém rozptylu jak v ML, tak i v AP směru. Důvod záporného extrému v ML směru u obou křivek byl již dříve popsán.

Směrodatná odchylka (popsaná v podkapitole 4.9) informuje o vzdálenosti hodnot od hodnot průměrných. Je možné se díky ní dozvědět, zda se jedná o velmi vzdáleně rozprostřené hodnoty, či naopak o malý rozptyl hodnot. Její výpočet je v Matlab prováděný pomocí funkce *std*. Je vypočítávána odděleně pro hodnoty v AP směru a ML směru. Jedná se o velmi rozšířený parametr ve všech odvětvích statistického hodnocení numerických dat.

## 6.8 Parametry frekvenční oblasti

Všechny dosud zmiňované parametry se nacházely v časové oblasti. Následujících několik parametrů se nachází v oblasti frekvenční.

Fourierova transformace umožňuje rozklad jakéhokoli signálu na součet funkcí sinů a kosinů s rozdílnými amplitudami, frekvencemi a fázemi. Je tedy možné, získat informace o frekvencích, ze kterých se signál skládá. Tomuto procesu se také říká spektrální analýza,

výsledkem je spektrum původního signálu. Užívaná zkratka pro výkonové frekvenční spektrum je PSD, což v doslovném překladu znamená výkonová spektrální hustota. V praxi nastává problém se závislostí spektrální analýzy na zvoleném algoritmu a vstupních parametrech, což činí srovnání výsledků náročné. Článek [35] naznačuje, že frekvenční propust pro 80% výkonového spektra nejlépe charakterizuje změny na kontrole posturálního systému. Je ale možné a často praktikované z již vytvořeného PSD získat více různých frekvencí. Mediánová frekvence, která je interpretovatelná jako frekvence, pod níž se nachází 50% výkonového spektra či frekvence hraniční pro 95% či 99% PSD [22, 28, 35].

K získání odhadu charakteru frekvencí COP signálu je možné v Matlab použít Welchovu metodu periodogramu, pod zkratkou funkce *pwelch*:

$$\begin{aligned} window &= hamming(z); \\ [Py1, Fy1] &= pwelch(CopAP, window, [-], length(CopAP) * 2, vzor); \\ TPap &= trapz(Fy1, Py1); \end{aligned} \tag{15}$$

kde vstupem je proměnná *z* udávající délku okna jednotnou pro celý signál, výstupní proměnná funkce *hamming*, tvořící hodnoty Hammingova okna o délce *z*, byla nazvána *window* a je použita jako vstupní proměnná funkce *pwelch*, dalšími vstupními proměnnými jsou *CopAP*, což je signál COP v AP směru a *vzor*, představující vzorkovací frekvenci, vstupem funkce *trapez* jsou výstupní proměnné funkce *pwelch* *Py1* a *Fy1*.

Vstupem funkce *pwelch* je signál COP v jednom směru a vytvořené okno. Prázdná buňka poté specifikuje, že se okna mají překrývat dle defaultního nastavení. Dalším vstupem je počet prvků rychlé Fourierovy transformace, který je zvolen jako dvojnásobek délky vstupního signálu. Posledním vstupem je vzorkovací frekvence pro daný signál.

Výstupem této funkce je *Py1*, představující odhad výkonového frekvenčního spektra, za použití metody průměrovacího segmentového odhadu. U průměrování je velmi důležitá, vhodná volba vstupního parametru velikosti okna. Signál může být zprůměrněn, až dojde k úplnému vyhlazení, ale může zároveň dojít ke zkreslení informace. Naopak pokud je okno příliš velké, může být efekt průměrování téměř nulový, což také není žádoucí. Funkce má přednastavené defaultní hodnoty a v případě nevyplnění daného vstupu, je automaticky používá, jako v rovnici (15) na místě překrytí.

Druhým výstupem je vektor frekvencí s cyklicky se opakující mezerou. Hodnoty se nacházejí v rozmezí od nuly do poloviny vzorkovací frekvence. Poslední Matlab funkcí, která ještě nebyla objasněna je funkce *trapz*, která vypočítává plochu pod křivkou pomocí lichoběžníkové (anglicky Trapezoid) metody. Tato metoda aproximuje integraci intervalu dělením celé plochy na lichoběžníky, u kterých je počítána plocha. Výsledkem je přibližná integrace vstupu *Py1* s mezerovým přírůstkem *Fy1*. Výstupní celkový výkon *TPap* či *TPml* je

následně využít k výpočtu již zmíněných frekvenčních zádrží obsahujících určité procento PSD.

Z celkového výkonu v obou směrech byly vypočítány očekávané hodnoty určitých procent PSD, podle vybraných zádrží. Hodnota odpovídající jednomu procentu byla vynásobena čísly odpovídajícími procentům pásmové zádrže. Jak bylo napsáno výše v této podkapitole, nejčastěji se jedná o zádrž obsahující 50%, 80%, 95% a 99% PSD [22]. Poté byly sečteny všechny hodnoty proměnné  $PyI$ . Z nich byly opět pomocí procent vypočítány očekávané hranice. Následně byly pomocí podmínky `if` vnořené v cyklu `while` nalezeny indexy proměnné  $PyI$ , mezi kterými se nachází dané procento součtu  $PyI$ . Tyto indexy slouží k orientačnímu zmenšení intervalu, kde by se mohlo vyskytovat dané procento celkového výkonu. V některých případech není toto prvotní ohraničení správné a proto je nutno dodat do cyklu podmínku `if` zahrnující možnosti výskytu v blízkém okolí. Pokud ani v tomto případě není nalezen správný interval, je do matice ověření zapsána hodnota 0. Pro hodnoty, které mají v matici ověření zapsáno 0, je dále specifikovaný postup prohledávající další vzdálenější intervaly. Jakmile je interval nalezen a je dostatečně malý, je ohraničen dvěma existujícími sousedícími hodnotami původního  $PyI$ , je další postup proveden pomocí procent. Definitivní hodnota tedy může být odlišná od reálné hodnoty ve velmi malém rozmezí, je tomu tak však pro všechny vzorky stejně. Díky tomu by ve výsledném porovnávání nemělo docházet k chybě.

## 7 Statistika

Tato kapitola bude obsahovat výběr a programové řešení statistické analýzy dat a diskuzi získaných výsledků. Statistická část byla prováděna v prostředí Matlab, v návaznosti na prováděné zpracování dat. Výsledky parametrů popsaných v předchozí kapitole, byly uloženy ve formě proměnných a použity ke zpracování statistické analýzy. Matlab umožňuje jednoduchý přístup k těmto proměnným a zároveň nabízí funkce, potřebné k jejich statistickému vyhodnocení.

Statistika je věda zahrnující zkoumání, zpracování a vyhodnocování velkého množství dat. Jedná se o vědu zabývající se variabilitou. Statistika slouží k zjišťování nových či ověřování známých skutečností z vzorku. Tyto skutečnosti by poté měli být aplikovatelné na celou populaci, ze které byl vzorek získán. Populace v tomto smyslu znamená jakýkoli soubor prvků, který je právě zkoumán. Důležitým faktorem při statistické analýze dat, je nahlížení na realitu prostřednictvím vzorku. Výsledky analýzy a věrohodnost učiněných závěrů jsou proto závislé na vhodném výběru vzorku. Zásadní vliv na výsledky statistické analýzy má také výběr konkrétní realizace [36].

Testování hypotéz umožňuje objasnění vazeb mezi sety dat a vysvětlení jejich variability. Při testování jsou pokládány hypotézy, které jsou s určitou pravděpodobností potvrzeny nebo vyvráceny. Nulová hypotéza je formulace říkající, že sledovaný efekt je nulový, což je způsobeno vlivem náhody. Oproti tomu alternativní hypotéza říká, že sledovaný efekt je různý mezi skupinami a tento výsledek není náhodný. Významnost hypotézy je hodnocena pomocí p-hodnoty, která vyjadřuje pravděpodobnost, s jakou číselné realizace výběru podporují  $H_0$ , je-li pravdivá. P-hodnota bývá porovnávána s hladinou významnosti  $\alpha$ , nejčastěji stanovenou na hodnotu 0,05. Je-li p-hodnota menší než  $\alpha$ , je  $H_0$  zamítnuta na hladině významnosti  $\alpha$  a zároveň je přijata  $H_A$ . To znamená připuštění 5% chyby testu, tedy zamítnutí  $H_0$ , přestože platí. Je-li p-hodnota větší než  $\alpha$ , pak  $H_0$  není zamítnuta na hladině významnosti  $\alpha$ . P-hodnota je výsledkem statistického testu, který musí být vhodně zvolen, aby výsledky odpovídaly realitě. Výběr závisí na několika faktorech, které budou zmíněny v následujícím textu [36].

### 7.1 Výběr statistického testu

Parametrické testy mají předpoklad o rozložení vstupních dat, např. normální, studentovo, a další. Neparametrické testy oproti tomu nemají žádné předpoklady o rozložení dat. Je možné je použít při asymetrickém rozložení, odlehklých hodnotách či nedetekovatelném rozložení. Při stejné velikosti vzorku a dodržení předpokladů mají parametrické testy vyšší sílu testu, než testy neparametrické. Snížená síla neparametrických testů je způsobena redukcí informační

hodnoty původních dat. Často se totiž využívá místo původní hodnoty spíše pořadí hodnot [36].

### 7.1.1 Test normality

Rozhodnutí, zda se jedná o rozložení určité, či neznámé, je prováděno pomocí testů normality. Testy normality pracují s nulovou hypotézou, že není rozdíl mezi rozložením vložených dat a normálním rozložením [36]. Test dobré shody dělí data do kategorií, jako při tvorbě histogramu. Tyto kategorie, jsou následně normalizovány. Dále jsou k nim přiřazeny očekávané hodnoty, pokud by se jednalo o rozložení normální. Pozorované normalizované četnosti jsou poté srovnány s očekávanými četnostmi pomocí  $\chi^2$  testu dobré shody. Test dobré shody má velkou sílu testu v případě, že má dostatek dat k vytvoření vhodného počtu tříd hodnot [36]. V prostředí Matlab existuje pro  $\chi^2$  test dobré shody funkce s názvem *chi2gof*.

Ta byla použita pro zjištění normálního rozložení výsledků jednotlivých parametrů. Vstupem funkce je vektor hodnot odpovídající jednomu parametru měřenému určitou dobu. Proměnná parametru je uložena ve formě matice, bylo tedy nutné použít for cyklus k získání jednotlivých sloupců, obsahujících danou dobu měření. Výstupem funkce je rozhodnutí o nulové hypotéze normálního rozložení v podobě jedničky či nuly (viz Tab. 3). Jednička značí zamítnutí nulové hypotézy, že data jsou normálně rozložena, na hladině významnosti 5%, kdežto nula její přijetí. Nejčastěji používaným testem je Kolmogorov-Smirkov test. Je vhodný pro data s odlehlými hodnotami, nepočítá ale s normalitou, spíše se symetrií. Je založen na zjišťování rozdílu mezi reálným rozložením hodnocených dat a teoretickým kumulativním rozložením. Měl by být používán pouze v případě, že je známé rozložení, směrodatná odchylka a rozptyl. V případě, že tyto informace známé nejsou, měl by být použit test Lilieforsův. Shapiro-Wilkův test by byl nejvhodnější na malé skupiny dat, jako například srovnání jednotlivých subjektů či postojů navzájem. I při velikosti vzorku 10 má dobrou sílu testu. Přesto byl v případě konkrétně zmíněných vzorků malého rozměru, tedy jednotlivých postojů a subjektů, zvolen test Liliefors, který také umožňuje tato data hodnotit. V prostředí Matlab je pro něj funkce s názvem *lillietest* [36, 34].

V případě zamítnutí nulové hypotézy, že se jedná o data s normálním rozložením, je u některých souborů dat možné, docílit normálního rozložení transformací. Známé jsou tři typy transformací: logaritmická, odmocninová a arcsin transformace. Odmocninová transformace je vhodná pro data s Poissonovým rozložením. Arcsin transformace, jiným názvem úhlová transformace, je používána na data s binomickým rozložením. Logaritmická transformace je vhodná pro data s odlehlými hodnotami na horní hranici rozsahu. Je vhodnou volbou, pokud data mají stejný koeficient variace, přestože mají jiný průměr. Se změnou průměru se proporcionálně mění i směrodatná odchylka. K transformaci dat je nejčastěji používán přirozený logaritmus, pokud se v oboru hodnot těchto dat vyskytuje nula, poté je hodnota před

logaritmizací zvýšena o jedničku. Na data byla použita logaritmická transformace, v podobě přirozeného logaritmu a poté byl test normality zopakován. Výsledky před transformací i po ní jsou uvedeny v Tab. 3. U části dat bylo docíleno normálního rozložení, u druhé části normality docílit nepodařilo. Z tohoto důvodu byl pro statistickou analýzu vybrán test pro neparametrická data. Neparametrické testy, nemají žádný předpoklad o rozložení, je tedy přípustné, aby část dat byla normálně rozložena a část ne. V opačném případě, tedy při použití parametrických testů, by nenormální rozložení některých dat mohlo výrazně ovlivnit výsledek a snížit sílu testu [36].

**Tab. 3: Tabulka výsledků testu dobré shody. Srovnání výsledků testu normality před a po logaritmické transformaci, pro konkrétní parametr měřený určitou dobu označenou jako čas. Výsledek 1 značí zamítnutí nulové hypotézy, že data jsou normálně rozložená.**

čas [s]	Data v původním stavu							Data po logaritmizaci						
	60	30	30	20	20	20	45	60	30	30	20	20	20	45
amplitudaAP	1	1	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
amplitudaML	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0
R	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
DOT	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
SDap	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
SDml	1	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0
stdR	1	0	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0
L	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1	0	1
pAP	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	1
pML	1	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
MVap	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	1	0	0
MVml	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1
TMV	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1	0	1
CE	0	0	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0	1	1
NSap	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0
NSml	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Lap	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	1	0	0
Lml	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0	1
TPap	0	0	1	0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	1
TPml	0	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
f50ap	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0
f50ml	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	1	1	0
f80ap	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
f80ml	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
f95ap	0	1	1	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0
f95ml	0	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
f99ap	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0
f99ml	0	0	1	1	1	1	0	0	0	1	0	1	0	0

Z tabulky hodnot před zlogaritmováním (na levé straně) je patrné, že některá data jsou normálně rozložená. Na pravé straně tabulky, v části po transformaci je vidět, že bylo

docíleno nárůstu počtu skupin dat, která jsou normálně rozložená a to o 47,37%. Přesto se v tabulce nacházejí skupiny dat, u kterých ani logaritmickou transformací nebylo docíleno normality. Přestože data některých parametrů mají normální rozložení pro všechny doby měření, není možné použít parametrický test, jen pro vybrané skupiny dat. Nebylo by pak možné celkové srovnání výsledků.

### 7.1.2 Faktory ovlivňující výběr testu

Informací, která musí být známá před výběrem konkrétního testu, je, zda mají data párový či nepárový design. Párový design je u dat, mezi kterými existuje vazba, jako například měření stability před začátkem léčby poruch a při ní, či měření jednoho subjektu vícekrát v různých polohách. Test je poté v podstatě prováděn na diferencích skupin, nikoli na původních datech. Opakem je nepárový design, který srovnává skupiny dat zcela nezávislých, např. lidé z různých zemí či pacienti s odlišnou léčbou. Při výpočtu je nezbytné brát v potaz charakteristiky obou skupin dat [36].

Testy jsou dále děleny na jednovýběrové a dvouvýběrové, podle toho, zda je srovnávána skupina dat s referenční hodnotou, anebo dvě skupiny dat vůči sobě. Další, méně častou možností, je srovnání více skupin [36].

Při výběru testu, či jeho konkrétní podoby, je nutno specifikovat, zda se jedná o one-tailed test či two-tailed test. První možnost, tedy test jednostranný ověřuje hypotézu, že je jedna z hodnot větší nebo menší než druhá. Druhá možnost, tedy test oboustranný odpovídá, zda se skupiny dat rovnají či nerovnají. V možnosti nerovná se jsou zahrnuty dva možné výstupy, že hodnota je větší než srovnávaná hodnota, anebo že je menší [36].

## 7.2 Wilcoxonův párový test

Výsledek testu normality zobrazený v Tab. 3, je důvodem k použití neparametrického testu. Data mají párový design. Bude prováděno srovnání mezi skupinami, test je tedy dvouvýběrový. Objektem zájmu je, jestli je výsledek se změnou podmínek odlišný, je tedy vhodné použít oboustranný test. Konkrétní test odpovídající všem těmto podmínkám je test Wilcoxonův. Existuje Wilcoxonův rank sum test, ekvivalentní k Mann-Whitney U testu pro nepárová data a Wilcoxonův sign rank test pro data párová. Principem Wilcoxonova sign rank testu je vytvoření difference mezi soubory, následné seřazení bez ohledu na znaménko a přiřazení tohoto pořadí daným diferencím. Toto pořadí je poté zvlášť sečteno u záporných diferencí a zvlášť u kladných. Minimum z těchto dvou hodnot je srovnáno s kritickou hodnotou testu, a pokud je menší, než tato hodnota, pak je zamítnuta hypotéza shody souborů dat [36].

V prostředí Matlab je pro Wilcoxonův párový test funkce *signrank*, která provádí popsany postup. Nulová hypotéza uvedená v nápovědě této funkce říká, že vstupy *x* a *y* pocházejí ze symetrické distribuce se společným mediánem rovným nule. Tato funkce byla použita k získání p-hodnoty umožňující hodnocení významnosti hypotézy. Aby bylo možné srovnat všechny parametry navzájem, což u dvouvýběrového testu nelze, byl vybrán jeden referenční parametr. Dle různých literárních zdrojů má jedny z nejlepších statistických výsledků trajektorie a celková rychlost přesunu. V kapitole 4.8 je zmíněno hojné užití celkové rychlosti přesunu v různých člancích s dobrými výsledky, je zde ale i uvedeno, že dosahuje stability průměrné rychlosti až od doby měření 60 s [30]. Jelikož tato podmínka není v souladu se snahou srovnat dobu měření 20 s, 30 s, 45 s a 60 s, jako referenční parametr byla vybrána trajektorie [34, 30].

### 7.3 Test hypotézy o době měření

Jako první byly na vstup funkce *signrank* přivedeny výsledky parametrů odpovídající určité době měření. Ty byly vůči sobě porovnány ve snaze zjistit, zda je rozložení hodnot ve všech skupinách stejné, anebo zda doba měření má na výsledek statisticky významný vliv. Výsledné p-hodnoty mezi jednotlivými skupinami u trajektorie jsou zaznamenány v Tab. 4.

Tab. 4: Tabulka p-hodnot trajektorie pro všechny dvojice doby měření v tabulce označené jako čas.

čas [s]	60	30	30	20	20	20	45
60	1,00E+00	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>
30	<b>3,56E-13</b>	1,00E+00	<b>2,41E-07</b>	<b>5,88E-09</b>	<b>8,70E-12</b>	<b>2,58E-11</b>	<b>3,56E-13</b>
30	<b>3,56E-13</b>	<b>2,41E-07</b>	1,00E+00	5,88E-01	<b>3,56E-05</b>	<b>6,03E-05</b>	<b>3,56E-13</b>
20	<b>3,56E-13</b>	<b>5,88E-09</b>	5,88E-01	1,00E+00	<b>1,82E-09</b>	<b>1,90E-08</b>	<b>3,56E-13</b>
20	<b>3,56E-13</b>	<b>8,70E-12</b>	<b>3,56E-05</b>	<b>1,82E-09</b>	1,00E+00	8,04E-01	<b>3,56E-13</b>
20	<b>3,56E-13</b>	<b>2,58E-11</b>	<b>6,03E-05</b>	<b>1,90E-08</b>	8,04E-01	1,00E+00	<b>3,56E-13</b>
45	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>	<b>3,56E-13</b>	1,00E+00

V tabulce jsou tučně vyznačené p-hodnoty, které na hladině významnosti  $\alpha$  5% zamítají nulovou hypotézu a přijímají hypotézu alternativní. Tento výsledek je možné interpretovat také tak, že pro vztah druhých 30 s s prvními 20 s a pro vztah třetích 20 s a druhých 20 s, test není schopen zamítnout nulovou hypotézu. Znamená to tedy, že z velkého procenta je rozdíl v době měření statisticky významný. Statisticky významný rozdíl je však i mezi některými jednotlivými měřeními kratších intervalů. To může ovšem znamenat, že parametr je dostatečně citlivý na zachycení rozdílu mezi opakováními.

V další tabulce (Tab. 5) je možné vidět, u kolika z 28 parametrů byly výsledky určení hypotézy obdobné jako výsledky trajektorie. Pro lepší orientaci jsou i zde tučně vyznačeny buňky, ve kterých byla u trajektorie přijata alternativní hypotéza. Jedná se o tabulku úhrnné úspěšnosti rozhodnutí o hypotéze ve vztahu k referenční hodnotě.

Tab. 5: Tabulka počtu parametrů se shodným výsledkem jako trajektorie v jednotlivých buňkách

čas [s]	60	30	30	20	20	20	45
60	0	<b>22</b>	<b>20</b>	<b>27</b>	<b>26</b>	<b>27</b>	<b>18</b>
30	<b>22</b>	0	<b>18</b>	<b>28</b>	<b>27</b>	<b>28</b>	<b>23</b>
30	<b>20</b>	<b>18</b>	0	21	<b>27</b>	<b>27</b>	<b>17</b>
20	<b>27</b>	<b>28</b>	21	0	<b>21</b>	<b>23</b>	<b>22</b>
20	<b>26</b>	<b>27</b>	<b>27</b>	<b>21</b>	0	4	<b>26</b>
20	<b>27</b>	<b>28</b>	<b>27</b>	<b>23</b>	4	0	<b>25</b>
45	<b>18</b>	<b>23</b>	<b>17</b>	<b>22</b>	<b>26</b>	<b>25</b>	0

Z tabulky je patrné, že většina parametrů má obdobný výsledek rozhodnutí o hypotéze, jako trajektorie. Pouze přijetí nulové hypotézy, že doba měření 20 s (3) s dobou měření 20 s (2) mají stejný medián, bylo dosaženo pouze u 4 parametrů.

## 7.4 Test hypotézy o velikosti opěrné báze

Velikost opěrná báze je představována stojem. Změn COP těla přibývá se zavřením očí nebo se zúžením postoje. Zvětšování opěrné báze rozšířením postoje vede k zmenšení rizika narušení laterální rovnováhy [39]. Nulovou hypotézou testující tuto teorii je, že mezi jednotlivými postoji není žádný rozdíl. Alternativou by mohlo být, že se zmenšující se opěrnou bazí a nepřítomností zrakové kontroly, se zvyšují hodnoty parametrů hodnotících stabilitu. Pravdou je tomu u trajektorie a mnoha dalších parametrů. Existují i parametry, jako je počet pravolevých výkyvů, které se snižující se stabilitou ubývají. Je tedy nutné použít oboustranný test. Alternativní hypotéza poté říká, že mezi stoji s různou velikostí opěrné báze a změnou podmínek zrakové kontroly je rozdíl. Vstupem funkce *signrank* jsou výsledky jednotlivých parametrů pro konkrétní postoje, měřené 60 s. V Tab. 6, jsou k vidění p-hodnoty trajektorie srovnávající jednotlivé postoje, zapsané zkratkami. Zkratky postojů s přítomností zrakové kontroly obsahují písmeno O, naopak bez zrakové kontroly písmeno C. Úzký stoj rozkročný má zkratku U, stoj spatný T, stoj spojný S a stoj na jedné noze J.

Tab. 6: Tabulka p-hodnot trajektorie odpovídajících dvojicím postojů

postoj	UO	UC	TO	TC	SO	SC	JO
UO	1	<b>0,00391</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>
UC	<b>0,00391</b>	1	<b>0,01367</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00391</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>
TO	<b>0,00195</b>	<b>0,01367</b>	1	<b>0,01953</b>	0,06445	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>
TC	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,01953</b>	1	0,625	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>
SO	<b>0,00195</b>	<b>0,00391</b>	0,06445	0,625	1	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>
SC	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	1	<b>0,00195</b>
JO	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	1

Výsledky zachycené v tabulce odpovídají předpokladům popsaným na počátku kapitoly. Se zmenšující se velikostí postoje a s nepřítomností zrakové kontroly se mění hodnoty jednotlivých parametrů. Test mezi SO a TO, a SO a TC nedokázal na hladině

významnosti  $\alpha$  5% zamítnout hypotézu  $H_0$ . Možným vysvětlením je, že pro některé z probandů je stoj spatný natolik náročný, že maže rozdíl velikosti opěrné báze.

Následující Tab. 7 ukazuje, u kolika z 28 parametrů v dané buňce bylo testem rozhodnuto, pro stejnou hypotézu, jako u trajektorie. Buňky s tučně vyznačenými čísly odpovídají  $H_A$  dle referenčního parametru, trajektorie.

Tab. 7: Tabulka počtu parametrů s rozhodnutím o hypotéze stejným, jako rozhodnutím o hypotéze referenčního parametru - trajektorie

postoj	UO	UC	TO	TC	SO	SC	JO
UO	0	<b>11</b>	<b>22</b>	<b>25</b>	<b>23</b>	<b>25</b>	<b>24</b>
UC	<b>11</b>	0	<b>17</b>	<b>23</b>	<b>18</b>	<b>24</b>	<b>24</b>
TO	<b>22</b>	<b>17</b>	0	<b>13</b>	9	<b>21</b>	<b>27</b>
TC	<b>25</b>	<b>23</b>	<b>13</b>	0	6	<b>16</b>	<b>24</b>
SO	<b>23</b>	<b>18</b>	9	6	0	<b>16</b>	<b>26</b>
SC	<b>25</b>	<b>24</b>	<b>21</b>	<b>16</b>	<b>16</b>	0	<b>18</b>
JO	<b>24</b>	<b>24</b>	<b>27</b>	<b>24</b>	<b>26</b>	<b>18</b>	0

Z tabulky je patrné, že některé parametry nemají dostatečnou citlivost, potřebnou k rozlišení významnosti změny velikosti opěrné báze. Uplatňuje se zde pravidlo, že čím větší je rozdíl velikosti opěrné báze, tím vyšší je úspěšnost detekce.

## 7.5 Test hypotézy o přítomnosti zrakové kontroly

Další srovnávaný vztah je zaměřen na rozdíl mezi měřením s přítomností zrakové kontroly a bez ní. Výsledek je specifikován pro jednotlivé postoje v časových intervalech, představujících dobu měření. Výsledné p-hodnoty parametru trajektorie rozhodující, zda má vzorek získaný se zrakovou kontrolou stejný, nulový medián jako vzorek získaný bez ní, jsou v Tab. 8.

Tab. 8: Tabulka p-hodnot trajektorie, srovnávající přítomnost a nepřítomnost zrakové kontroly v určitém postoji po určitou dobu měření

	60	30	30	20	20	20	45
U	<b>0,00391</b>	<b>0,00391</b>	0,19336	<b>0,01953</b>	0,375	0,32227	<b>0,01953</b>
T	<b>0,01953</b>	0,06445	<b>0,00195</b>	<b>0,00977</b>	0,13086	0,69531	<b>0,01953</b>
S	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,00195</b>	<b>0,01367</b>	<b>0,00391</b>	<b>0,00195</b>

Z tabulky vyplývá, že citlivost parametru trajektorie je vyšší pro data měřená po delší dobu, jako je 60 s a 45 s. S nižší dobou měření se snižuje i pravděpodobnost detekce rozdílu mezi přítomností a nepřítomností zrakové kontroly. Výjimkou je první doba měření 20 s, kdy i přes malou délku časového úseku, bylo dosaženo detekce rozdílu. Výsledky pro jednotlivé postoje naznačují, že se zmenšující se opěrnou bází klesá p-hodnota a zvyšuje se tedy pravděpodobnost zamítnutí nulové hypotézy. Tento trend pro jednotlivé postoje je možné vidět i v tabulce detekcí (Tab. 9) odpovídajících výsledkům trajektorie. Ta stvrzuje domněnku

získanou z Tab. 8, že doba měření 45 s a více má spolehlivější výsledky než doba měření kratší, až na výjimku prvních 20 s.

**Tab. 9: Tabulka počtu parametrů s výsledky podporujícími hypotézu pro zavřené a otevřené oči v závislosti na čase a postoji stejnou, jako trajektorie**

	60	30	30	20	20	20	45
U	<b>11</b>	<b>7</b>	<b>2</b>	<b>10</b>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>7</b>
T	<b>13</b>	<b>9</b>	<b>13</b>	<b>12</b>	<b>8</b>	<b>2</b>	<b>12</b>
S	<b>16</b>	<b>18</b>	<b>15</b>	<b>19</b>	<b>15</b>	<b>19</b>	<b>16</b>

Z tabulky je možno vyčíst, že rozeznání rozdílu mezi přítomností a nepřítomností zrakové kontroly je tím úspěšnější, čím menší je velikost opěrné báze stoje. Z 28 parametrů však rozdíl mezi přítomností a nepřítomností zrakové kontroly za určitých podmínek byl rozeznán maximálně 19 parametry. Náročnost této detekce je způsobena malým počtem vzorků (10 hodnot), které jsou k porovnání poskytnuty.

Problém s malým počtem vzorků byl vyřešen následujícím způsobem. Do jedné proměnné byly uloženy všechny tři postoje s přítomnou zrakovou kontrolou a do druhé proměnné byly uloženy všechny tři postoje bez přítomné zrakové kontroly. Tyto dvě proměnné poté byly přivedeny na vstup funkce *signrank* postupně podle doby měření. Výsledná p-hodnota trajektorie je k vidění v Tab. 10.

**Tab. 10: Tabulka p-hodnota trajektorie srovnávající přítomnost zrakové kontroly a její nepřítomnosti v závislosti na čase**

čas[s]	60	30	30	20	20	20	45
	<b>7,69E-06</b>	<b>1,97E-05</b>	<b>1,97E-05</b>	<b>1,02E-05</b>	<b>0,00499</b>	<b>0,03872</b>	<b>1,49E-05</b>

S větší velikostí porovnávaných vzorků, se snížil vliv doby měření na úspěšnost testování hypotézy. Ve všech případech byla na hladině významnosti 5% přijata alternativní hypotéza, že data nemají stejné rozložení se společným nulovým mediánem.

Počet parametrů, jejichž p-hodnota stejně jako u trajektorie, zamítá nulovou hypotézu, je možné vidět v Tab. 11.

**Tab. 11: Počet parametrů, které byly schopny správně zamítnout nulovou hypotézu a přijmout alternativní hypotézu**

čas[s]	60	30	30	20	20	20	45
	<b>18</b>	<b>20</b>	<b>17</b>	<b>20</b>	<b>16</b>	<b>17</b>	<b>17</b>

Výsledky rozlišení mezi daty naměřenými se zrakovou kontrolou a bez ní, mají překvapivý charakter. U první poloviny a třetiny z 60 s intervalu je častěji detekován rozdíl než u dat měřených 45s a 60 s.

## 7.6 Test hypotézy o stabilitě probandů

Poslední tabulkou vytvořenou na základě testování hypotéz funkcí *signrank*, je tabulka srovnávající celkovou stabilitu ve všech postojích pro dvojice osob. Byla použita data

z 60 s záznamu měření, aby bylo docíleno co nejspolehlivějších výsledků. Tyto výsledky informují o shodě rozložení a nulovém mediánu pro dva vybrané jedince. Jedná se tedy o srovnání jedinců mezi sebou spíše než hodnocení stability. Pro hodnocení stability by bylo nezbytné, zavést hraniční hodnoty nad nebo pod kterými, je již stav nefyziologický. Tab. 12 obsahuje stejně jako v předchozích případech buňky s tučně označenými hodnotami, odpovídající p-hodnotám trajektorie nižším než je 5% hladina významnosti  $\alpha$ . Rozhodnutí o nulové hypotéze u trajektorie bylo v těchto buňkách zamítnuto a přijata byla alternativní hypotéza.

Tab. 12: Počet parametrů se stejným rozhodnutím o zamítnutí nulové hypotézy jako trajektorie

subjkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	0	<b>13</b>	2	<b>7</b>	<b>7</b>	9	3	11	0	<b>24</b>
2	<b>13</b>	0	<b>6</b>	<b>8</b>	<b>19</b>	<b>17</b>	<b>16</b>	<b>11</b>	<b>11</b>	<b>21</b>
3	2	<b>6</b>	0	5	<b>9</b>	13	2	5	0	<b>21</b>
4	<b>7</b>	<b>8</b>	5	0	<b>15</b>	<b>15</b>	<b>15</b>	5	<b>8</b>	<b>21</b>
5	<b>7</b>	<b>19</b>	<b>9</b>	<b>15</b>	0	12	2	5	2	<b>22</b>
6	9	<b>17</b>	13	<b>15</b>	12	0	7	13	5	<b>23</b>
7	3	<b>16</b>	2	<b>15</b>	2	7	0	11	3	<b>22</b>
8	11	<b>11</b>	5	5	5	13	11	0	8	<b>22</b>
9	0	<b>11</b>	0	<b>8</b>	2	5	3	8	0	<b>22</b>
10	<b>24</b>	<b>21</b>	<b>21</b>	<b>21</b>	<b>22</b>	<b>23</b>	<b>22</b>	<b>22</b>	<b>22</b>	<b>0</b>

Z tabulky je možné vyčíst, že subjekt 2 a subjekt 10 mají výrazně jiné výsledky než ostatní jedinci. Subjekt číslo 4, 1 a 9 se také liší od několika ostatních. Subjekt číslo 8 má oproti ostatním lepší výsledky, jedná se zároveň o osobu s největší plochou nohy. Dle velikosti nohy by probandi byli seřazeni od největší k nejmenší: 8, 2, 10, 9, 3, 4, 5, 6, a se stejnou plochou nohy 1 a 7. Subjekt číslo 8 má největší nohu a ve vztahu k ostatním probandům, kromě 10. a 2. má srovnatelné výsledky. Právě tyto výjimky však mají druhou a třetí největší nohu, přesto jsou jejich výsledky odlišné od ostatních s negativní korelací. Vliv velikosti a postavení nohy na výsledek hodnocení posturální stability, tedy z tohoto příkladu není patrný. Vliv těchto faktorů by však měl být zohledněn před procesem statistické analýzy, není tedy možné jej vyloučit [32].

## 7.7 Korelace doby měření

Korelační analýza je využívána pro vyhodnocení míry vztahu dvou spojitých proměnných. Obdobně jako jiné statistické metody, i korelace mohou být parametrické nebo neparametrické. Na data parametrická je používán Pearsonův korelační koeficient, na data neparametrická bývá používán koeficient Spearmanův nebo Kendelův. Pro výpočet korelace je v Matlab funkce *corr*. Na vstup je přivedena matice dat doplněná o specifikaci výběru koeficientu. Funkce počítá korelaci mezi jednotlivými sloupci původní matice. Výstupem je

korelační koeficient dle určení, případně i p-hodnota. Průměrná hodnota korelačního koeficientu přes všechny parametry je v Tab. 13 [36].

Tab. 13: Průměr korelačního koeficientu ze všech parametrů

čas [s]	60	30	30	20	20	20	45
60	1	0,92048	0,85196	0,85563	0,77888	0,74714	0,94355
30	0,92048	1	0,77121	0,89686	0,75805	0,70252	0,89305
30	0,85196	0,77121	1	0,7477	0,81264	0,84194	0,86055
20	0,85563	0,89686	0,7477	1	0,76373	0,73899	0,82491
20	0,77888	0,75805	0,81264	0,76373	1	0,83259	0,80831
20	0,74714	0,70252	0,84194	0,73899	0,83259	1	0,75058
45	0,94355	0,89305	0,86055	0,82491	0,80831	0,75058	1

Výsledky naznačují, že se jedná o velmi korelované vzorky. Tento výstup je logický, bude-li přihlédnuto k způsobu vzniku kratších časových intervalů.

## 7.8 Srovnání jednotlivých parametrů

Pro účely srovnání jednotlivých parametrů, byl vytvořen v prostředí Matlab skript s několika vnořenými for cykly a podmínkou if. Skript prochází tabulky hypotéz vytvořené pomocí funkce *signrank*, zároveň s tabulkami p-hodnot, ukázanými výše. Jedná se o porovnání doby měření, subjektů a pozic vždy v jedné tabulce. A poté o srovnání přítomnosti či nepřítomnosti zrakové kontroly v závislosti na čase, a na čase a pozici. Hodnota v konkrétní buňce, tedy rozhodnutí o nulové či alternativní hypotéze, je vždy srovnána s hodnotou pro trajektorii, která byla vybrána jako referenční parametr. Je-li rozhodnutí o hypotéze stejné, zapíše se do pomocné matice hodnota 1, je-li jiné, zapíše se nula. Na závěr je spočítána procentuální úspěšnost rozhodování mezi hypotézami a je zapsána do Tab. 14 ke konkrétnímu parametru v řádku a tabulce ve sloupci.

Tab. 14: Procentuální úspěšnost rozhodování mezi nulovou a alternativní hypotézou ve srovnání s trajektorií

srovnání	Úspěšnost detekce v procentech						pořadí
	subjektů	doby měření	pozic	EO x EC v čase a pozici	EO x EC v čase	součet	
amplitudaAP	74,000	91,837	83,673	52,381	28,571	330,463	16
amplitudaML	62,000	55,102	26,531	28,571	0,000	172,204	27
R	66,000	87,755	91,837	80,952	100,000	426,544	7
DOT	74,000	95,918	87,755	71,429	100,000	429,102	6
SDap	80,000	83,673	83,673	57,143	100,000	404,490	12
SDml	62,000	75,510	83,673	42,857	42,857	306,898	18
stdR	62,000	59,184	71,429	28,571	0,000	221,184	25
pAP	76,000	95,918	83,673	57,143	85,714	398,449	14
pML	70,000	91,837	95,918	71,429	100,000	429,184	5
MVap	84,000	95,918	87,755	66,667	100,000	434,340	4
MVml	86,000	83,673	87,755	95,238	100,000	452,667	3
TMV	100,000	71,429	100,000	95,238	100,000	466,667	1
CE	70,000	87,755	87,755	71,429	100,000	416,939	9
NSap	68,000	95,918	91,837	66,667	100,000	422,422	8
NSml	66,000	87,755	67,347	90,476	100,000	411,578	11
Lap	84,000	100,000	87,755	71,429	71,429	414,612	10
Lml	86,000	100,000	87,755	90,476	100,000	464,231	2
TPap	74,000	83,673	83,673	57,143	100,000	398,490	13
TPml	62,000	87,755	83,673	38,095	57,143	328,667	17
f50ap	56,000	87,755	71,429	42,857	0,000	258,041	22
f50ml	54,000	67,347	75,510	38,095	0,000	234,952	23
f80ap	46,000	59,184	71,429	38,095	0,000	214,708	26
f80ml	52,000	83,673	75,510	42,857	28,571	282,612	20
f95ap	64,000	79,592	59,184	38,095	100,000	340,871	15
f95ml	66,000	87,755	63,265	42,857	42,857	302,735	19
f99ap	60,000	91,837	46,939	42,857	28,571	270,204	21
f99ml	56,000	83,673	51,020	42,857	0,000	233,551	24

Tabulka procentuální úspěšnosti byla v Excel doplněna o součet procent úspěšné detekce stejné hypotézy, jako trajektorie, za účelem vytvoření pořadí. Výsledná nejvyšší úspěšnost rozhodování mezi nulovou a alternativní hypotézou ve vztahu k trajektorii, byla pozorována u celkové rychlosti přesunu COP, což odpovídá očekávání. Jedná se o parametr s velmi spolehlivými výsledky (viz podkapitola 4.8), což je důvodem, proč i v této práci byl zvažován jako referenční parametr.

Dalším parametrem s vysokým procentem úspěšnosti ve srovnání s trajektorií, je délka výkyvů v ML směru, následovaná rychlostí výkyvů v AP i ML směru, jedná se o 1D variace trajektorie a celkové rychlosti přesunu. Parametr s překvapivě dobrým výsledkem je dráha v ML směru, s pátým nejlepším celkovým procentem úspěšného rozlišení mezi hypotézami.

Dráha v ML směru, anglicky path, počítá vzdálenost COP od nuly. Podobným parametrem je DOT, celková výchylka výkyvu, počítající součet vzdáleností COP výkyvů od nuly ve 2D. Na dalším místě je parametr R, častěji nazývaný MD z anglického mean distance, průměrná vzdálenost. Tento parametr je velmi často používán k hodnocení posturální stability a zdá se, že tato volba je oprávněná. Jeho úspěšnost je nižší jen pro srovnávání celkové stability jednotlivých subjektů mezi sebou.

Dalším parametrem s překvapivě dobrým výsledkem je NSap i přes nedostatek informací o obvyklém způsobu výpočtu. Po něm následuje plocha konfidenční elipsy, která má jako jediná stoprocentní výsledek při porovnávání jednotlivých subjektů, což můž být způsobeno provázaností trajektorie statokinezigramu a elipsy, která tento statokinezigram objímá. Délka výkyvů v AP směru zakončuje první desítku parametrů. Součet procent úspěšnosti rozlišení mezi hypotézami, blízky 400 mají ještě parametry: počet výkyvů v ML směru, směrodatná odchylka ve směru AP, celkový výkon v AP jako první parametr z frekvenční oblasti a dráha také v AP směru. Tím je ukončen výčet parametrů v první polovině pořadí.

Překvapivě až na 26. místě pořadí je pásmová zádrž, pod kterou se nachází 80% PSD, což by dle [35] měl být z frekvenčních zádrží parametr nejspolehlivější. Zároveň však v článku byla vyslovena potřeba ujednocení způsobu výpočtu výkonnostního spektra a jednotlivých frekvenčních zádrží. Postup však nebylo možné v prostředí Matlab přesně zopakovat. Pod součet 200 klesla pouze amplituda v ML směru. Její nízkou spolehlivost je nejspíš možné přisoudit riziku výskytu ojedinělého velkého výkyvu i u stabilně stojící osoby, například v úleku.

## 8 Diskuse výsledků

Na základě navrženého protokolu bylo provedeno měření. Měření se dobrovolně účastnilo 10 dívek ve věku 19-22 let bez poruch stability. Doba měření byla stanovena na 60 s. Tento naměřený signál byl následně rozdělen do tří 20 s, dvou 30 s a jednoho 45 s intervalů. COP každého z probandů bylo zaznamenáno pomocí Wii balanční plošiny. Signál byl získán ze čtyř postojů, s přítomností či nepřítomností zrakové kontroly. Z těchto osmi naměřených přesunů COP, byl vyřazen postoj na jedné noze se zavřenýma očima. Někteří z probandů nebyli schopni v této pozici setrvat celých 60 s. To způsobilo velké rozdíly ve vzorkovací frekvenci, se kterými je i po odstranění tohoto signálu problém. Hodnoty vzorkovací frekvence balanční desky Wii se pohybují mezi 38 a 92 Hz. Filtrace získaných signálů upravila frekvenční složku dat a umožnila získání jednotlivých parametrů vyhodnocení. Ty byly poté využity k testování hypotéz o jednotlivých parametrech měření.

Prvním parametrem měření je doba měření. Předpokladem pro dobu měření je, že s vyšší dobou měření narůstá spolehlivost hodnocení stability, ale i riziko pacienta spojené s dlouhým stáním [21]. Je tedy potřeba volit kompromisní dobu měření alespoň 60 s, k dosažení stability a spolehlivosti parametrů vyhodnocení [21]. Z těchto důvodů byla pro protokol měření vybrána doba měření 60 s, která byla poté rozdělena na několik po sobě jdoucích časových intervalů. Byly vytvořeny dvě skupiny dat získaných za 30 s, tři skupiny dat získaných za 20 s a jedna skupina dat získaných za 45 s z naměřených 60 s. Ty byly porovnány mezi sebou pomocí Wilcoxonova párového testu, jelikož test normality ukázal, že data mají jiné než normální rozložení i po logaritmické transformaci. Tento test prokázal rozdíl v rozložení dat mezi jednotlivými skupinami naměřených dat ve zmíněných časových intervalech. Až na dvě výjimky, u kterých test nedokázal zamítnout nulovou hypotézu na hladině významnosti 5%, se nejedná o data kontinuálního rozložení s jednotným mediánem v nule. Toto zjištění lze interpretovat tak, že je potvrzena teorie, že s narůstající dobou měření se mění i spolehlivost výsledného hodnocení posturální stability [21].

Druhým obměňovaným parametrem v protokolu měření je velikost opěrné báze. Teoretickým předpokladem zjištěným z literární rešerše je, že se zvětšující se velikostí opěrné báze klesá riziko narušení laterální rovnováhy a počet změn COP [39]. Do protokolu měření byly zařazeny čtyři postoje: úzký stoj rozkročný, stoj spatný, stoj spojný a stoj na jedné noze. Test hypotézy o rozdílu rozložení dat ukázal, že mezi jednotlivými postoji je rozdíl statisticky významný. Pouze mezi stojem spatným a stojem spojným nebylo dosaženo zamítnutí nulové hypotézy. Při měření bylo možné vidět, že pro některé z probandů byl tento postoj nepřirozený, což mohlo způsobit nedostatečnou významnost rozdílu. Délka trajektorie narůstá se zmenšením velikosti opěrné báze, což odpovídá popsanému předpokladu.

Součástí protokolu měření byla změna podmínek zrakové kontroly v jednotlivých postojích. Z literární rešerše vyplývá, že s odebráním možnosti zrakové kontroly by se měla zhoršit stabilita měřeného [39]. Výsledek srovnání skupin dat ve všech postojích tomu odpovídá. S odebráním zrakové kontroly se zvýšili nebo snížili hodnoty jednotlivých parametrů. Tento rozdíl vedl k zamítnutí nulové hypotézy na hladině významnosti 5%. Srovnání dat z měření se zrakovou kontrolou a bez ní bylo provedeno jednotlivě i pro postoje a dobu měření. Se snižující se velikostí opěrné báze se zlepšuje pravděpodobnost zachycení rozdílu mezi přítomností a nepřítomností zrakové kontroly. Zároveň je tato pravděpodobnost větší u dat měřených 45s a více než u dat měřených kratší dobu. Výjimkou byl první 20 s úsek, který detekoval rozdíl mezi otevřenýma a zavřenýma očima stejně úspěšně jako úsek 60 s.

Testem důležitým pro hodnocení posturální stability je srovnání mezi výsledky jednotlivých osob. Byl proveden test, ověřující formulovanou hypotézu, že data srovnávaných skupin mají stejné rozložení s nulovým mediánem. Subjekty byly mezi sebou porovnány a výsledkem je rozhodnutí o přijetí nebo zamítnutí nulové hypotézy. Bylo zjištěno, že parametry vyhodnocení, jsou dostatečně citlivé na to, aby ukázaly rozdíl mezi jednotlivými probandy. Proband číslo 10 a proband číslo 2 mají hodnoty statisticky významně odlišné od ostatních probandů. Zároveň byla snaha o zhodnocení významu velikosti nohou na hodnocení posturální stability. Z postupu použitého v této práci však není možné ověřit pravdivost, že velikost nohou má vliv na hodnocení stability.

Srovnání parametrů vyhodnocení mezi sebou bylo umožněno právě díky výše popsaným parametrům měření. Byl vybrán jeden parametr, s velmi dobrými výsledky dle literární rešerše a použit jako referenční. Výsledky testů popsaných výše pro jednotlivé parametry vyhodnocení, byly srovnány s výsledky tohoto referenčního parametru. Tím bylo umožněno procentuální srovnání mezi jednotlivými parametry vyhodnocení. Tento způsob, pomocí referenčního parametru, může do hodnocení jednotlivých parametrů vnášet chybu v případě, že by výsledek referenčního parametru nebyl správný. Poté by výsledek parametru srovnávaného byl označen za špatný a snížila by se tak jeho procentuální úspěšnost. Je tedy nutné mít tento problém na paměti a nejlépe měření zopakovat několikrát, aby se ukázalo, zda výsledek bude stejný.

Jako referenční parametr byla vybrána délka trajektorie, díky velmi dobrým statistickým výsledkům popsaným v podkapitole 4.4. Výsledkem srovnávání je Tab. 14. Z té vyplývá, že parametrem vhodným k hodnocení posturální stability je celková rychlost přesunu (TMV), která byla díky svým dobrým referencím v literární rešerši zvažována, jako referenční parametr namísto trajektorie. Dalšími parametry s velmi dobrými výsledky rozlišování mezi nulovou a alternativní hypotézou jsou parametry odvíjející se od trajektorie a celkové rychlosti přesunu, v 1D oblasti. Jedná se o rychlost přesunu v AP a ML směru a délku

pravolevých výkyvů. Délka předozadních výkyvů má úspěšnost menší, stále se ale řadí do první desítky z 28 porovnávaných parametrů. Podobně je tomu i pro dráhu, která vypočítává součet vzdáleností COP výchylek od nuly. Výsledek rozlišení rozdílů v rozložení dat je lepší v ML směru, v AP směru je dráha posledním parametrem první poloviny. Šesté místo v pořadí parametrů obsadila celková vzdálenost výkyvů COP od nuly ve 2D.

Velmi často používaný parametr vyhodnocení průměrná vzdálenost, zaujímá sedmé místo v pořadí parametrů, čímž obhájí své časté užití. Dalším parametrem s překvapivě dobrým výsledkem je počet pravolevých a předozadních výkyvů, i přes neustálený způsob výpočtu. Konfidenční elipsa se řadí jako další, s výsledky rozhodování o hypotéze uspokojivě dobrými. Prvním parametrem, který si vede lépe v AP směru je směrodatná odchylka v 1D. Dalším prvenstvím je parametr frekvenční oblasti celkový výkon, také v AP směru. Tím je uzavřena první polovina parametrů s procentuelní úspěšností rozhodování o hypotéze ve vztahu k trajektorii kolem 80% a více.

V předchozím odstavci jsou shrnuty parametry vyhodnocení s velmi uspokojivými výsledky srovnání k trajektorii. Po ověření těchto výsledků zopakováním měření a hodnocení, by bylo možné je navrhnout jako parametry vhodné ke standardizaci. Překvapivě špatný výsledek má frekvenční zádrž, která obsahuje 80% PSD, což měl být parametr z frekvenčních zádrží nejlepší [35]. Závěry učiněné na základě statistické analýzy prokazují, že hodnocené parametry měření odpovídají předpokladům. Výsledky v této práci se nerozcházejí s výsledky citované literatury, je tedy možné považovat výběr těchto parametrů za správný.

## Závěr

Po seznámení s posturou a posturografií tato práce poukazuje na problém nedostatku standardizace měření a hodnocení posturální stability. Jsou zde shrnuty základní charakteristiky jednotlivých parametrů a konkrétnější informace o jejich významu dle citované literatury. Parametry jsou rozdělené na parametry měření, které jsou specifikované protokolem měření, a parametry vyhodnocení, které jsou aplikovány na získaná data.

Protokol měření byl sestaven na základě literární rešerše a realizován na skupině 10 dobrovolníků. Naměřená data byla dále vyfiltrována pásmovou propustí od 0,1 do 10 Hz a použita k výpočtu parametrů hodnocení. Největším problémem zpracovávaných dat je nesourodá vzorkovací frekvence v rozmezí hodnot mezi 38 a 92 Hz.

Parametry vyhodnocení slouží k posouzení statistické významnosti změny parametrů měření. Parametry měření byly posuzovány pomocí testování hypotéz. Neparametrický Wilcoxonův párový test byl vybrán na základě výsledků testu normality. Získané p-hodnoty referenčního parametru trajektorie potvrzují, že je rozdíl mezi přítomností a nepřítomností zrakové kontroly. Tento rozdíl je detekován s větší pravděpodobností u postoje s menší opěrnou bází a u dat s větší dobou měření. Zároveň bylo potvrzeno, že stabilita se zhoršuje se zmenšující se velikostí opěrné báze. Na datech měřených celých 60 s je častěji zjištěn rozdíl v rozložení, než na datech měřených kratší dobu. Citlivost parametru trajektorie je ukázán i na schopnosti rozhodování mezi nulovou a alternativní hypotézou, ve vztahu k rozdílům mezi jednotlivými subjekty.

Aby bylo možné porovnat mezi sebou jednotlivé parametry vyhodnocení, byl zvolen referenční parametr. Tím se pro svou spolehlivost dle literární rešerše stala délka trajektorie. Srovnání rozhodnutí o nulové či alternativní hypotéze konkrétního parametru vůči rozhodnutí trajektorie, bylo učiněno procentuálně. Srovnávány byly výsledky rozhodnutí hypotéz o parametrech měření. Důraz je kladen na vybrání vhodných parametrů vyhodnocení vedoucí ke správnému zhodnocení posturální stability. Návrh parametrů vhodných pro srovnání posturální stability, vychází z výsledků v Tab. 14. a je blíže popsán v kapitole 8.

Parametry hodnotící délku trajektorie a pravolevých a předozadních výkyvů mají dobré výsledky. Dále je vhodné pro hodnocení posturální stability použít parametr průměrná rychlost ať již v 2D či 1D. Časté používání parametru průměrná vzdálenost je oprávněné. Dalšími vhodně volenými jsou parametry hodnotící součet vzdálenosti výkyvů v 2D i 1D. Parametrem umožňujícím grafické zobrazení je plocha konfidencí elipsy. U 1D parametrů vyhodnocení jsou většinou výsledky v ML směru lepší, naopak je tomu pro počet AP a ML výkyvů. Tento výběr parametrů je vhodný k hodnocení parametrů měření zahrnutých v navrženém protokolu měření.

## Seznam literatury:

- [1] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [2] VELKÝ LÉKAŘSKÝ SLOVNÍK. *slovníky.cz*. [online]. [2000] [cit. 2015-12-04]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/>
- [3] VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- [4] KUČERA, Miroslav, Pavel KOLÁŘ a Ivan DYLEVSKÝ. *Dítě, sport a zdraví*. 1. vyd. Praha: Galén, c2011, 190 s. ISBN 978-80-7262-712-7.
- [5] VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (1. část). Terminologie a biomechanické principy: Postural stability. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, **9**(4): 115-121. ISSN 1211-2658.
- [6] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [7] ROBERTS, Tristan D. *Neurophysiology of postural mechanisms*. London: Butterworths, 1967, 17, 354 s., příl.
- [8] Home. *WikiSkripta* [online]. 2008- [cit. 2015-12-04]. ISSN 18046517. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Home>
- [9] DRŠTA, Jakub. *Počítačová posturografie v diagnostice a rehabilitaci závrativých stavů*. Faculty of Medicine in Hradec Králové, Academic Department of Surgery, 2008. Disertační práce. Dostupné z: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/122960/>
- [10] HOFMANOVÁ, Marta. *Závratě v ORL ordinaci: diagnostika závrativých stavů*. Vyd. 1. Brno: M. Hofmanová, 2011, 178 s. ISBN 978-80-254-9959-7.
- [11] LEACH, Julia, Martina MANCINI, Robert PETERKA, Tamara HAYES a Fay HORAK. *Validating and Calibrating the Nintendo Wii Balance Board to Derive Reliable Center of Pressure Measures*. *Sensors* [online]. 2014, **14**(10): 18244-18267 [cit. 2015-12-26]. DOI: 10.3390/s141018244. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/14/10/18244/>
- [12] BARTLETT, Harrison L., Lena H. TING a Jeffrey T. BINGHAM. *Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board*. *Gait & Posture* [online]. 2014, **39**(1): 224-228 [cit. 2015-12-26]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.07.010. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636213003184>
- [13] Deans, Sabrina Mae, "Determining the validity of the Nintendo Wii balance board as an assessment tool for balance" (2011). UNLV Theses/Dissertations/Professional Papers/Capstones. Paper 1238. [online]. Dostupné z: <http://digitalscholarship.unlv.edu/thesesdissertations/1238>

- [14] SGRÒ, Francesco, Giuseppe MONTELEONE, Marica PAVONE a Mario LIPOMA. *Validity Analysis of Wii Balance Board Versus Baropodometer Platform Using an Open Custom Integrated Application*. AASRI Procedia [online]. 2014, **8**: 22-29 [cit. 2015-12-26]. DOI: 10.1016/j.aasri.2014.08.005. ISSN 22126716. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2212671614000729>
- [15] JACQUOT, Jeremy. *How the Wii Balance Board Works*. HowStuffWorks.com. [online]. 22.2.2010 [cit. 2015-12-26]. Dostupné z: <http://electronics.howstuffworks.com/wii-balance-board.htm>
- [16] OKAMOTO, Motoi a Shigehito KASAMATSU. *Strage medium storing a Load detecting program and Load detecting Apparatus*. Přihlášeno 8.9.2008. Dostupné z: <http://www.freepatentsonline.com/20090093305.pdf>
- [17] National Aeronautics and Space Administration. *Strain gage*. [online]. 5.5.2015 [cit. 2015-12-26]. Dostupné z: <http://www.grc.nasa.gov/WWW/K-12/airplane/tunstraingage.html>
- [18] LAURENS, J., L. AWAI, C.J. BOCKISCH, S. HEGEMANN, H.J.A. VAN HEDEL, V. DIETZ a D. STRAUMANN. *Visual contribution to postural stability: Interaction between target fixation or tracking and static or dynamic large-field stimulus* [online]. [cit. 2015-12-27]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.241. ISBN 10.1016/j.gaitpost.2009.08.241. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620900592X>
- [19] Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta Pedagogická, Katedra tělesné a sportovní výchovy. *Gymnastické názvosloví: Postoje*. [online]. © 2010 [cit. 2016-01-02]. Dostupné z: <http://tv1.ktv-plzen.cz/zakladni-gymnastika/gymnasticke-nazvoslovi.html>
- [20] VAN DER KOOIJ, Herman, Adam D. CAMPBELL a Mark G. CARPENTER. *Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures* [online]. [cit. 2015-12-04]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.02.025. ISBN 10.1016/j.gaitpost.2011.02.025. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636211000750>
- [21] CARPENTER, Mark G, James S FRANK, David A WINTER a Gerhard W PEYSAR. *Sampling duration effects on centre of pressure summary measures*. *Gait & Posture* [online]. 2001, **13**(1): 35-40 [cit. 2015-12-30]. DOI: 10.1016/S0966-6362(00)00093-X. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620000093X>
- [22] SCHUBERT, Patric, Marietta KIRCHNER, Dietmar SCHMIDTBLEICHER a Christian T. HAAS. *About the structure of posturography: Sampling duration, parametrization, focus of attention (part I)*. *Journal of Biomedical Science and Engineering* [online]. 2012, **05**(09): 496-507 [cit. 2015-12-27]. DOI: 10.4236/jbise.2012.59062. ISSN 1937-6871. Dostupné z: <http://www.scirp.org/journal/PaperDownload.aspx?DOI=10.4236/jbise.2012.59062>
- [23] Matt CASAMASSINA. IGN. *GDC 2008: SAWANO ON WII FIT*. [online]. 31.12.2008 [cit. 2015-12-26]. Dostupné z: <http://www.ign.com/articles/2008/02/21/gdc-2008-sawano-on-wii-fit>

- [24] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [25] GONZALEZ, Alejandro, Mitsuhiro HAYASHIBE a Philippe FRAISSE. Estimation of the center of mass with Kinect and Wii balance board. In: *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* [online]. IEEE, 2012, s. 1023-1028 [cit. 2016-01-03]. DOI: 10.1109/IROS.2012.6385665. ISBN 978-1-4673-1736-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6385665>
- [26] PhysicsLAB. *Center of Mass*. [online]. 30.12.2015 [cit. 2015-12-30]. Dostupné z: [http://dev.physicslab.org/document.aspx?doctype=3&filename=rotarymotion\\_centermass.xml](http://dev.physicslab.org/document.aspx?doctype=3&filename=rotarymotion_centermass.xml)
- [27] CORRIVEAU, Hélène, Réjean HÉBERT, François PRINCE a Michel RAÏCHE. Intrasection reliability of the “center of pressure minus center of mass” variable of postural control in the healthy elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2000, **81**(1): 45-48 [cit. 2015-12-30]. DOI: 10.1016/S0003-9993(00)90220-X. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000399930090220X>
- [28] DUARTE, Marcos a Sandra M. S. F. FREITAS. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia* [online]. 2010, **14**(3): 183-192 [cit. 2015-12-30]. DOI: 10.1590/S1413-35552010000300003. ISSN 1413-3555. Dostupné z: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1413-35552010000300003&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552010000300003&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt)
- [29] PRIETO, T.E., J.B. MYKLEBUST, R.G. HOFFMANN, E.G. LOVETT a B.M. MYKLEBUST. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. **43**(9): 956-966 [cit. 2015-12-30]. DOI: 10.1109/10.532130. ISSN 00189294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=532130>
- [30] SALAVATI, Mahyar, Mohammad Reza HADIAN, Masood MAZAHARI, Hossein NEGAHBAN, Ismaeil EBRAHIMI, Saeed TALEBIAN, Amir Homayoun JAFARI, Mohammad Ali SANJARI, Soheil Mansour SOHANI, et al. Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait & Posture* [online]. 2009, **29**(3): 460-464 [cit. 2015-12-30]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.11.016. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636208003925>
- [31] MACIASZEK J., OSINSKI W., SZEKLIICKI R., SALAMON A., STEMPLEWSKI R., *Body balance parameters established with closed and open eyes in young and elderly men*. *Biology of Sport* [online]. 2006, **23** (2): 185-193 [cit. 2015-12-30]. Dostupné z: [http://biolsport.com/abstracted.php?level=4&id\\_issue=837891](http://biolsport.com/abstracted.php?level=4&id_issue=837891)
- [32] CHIARI, Lorenzo, Laura ROCCHI a Angelo CAPPELLO. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002, **17**(9-10): 666-677 [cit. 2015-12-30]. DOI: 10.1016/S0268-0033(02)00107-9. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003302001079>

- [33] SPRUYT Vincent. How to draw a covariance error ellipse?. *Computer vision for dummies*. [online]. 3.4.2014 [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <http://www.visiondummy.com/2014/04/draw-error-ellipse-representing-covariance-matrix/>
- [34] Matlab. *The MathWorks, Inc.*. [online]. © 1994-2016 [cit. 2015-11-20]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/matlab/functionlist.html>
- [35] BARATTO, Luigi, Pietro MORASSO, Cristina RE a Gino SPADA. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques. *Motor control*. 2002, **2002**(8), 7. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/11257187\\_A\\_new\\_look\\_at\\_posturographic\\_analysis\\_in\\_the\\_clinical\\_context\\_sway-density\\_vs\\_other\\_parameterization\\_techniques](https://www.researchgate.net/publication/11257187_A_new_look_at_posturographic_analysis_in_the_clinical_context_sway-density_vs_other_parameterization_techniques)
- [36] Jarkovský, J.: Biostatistika. Výukový materiál předmětu Biostatistika (ASTA), a.r. 2009/2010.
- [37] PARK, Sung, Kichol LEE, Thurmon LOCKHART a Sukwon KIM. Effects of Sound on Postural Stability during Quiet Standing. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2011, **8**(1), 67- [cit. 2016-05-25]. DOI: 10.1186/1743-0003-8-67. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-67>
- [38] KOUZAKI, Motoki a Kei MASANI. Postural sway during quiet standing is related to physiological tremor and muscle volume in young and elderly adults. *Gait & Posture* [online]. 2012, **35**(1), 11-17 [cit. 2016-05-25]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.028. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636211002402>
- [39] DAY, B L, M J STEIGER, P D THOMPSON a C D MARSDEN. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of Physiology* [online]. 1993, **469**(1), 479-499 [cit. 2016-05-29]. DOI: 10.1113/jphysiol.1993.sp019824. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.1993.sp019824>
- [40] CHEN, Po-Quang, Jaw-Lin WANG, Yang-Hwei TSUANG, Tien-Li LIAO, Pei-I HUANG a Yi-Shiong HANG. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clinical Biomechanics*[online]. 1998, **13**(1), S52-S58 [cit. 2016-05-30]. DOI: 10.1016/S0268-0033(97)00075-2. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003397000752>
- [41] VUILLERME, N, F DANION, L MARIN, A BOYADJIAN, J.M PRIEUR, I WEISE a V NOUGIER. The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters* [online]. 2001, **303**(2), 83-86 [cit. 2016-05-31]. DOI: 10.1016/S0304-3940(01)01722-0. ISSN 03043940. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394001017220>

- [42] GOLOMER, Eveline a Philippe DUPUI. Spectral Analysis of Adult Dancers' Sways: Sex and Interaction Vision - Proprioception. *International Journal of Neuroscience* [online]. 2009, **105**(1-4), 15-26 [cit. 2016-05-31]. DOI: 10.3109/00207450009003262. ISSN 0020-7454. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/00207450009003262>
- [43] VUILLERME, Nicolas a Vincent NOUGIER. Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics. *Brain Research Bulletin* [online]. 2004, **63**(2), 161-165 [cit. 2016-05-31]. DOI: 10.1016/j.brainresbull.2004.02.006. ISSN 03619230. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0361923004000474>

## **Seznam zkratek:**

COP- Centre of Pressure – Střed tlaku

COM- Centre of Mass - Těžiště

COG- Centre of Gravity – Střed gravitace

WBB- Wii Balance Board – Wii Balanční deska

FP- Force Plate – Silová plošina

AS- Area of Support – Opěrná plocha

AC- Area of Contact – Plocha kontaktu

BS- Base of Support – Opěrná báze

EO- Eyes opened – Otevřené oči

EC- Eyes closed – Zavřené oči

TPL- Total COP Path Length – Celková délka dráhy COP

PSD- Power spectral density – Výkonnostní spektrální hustota

# **Seznam příloh**

Příloha A: Vzor informovaného souhlasu

Příloha B: Dotazník dobrovolníka

Příloha C: Tabulka časů měření jednotlivých probandů

Příloha D: Obsah přiloženého CD

## **Příloha A: Vzor informovaného souhlasu**

### **Informovaný souhlas**

Mé jméno je Leona Nevěčná a jsem studentkou třetího ročníku Biomedicínské techniky a bioinformatiky. Toto měření bude sloužit jako materiál k bakalářské práci, která má za úkol porovnávat parametry působící na posturální stabilitu. Posturální stabilita je držení těla nejen ve statické, ale i v dynamické poloze. Můj výzkum bude přesto zaměřen pouze na klidný stoj v několika různých pozicích. Půjde o úzký stoj rozkročný, stoj spatný, stoj spojný a stoj na jedné noze. Další obměňovaný parametr budou senzorické podmínky. Bude se jednat o přítomnost či nepřítomnost možnosti vizuální kontroly. V každé poloze změříme hodnoty s očima otevřenými a následně s očima zavřenými. Měřeno tedy bude osm provedení, každé trvající minutu. Mezi jednotlivými měřeními bude dobrovolníkům dopřán čas k odpočinku, aby se eliminovala rizika únavy, nevolnosti či motání hlavy.

Účast na tomto měření je zcela dobrovolná, dospějete-li tedy v průběhu seznamování s měřením či přímo při měření k názoru, že chcete měření ukončit nebo odložit, můžete tak kdykoli učinit.

**Přečetl/a jsem si důkladně seznámení s důvody, průběhem a riziky měření a souhlasím s účastí na něm.**

**V Brně dne:**

**Podpis účastníka:**

## Příloha B: Dotazník dobrovolníka

### Dotazník dobrovolníka

Vážená slečno, vážený pane,

Ráda bych Vás poprosila o vyplnění dotazníku. Jedná se o údaje, které jsou potřebné k vyhodnocení prováděného měření, proto prosím o pravdivé odpovědi. Hodnoty budou ukládány anonymně, pouze pod číslem měřeného, nemusíte se tedy bát zneužití Vašich osobních údajů.

Pohlaví	
Věk	
Výška	
Měli jste někdy úraz, který by mohl trvale poškodit vaši stabilitu? Jaký?	
Trpíte aktuálně nějakou chorobou, která by ovlivňovala Váš stabilní stoj? Jakou?	
Děláte nějaký sport, který by měl zlepšovat držení těla, např. jóga, gymnastika, tanec atd.? Který?	

V Brně dne

## Příloha C: Tabulka časů měření jednotlivých probandů

Číslo	Datum	Úzký rozkročný			Spatný			Spojný			Na jedné noze		
		EO	EC	Vzdálenost nohou [cm]	EO	EC	Úhel [°]	EO	EC	EO	EC	Čelé/Kratší	Levá/Pravá
1	14.12.	8:46	8:50	14; 13,5	8:54	8:57	45	9:01	9:05	9:09	9:10	K	L
2	14.12.	9:20	9:23	17; 16	9:26	9:30	45	9:34	9:37	9:41	9:44	C	P
3	14.12.	9:54	9:58	17; 16,5	10:01	10:05	45	10:09	10:12	10:15	10:20	C	P
4	14.12.	10:18	10:21	15; 14	10:24	10:26	45	10:29	10:31	10:33	10:36	C	L
5	14.12.	10:50	10:54	14; 13,5	10:59	11:02	45	11:08	11:13	11:08	11:24	K	P
6	14.12.	12:52	10:56	16; 15	11:00	11:04	45	11:09	11:15	11:20	11:25	C	P
7	14.12.	11:06	11:11	15; 14,5	11:16	11:22	45	11:26	11:29	11:31	11:35	K	P
8	16.12.	12:02	12:05	14; 13,5	12:09	12:14	45	12:18	12:21	12:25	12:28	C	P
9	16.12.	12:12	12:16	14; 13,5	12:20	12:23	45	12:26	12:29	12:33	12:35	C	L
10	16.12.	12:50	12:53	13; 12	12:55	12:57	45	13:00	13:03	13:10	13:13	K	P

## **Příloha D: Obsah přiloženého CD**

- elektronická verze práce ve formátu PDF je přiložena k nahlédnutí pod názvem „Leona\_Nevecna\_BP.pdf“
- realizované programy v prostředí Matlab 2013b jsou k dispozici ve složce „Leona\_Nevecna\_BP\_prilohy“
- naměřená data jsou uložena v Excel souborech ve složce „namerena\_data“
- informace ke spuštění realizovaných programů je možno nalézt v textovém dokumentu pod názvem *readme*