



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

FREKVENČNÍ ANALÝZA STABILOMETRICKÝCH SIGNÁLŮ

ANALYSIS OF STABILOMETRIC SIGNALS IN FREQUENCY DOMAIN

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ondřej Netopil

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2016

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**
Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Ondřej Netopil

ID: 146198

Ročník: 2

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Frekvenční analýza stabilometrických signálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku posturografie. Zpracujte rešerši zaměřenou na metody analýzy stabilometrických dat ve frekvenční a časově-frekvenční oblasti. 2) Naměřte data, na kterých budete provádět testování navržených metod analýzy. 3) V programovém prostředí Matlab realizujte metodu pro analýzu naměřených dat ve frekvenční oblasti a metodu pro analýzu v časově-frekvenční oblasti. 4) Zhodnoťte obě vytvořené metody a získané výsledky vzájemně porovnejte. Vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- [2] ROCCHI, L., L. CHIARI, A. CAPPELLO, Mauridhi HERY, Diah P, I. Ketut Eddy PURNAMA a Arif MUNTAS. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. Medical [online]. 2004, vol. 42, issue 1, s. 71-79 [cit. 2014-09-03]. DOI: <http://dx.doi.org/10.5772/38226>.
- [3] WINTER, David A. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, xiv, 370 p. ISBN 04-703-9818-3.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 20.5.2016

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Konzultant diplomové práce: Ing. Pavla Horáková

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., *předseda oborové rady*

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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 frekvenční a časově frekvenční analýzy stabilometrického signálu. V úvodu je popsána teorie k posturografii a posturografickému měření. Dále práce obsahuje popis stabilometrických parametrů pro hodnocení v časové oblasti (1D a 2 D parametry) a ve frekvenční oblasti. Cílem práce je vytvořit přehled základních metod zpracování a předzpracování stabilometrického signálu a tyto metody porovnat. Součástí je praktická realizace analýzy pomocí frekvenčních metod, Fourierovy transformace a Burgovy metody a časově-frekvenčních metod, krátkodobé Fourierovy transformace a vlnkové transformace analýzy. Součástí jsou nástroje pro srovnání těchto metod.

Klíčová slova

Stabilometrie, posturografie, frekvenční analýza, časově frekvenční analýza, Wii Balance Board

Abstract

This work deals with the methods frequency and time frequency analysis of stabilometric signal. In the introduction is described theory about posturography and posturographic measurement. The work contains description of stabilometric parameters in time domain (1D and 2D parameters) and in frequency domain. The aim is create review of basic methods used to processing and preprocessing of stabilometric signals and comparing this methods. In work is realized frequency analysis used Fourier transformation and Burg method and time-frequency analysis used Short time Fourier transformation and wavelet transformation. One part of program is aimed on comparison of this methods.

Keywords

Stabilometry, posturography, frequency analysis, time-frequency analysis, Wii Balance Board

Netopil, O. *Frekvenční analýza stabilometrických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 97 s. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Frekvenční analýza stabilometrických signálů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom 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 vedoucím diplomové práce Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. a konzultantce Ing. Pavle Horákové za odbornou pomoc, ochotu a trpělivost, za cenné rady při konzultacích a dále za účinnou metodickou a pedagogickou pomoc při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne

(podpis autora)

Obsah

Úvod.....	9
1 Základní teorie.....	10
1.1 Postura.....	10
1.2 Posturální stabilita.....	10
1.3 Posturální stabilizace.....	10
1.4 Posturální reaktibilita.....	11
1.5 Ideální postura.....	11
1.6 Vyšetření stoje.....	11
1.7 Rombergův test.....	11
1.8 Řízení rovnováhy a její poruchy.....	12
2 Posturografie.....	13
2.1 Stabilometrická plošina.....	13
2.1.1 Převodníky síly na elektrický signál.....	13
2.1.2 Druhy silových podložek.....	14
2.1.3 Silové působení na balanční plošinu.....	14
2.2 Opěrná báze a opěrná plocha.....	15
2.2.1 Opěrná plocha.....	16
2.3 Popis základních parametrů posturografického měření.....	17
2.3.1 COP a COM.....	17
2.3.2 Maximum, minimum, peak to peak a střední amplituda COP.....	19
2.3.3 Celková dráha a rychlost COP.....	19
2.3.4 Střední kvadratická odchylka amplitudy a rychlosti.....	20
2.3.5 Spektrální (frekvenční analýza).....	20
2.3.6 Časově frekvenční analýza.....	20
2.3.7 Další parametry.....	20
2.4 Vliv biofyzikálních faktorů na měřené parametry.....	21
2.5 Výběr vhodných parametrů pro hodnocení posturografického měření.....	22
2.6 Využití posturografie v klinické praxi.....	22
2.6.1 Omezení stabilometrického měření:.....	23
2.6.2 Cíle posturografického měření v lékařské praxi.....	23
3 Literární rešerše.....	24
3.1 Výběr vhodných stabilometrických parametrů založený na analýze hlavních komponent.....	24
3.2 Studie využívající rozdělení spektra na jednotlivé úseky.....	24

3.2.1 Účinek čtyřdenní turistiky na posturální kontrolu	25
3.2.2 Vliv různých modelů dýchání na rovnováhu při stání u atletů	25
3.2.3 Frekvenční analýza výkyvů těla vyvolaných zvukovými stimuly	25
3.2.4 Rombergův poměr v posturografii klidového stoje - opakovaný test spolehlivosti	26
3.2.5 Krátkodobá nestacionarita a vývoj posturálního řízení.....	26
3.2.6 Vliv stárnutí na výkonové spektrum COP v houpavé posturografii	27
3.2.7 Studium posturálních výkyvů během těhotenství pomocí spektrální analýzy stabilometrického signálu.....	27
3.2.8 Hodnocení abnormalit ortostatické posturální kontroly u systémové sklerózy	27
3.2.9 Dlouhodobé posturální abnormality benigní paroximální poziční závratí.....	27
3.2.10 Porucha posturální kontroly u pacientů postižených tenzní bolestí hlavy	28
3.2.11 Časová a frekvenční analýza rovnováhy u mladých dospělých s Downovým syndromem.....	28
3.2.12 Vestibulární a proprioceptivní vlivy na pohyby trupu při klidném stání.....	28
3.3 Další metody	28
3.3.1 Změny ve výkyvech při postoji během těhotenství: Popisná studie používající stabilometrii	29
3.3.2 Srovnání akcelerometrie a měření COP počítačovou dynamickou posturografií: Měření rovnováhy	29
3.3.3 Přehled změn v posturální kontrole během klidného stání souvisejících s věkem za použití klasických a moderních stabilometrických deskriptorů	29
3.3.4 Hodnocení vlivu zadržetí dechu a hyperventilace na stabilitu lidského těla s použitím spektrální analýzy stabilometrického signálu.....	30
3.3.5 Kontrola a stabilita modelu komplexu invertovaných kyvadel v aplikaci při analýze výkyvů lidského těla při stání	30
3.3.6 Účinky hluboké mozkové stimulace a levodopy na posturální výkyvy pacientů s Parkinsonovou chorobou	30
3.3.7 Rychlá výpočetní analýza plochy výkyvů za použití dat COP u dětí s mozkovou obrnou a u zdravých dětí	31
3.3.8 Vyšetřování COP Rombergovým kvocientem pro posouzení vlivu vizuální kontroly na výkyvy těla.....	31
3.3.9 Analýza posturografického signálu za použití empirického modu dekompozice a grafu druhých diferencí	31
3.3.10 Analýza rotačního spektra aplikovaná na statickou stabilometrii.....	32
3.3.11 Analýza stabilometrického signálu při testech se zvukovými stimuly	32
3.3.12 Stabilometrické parametry jsou ovlivněny antropometrií a umístěním chodidel	32
3.3.13 Amplitudová a frekvenční analýza stabilometrických dat u sedících dětí s bez myelomeningokélou	32

3.3.14	Metoda fraktální dimenze u pacientů v posturální kontrole s Prader-Wili syndromem.....	33
3.3.15	Frekvenční spektrální charakteristiky rovnováhy s částečnou oporou chodidel.....	33
3.3.16	Měření robustnosti systému posturální kontroly při mírném impulsivním rušení.....	33
3.3.17	Časově proměnné charakteristiky posturálních výkyvů se liší u postižených a nepostižených jedinců.....	33
3.4	Studie využívající vlnkovou transformaci.....	34
3.4.1	Únava krčních svalů ovlivňuje specifická frekvenční pásma posturální dynamiky při klidovém stání.....	34
3.4.2	O struktuře posturografie: Doba měření, parametrizace a zaměření pozornosti.....	34
3.4.3	Změny v posturální kontrole související s věkem jsou ovlivněny složitostí posturálního a kognitivního úkolu.....	35
3.4.4	Mediolaterální nestabilita u pacientů s tinitem.....	35
3.4.5	Analýza jednotlivých časových úseků posturografického signálu pomocí vlnkové transformace v souvislosti s vizuální kontrolou a jiným úkolem.....	35
3.4.6	Prostorová a časová analýza postojů u dětí se strabismem.....	36
3.4.7	Analýza výkonového spektra COP pomocí vlnkové transformace k určení intervalu bodu zlomu při posturální kontrole.....	36
3.5	Studie zabývají se srovnáním metod (nebo skupin).....	36
3.5.1	Nestacionarity při posturálních výkyvech.....	36
3.5.2	Rozklad na časová pásma v posturografii při vizuálním úkolu a sekundárním úkolu, určení pomocí vlnkové transformace.....	37
3.5.3	Časově-frekvenční analýza posturálních výkyvů.....	37
3.5.4	Posturální kontrola, stárnutí, modely zdroje pozornosti a metody posturální analýzy.....	37
3.5.5	Aplikace metod časově-frekvenční analýzy při analýze posturálních výkyvů.....	38
3.6	Shrnutí.....	38
4	Frekvenční analýza.....	39
4.1	Možné způsoby předzpracování dat vyplývající ze studií.....	39
4.1.1	Interpolace ve spektrální oblasti.....	39
4.2	Přehled parametrů používaných pro hodnocení ve frekvenční oblasti.....	40
4.3	Přehled metod používaných při frekvenční spektrální analýze.....	40
4.3.1	Rozdělení signálu do frekvenčních pásem.....	40
4.3.2	Popis frekvenčních pásem.....	42
4.3.3	Vysvětlení jednotlivých systémů řízení rovnováhy.....	42
4.4	Fourierova transformace.....	42
4.5	Welchova metoda.....	42

4.6	Autoregresivní spektrální analýza.....	43
4.6.1	Burgova metoda	43
4.7	Analýza s využitím entropie komplexního signálu.....	43
5	Časově frekvenční analýza.....	44
5.1	Metody časově frekvenční analýzy.....	44
5.2	Krátkodobá Fourierova transformace (STFT)	45
5.3	Metoda vývojového spektra přizpůsobeného signálu	45
5.4	Analýza pomocí vlnkové transformace.....	45
5.4.1	Použití vlnkové transformace v posturografii.....	46
5.4.2	Různé druhy vlnek používané při vlnkové transformace v posturografii.....	47
5.4.3	Co lze zjistit pomocí vlnkové transformace.....	47
6	Srovnání metod	48
6.1	Srovnání frekvenčních metod	48
6.2	Srovnání časově-frekvenčních metod	48
6.3	Srovnáním časově-frekvenčních a frekvenčních metod	48
7	Balanční plošina Nintendo Wii Balance Board.....	50
7.1	Software k balanční plošině Wii Balance Board.....	51
7.1.1	Vzorkovací frekvence	52
8	Popis měření a naměřených dat.....	53
8.1	Doporučená standardizace při stabilometrickém měření	53
8.1.1	Měřicí zařízení by mělo mít tyto parametry:.....	53
8.1.2	Antropometrické parametry měření:	53
8.1.3	Klinické parametry.....	53
8.1.4	Vliv doby měření a vzorkovací frekvence	54
8.1.5	Standardizace při posturografickém měření.....	54
8.2	Návrh postupu při měření	55
8.3	Další experimentální měření	56
8.4	Popis naměřených dat	58
9	Zpracování dat a popis programu.....	59
9.1	Popis jednotlivých funkcí.....	59
9.1.1	Popis podfunkcí.....	60
10	Výsledky a diskuze.....	65
10.1	Způsob měření.....	65
10.2	Vliv předzpracování signálu	65
10.2.1	Střední hodnota	66
10.2.2	Interpolace.....	66

10.2.3 Vzorkovací frekvence	67
10.2.4 Vliv váhování signálu oknem.....	67
10.2.5 Filtrace pomocí nulování spektrálních čar a jiných filtrů	67
10.3 Výpočet výkonového spektra	68
10.4 Výpočet výkonu a frekvenčních parametrů	69
10.5 Spektrogram	69
10.5.1 Vliv velikosti překrytí oken	70
10.5.2 Volba délky okna	70
10.5.3 Vliv tvaru okna.....	71
10.5.4 Kompromis mezi časovým a frekvenčním rozlišením.....	71
10.6 Vlnková transformace	71
10.6.1 Vliv velikosti měřítka.....	72
10.6.2 Různé druhy vlnek	72
10.7 Srovnání metod	73
10.7.1 Srovnání frekvenčních metod	73
10.7.2 Srovnání časově-frekvenčních metod	74
10.7.3 Srovnání frekvenčních metod a časově-frekvenčních metod.....	76
10.8 Chyby a nepřesnosti měření a analýzy.....	78
10.9 Možnosti pokračování práce	78
Závěr.....	79
Seznam zkratk	88
Seznam příloh.....	89
Přílohy	I

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Vlevo: Sloupková balanční plošina, vpravo: Balanční plošina se čtyřmi převodníky, [4]	14
Obrázek 2: Schéma působení sil na balanční plošině, převzato z [5].	15
Obrázek 3: Vlevo stoj na jedné noze (levé), uprostřed stoj na obou nohách, vpravo na špičce, [5] a [52].	15
Obrázek 4: Typy opěrné plochy: a - stoj na obou nohách, b - stoj na jedné noze a c - úzká báze, [3].	16
Obrázek 5: Udržení stability těla, [5]	18
Obrázek 6: Vlevo je dráha, kterou urazí COP a vpravo je tatáž vzdálenost převedená na přímku, [3].	19
Obrázek 7: Srovnání Fourierovy transformace a vlnkové transformace, [61]	46
Obrázek 8 Balanční plošina Wii Balance Board (pohled shora) [49]	50
Obrázek 9: Popis plošiny při pohledu shora [50].	50
Obrázek 10: Popis plošiny při pohledu shora [50].	51
Obrázek 11: Vlevo pozice měřené osoby [53], vpravo postavení nohou na plošině [25].	55
Obrázek 12: Polystyrenový klín mezi chodidla	56
Obrázek 13: Statokinesigram	60
Obrázek 14: Rozklad na jednotlivá pásma pomocí vlnkové transformace (4 pásma).	63
Obrázek 15: Ukázka detekce časového okamžiku změny pohybu.	64
Obrázek 16: a, b - surový signál; c, d signál po odečtení střední hodnoty; e, f - interpolovaný signál	65
Obrázek 17: Váhování signálu oknem: nahoře neváhovaný signál, uprostřed signál váhovaný Hamnigovým oknem a dole signál váhovaný Hannovým oknem.....	66
Obrázek 18 Přenosové charakteristiky filtrů (vlevo FIR filtr, vpravo Butterworthův filtr).....	67
Obrázek 19: Výkonová spektra, Nahoře Fourierova transformace, dole Burgova metoda, vlevo anterioposterální směr a vpravo mediolaterální směr.....	68
Obrázek 20: 3D spektrogram zobrazení frekvencí do 5 Hz, vlevo AP směr, vpravo ML směr	69
Obrázek 21: 2D spektrogramy: nahoře: časový průběh, uprostřed: spektrogram bez logaritmování hodnot, dole: spektrogram s logaritmováním hodnot, vlevo AP směr, vpravo ML směr	70
Obrázek 22: Srovnání spektrogramu s použitím Hannova (vpravo) a bez něho (vlevo).....	71
Obrázek 23: Použití jednotlivých vlněk, Nahoře: vlevo: Haar vlnka, vpravo: Meyr a vlnka, uprostřed vlevo: vlnka Bior1.1, vpravo: vlnka Coif4, dole: vlevo: vlnka Sym2, vpravo: vlnka db5.	72
Obrázek 24: Srovnání časově-frekvenčních metod. Vlevo mediolaterální směr, vpravo anterioposteriální směr. Odshora dolů: Krátkodobá Fourierova transformace s logaritmováním, Krátkodobá FT bez logaritmování, Diskrétní decimovaná vlnková transformace, Diskrétní nedecimovaná vlnková transformace a Spojitá vlnková transformace (spojitě vykreslení)	75
Obrázek 25: Srovnání frekvenčních a časově-frekvenčních metod (anteriopostriální směr); a,d: Fourierovo výkonové spektrum, b,e: výkonové spektrum Burgova metoda, c: Krátkodobá Fourierova transformace, f: Spojitá vlnková transformace (konturové zobrazení).	76
Obrázek 26: Průměrná spektra. Nahoře: výkonové spektrum Fourierovy transformace, uprostřed: Sumační spektrum Krátkodobé Fourierovy transformace (STFT), dole:	

Sumační spektrum Spojité vlnkové transformace (CWT), vlevo: anterioposteriální směr, vpravo: mediolaterální směr (spektru jsou zobrazena od 0 do 5 Hz. 77

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Přehled parametrů používaných pro hodnocení ve frekvenční oblasti	40
Tabulka 2: Rozdělení signálu do frekvenčních pásem, podle studií	41
Tabulka 3: Přehled vlnek používaných při vlnkové transformace v posturografii	47
Tabulka 4: Dotazník pro pokusnou osobu.....	55
Tabulka 5: Tabulka jednotlivých měření	57
Tabulka 6: Vypočtené hodnoty antropometrických parametrů.....	58
Tabulka 7: Schéma buněčného pole pro roztřídění signálu	60
Tabulka 8: Hodnoty výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech.....	73
Tabulka 9: Hodnoty výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech (Kapteynovo rozdělení). 74	
Tabulka 10: Hodnoty střední frekvence, mediánové frekvence a F80.....	74
Tabulka 11: Časy změny pohybu určené automatickou detekcí pomocí funkce detekce a ručně	75

Úvod

Vzpřímený postoj, tedy stoj na dvou končetinách se u savců objevuje jen u několika málo druhů. Člověk je živočišným druhem, u kterého je vzpřímený postoj a chůze po dvou končetinách nejlépe vyvinuty. Tento způsob orientace těla vznikl postupným vývojem a má své výhody i nevýhody. Udržení vzpřímeného postoj je náročný proces, který zabraňuje nechtěnému nebo nezamýšlenému pádu člověka. Porušení mechanismu, který zajišťuje udržení vzpřímeného postoj, má za následek porušení rovnováhy a případně i pád. Rovnováha bývá často narušena při nějakém onemocnění, při požití nežádoucích látek nebo například ve stáří, proto je nutné se jejím zkoumáním zabývat.

Stabilometrie je moderní rozvíjející se disciplína, která by mohla napomoci zlepšení diagnózy některých nemocí. Stabilometrii je dále možné využít při vyšetřování stability u seniorů, sportovců nebo v rehabilitaci po různých operacích či úrazech. Problémem stabilometrie je to, že ji nelze příliš standardizovat. Stabilometrické měření je výrazně ovlivněno antropometrickými vlastnostmi jedince, způsobem měření a zpracování signálu. Jednotliví autoři se také liší při určování poruch podle stabilometrického signálu. Tyto skutečnosti dosvědčují, že stabilometrie je v současnosti spíše pomocnou diagnostickou metodou než spolehlivou metodou.

Součástí práce je v první kapitole stručný přehled teorie týkající se posturografie, řízení rovnováhy, měření rovnováhy a hodnocení rovnováhy. V druhé kapitole je rozebrán způsob měření rovnováhy, princip balančních plošin, které se k tomuto měření používají. Dále je v této kapitole uveden přehled parametrů používaných pro hodnocení při stabilometrickém měření. Parametry jsou rozděleny na časové (jednorozměrné a dvourozměrné) a frekvenční. Další kapitola obsahuje přehled studií, které se zabývaly posturografickým měřením. Ve studiích je popis zaměřen především na zpracování signálu a na metody použité k jeho analýze. Dále práce uvádí stručný přehled teorie k frekvenční a časově frekvenční analýze stabilometrického signálu. Součástí práce je také popis balanční plošiny Nintendo Wii Balance Board a software použitého k měření. V práci je i část jedné kapitoly věnována standardizaci při posturografii na základě různých antropometrických parametrů.

Je zde také uveden stručný popis programu vytvořeného k srovnání metod frekvenční a časově-frekvenční analýzy. Srovnávány byly tyto metody: Fourierova transformace, Burgova metoda krátkodobá Fourierova transformace a vlnková transformace.

Tato práce by mohla napomoci zlepšení spolehlivosti při používání posturografického měření. Předmětem této práce je vytvořit přehled nejčastěji používaných metod předzpracování a zpracování stabilometrického signálu a srovnat tyto metody. Součástí je praktická realizace nástroje pro srovnání jednotlivých metod.

1 Základní teorie

V této kapitole budou vysvětleny pojmy týkající se posturální stability. Posturální stabilitu chápeme jako schopnost těla udržet určité postavení. V této práci se bude většinou jednat o přímý stoj v klidu. Na data naměřená při takovém postoji budou aplikovány metody analýzy.

1.1 Postura

Postura je aktivní držení pohyblivých segmentů těla proti působení zevních sil (zde je myšlena zejména tíhová síla). Postura tedy není jen vzpřímený postoj na obou nohách, ale je součástí jakékoli polohy těla a také je základní podmínkou pohybu [1].

Posturální funkce lze rozdělit na posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktivitu [1].

1.2 Posturální stabilita

Termínem posturální stabilita je označován stav, kdy je tělo ve statické poloze a nemění svou polohu. Tělo je ovšem labilní a neustále na něho působí vnější síly, proto nedokáže zaujmout přesně požadovanou polohu. Jedná se tedy o jakousi opakovanou snahu zaujmout danou polohu. Tento mechanismus zabraňuje nezamýšlenému nebo neřízenému pádu těla [1].

Posturální stabilitu ovlivňují biomechanické a neurofyziologické faktory. Posturální stabilita závisí na velikosti opěrné plochy (přímo úměrně), na hmotnosti (přímo úměrně), na výšce těžiště nad opěrnou bází, tedy výšce pacienta (nepřímo úměrně), na vzdálenosti průmětu těžiště do opěrné báze od středu opěrné báze (nepřímo úměrně) a samozřejmě také na náklonu opěrné plochy (nepřímo úměrně) [1].

Vliv na stabilitu má i kontakt dolních končetin s podložkou a postavení hybných segmentů těla (například hlavy). Dále stabilitu ovlivňují neurofyziologické (vestibulární, proprioreceptorové, zrakové a kožní) a psychické faktory [1].

1.3 Posturální stabilizace

Posturální stabilizace je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil. Pomocí nervového systému jsou ovládány svaly, které zajišťují tělu tuhost, aby se nezhroutilo.

1.4 Posturální reaktibilita

Posturální reaktibilita se uplatňuje zejména při pohybu nebo při zvedání břemen. Síla potřebná k provedení těchto úkonů je převedena na pákové momenty jednotlivých kloubů a podle toho se aktivují jednotlivé svaly [1].

1.5 Ideální postura

Popisů, jak má vypadat ideálně stojící postava, existuje celá řada. Různí autoři mají různé popisy ideální postury. Zde bude zmíněn popis ideální postury dle B. Frejky [1]. Podle popisu ideální postury bude nastavena poloha pokusné osoby při měření v rámci této práce.

Nohy jsou při ideálním stoji volně u sebe a chodidla jsou spolu rovnoběžná. Prsty dolních končetin jsou položeny plochou na podložce a nártý vytočeny zevně. Bérce jsou taženy vpřed a kolena nejsou protlačována vzad. Pánev je symetrická ve frontální rovině a hýždě pevné a taženy dolů. Páteř je ve frontální rovině bez skoliózy a sagitální rovině plynule zakřivena. Lopatky jsou symetrické, ramena roztažena do šířky a paže volně svěšeny podél trupu. Brada svírá s krkem pravý úhel a temeno je taženo vzhůru. Spojnice zevního zvukovodu a očí leží vodorovně [1].

1.6 Vyšetření stoje

Subjektivní vyšetření se provádí pomocí testů (například Rombergovy testy aj.). Lékař pozoruje pacienta při provádění různých posturografických úkolů a na základě tohoto pozorování může mít podezření na nějakou poruchu. Přímý postoj je ovlivněn vestibulárním systémem, mozečkem a také dolními končetinami. Například pokud dojde k výraznému zhoršení rovnováhy po zavření očí, značí to obvykle poruchu propriorecepce. Při poruše mozečku je výchylna dozadu a mírně k jedné straně. Lze vyšetřovat i při zúžené bázi, pokud je rovnováha závislá na stranovém natočení hlavy může se jednat o periferní vestibulární syndrom. Měření na posturografické plošině je objektivizací těchto subjektivních testů [1].

1.7 Rombergův test

Rombergův test používají lékaři při neurologickém vyšetření nebo při vyšetření opilých řidičů. Vyšetřuje správnou schopnost těla udržet rovnováhu, která odpovídá nepoškozené funkci zadních kořenů míšních.

Při testování se předpokládá, že při klidném stání vyšetřovaná osoba potřebuje alespoň dvě z těchto funkcí: proprioreceptivní (zná polohu těla), vestibulární (zná polohu hlavy) a vizuální (vnímá změnu polohy těla). V případě, že má pacient porušenou proprioreceptivní funkci, dokáže rovnováhu udržet pomocí dvou zbývajících. Jestliže při zavření očí dojde ke zhoršení

rovnováhy, znamená to, že u pacienta je proprioreceptivní funkce porušená. Jedná se o pozitivní Rombergův test [49].

1.8 Řízení rovnováhy a její poruchy

Systém řízení a udržení rovnováhy je velmi složitý a komplikovaný, může být narušen stárnutím, při neurologických onemocněních, při muskuloskeletárních onemocněních a při úrazech [3].

Systém řízení rovnováhy a držení těla (Postural-Control System) zahrnuje složité interakce mezi nervovým a muskuloskeletárním systémem. Prvním úkolem je zjištění zda je rovnováha udržitelná a druhým je zafixovat části těla, které slouží jako referenční rámec pro přesné vnímání a zaujetí polohy respektující vnější prostředí [3]

Rovnováha je řízena více faktory, jedná se zejména o multisenzorické řízení: proprioreceptivní, vestibulární a zrakové, ale závisí také na předvídání pohybů, zkušenostech a odhadu limitů stability. Nervový systém podává přesné informace o pohybu a poloze těla i jeho okolí a podle toho se upravuje poloha hlavy, očí a pohyb, aby byla zajištěna správná rovnováha [1] a [2].

Při řízení rovnováhy v klidném stoji nervový systém zaznamenává změnu polohy těžiště a vysílá signály ke svalům. V anterioposteriálním směru je posun COP (střed působení tlakových sil, viz dále) řízen pomocí kotníkových svalů dorsiflexi a plantoflexor a v mediolaterálním směru pomocí kyčelních abduktorů a adduktorů. Svaly jsou střídavě zatěžovány a uvolňovány [4].

Při kontrole rovnováhy neprobíhá kontinuální kontrola reaktivních senzorů, proto jsou tyto senzory zdánlivě ve vypnutém stavu a v případě výskytu neočekávané události jsou připraveny reagovat na změny [4].

Pokud dává centrální nervový systém protichůdné informace, dochází k závratí. Většina poruch rovnováhy ale není vestibulárního původu [1].

Poruchy postury mohou být anatomické (poruchy kloubů, zlomeniny atd.), neurologické (mozečkové, vestibulární, extrapyramidové) a funkční (poruchy stabilizačních funkcí svalů).

2 Posturografie

Posturografie je metoda, pomocí které měříme reakční síly, jimiž působí lidské tělo na pevnou podložku. Posturografické měření se provádí na balanční plošině. Výsledkem měření jsou výstupy v podobě digitálního signálu. Výsledný signál můžeme dále zpracovávat a hodnotit, proto lze toto měření považovat za objektivizaci subjektivních testů. První počátky kvantitativního měření zemské reakční síly, kterou působí člověk na zem, sahají do 70. let 20. století [1] a [3].

Posturografické měření může být statické nebo dynamické. Při statickém vyšetření se pacient ani plošina nepohybují. Vyšetřuje se například stoj se zavřenýma očima, stoj na jedné noze atd. Při dynamické posturografii se pohybuje buď pacient (velké plošiny pro vyšetřování chůze) nebo se pohybuje plošina (narušení rovnováhy). U dynamické posturografie se měří doba reakce při balančních manévrech [1].

2.1 Stabilometrická plošina

Stabilometrické (balanční) plošiny jsou rovinné desky, podložky, koberce, pásy či vložky do bot, které převádějí na ně působící tlak vyvolaný působením reakčních sil na elektrický signál. Stabilometrická plošina většinou také dokáže změřit celkovou hmotnost člověka [5].

Na plošinu působí primární akční síla, což je tíhová síla člověka a sekundární reakční síly, což jsou síly svalů přenášené na plošinu. Tíhová síla je převážně vyvolaná působením gravitační síly, což je síla, která působí z těžiště směrem dolů. Vypočítá se vynásobením hmotnosti a gravitačního zrychlení. Reakční síla je síla, kterou působí zem na těleso a těleso na zemi [4] a [3].

Gravitační síla působí v jakékoli poloze, kterou tělo zaujímá v klidu i při pohybu. Vektor gravitační síly je složen ze tří složek: vertikální složka a dvě na sebe kolmé horizontální složky (anterioposteriální = předozadní a mediolaterální = boční) [4].

Stabilogram je grafický záznam trajektorie COP [1].

2.1.1 Převodníky síly na elektrický signál

Pro měření sil, které jsou vyvolány působením lidského těla, se používá celá řada převodníků, které převádějí sílu na elektrický signál. Nejznámější typy převodníků budou rozebrány v této kapitole [4].

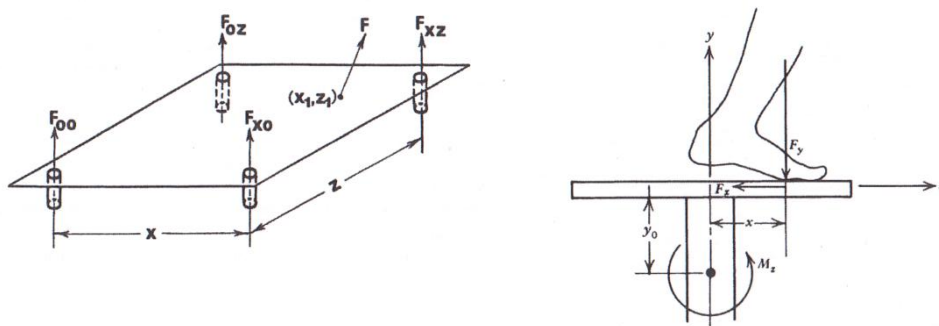
Tenzometrické převodníky jsou umístěny pod kovovou deskou (můstkové zapojení snímačů). Velmi malá změna rozměru převodníku, způsobí změnu odporu a tato změna odporu se projeví změnou napětí. Změna napětí je úměrná působící síle [4].

Dalším druhem převodníků síly jsou piezoelektrické převodníky. Tyto převodníky jsou vyrobeny ze speciálních krystalických materiálů (například křemen). U krystalických převodníků

dochází vlivem působení síly k změně anatomické struktury. Změny struktury způsobují elektrické nabíjení jejich povrchu a tak je vyvolán elektrický signál. Elektrický signál je úměrný působící síle [4].

2.1.2 Druhy silových podložek

Pro měření se používají nejvíce dva druhy silových desek. První je tvořena čtyřmi trojosými převodníky, v každém rohu je jeden. Celková velikost a poloha působící síly je vypočtena ze čtyř signálů, viz Obrázek 1 vlevo. Druhá je tvořena jedním sloupkem, na kterém je umístěna plošina, viz Obrázek 1 vpravo. K měření v rámci této práce bude použita podložka se čtyřmi převodníky [4].



Obrázek 1: Vlevo: Sloupková balanční plošina, vpravo: Balanční plošina se čtyřmi převodníky, [4]

2.1.3 Silové působení na balanční plošinu

Na každý převodník umístěný v rohu měřicí plošiny působí vertikální síla. Síly působící na jednotlivé převodníky označíme jako F_{y1} , F_{y2} , F_{y3} a F_{y4} . Výsledná velikost vertikální síly je dána součtem těchto dílčích sil, viz rovnice (1). Pokud jsou si všechny čtyři síly rovné, je střed tlaku působících sil přesně ve středu plošiny. Schéma působení sil je na obrázku, viz Obrázek 2. Pro určení polohy místa působení síly (P), musíme vypočítat momenty sil (M_x , M_y) působících ve směru podél osy x a z , viz rovnice (2) a (3). Tyto momenty musí odpovídat momentům, které vytvoří síla F_{yV} v bodě P , viz rovnice (4) a (5), vše je vztaženo k středu O . [5] a [4].

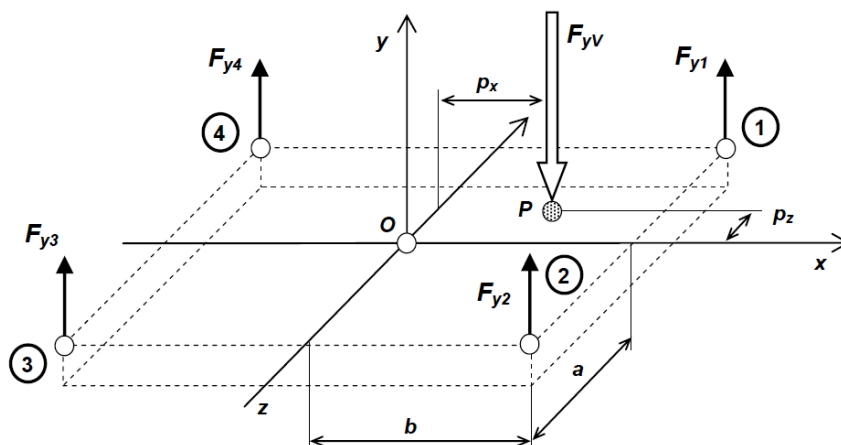
$$F_{yV} = F_{y1} + F_{y2} + F_{y3} + F_{y4} \quad (1)$$

$$M_x = a(F_{y1} - F_{y2} - F_{y3} + F_{y4}) \quad (2)$$

$$M_z = b(F_{y1} + F_{y2} - F_{y3} - F_{y4}) \quad (3)$$

$$M_x = P_z \cdot F_{yV} \quad (4)$$

$$M_z = P_x \cdot F_{yV} \quad (5)$$

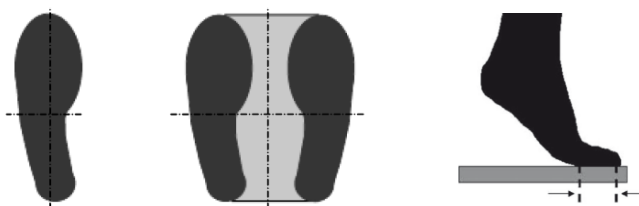


Obrázek 2: Schéma působení sil na balanční plošině, převzato z [5].

2.2 Opěrná báze a opěrná plocha

Opěrná plocha je část podložky, na které stojíme (je v přímém kontaktu s tělem). Opěrná báze (opora) je celá plocha mezi částmi podložky, kterých se přímo dotýkáme. Opěrná báze je tedy větší než opěrná plocha. Vše je patrné z obrázku, viz Obrázek 3. Tmavošedá plocha na obrázku (uprostřed) je opěrná plocha. Sjednocení tmavošedé a světlešedé plochy na obrázku uprostřed tvoří opěrnou bázi. Vidíme, že při stožení na jedné noze je opěrná plocha rovna opěrné bázi. Vektor tíhové síly by se měl při statické zátěži promítat do opěrné báze, pokud tomu tak není, ukazuje to na nějakou dysfunkci a tělo se pomocí svalů snaží, aby se do opěrné báze promítalo [1] a [5].

Na obrázku (Obrázek 3 - vpravo) je zobrazena další možnost opěrné plochy je jí pouze špička nohy (v tomto případě je stabilita velmi malá a výkyvy jsou četné [52].

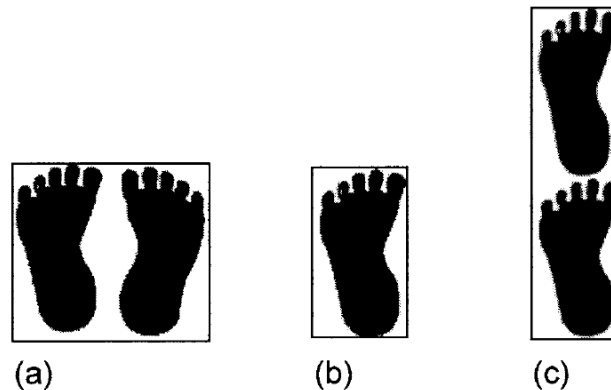


Obrázek 3: Vlevo stoj na jedné noze (levé), uprostřed stoj na obou nohách, vpravo na špičce, [5] a [52].

2.2.1 Opěrná plocha

Opěrná plocha (tedy i báze) může výrazně ovlivnit výsledky stabilometrického měření, proto je potřeba ji při měření zohledňovat.

Základní postoj je stoj na obou nohách, viz Obrázek 4 a. V tomto případě je nejširší opěrná báze a tělesná hmotnost je rozložena na obou nohách. COP (Center of pressure = střed působení tlaku, bude podrobně vysvětleno dále) je uprostřed mezi pravou a levou nohou, v tomto případě mluvíme o tzv. net COP (síťové COP) [3].



Obrázek 4: Typy opěrné plochy: a - stoj na obou nohách, b - stoj na jedné noze a c - úzká báze, [3].

Stoj na jedné noze je náročnější, protože je zmenšená opěrná báze, viz Obrázek 4 b. Při stoji na jedné noze se do posturální kontroly zapojují další mechanismy a je složitější zabránit pádu. Tento postoj lze využít pro měření na srovnání obou noh nebo při měření stability po úrazu končetiny a srovnávat zdravou a nemocnou končetinu. Při postoji na jedné noze je obtížnější udržet rovnováhu, zvláště když jsou omezeny i některé další části systému posturální kontroly (například zavřené oči) [3].

Hrozí zde proto nebezpečí, že měřená osoba se dotkne země nohou, na které nestojí. Otázka je, zdali je vhodné předcházet těmto dotekům nebo s nimi počítat. Předcházet dotekům se dá zkrácením doby měření, což ale může být při některých analýzách nežádoucí. Další možností je, že pacient má kolem sebe zábradlí a to mu dodává pocit bezpečí a nedotýká se tak často země. Také je možné pracovat se skutečností, že se měřená osoba dotkne země a například počítat doteky [3].

Tandemový stoj, to je stoj, při kterém jsou nohy za sebou, viz Obrázek 4 c. Je obdobou stání na jedné noze a také vyžaduje složitější kontrolu rovnováhy. Lze použít jako alternativu stání na jedné noze, protože takto lze stát delší dobu. Jedná se o stoj o úzké bázi, ale ne vždy lze toto měření použít, protože nemusíme mít dispozici vhodnou plošinu, na kterou se vejdou obě nohy za sebou. To jestli je dominantní končetina před nedominantní nebo opačně nemá vliv na polohu COP [3].

Na posturální stabilitu má také vliv tvar chodidla. Rozlišujeme tři druhy chodidel: normální chodidlo, ploché chodidlo a vypouklé chodidlo. Pokud se jedná o ploché chodidlo, je opěrná

plocha větší než v normě a do udržování stability se zapojují i jiné svaly, které k tomu nejsou určené. Proto se v praxi také provádí měření rozložení tlaku pod chodidly, k tomu se používají tlakové desky (pedografy) [5].

2.3 Popis základních parametrů posturografického měření

Před započítáním popisu parametrů posturografického měření je vhodné nadefinovat si některé základní pojmy. Rovnováha je schopnost těla udržet těžiště těla v limitech stability, která je určena opěrnou bází. Rovnováha popisuje dynamiku držení těla, která má zabránit pádu [3]. Řízení držení těla (Postural Control) je kontrolování polohy těla v prostoru za účelem zajištění stability a orientace [3]. Výkyvy těla (Postural Sway) popisují změny polohy těžiště [3].

2.3.1 COP a COM

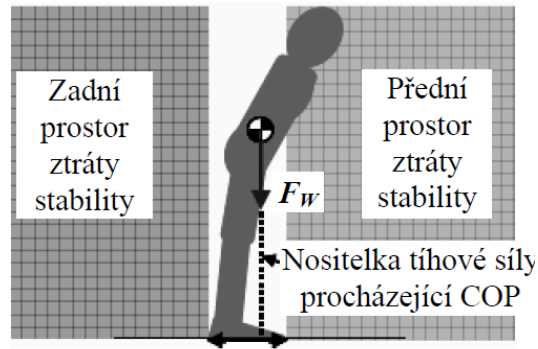
COM center of mass, COP center of pressure, GCoM ground projection of COM a COG center of gravity jsou v posturografii často používané termíny a jejich interpretace bývá často nejasná nebo nesprávná.

COM tedy center of mass je bod, kolem kterého je hmotnost těla rovnoměrně rozložena. Poloha COM odpovídá výsledné poloze reakční síly, což je síla v místě kontaktu chodidel s plošinou [5].

GCoM tedy ground projection of COM je průmět COM na rovinu podložky [5]. COG center of gravity je definováno jako poloha těžiště ve vertikálním (svislém) směru. Zajímavé je, že dvě třetiny hmotnosti lidského těla jsou rozmístěny ve dvou třetinách výšky, což zvyšuje náročnost udržení stability a její kontroly [4].

COP center of pressure (centrum tlaku) je vážený průměr tlakových sil, které působí do opěrné plochy. COP je bod, kolem kterého je rovnoměrně rozložena kontaktní síla. Kontaktní síla je síla, která působí na plošinu. COP je základní parametr posturografického měření od něho je pak odvozena většina dalších. Pokud pacient stojí nehybně, odpovídá COP kolmému průmětu těžiště COM na povrch plošiny, což je vlastně GCoM. Posun COP závisí na posunu COG a zapojení konkrétních svalů na noze. Při stožení je tlak na podložku vyvolaný chodidly rozložen různě v každé části styčné plochy, a pokud známe rozložení tlaku v jednotlivých místech, můžeme vypočítat účinek těchto tlaků jako časovou změnu dílčích tlaků. COP odráží trajektorii těžiště a točivý moment působící na povrch země [1], [3] a [5].

Člověk si neuvědomuje pozici COP a COG. Uvědomuje si pouze limity udržení rovnováhy. Když je limit rovnováhy překročen musí udělat krok a znovu nastavit rovnováhu, jinak spadne, viz Obrázek 5. Posun COP je větší než posun COG. Příklad fungování nastavení rovnováhy: pokud je detekován posun COG dozadu, aktivují se zádové svaly a posune COP také dozadu a systém se opět pokusí nastavit rovnováhu. COP se může pohybovat v rámci opory, ale nesmí se dostat vně [3] a [5].



Obrázek 5: Udržení stability těla, [5]

Při klidném postoji se měří výkyvy v horizontálním směru a to v předozadním a pravolevém směru. Hlavními výstupy měření je COP a COM. Pokud je velikost úhlu výkyvu malá (do 8°) jsou veličiny COP a COM svázány vodorovným zrychlením, toto svázání lze přirovnat k inverznímu kyvadlu. Inverzní kyvadlo je zařízení, u kterého se pohyb dolní části řídí tak, aby horní část zůstala nad ní v nezměněné poloze, tj. nehýbala se [4].

Všechny změny směru COM jsou spojeny s výchyly v COP signálu. Rozdílový signál COP-COM v systému řízení rovnováhy je signál pro řízení pohybu COM v horizontálním směru.

Svisle působící tíhová síla je dána váženým průměrem sil působících na plošinu. Tato síla závisí na umístění chodidel na plošině a na motorické kontrole kotníkových svalů. Přesun COP je tedy nervosvalová odpověď na změnu COM při nerovnováze. Zpomalení pohybu a změny směru v COP signálu ukazují na nesprávné fungování rovnováhy [4].

Rozložení tíhové síly na plošinu osciluje okolo 50% každé noze zvlášť. Součet těchto sil odpovídá celkové hmotnosti a výchyly zaznamenané na každé noze jsou v protifázi. Fluktace COM při klidovém postoji je způsobena pohybem hrudních orgánů zejména srdce a plíce.

Zatínání a uvolňování svalů způsobuje pohyb COP směrem ke stejné straně a přesun těžiště k opačné straně [4].

Tělo je rozčleněno na jednotlivé části (hlava, nohy...) a počítá se s každou částí zvlášť. Těžiště (COM) lze tedy nalézt určením středů rovnováhy jednotlivých částí. Těžiště se určuje v souřadnicích x, y v horizontálním směru. Poloha těžiště se v čase mění a určuje se trajektorie jeho pohybu. Polohy těžiště se zaznamenávají v čase a z nich se vypočítá celková poloha těžiště. Výpočet polohy těžiště se používá například u sportovců, dále při měření postury a rovnováhy. Celkové COM je dáno váženým průměrem jednotlivých COM z každé části těla. Z toho plyne, že i COP lze určovat zvlášť pro jednotlivé části těla, které se dotýkají plošiny nebo pro celé tělo [4] a [5].

Pohyb COP je tedy úzce spojen s přesouváním těžiště při udržování rovnováhy. COP lze snadno vypočítat ze záznamu při měření na stabilometrické plošině. COP se vypočítá z rozložení reakčních sil působících na stabilometrickou plošinu. COP je tedy základní parametr při kvantitativním posturografickém měření a od něho je odvozena většina dalších parametrů [1], [4] a [3].

2.3.2 Maximum, minimum, peak to peak a střední amplituda COP

Maximální amplituda je maximální výchylka hodnoty COP od jeho průměru. Podobně minimální amplituda je minimální výchylka hodnoty COP od jeho průměru. Nárůst hodnot maximální nebo minimální amplitudy značí pokles schopnosti těla udržet rovnováhu. Naopak pokles těchto hodnot znamená, že je zvýšená schopnost systému posturální kontroly udržet rovnováhu. Je to jediná hodnota z celého množství dat, proto se neví nakolik je tento ukazatel věrohodný. Používá se například při měření stability za různých podmínek, při měření v hluku je maximální amplituda větší než při měření bez hluku [3].

Peak to peak je rozdíl mezi maximální a minimální amplitudou COP. Opět se jedná pouze o dvě hodnoty z celého souboru měření, proto není vhodné je používat jako hlavní ukazatele nerovnováhy. Mohlo by to vést k chybným závěrům.

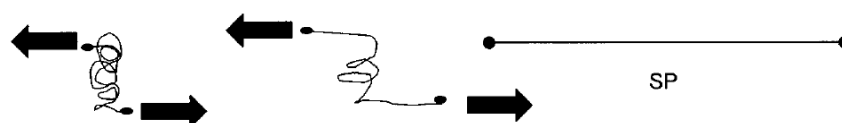
Střední amplituda COP je průměr všech měřených hodnot, je to tedy mnohem lepší ukazatel stability než předchozí. Nárůst průměrné amplitudy značí pokles posturální kontroly a pokles průměrné amplitudy znamená zlepšení stability. V případě, že by během jednoho měření došlo k velkému nárůstu průměrné amplitudy vlivem nežádoucích vnějších vlivů, byl by výsledek negativně ovlivněn. Proto je vhodné udělat průměr průměrů z několika měření [3].

2.3.3 Celková dráha a rychlost COP

Dráha COP je celková vzdálenost, kterou urazí COP během jednoho měření, viz Obrázek 6. Celkovou dráhu můžeme vypočítat jako součet vzdáleností mezi jednotlivými body COP. Pokud narůstá celková dráha COP, ukazuje to na sníženou schopnost systému udržet rovnováhu. Nicméně můžeme se setkat i s názorem, že velká dráha COP je ukazatelem stabilního postoje, protože COP vytváří dlouhé běhy nebo několik malých.

Rychlost COP se vypočítá z celkové vzdálenosti, kterou COP urazí za čas. A to tak, že podělíme celkovou dráhu COP dobou trvání měření. Tento ukazatel je spolehlivý při měření v poloze na dvou nohách. Se zvyšující se rychlostí klesají schopnosti kontrolovat držení těla a naopak. Nicméně opět není jisté, nakolik se dá na veličinu spolehnout, protože vyšší rychlost COP může znamenat normální způsob udržení rovnováhy pomocí častějších výkyvů.

Rychlost i dráha COP jsou ukazatele, které jsou dány kombinací výkyvů ve směru A/P a M/L. U některých onemocnění může být narušena rovnováha pouze v jednom směru (vysoká četnost změn v A/P směru je u pacientů s cerebrální lézí nebo četné změny v M/L rovině jsou u pacientů se zlomeninou kyčle), proto by mohla být použitím těchto parametrů tato skutečnost zastíněna [3].



Obrázek 6: Vlevo je dráha, kterou urazí COP a vpravo je táž vzdálenost převedená na přímku, [3].

2.3.4 Střední kvadratická odchylka amplitudy a rychlosti

Střední kvadratická odchylka (RMS) amplitudy je standardní odchylka posunů COP, tedy průměrné absolutní rozmístění hodnot COP okolo střední hodnoty COP. Střední kvadratická odchylka (RMS) rychlosti je rozložení posunů COP za čas. Pokles těchto hodnot značí schopnost těla zachovat si vzpřímený postoj a opačně. Tyto veličiny jsou citlivé zejména při měření rovnováhy u pacientů s poškozenou propriorepcí (například po mozkové mrtvici) a u pacientů s omezenou vizuální kontrolou rovnováhy. To se projevuje zejména v sagitální rovině. Byla zjištěna rozdílná korelace mezi proměnnými (RMS) amplitudy a rychlosti při otevřených a zavřených očích a to zvláště ve frontální rovině a zvláště v sagitální rovině. Největší korelace byla při zavřených očích v sagitální rovině [3].

2.3.5 Spektrální (frekvenční analýza)

Při kontrole rovnováhy se uplatňují tři systémy vizuální, somatosenzorický a vestibulární. Předpoklad je takový, že každý z jednotlivých systémů pracuje v určitém rozsahu frekvencí a má určitý výkon. Problém je v tom, že v literatuře dosud nebyly jasně stanoveny rozsahy frekvencí, na kterých jednotlivé systémy pracují. Jednotliví autoři se v těchto hodnotách liší. Například pro somatosenzorický systém je rozsah 0,3 - 1,2 Hz, po vizuální pod 0,1 Hz nebo pod 1 Hz, pro vestibulární nad 0,1 Hz [3]. Pomocí frekvenční analýzy není možné rozlišit jednotlivá pásma. Určení frekvenčního rozsahu jednotlivých systémů je předmětem dalšího výzkumu. Pokud by lékaři věděli, jaký systém kontroly rovnováhy se uplatňuje při konkrétních úkolech, mohli by určit, který systém je poškozen. Tato znalost by měla velké využití při určování dysfunkcí rovnováhy nebo v rehabilitaci [3].

2.3.6 Časově frekvenční analýza

Některé studie (například: [23], [61] nebo [62]) poukazují na to, že parametr COP je časově proměnný. Během trvání měření COP vykazuje časově variantní frekvenční změny, tedy vlastnosti spektra se s časem mění. Časově frekvenční analýza umožňuje zjistit, jaké frekvence se v signále objevují a kdy jaké vykazují změny v čase. Časově frekvenční analýzy lze například zjistit, rozdíly mezi zdravými a pacienty s vestibulární poruchou [3].

Časově frekvenční analýza umožňuje zkoumat tři systémy řízení rovnováhy nezávisle. Dokáže zjistit změny ve spektru, které se nedají zjistit pomocí frekvenční analýzy. Nicméně tato metoda se ještě vyvíjela [3].

2.3.7 Další parametry

Konfidenční elipsa je plocha, ve které je soustředěno nejvíce změn poloh COP. Nejčastěji se používá plocha 90% nebo 95% z celkové plochy elipsy. Plocha konfidenční elipsy je dána trajektorií COP. U konfidenční elipsy se hodnotí velikost obsahu plochy, délka a směr os a hodnota směrodatných odchylek v daném směru [1] a [5].

Parametry lze rozdělit na parametry počítané v časové oblasti a ve frekvenční oblasti, případně časově frekvenční oblasti. Parametry časové oblasti lze rozdělit na 1D a 2D. 1D parametry se počítají zvlášť v každém směru (A/P a M/L) a 2D parametry se počítají z obou směrů současně [2] a [25].

Parametry počítané v každém směru zvlášť (1D parametry):

- MD (mean distance) - střední vzdálenost dráhy (průběhu) COP od centra
- RMS - střední kvadratická odchylka časového průběhu COP
- SP (sway path) - cesta výkyvů, tj. celková délka trajektorie
- Range - rozsah COP přesunů
- MV (mean velocity) - střední rychlost
- MF (mean frequency) - střední frekvence, tj. počet smyček, které udělá COP za sekundu.
- Pokrytí celkové dráhy, vypočte se: $MF = SP/2 \cdot \pi \cdot MD$. T, T = doba měření [2] a [25].

Parametry počítané z obou směrů dohromady (2D parametry):

- $|90-MDir|$ úhlová odchylka výkyvů z AP roviny ve stupních (hodnotí hlavní směr výkyvů, relativní šířka oscilací v jednotlivých směrech)
- CCA prostor 95% věrohodnosti obvodu kružnice
- CEA prostor 95% věrohodnosti elipsy
- SA (sway area) - prostor výkyvů, prostor obsažených v přemístění COP za jednotku času. [2] a [25].

Parametry počítané ve frekvenční oblasti:

- TP (total power) - celkový výkon
- f_{50} (mediánová frekvence) - frekvence pod kterou je rozmístěno 50% výkonu
- f_{95} (výkonová frekvence) - frekvence pod kterou je rozmístěno 95% výkonu
- CF (centroidal frequency) - těžištní frekvence, frekvence jejíž spektrální hustota je koncentrovaná,
- FD (frequency dispersion) - frekvenční rozptyl. Variabilita frekvencí obsažených ve výkonovém spektru [2] a [25].

2.4 Vliv biofyzikálních faktorů na měřené parametry

Bylo zjištěno, že většina stabilometrických parametrů závisí na biomechanických faktorech. Závislost na biomechanických faktorech může způsobit chybnou interpretaci dat. Mezi tyto faktory patří zejména výška, hmotnost, opěrná plocha (její velikost), maximální šířka chodidel a úhel sevření chodidel. Na výšce a hmotnosti závisí všechny stabilometrické parametry. ML parametry (zejména očekávaná střední rychlost) závisí především na velikosti opěrné plochy. AP parametry závisí na maximální šířce chodidel. Obousměrné parametry jsou ovlivněny velikostí opěrné plochy a maximální šířkou chodidel. Úhel sevření chodidel ovlivňuje pouze frekvenční parametry v ML oblasti [2].

Průměrná amplituda je ovlivněna: vzdálenosti chodidel od sebe, délce chodidel a úhlem sevřeným mezi chodidly. Na tuto hodnotu má také vliv poloha chodidel na měřící plošině. Pokud chceme srovnávat různá měření nebo osoby, musíme dbát na to, aby byla poloha chodidel na desce vždy stejná. Jinak by měření neposkytovalo hodnotné výsledky [3].

2.5 Výběr vhodných parametrů pro hodnocení posturografického měření

Z měření reakční síly působící na podložku se vypočítá COP a další odvozené parametry. Je složité vybrat správné parametry a jejich hodnoty, které jsou typické pro konkrétní onemocnění [3].

Ve studii [2] byla prováděna analýza hlavních komponent parametrů, které se používají pro hodnocení při stabilometrických měření. Pro popis stabilometrických dat existuje velké množství parametrů. V této studii bylo vybráno 15 parametrů, které byly podrobeny analýze. Pomocí analýzy hlavních komponent bylo určováno, které parametry spolu souvisí (korelují) a na základě těchto korelací je možné vybrat jenom některé parametry, které postačují k popisu stabilometrických dat.

Při analýze hlavních komponent bylo zjištěno, že vysoce spolu korelují parametry RMS, MD, RANGE, CEA a CCA. Ze spektrálních parametrů spolu korelují f_{50} , f_{90} a CF (korelace s PSD power spektral density = hustota výkonu). Další nejvíce s nimi korelovaný parametr je 90-MDir. Dále pak 90-MDir s FD [2].

Jednotlivé parametry lze hodnotit buď v každém směru zvlášť (AP a ML) nebo dohromady v obou směrech. Bylo zjištěno, že spolu korelují RANGE, TP, RMS, MD v AP směru. V ML směru spolu korelují střední rychlost a frekvenční parametry [2].

2.6 Využití posturografie v klinické praxi

Měření rovnováhy má své využití v neurologii, ortopedii a geriatrii [2] a [3].

Podle frekvence oscilací lze orientačně určovat jednotlivé nemoci: oscilace na 3 Hz jsou typické pro pacienty s atrofií ventrální části mozečku, frekvence oscilací mezi 12-19 Hz se vyskytují u pacientů s primárním ortostatickým tremorem. Pacienti se somatoformním fobickým posturálním vertigem mají vyšší oscilace na frekvencích 3,5 Hz - 8 Hz [1]. Toho využívají moderní softwarové zařízení pro zpracování stabilometrických dat a dokážou tak hodnotit výsledky testů a porovnávat je s normami pro zdravé jedince. Takový systém vytváří například firma NeuroCom. Nutno však říci, že posturografie není diagnostická metoda a výsledky měření musíme správně posoudit a porovnat s danou diagnózou. Hodnoty konkrétního rozsahu frekvencí a k nim patřící příčiny poruchy rovnováhy nejsou jasně stanoveny, jedná se tedy spíše o orientační vyšetření [1] a [3].

Existují měřící systémy, které umožňují zpětnou vazbu s pacientem. Pacient monitoruje polohu svého těžiště. Toho se využívá zejména při rehabilitaci - terapeutické hry, které jsou

zacílené na nějaký konkrétní rovnovážný úkon (například namáhá se konkrétní svalstvo) [1] a [5].

Analýza jednotlivých parametrů COP se využívá například: při vyšetřování předcházení rizika pádu, při analýze změn v posturální výkonnosti při stárnutí, dále při analýze změn rovnováhy u pacientů s Parkinsonovou nemocí, dále lze využít pro určení rozdílného chování dominantní a nedominantní končetiny nebo při léčbě po operaci kyčle [2].

2.6.1 Omezení stabilometrického měření:

Není definován vzorový průběh signálu pro normální rovnováhu, bez poruchy. Měřicí protokoly a způsoby měření nejsou dostatečně standardizovány. Existuje velké množství proměnných, které se měří nebo dopočítávají při stabilometrickém měření a není jasné, kterou na co je vhodné použít [1], [2] a [3].

2.6.2 Cíle posturografického měření v lékařské praxi

Prvním hlavním cílem je určit zda je přítomná porucha rovnováhy. Dále určit jestli je u této poruchy nutná léčba. Zjistit co je příčinou zhoršení rovnováhy. Jaká účinná léčba této poruchy lze použít. A na základě těchto znalostí vytvořit konkrétní rehabilitační protokol.

Všechny zmíněné parametry COP souvisí s poruchami rovnováhy. Pro klinické potřeby se doporučují parametry: střední hodnota COP, RMS amplitudy COP a RMS rychlosti COP. Velmi důležité také je hodnotit tyto parametry zvlášť v obou směrech [3].

Překvapivé je, že hodnocení poruch rovnováhy podle výše zmíněných parametrů se v klinické praxi používá jen zřídka. Důvodem je to, že jednotlivé nemoci se mohou projevat stejnou poruchou rovnováhy a naopak tatáž nemoc může mít u různých pacientů různé projevy rovnováhy. Měření rovnováhy je tedy vhodné jen pro počáteční zjištění poruchy a orientační určení dysfunkce pomocí frekvenční analýzy. Větší využití má v rehabilitaci při návrhu rehabilitačních protokolů a sledování zlepšení [3].

3 Literární řešení

V oblasti posturografického měření je prováděno velké množství studií. Tyto studie se většinou zabývají zkoumáním nějaké konkrétní dysfunkce rovnováhy v souvislosti s nějakou nemocí či aktuálním stavem člověka. Tato práce je zaměřena především na výběr a použití metod pro zpracování posturografického signálu. Proto zde bude ke každé studii stručně uvedeno, čím se zabývá a hlavně jak byla daná data zpracována.

3.1 Výběr vhodných stabilometrických parametrů založený na analýze hlavních komponent

Stabilometrických parametrů existuje velké množství, v této studii byl zkoumán výběr nejvhodnějších parametrů pomocí analýzy hlavních komponent, viz výše (kapitola 2.5). Dvourozměrná časová řada COP může být charakterizována čtyřmi parametry, které popisují velikost cesty COP po povrchu, hlavní směr výkyvů a tvar a šířku pásma spektrální hustoty výkonu. COP v jednorozměrné časové řadě je popsáno šesti parametry (zvláště v AP ML rovině), které popisují rozptyl v AP směru, střední rychlost podél AP a ML směru, kontrast mezi ML a AP regulační aktivitou, a dva parametry které popisují spektrální vlastnosti v AP směru.

Pro měření byly vybrány tyto parametry: 11 parametrů z 1D (A/P a M/L) a 2D časové oblasti. Tyto parametry popisují hlavní parametry COP v časové a časově frekvenční oblasti. A 4 parametry z 2D časové oblasti popisující rovinné vlastnosti: oblast COP a směr výkyvů [2].

V rámci studie byla provedena dvě 50 sekundová měření pro každou osobu. Postoj s otevřenými očima. Dívaly se přímo na achromatický cíl o průměru 5cm ve vzdálenosti dva metry. Kvůli únavě bylo pro analýzu zpracováno jenom první měření.

Vzorkovací frekvence byla 200 Hz, data byla filtrována filtrem 30. řádu (dolní propust na 8 Hz nulová počáteční fáze a bylo provedeno podvzorkování na 20 Hz. Byly vypočteny souřadnice COP v AP a ML směru. Celkový pohyb COP byl získán reprezentací AP jako funkce ML časové řady. Byly vypočteny vzdálenosti mezi všemi body a průměr COP. Bylo také provedeno antropometrické měření a měření opěrné báze pro každou měřenou osobu. Pomocí těchto záznamů byl odstraněn vliv biomechanických faktorů na parametry COP.

3.2 Studie využívající rozdělení spektra na jednotlivé úseky

V těchto studiích při analýze stabilometrických dat byl signál rozdělen do jednotlivých frekvenčních pásem pomocí filtrů. Parametry byly vyhodnocovány buď zvláště v jednotlivých pásmech, nebo v celém nerozděleném signálu.

3.2.1 Účinek čtyřdenní turistiky na posturální kontrolu

V této studii byl zjišťován vliv čtyřdenní turistiky na posturální stabilitu. Dobrovolníci každý den chodili na túry a vždy večer po příchodu byla měřena jejich rovnováha. Bylo zjištěno, že v důsledku turistiky dochází k nárůstu globálních proměnných vyhodnocujících posturální stabilitu. Jednalo se o tyto proměnné v časové oblasti: plocha COP, celková dráha COP, střední rychlost COP, RMS COP a rozptyl COP. Ve spektrální oblasti došlo k nárůstu F80 (frekvence na 80% výkonu).

Při měření byla použita vzorkovací frekvence 100 Hz a měření trvalo 70 s. Signál byl filtrován Butterworthovým filtrem druhého řádu. Filtr byl typu dolní propust s mezní frekvencí 12,5 Hz. Prvních 10 s ze signálu bylo smazáno, aby se odstranily přechodné jevy. Ve frekvenční analýze byl počítán střední výkon v jednotlivých pásmech: 0 - 0,3 Hz, 0,3 - 1 Hz a 1 - 3 Hz. Dále střední frekvence, F50 a F80. Pro zpracování dat byl vytvořen program v programovém prostředí Matlab.

Pro každé měření zvlášť bylo vypočteno výkonové spektrum COP posunů. Výkonové spektrum bylo hodnoceno použitím Welchovy metody s 2000 vzorky na periodogram a spektrálním rozlišením 0,05 Hz. Při zpracování signálu bylo použito Hannovo okno s překrytím 1000 vzorků a v kaženém okně byl proveden odečet nejlepší lineární regrese. Dále byla vypočtena střední frekvence výkonu, mediánová frekvence výkonu (frekvence, která zahrnuje 50% prostoru pod výkonovým spektrem COP) a F80 (frekvence, která zahrnuje 80% prostoru pod výkonovým spektrem COP) [13].

3.2.2 Vliv různých modelů dýchání na rovnováhu při stání u atletů

V této studii byl zkoumán vliv různých modelů dýchání, hypoventilace a zadržetí dechu u atletů na posturální stabilitu. Bylo zjištěno, že u atletů byla rychlost a frekvence oscilací COP při klidném dýchání nižší, než u netrénovaných. Při zadržetí dechu došlo k nárůstu rychlosti a frekvence, nárůst byl výraznější u atletů. Při hypoventilaci byl opět větší nárůst parametrů u atletů. Změny v amplitudě výkyvů byly u obou skupin stejné.

Data byla sbírána s vzorkovací frekvencí 50 Hz a byla filtrována dolní propustí s šířkou pásma 7 kHz a 15 Hz. Data byla filtrována analogově digitálním konvertorem, byl použit Sinc filtr třetího řádu pro odstranění frekvence 50 Hz. Frekvenční analýza byla provedena pomocí StabMed software. Frekvence byly rozděleny do tří pásem (nízkofrekvenční od 0 Hz do 0,2 Hz, střední 0,2 Hz do 2 Hz a ve vysokofrekvenční od 2 Hz do 6 Hz). Výpočet frekvenčních pásem byl proveden v každé rovině zvlášť. Byla také vyhodnocována frekvence odpovídající 60 % výkonu frekvenčního pásma [18].

3.2.3 Frekvenční analýza výkyvů těla vyvolaných zvukovými stimuly

Měření bylo prováděno na zdravých jedincích, kteří byli podrobeni posturografickému měření, nejdříve bez zvukových stimulů a potom se zvukovými stimuly. Cílem této studie bylo zjistit

jaký vliv na posturální kontrolu mají zvukové stimuly. Z naměřeného poturografického signálu byly vypočítány klasické parametry COP posunů a k hlavní analýze byla použita frekvenční analýza. Výsledky ukázaly, že při zvukových stimulech dochází k významnému nárůstu výkyvů těla na nízkých a středních frekvencích a to v laterální rovině při zavřených očích. Ze studie vyplývá, že zvukové stimuly při posturografické kontrole aktivují zejména vestibulární systém.

Při frekvenční analýze byla provedena rychlá Fourierova transformace (FFT) signálu měřeného v každé rovině. Pro grafické zhodnocení spektrogramu byl použit program Autocad 13. Hodnocení bylo provedeno z výkonového spektra v rozsahu frekvencí od 0,01 do 5 Hz. Frekvenční spektrum bylo rozděleno do tří skupin (0,01 - 0,7 Hz, 0,7 - 1 Hz a 1 - 5 Hz). V každé skupině bylo vypočítáno relativní výkonové spektrum a střední výkonové spektrum [20].

3.2.4 Rombergův poměr v posturografii klidového stoje - opakovaný test spolehlivosti

V této studii byla vyšetřována vhodnost a intraindividuální variability Rombergova poměru pomocí opakovaného testu, při klidném stání. Byly analyzovány celkové posturální výkyvy a výkyvy s frekvencí pod 0,01 Hz. Bylo zjištěno, že Rombergův poměr je poměrně odlišný u jednotlivých jedinců.

Při sběru dat byla použita vzorkovací frekvence 50 Hz a 12 bitový A/D převodník. Při analýze byl rozptýl točivého momentu rozdělen do tří frekvenčních pásem: celkové pásmo, nízké frekvence ($<0,1$ Hz) a vysoké frekvence ($>0,1$ Hz). Pro rozdělení jednotlivých pásem byl použit FIR filtr pátého řádu s antialiasigovým filtrováním. Určení hranice 0,1 Hz vycházelo z Fourierovy transformace a experimentálních zkušeností [21].

3.2.5 Krátkodobá nestacionarita a vývoj posturálního řízení

V této studii byla testována stacionarita COP časové řady, která byla naměřena při klidovém stoji na obou nohách ve čtyřech skupinách 3leté děti, 5leté děti, dospělí studenti a senioři. Bylo zjištěno, že k nejmenším výkyvům COP dochází u studentů. Nestacionarita byla zjištěna ve všech skupinách kromě 3letých dětí a to v časové i časově-frekvenční oblasti.

Použitá vzorkovací frekvence byla 100 Hz. Signál byl filtrován dolní propustí s mezní frekvencí 10,5 Hz. Pro analýzu byla spektra rozdělena pomocí Butterworthova filtru s mezními frekvencemi 3 Hz a 6 Hz. Pro časově frekvenční analýzu byl signál rozdělen do frekvenčních pásem a v každém pásmu bylo vypočteno výkonové spektrum. (Frekvenční pásma pro 3 Hz filtr: 0,25; 0,45; 0,65 Hz; atd.; pro 6 Hz filtr 0,5; 0,9; 1,3 Hz atd. a pro 10,5 Hz filtr 1; 1,8; 2,6 atd.). Výsledek v časově frekvenční oblasti byl hodnocen podle trojrozměrných grafů výkonového spektra (na ose x frekvence, na ose y čas a na ose z výkonové spektrum) [23].

3.2.6 Vliv stárnutí na výkonové spektrum COP v houpavé posturografii

V této studii byla hodnocena souvislost stárnutí se změnami ve frekvenční oblasti parametrů COP za různých podmínek (otevření očí, zavřené oči, gumová podložka a bez gumové podložky). Výsledky studie ukázaly, že v mediolaterální rovině při otevřených očích a gumové podložce jsou věkem ovlivněny takto: střední frekvence u jedinců pozdního středního věku a u starších osob a vysoké frekvence u jedinců mladšího středního věku.

Prostor pod křivkou výkonu spektrální hustoty COP by vypočten ve třech frekvenčních pásmech pro nízké frekvence (0,02 - 0,1 Hz), střední frekvence (0,1 - 1 Hz) a vysoké frekvence (1 - 10 Hz) a byl hodnocen pomocí metody maximální entropie [26].

3.2.7 Studium posturálních výkyvů během těhotenství pomocí spektrální analýzy stabilometrického signálu

V této studii byl zkoumán vliv změn vyvolaných těhotenstvím na posturální výkyvy pomocí frekvenční analýzy. Bylo zjištěno, že změny nastaly pouze ve frekvenčním pásmu pod 0,5 Hz.

Signál byl měřen s vzorkovací frekvencí 50 Hz. Před spektrální analýzou byl signál filtrován dolní propustí s mezní frekvencí 2 Hz převzorkován s vzorkovací frekvencí 10 Hz, pomocí Burgovy metody s řádem 100. Spektrální analýza byla provedena pomocí autoregresivního modelování. Pro kompenzaci ztráty výkonu v propustném pásmu byl signál filtrován inverzní dolní propustí. Nejdříve byl vypočten celkový výkon spektrální hustoty v pásmu 0 - 2 Hz a po té bylo toto pásmo rozděleno do čtyř pásem (0 - 0,1; 0,1 - 0,2; 0,2 - 0,5; 0,5 - 2) [27].

3.2.8 Hodnocení abnormalit ortostatické posturální kontroly u systémové sklerózy

Ve studii byla zkoumána souvislost systémové sklerózy s posturální kontrolou. U nemocných se projevovaly vyšší oscilace na nízkých a středních frekvencích a to nezávisle na vizuální kontrole. Na stádiu nemoci nezáleželo. Tedy tuto nemoc by bylo možné diagnostikovat pomocí stabilometrie.

Data byla nahrána s vzorkovací frekvencí 10 Hz. Pro výpočet hodnotících parametrů ve frekvenční oblasti byla použita FFT. Byla vypočtena základní frekvence výkyvů (která byla reprezentována maximálním výkonem). Dále frekvence výkonového spektra (střední frekvence a její směrodatná odchylka, tzn. intenzita oscilací). Výkonové spektrum bylo rozděleno do tří pásem (0,01 - 0,5 Hz; 0,5 - 1 Hz a větší než 1 Hz) [29].

3.2.9 Dlouhodobé posturální abnormality benigní paroximální poziční závratí

Cílem této studie bylo zhodnotit frekvenci dlouhodobou stabilitu pacientu s touto nemocí pomocí frekvenční analýzy. Nemocných jedinců byl zjištěn výrazný nárůst výkyvů v obou směrech oproti kontrolní skupině.

Pomocí FFT byly vypočteny parametry ve frekvenční oblasti. Grafické zhodnocení spektrogramu bylo provedeno pomocí softwaru Autocad 12. Výkonové spektrum bylo počítáno pro frekvenční rozsah 0,01 - 5 Hz. Spektrální rozsah byl rozdělen na tři části (0,01 - 0,7 Hz, 0,7 -

1 Hz a 1 - 5 Hz) a v každé bylo vypočteno relativní výkonové spektrum a střední výkonové spektrum [32].

3.2.10 Porucha posturální kontroly u pacientů postižených tenzní bolestí hlavy

Cílem studie bylo zjistit, jestli pacienti s tenzní bolestí hlavy mají narušenou posturální stabilitu. K hodnocení byla použita frekvenční analýza. Byl zjištěn nárůst výkyvů v oblasti nízkých a středních frekvencí v mediolaterální rovině a nízkých frekvencí v anterioposteriální rovině.

Pro výpočet spektrálních parametrů byla použita FFT. Spektrogram byl hodnocen pomocí software Autocad 13. Frekvenční analýza byla provedena v rozsahu 0,01 - 5 Hz a ten byl dále rozdělen na menší části (0,01 - 0,7 Hz; 0,7 - 1 Hz a 1 - 5 Hz) a z každého z nich bylo vypočteno relativní a střední výkonové spektrum [34].

3.2.11 Časová a frekvenční analýza rovnováhy u mladých dospělých s Downovým syndromem

V této studii byly zkoumány v rovnováze rozdíly mezi pacienty s Downovým syndromem a zdravými jedinci. Pro hodnocení byly použity v časové oblasti parametry RMS, střední rychlost a plocha výkyvů, ve frekvenční oblasti střední frekvence. Při zavřených očích docházelo u zdravých jedinců nárůstu energie ve frekvenčním spektru a k poklesu nemocných na nízkých frekvencích. Pomocí této skutečnosti lze tedy rozpoznat Downův syndrom.

Data byla měřena s vzorkovací frekvencí 60 Hz. Signál byl filtrován Butterworthovým filtrem čtvrtého řádu, jednalo se o dolní propust s mezní frekvencí 6 Hz. Prvních 10 s měření nebylo zahrnuto do analýzy. Data byla zpracována v programovém prostředí Matlab. Pro výpočet energie spektra bylo využito pásmo 0,15 - 6 Hz (rozlišení 0,025 Hz). Celková energie spektra byla vypočtena v třech subpásmech: 0,15 - 0,5 Hz, 0,5 - 2 Hz a 2 - 6 Hz [35].

3.2.12 Vestibulární a proprioceptivní vlivy na pohyby trupu při klidném stání

V této studii byl zkoumán pohyb trupu při klidném stoji a různých podmínkách. Bylo zjištěno, že při klidovém stoji dochází k vzájemnému pohybu dolní části trupu a pánve, což přispívá ke zlepšení stability.

Signál byl měřen vzorkovací frekvencí 100 Hz. Nejprve byl filtrován ve zpětném a dopředném směru filtrem 4. řádu s nulovou fází na rozsah 0,05 - 20 Hz. Byla vypočtena SPD a podle ní byl signál rozdělen Butterworthovým filtrem 3. řádu na tři frekvenční pásma (menší než 0,7 Hz, od 0,7 do 3 Hz a větší než 3 Hz) [49].

3.3 Další metody

V těchto studiích byly pro analýzu využity různé méně tradiční metody. Tyto metody byly často kombinovány i s klasickými metodami.

3.3.1 Změny ve výkyvech při postoji během těhotenství: Popisná studie používající stabilometrii

Cílem této studie bylo analyzovat změny ve výkyvech těla při posturografickém měření během tří období těhotenství. Tyto změny postoji byly zjišťovány pomocí měření změn poloh COP a to parametrem konfidenční elipsa (85% hodnot) a spektrální analýzou, v obou rovinách (předozadní i boční).

Při měření byla použita vzorkovací frekvence 50 Hz. Pro měření byla použita vlastní měřicí platforma vyvinutá v souladu s French Association of Posturology a Bizzo et. [55] a [56]. Spektrální analýza byla provedena pomocí Burgovy autoregresivní metody (Burg's autoregressive method) s řádem 100 a decimací na 10 Hz. Celkový spektrální výkon byl vypočten pro každý směr zvlášť, do tohoto výpočtu byly zahrnuty pouze frekvence od 0 do 2 Hz, nad touto hranicí vykazovaly frekvence již jen malou aktivitu.

Bylo zjištěno, že během těhotenství dochází k výraznému nárůstu plochy konfidenční elipsy COP a ve frekvenční oblasti nárůst oscilací v předozadním směru a pokles oscilací v bočním směru. Tedy těhotenství má vliv na systém řídicí stabilitu člověka [6].

3.3.2 Srovnání akcelerometrie a měření COP počítačovou dynamickou posturografií: Měření rovnováhy

Cílem této studie bylo zjistit, zda spolu souvisí měření rovnováhy pomocí akcelerometrie a pomocí počítačové posturografie. U posturografického měření byly k hodnocení použity tyto parametry celková délka COP, RMS COP a peak to peak.

Data byla sbírána s vzorkovací frekvencí 100 Hz. Signál byl filtrován Butterworthovým filtrem čtvrtého řádu, filtr byl typu dolní propust s mezní frekvencí 1,25 Hz. Výsledky této studie ukázaly významnou korelaci mezi měřením rovnováhy pomocí akcelerometrie a počítačové posturografie [7].

3.3.3 Přehled změn v posturální kontrole během klidného stání souvisejících s věkem za použití klasických a moderních stabilmetrických deskriptorů

Tato studie se snaží odhalit změny v posturografických parametrech během přirozeného stárnutí člověka. Měření proběhlo ve třech věkových kategoriích.

Použitá vzorkovací frekvence byla 100 Hz. Signál byl filtrován Butterworthovým filtrem druhého řádu, v obou směrech pro odstranění fázového zpoždění. Filtr byl typu dolní propust s mezní frekvencí 12,5 Hz. Použité parametry pro hodnocení: střední rychlost COP, f80 (který zahrnuje 80% pod výkonovým spektrem), eliptická oblast (85% COP). Amplituda spektra byla odhadnuta tak, že signál byl rozdělen na úseky o délce 11 s, které se překrývaly z 50%. Tyto úseky byly vytvořeny Hanningovým oknem. Spektrálním rozlišení bylo 0,08 Hz a rozptyl byl nízký v důsledku segmentace.

U starších lidí se projevila vyšší frekvence výkyvů a větší záporná korelace mezi po sobě měřenými COP (po delší dobu). Stárnutí nezpůsobuje větší změny v posturální stabilitě, ale projevuje se častější úpravou rovnováhy, kvůli větší ztuhlosti svalů [8].

3.3.4 Hodnocení vlivu zadržetí dechu a hyperventilace na stabilitu lidského těla s použitím spektrální analýzy stabilometrického signálu

V této práci byl zkoumán vliv zadržetí dechu a vliv nucené ventilace na změnu ve stabilometrických parametrech a to jak v klasických tak ve frekvenčních charakteristikách stabilometrického signálu.

Spektrální parametry byly vypočítány pomocí software StabMed 2.10. Byl počítán výkon v jednotlivých pásmech: v nízkofrekvenčním pásmu od 0 Hz do 0,2 Hz, ve středním pásmu od 0,2 Hz do 2 Hz a ve vysokofrekvenčním pásmu od 2 Hz do 6 Hz. Dále byla počítána frekvence z prvního, druhého a třetího vrcholu amplitudy. Byla vyhodnocena také 60 % úroveň spektrálního výkonu (frekvence odpovídající 60 % nízkofrekvenčního spektrálního výkonu z celkového výkonu).

Bylo zjištěno, že klasické parametry jako je amplituda a rychlost COP jsou stejné při zadržetí dechu i při hypoventilaci, zadržetí dechu tedy nezpůsobuje změnu posturální stability. Nicméně změny jsou patrné ve frekvenční oblasti. Při zadržetí dechu dochází k posunu ve spektru směrem k vyšším frekvencím, ve srovnání se spektrem měřením při normálním klidovém stání. Při hyperventilaci dochází ještě k vyššímu posunu ve frekvenčním spektru, než při zadržetí dechu [9].

3.3.5 Kontrola a stabilita modelu komplexu invertovaných kyvadel v aplikaci při analýze výkyvů lidského těla při stání

Cílem této studie bylo vytvořit matematický model (inverzního kyvadla), který aproximoval posturální chování u zdravých a nemocných jedinců a při různých úkonech (stání na jedné noze nebo stání na obou nohách). Modely byly vytvářeny podle naměřených dat. Při měření postoje na jedné noze byl zaznamenán posun ve frekvenčním spektru směrem k vyšším frekvencím.

Stabilometrický signál byl filtrován pásmovou propustí s mezními frekvencemi 0,01 Hz a 10 Hz. Pro filtraci byl použit Butterworthův filtr druhého řádu. Trend základní linie byl odstraněn posunutím os x a y na jejich průměrné hodnoty. V rámci frekvenční analýzy byla počítána hustota spektrálního výkonu (PSD - power spectral density) [10].

3.3.6 Účinky hluboké mozkové stimulace a levodopy na posturální výkyvy pacientů s Parkinsonovou chorobou

V této studii bylo zjištěno, že pacienti s Parkinsonovou chorobou mají abnormální výkyvy při posturálním měření. Dále bylo zjištěno, že levodopa ještě zvyšuje tyto abnormality, kdežto při hloubkové mozkové stimulaci je charakter posturálních výkyvů lepší.

Signál byl zaznamenán s frekvencí 480 Hz po dobu 60 s a data byla filtrována FIR filtrem třicátého řádu. Filtr byl typu dolní propust s mezní frekvencí 10 Hz a signál byl převzorkován s frekvencí 20 Hz. K hodnocení byly použity tyto proměnné RMS COP, trajektorie COP, střední rychlost COP, 95 % konfindenční elipsa a 95 % výkonového frekvenčního spektra [12].

3.3.7 Rychlá výpočetní analýza plochy výkyvů za použití dat COP u dětí s mozkovou obrnou a u zdravých dětí

V této práci byla vyvinuta speciální metoda na COP v reálném čase, tato metoda využívá rychlé vyhledávání a setřídění na základě aproximace pomocí Green-Gaussovy metody. V rámci byly srovnávány parametry COP naměřené při klidném stání u dětí s mozkovou obrnou a u zdravých dětí. Ke srovnání byly použity tyto parametry: rychlost COP, zrychlení COP, celková dráha COP, plocha COP, RMS COP a střední frekvence. Bylo zjištěno, že v obou skupinách spolu korelují parametry rychlost COP a zrychlení COP. Tyto parametry jsou tedy vhodné pro analýzu v reálném čase.

Data byla sbírána s vzorkovací frekvencí 20 Hz. Pro hodnocení ve spektrální oblasti byla použita střední frekvence. Signál prošel Hamingovým oknem a byl filtrován Butterworthovým filtrem čtvrtého řádu, jednalo se o filtr typu dolní propust s mezní frekvencí 5 Hz, (signál prošel filtrem dvakrát, aby byl odstraněn fázový posun). Pro hodnocení rozložení frekvencí byla použita FFT Fast Fourier Transform (Rychlá Fourierova transformace) [15].

3.3.8 Vyšetřování COP Rombergovým kvocientem pro posouzení vlivu vizuální kontroly na výkyvy těla

V této práci byl zkoumán vliv vizuální zpětné vazby na posturální kontrolu u zdravých jedinců. Bylo zjištěno, že Rombergův koeficient vypočtený z jednoho měření nemůže být významný pro diagnostiku posturálních poruch, ale může naznačovat nějakou nesrovnalost, což napovídá tomu, aby se provedly další testy.

Signál byl filtrován antialiasingovým filtrem s mezní frekvencí 25 Hz. Signál COP byl vzorkován frekvencí 50 Hz (vzorkovací perioda 0,02 s). Pro zpracování bylo využito programové prostředí Matlab. Signál pozic COP byl filtrován Butterworthovým filtrem druhého řádu a to v přímém i zpětném směru pro odstranění fázového posunu. Použitý filtr byl typu dolní propust s mezní frekvencí 7 Hz) [16].

3.3.9 Analýza posturografického signálu za použití empirického modu dekompozice a grafu druhých diferencí

V této studii byl představen nový způsob analýzy COP pomocí empirického modu dekompozice s použitím grafu druhých diferencí. Použitá vzorkovací frekvence byla 100 Hz a pro filtraci byl použit Butterworthův osmého řádu filtr typu dolní propust s mezní frekvencí 10 Hz [19].

3.3.10 Analýza rotačního spektra aplikovaná na statickou stabilometrii

V této studii řešitelé předpokládali, že tvar trajektorie COP má rotační charakter. A pro analýzu stabilometrických parametrů použily analýzu rotačního spektra ve směru hodinových ručiček a proti směru hodinových ručiček. Bylo zjištěno, že je rozdíl mezi stabilometrickými parametry měřenými při otevřených a zavřených očích.

Při měření byla použita vzorkovací frekvence 5 kHz a ta byla podvzorkována na 100 Hz. Při analýze byly počítány spektrální parametry: střední frekvence, mediánová frekvence a šikmost. Vše bylo hodnoceno z pásma frekvencí po 95 % výkonová spektra. Před analýzou byly odstraněny frekvence nižší než 0,05 Hz [22].

3.3.11 Analýza stabilometrického signálu při testech se zvukovými stimuly

V této studii byl zkoumán vliv zvukových stimulů na posturální kontrolu. Posturální stabilita byla hodnocena pomocí těchto proměnných: střední hodnota COP, směrodatná odchylka COP, střední rychlost COP, střední hodnota posunů COP a střední frekvence. Zvukové stimuly mají vliv na střední rychlost COP. Bylo ale zjištěno, že ne všechny druhy zvukových podmětů mají vliv na stabilitu.

Signál byl filtrován Butterworthovým filtrem druhého řádu, filtr byl typu pásmová propust s mezními frekvencemi 0,05 a 0,5 Hz, protože nejvýznamnější část stabilometrického signálu je v tomto rozsahu. Signál byl zpracován v programovém prostředí Matlab. Ve frekvenční oblasti byla vypočtena střední frekvence výkonového spektra, které bylo vypočteno pomocí FFT [24].

3.3.12 Stabilometrické parametry jsou ovlivněny antropometrií a umístěním chodidel

Cílem studie bylo zjistit a kvantifikovat vliv biomechanických faktorů a umístění chodidel na podložce na stabilometrické parametry. Byla prokázána závislost těchto parametrů na biomechanických faktorech a umístění chodidel. Aby byl odstraněn jejich vliv na stabilometrické parametry, byl navržen postup normalizace. Proto bylo doporučeno při stabilometrickém měření antropometrické parametry zjišťovat. Pro analýzu byly použity tyto frekvenční parametry: celkový výkon, mediánová frekvence (F50), F95, centroidální frekvence a frekvenční rozptyl.

Měřený signál byl nahráván s vzorkovací frekvencí 200 Hz. Po té byl signál filtrován filtrem FIR třicátého řádu, filtr byl typu dolní propust s mezní frekvencí 8 Hz a nulovou počáteční fází. Signál byl následně převzorkován s vzorkovací frekvencí 20 Hz [25].

3.3.13 Amplitudová a frekvenční analýza stabilometrických dat u sedících dětí s a bez myelomeningokélou

V této studii byly srovnávány zdravé děti a děti s myelomeningokélou (rozštěp páteře). Srovnání bylo provedeno pomocí standardní odchylky COP (u dětí s onemocněním byla větší) a pomocí frekvenční analýzy.

Data byla naměřena s vzorkovací frekvencí 50 Hz a filtrována dolní propustí (10 Hz) pro odstranění šumu. Byla vypočtena hustota výkonového spektra a z ní určena mediánová

frekvence, ta byla nižší u dětí s onemocněním. Frekvenční analýza tedy odhalí základní rozdíly v posturálních výkyvech, které nejsou vizuálně zřejmé [28].

3.3.14 Metoda fraktální dimenze u pacientů v posturální kontrole s Prader-Wili syndromem

Cílem studie bylo kvantifikovat posturální strategii u pacientů s danou nemocí. Pomocí frekvenční analýzy se nepodařilo prokázat změny u nemocných pacientů oproti kontrolní skupině, pomocí fraktální dimenze a časových parametrů COP však ano.

Vzorkovací frekvence byla 500 Hz. Signál byl nejprve převzorkován s použitím antialiasingového filtru na frekvenci 10 Hz. Hodnocení ve frekvenční oblasti bylo založeno na autoregresivním modelování. Byla vypočtena centrální frekvence hlavního spektrálního píku [30].

3.3.15 Frekvenční spektrální charakteristiky rovnováhy s částečnou oporou chodidel

Cílem této studie bylo pomocí frekvenční analýzy zhodnotit změny v posturografickém signálu při stoji s redukovanou bází. Pro analýzu byly zvoleny tyto parametry: mediánová frekvence a absolutní sklon spektra pro obě roviny zvlášť. Bylo zjištěno, že redukováná báze má významný vliv na změnu těchto parametrů, při redukované bází docházelo k výraznému nárůstu mediánové frekvence.

Data byla naměřena s vzorkovací frekvencí 50 Hz. Surová data byla filtrována Butterworthovým filtrem čtvrtého řádu (dolní propust' s mezní frekvencí 5 Hz). Pro výpočet frekvenčních složek a výkonového spektra byla použita FFT (výkonová spektra od jednotlivých jedinců byla zprůměrována). Mediánová frekvence byla definována jako frekvence na 50 % kumulovaného výkonu. Celkový sklon regresní přímky byl vypočten z dvouosého logaritmického grafu výkonového spektra, což představuje rychlost přechodu z nízkých frekvencí na vysoké. V nižších frekvencích byl pozorován větší sklon a větší výkon [31].

3.3.16 Měření robustnosti systému posturální kontroly při mírném impulsivním rušení.

Cílem bylo navrhnout a otestovat robustnější systém pro měřená posturální stability. Navržený systém byl sledán účinným.

Spektrální parametry byly vypočteny pomocí Fourierovy transformace s Hamingovým oknem (pro minimalizaci úniku) a to v rozsahu 0.1 - 3 Hz. Mezi tyto parametry patřila střední frekvence a F 95% (95 % výkonového spektra) [33].

3.3.17 Časově proměnné charakteristiky posturálních výkyvů se liší u postižených a nepostižených jedinců

Bylo zjištěno, že spektrální charakteristiky se v čase mění. Existují rozdíly v časové i frekvenční oblasti mezi postiženými a nepostiženými při vizuálním rušení. Při klidném stoji mezi nimi rozdíly nejsou.

Naměřená data byla nejprve podvzorkována s frekvencí 2 Hz a nulovou střední hodnotou, k tomu byl použit 100 bodový digitální FIR filtr s nulovou fází a mezními frekvencemi 0,15 a 1 Hz (pásmová propust'). Pro výpočet byl použit kombinovaný spektrogram (vypočten pomocí Hamingova okna) a okrajové omezení (okraj byl brán jako kvadrát signálu a velikost kvadrátu diskretní Fourierovy transformace). Pro analýzu byly použity parametry: průměrná frekvence v každém časovém okamžiku, průměrný čas na každé frekvenci, směrodatná odchylka času na každé frekvenci a směrodatná odchylka frekvence v každém časovém okamžiku [37].

Podobné postupy byly použity i v další studii od těchto autorů [36].

3.4 Studie využívající vlnkovou transformaci

Vlnková transformace je nástroj, který je vhodné použít pro časově-frekvenční analýzu. Jelikož posturografický signál je časově proměnný a jeho spektrum se v čase mění, je proto vhodné využít vlnkovou transformaci k analýze tohoto signálu. Byly provedeny četné studie, které zkoumají posturografický signál pomocí této metody.

3.4.1 Únava krčních svalů ovlivňuje specifická frekvenční pásma posturální dynamiky při klidovém stání

Cílem této studie bylo zjistit, jak svalová únava krčních svalů ovlivňuje stání. K analýze byly použity moderní parametry popisující COP. Byla zjišťována vhodnost použití tradičních parametrů a vlnkové analýzy. Bylo zjištěno, že s rostoucí svalovou únavou narůstají posturální výkyvy. Vlnková analýza ukázala, že s rostoucí únavou roste rychlost COP.

Při měření byla použita vzorkovací frekvence 100 Hz. Pro odstranění šumu ve frekvenční oblasti byly použity kroky násobení. Signál z každého senzoru byl filtrován dolní propustí s mezní frekvencí 12,5 Hz. Pro filtraci byla použita dvouúrovňová nedecimovaná vlnka Symlet-8 s určitou úrovní odstranění detailů. Tato vlnka byla vybrána pro separaci proto, že má podobný tvar jako COP signál, nicméně bylo by možné použít i například Daubechies nebo Coiflet vlnky. Data byla nasbírána zařízením Wii Balance Board.

Po té byla data převedena do COP souřadnic a filtrována dolní propustí s mezní frekvencí 6,25 Hz. Pro filtraci byla použita tříúrovňová nedecimovaná vlnka Symlet-8 s určitou úrovní odstranění detailů. Výsledky měření byly počítány zvlášť ve čtyřech frekvenčních pásmech: střední (1,56–6,25 Hz), nízké (0,39–1,56 Hz), velmi nízké (0,10–0,39 Hz) a ultranízké (<0,10 Hz) [17].

3.4.2 O struktuře posturografie: Doba měření, parametrizace a zaměření pozornosti

Cílem této studie bylo vybrat parametry, které jsou ovlivněny dobou měření. K testování bylo vybráno 33 parametrů (1D parametry, 2D parametry a nelineární parametry) a bylo zjištěno, že některé závisí na době měření a jiné ne.

Vzorkovací frekvence byla 1000 Hz, data byla filtrována Butterworthovým filtrem čtvrtého řádu (dolní propust s mezní frekvencí 10 Hz) a následně byla převzorkována s vzorkovací frekvencí 100 Hz. Pomocí rychlé Fourierovy transformace byly vypočteny frekvenční parametry: střední frekvence, mediánová frekvence F80, F95, F99 a kumulovaná frekvence vypočtená pomocí vlnkové transformace [38].

3.4.3 Změny v posturální kontrole související s věkem jsou ovlivněny složitostí posturálního a kognitivního úkolu

Cílem bylo zjistit, zda při posturálním měření dojde k zhoršení stability u starších jedinců, pokud jedinec provádí ještě nějaký kognitivní úkol. Bylo zjištěno, že u mladších jedinců dojde při kognitivním úkolu k automatizaci posturálních mechanismů, zatím co u starších dochází k většímu soustředění na posturální stabilitu. Pro analýzu byly použity tradiční parametry a nelineární parametry (vlnková transformace) a byla zjištěna větší citlivost nelineárních parametrů.

Vzorkovací frekvence byla 40 Hz. Byly srovnávány tradiční parametry s parametry vlnkové transformace. Vlnková transformace nám poskytuje časově frekvenční schéma a 3D reprezentaci posunů COP. Časově frekvenční schéma znázorňuje frekvenci posunů COP jako funkci času. V 3D reprezentaci je zobrazen čas, frekvence a dekadický logaritmus spektrálního výkonu (reprezentován barevným kódem). Z výsledků vlnkové transformace byl vypočítán index posturální nestability v jednotlivých pásmech (0,05 - 0,5 Hz, 0,5 - 1,5 Hz a 1,5 -10Hz). První pásmo je nejvíce spojeno s vizuální, vestibulární a somatosenzorickou kontrolou, zatímco třetí pásmo u zdravých jedinců není přítomné, může být přítomno u starších jedinců. Bylo zjištěno, že spektrální výkon v jednotlivých pásmech se v čase mění a má tendenci jít k nule [39].

Podobnou metodu využití vlnkové transformace využili tito autoři i ve studii [40] a [41].

3.4.4 Mediolaterální nestabilita u pacientů s tinitem

V této studii byla zkoumána kvalita posturální stability u pacientů s modulovaným tinitem (hučení v uších). Hučení v uších by mohlo ovlivnit posturální stabilitu a vestibulární odpověď.

Vzorkovací frekvence byla 40 Hz. Výpočet výkonového spektra byl proveden pomocí rychlé Fourierovy transformace ve třech pásmech (0 - 0,5 Hz, 0,5 -2 Hz a větší jak 2 Hz). Dále byla provedena analýza pomocí vlnkové transformace, byl vypočten výkon v časově frekvenční oblasti a to ve třech pásmech (0 - 0,5 Hz, 0,5 -1,5 Hz a větší jak 1,5 Hz). Také byl vypočítán index posturální stability [42].

3.4.5 Analýza jednotlivých časových úseků posturografického signálu pomocí vlnkové transformace v souvislosti s vizuální kontrolou a jiným úkolem

Vlnková transformace se používá pro analýzu stabilometrických dat v jednotlivých časových úsecích. Zkoumaní jedinci při měření klidně stáli s otevřenými nebo zavřenými očima anebo

dělali ještě nějaký další úkol. Byla pozorována změna energie v jednotlivých frekvenčních pásmech u starých a mladých jedinců.

Analýza byla provedena pomocí vlnkové transformace a diskrétní Fourierovy transformace. Pomocí vlnkové transformace bylo vypočteno časově frekvenční spektrum. Výpočet spektra byl proveden pro tři různé vlnky: Haarova, diskrétní Meyerova a Biortogonální. Pomocí vlnkové transformace byl proveden 13 úroňový rozklad 70 s časového úseku. Vzorkovací frekvence byla 200 Hz a signál byl podzorkován na 100 Hz [43].

3.4.6 Prostorová a časová analýza postojů u dětí se strabismem

Cílem bylo analyzovat posturální stabilitu u dětí se strabismem (šilhání) a to pomocí vlnkové transformace. U dětí se strabismem byla výrazně horší posturální stabilita než u zdravých dětí.

Vzorkovací frekvence byla 40 Hz. Pro studium frekvence COP byla použita vlnková analýza. Index spektrálního výkonu byl vypočten pomocí vlnkové transformace v jednotlivých pásmech: 0,05 - 0,5 Hz (nízké frekvence), 0,5 - 1,5 Hz (střední frekvence) a větší než 1,5 Hz (vysoké frekvence). Index spektrálního výkonu je u zdravých nejnižší v pásmu vysokých frekvencí, ale u starších nemocných je zde vyšší. Přepokládané rozdělení jednotlivých pásem je: vizuální a vestibulární pro nízké frekvence, cerebrální pro střední frekvence a somatosenzorické pro vysoké frekvence [44].

Podobné využití vlnkové transformace uplatnili titíž autoři i ve studiích [45] a [46].

3.4.7 Analýza výkonového spektra COP pomocí vlnkové transformace k určení intervalu bodu zlomu při posturální kontrole

Cílem studie bylo vyvinout metodu k zjištění intervalu kritického bodu (CPI), když je senzorická zpětná vazba používána jako součást uzavřené smyčky. Bylo zjištěno, že parametr CPI lze využít k zjištění změn v posturální kontrole u starších lidí.

Data byla měřena s vzorkovací frekvencí 100 Hz a filtrována dolní propustí s mezní frekvencí 10 Hz (Butterworthův filtr 8. řádu). Výkon ve frekvenčním spektru byl koncentrován v rozsahu 0,01 - 2 Hz, přičemž největší byl 0,01 - 0,5 Hz. V rozsahu 0,01 - 2 Hz byla provedena vlnková transformace [48].

3.5 Studie zabývají se srovnáním metod (nebo skupin)

Pro srovnání metod je nutné mít k dispozici signál o předem známém průběhu, podle toho zjistíme, zda bylo pomocí zvolené metody dosaženo dobrých výsledků.

3.5.1 Nestacionarity při posturálních výkyvech

V této studii bylo provedeno srovnání skupiny s vestibulárním onemocněním a kontrolní skupiny. Měření proběhlo nejprve 30 s v klidu a pak nastal 60 s pohyb vizuální scéna s frekvencí 0,25 Hz. Ve frekvenčním spektru byl zákmit na 0,25 Hz. Podle časově frekvenční analýzy bylo

možné zjistit, že zdraví se na stimul (pohyb scény) přizpůsobí, energie v pásmu 0,25 Hz klesá). Zatímco nemocní nikoli, proto je u nich při frekvenční analýze vidět větší nárůst v tomto pásmu.

Dále byli srovnáváni zdraví staří a zdraví mladí. (Měření bylo obdobné jako v předchozí, ale trvalo pouze 60 s (30 s v klidu a 30 s s pohybující se scénou). Ve frekvenční oblasti byla výrazně větší amplituda na frekvenci 0,25 Hz starších než u mladých. Podle časově-frekvenční analýzy je patrné, že energie na 0,25 Hz na počátku narůstala a pak klesala [65].

3.5.2 Rozklad na časová pásma v posturografii při vizuálním úkolu a sekundárním úkolu, určení pomocí vlnkové transformace

V této studii byli srovnáváni zdraví staří a zdraví mladí. Při měření stáli v klidu nebo u toho prováděli další úkol, klepání prstem v rytmu 2 Hz a to s otevřenými i se zavřenými očima. Měli předpažené ruce a pohybovali ukazováčkem v metakarpoflageálním kloubu [43].

Analýza byla provedena pomocí rozkladové vlnkové transformace. U obou skupin byl zjištěn pokles energie v dlouhém pásmu (nízké frekvence) při stání se zavřenými očima, z toho vyplývá, že nízké frekvenční pásmo je tvořeno příspěvky z vizuálního systému kontroly rovnováhy [43].

Zde bylo také provedeno srovnání vlnkové transformace a Fourierovi transformace. Srovnání bylo provedeno tak, že tentýž problém analyzovali pomocí Fourierovy transformace (z ní vypočtených parametrů - střední frekvence výkonu) a vlnkové transformace. Bylo prokázáno, že vlnková transformace je citlivější, robustnější a poskytuje možnost podrobnějšího zkoumání, tedy více zvýrazní rozdíly mezi pozorovanými skupinami. Použití ukazatele MPF jsou rozdíly málo výrazné a můžeme se dopustit větší chyby. Při WT jsou chyby pouze v daném pásmu. WT umožňuje rozpoznat, která pásmo je nejvíce ovlivněno neuromuskulárními změnami. Ve studii bylo také provedeno srovnání různých druhů vlnek [43].

3.5.3 Časově-frekvenční analýza posturálních výkyvů

Při měření byl vytvořen signál se známými spektrálními charakteristikami. Stáli s nohama u sebe, ruce podél těla, pohled přímo dopředu. Pokusné osoby se hopali na kotnících podle metronomu, na němž se periodicky měnila frekvence v rozmezí od 1 do 2 Hz. Doba měření byla 30 s. Pomocí časově frekvenční analýzy byly zjišťovány rozdíly mezi skupinou zdravých a skupinou s vestibulárním onemocněním [62].

3.5.4 Posturální kontrola, stárnutí, modely zdroje pozornosti a metody posturální analýzy

Ve studii bylo provedeno srovnání mladých a starých při klidném stání, při klidném stání se současným prováděním aritmetického úkolu a při klidném stání se současným prováděním prostorového kognitivního úkolu.

Pro srovnání metod předpokládali známou skutečnost, že u starších narůstá posturální aktivita při současném provádění dalších úkolů. Bylo provedeno srovnání 4 metod (podle parametrů): difúzní analýza, plocha COP, výkon v pásmu 0,5 - 1,5 Hz a index posturální

stability. Poslední dva parametry byly vypočteny z výsledků analýzy pomocí vlnkové transformace, tyto parametry ukazují na skutečnost, že u starších dochází k nárůstu posturální aktivity při dalším úkolu během stání a to se složitostí úkolu. Podle ostatních parametrů tato skutečnost nebyla patrná, z toho vyplývá, že vlnková transformace je citlivější než ostatní porovnávané metody [61].

3.5.5 Aplikace metod časově-frekvenční analýzy při analýze posturálních výkyvů

V této studii byli srovnáváni zdraví a pacienti s vestibulárním onemocněním. Měření bylo provedeno 30 s v klidu a pak 30 s pohyb vizuální scény frekvencí 0, Hz nebo 0,025 Hz.

U zdravých jedinců se amplituda na frekvenci pohybu visuální scény časem zmenší, kdežto u pacientů s onemocněním s časem narůstá (nebo minimálně se nezmenšuje). Frekvenční analýza tedy nemůže odhalit nestacionarity vyskytující se během měření výkyvů [66] podobně i v [36] a [37].

3.6 Shrnutí

Není jisté, zda všechny studie obsahují vhodné postupy analýzy, proto jejich výsledky mohou být zkresleny. V některých studiích byla například použita nízká vzorkovací frekvence 40 Hz (studie [11]). V této práci budou dále podrobněji rozebrány některé metody, které jsou nejčastěji používány při analýze stabilometrických dat a to na základě výše uvedené rešerše.

4 Frekvenční analýza

Na základě literární rešerše je zde uveden přehled metod frekvenční analýzy, které se nejčastěji používají při stabilometrickém měření. Některé základní metody budou popsány podrobněji.

4.1 Možné způsoby předzpracování dat vyplývající ze studií

Při sběru dat v rámci měření v jednotlivých studiích byla používána vzorkovací frekvence 10 Hz - 5 kHz. Z níže uvedené studie, která se zabývá standardizací při posturografickém měření (kapitola 8.1.5), vyplývá, že vhodná vzorkovací frekvence je 50 - 100 Hz. Tedy při měření se vzorkovací frekvencí nižší než 50 Hz mohou být výsledky nepřesné. Pokud byla použita k vzorkování vzorkovací frekvence vyšší než 200 Hz, byl následně signál ještě podvzorkován na nižší vzorkovací frekvenci. Nejčastěji používaná vzorkovací frekvence byla 50 a 100 Hz (a většina dalších použitých vzorkovacích frekvencí byla v tomto rozsahu).

Pro další analýzu je signál filtrován dolní propustí. Pro filtraci se nejčastěji používá Butterworthův filtr 4. řádu, 2. řádu nebo méně často 8. řádu. Dále používané jsou také FIR filtry 30. řádu nebo Sinc filtry 3. řádu.

Filtry jsou dolní pro propust (případně pásmová propust) v propustném pásmu 0 - 12,5 Hz. V některých studiích bylo použito i užší propustné pásmo (například jen 0 - 2 Hz nebo začínalo až od 0,05 Hz), to závisí na typu aplikace.

Při frekvenčních metodách se také používá vynásobení signálu oknem. To je vhodné pro odstranění efektu prosakování spektra [57]. Nejčastěji používaná okna jsou například: Hamingovo okno ([8], [15], [33] a [37]) nebo Hannovo okno [13].

4.1.1 Interpolace ve spektrální oblasti

Pokud potřebujeme upravit více signálů tak, aby obsahovaly stejný počet vzorků, tedy měli stejnou vzorkovací frekvenci, je třeba provést jejich interpolaci. Jedním ze způsobů je interpolace ve spektrální oblasti.

Princip metody je následující. Nejprve provedeme Fourierovu transformaci signálu. Pokud chceme signál prodloužit, roztrhneme spektrum v polovině (polovina vzorkovací frekvence) a vložíme potřebný počet nul, (aby výsledná délka signálu odpovídala požadované délce). Při sudé délce spektra je potřeba hodnotu na polovině vzorkovací frekvence rozdělit dvěma a hodnoty vložit za poslední nenulové vzorky nejbližší středu na obě strany spektra, nebo pokud je tato hodnota zanedbatelná lze ji nahradit nulou.

Pokud chceme signál zkrátit, roztrhneme spektrum v polovině (polovina vzorkovací frekvence) a smažeme potřebný počet vzorků rovnoměrně od středu spektra na obě strany, (aby výsledná délka signálu odpovídala požadované délce).

4.2 Přehled parametrů používaných pro hodnocení ve frekvenční oblasti

Přehled je vytvořen z výše zmíněných studií.

Tabulka 1: Přehled parametrů používaných pro hodnocení ve frekvenční oblasti

Anglický název (zkratka)	Český název	Vysvětlení parametru
TP - total power	celkový výkon	Plocha pod křivkou spektrálního výkonu
Mean frequency	Střední frekvence*	Průměr frekvencí
Median frequency F50	Mediánová frekvence	Frekvence, pod kterou se nachází 50 % celkového výkonu
F60, F80, F95, F99**	Výkonové frekvence	Frekvence, pod kterou se nachází 60%, 80 %, 95% nebo 99% celkového výkonu
CF centroidal frequency	Centrální frekvence	Frekvence, kolem níž je spektrální hustota nejvíce koncentrovaná
FD frequency dispersion	Frekvenční rozptyl	Variabilita frekvencí obsažených ve výkonovém spektru.
Skewness	Šikmost	Stupeň asymetričnosti rozdělení kolem střední hodnoty

*Pozor: mean frequency (střední frekvence) je v některých zdrojích (například [2] nebo [25]) definováno jako počet smyček COP za sekundu, které je potřeba provést k pokrytí celkové trajektorie je to tedy časový parametr, nikoli spektrální.

**Teoreticky je možné počítat pro libovolné procento výkonu.

Dále byly pro hodnocení použity i jiné parametry například: směrodatná odchylka střední frekvence nebo intenzita oscilací střední frekvence.

4.3 Přehled metod používaných při frekvenční spektrální analýze

Pro analýzu ve frekvenční oblasti byla nejčastěji použita FFT (Fast Fourier Transformation), například studie [19], [24], [29], [31], [32] nebo [34]. Dále byla využívána Fourierova transformace s použitím Hamingova okna ([8], [15], [33], [36] a [37]).

Velké množství studií využívalo rozdělení signálu do několika frekvenčních pásem a analýzu v nich ([18], [26], [34] a [35]).

Dále byly použity tyto metody: autoregresivní modelování ([27] a [30]), Welchova metoda s použitím Hannova okna [13] a Burgova metoda (Burg's autoregressive method) [6] a [27]. V některých studiích byla filtrace provedena ve zpětném i dopředném směru pro odstranění fázového zkreslení [16].

4.3.1 Rozdělení signálu do frekvenčních pásem

Velké množství studií využívá při analýze rozdělení signálu do jednotlivých frekvenčních pásem. V tabulce (Tabulka 2) je uveden přehled různých frekvenčních pásem používaných ve studiích.

Tabulka 2: Rozdělení signálu do frekvenčních pásem, podle studií

Studie	Rozsah frekvenčních pásem					F _{mez} dolní	F _{mez} horní
	[Hz]					[Hz]	[Hz]
3.2.1	0	0,3	1	3		0	12,5
3.2.2	0	0,2	2	6		0	6
3.2.3	0,01	0,7	1	5		0,01	5
3.2.4	0	0,1				0	Neuvedeno
3.2.5	0,25	0,45	0,65	0,85		0	10,5
	0,5	0,9	1,3	1,7		0	10,5
	1	1,8	2,6	3,4		0	10,5
3.2.6	0,02	0,1	1	10		0,02	10
3.2.7	0	0,1	0,2	0,5	2	0	2
3.2.8	0,01	0,5	1			0,01	5
3.2.9	0,01	0,7	1	5		0,01	5
3.2.10	0,01	0,7	1	5		0,01	5
3.2.11	0,15	0,5	2	6		0,15	6
3.2.12	0,05	0,7	3	20		0,05	20
3.3.1	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	2
3.3.2	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	1,25
3.3.3	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	12,5
3.3.4	0	0,2	2	6		0	6
3.3.5	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0,01	10
3.3.6	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	10
3.3.7	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	5
3.3.8	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	7
3.3.9	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	10
3.3.10	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0,05	Neuvedeno
3.3.11	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0,05	0,5
3.3.12	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					Neuvedeno	Neuvedeno
3.3.13	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	10
3.3.14	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	10
3.3.15	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0	5
3.3.16	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0,1	3
3.3.17	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0,15	1
3.4.1	0	0,1	0,39	1,56	6,25	0	6,25
3.4.2	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					Neuvedeno	Neuvedeno
3.4.3	0,05	0,5	1,5	10		0,05	10
3.4.4	0	0,5	1,5			0	Neuvedeno
	0	0,5	2			0	Neuvedeno
3.4.5	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					Neuvedeno	Neuvedeno
3.4.6	0,05	0,5	1,5			0	Neuvedeno
3.4.7	Studie nevyužívala rozdělní do frekvenčních pásem					0,01	10
Kap. Roz.	0,02	0,2	2	10			

V tabulce jsou také uvedeny mezní frekvence, které byly použity při počáteční filtraci při zpracování signálu. F_{mez} dolní je dolní mezní frekvence pásmové propusti a F_{mez} horní je horní mezní frekvence pásmové propusti.

V jednotlivých frekvenčních pásmech se počítá výkon a může být porovnán s celkovým výkonem. Použití rozdělení do frekvenčních pásem může napomoci zjištění správné diagnózy, protože jednotlivé systémy, které se podílí na řízení rovnováhy, jsou vázány na konkrétní frekvenční pásma.

Za jakýsi standard pro rozdělení signálu do frekvenčních pásem je považováno Kapteynovo rozdělení - je uvedeno v tabulce (Tabulka 2) úplně dole [64].

4.3.2 Popis frekvenčních pásem

V nejnovějších studiích nejčastěji nacházíme toto rozdělení frekvenčních pásem 0,05 - 0,5 Hz, 0,5 - 1,5 Hz a 1,5 -10 Hz. V některých publikacích se hranice mírně liší, například [13]. Obecně jsou tato jednotlivá frekvenční pásma popisována takto: Příspěvky v prvním frekvenčním pásmu jsou způsobeny vizuálním systémem řízení rovnováhy a v druhém somatosenzorickým nebo vestibulárním systémem. Třetí frekvenční pásmo má při klidném stání u zdravých jedinců zanedbatelné příspěvky, ale u jedinců, kteří mají nějaké posturální poruchy nebo u starších osob, může být toto pásmo výraznější. Výraznější je také pokud jedinec provádí při klidném stání ještě kognitivní úkoly například [39], [40], [41] a [44]. Viz také Tabulka 2, kde je vidět, které studie toto rozdělení používají.

4.3.3 Vysvětlení jednotlivých systémů řízení rovnováhy

Vizuální systém je systémem řízení rovnováhy pomocí zraku. Somatosenzorický (proprioreceptivní) systém, je systémem který obsahuje část mozkové kůry, která přímá informace z receptorů v kůži (hmat, tlak, bolest...). Vestibulární systém je systémem řízení rovnováhy ve vnitřním uchu.

4.4 Fourierova transformace

Fourierova transformace je základem pro spektrální analýzu. Pro výpočty se používá algoritmus rychlé Fourierovy transformace (FFT - Fast Fourier transformation). Jedná se o algoritmus, který urychluje výpočet Fourierovy transformace pro diskrétní vzorky. V programovém prostředí Matlab je tato funkce implementována pod názvem `fft`.

4.5 Welchova metoda

Je to autokorelační metoda. Funguje následovně: nejprve jsou vybrány jednotlivé časové úseky ze signálu pomocí plovoucího okna (například Hannovo okno), jednotlivé úseky se mohou překrývat. Z jednotlivých úseků jsou vypočtena výkonová spektra a tato spektra jsou následně

zprůměrována. Tato metoda je implementována v programovém prostředí Matlab jako funkce s názvem `pwelch` [57].

4.6 Autoregresivní spektrální analýza

Při použití autoregresivní spektrální analýzy k hodnocení spektrálního výkonu je důležité zvolit vhodný řád modelu a vhodnou vzorkovací frekvenci. Při spektrální analýze stabilometrického signálu jsou nejvýznamnější hodnoty ve spektru do 0,1 Hz. V tomto pásmu je obvykle malá citlivost a rozlišení, zejména při krátké době měření [60] a [61]. Proto je nutné správně navrhnout autoregresivní model pomocí jednotkové kružnice. Pokud zvolíme nízký řád autoregresivního modelu (5 - 10 řád), dostaneme na nízkých frekvencích hladké spektrum, což je nežádoucí. Vhodné je použít model 100. řádu, při tomto řádu dosáhneme dostatečného rozlišení i na nízkých frekvencích. Zvyšování řádu nemá významný vliv na vyšší frekvenční pásma [60].

4.6.1 Burgova metoda

Je to jedna z autoregresivních metod. Princip metody spočívá v tom, že je porovnáván skutečný signál s ideálním signálem (model signálu) a počítáme jejich rozdíl. Jedná se o odhad spektra, spektrum vypočtené pomocí této metody je více vyhlazené. Tato metoda je implementována v programovém prostředí Matlab jako funkce s názvem `pburg` [58].

4.7 Analýza s využitím entropie komplexního signálu

K analýze stabilometrického signálu lze využít i jeho komplexní hodnoty. V signálu je možné hodnotit různé rysy v komplexní rovině. Jedná se zejména o spektrální entropii, aproximační entropii a singulární hodnotu entropie dekompozitního spektra. V jednotlivých úsecích je hodnoceno společné komplexní skóre. Změny v komplexním spektru přinášejí užitečné informace o posturálních výkyvech [64].

5 Časově frekvenční analýza

Mnohé metody zpracování posturografického signálu předpokládají zjednodušení, že posturografický signál je stacionární. Protože se ale charakteristiky posturografického signálu mění v čase je tento signál nestacionární. Metody, které uvažují zjednodušení stacionarity signálu, mohou dávat nesprávné výsledky [62].

Pomocí stacionární analýzy získáme jen informace o odezvě řídicího systému posturální kontroly. Časově frekvenční analýzy poskytují plnohodnotné informace o spektrálních a časových charakteristikách signálu. Při frekvenční analýze vidíme na kterých frekvencích je vysoký výkon a při časově frekvenční analýze vidíme, na kterých frekvencích je vysoký výkon a navíc i v jakém čase [62], [65].

To je velice užitečné, protože velké množství posturálních patologií se projevuje na určitých frekvencích a v určitém čase měření. Časově frekvenční analýza také umožňuje sledovat odezvu na přechodné stimuly při měření. Dále umožňuje sledovat změny v systému posturální kontroly. Poznatky této analýzy lze využít i pro vytváření modelů posturální kontroly. Nevýhodou časově-frekvenční analýzy je to, že musíme najít kompromis mezi časovým a spektrálním rozlišením [62].

5.1 Metody časově frekvenční analýzy

Nejčastěji jsou používány 4 metody:

- STFT = Short time fourier transformation (krátkodobá Fourierova transformace),
- metody založené na bilineární distribuci,
- vlnková transformace,
- metoda vývojového spektra [62] a [63].

První dvě zmíněné metody mají určité omezení, které způsobují jejich složitější interpretaci. STFT předpokládá, že signál je stacionární v krátkých úsecích. U bilineárních metod se vyskytuje cross-term artefakt (křížení intervalů) a není zaručeno, že spektrální odhady budou kladné.

Metoda vývojového spektra (evoluční periodogram) předpokládá, že časově proměnná amplituda na každé frekvenci může být přesně vyjádřena pomocí ortonormální expanzní funkce (například Legendreova, Fourierova and Walsh-Hadamardova). Časově-frekvenční rozlišení je dáno počtem použitých expanzních funkcí. Metoda nemá nevýhody, které měly předchozí metody, její spektrální odhady jsou vždy kladné. Zdokonalením této metody je metoda vývojového spektra přizpůsobeného signálu (Date-adaptive evolutionary spectral estimation) [62].

5.2 Krátkodobá Fourierova transformace (STFT)

Je to takzvaná metoda spektrogramu. STFT předpokládá, že signál je stacionární v krátkých úsecích. Při analýze pomocí této metody se využívá plovoucí okno, které se posunuje po signálu. Fourierova transformace je provedena v každém okně zvlášť. Výsledné rozlišení závisí na typu a délce tohoto okna. Je nutné volit kompromis mezi časovým a frekvenčním rozlišením. Výsledkem je trojrozměrná informace na ose x je čas na ose y jsou frekvence a barevně nebo v třetím rozměru je vyjádřena amplituda [62].

5.3 Metoda vývojového spektra přizpůsobeného signálu

Jedná se o vývojové spektrum přizpůsobené datům. Tato metoda poskytuje lepší výsledky, je však výpočetně náročnější. Metoda je popsána touto rovnicí (6).

$$S_{DA}(n, \omega) = b^H [n] [F^H R_{xx}^{-1} F]^{-1} b [n] \quad (6)$$

Kde R_{xx} je časově proměnná autokorelační funkce signálu

$b[n]$ je vektor ortonormálních funkcí v čase n (zde byla použita Fourierova ortonormální funkce)

F je matice $N \times M$ se vstupy, $f_{n+1,i+1} = \beta_i^* [n] e^{j\omega n}$, $0 \leq n \leq N-1$, $0 \leq i \leq M-1$; kde β_i je i -tá ortonormální funkce,

Vstupy časově frekvenční funkce jsou generovány přes všechna n a ω

n je časový index a ω je frekvenční index

je N počet bodů signálu a M počet expanzních funkcí

f jsou jednotlivé prvky matice F

Při analýze je vhodné odstranit časově proměnnou střední hodnotu, signál vyhladit dolní propustí s mezní frekvencí 5 Hz a podvzorkovat s krokem 2.

V případě že $M = 1$ a signál je stacionární, redukuje tato metoda minimální Caponovu odchylku spektrálního odhadu [62] a [63].

5.4 Analýza pomocí vlnkové transformace

Vlnková transformace předpokládá, že signál je složen ze součtu vlnek. Základem je mateřská vlnka, která má největší amplitudu v nule a má omezenou délku trvání. Tvar vlnky se může měnit, aby se co nejlépe přizpůsobila tvaru signálu. Spojitá vlnková transformace je dána konvolucí časového signálu s různě roztaženou a posunutou vlnkou viz rovnice (7), převzato z [43].

$$T(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{a,b}^*(t) dt \quad (7)$$

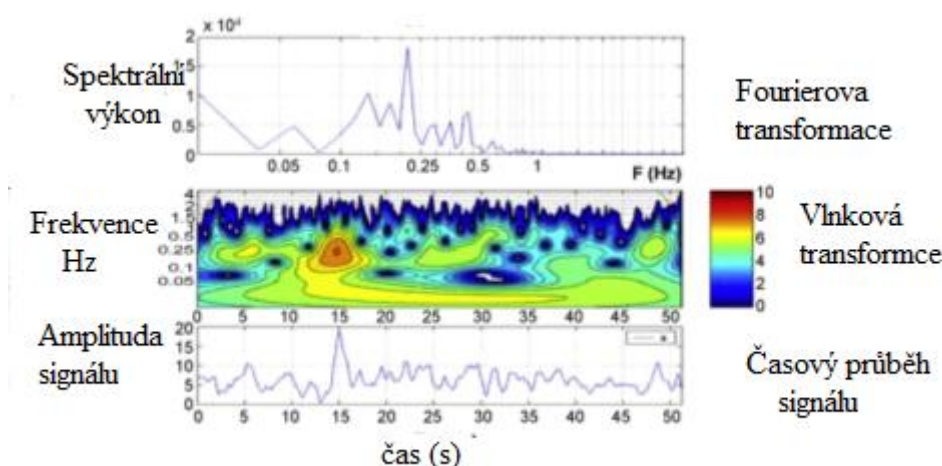
kde $T(a,b)$ jsou vlnkové koeficienty, $x(t)$ je časový signál, $\psi_{a,b}(t)$ je vlnková funkce, reprezentuje tvar konkrétní vlnky, a je roztažení vlnky, b je posunutí v čase.

Roztažené vlnky (dceřiné) jsou odvozeny z mateřské vlnky (bázová vlnková funkce), která je dána rovnicí (8), převzato z [43]. Nejvíce roztažená vlnka, tedy vysoké hodnoty měřítka odpovídají nízkým frekvencím a nízké hodnoty měřítka (nejvíce stlačená vlnka) odpovídá vysokým frekvencím.

$$\psi_{(a,b)}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (8)$$

kde $\psi_{a,b}(t)$ je dceřiná vlnka, $\psi(t)$ je mateřská vlnka, a je roztažení vlnky, b je posunutí v čase.

Vlnková transformace poskytuje možnost časově frekvenční analýzy ve trojrozměrném prostoru. Umožňuje hodnocení posturálních výkyvů statických i dynamických podmínek. Získáme tak zobrazení frekvence posunů COP jako funkci času. Třetí rozměr je amplituda spektra, nejčastěji bývá odlišena barevně (studené barvy - nízká amplituda a teplé barvy vysoká amplituda). Na obrázku (Obrázek 7) můžeme vidět srovnání Fourierovy transformace a vlnkové transformace [61].



Obrázek 7: Srovnání Fourierovy transformace a vlnkové transformace, [61]

Při Fourierově transformaci (Obrázek 7 nahoře) zjistíme, že největší amplituda je na frekvenci cca 0,25 Hz, ale nezjistíme, v kterém časovém okamžiku vznikla. To nám odhalí až vlnková transformace, vidíme, že vznikla v čase cca 15 s (Obrázek 7 uprostřed). Vlnková transformace tedy umožňuje analýzu v jednotlivých časových nebo frekvenčních pásmech [61].

5.4.1 Použití vlnkové transformace v posturografii

Pro posturografickou analýzu se používá spojitá i diskrétní vlnková transformace.

Pomocí dyadické vlnkové transformace se dají zkoumat změny v čase v jednotlivých pásmech. Lze provést rozklad časového signálu na jednotlivé složky získané korelací s konkrétní vlnkou (s různě roztaženou vlnkou). Nejdelší měřítka (nejvíce roztažená vlnka) obsahuje nízké

frekvence a je v něm obvykle největší energie signálu. Nejkratší měřítko (nejméně roztažená vlnka) obsahuje vysoké frekvence a je v něm nejmenší energie.

Pomocí rozkladu signálu jednotlivými vlnkami (několik pásem od nejdelší po nejkratší vlnku) můžeme zjistit příspěvky energií v těchto jednotlivých pásmech. Konkrétní pásmo je spojeno s určitým druhem nervosvalového řízení rovnováhy [43].

U spojitě vlnkové transformace jsou možné různé způsoby vykreslení, viz také nápověda v Matlabu k funkci `cwt`. Jedná se například o konturové zobrazení, trojrozměrné zobrazení nebo zobrazení různé barevné škály.

Při použití spojitě vlnkové transformace se tvar vlnky (roztažení) mění plynule v rámci zvoleného měřítka. Při použití dyadické vlnkové transformace se tvar vlnky (roztažení) mění skokově, měřítko se mění vždy v násobcích dvou.

5.4.2 Různé druhy vlnek používané při vlnkové transformace v posturografii

Na výsledky vlnkové transformace má vliv použití různých druhů vlnek a jejich měřítka. Přehled vlnek používaných při vlnkové transformace v posturografii je uveden v tabulce, viz Tabulka 3. Haarovy a Biorťogonální dávají při analýze podobné výsledky, Diskrétní Meyerova dává odlišné [43].

Tabulka 3: Přehled vlnek používaných při vlnkové transformace v posturografii

Vlnka	Příkaz v matlabu	Použito v	Poznámka
Haarova*	'haar'	[43]	*podobné vlastnosti
Diskrétní Meyerova	'meyr'	[43]	nelze použít u CWT
Biorťogonální*	'bior1.1'	[43]	*podobné vlastnosti
Symlet	'sym2'	[17]	
Daubechies	'db5'	[17]	
Coiflet	'coif4'	[17]	

5.4.3 Co lze zjistit pomocí vlnkové transformace

Změny v posturografickém záznamu jsou způsobené nemocí, stářím nebo jiným konkrétním úkolem zadaným pacientovi. Rozkladem signálu na jednotlivá pásma zjistíme: Které pásmo je v signálu dominantní. Jak lze obsah jednotlivých pásem kvantifikovat. Které pásmo je nejcitlivější na jevy, které způsobují změny v posturální stabilitě (stáří, zavřené oči nebo nějaký úkol během stání). Zda dominantní pásmo koreluje se některým druhem řízení stability buď s vestibulárním a somatozenzorickým (closed loop) nebo s visuálním (open loop). Pomocí rozdělení signálu do pásem lze zkoumat i rozdíly mezi jednotlivými druhy vlnek [43], [48].

6 Srovnání metod

V rámci této práce bylo vybráno několik metod, které se často používají při analýze posturografického signálu. Jedná se o metody frekvenční a časově frekvenční. V této kapitole budou postupně různými způsoby srovnány nejprve frekvenční metody vzájemně, po té časově frekvenční metody a nakonec bude provedeno vzájemné srovnání frekvenčních a časově frekvenčních metod.

Při srovnávání metod je využito toho, že máme k dispozici signál o předem známých charakteristikách. V signálu patrná změna z klidného stání na pohyb v časovém okamžiku přibližně 30 s. Ve frekvenční oblasti je nejvýraznější frekvence okolo 0,5 Hz, což je frekvence, se kterou měřená osoba prováděla periodický pohyb na plošině.

6.1 Srovnání frekvenčních metod

Porovnání frekvenčních metod mezi sebou, tedy Burgovy metody a Fourierovy transformace, je provedeno pomocí srovnání spektrálních parametrů. Pro hodnocení byly vybrány tyto parametry: střední frekvence (mean frequency), mediánová frekvence (median frequency), výpočet výkonu v jednotlivých pásmech (spectral power) a výpočet celkového výkonu [13], [25] a [38].

Parametry jsou vypočteny pro každou metodu. Srovnání parametrů je přehledně zobrazeno v tabulkách, viz Tabulka 8, Tabulka 9 a Tabulka 10. V těchto tabulkách jsou zobrazeny hodnoty pro signál číslo 5 z anteriposteriálního směru (30 s v klidu a 30 s kývání s frekvencí 1 Hz).

6.2 Srovnání časově-frekvenčních metod

Porovnání časově-frekvenčních metod bude provedeno podle jejich schopnosti rozlišit časový okamžik, ve kterém nastala změna pohybu, a podle časového a frekvenčního rozlišení. Zde se jedná o porovnání STFT a vlnkové transformace (a její různé varianty). K tomuto porovnání je použit signál, ve kterém pokusná osoba prováděla 30 s klidného stání a po té 30 s kývání zepředu dozadu s frekvencí 1 Hz (je použit signál číslo 5 z Tabulka 5, lze použít signál číslo 6 z téže tabulky).

6.3 Srovnáním časově-frekvenčních a frekvenčních metod

Aby bylo možné srovnávat frekvenční a časově-frekvenční metody bylo u vlnkové transformace nutné provést přepočítání hodnot měřítka na hodnoty odpovídající frekvencím. K tomuto účelu je použita funkce `scal2frq` v Matlabu.

Vizuální porovnání je provedeno takto: vedle sebe je zobrazen graf časově frekvenční metoda (například spektrogram) a graf frekvenční metody (například amplitudové výkonové spektrum vypočtené pomocí Fourierovy transformace). Graf frekvenční metody je zobrazen svisle, to znamená, že osa y je frekvenční osa a odpovídá frekvenční ose grafu časově-frekvenční metody, viz Obrázek 25. Z obrázku je patrné, ve kterém časovém okamžiku se vyskytuje ta hodnota frekvence, která je v klasickém frekvenčním spektru nejvýraznější (na které frekvenci je nejvyšší amplituda).

Další možností je zprůměrování časově-frekvenčních metod, tedy výsledkem je dvourozměrné spektrum jako u frekvenčních metod. Toto spektrum vytvoříme sečtením hodnot na jednotlivých řádcích matice a podělením jejich počtem. Výsledek je zobrazen na obrázku, viz Obrázek 26. Zprůměrováním časově-frekvenčních metod zjistíme, zda se průměrné spektrum časově-frekvenční metody podobá spektru frekvenční metody. Další možností by bylo určení časového okamžiku v časově-frekvenční metodě (spektrum v jednom bodě), kdy je signál nejvíce podobný frekvenčním metodám (celkovému spektru).

7 Balanční plošina Nintendo Wii Balance Board

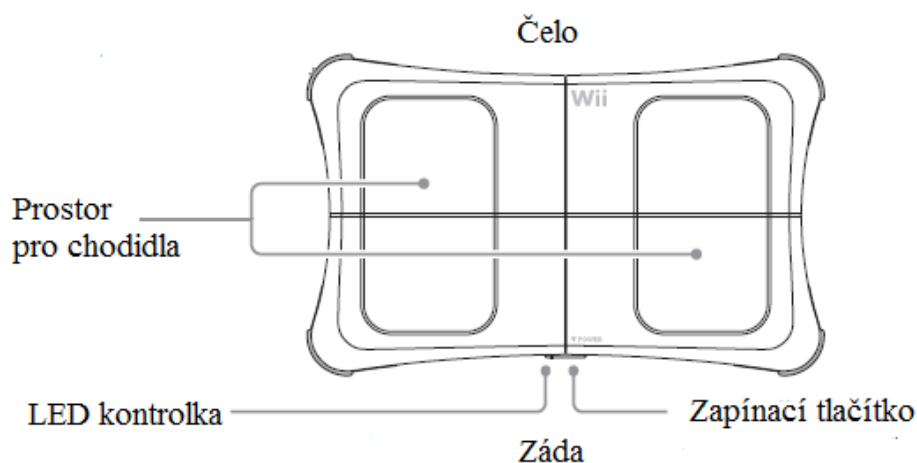
Wii Balance Board je balanční plošina, která původně vznikla jako doplněk k videohram, ale je možné ji regulérně použít při posturografických měřeních, viz Obrázek 8. Balanční plošina funguje na čtyři tužkové AA baterie a vydrží v provozu přibližně 60 hodin. Přenos signálu z plošiny do počítače je bezdrátový pomocí technologie Bluetooth. Plošina obsahuje v každém ze čtyř rohů jeden senzor (tenzometrický snímač), který je schopen zaznamenávat drobné oscilace. Sensory snímají rozložení tlaku na povrchu plošiny, které převádí na elektrický signál [49] a [50].



Obrázek 8 Balanční plošina Wii Balance Board (pohled shora) [49]

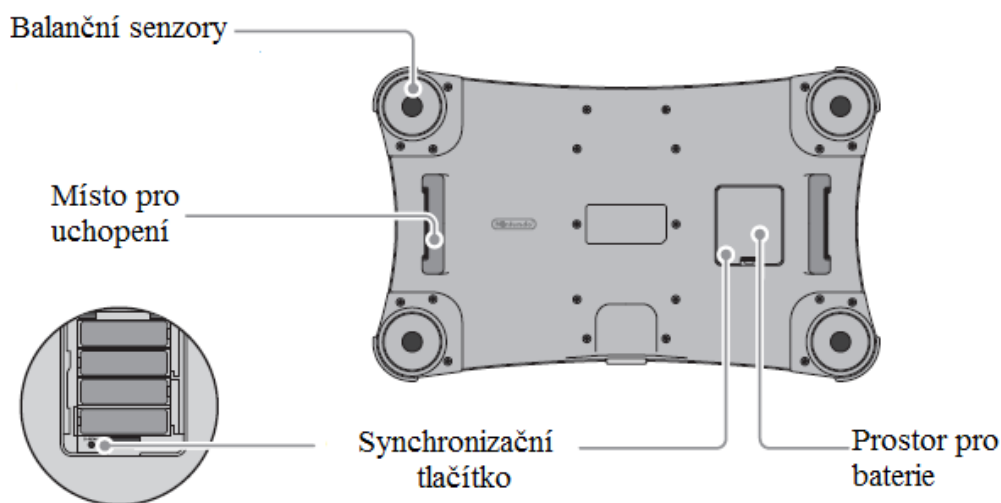
Vhodnost použití balanční plošiny Wii Balance Board pro měření COP v posturagrafiu bylo potvrzeno v této studii [51]. Balanční plošina je levná a poskytuje široké možnosti využití [49].

Na obrázku (Obrázek 9) je podrobný popis plošiny při pohledu shora. Na plošině je vyznačen prostor pro umístění chodidel [50].



Obrázek 9: Popis plošiny při pohledu shora [50].

Na obrázku (Obrázek 10) je podrobný popis plošiny při pohledu zespod. V rozích jsou tenzometrické snímače. Uprostřed se nachází prostor pro baterie a pod krytem je červené synchronizační tlačítko [50].



Obrázek 10: Popis plošiny při pohledu shora [50].

7.1 Software k balanční plošině Wii Balance Board

Software TelMed je software, který vznikl ve spolupráci VUT v Brně a ČVUT v Praze. Software neslouží pouze ke stabilometrickým měřením pomocí balanční plošiny. Obsahuje i funkce pro připojení jiných přístrojů a měření jiných veličin. Mezi další možné měřitelné veličiny pomocí tohoto software patří například měření dýchání, měření EKG aj.

Při práci s plošinou Wii Balance a softwarem je plošina se softwarem nainstalovaným v počítači propojena pomocí internetové sítě. Plošinu je nutné nejdříve odpárovat a následně spárovat pomocí synchronizačního tlačítka na spodní straně plošiny. Při synchronizaci nejprve stiskneme synchronizační tlačítko a kontrolní LED dioda by se měla rozblikat. Pak klikneme na ikonu spárovat, a když je synchronizace dokončená začne LED dioda svítit a plošina je připravena k měření [50]. Data jsou ukládána do úložiště na internetu, odkud je možné si je stáhnout v souboru zip.

Data obsahují několik souborů, přičemž pro analýzu jsou nejdůležitější následující soubory. Soubor DCOGDEV obsahuje hodnoty výchylky v jednotlivých časových okamžicích v boční rovině (hodnoty výchylek jsou v mm), dále datum a kód měření. Soubor ACOGDEV- obsahuje tytéž veličiny, ale naměřené v předozadní rovině (hodnoty výchylek jsou v mm). Případně ještě soubor DYNW, který obsahuje hodnoty hmotnosti měřeného jedince.

Poměrně podstatnou nevýhodou software je, že maximální doba jednoho měření je 20 s. Tato doba je poměrně krátká, proto pokud chceme měřit déle je nutné po skončení jednoho běhu měření ihned začít další.

Při praktickém měření si obvykle pokusná osoba nestoupne přesně na střed měřící plošiny, proto je střed COP výchylek při zobrazení posunut od středu [0,0] souřadného systému.

7.1.1 Vzorkovací frekvence

Vzorkovací frekvence zařízení je nastavená pevně a nelze ji měnit. Vzorkovací frekvence by měla být okolo 90 Hz. Ale její hodnota není přesná, závisí totiž na rychlosti komunikace software se zařízením. Při použití různých software může být vzorkovací frekvence výrazně odlišná. Z tohoto důvodu vznikají při analýze dat naměřených pomocí balanční plošiny Wii Balance Board určitá zkreslení a nepřesnosti [67].

Není tedy doporučeno používat toto měřící zařízení pro klinické a výzkumné aplikace, ve kterých je potřeba větší přesnosti a spolehlivosti měření [67]. Vzorkovací frekvenci lze tedy vypočítat jako průměrnou, při čemž jejím použitím pro všechny signály vzniká určitá nepřesnost ve spektrální oblasti. Nejednotná velikost vzorkovací frekvence jednotlivých signálů je v práci vyřešena převzorkováním.

8 Popis měření a naměřených dat

Protokol měření je sestaven na základě standardních doporučených postupů, které popisuje literatura. První měření bylo provedeno na třech jedincích téhož pohlaví i podobných fyzických proporcích, aby byla zaručena co největší podobnost dat. Další měření bylo provedeno podle odlišného protokolu na jednom jedinci. Při měření je nutné dbát hlavně na stálost a neměnnost podmínek během měření i při měření různých probandů.

8.1 Doporučená standardizace při stabilometrickém měření

V rámci mezinárodní standardizace posturografického měření bylo odsouhlaseno, že zařízení měřící stabilometrický signál (talkové podložky) by měla měřit signál výkyvů COP v čase. Signál výkyvů COP se skládá ze složek dvou X a Y. Kde X je záznam výkyvů COP v horizontální rovině v bočním směru (směrem k pravé straně). A Y je záznam výkyvů COP v horizontální rovině v předozadní rovině (směrem k přední straně). Počátek souřadnic je v levém zadním rohu tlakové podložky (v práci je jako střed souřadnic brána střední hodnota výkyvu).

Stabilogram je časový záznam výkyvů COP v jedné nebo ve druhé ose (tedy dva jednorozměrné grafy pro každou rovinu zvlášť). Statokinesigram je dvourozměrný graf záznamu výkyvů COP v obou směrech v čase (na ose x jsou hodnoty velikosti výkyvů v bočním směru a na ose y jsou hodnoty velikosti výkyvů v předozadním směru) [54].

8.1.1 Měřící zařízení by mělo mít tyto parametry:

- Přesnost: větší než 0,1 mm
- Rozlišení: vyšší než 0,05 mm
- Linearita: větší než 90% v celém rozsahu měření [54]

8.1.2 Antropometrické parametry měření:

- Hmotnost: 20 - 200 kg
- Výška: 80 - 250 cm
- Velikost chodidla: větší než 35 cm
- Šířka frekvenčního pásma: 0,01 - 10 Hz [54]

8.1.3 Klinické parametry

Klinické parametry jsou závislé na kvalitě měřených souřadnic, na způsobu zpracování naměřeného signálu a na zvolené testovací metodě (poloha chodidel a držení těla pacienta). Mezi nejčastěji prováděné analýzy patří spektrální harmonická analýza, random-walk, hustota výkyvů, fraktální analýza a chaotické a stochastické analýzy [54].

8.1.4 Vliv doby měření a vzorkovací frekvence

Výsledné parametry posturografického měření jsou ovlivněny zejména zvolenou vzorkovací frekvencí, dobou měření, pozicí chodidel a postavením těla.

Při měření COP signálu se nejvyšší měřené frekvence pohybují do 10 Hz, tedy podle vzorkovací teorie by měla být vzorkovací frekvence minimálně 2krát větší, avšak z praxe je ověřeno, že je vhodné, aby vzorkovací frekvence byla 5krát až 10krát větší. Vzorkovací frekvence by tedy neměla být menší než 50 Hz. Při zvýšení vzorkovací frekvence dochází k zvýšení šumu v signálu. Problém správné polohy chodidel nebyl dosud vyřešen [54].

Podle provedeného experimentu byly zjištěny následující skutečnosti. S rostoucí vzorkovací frekvencí se zlepšuje stabilita měřených parametrů. Klasické parametry COP (plocha výkyvů COP a velikost konfidenční elipsy) jsou relativně stabilní při frekvenci 50 Hz. Složitější parametry (hustota výkyvů a odchylky výkyvů) jsou stabilní až při frekvenci 100 Hz [54].

Doba měření ovlivňuje parametry následovně. Plocha elipsy výkyvů narůstá úměrně s časem, stabilní nárůst je zaručen až po době měření větší než 30 s. Hustota výkyvů a cesta výkyvů je stabilní již od začátku měření, lepší kvalita těchto hodnot je po 30 s. Plocha výkyvů a oscilace jsou stabilní také po více než 30 s. Při měření je vhodné nezapočítat prvních 5 s do výpočtu parametrů, protože to je takzvaná adaptační fáze. Doba měření je tedy vhodné volit v intervalu 25 - 40 s. Při měření je vhodné počítat s průměrem ze tří stejných měření téhož pacienta, aby se zredukovaly vlivy náhodných rušení a odchylek [54].

8.1.5 Standardizace při posturografickém měření

Bylo prokázáno, že hodnoty stabilometrických parametrů vyhodnocovaných z posturografického signálu závisí nejenom na aktuálním stavu měřené osoby (onemocnění aj), ale také na antropometrických parametrech a poloze chodidel na balanční plošině při měření. Je tedy nutné s touto skutečností počítat a naměřená data pokud možno co nejvíce standardizovat [25].

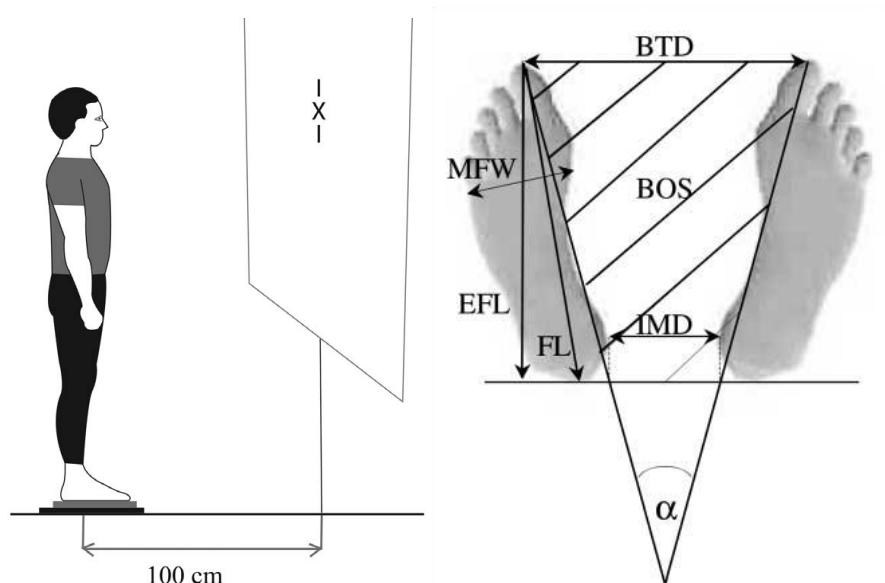
Bylo zjištěno, že nejvíce posturografický signál ovlivňují následující parametry: tělesná výška, hmotnost, maximální šířka chodidla, maximální úhel (α), který svírají chodidla. Při zavřených očích je vliv těchto parametrů ještě více zvýrazněn [25].

Pro každého jedince lze spočítat velikost (plochu) opěrné báze (BoS) a úhel (α), který svírají chodidla. A to podle následujících rovnic (9) a (10) [25].

$$BoS = \frac{BTD + IMD}{2} EFL \quad (9)$$

$$\alpha = 2 \arctg \left(\frac{BTD - IMD}{2EFL} \right) \quad (10)$$

Kde *BTD* je vzdálenost palců od sebe, *IMD* vzdálenost pat od sebe a *EFL* kolmá vzdálenost od pace po konec chodidla, vše vysvětluje Obrázek 11 (vlevo). Na obrázku je dále *FL* (délka chodidla od palce k patě) a *MFW* (šířka chodidla v nejširším místě) [25].



Obrázek 11: Vlevo pozice měřené osoby [53], vpravo postavení nohou na plošině [25]

8.2 Návrh postupu při měření

Měření proběhlo podle následujícího postupu. Pokusná osoba nejprve vyplnila dotazník, viz Tabulka 4, a podepsala informovaný souhlas s měřením, viz příloha 0. Dále pokusná osoba byla seznámena s postupem měření, bylo také dbáno na to, aby žádné další jevy nerušily stoj pokusné osoby a nedošlo ke zkreslení výsledků. Pokusná osoba byla požádaná, aby si zula obuv a vyndala věci z kapes.

Tabulka 4: Dotazník pro pokusnou osobu

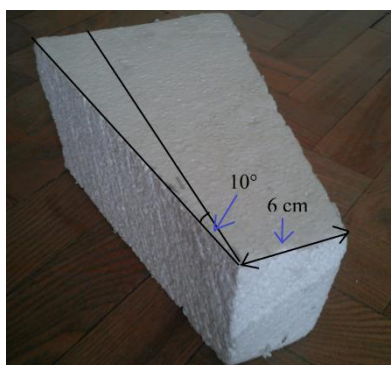
Id:	
Datum měření:	
Pohlaví:	muž/žena*
Věk:	
Výška [cm]:	
Hmotnost [Kg]:	
Lateralita:	Pravák/levák*
Trénovanost:	Trénovaný/netrénovaný*
Nemoci nebo úrazy, které mají vliv na stabilitu (např: zánět středního ucha, kloubní protéza, aj.)	
Velikost chodidel:	
Vzdálenost palců (BTD), [cm]:	
Vzdálenost palcových kloubů, [cm]:	
Vzdálenost pat od sebe (IMD) , [cm]:	
Délka chodidla (EFL), [cm]:	
Délka chodidla (FL), [cm]:	
Šířka chodidla (MFW), [cm]:	
Úhel rozevření chodidel, [cm]:	
Velikost opěrné plochy (BoS), [cm ²]:	

V dotazníku jsou zohledněny nejdůležitější faktory, které by mohly mít vliv na výsledek měření. Jsou to zejména tělesné proporce (vybrané parametry podle [25]) a dále fyzické faktory jako jsou nemoci, lateralita či trénovanost.

První měření bylo provedeno následovně. Měření bylo prováděno při stoji na obou nohou při široké bázi. Před měřením byla pokusná osoba vyzvána, aby si stoupla, tak aby pro ni byl postoj co nejpřirozenější. Po té byla zaznamenána a změřena její poloha chodidel a takto si stoupnou na balanční plošinu (při měření klidného postoje). Dále jí byla fixována hlava, aby během měření nehýbala s krkem a krk svíral přibližně pravý úhel s bradou. Postoj byl vzpřímený, ruce volně podél těla (postoj přibližně dle ideální postury popsané v kapitole 1.5). Fixace hlavy zajištěna tak, že zrak se během měření bude fixovat na pevný bod ve výšce očí a vzdálenosti 1 m od nich viz Obrázek 11 vlevo [53].

Měření proběhlo po dobu 60 s při otevřených očích a, po krátké pauze potřebné pro regeneraci svalů, 60 s při zavřených očích. Při zavřených očích není možné fixovat zrak na bod ve výšce očí, proto se pokusná osoba před začátkem měření zafixuje na tento bod a během měření se snaží udržet si stejnou polohu hlavy.

Při porovnávání časově-frekvenčních a frekvenčních metod bylo zjištěno, že signál z klidného stoje (ať už s otevřenýma nebo se zavřenýma očima) je pro tento účel nevhodný. Proto pro výslednou analýzu data z prvního měření nebyla použita. Pro porovnání metod bylo nutné mít signál, ve kterém byly viditelné výrazné změny během měření. Na základě tohoto požadavku bylo provedeno nové experimentální měření, které bylo navrženo na základě studií a konzultace s vedoucí práce Ing. Pavlou Horákovou. Měření bude podrobněji popsáno v následující kapitole.



Obrázek 12: Polystyrenový klín mezi chodidla

8.3 Další experimentální měření

Pro analýzu bylo tedy nutné získat časově proměnný signál o předem přibližně známém průběhu. Ve velkém množství studií byl takový signál pomocí měřicí soupravy, jejíž součástí je balanční plošina a trojrozměrná vizuální scéna (viz například: [65], [66] nebo [36] a [37]). Takové

zařízení při měření ve školních podmínkách k dispozici nebylo. Proto byl signál o známém časovém průběhu vytvořen kýváním se pokusné osoby v předozadním směru nebo přešlapováním. Při měření byla pokusná osoba nejprve v klidu a pak nastal pohyb nebo se střídalo stání v klidu a pohybem. Návrh postupu měření byl inspirován studiemi [62] (houpání se na kotnících s určitou frekvencí), [65], [66] a [36] (měření nejprve v klidu a po té pohyb) a [43] (klepání ukazováčky do rytmu). Některá měření byla vytvořena na základě návrhu konzultanta práce. Postup jednotlivých měření byl upraven na základě konzultace s konzultantem práce. Jednotlivé způsoby měření jsou zaznamenány v tabulce, viz Tabulka 5.

Druhé měření bylo provedeno podle podobného postupu jako první měření. Pokusná osoba stála vzpřímeně, ruce podél těla, zrak byl fixován na bod ve výšce očí a ve vzdálenosti 1 m, Obrázek 11 vlevo [53]. Rozdíl byl pouze v umístění chodidel na balanční plošině, chodidla byla umístěna takto: paty 6 cm od sebe a úhel rozevření chodidel byl 10° [8]. K správnému určení polohy chodidel byl zhotoven polystyrenový klín, viz Obrázek 12, který byl vložen mezi chodidla. Celková délka měření byla vždy 60 s. Pokusnou osobou při měření byla osoba ON01.

Tabulka 5: Tabulka jednotlivých měření

Měření č.	Název - popis	Poznámky
1	Měření v klidu s otevřenýma očima	Standardní měření
2	Měření v klidu se zavřenýma očima	Standardní měření
3	Měření 30s v klidu a pak 30s kývání zepředu do zadu s frekvencí 2 Hz	[62], [65]
4	Měření 30s v klidu a pak 30s přenášení váhy z jedné nohy na druhou s frekvencí 2 Hz	konzultant, [65]
5	Měření 30s v klidu a pak 30s kývání zepředu do zadu s frekvencí 1 Hz	[62], [65]
6	Měření 30s v klidu a pak 30s přenášení váhy z jedné nohy na druhou s frekvencí 1 Hz	konzultant, [65]
7	Měření 10s v klidu 10s kývání zepředu do zadu (s frekvencí 1 Hz), 10s v klidu, 10s kývání, 10s v klidu a 10s kývání.	Při měření byla velmi nízká vzorkovací frekvence, tudíž data nelze použít
8	Měření 10s v klidu 10s přenášení váhy (s frekvencí 1 Hz), 10s v klidu, 10s přenášení váhy, 10s v klidu a 10s přenášení váhy.	Při měření byla velmi nízká vzorkovací frekvence, tudíž data nelze použít
9	Měření s předpaženýma rukama 30s v klidu a 30s klepání ukazováčky ve vzduch s frekvencí 1 Hz	Ve spektru změna frekvence není patrná, [43]
10	Měření 10s v klidu 10s kývání zepředu do zadu (s frekvencí 1 Hz), 10s v klidu, 10s kývání, 10s v klidu a 10s kývání.	[62]
11	Měření 10s v klidu 10s přenášení váhy (s frekvencí 1 Hz), 10s v klidu, 10s přenášení váhy, 10s v klidu a 10s přenášení váhy.	konzultant

Na základě analýzy signálů z jednotlivých měření byl vybrán signál číslo 5 (měření 30 s v klidu a pak 30 s kývání zepředu do zadu s frekvencí 1 Hz). Signál, ve kterém bylo prováděno kývání s frekvencí 2 Hz, byl méně přesný, protože byl obtížně změřitelný. Při měření s přešlapováním nebyly změny v signálu tak výrazné. Při střídání změny pohybu po 10 s nedošlo

během tak krátké doby k ustálení signálu a proto také nebyl vhodný. Při klepání prstem do rytmu nebyla změna frekvence spektru patrná.

Kývání s frekvencí 1 Hz znamená, že v okamžiku 1 s se pokusná osoba nakloní dopředu a v okamžiku 2 s se nakloní dozadu. Dva výkyvy dopředu jsou tedy od sebe vzdáleny 2 s, proto je ve spektru maximální pík na frekvenci 0,5 Hz. Podobné je to pro kývání s frekvencí 2 Hz.

8.4 Popis naměřených dat

V prvním měření byla data naměřena na třech dobrovolnících. Dobrovolníci byli označeni podle ID (ON01, AN02 a KM03). Vyplněné dotazníky od jednotlivých pokusných osob jsou v přílohách práce. Jednalo se o tři muže ve věku 23 - 24 let, viz příloha A. U každého dobrovolníka byly změřeny parametry velikosti chodidla a spočítán úhel rozevření chodidel (α) a velikost plochy opěrné báze (BoS), viz Tabulka 6, dle rovnic (9) a (10). Antropometrické parametry mohou mít vliv na výsledný naměřený signál.

Tabulka 6: Vypočtené hodnoty antropometrických parametrů

ID	Parametr	Hodnota
ON01	α [°]	33°46'
	BoS [cm]	350
AN01	α [°]	31°43'
	BoS [cm]	788,2
KM01	α [°]	11°15'
	BoS [cm]	802,1

Druhé měření bylo provedeno pouze na prvním dobrovolníkovi, podle výše zmíněného postupu. Vzdálenost pat od sebe a úhel rozevření chodidel byl pevně dán.

9 Zpracování dat a popis programu

Pro analýzu posturografických signálů byl vytvořen nástroj v programovém prostředí Matlab, verze 2011b. Analýza zahrnuje předzpracování signálu, zpracování pomocí frekvenčních metod (Fourierova transformace a Burgova metoda) a pomocí časově-frekvenčních metod (krátkodobá Fourierova transformace - STFT a Vlnková transformace - různé druhy). Součástí jsou funkce pro srovnání jednotlivých metod. Zjednodušený vývojový diagram vytvořeného programu je zobrazen níže, viz Diagram 1.

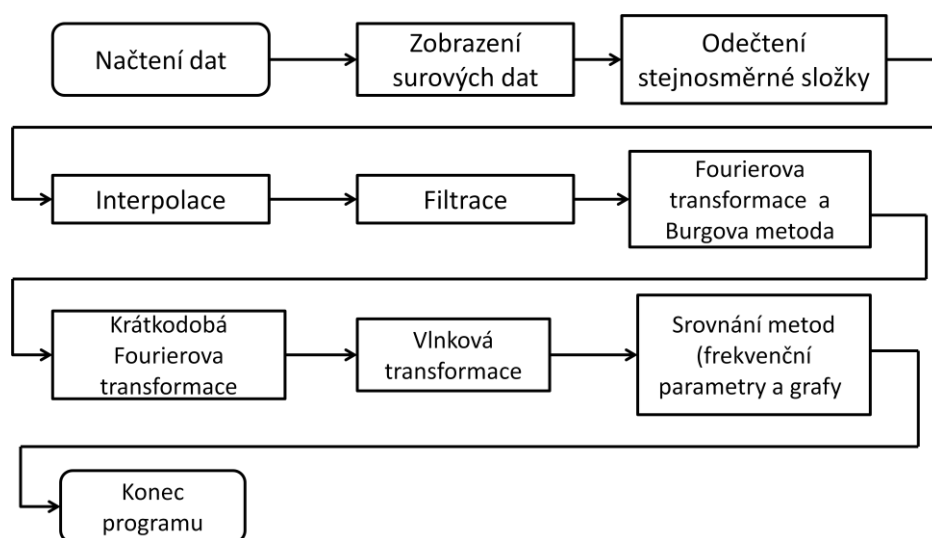


Diagram 1: Vývojový diagram vytvořeného programu

9.1 Popis jednotlivých funkcí

Hlavní skript je skript `Program`, celá analýza se spustí tlačítkem „run“ v tomto skriptu. Ve skriptu je obsaženo načtení dat z „csv“ souborů. V jednotlivých souborech jsou data z A/P směru, z M/L směru a hmotnosti (hodnoty hmotnosti pro analýzu nejsou použity).

Z tohoto skriptu se volá funkce `delky`, která provede roztřídění dat z jednotlivých měření (data ze tří 20 s úseků jsou dány do jednoho celku). Vstupem funkce je vždy jedna sada dat z csv souboru (jeden csv soubor) a data z něho jsou roztříděna podle kódu na data z jednotlivých měření. Výstupem funkce je vektor délek signálů z jednotlivých měření, vektor kódů jednotlivých úseků a buněčné pole signálů z jednotlivých měření (obsahuje jeden sloupec s hodnotami výchylek a druhý sloupec s hodnotami kódů).

Data jsou po té uložena v buněčném poli, které má strukturu jako v tabulce, viz Tabulka 7. Z tohoto buněčného pole jsou vybrána data z jednotlivých měření podle kódu. V poslední části skriptu `Program` lze okomentováním jednotlivých řádků vybrat data z konkrétního měření. Ze skriptu `Program` je volána podfunkce `zpracovani`, jejíž popis je v následující kapitole (9.1.1).

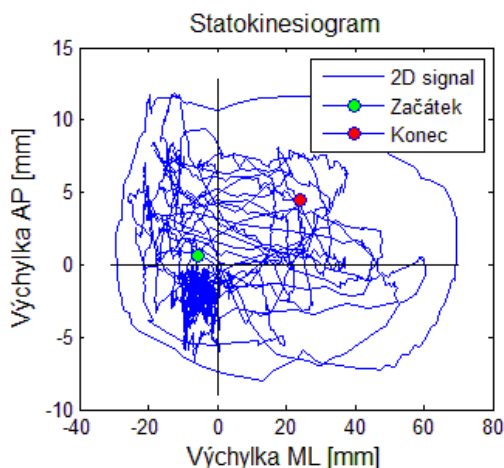
Tabulka 7: Schéma buněčného pole pro roztřídění signálu

Měření	Měření - Kódy					
	AC		DC		hmotnost	
1	Signál	Kód	Signál	Kód	Hmotnost	Kód
2	Signál	Kód	Signál	Kód	Hmotnost	Kód
3	Signál	Kód	Signál	Kód	Hmotnost	Kód
...	Signál	Kód	Signál	Kód	Hmotnost	Kód
11	Signál	Kód	Signál	Kód	hmotnost	Kód

9.1.1 Popis podfunkcí

Funkce `zpracovani` zahrnuje zobrazení a zpracování dat z jednoho měření (z ní jsou volány další podfunkce pro každý směr zvlášť). Ve funkci `zpracovani` jsou postupně obsaženy jednotlivé kroky analýzy podle vývojového diagramu (Diagram 1). Postupně jsou provedeny následující operace. Odečtení střední hodnoty (od každého hodnoty signálu) a převzorkování signálu. Výsledky těchto operací jsou zobrazeny do jednoho grafu, vždy je zobrazen signál z anterioposteriálního směru - AP a vedle něho signál z mediolaterálního směru ML, viz Obrázek 16.

K převzorkování slouží funkce `interpolace2`. Signál z jednoho měření má délku 60 s a skládá se ze tří 20 s úseků. Vzorkovací frekvence jednotlivých 20 s úseků měření nejsou stejné, proto byla nastavena požadovaná vzorkovací frekvence na 50 Hz (tedy 1000 vzorků na 20 s). Funkce `interpolace2` provádí převzorkování jednotlivých 20 s úseků úpravou počtu spektrálních čar.



Obrázek 13: Statokinesigram

Princip převzorkování je následující. Ve `for` cyklu jsou podle kódu postupně vybrány jednotlivé 20 s úseky. Pomocí podmínky `if` je zjišťována délka úseku, je-li 1000 vzorků, úsek se nepřepočítá, je-li menší než 1000 vzorků, provede se výpočet spektra pomocí Fourierovy transformace a přidání nul doprostřed spektra (doplní délku na potřebný počet vzorků) a je-li větší než 1000 vzorků, provede se výpočet spektra a je smazán potřebný počet čar uprostřed

spektra. Další podmínka `if` zjišťuje, zda je spektrum sudé nebo liché, pokud je spektrum sudé, roztrhne se uprostřed a přidá se potřebný počet nul, pokud je liché, vynuluje se hodnota uprostřed spektra (zanedbatelně nízká hodnota) a přidá se doprostřed potřebný počet nul zvětšený o jedna. Poté je provedena zpětná Fourierova transformace. Tři 20 s úseky jsou postupně převzorkovány a opět spojeny do jednoho celku, takto vzniklý signál je podroben další analýze. Součástí nevzorkování je přepočtení časové osy na hodnoty od 0 do 60 s.

Dále následuje 2D zobrazení signálu (statokinesiogram - viz Obrázek 13), které se často používá pro analýzu v časové oblasti, v práci toto zobrazení není dále využito, je zde uvedeno pouze pro přehled.

Následuje funkce `vahovani` tato funkce zajišťuje váhování signálu Hammnigovým oknem, funkce aktuálně není použita.

Funkce `spektrum` slouží k výpočtu výkonového spektra pomocí Fourierovy transformace (funkce `fft`), výkonové spektrum se vypočítá jako absolutní hodnota z amplitudy na druhou, po té je každý vzorek podělen počtem vzorků a vzorkovací frekvencí). Dále je ve funkci proveden výpočet výkonového spektra pomocí Burgovy metody (funkce `pburg`) a filtrace signálu pomocí nulování spektrálních čar (horní propust s mezní frekvencí 0,05 Hz). Filtrace je provedena, tak že ve spektru jsou nulou nahrazeny spektrální čáry, které odpovídají zadržovanému pásmu (nulování je provedeno na obou stranách symetrického spektra). Po té je signál převeden zpět do časové oblasti pomocí funkce `ifft` [57].

V programu jsou též zabudovány funkce `filtrace` a `filtrace_bw` tyto funkce slouží k filtraci pomocí FIR filtru (funkce `fir1`, pásmová propust s mezními frekvence 0,05 a 12,5 Hz, délka impulzní charakteristiky filtru 150) a pomocí Butterworthova filtru (funkce `butter`, pásmová propust s mezními frekvence 0,05 a 12,5 Hz, řád filtru 12), tyto funkce je možné spustit pomocí „uncomment“ (aktuálně v programu nejsou použity).

Dále je ve funkci zahrnuto zobrazení výkonových spekter (Fourierova transformace a Burgova metoda).

`stfft3` je funkce pro výpočet krátkodobé Fourierovy transformace. Vstupem je signál, délka okna, procento posunu z délky okna a zapnutí nebo vypnutí logaritmování hodnot amplitud ve spektrogramu. Výstupem je matice spekter, délka signálu průměrné spektrum, frekvenční osa a počet sloupců matice.

Ve `for` cyklu se postupně počítají spektra z úseků o velikosti délky okna. Pokud je zapnuto logaritmování (`log = 1`), tak se hodnoty spektra zlogaritmují a ukládají do matice spekter. (Hodnoty menší než 10^{-5} jsou nahrazeny hodnotou 10^{-5} , aby nebyla příliš vysoká dynamika hodnot ve spektru). Při výpočtu jednotlivých spekter lze zařadit váhování oknem (aktuálně nepoužito). Ve funkci `zpracovani` jsou zobrazeny pod sebou časový signál a spektrogram bez logaritmování a s ním. Dále jsou zobrazeny spektrogramy ve 3D barevných grafech (pomocí funkce `surf`).

Funkce `spojitaWT` je funkce pro výpočet spojitě vlnkové transformace pomocí funkce `cwt`. Vstupem je signál, měřítko, tvar vlnky (zadáno `'Haar'` = Haarova vlnka) a způsob vykreslení (zadáno `'scalCNT'` = konturové vykreslení). Součástí funkce je také funkce `scal2frq`, pro přepočtení měřítka na frekvence. Výpočet je proveden podle následujícího vzorce (rovnice (11)). Ve funkci je automatický výpočet měřítka podle zadaného tvaru vlnky, měřítko je vypočteno tak, aby odpovídalo frekvenčnímu rozsahu 0,05 - 5 Hz, použita je opět funkce `scal2frq`. Ve funkci dále obsažen výpočet a zobrazení výřezu z matice vlnek, tvaru různě roztažených vlnek a spektra různě roztažených vlnek, tato část je aktuálně označena jako „comment“ a neprovádí se. Zobrazeno je konturové vykreslení spolu s časovým signálem a spojitě vykreslení spolu s časovým signálem.

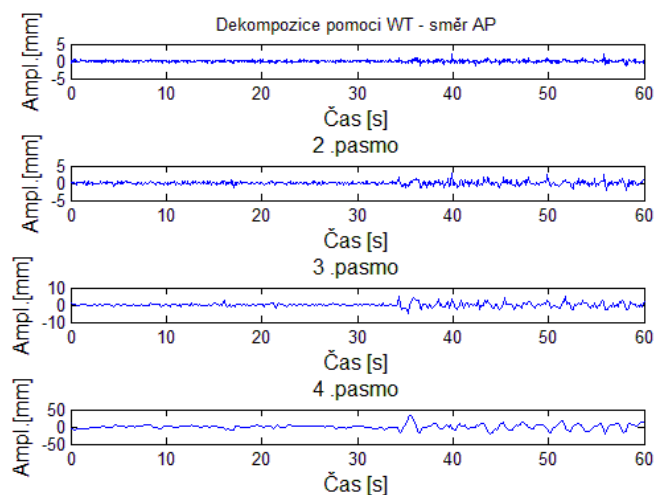
$$F_a = \frac{F_c}{a * \delta} \quad (11)$$

kde F_a je přepočtená frekvence (pseudo-frekvence), F_c je centrální frekvence vlnky, δ je vzorkovací perioda a a je měřítko vlnky.

Funkce `diskretniWT` je funkce pro výpočet diskrétní nedecimované vlnkové transformace pomocí funkce `swt`. Vstupem je signál a počet rozkladových pásem N (zadáno 6) délka signálu je upravena na celočíselný násobek N , zahrnuto je i snížení dynamiky spektra.

Funkce `diskretniWT_dec` je funkce pro výpočet diskrétní decimované vlnkové transformace pomocí funkce `wavedec`. Funkce vznikla úpravou příkladu z nápovědy k funkci `cwt` v programovém prostředí Matlab 2011b. Výsledek spojitě diskrétní nedecimované a diskrétní decimované vlnkové transformace je zobrazen do jednoho grafu spolu s časovým signálem.

Funkce `dekompozice` je funkce pro rozklad signálu pomocí vlnkové transformace. K výpočtu je použita funkce `wavedec`. Lze zadávat různý počet rozkladových pásem a typ vlnky (zadáno `'Haar'` = Haarova vlnka). Tento způsob rozkladu se často používá, ale v práci není dále využit, je zde uveden pouze pro přehled viz Obrázek 14.



Obrázek 14: Rozklad na jednotlivá pásma pomocí vlnkové transformace (4 pásma).

V poslední části funkce jsou nástroje pro srovnání metod. Pro srovnání frekvenčních metod jsou vypočteny frekvenční parametry: výkon v pásmech (funkce `vykon`), střední frekvence (funkce `fmean`) mediánová frekvence (funkce `fmed`) a 80% frekvence (funkce `f80`).

Výkon je počítán ve třech frekvenčních pásmech (0,05 - 0,5 Hz; 0,5 - 1,5 Hz a 1,5 - 10 Hz) nebo (0,02 - 0,2 Hz, 0,02 - 2 Hz, 2 - 10 Hz) lze zvolit okomentováním ve funkci. Počítán je také celkový výkon. Výkon je počítán pomocí `for` cyklu, vždy jsou v původním spektru vynulována všechna ostatní pásma, ve kterých se výkon nepočítá a poté jsou sečteny hodnoty výkonového spektra a vynásobeny krokem (vzdálenost mezi dvěma sousedními vzorky v hercích tedy vzorkovací frekvence podělená počtem vzorků).

Střední frekvence je frekvence, při které je součin hodnot frekvence a amplitudy spektra roven průměru součinů amplitud a frekvencí z celého spektra. Viz rovnice (12) převzato z [3], Pro výpočet integrálu je použita funkce `trapz`.

$$f_{mean} = \frac{\int_0^{fvz/2} f * X^2(f) df}{\int_0^{fvz/2} X^2(f) df} \quad (12)$$

kde $X^2(f)$ je výkonové spektrum, f je frekvence, fvz je vzorkovací frekvence a f_{mean} je střední frekvence.

Mediánová frekvence je frekvence, která dělí plochu výkonového spektra na dvě stejné poloviny, z nichž každá má stejný výkon. Viz rovnice (13), převzato z [3].

$$\int_0^{fm} X^2(f) df = \int_{fm}^{\infty} X^2(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} X^2(f) df \quad (13)$$

kde $X(f)$ je amplituda, $X^2(f)$ je výkonové spektrum a fm je mediánová frekvence. Mediánová frekvence je vypočtena pomocí cyklu `while`, ve kterém se postupně sčítají jednotlivé hodnoty spektra a který běží, dokud se první suma nerovná druhé.

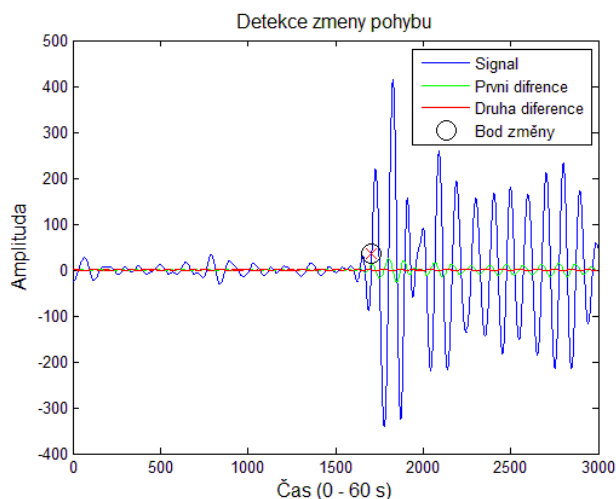
Frekvence $f80$ je frekvence, pod kterou se nachází 80% výkonu ve výkonovém spektru. Viz rovnice (14), převzato z [8] a [13].

$$\int_0^{f80} X^2(f) df = 4 * \int_{f80}^{\infty} X^2(f) df \quad (14)$$

kde, $X^2(f)$ je výkonové spektrum a $f80$ je frekvence na 80 % výkonu. Tato frekvence je vypočtena pomocí cyklu `while`, ve kterém se postupně sčítají jednotlivé hodnoty spektra a který běží, dokud se první suma nerovná čtyřnásobku druhé. Integrály jsou při výpočtu v diskrétní oblasti aproximovány sumou.

Na závěr je proveden zápis hodnot frekvenčních parametrů do tabulky a export do MS Excelu pomocí funkce `xlswrite`.

Dále je provedeno srovnání časově-frekvenčních metod. Grafy z jednotlivých metod (krátkodobá Fourierova transformace, diskrétní decimovaná vlnková transformace, diskrétní nedecimovaná vlnková transformace a spojitá vlnková transformace) jsou zobrazeny do jednoho okna. Metody jsou srovnány také pomocí určení časového okamžiku změny z klidného stání na houpání, viz Obrázek 24.



Obrázek 15: Ukázka detekce časového okamžiku změny pohybu.

Funkce detekce slouží k určení časového okamžiku změny pohybu z klidu na kývání. K určení časového okamžiku je vypočtena první a druhá derivace. Použita je funkce `diff`, což je aproximace derivace diferencí. A jejich hodnoty se postupně vzájemně porovnávají, tam kde je v první derivaci maximum (nebo minimum), je v druhé derivaci sestup hodnot dolů nebo vzestup nahoru. Tento bod je bodem náhle změny v signálu, dále je zjišťováno, jestli je daná hodnota signálu větší než 1,2 násobek střední kvadratické odchylky z první poloviny signálu a zda je větší než 10% maximální hodnoty signálu. Při detekci předpokládáme, že změna v signálu nastane až po 30 s. Ukázka detekce, viz Obrázek 15.

Srovnání frekvenčních a časově-frekvenčních je provedeno graficky do jednoho obrázku jsou zobrazeny frekvenční metody (Fourierova transformace a Burgova metoda) a časově-frekvenční metody. (Krátkodobá Fourierova transformace a vlnková transformace). Frekvenční spektra jsou zobrazena svisle, aby frekvenční osa odpovídala frekvenční ose u časově-frekvenčních metod a bylo možné srovnávat, viz Obrázek 25. Dále je vypočteno a zobrazeno průměrné spektrum STFT a spojitá WT, viz Obrázek 26.

10 Výsledky a diskuze

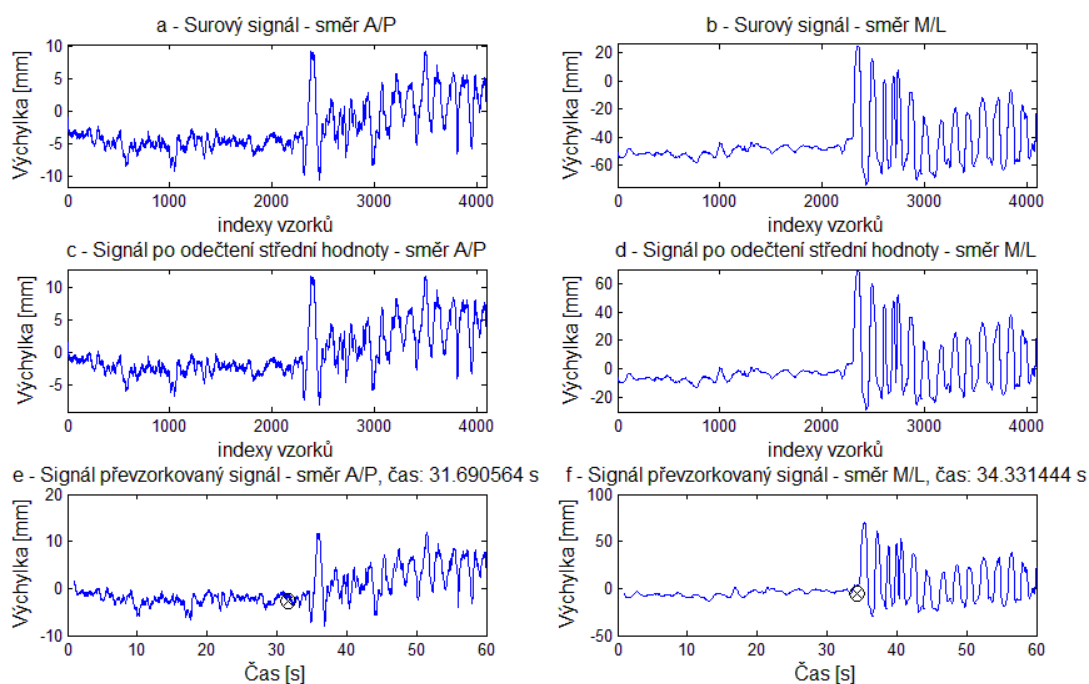
V této kapitole budou popsány jednotlivé kroky analýzy a jejich vliv na výsledky. Budou zde uvedeny výsledky analýzy pomocí jednotlivých metod, tyto metody budou zhodnoceny a vzájemně srovnány. Pro veškeré výpočty pomocí vlnkové transformace je použita Haarova vlnka

10.1 Způsob měření

Způsob měření byl v průběhu práce pozměněn, protože pro závěrečnou analýzu nebyl signál z měření při klidném stoji vyhovující. Bylo potřeba mít k dispozici signál o předem známém průběhu a s proměnnými časovými i frekvenčními charakteristikami. Měření mělo následující omezení, nebylo k dispozici měřicí zařízení s vizuální scénou ani jedinci s vestibulárním onemocněním či starší jedinci na základě dostupných prostředků a po inspiraci studii bylo provedeno druhé měření, které zahrnovalo více způsobů. Pro závěrečnou analýzu byl vybrán jako nejvhodnější signál číslo 5, případně 6 (viz Tabulka 5), podrobněji v kapitole 8.3. Všechny zobrazené výsledky jsou zobrazeny se signálem číslo 5.

10.2 Vliv předzpracování signálu

Předzpracování signálu zahrnuje odstranění střední hodnoty, interpolaci signálu, váhování oknem a filtraci. Tyto jednotlivé kroky mohou mít vliv na celkovou analýzu.



Obrázek 16: a, b - surový signál; c, d signál po odečtení střední hodnoty; e, f - interpolovaný signál

10.2.1 Střední hodnota

Signál z obou směrů je výrazně posut o určitou hodnotu od nuly, proto je provedeno odečtení střední hodnoty signálu od každého jeho vzorku. Odečtením střední hodnoty je přibližně dosaženo toho, že střední podloha COP měřené osoby je nastavena do počátku souřadného systému balanční plošiny bod [0,0].

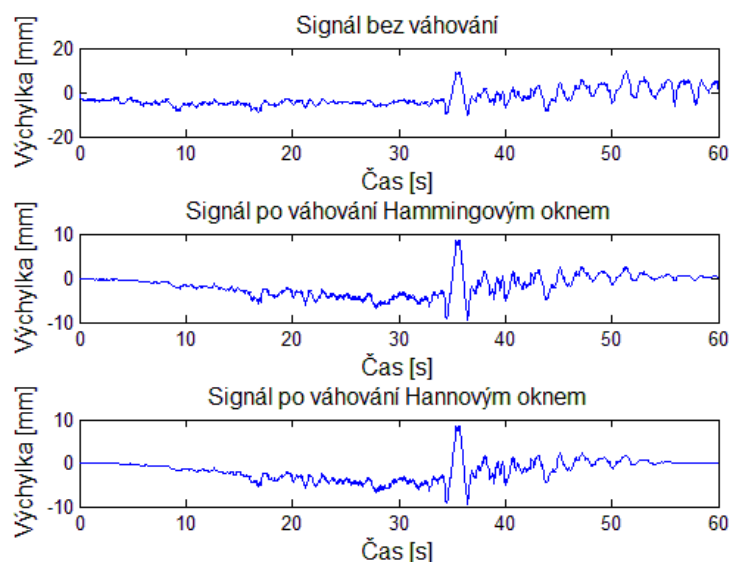
Vysoká střední hodnota signálu způsobí výrazný první vrchol ve spektru (stejnoseměrná složka), ale nemá na další zpracování vliv a je stejně odstraněna filtrací horní propustí. Signál před a po odečtení střední hodnoty - viz Obrázek 16 (a, b, c, d).

10.2.2 Interpolace

Důvody nutnosti provedení interpolace jsou uvedeny v kapitole 7. Signál z jednoho 60 s měření je složen ze tří 20 s úseků a tyto úseky navíc mají rozdílnou vzorkovací frekvenci. Aby bylo možné metody relevantně srovnávat bylo nutné mít k dispozici signály o stejném počtu vzorků (délce) a se stejnou vzorkovací frekvencí.

Problém byl vyřešen interpolací pomocí úpravy délky spektra jednotlivých úseků, zpětného převodu do časové oblasti a spojení 20 s úseků (kapitola 4.1.1). Při se interpolaci vycházelo ze zjednodušeného předpokladu, že vzorky v jednom 20 s úseku jsou od sebe vzdáleny ekvidistantně. Tato skutečnost byla ověřena experimentálně zjišťováním počtu vzorků na jednu sekundu v surových datech, (počty vzorků v 1 s byly až na okrajové části signálu téměř stejné).

Interpolace byla provedena tak, aby výsledná vzorkovací frekvence byla 50 Hz tedy délka signálu 3000 vzorků na 60 s. Tedy delší úseky byly zkráceny a kratší prodlouženy. Interpolovaný signál je na obrázku, viz Obrázek 16 (e, f).



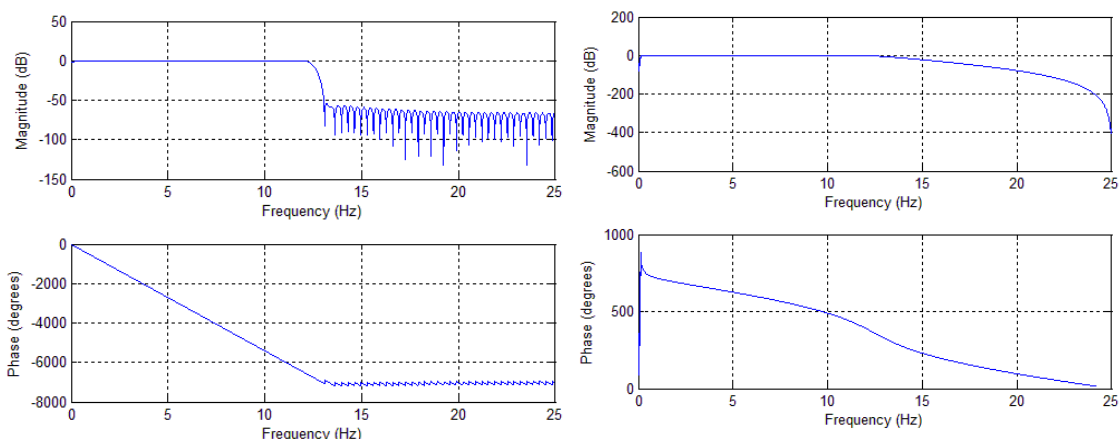
Obrázek 17: Váhování signálu oknem: nahoře neváhovaný signál, uprostřed signál váhovaný Hammingovým oknem a dole signál váhovaný Hannovým oknem

10.2.3 Vzorkovací frekvence

Vzorkovací frekvenci při měření pomocí zařízení Wii Balance Board nelze nastavit a navíc není stálá, ale mění se, viz kapitola 7.1.1 a [67], proto byla vzorkovací frekvence nastavena interpolací na 50 Hz, což je doporučená vzorkovací frekvence pro analýzu stabilometrických dat. Při této frekvenci nedochází ke zkreslení při analýze, viz [54]. Hodnota 50 Hz byla také často používána ve studiích zabývajících se posturografií (například: [6], [16], [18] nebo [21]).

10.2.4 Vliv váhování signálu oknem

Po vynásobení signálu oknem jsou počáteční a koncové hodnoty signálu přibližně stejné (Hammingovo okno) nebo přibližně nulové (Hannovo okno), tím se zabrání efektu prosakování spektra [57]. Při použití okna dojde ke zkreslení signálu v časové oblasti, viz Obrázek 17. Po použití váhování oknem byly výsledky částečně zkresleny, proto váhování oknem nebylo do předzpracování zařazeno. Mírně odlišné byly hodnoty frekvenční analýzy a v časově-frekvenční analýze byly zkresleny okrajové části grafů. Obdobné zkreslení způsobovaly oba dva druhy oken.



Obrázek 18 Přenosové charakteristiky filtrů (vlevo FIR filtr, vpravo Butterworthův filtr)

10.2.5 Filtrace pomocí nulování spektrálních čar a jiných filtrů

Vzhledem k tomu, že užitečný rozsah posturografického signálu je přibližně od 0,05 Hz do 10Hz, viz výše, je nutné tuto skutečnost brát v úvahu při filtraci spektrální analýze. Dále je také nutné brát v úvahu délku signálu, což je 3000 vzorků na 60 s.

Ve studiích zabývajících se posturografií byly pro zpracování signálu používány převážně filtry typu pásmová propust. Jednalo se zejména o Butterworthovy filtry a FIR filtry, viz kapitola 3. Dolní mezní frekvence je při zpracování posturografického signálu velmi nízká pohybuje se od 0,01 do 0,05 Hz (dle konkrétního použití), viz kapitola 3.

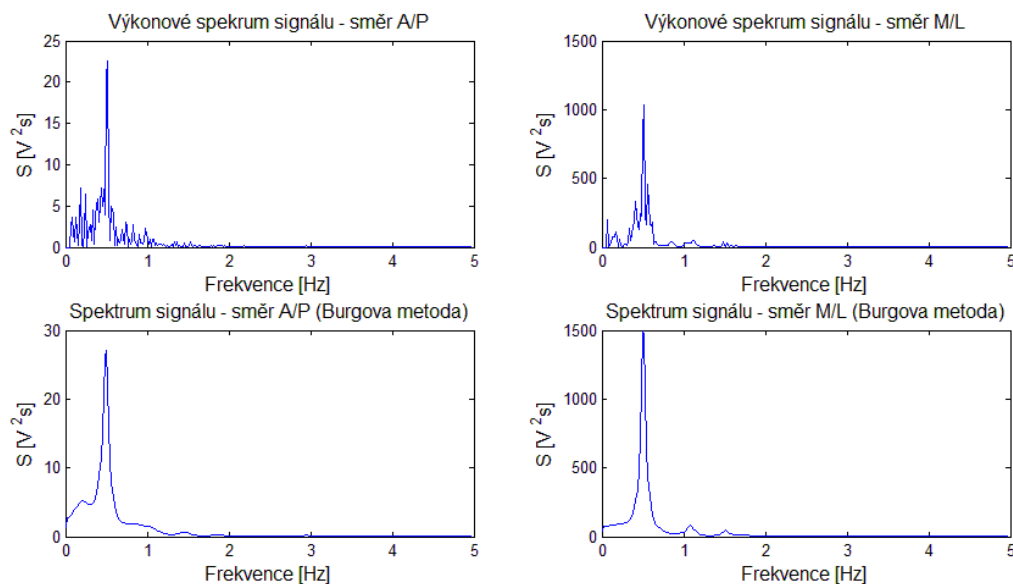
Strmost přenosové charakteristiky u FIR závisí na délce impulzní charakteristiky filtru, ale i při použití délky 150, je pokles v přechodném pásmu o 3 dB na úseku dlouhém asi 0,5 Hz, čehož

plyne, že pásmo 0,05 Hz tímto filtrem nelze odfiltrovat, viz Obrázek 18 vlevo (délce impulzní charakteristiky filtru 150).

O něco lepší je filtrace při použití Butterworthova filtru, strmost je dána řádem filtru. U toho filtru je pokles o 3 dB na kratším úseku, ale charakteristika filtru je velmi střapatá, viz Obrázek 18 vpravo (řád filtru 8). Při použití řádu většího než 8 je přechodová charakteristika ještě více střapatá. Při použití nižšího řádu filtru se délka poklesu prodlužuje. Z toho vyplývá, že Butterworthův filtr 8 řádu je nejvhodnější pro filtraci posturografického signálu. Filtr lze tedy s ohledem na určité zkreslení využít i v praxi. Tento filtr byl také použit ve velkém počtu studií, které se zabývají zpracováním posturografického signálu, viz kapitola 3.

Pokud máme například vzorkovací frekvenci 50 Hz a provedeme Fourierovu transformaci signálu, vznikne spektrum, které má počet spektrálních čar roven délce signálu (3000). V případě, že dolní mezní frekvence je 0,05 Hz, tedy filtrací chceme odstranit pásmo o délce 0,05 Hz. Jednoduchým výpočtem zjistíme, že na šířku tohoto pásma připadají pouze 3 spektrální čáry (zaokrouhleno na celá čísla).

Na základě této úvahy bylo zjištěno, že vhodným způsobem filtrace je metoda odstranění spektrálních čar a zpětná transformace do časové oblasti. Popis metody viz výše (kapitola 9.1.1) a [57]. Protože touto metodou je možné odstranit pouze určité velmi úzké pásmo. Způsob filtrace pomocí nulování spektrálních čar lze tedy považovat za vhodnější a přesnější pro použití zpracování posturografického signálu.



Obrázek 19: Výkonová spektra, Nahoře Fourierova transformace, dole Burgova metoda, vlevo anterioposterální směr a vpravo mediolaterální směr

10.3 Výpočet výkonového spektra

Aby bylo možné výkonová spektra srovnávat bylo nutné přepočítat hodnoty Fourierovy transformace, každý vzorek byl podělen počtem vzorků a periodou vzorkování, takto byly

získány skutečné hodnoty výkonového spektra. Funkce `pburg` na výpočet výkonového spektra pomocí Burgovy metody tento výpočet provádí automaticky. Po této úpravě jsou spektrální hodnoty obou metod srovnatelné, viz Obrázek 19. Pro přehlednost je zobrazena pouze část spektra od 0 do 5 Hz.

Ve spektrech je viditelný maximální vrchol na frekvenci 0,5 Hz, tento vrchol je způsoben pohybem zepředu dozadu při měření s frekvencí 0,5 Hz, viz kapitola 8.3. Poloha vrcholu se u obou metod liší maximálně o jeden vzorek (pod 0,02 Hz), což je zanedbatelné. Hodnoty maxima u Burgovy metody jsou o něco vyšší. Spektrum je více vyhlazené, protože se jedná o odhad skutečného spektra. V mediolaterálním směru je výkon ve spektru asi 50krát vyšší než ve směru anterioposterálním, protože i intenzita signálu v tomto směru je vyšší.

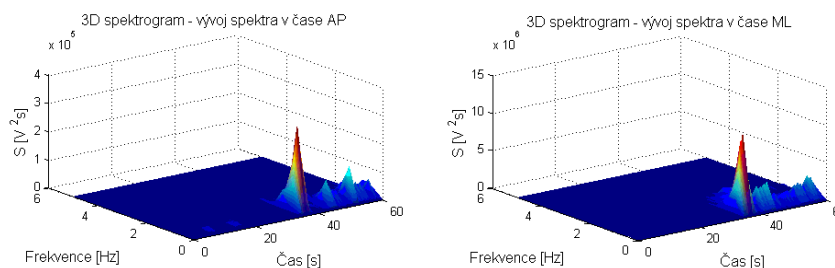
10.4 Výpočet výkonu a frekvenčních parametrů

Výkon byl počítán pro dva druhy rozdělení frekvenčních pásem: nejčastěji používané rozdělení (Tabulka 8) a Kapteynovo rozdělení (Tabulka 9). Kapteynovo rozdělení je pro zde prováděnou analýzu vhodnější, protože pásmo okolo 0,5 Hz není rozděleno do dvou pásem, ale je součástí jednoho (0,2-2 Hz). V tomto pásmu je největší výkon, protože 0,5 Hz je frekvence pohybu probanda při měření.

V tabulce (Tabulka 10) jsou uvedeny hodnoty střední frekvence a mediánové frekvence a 80% frekvence. Vidíme mediánová je okolo 0,5 Hz, což je frekvence pohybu, dále 80% výkonu je pod frekvencí 0,6 až 0,7 Hz. Střední frekvence je okolo 0,6 Hz. Nejvhodnější pro určení frekvence pohybu je tedy mediánová frekvence.

10.5 Spektrogram

Při výpočtu spektrogramu, tedy krátkodobé Fourierovy transformace je nutné dbát na kompromis mezi časovým a frekvenčním rozlišením. Lze nastavovat velikost okna, délku posunu okna a druh použitého okna.

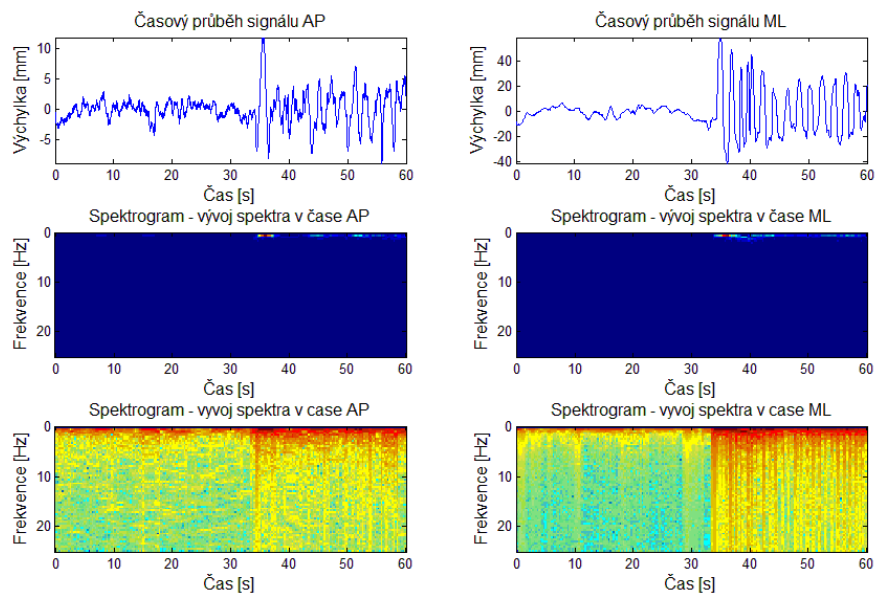


Obrázek 20: 3D spektrogram zobrazení frekvencí do 5 Hz, vlevo AP směr, vpravo ML směr

Jelikož ve spektru naměřeného posturografického signálu je vysoká dynamika (vysoké hodnoty se objevují přibližně do 5 Hz) je potřebné upravit zobrazení. První možností je zlogaritmovat hodnoty amplitud ve spektru, viz Obrázek 21 (dole). Druhou možností je zobrazit

do grafu pouze rozsah do 5 Hz, viz například trojrozměrné zobrazení (Obrázek 20). V tomto případě se hodnoty na vyšších frekvencích ve spektrogramu zobrazují stejnou barvou, protože jsou přibližně stejné. Výrazné hodnoty jsou viditelné pouze na nízkých frekvencích spektrogramu, viz Obrázek 21 (uprostřed). Pro analýzu je však toto zobrazení dostatečné je zde viditelná změna v okamžiku 30 s, kdy došlo ke změně při měření z klidu na pohyb. Toto zobrazení je přehlednější, proto je použito při srovnávání metod.

V grafu je vidět výrazný zákmit na začátku pohybu, po té se pohyb ustálil (nižší amplitudy ve spektru). V prvním pásmu jsou hodnoty nulové, protože do funkce vstupuje filtrovaný signál (s hodnotami od 0,05 Hz).



Obrázek 21: 2D spektrogramy: nahoře: časový průběh, uprostřed: spektrogram bez logaritmování hodnot, dole: spektrogram s logaritmováním hodnot, vlevo AP směr, vpravo ML směr

10.5.1 Vliv velikosti překrytí oken

Ve funkci je možné nastavit procento posunu okna, které se počítá z nastavené délky okna. Čím menší je procento posunu, tím více se okna překrývají. Tímto způsobem lze ovlivnit počet oken, ve kterých se počítá spektrum, tedy rozlišení v čase. Empiricky bylo zjištěno, že nejvhodnější délka posunu je 10% délky okna.

10.5.2 Volba délky okna

Rozlišením ve spektrální oblasti znamená vzdálenost spektrálních čar na frekvenční ose, vyjádřená v Hz. Ve studiích používající k analýze posturografického signálu se nejčastěji používala tato rozlišení: 0,025 Hz, 0,05 Hz, 0,8 Hz [8], [13], [35].

Při volbě délky okna je nutné vzít v úvahu, jak široké je naše užitečné pásmo a jak detailní informace ve spektru v něm potřebujeme získat. Tedy kolik spektrálních čar odpovídá určitému rozsahu frekvencí. Pokud například potřebujeme rozlišit detailně úsek frekvencí 0,05 - 0,5 Hz,

což je pásmo dlouhé 0,45 Hz, musíme nejprve vypočítat, kolik spektrálních čar tento úsek bude obsahovat (na základě délky okna a vzorkovací frekvence), to lze provést podle jednoduché rovnice, viz rovnice (15). To znamená, aby bylo dosaženo rozlišení 0,05 Hz, musí být délka okna 1000 vzorků. Na úsek 0,45 Hz (rozsah), pak případně 9 spektrálních čar.

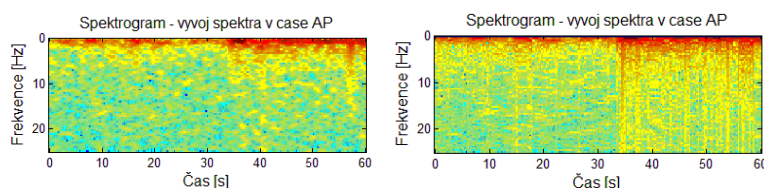
$$\text{počet čar} = \frac{\text{délka okna} * \text{rozsah}}{\text{vzorkovací frekvence}} \quad (15)$$

Je nutné si také uvědomit, jak dlouhý časový úsek zahrnuje 1 okno (časové rozlišení). To lze zjistit pomocí následujícího výpočtu (16). To znamená, okno délky 1000 vzorků odpovídá 20 s.

$$\text{čas jednoho okna} = \frac{\text{délka okna} * \text{celkový čas}}{\text{počet vzorků signálu}} \quad (16)$$

10.5.3 Vliv tvaru okna

Při výpočtu spektra v jednotlivých oknech lze také zařadit váhování oknem. Je možné použít například Hammingovo nebo Hannovo. Pokud není zařazeno žádné jiné okno, je použito okno obdélníkové. Bylo zjištěno, že použití okna zhoršuje časové rozlišení, proto do analýzy váhování oknem nebylo zařazeno, viz srovnání spektrogramu s použitím Hannova okna a bez něho.



Obrázek 22: Srovnání spektrogramu s použitím Hannova (vpravo) a bez něho (vlevo)

10.5.4 Kompromis mezi časovým a frekvenčním rozlišením

Čím větší je délka okna, tím lepší je frekvenční rozlišení a horší časové a naopak. Pro tuto analýzu byla zvolena délka okna 128, tato délka je schopna dobře rozlišit frekvenci 0,5 Hz a současně určení časového okamžiku je dostatečně přesné. Pokud bychom potřebovali rozlišit frekvenci 0,05 Hz, byla by nutná délka okna okolo 1000 vzorku, což je ale třetina délky signálu. Pokud by se okna nepřekrývala, byly v čase pouze 3 vzorky, což je nereálné.

Hlavní nevýhodou STFT je tedy nutná volba kompromisu mezi časovým a frekvenčním rozlišením, to potvrzuje například i [65]. Tato metoda je tedy vhodná pro méně přesnou analýzu, anebo pokud potřebujeme mít kvalitní pouze jedno rozlišení, buď časové, nebo frekvenční.

10.6 Vlnková transformace

Výsledky vlnkové transformace je možné ovlivnit správným nastavením proměnných parametrů. Toto nastavení je vhodné zvolit s ohledem na konkrétní aplikaci. U vlnkové transformace lze

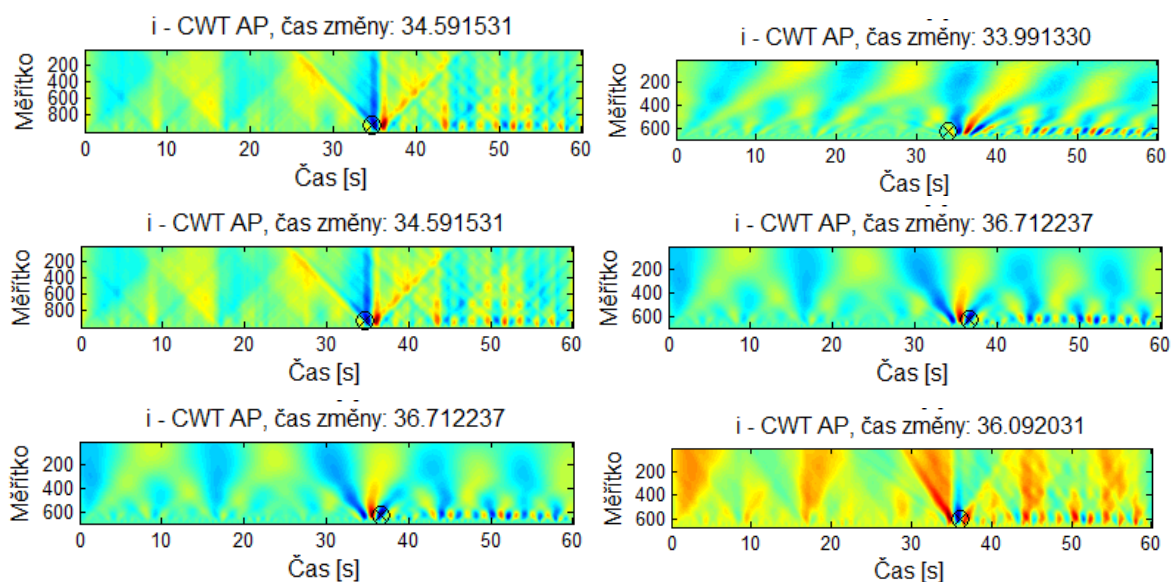
měnit druhy použitých vlnek. U dyadické vlnkové transformace počet rozkladových pásem. U spojité vlnkové transformace je lze měnit velikost měřítka, používá se například pro výpočet energie v jednotlivých pásmech, viz Obrázek 14, příklad použití [43].

10.6.1 Vliv velikosti měřítka

Při volbě měřítka je nutné si uvědomit, jaký frekvenční rozsah analyzovaného signálu nás zajímá a podle toho zvolit měřítka. Větší měřítka vlnky odpovídá nízkým frekvencím. Ve spojité oblasti lze vlnku roztahovat až donekonečna a tím se blíží k nule. V diskrétní oblasti je tedy problém s rozlišením na nízkých frekvencích, čím lepšího rozlišení chceme dosáhnout, tím větší musí být měřítka. Potřebujeme-li rozlišit minimálně 0,05 Hz, odpovídá tomu měřítka přibližně 1000 u vlnky (`'Haar'`), při vzorkovací frekvenci 50 Hz, viz funkce `scal2frq` a rovnice (11). Program je proto nastaven tak, aby nejvyšší měřítka odpovídalo přibližně frekvenci 0,05 Hz.

Přepočítání měřítka na frekvence je určitou aproximací, protože hodnoty frekvence se počítají podle centrální frekvence vlnky roztažené podle konkrétního měřítka. Jedná se spíše o takzvané pseudo-frekvence korespondující s daným měřítkem. Při přepočítávání měřítka na frekvenci je také potřebné znát druh vlnky (tvar), protože centrální frekvenci má každá vlnka odlišnou. Podrobněji viz nápověda k funkci `scale2frq` v programu Matlab.

U diskrétní vlnkové transformace se měřítka mění v násobcích dvou. Přesnost (rozlišení na ose měřítka) závisí na počtu zvolených rozkladových pásem, čím větší počet pásem, tím větší přesnost.



Obrázek 23: Použití jednotlivých vlnek, Nahoře: vlevo: Haar vlnka, vpravo: Meyr a vlnka, uprostřed vlevo: vlnka Bior1.1, vpravo: vlnka Coif4, dole: vlevo: vlnka Sym2, vpravo: vlnka db5.

10.6.2 Různé druhy vlnek

V analýze posturografického signálu se používají vlnky uvedené v tabulce (Tabulka 3). Na výsledky analýzy pomocí vlnkové transformace má vliv i druh (tvar) použité vlnky, což

potvrzují i studie [43]. Použití jednotlivých vlnků je zobrazeno níže (Obrázek 23), jedná se o zobrazení spojití WT s AP směru a s detekcí času.

Podle obrázku (Obrázek 23) vidíme, že velmi podobné je zobrazení pomocí Haar a Bior1.1, což potvrzuje i studie [43]. Dále jsou podobné vlnky Coif4 a Sym2. Zobrazení s použitím Meyerovy vlnky je více rozmazané a spíše podobné vlnkám Coif4 a Sym2. Zobrazení vlnkou db5s je podobné jako vlnky Haar a Bior1.1.

10.7 Srovnání metod

V této kapitole budou vzájemně srovnány a zhodnoceny jednotlivé frekvenční metody, časově-frekvenční metody a frekvenční metody s časově-frekvenčními metodami.

10.7.1 Srovnání frekvenčních metod

Zde se jedná o srovnání Fourierovy transformace (FT) a Burgovy metody (BG) pro výpočet výkonového spektra. Srovnání je provedeno na základě výpočtu hodnot výkonu (Tabulka 8 a Tabulka 9) a frekvenčních hodnot (Tabulka 10). Tyto dvě metody jsou odlišné, proto lze předpokládat i odlišné hodnoty jednotlivých parametrů.

Podle tabulek (Tabulka 8

Tabulka 9) vidíme, že hodnoty celkového výkonu i hodnoty v jednotlivých pásmech jsou vyšší u BG než u FT. V anterioposteriálním směru je výkon nižší než v mediolaterální, to je dáno intenzitou signálu, která je v mediolaterální směru také vyšší. Rozdělení frekvenčních pásem pro výpočet výkonu vychází z rozdělení frekvenčních pásem podle jejich funkce. Rozdělení pásem je literatuře mírně odlišné. Zde bylo použito nejčastěji používané rozdělení (Tabulka 8) a Kapteynovo rozdělení (

Tabulka 9). Kapteynovo rozdělení je pro zde prováděnou analýzu vhodnější obsahuje okolo 0,5 Hz (0,2 - 2 Hz). V tomto pásmu je největší výkon, protože 0,5 Hz je frekvence pohybu probanda při měření.

Podle tabulky (Tabulka 10) vidíme, že hodnoty střední frekvence, mediánové frekvence a 80% frekvence jsou vyšší (nebo maximálně stejné) u FT než u BG. Hodnoty frekvenčních parametrů jsou u obou metod málo odlišné, proto lze říci, že metody dávají srovnatelné výsledky.

Tabulka 8: Hodnoty výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech

Rozsah [Hz]	0,05-0,5	0,5-1,5	1,5-10	Celkový výkon
AP FT	1,37626	1,583781	0,134149	3,09419
AP Burg	3,104663	2,714593	0,254317	6,073573
ML FT	40,81585	67,10764	4,532484	112,456
ML Burg	86,40633	126,5495	8,914641	221,8705

Tabulka 9: Hodnoty výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech (Kapteynovo rozdělení)

Rozsah [Hz]	0,02-0,2	0,2-2,0	2,0-10	Celkový výkon
AP FT	0,377511	2,645397	0,071282	3,09419
AP Burg	0,687955	5,337522	0,14137	6,166846
ML FT	9,512751	101,6717	1,27151	112,456
ML Burg	14,92127	207,2928	2,149107	224,3632

Vysvětlivky: AP FT - anterioposteriální směr, spektrum vypočtené FT

ML FT - mediolaterální směr, spektrum vypočtené FT

AP Burg - anterioposteriální směr, spektrum vypočtené Burgovou metodou

ML Burg - mediolaterální směr, spektrum vypočtené Burgovou metodou

Tabulka 10: Hodnoty střední frekvence, mediánové frekvence a F80

[Hz]	FT AP	Burg AP	FT ML	Burg ML
Fmean	0,664456	0,651603	0,600056	0,591094
Fmed	0,50000	0,483333	0,516667	0,50000
F80	0,70000	0,666667	0,60000	0,60000

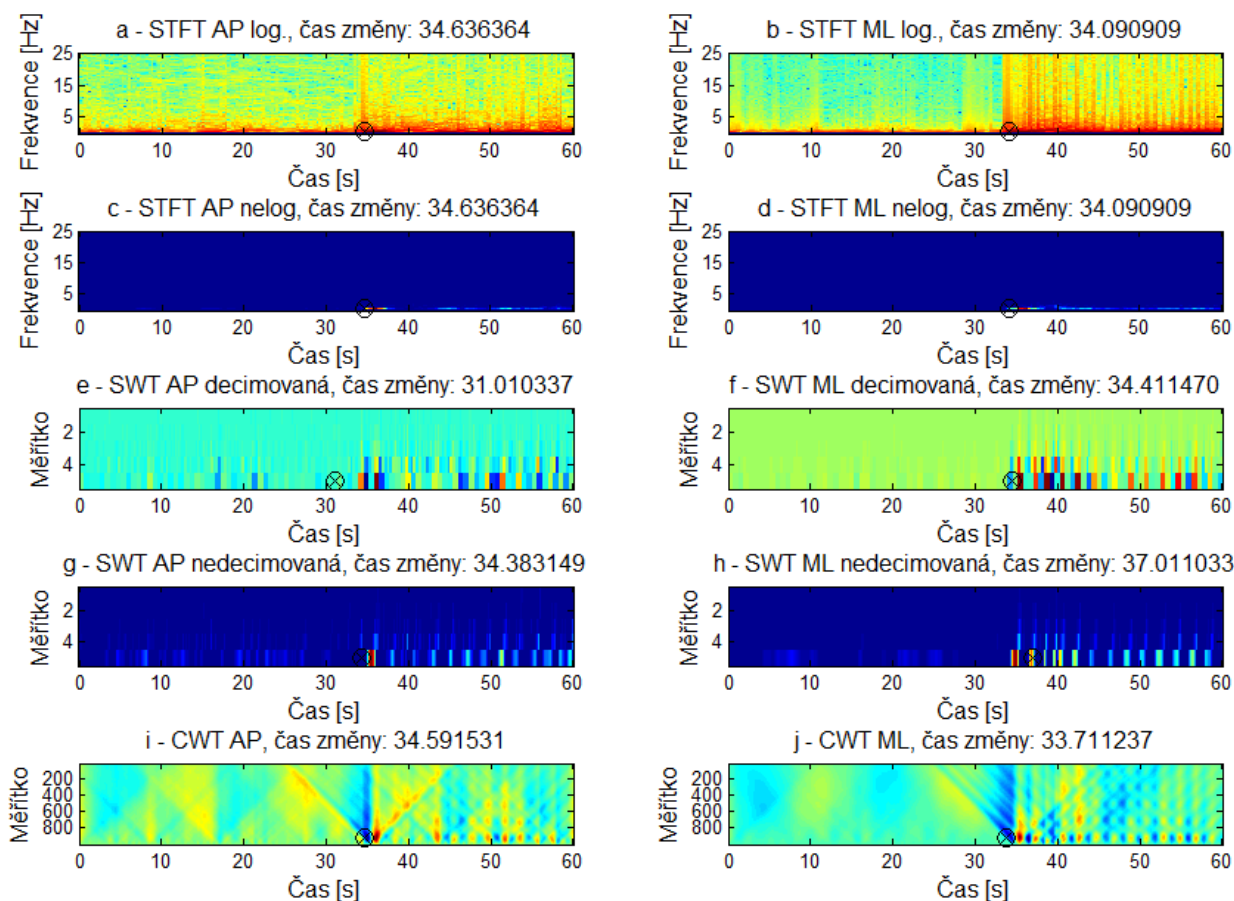
Protože v rámci této práce nebyly k dispozici žádné standardy, se kterými by bylo možné výsledky srovnávat, nemůžeme posoudit, která metoda dává správné výsledky. Z této analýzy lze vyvodit závěr, že výsledky frekvenční analýzy stabilometrických dat může ovlivnit i použitá metoda výpočtu. Proto je vhodné použít pro analýzu například nějakého klinického problému, který chceme vyhodnotit statisticky podle frekvenčních parametrů, použít více různých metod a jejich výsledky porovnat. Tento způsob přístupu k analýze posturografického měření lze nalézt i v některých studiích, například [61].

10.7.2 Srovnání časově-frekvenčních metod

Přehledné srovnání jednotlivých metod je na následujícím obrázku (Obrázek 24). Součástí je také vyznačení časového okamžiku změny z klidu na pohyb pomocí černého křížku v kolečku.

Určení časového okamžiku změny bylo provedeno automaticky pomocí funkce detekce, ale protože tato funkce nemusí vždy změnu detekovat přesně, byly hodnoty stanoveny i ručně, viz Tabulka 11. V tabulce jsou červeně vyznačeny hodnoty, kde zřejmě došlo k chybné detekci.

Určení času tedy nelze brát pro srovnání jako směrodatné. Navíc přesný časový okamžik změny pohybu není znám. Měl by být v čase 30 s, ale to při měření nebylo možné přesně realizovat, což je vidět i z časového průběhu signálu (Obrázek 16). Podle hodnot odchylek uvedených v tabulce (Tabulka 11) lze říci, že nejpřesnější časové rozlišení má spojitá vlnková transformace. Rozlišení je čas nebo frekvence připadající na jeden vzorek a je určeno z grafu (je to doba, která nastane mezi dvěma změnami intenzity).



Obrázek 24: Srovnání časově-frekvenčních metod. Vlevo mediolaterální směr, vpravo anterioposteriální směr. Odshora dolů: Krátkodobá Fourierova transformace s logaritmováním, Krátkodobá FT bez logaritmování, Diskrétní decimovaná vlnková transformace, Diskrétní nedecimovaná vlnková transformace a Spojitá vlnková transformace (spojitě vykreslení)

Tabulka 11: Časy změny pohybu určené automatickou detekcí pomocí funkce detekce a ručně

Čas [s]	Automaticky		Rozlišení	Rozlišení	Ručně	
	AP	MP	Časové [s]	Frekvenční [Hz]	AP	MP
STFT (log)	34,63	34,09	0,27*	0,39*	34,63	34,09
STFT	34,63	34,09	0,27*	0,39*	34,63	34,09
Diskrétní WT decimovaná	31,01	34,41	0,62	0,78***	33,85	34,41
Diskrétní WT nedecimovaná	34,38	37,01	0,02**	0,78***	34,38	34,28
Spojitá WT	34,59	33,71	0,02	0,0017*****	34,59	33,71
Časový signal	31,79	34,33	0,02	-	34,29	34,33

*Při délce okna 128 vzorků a posunu o 10% délky okna (což odpovídá asi 0,27 s).

Rozlišení v čase, ale pouze 5 hodnot na měřítkové (frekvenční) ose. * Při počtu rozkladových pásem 6. ****Průměrné rozlišení, ve skutečnosti je na nižších frekvencích nejlepší a na vyšší horší. Hodnoty v tabulce jsou zaokrouhleny na dvě desetinná místa.

Závěr podle vizuálního a teoretického srovnání časově-frekvenčních metod: Nejlepší časové i frekvenční rozlišení má Spojitá vlnková transformace. Protože měřítková osa se může teoreticky měnit po nekonečně malých úsecích (prakticky je to omezeno, protože se pohybujeme

v diskretním prostředí). Změnou měřítka se nastavuje roztažení nebo stlačení vlnky. Rozlišení na časové ose závisí na vzorkovací frekvenci (počtu vzorků v daném úseku), vlnka se posunuje po jednotlivých bodech. Na obrázku vidíme (Obrázek 24 i, j), že je plynule rozlišen přechod ve frekvenčním i časovém směru v místě změny pohybu.

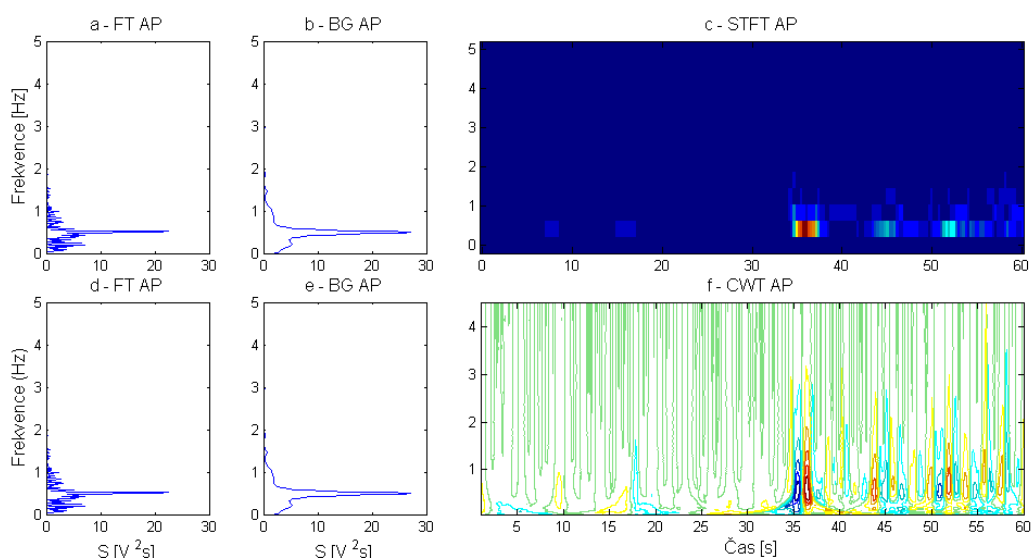
Diskrétní vlnková transformace má omezení v rozlišení na měřítkové (frekvenční) ose. Toto rozlišení závisí na počtu zvolených rozkladových pásem, čím víc, tím lepší rozlišení. První pásmo (měřítko 1) odpovídá rozsahu od poloviny vzorkovací frekvence do její poloviny. Jednotlivá další frekvenční pásma jsou vždy o polovinu nižší frekvence, než je v pásmu předchozím. Rozlišení v časové oblasti závisí na vzorkovací frekvenci. (Obrázek 24 g, h).

Diskrétní vlnková transformace decimací má na měřítkové ose stejné rozlišení jako diskretní vlnková transformace bez ní. Rozlišení v časové oblasti závisí na vzorkovací frekvenci a je omezeno decimací (podvzorkování na polovinu v každém nižším pásmu (Obrázek 24 e, f).

U krátkodobé Fourierovy transformace je nutné volit kompromis mezi časovým a frekvenčním rozlišením [65], záleží délce okna a velikosti překrytí oken. Volbu parametrů je nutné nastavit podle konkrétního použití, viz kapitola 10.5.4. Pokud nás zajímají i hodnoty na vyšších frekvencích je vhodné zvolit zobrazení s logaritmováním hodnot (Obrázek 24 a, b).

10.7.3 Srovnání frekvenčních metod a časově-frekvenčních metod

Pro vizuální srovnání frekvenčních metod a časově-frekvenčních metod jsou spektra frekvenčních metod zobrazena tak, aby frekvenční osy odpovídaly frekvenčním osám časově-frekvenčních metod, viz Obrázek 25. Podobné způsoby zobrazení můžeme nalézt například v [17] nebo [66]. Podle tohoto zobrazení můžeme určit, ve kterém časovém okamžiku se vyskytla vysoká amplituda na dané frekvenci (0,5 Hz), která je dominantní ve frekvenčním spektru. Zde vidíme výrazný zákmit na počátku pohybu asi ve 34 s, po té se kmitání poměrně ustálilo.

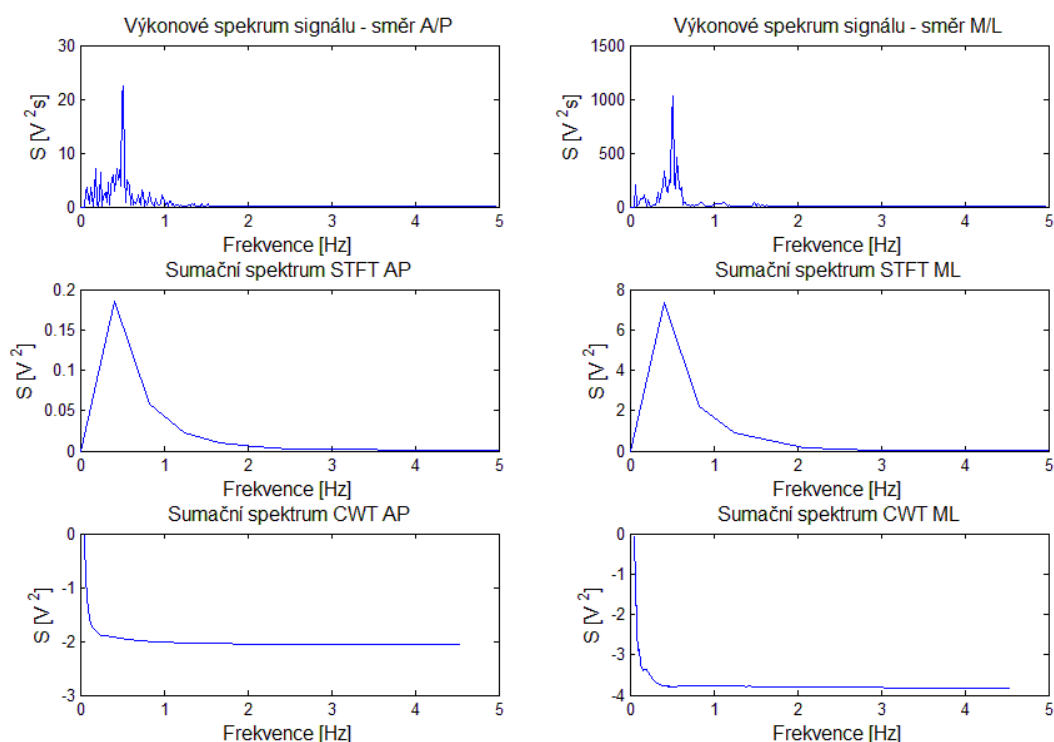


Obrázek 25: Srovnání frekvenčních a časově-frekvenčních metod (anteriopostrátní směr); a,d: Fourierovo výkonové spektrum, b,e: výkonové spektrum Burgova metoda, c: Krátkodobá Fourierova transformace, f: Spojitá vlnková transformace (konturové zobrazení).

Nevýhodou STFT je, že nízké hodnoty v matici jsou zobrazeny stejnou barvou (nelze je barevně odlišit). U spojitě vlnkové transformace jsou hodnoty měřítka přepočítány na pseudo-frekvence, proto je lze srovnávat s frekvenčními metodami.

Ze srovnání frekvenčních a časově-frekvenčních vyplývá, že časově-frekvenční analýza tedy umožňuje zjistit okamžik, ve kterém vyskytla výrazná hodnota amplitudy na konkrétní frekvence. Přesnost rozlišení na frekvenční i časové ose současně závisí na použité metodě. Časově-frekvenční analýza je vhodná zejména pro dynamickou posturografii nebo pokud očekáváme, vývoj spektrálních hodnot během měření. Příklad toho, že jednorozměrná analýzy nemusí odhalit zkoumané jevy je uveden v [61]. Frekvenční analýzou transformace zjistíme, v jaké intenzitě jsou v signálu obsaženy jednotlivé frekvence, ale nezjistíme, ve kterém časovém okamžiku se vyskytují největší příspěvky intenzity frekvencí. Frekvenční analýzou nemůže odhalit nestacionarity vyskytující se během měření výkyvů COP. K stejným závěrům při srovnávání frekvenčních a časově-frekvenčních směřovali i tyto studie [62], [65] nebo [66].

Porovnání frekvenčních a časově-frekvenčních metod pomocí průměrování spektra u časově frekvenčních metod je zobrazeno na obrázku (Obrázek 26). Je zde zobrazeno srovnání Fourierovy transformace, krátkodobé Fourierovy transformace (bez logaritmování) a Spojitě vlnkové transformace.



Obrázek 26: Průměrná spektra. Nahoře: výkonové spektrum Fourierovy transformace, uprostřed: Sumační spektrum Krátkodobé Fourierovy transformace (STFT), dole: Sumační spektrum Spojitě vlnkové transformace (CWT), vlevo: anterioposteriální směr, vpravo: mediolaterální směr (spektru jsou zobrazena od 0 do 5 Hz).

Podle obrázku (Obrázek 26) můžeme vidět, že ze spektra Fourierovy transformace lze určit hlavní frekvenci, se kterou se pokusná osoba pohybovala. Podle sumačního spektra časově-frekvenčních metod lze hlavní frekvenci určit nepřesně nebo vůbec. Hlavní frekvence je přibližně 0,5 Hz a poloha maximálního píku u STFT je asi 0,41 Hz. U CWT poloha maximálního píku ze sumačního spektra určit nelze. (Poznámka: hodnoty na ose y u CWT jsou otočeny). Pokud u STFT zvětšíme délku okna (zde 128), je možné polohu hlavního píku určit přesněji.

10.8 Chyby a nepřesnosti měření a analýzy

Při měření mohlo dojít k chybám a zkreslení. U prvního měření při určování přirozeného postoje mohlo dojít ke zkreslení, protože dobrovolník si nejprve stoupl na podlahu a po té na balanční plošinu a správný postoj byl odměřen podle předchozího. Dobrovolník nemusel mít úplně přesný přímý stoj. Pozorovaný bod nemusel být umístěn přesně v úrovni očí. Při samotném měření mohlo dojít k rušení soustředěnosti pokusné osoby. Mezi měřeními při otevřených a zavřených očích mohlo dojít k únavě nebo k posunu chodidel na plošině.

U druhého měření bylo umístění chodidel na plošině dáno polystyrenovým klínem, viz kapitola 8, aby se omezily výše zmíněné nepřesnosti. Při měření v pohybu podle metronomu, mohlo dojít k nepřesnostem. Pokusná osoba se nepohybovala přesně podle metronomu, také nebylo možné přesně realizovat začátek pohybu na 30 s (vždy to bylo s mírným zpožděním). Při započatí pohybu vznikl výraznější vrchol, protože nebylo možné přesně odhadnout sílu pohybů.

Další zkreslení může být způsobeno nepřesnostmi při výpočtu. Například při interpolaci nebo při výpočtu spojitě vlnkové transformace (Matlab provádí interpolaci vlnek podle zadaného měřítka s určitou nepřesností). Nelze vyloučit ani zaokrouhlovací chyby. Určitou nepřesnost také zavádí přepočítání měřítka na frekvence, viz výše. Efektivita a rychlost programu nebyla prioritou.

10.9 Možnosti pokračování práce

Pro lepší analýzu a potvrzení výsledků práce bylo vhodné mít k dispozici více signálů. Omezením při měření v rámci práce bylo, že byli k dispozici pouze zdraví mladí jedinci. Také nebylo k dispozici měřicí zařízení s vizuální scénou. Bylo by vhodné provést měření na zdravých a nemocných nebo na starých a mladých a zjistit, jak dobře jsou jednotlivé metody schopny tyto jedince odlišit.

Závěr

Práce se zabývá metodami frekvenční a časově frekvenční analýzy stabilometrického signálu. Součástí práce je stručná teorie k posturografii, přehled nejčastěji používaných parametrů pro hodnocení stabilometrického signálu v časové i ve frekvenční oblasti. Dále obsahuje přehled často používaných metod předzpracování a analýzy. V rámci práce bylo provedeno posturografické měření na dobrovolnících při klidném stoji s otevřenými a zavřenými očima a dynamické měření za účelem získání časově proměnného signálu, který byl použit pro analýzu.

V programovém prostředí Matlab byl realizován nástroj pro analýzu posturografického signálu pomocí frekvenčních a časově frekvenčních metod. Použitými metodami byla ve frekvenční oblasti Fourierova transformace a Burgova metoda a v časově-frekvenční oblasti krátkodobá Fourierova transformace a vlnková transformace spojitá a diskrétní. Signál byl naměřen odlišnou vzorkovací frekvencí, a proto musel být interpolován na vzorkovací frekvenci 50 Hz. Před analýzou byl filtrován pomocí nulování spektrálních čar s dolní mezní frekvencí 0.05 Hz.

Bylo provedeno vzájemné srovnání jednotlivých metod. Frekvenční metody byly srovnány na základě výpočtu spektrálních parametrů (střední, mediánová a 80% frekvence) a výkonu ve spektru. Z naměřených a vypočtených dat vyplývá, že se výsledky obou metod se výrazně lišily při hodnocení výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech i celkového výkonu. Nicméně při výpočtu frekvenčních parametrů (střední, mediánová a 80% frekvence) dávají obě metody přibližně srovnatelné výsledky. Proto lze pro výpočet frekvenčních parametrů použít obě metody.

V rámci této práce nebyly k dispozici žádné standardy, se kterými by bylo možné výsledky srovnávat a tak nebylo možné posoudit, která metoda dává správné výsledky. Z analýzy lze také vyvodit závěr, že při výpočtu parametrů frekvenční analýzy stabilometrických dat musíme brát v úvahu, že výsledky může ovlivnit i použitá metoda analýzy. Pro analýzu je tedy vhodné použít více metod a jejich výsledky porovnat.

Srovnání časově-frekvenčních metod mezi sebou bylo provedeno podle posouzení schopnosti rozlišit časové a frekvenční změny současně. Podle tabulky (Tabulka 11) bylo zjištěno, že nejlepší časové i frekvenční rozlišení má spojitá vlnková transformace. Při aktuálním nastavení parametrů je to časové rozlišení 0,02 s a frekvenční rozlišení průměrně asi 0,0017 Hz. Přesnost rozlišení závisí na konkrétním nastavení parametrů a vzorkovací frekvenci. S rostoucí přesností roste časová náročnost výpočtu.

U spojitě vlnkové transformace lze měřítko měnit plynule a rozlišení na časové ose závisí na vzorkovací frekvenci. Diskrétní vlnková transformace má omezení v rozlišení na měřítkové (frekvenční) ose a je dáno počtem rozkladových pásem. Pokud použijeme diskrétní vlnkovou transformaci decimací, je rozlišení v časové oblasti závisí na vzorkovací frekvenci a je omezeno decimací (podvzorkováním) v každém pásmu. U krátkodobé Fourierovy transformace je nutné

volit kompromis mezi časovým a frekvenčním rozlišením, záleží na délce okna a velikosti překrytí oken.

Srovnání frekvenčních metod a časově-frekvenčních metod bylo provedeno podle zobrazení výsledků frekvenční a časově-frekvenční analýzy do jednoho grafu (Obrázek 25). Podle toho grafu byla posouzena schopnost metody detekovat časové změny ve spektru. Časově-frekvenční metody umožňují zjistit okamžik, ve kterém vyskytla výrazná hodnota ve spektru, tedy výrazné hodnoty ve spektru na frekvenci 0,5 Hz od časového okamžiku asi 34 s (začátek pohybu). Pomocí frekvenční metody je možné určit pouze, na jakých frekvencích se vyskytují výrazné hodnoty, tedy výrazná hodnota na frekvenci 0,5 Hz.

Další srovnání bylo provedeno pomocí srovnání průměrných spekter časově-frekvenčních metod se spektry frekvenčních metod. Podle průměrného spektra u krátkodobé Fourierovy transformace lze s omezenou přesností určit hlavní frekvenci výkyvů, podle průměrného spektra ze spojitě vlnkové transformace nikoli.

Práce může sloužit jako přehled základních metod používaných při zpracování signálu ve stabilometrii. Výsledky práce by mohly napomoci zlepšení spolehlivosti při posturografických měření a jejich analýze v praxi. Na závěr je nutno zdůraznit, že před každou analýzou je nutný výběr vhodné metody a správné nastavení parametrů s ohledem na vlastnosti signálu a na požadavky na to, co chceme zjistit.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [2] ROCCHI, L., L. CHIARI a A. CAPPELLO. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*. Vol. 42. 2004, : 71-79. [cit. 2015-10-27] Dostupné také z:
<http://link.springer.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/article/10.1007/BF02351013>. ISSN 1.
- [3] PALMIERI, Riann M., Christopher D. INGERSOLL, Marcus B. STONE, B. Andrew KRAUSE. Center- of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Human Kinetics Publishers*. 2002, 11: 51-66. [cit. 2015-10-27], Dostupné také z:
<http://journals.humankinetics.com/jsr-pdf-articles?DocumentScreen=Detail>
- [4] WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken: N.J.: Wiley, 2009. 4, xiv. ISBN 04-703-9818-3.
- [5] KUTÍLEK, Patrik a Adam ŽIŽKA. *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*. V Praze: České vysoké učení technické, 2012, 149 s. ISBN 978-80-01-04993-8.
- [6] OLIVEIRA, Liliam F., Taian M.M. VIEIRA, Adriana R. MACEDO, David M. SIMPSON a Jurandir NADAL. Postural sway changes during pregnancy: A descriptive study using stabilometry. *European Journal of Obstetrics*. 2009, **147**(1): 25-28. DOI: 10.1016/j.ejogrb.2009.06.027. ISSN 03012115. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301211509004333>
- [7] WHITNEY, S.L., J.L. ROCHE, G.F. MARCHETTI, C.-C. LIN, D.P. STEED, G.R. FURMAN, M.C. MUSOLINO a M.S. REDFERN. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance. *Gait*. 2011, **33**(4): 594-599. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.01.015. ISSN 09666362. Dostupné také z:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636211000294>
- [8] VIEIRA, Taian de Mello Martins, Liliam Fernandes de OLIVEIRA a Jurandir NADAL. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, **19**(6): e513-e519. DOI: 10.1016/j.jelekin.2008.10.007. ISSN 10506411. Dostupné také z:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641108001624>
- [9] MALAKHOV, M. V., E. A. MAKARENKOVA, A. A. MELNIKOV a A. D. VIKULOV. Assessment of influence of breath holding and hyperventilation on human postural stability with spectral analysis of stabilographic signal. *Human Physiology*. 2014, **40**(1): 77-81. DOI: 10.1134/S0362119713040099. ISSN 0362-1197. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1134/S0362119713040099>
- [10] KIZILOVA, Natalya. Control and stability of the complex inverted pendulum models in application to postural sway analysis of the vertical human stance. *PAMM*. 2008, **8**(1): 10183-10184. DOI: 10.1002/pamm.200810183. ISSN 16177061. Dostupné také z:
<http://doi.wiley.com/10.1002/pamm.200810183>

- [11] TALLON, Guillaume, Hubert BLAIN, Benoît SEIGLE, Pierre Louis BERNARD a Sofiane RAMDANI. Dynamical and stabilometric measures are complementary for the characterization of postural fluctuations in older women. *Gait*. 2013, **38**(1): 92-96. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.021. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636212003943>.
- [12] ROCCHI, L. Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery*. **73**(3): 267-274. DOI: 10.1136/jnnp.73.3.267. ISSN 00223050. Dostupné také z: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.73.3.267>
- [13] VIEIRA, Marcus Fraga, Ivan Silveira DE AVELAR, Maria Sebastiana SILVA, Viviane SOARES, Paula Hentschel LOBO DA COSTA a François HUG. Effects of Four Days Hiking on Postural Control. *PLOS ONE*. 2015-4-22, **10**(4): e0123214-. DOI: 10.1371/journal.pone.0123214. ISSN 1932-6203. Dostupné také z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0123214>
- [14] GURSES, S., R.V. KENYON a E.A. KESHNER. Examination of time-varying kinematic responses to support surface disturbances. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2011, **6**(1): 85-93. DOI: 10.1016/j.bspc.2010.06.002. ISSN 17468094. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809410000431>
- [15] KIM, GyuTae, Mohammed FERDJALLAH a Gerald HARRIS. Fast Computational Analysis of Sway Area Using Center of Pressure Data in Normal Children and Children with Cerebral Palsy. *American Journal of Biomedical Sciences*. 2009, : 364-372. DOI: 10.5099/aj090400364. ISSN 19379080. Dostupné také z: http://www.nwpii.com/ajbms/papers/AJBMS_2009_4_11.pdf
- [16] DA SILVA, Paulo José Guimarães, Jurandir NADAL a Antonio Fernando Catelli INFANTOSI. Investigating the center of pressure velocity Romberg's quotient for assessing the visual role on the body sway. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2012, **28**(4): 319-326. DOI: 10.4322/rbeb.2012.039. ISSN 1517-3151. Dostupné také z: <http://rbeb.org.br/articles/view/id>
- [17] LIANG, Zhiqi, Ross CLARK, Adam BRYANT, June QUEK a Yong Hao PUA. Neck musculature fatigue affects specific frequency bands of postural dynamics during quiet standing. *Gait*. 2014, **39**(1): 397-403. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.007. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636213004621>
- [18] MALAKHOV, Maxim, Elena MAKARENKOVA a Andrey MELNIKOV. The Influence of Different Modes of Ventilation on Standing Balance of Athletes. *Asian Journal of Sports Medicine*. 2014, **5**(3): -. DOI: 10.5812/asjasm.22767. ISSN 2008-000x. Dostupné také z: <http://www.asjasm.com/?page=article>
- [19] PACHORI, Ram Bilas, D. HEWSON, H. SNOUSSI a J. DUCHENE. Postural time-series analysis using Empirical Mode Decomposition and second-order difference plots. *2009 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*. IEEE, 2009, : 537-540. DOI: 10.1109/ICASSP.2009.4959639. ISBN 978-1-4244-2353-8. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4959639>
- [20] ALESSANDRINI, Marco, Roberto LANCIANI, Ernesto BRUNO, Bianca NAPOLITANO a Stefano GIROLAMO. Posturography frequency analysis of sound-evoked body sway in normal subjects.

- European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2006, **263**(3): 248-252. DOI: 10.1007/s00405-005-0965-7. ISSN 0937-4477. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00405-005-0965-7>
- [21] TJERNSTRÖM, Fredrik, Måns BJÖRKLUND a Eva-Maj MALMSTRÖM. Romberg ratio in quiet stance posturography—Test to retest reliability. *Gait*. 2015, **42**(1): 27-31. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.12.007. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636214007905>
- [22] CHIARAMELLO, E., M. KNAFLITZ a V. AGOSTINI. *Rotary Spectra Analysis Applied to Static Stabilometry*. 2011. Dostupné také z: http://www.academia.edu/9836942/Rotary_spectra_analysis_applied_to_static_stabilometry
- [23] NEWELL, K.M., S.M. SLOBOUNOV, B.S. SLOBOUNOVA a P.C.M. MOLENAAR. Short-term non-stationarity and the development of postural control. *Gait*. 1997, **6**(1): 56-62. DOI: 10.1016/S0966-6362(96)01103-4. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636296011034>
- [24] MAINENTI, Míriam Raquel Meira, Lílíam Fernandes DE OLIVEIRA, Marco Antonio DE MELO TAVARES DE LIMA a Jurandir NADAL. Stabilometric signal analysis in tests with sound stimuli. *Experimental Brain Research*. 2007, **181**(2): 229-236. DOI: 10.1007/s00221-007-0921-4. ISSN 0014-4819. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-007-0921-4>
- [25] CHIARI, Lorenzo, Laura ROCCHI a Angelo CAPPELLO. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics*. 2002, **17**(9-10): 666-677. DOI: 10.1016/S0268-0033(02)00107-9. ISSN 02680033. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003302001079>
- [26] FUJIMOTO, Chisato, Naoya EGAMI, Shinichi DEMURA, Tatsuya YAMASOBA a Shinichi IWASAKI. The effect of aging on the center-of-pressure power spectrum in foam posturography. *Neuroscience Letters*. 2015, **585**: 92-97. DOI: 10.1016/j.neulet.2014.11.033. ISSN 03043940. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394014009100>
- [27] OLIVEIRA, L.F., D.M. SIMPSON a J. NADAL. A study of postural sway during pregnancy through spectral analysis of stabilometric signals. *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 1997, : 581-582. DOI: 10.1109/IEMBS.1996.651874. ISBN 0-7803-3811-1. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=651874>
- [28] KARLSSON, Annica, Simone NORRLIN, Hans C. SILANDER, Margareta DAHL a Håkan LANSHAMMAR. Amplitude and frequency analysis of force plate data in sitting children with and without MMC. *Clinical Biomechanics*. 2000, **15**(7): 541-545. DOI: 10.1016/S0268-0033(00)00010-3. ISSN 02680033. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003300000103>
- [29] GIACOMINI, P.G., A. ZOLI, S. FERRARO, A.V. RAFFALDI, F. BARTOLOZZI a S. DI GIROLAMO. Evaluation of abnormalities of orthostatic postural control in systemic sclerosis. *Clinical and Experimental Rheumatology*. 2005, (23): 297 - 302. Dostupné také z: <http://www.clinexprheumatol.org/article.asp?a=2593>

- [30] CIMOLIN, Veronica, Manuela GALLI, Chiara RIGOLDI, Graziano GRUGNI, Luca VISMARA, Luca MAINARDI a Paolo CAPODAGLIO. Fractal dimension approach in postural control of subjects with Prader-Willi Syndrome. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011, **8**(1): 45-. DOI: 10.1186/1743-0003-8-45. ISSN 1743-0003. Dostupné také z: <http://www.jneuroengrehab.com>
- [31] HE, Yan, Fang PU, Fan WU, Shuyu LI, Deyu LI a Yubo FAN. Frequency spectral characteristics of standing balance with partial foot support. *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*. IEEE, 2010, : 1827-1830. DOI: 10.1109/BMEI.2010.5639977. ISBN 978-1-4244-6498-2. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5639977>
- [32] GIACOMINI, Pier Giorgio, Marco ALESSANDRINI a Antonio MAGRINI. Long-Term Postural Abnormalities in Benign Paroxysmal Positional Vertigo. *ORL*. 2002, **64**(4): 237-241. DOI: 10.1159/000064130. ISSN 1423-0275. Dostupné také z: <http://www.karger.com/doi/10.1159/000064130>
- [33] HUR, P, B A DUISER, S M SALAPAKA a E T HSIAO-WECKSLER. Measuring Robustness of the Postural Control System to a Mild Impulsive Perturbation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2010, **18**(4): 461-467. DOI: 10.1109/TNSRE.2010.2052133. ISSN 1534-4320. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5482051>
- [34] GIACOMINI, P.G., M. ALESSANDRINI, M. EVANGELISTA, B. NAPOLITANO, R. LANCIANI a D. CAMAIONI. Impaired postural control in patients affected by tension-type headache. *European Journal of Pain*. 2004, **8**(6): 579-583. DOI: 10.1016/j.ejpain.2004.02.004. ISSN 10903801. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1016/j.ejpain.2004.02.004>
- [35] CABEZA-RUIZ, R., X. GARCÍA-MASSÓ, R.A. CENTENO-PRADA, J.D. BEAS-JIMÉNEZ, J.C. COLADO a L.-M. GONZÁLEZ. Time and frequency analysis of the static balance in young adults with Down syndrome. *Gait*. 2011, **33**(1): 23-28. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.014. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636210002651>
- [36] LOUGHLIN, P.J., M.S. REDFERN a B. TACER. Time-varying characteristics of postural sway differ between balance impaired and unimpaired populations. *1996 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing Conference Proceedings*. IEEE, 1996, : 1439-1442. DOI: 10.1109/ICASSP.1996.543932. ISBN 0-7803-3192-3. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=543932>
- [37] LOUGHLIN, P.J., M.S. REDFERN a J.M. FURMAN. Time-varying characteristics of visually induced postural sway. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. **4**(4): 416-424. DOI: 10.1109/86.547944. ISSN 10636528. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=547944>
- [38] 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*. 2012, **05**(09): 496-507. DOI: 10.4236/jbise.2012.59062. ISSN 1937-6871. Dostupné také z: <http://www.scirp.org/journal/PaperDownload.aspx?DOI=10.4236/jbise.2012.59062>

- [39] BERNARD-DEMANZE, L., M. DUMITRESCU, P. JIMENO, L. BOREL a M. LACOUR. Age-Related Changes in Posture Control are Differentially Affected by Postural and Cognitive Task Complexity. *Current Aging Sciencee*. 2009, **2**(2): 135-149. DOI: 10.2174/1874609810902020135. ISSN 18746098. Dostupné také z: <http://www.eurekaselect.com/openurl/content.php?genre=article>
- [40] BERNARD-DEMANZE, L., M. ELZIÈRE, P.A. ODDON, M. MONTAVA a J.P. LAVIEILLE. Effects of microvascular decompression surgery on posture control: A case report in an elderly patient. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2015, **45**(3): 191-201. DOI: 10.1016/j.neucli.2015.04.002. ISSN 09877053. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705315000374>
- [41] BERNARD-DEMANZE, Laurence, Jacques LÉONARD, Michel DUMITRESCU, Renaud MELLER, Jacques MAGNAN a Michel LACOUR. Static and dynamic posture control in postlingual cochlear implanted patients: effects of dual-tasking, visual and auditory inputs suppression. *Frontiers in Integrative Neuroscience*. 2014, **7**: -. DOI: 10.3389/fnint.2013.00111. ISSN 1662-5145. Dostupné také z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnint.2013.00111/abstract>
- [42] KAPOULA, Zoi, Qing YANG, Thanh-Thuan LÊ, Marine VERNET, Nolwenn BERBEY, Christophe ORSSAUD, Alain LONDERO a Pierre BONFILS. Medio-Lateral Postural Instability in Subjects with Tinnitus. *Frontiers in Neurology*. 2011, **2**: -. DOI: 10.3389/fneur.2011.00035. ISSN 1664-2295. Dostupné také z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fneur.2011.00035/abstract>
- [43] CHAGDES, James R., Shirley RIETDYK, Jeff M. HADDAD, Howard N. ZELAZNIK, Arvind RAMAN, Christopher K. RHEA a Tobin A. SILVER. Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. *Experimental Brain Research*. 2009, **197**(3): 297-310. DOI: 10.1007/s00221-009-1915-1. ISSN 0014-4819. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-009-1915-1>
- [44] EZANE, Marie-Désirée, Cynthia LIONS, Emmanuel BUI QUOC, Chantal MILLERET a Maria Pia BUCCI. Spatial and temporal analyses of posture in strabismic children. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*. 2015, **253**(10): 1629-1639. DOI: 10.1007/s00417-015-3134-8. ISSN 0721-832x. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00417-015-3134-8>
- [45] GOULEME, Nathalie, Christophe Loic GERARD, Emmanuel BUI-QUOC a Maria Pia BUCCI. Spatial and temporal analysis of postural control in dyslexic children. *Clinical Neurophysiology*. 2015, **126**(7): 1370-1377. DOI: 10.1016/j.clinph.2014.10.016. ISSN 13882457. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245714005562>
- [46] GOULEME, Nathalie, Marie Désirée EZANE, Sylvette WIENER-VACHER a Maria Pia BUCCI. Spatial and temporal postural analysis: a developmental study in healthy children. *International Journal of Developmental Neuroscience*. 2014, **38**: 169-177. DOI: 10.1016/j.ijdevneu.2014.08.011. ISSN 07365748. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0736574814001415>
- [47] HORLINGS, C.G.C., U.M. KÜNG, F. HONEGGER, B.G.M. VAN ENGELLEN, N. VAN ALFEN, B.R. BLOEM a J.H.J. ALLUM. Vestibular and proprioceptive influences on trunk movements during quiet standing. *Neuroscience*. 2009, **161**(3): 904-914. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2009.04.005. ISSN 03064522. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306452209005831>

- [48] SINGH, Neeraj Kumar, Hichem SNOUSSI, David HEWSON a Jacques DUCHÊNE. Wavelet Transform Analysis of the Power Spectrum of Centre of Pressure Signals to Detect the Critical Point Interval of Postural Control. : 235. DOI: 10.1007/978-3-642-11721-3_18. Dostupné také z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-11721-3_18
- [49] PIVNICKOVA, Lucie, Viliam DOLINAY a Vladimir VASEK. Evaluation of static posturography via the Wii Balance Board. *Proceedings of the 2014 15th International Carpathian Control Conference (ICCC)*. IEEE, 2014, 437-441. DOI: 10.1109/CarpathianCC.2014.6843643. ISBN 978-1-4799-3528-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6843643>
- [50] *Wii Balance Board: Operations Manual* [online]. Nintendo of America Inc., P.O. Box 957, Redmond, WA, 98073-0957, U.S.A, 2008, 35 s. [cit. 2015-12-13]. Dostupné z: <https://www.nintendo.com/consumer/downloads/wiiBalanceBoard.pdf>
- [51] CLARK, Ross A., Adam L. BRYANT, Yonghao PUA, Paul MCCRORY, Kim BENNELL a Michael HUNT. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait*. 2010, **31**(3): 307-310. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.11.012. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620900664X>
- [52] DUARTE, Marcos a Sandra M. S. F. FREITAS. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2010, **14**(3): 183-192. DOI: 10.1590/S1413-35552010000300003. ISSN 1413-3555. Dostupné také z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext
- [53] KAPOULA, Zoi, Chrystal GAERTNER, Eric MATHERON a Andrea SERINO. Spherical Lenses and Prisms Lead to Postural Instability in Both Dyslexic and Non Dyslexic Adolescents. *PLoS ONE*. 2012-11-5, **7**(11): e46739-. DOI: 10.1371/journal.pone.0046739. ISSN 1932-6203. Dostupné také z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0046739>
- [54] SCOPPA, Fabio, Roberto CAPRA, Michele GALLAMINI a Riccardo SHIFFER. Clinical stabilometry standardization. *Gait*. 2013, **37**(2): 290-292. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.009. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636212002792>
- [55] *French Association of Posturology: Edite' es par l'Association Francaise de Posturologie*. Paris, Francaice: Avenue de Corbéra, 1985. 4. BIZZO, G., N. GUILLET, A. PATAT a P.M. GAGEY.
- [56] Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry: *Med Biol Eng Comput*. 1985, **23**: 474–6.
- [57] SOVKA, Pavel a Petr POLLÁK. *Vybrané metody číslicového zpracování signálů*. Vyd. 2. přeprac. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003, 258 s. ISBN 80-010-2821-6.
- [58] DE HOON, M.J.L., T.H.J.J. VAN DER HAGEN, H. SCHOONEWELLE a H. VAN DAM. Why Yule-Walker should not be used for autoregressive modelling. *Annals of Nuclear Energy*. 1996, **23**(15): 1219-1228. DOI: 10.1016/0306-4549(95)00126-3. ISSN 03064549. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0306454995001263>

- [59] SABATINI, A. M. Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. *Medical*. 2000, **38**(6): 617-624. DOI: 10.1007/BF02344866. ISSN 0140-0118. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02344866>
- [60] OLIVEIRA, L.F., D.M. SIMPSON a J. NADAL. Autoregressive spectral analysis of stabilometric signals. *Proceedings of 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 1994, : 1300-1301. DOI: 10.1109/IEMBS.1994.415442. ISBN 0-7803-2050-6. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=415442>
- [61] LACOUR, M., L. BERNARD-DEMANZE a M. DUMITRESCU. Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2008, **38**(6): 411-421. DOI: 10.1016/j.neucli.2008.09.005. ISSN 09877053. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705308001172>
- [62] LOUGHLIN, P., T. SCHUMANN, M. REDFERN, J. FURMAN, L. CHAPARRO a A. EL-JAROUDI. Time-frequency analysis of postural sway. *Proceedings of 1994 28th Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers*. IEEE Comput. Soc. Press, 1994, : 378-382. DOI: 10.1109/ACSSC.1994.471480. ISBN 0-8186-6405-3. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=471480>
- [63] KAYHAN, A.S., A. EL-JAROUDI a L.F. CHAPARRO. Data-adaptive evolutionary spectral estimation. *IEEE Transactions on Signal Processing*. **43**(1): 204-213. DOI: 10.1109/78.365300. ISSN 1053587x. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=365300>
- [64] KAPTEYN, T.S., W. B BLES, Çh. J. NJIOKIKTJIEN, L. KODDE, C.H. MASSEN a J.M.F. MOL. *Standardization in Platform Stabilometry being a Part of Posturography: Agressologie*. 24. 1983, (7): 321-326. Dostupné také z: <http://ada-posturologie.fr/StandardizationKapteyn.pdf>
- [65] LOUGHLIN, P.J., M.S. REDFERN a J.M. FURMAN. Nonstationarities of postural sway. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 2003, **22**(2), 69-75 [cit. 2016-04-22]. DOI: 10.1109/MEMB.2003.1195699. ISSN 07395175. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1195699>
- [66] EL-JAROUDI, A., M.S. REDFERN, L.F. CHAPARRO a J.M. FURMAN. The application of time-frequency methods to the analysis of postural sway. *Proceedings of the IEEE*. **84**(9), 1312-1318. DOI: 10.1109/5.535249. ISSN 00189219. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=535249>
- [67] 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. 2016-04-26]. DOI: 10.3390/s141018244. ISSN 14248220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/14/10/18244/>

Seznam zkratek

COP	- Center of pressure - střed působení tlakových sil
COM	- Center of mass
GCoM	- Ground projection of COM
COG	- Center of gravity
A/P	- Anteroposteriální rovina - předozadní
M/L	- Mediolaterální rovina - boční
RMS	- Root mean square - střední kvadratická odchylka
MD	- Mean distance - střední vzdálenost dráhy (průběhu) COP od centra
SP	- Sway path - cesta výkyvů (celková délka trajektorie)
MV	- Mean velocity - střední rychlost
MF	- Mean frequency - střední frekvence
90-MDir	- Úhlová odchylka výkyvů z AP roviny
CCA	- Prostor 95% věrohodnosti obovodu kružnice
CEA	- Prostor 95% věrohodnosti elipsy
SA	- Sway area - prostor výkyvů
TP	- Total power - celkový výkon
F50	- Mediánová frekvence - frekvence pod kterou je rozmístěno 50% výkonu
F95	- Výkonová frekvence - frekvence pod kterou je rozmístěno 95% výkonu
CF	- Centroidal frequency - těžištní frekvence
FD	- fequency dispersion - frekvenční rozptyl
FT	- Fourierova transformace
PSD	- Power spectral density - hustota spektrálního výkonu
CPI	- Critical point interval - interval kritického bodu
FFT	- Fast Fourier transformatin - Rychlá Fourierova transformace
STFT	- Short time fourier transformation - krátkodobá Fourierova transformace

Seznam příloh

Obsah příloh	I
A Dotazníky	II
B Informovaný souhlas	IV

Přílohy

OBSAH PŘÍLOH

Elektronická verze diplomové práce

Skripty a funkce vytvořené v programovém prostředí Matlab (Version Matlab R2011b)

Naměřená data

Dotazníky od jednotlivých dobrovolníků

Informovaný souhlas

A DOTAZNÍKY

A.1 Dotazník 1

Id:	ON01
Datum měření:	16. 12. 2015 a 30.3.02016
Pohlaví:	muž
Věk:	23
Výška [cm]:	184
Hmotnost [Kg]:	64
Lateralita:	Pravák
Trénovanost:	netrénovaný
Nemoci nebo úrazy, které mají vliv na stabilitu (např: zánět středního ucha, kloubní protéza, aj.)	Nevzpomíná si
Velikost chodidel:	44
Vzdálenost palců (BTD), [cm]:	21
Vzdálenost palcových kloubů, [cm]:	16
Vzdálenost pat od sebe (IMD) , [cm]:	4
Délka chodidla (EFL), [cm]:	P: 28,0; L: 28,0 cm
Délka chodidla (FL), [cm]:	P: 28,0 cm; L: 28,2 cm
Šířka chodidla (MFW), [cm]:	P: 10,5 cm; L: 10,5
Úhel rozevření chodidel (α):	33°46'
Velikost opěrné plochy (BoS), [cm ²]:	350 cm ²

A.2 Dotazník 2

Id:	AN02
Datum měření:	16. 12. 2015
Pohlaví:	Muž
Věk:	24
Výška [cm]:	177
Hmotnost [Kg]:	80
Lateralita:	Pravák
Trénovanost:	Trénovaný
Nemoci nebo úrazy, které mají vliv na stabilitu (např: zánět středního ucha, kloubní protéza, aj.)	Ne
Velikost chodidel:	43
Vzdálenost palců (BTD), [cm]:	36
Vzdálenost palcových kloubů, [cm]:	35,5
Vzdálenost pat od sebe (IMD) , [cm]:	20
Délka chodidla (EFL), [cm]:	P: 28,0; L: 28,3
Délka chodidla (FL), [cm]:	P: 28,1; L: 28,4
Šířka chodidla (MFW), [cm]:	P: 10 cm; L: 10 cm,
Úhel rozevření chodidel (α):	31°43'
Velikost opěrné plochy (BoS), [cm ²]:	788,2 cm ²

A.3 Dotazník 3

Id:	KM03
Datum měření:	16. 12. 2015
Pohlaví:	Muž
Věk:	24
Výška [cm]:	185
Hmotnost [Kg]:	71
Lateralita:	Pravák
Trénovanost:	Trénovaný
Nemoci nebo úrazy, které mají vliv na stabilitu (např: zánět středního ucha, kloubní protéza, aj.)	Zánět středního ucha, pravánoha zlomené nártní kůstky, natržený kolenní vaz
Velikost chodidel:	43
Vzdálenost palců (BTD), [cm]:	31,5
Vzdálenost palcových kloubů, [cm]:	26
Vzdálenost pat od sebe (IMD) , [cm]:	21
Délka chodidla (EFL), [cm]:	P: 28,1 cm; L: 27,7
Délka chodidla (FL), [cm]:	P: 28,2 cm; L: 27,8
Šířka chodidla (MFW), [cm]:	P: 10,5 cm; L: 10,8 cm
Úhel rozevření chodidel (α):	11°15
Velikost opěrné plochy (BoS), [cm ²]:	802,1 cm ²

B INFORMOVANÝ SOUHLAS

Informovaný souhlas s účastí na výzkumné studii

Název výzkumného projektu: Frekvenční analýza stabilometrických signálů

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, v rámci něhož bude provedeno měření klidového stoje na balanční plošině. Měření je pohybově nenáročné, účastník je testován pomocí přístrojové techniky, která je bezpečná, bez rizika způsobení úrazu.

Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, datum podpisu a datum konání měření, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Cíl a popis studie:

Cílem studie je realizování a zhodnocení metod pro zpracování stabilometrických dat pomocí frekvenční analýzy.

K realizaci studie je potřebné naměřit stabilometrická data při klidovém stoji.

Během měření se budou využívat následující přístroje:

- Tlaková podložka Wii Fit Nintendo (balanční plošina)

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelé projektu mne informovali o podstatě výzkumu a seznámili mne s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a pro mne za podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis osoby provádějící měření:

Bc. Ondřej Netopil _____

V Brně dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

V Brně dne: _____