



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra přírodovědných oborů

Hodnocení posturální stability u pacientů s neurinomem akustiku
Evaluation of postural stability in patients with acoustic neuroma

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Přístroje a metody pro biomedicínu

Vedoucí práce: Ing. Martin Otáhal, Ph.D.

Konzultanti: Ing. Vladimír Socha, Ph.D.

Ing. Stanislav Kušmírek

Bc. Lenka Hanáková

Kladno 2016

Katedra přírodovědných oborů

Akademický rok: 2015/2016

Z a d á n í d i p l o m o v é p r á c e

Student: **Bc. Lenka Hanáková**
Studijní obor: Přístroje a metody pro biomedicínu
Téma: **Hodnocení posturální stability u pacientů s neurinomem akustiku**
Téma anglicky: Evaluation of postural stability in patients with acoustic neuroma

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cílem diplomové práce je využití gyro-akcelerometrického systému a stabilometrické plošiny pro hodnocení posturální stability u pacientů s neurinomem akustického nervu. Student vypracuje rešerši s hlavním zaměřením na metody hodnocení posturální stability, které mají v současné klinické praxi pro tyto účely využití. Na základě analýzy současného stavu bude vypracovaný návrh nových metod pro hodnocení kinematických veličin při stoji pacienta. Primárně se bude jednat o metody frekvenční a rekurentní analýzy. Na základě navržených metod student vyhodnotí data naměřená pomocí gyro-akcelerometrického systému a stabilometrické plošiny a komparativní analýzou ověří vhodnost využití navržených metod s metodami konvenčními.

Student rozšíří existující software o algoritmy pro hodnocení dat pomocí zvolených metod, které budou umožňovat kvantitativní hodnocení stability pacientů před a po operaci neurinomu akustického nervu. Kinematická data budou měřena ve spolupráci s Klinikou rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol. pacienti budou měřeni před a po operaci neurinomu akustického nervu.

Seznam odborné literatury:

- [1] KUTÍLEK Patrik, Adam ŽIŽKA, Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky, ed. 1, Praha: nakladatelství ČVUT, 2012, ISBN 978-80-01-04993-8
- [2] KURTKAYA-YAPICIER, Ö., B. SCHEITHAUER and J.M. WOODRUFF, Review: The pathobiologic spectrum of Schwannomas, Histology and Histopathology, ročník 18, číslo 1, 2003
- [3] FACCHINI, Angelo, Chiara MOCENNI and Antonio VICINO, Generalized recurrence plots for the analysis of images from spatially distributed systems, Physica D: Nonlinear Phenomena, ročník 238, číslo 2, 2009
- [4] SCIARINI, Lee W. a Denise NICHOLSON, Foundations of Augmented Cognition. Neuroergonomics and Operational Neuroscience, ed. 1, ročník 5638, kapitola 5, 2009, Springer Berlin Heidelberg, ISBN 978-3-642-02811-3
- [5] SCHLÉNKER, Jakub et al., Recurrence Quantification Analysis: A Promising Method for Data Evaluation in Medicine, European Journal for Biomedical Informatics, ročník 10, 2014

Vedoucí: Ing. Martin Otáhal, Ph.D.
Konzultant: Ing. Vladimír Socha, Ing. Stanislav Kušmírek

Zadání platné do: 20.08.2017


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan



Abstrakt

Pacienti s některými neurologickými onemocněními, např. neurinomem akustiku (vestibulárním schwannomem), vykazují poruchy stability. Tradiční metoda měření stability je založena na sledování trajektorie centra tlaku s využitím siloměrných plošin. Tyto plošiny však jsou velké, špatně přenosné a drahé. Oproti tomu gyro-akcelerometrické systémy jsou snadno dostupnou technologií, která může být využita při měření posturální stability. Tradiční metody hodnocení kinematických dat při kvantifikaci stability předpokládají stacionaritu signálu. Průběh polohy centra tlaku však vykazuje nestacionaritu, v některých případech tedy tradiční metody hodnocení selhávají. Cílem této práce je využití stabilometrické plošiny a gyro-akcelerometrického systému k měření posturální stability pacientů před a po operaci neurinomu akustiku. Měření se zúčastnilo 10 pacientů. Součástí práce je hodnocení stability pomocí metod rekurentní analýzy a frekvenční analýzy. Nově navržené metody byly porovnány s metodami konvenčními. Z výsledků plyne, že gyro-akcelerometrické systémy obecně vykazují lepší výsledky v rozlišení mezi jednotlivými měřeními než stabilometrická plošina. Nově navržené metody pak přinášejí nové informace ohledně řízení rovnováhy při různých podmínkách měření. Pro účely analýzy a zpracování dat byl vytvořen softwarový prostředek umožňující všechny druhy analýzy realizované v této práci – časová analýza, metody geometrických prvků, frekvenční analýza a rekurentní analýza.

Klíčová slova: posturální stabilita, neurinom akustiku, vestibulární schwannom, rekurentní analýza, centrum tlaku, gyro-akcelerometrický systém, inerciální měřicí jednotka.



Abstract

Postural stability could be affected by neurological disorders, e.g. acoustic neuroma (vestibular schwannoma). Traditional methods of measurement of postural stability are based on centre of pressure trajectory. Data are collected using a force platforms, which are expensive and cumbersome. Compare to that, gyro-accelerometry systems are inexpensive technology which can be used for stability measurements. Traditional techniques of kinematic data evaluation, obtained during stability measurements, assume data stationarity. Centre of pressure displacement shows nonstationarity. Therefore, traditional techniques could fail in some cases. The aim of this thesis is to utilize posturographic platform and gyro-accelerometry system to measure postural stability of patients with acoustic neuroma (before surgery and after surgery). Ten patients participated in the study. The work includes evaluation of postural stability using the methods of recurrent quantification analysis and frequency analysis. The proposed methods are compared with conventional ones. Results show that gyro-accelerometric systems are better in differentiation between the measurements than a stabilometric platform. The newly proposed methods bring new insight into balance management for different measurement conditions. For purposes of data processing and analysis, the software tool was created. Software contains all proposed methods of analysis – time analysis, methods of geometric elements, frequency analysis and recurrence quantification analysis.

Keywords: postural stability, acoustic neuroma, vestibular schwannoma, recurrence quantification analysis, centre of pressure, gyro-accelerometry system, inertial measurement unit.



Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu práce, Ing. Martinovi Otáhalovi, Ph.D., za jeho rady a připomínky k práci a zejména pak za ochotu a pomoc v době, kdy jich bylo třeba. Poděkování dále patří Ing. Jakobovi Schlenkerovi, který ač oficiálně není konzultantem práce, jím byl a zasvětil mě do tajů rekurentní analýzy a poskytl mi cenné rady a pomoc. Mému konzultantovi, Ing. Stanislavovi Kušmírkovi bych ráda poděkovala za přínosné konverzace a konzultace prakticky na jakékoli téma, počínaje mojí diplomovou prací a konče ponorkami druhé světové války.

Zvláštní poděkování patří Ing. Vladimíru Sochovi, Ph.D., bez jehož přítomnosti by tato práce nemohla vzniknout, za jeho rady, kritiku, konzultace do večerních i ranních hodin, podporu, mentoring v záležitostech akademických i osobních a všechny příležitosti, které mi vytvořil.

Osobní poděkování patří mojí rodině za podporu a pochopení, mým kamarádům, kteří mi v každé situaci byli oporou, spolubydlícím, za rozptýlení a zvednutí nálady za každé situace a spolužákům, kteří učinili studentský život nezapomenutelným obdobím, bylo to "absolutní božstvo".

Děkuji Mgr. Ondřejovi Čákrtovi z FN Motol a 2. LF UK, jeho studentkám z oboru fyzioterapie a MUDr. Silvii Hrubé z FN Motol za pomoc při realizaci měření. Poslední poděkování patří doc. Ing. Patrikovi Kutílkovi, MSc., Ph.D. z laboratoře biomechaniky FBMI ČVUT za zapůjčení měřicího systému Xsens.



Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Hodnocení posturální stability u pacientů s neurinomem akustiku“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně dne 20. května 2016

.....

Podpis



Obsah

Úvod	12
1 Teoretické základy práce	13
1.1 Neurinom akustiku (vestibulární schwannom)	13
1.1.1 Porucha stability způsobená neurinomem akustiku	14
1.2 Anatomické roviny a směry	15
1.3 Přehled současného stavu řešené problematiky	16
1.3.1 Metody a systémy měření stability	16
1.3.2 Metody používané při hodnocení stability	20
1.4 Shrnutí kapitoly	25
2 Cíle a hypotézy	26
3 Metodika měření	28
3.1 Subjekty	28
3.2 Měřicí systémy	28
3.3 Experimentální nastavení a průběh měření	29
3.4 Shrnutí kapitoly	30
4 Návrh metod hodnocení dat	31
4.1 Statistická analýza	31
4.1.1 Test normality dat	31
4.1.2 Popisná statistika	32
4.1.3 Wilcoxonův dvouvýběrový test	33
4.2 Analýza v časové oblasti	34
4.3 Analýza metodami geometrických prvků	35
4.3.1 Data získaná stabilometrickou plošinou	36
4.3.2 Data získaná gyro-akcelerometrickým systémem	37
4.4 Analýza ve frekvenční oblasti	38



4.5	Rekurentní analýza	40
4.5.1	Rekonstrukce trajektorie ve fázovém prostoru	41
4.5.2	Vzdálenostní matice, rekurentní graf	43
4.5.3	Kvantitativní analýza (RQA)	45
4.6	Shrnutí kapitoly	47
5	Zpracování a analýza dat	48
5.1	Zpracování dat z gyro-akcelerometrického systému Xsens	49
5.2	Návrh softwarového prostředí pro analýzu dat	50
5.3	Shrnutí kapitoly	53
6	Prezentace a diskuze výsledků	54
6.1	Časová analýza	54
6.2	Analýza metodami geometrických prvků	61
6.3	Analýza ve frekvenční oblasti	68
6.4	Rekurentní analýza	73
6.5	Shrnutí kapitoly	78
7	Závěr	81
7.1	Vyhodnocení testu hypotéz	82
	Seznam použité literatury	84
	Přílohy	92



Seznam obrázků

1.1	MR snímky neurinomu akustiku (před léčbou)	13
1.2	Anatomické roviny lidského těla	15
1.3	Nákres stabilometrické plošiny pro výpočet COP	17
1.4	Systémy měření pohybu s IMU - A. SwayStar™, B. Xbus kit	19
1.5	Záznam pohybu COP - statokineziogram, ML a AP stabilogramy	21
1.6	Základní rozdělení metod hodnocení COP dat	21
1.7	Ukázka rekurentního grafu a vzdálenostní matice	23
3.1	Umístění systému Xsens na pacientovi stojícímu na SPS.	29
4.1	Zobrazení distribuce dat pomocí kvartilů formou boxplotu.	32
4.2	95% konfidenční elipsoid	38
4.3	Konvexní polyhedon	39
5.1	Ukázka části datového výstupu gyro-akcelerometrickému systému Xsens. . .	48
5.2	Ukázka vytvořeného SW prostředí pro hodnocení stability.	50
5.3	SW prostředí - kontrola nahraných souborů.	51
5.4	Ovládací panel SW - výběr analýzy a výběr dat.	51
5.5	Ukázka vytvořeného SW prostředí pro hodnocení stability - rekurentní analýza COP dat.	52
6.1	Distribuce parametru ROM z dat COP v ML směru prezentovaná formou boxplotu.	58
6.2	Distribuce parametru ROM z dat COP v AP směru prezentovaná formou boxplotu.	59
6.3	Distribuce parametru ROM akcelerace získané pomocí Xsens prezentovaná formou boxplotu.	60
6.4	Distribuce obsahu 95% konfidenční elipsy prezentovaná formou boxplotu. . .	63
6.5	Distribuce obsahu konvexní obálky prezentovaná formou boxplotu.	63
6.6	Distribuce obsahu 95% konfidenčního elipsoidu dat akcelerace ve třech směrech prezentovaná formou boxplotu.	65



6.7	Distribuce obsahu konvexního polyhedronu dat akcelerace ve třech směrech prezentovaná formou boxplotu.	65
6.8	Distribuce obsahu 95% konfidenčního elipsoidu dat úhlů ve třech směrech prezentovaná formou boxplotu.	67
6.9	Distribuce obsahu konvexního polyhedronu dat úhlů ve třech směrech prezentovaná formou boxplotu.	67
6.10	Distribuce parametru RATIO pro celkovou akceleraci prezentovaná formou boxplotu s prahem fixní RR dle parametru DET.	76
6.11	Distribuce parametru DET pro celkovou akceleraci prezentovaná formou boxplotu s prahem fixní RR dle parametru DET.	77



Seznam tabulek

6.1	Výsledky Wilcoxonova testu pro data COP v ML směru pro časovou analýzu.	55
6.2	Výsledky Wilcoxonova testu pro data COP v AP směru pro časovou analýzu.	56
6.3	Výsledky Wilcoxonova testu pro data akcelerace z Xsens pro časovou analýzu.	57
6.4	Výsledky Wilcoxonova testu pro 2D metody – plochu 95% konfidenční elipsy a plochu konvexní obálky (COP data).	62
6.5	Výsledky Wilcoxonova testu pro 3D metody (objem konfidenčního elipsoidu a objem konvexního polyhedronu) aplikované na akceleraci ve třech směrech.	64
6.6	Výsledky Wilcoxonova testu pro 3D metody (objem konfidenčního elipsoidu a objem konvexního polyhedronu) aplikované na úhly ve třech směrech.	66
6.7	Výsledky Wilcoxonova testu pro data COP v ML směru pro frekvenční analýzu.	69
6.8	Výsledky Wilcoxonova testu pro data COP v AP směru pro frekvenční analýzu.	70
6.9	Výsledky Wilcoxonova testu pro data výsledné akcelerace z Xsens pro frekvenční analýzu.	71
6.10	Mediány PSD (%) pro jednotlivá frekvenční pásma.	72
6.11	Výsledky Wilcoxonova testu pro data výsledné akcelerace z Xsens pro rekurentní analýzu s prahem fixní RR dle parametru DET.	74
6.12	Výsledky Wilcoxonova testu pro data výsledné akcelerace z Xsens pro rekurentní analýzu s prahem fixní RR dle parametru LAM.	75



Seznam symbolů a zkratk

AP	Anterio-posteriorní směr
CE	Konfidenční elipsa (confidence ellipse)
CED	Konfidenční elipsoid
COP	Centrum tlaku (center of pressure)
CP	Konvexní polyhedron (convex polyhedron)
DET	Determinismus
DFT	Diskrétní Fourierova transformace
DIV	Divergence
DM	Vzdálenostní matice (distance matrix)
EC	Zavřené oči (eyes closed)
ENT	Shannonova informační entropie
EO	Otevřené oči (eyes open)
FFT	Rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier transform)
FiS	Pevná podložka (firm surface)
FoS	Měkká (pěnová) podložka (foam surface)
GUI	Grafické uživatelské prostředí (graphical user interface)
CH	Konvexní obálka (convex hull)
IMU	Inerciální měřicí jednotka (inertial measurement unit)
IMU	Gyroakcelerometrický systém
IQR	Mezikvartilové rozpětí (interquartile range)
LAM	Laminarita
LOI	Hlavní diagonála (line of identity)
LS	Ztrátová funkce (loss function)
M1	Měření před operací neurinomu akustiku
M2	Měření po operací neurinomu akustiku



mean COP	Průměrná výchylka COP
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
ML	Medio-laterální směr
MR	Magnetická resonance
NA	Neurinom akustiku
PAC	Pacient
PSD	Výkonová spektrální hustota
RM	Rekurentní matice (recurrence matrix)
ROM	Rozsah pohybu (range of motion)
RP	Rekurentní graf (recurrence plot)
RQA	Rekurentní analýza (recurrence quantification analysis).
RR	Míra rekurence (recurrence rate)
SD	Směrodatná odchylka (standard deviation)
SI	Superio-inferiorní směr
SKG	Statokineziogram
SPS	Stabilometrický systém Synapsys (Synapsis Posturography System)
STG	Stabilogram
SW	Softwarový prostředek
TL	Délka trajektorie (trajectory length)
TND	Trend
TT	Rekurentní čas (trapping time)
VS	Vestibulární schwannom



Úvod

Neurologická onemocnění negativně ovlivňují kvalitu života pacientů. V případě patologických stavů ovlivňujících stabilitu se pacient stává nejistým v každodenních situacích a jeho možnosti aktivit jsou limitovány. Jedním z takovýchto onemocnění je neurinom akustiku (NA), jehož hlavními projevy jsou redukce sluchu a závrať rotačního typu – vertigo.

Stabilometrie, tj. měření stability vzpřímeného stoje, je poměrně častou metodou využívanou v klinické praxi, avšak stále pouze doplňkovou. Existuje mnoho doporučení ohledně průběhu experimentu, měření dat a jejich hodnocení. Systémy užívané k tomuto účelu jsou stabilometrické plošiny, které měří polohu centra tlaku (center of pressure, COP). Tradiční metody měření a hodnocení dat COP mají několik limitací. Data COP jsou 2D data, tzn. měřením s využitím stabilometrické plošiny přicházíme o informaci ohledně pohybu ve vertikálním směru. Parametry hodnocení předpokládají stacionaritu. Ze studií vyplývá, že data COP projevují nestacionaritu, tradiční metody hodnocení se tedy nezdají být vhodné.

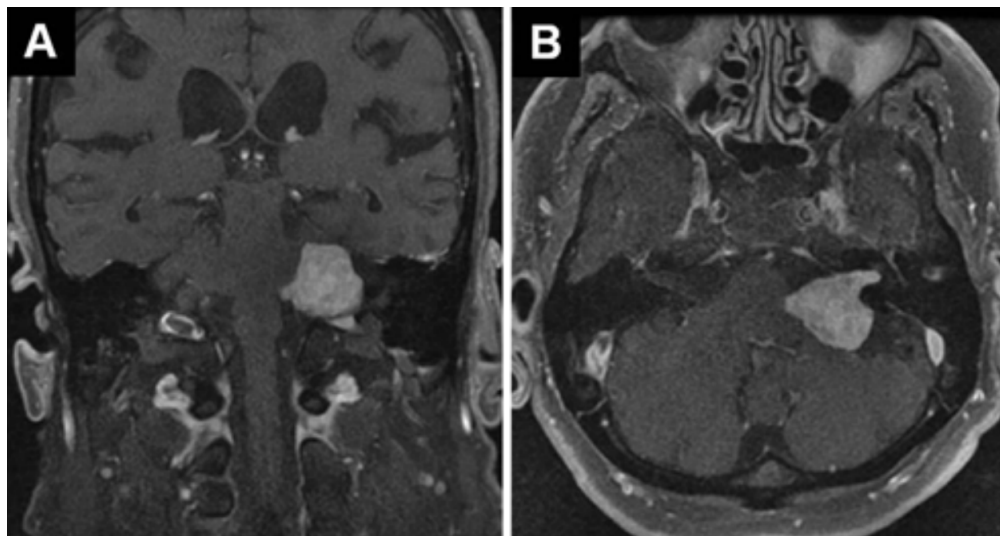
Z limitací tradičních metod plyne požadavek na nové měřicí systémy a způsoby analýzy dat. Využití gyro-akcelerometrických systémů pro měření dat k hodnocení stability je v poslední době poměrně studováno a to také z důvodů, že jsou kompaktnější a levnější než posturografické systémy. Vzhledem k tomu, že tyto systémy dokáží měřit sledovanou proměnnou (akcelerace, úhel) ve třech směrech, lze předpokládat komplexnější informaci o stabilitě pacienta. V oblasti hodnocení začínají být studovány nelineární metody analýzy dat, které by byly vhodnější vzhledem k povaze dat stability.

Tato práce se zabývá hodnocením stability pacientů s neurinomem akustiku, a to před jeho operací a po ní, měřené pomocí stabilometrické plošiny a gyro-akcelerometrického systému. Mezi cíle práce patří návrh nových metod hodnocení stability pacientů s NA a vytvoření softwarového prostředku určeného ke kvantifikaci stability pomocí těchto nových metod a metod tradičních.

1 Teoretické základy práce

1.1 Neurinom akustiku (vestibulární schwannom)

Neurinom akustiku (NA), také známý jako vestibulární schwannom (VS), je benigní nádor vznikající ze Schwannových buněk VIII. hlavového nervu (n. vestibulocochlearis) [1, 2]. Ačkoli se jedná o nádor benigní, svým růstem postupně utlačuje mozkový kmen a mozeček. V extrémním případě pak dochází k nitrolební hypertenzi, která může vést k úmrtí [1]. Incidence NA narůstá, zejména v důsledku vyššího využití magnetické resonance (MR) v diagnostice [3]. Odhad roční incidence v USA je přibližně 1 NA na 100 000 obyvatel za rok [4], v ČR přibližně 1,2 NA na 100 000 obyvatel za rok [1]. Mezi nejčastější klinické příznaky patří redukce sluchu, tinitus, ale také poruchy stability, zejména vertigo [2]. Právě na základě ztráty sluchu bývá tento nádor nejčastěji diagnostikován. Diagnostika pak bývá prováděna právě s využitím MR [1], viz obr. 1.1. Při diagnostikování NA pak bývá volena strategie sledování a opakovaného vyšetření pomocí MR. V případě růstu nádoru je pak třeba přikročit k chirurgickému (příp. radiochirurgickému) řešení [1, 2].



Obrázek 1.1: MR snímky neurinomu akustiku (před léčbou), [5] (upraveno).



Neurinom akustiku je, ve většině případů, pomalu rostoucí nádor. Růst NA vede k postupné vestibulární dysfunkci, avšak díky jeho pomalému průběhu je tato dysfunkce částečně kompenzována centrálním adaptačním mechanismem – vestibulární kompenzací [6, 7]. Zcela zásadní je zejména monitorování stability po operaci NA [1]. S ohledem na vestibulární kompenzaci, některé literatury uvádějí vyšetření stability, tzn. posturografii, před operací jako sekundární [1]. Bylo však ukázáno, že sledování stability je i v předoperačním stádiu důležité [8, 9].

1.1.1 Porucha stability způsobená neurinomem akustiku

Jako rovnováha jsou označovány statické a dynamické strategie, které vedou k udržení posturální stability, tedy zajišťují vzpřímenou polohu těla tak, aby nedošlo k neřízenému nebo nezamýšlenému pádu [10, 11]. Rovnováha těla je udržována součinností tří aparátů – vestibulárního systému, vizuálního systému a somatosenzorického systému. Vestibulární systém je hlavním aparátem zajišťujícím rovnováhu těla v prostoru. Neurinom akustiku poškozuje periferní vestibulární systém, jež je tvořen labyrintem a VIII. hlavovým nervem, resp. jeho vestibulární částí. Tím dochází ke vzniku periferního vestibulárního syndromu, který se projevuje zejména vertigem. Vzhledem k tomu, že NA je ve velké většině případů unilaterální porucha, u pacientů se projevuje tendence k pádu do strany v jednom směru, s ohledem na stranu postižení. Poruchy stability jsou v případě NA způsobeny utlačováním mozkového kmene a mozečkových oušek (část vestibulárního mozečku) [12].

Vertigo je jednou z poruch stability, jedná se o tzv. pravou závrať, která může být členěna dále na několik typů. U pacientů se projevuje jako rotační závrať (připodobněná k jízdě na kolotoči), houpání (připodobněné k jízdě na člunu) a lehké točení hlavy. V případě NA dochází zejména k závratí rotačního typu a úchylkám do strany [12].

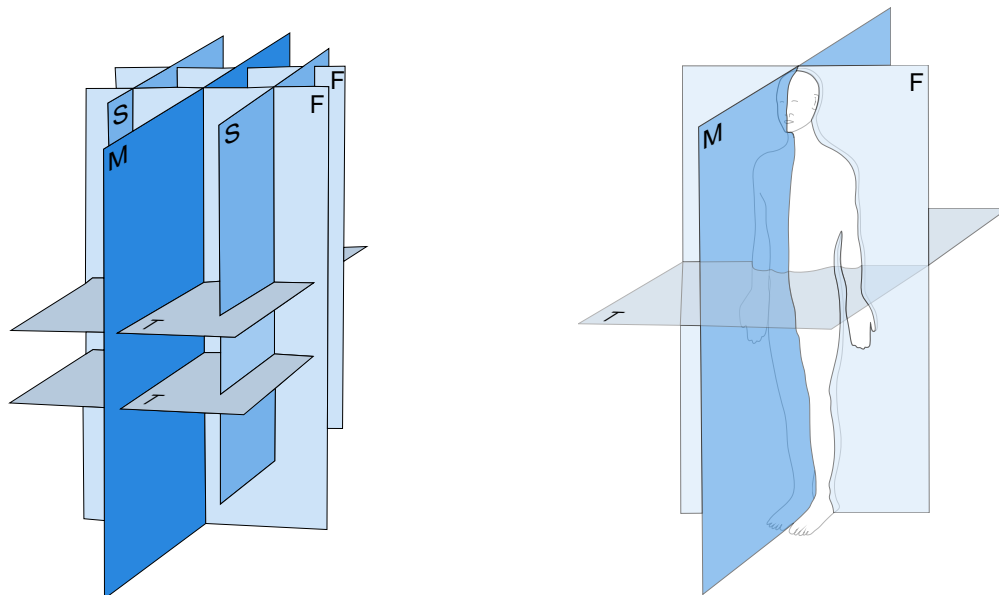
1.2 Anatomické roviny a směry

Při studiu pohybu těla, příp. jeho segmentů, je třeba charakterizovat pohyb vzhledem k anatomickým rovinám (viz obr. 1.2) a osám. S ohledem na anatomické znaky lidského těla jsou rozlišovány tyto tři základní, na sebe kolmé roviny [13]:

Rovina sagitální: Předozadní svislá rovina. Sagitální rovina probíhající středem těla, dělicí tělo na dvě zrcadlové poloviny je rovina mediánní. Zbylé sagitální roviny jsou rovnoběžné s rovinou mediánní.

Rovina frontální: Bočně (rovnoběžně s čelem) procházející svislá rovina. Frontální roviny dělí tělo na anteriorní (přední) a posteriorní (zadní) část.

Rovina transverzální: Příčně probíhající horizontální rovina. Transverzální roviny dělí tělo na inferiorní (dolní) a superiorní (horní) část.



Obrázek 1.2: Anatomické roviny lidského těla. M - mediánní, S - sagitální, F - frontální, T - transverzální, [13] (upraveno).



Na anatomické roviny jsou kolmé tři anatomické osy, které udávají tři směry pohybu [13]:

Anterio-posteriorní směr (AP): Předozadní směr, kolmý na frontální rovinu.

Medio-laterální směr (ML): Bočný směr, kolmý na sagitální rovinu.

Superio-inferiorní směr (SI): Svislý směr, kolmý na transverzální rovinu.

1.3 Přehled současného stavu řešené problematiky

1.3.1 Metody a systémy měření stability

Poruchy stability pacientů s neurologickými nemocněními jsou často patrné zejména při klidném stoji [14]. Snížená funkce vestibulárního systému však bývá částečně kompenzována pomocí zraku, z tohoto důvodu se nestabilita projevuje zejména při redukcii vizuální podmětů (zavřené oči) [9]. Klidový stoj subjektu pak může být měřen několika systémy. V klinické praxi jsou nejužívanější systémy se siloměrnou (stabilometrickou) deskou (plošinou) při vyšetření zvaném posturografie [15]. Experimentálně jsou však čím dál častěji využívány akcelerometrické či kamerové systémy.

Posturografie obecně je metoda, při níž je měřena (a následně hodnocena) posturální stabilita při vzpřímeném stoji s využitím siloměrné desky [16]. Při statické posturografii (stabilometrii) je měřena poloha (a posun) bodu na plošině, v němž je působiště výslednice reakčních sil, tzv. centra tlaku (COP). Právě COP téměř odpovídá, při statické posturografii, průmětu těžiště těla do podložky [17]. Z hlediska biomechaniky je posun COP mírou energie vydané k udržení rovnováhy [18] a metoda statické posturografie je objektivní a spolehlivá při určování statické rovnováhy [16].

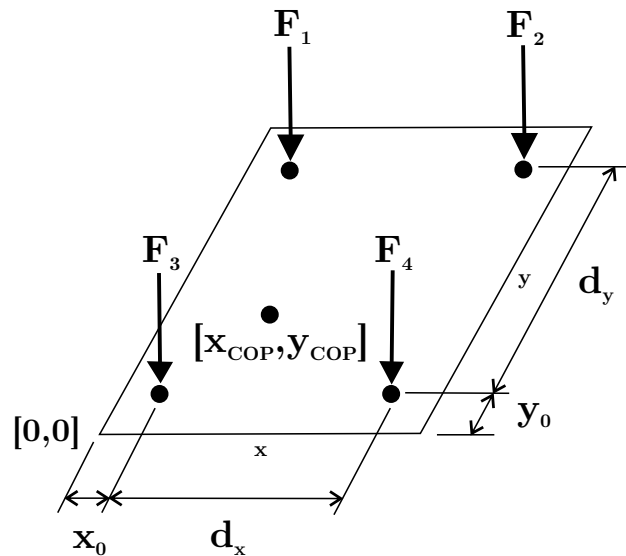
Siloměrné plošiny jsou rovinné desky, které měří reakční síly generované tělem stojícím (případně pohybujícím se) na této desce [19]. Stabilometrická plošina je zařízení, které je navrženo pro měření sil ve třech kolmých osách a momentů k osám asociovaných. Plošina je vybavena piezoelektrickými senzory či tenzometry, měřící deformaci v závislosti

na její velikosti a směru působení. Ze znalosti geometrie plošiny a umístění senzorů lze dopočítat velikost působících sil a momentů, obr. 1.3. Polohu COP $[x_{COP}, y_{COP}]$ lze poté dopočítat následujícím způsobem [20]:

$$x_{COP} = x_0 + \frac{(F_2 + F_4) \cdot d_x}{F_{total}}, \quad (1.1)$$

$$y_{COP} = y_0 + \frac{(F_1 + F_3) \cdot d_y}{F_{total}}, \quad (1.2)$$

kde F_{total} je suma reakčních sil, d_x a d_y jsou geometrické rozměry plošiny, viz obr. 1.3.



Obrázek 1.3: Nákres stabilometrické plošiny pro výpočet COP.

Stabilometrické plošiny jsou jedním z nejvyužívanějších způsobů měření poruch stability. V klinické praxi jsou běžné a existuje mnoho jejich výrobců. Nejjednodušší technologie jsou finančně dostupné, např. plošiny Nintendo prodávané s herními konzolami. Tato plošina bývá v medicíně využívána zejména při rehabilitaci, avšak v poslední době je testována právě pro statickou posturografii [21, 22]. Pro měření poruch stability jsou však v klinické praxi spíše využívány sofistikovanějších systémů obsahujících plošiny [23], které jsou schopny měření za statických i dynamických podmínek. Komplexní posturografické systémy jsou dodávány s vlastním SW, který je schopen základní evaluace dat, a umožňují široké spektrum

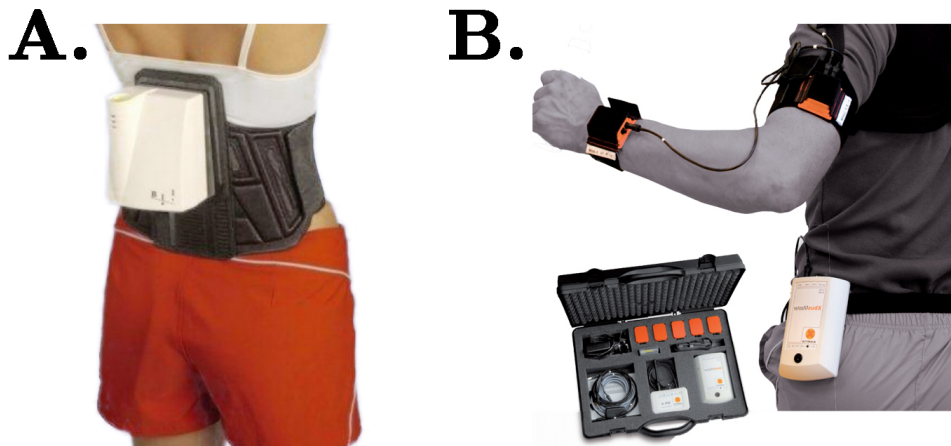


testů, včetně standardního Rhombergova testu [24]. Kromě vyšetření stability mohou být využity také pro terapeutické účely. Z důvodu bezpečnosti pacienta bývají posturografické systémy vybaveny hrazením [25]. Z doporučení, vycházejících z klinické praxe a výzkumu, vyplývá umístění chodidel na plošině pod úhlem 30° [25, 26] - komerční systémy zahrnují mechanismy pro správné umístění chodidel [25]. Jeden takovýto komerční posturografický systém, Synapsys Posturography System (Synapsys Inc.), je umístěn na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol.

Plošiny, ať už samostatně nebo častěji v rámci posturografických systémů, nejsou jediným způsobem měření stability. Zejména v oblasti výzkumu se rozšiřuje využití akcelerometrických systémů, které oproti plošinám přináší několik výhod [27]. Jednou z nevýhod plošin a stabilometrických systémů je jejich vysoká cena, velké rozměry (případně složitost systému) a horší přenosnost. Naopak akcelerometrické systémy jsou levné, malé a snadno přemístitelné [28].

Obecně jsou akcelerometry zařízení, která jsou schopna nepřímo měřit zrychlení a náklon. Základní mechanismem měření zrychlení je systém pružina-hmota. Při zrychlení dochází vzniká síla způsobující natažení nebo stlačení pružiny. Měřeno je relativní prodloužení pružiny. Za znalosti tuhosti pružiny a hmotnosti hmoty lze pak kombinací Hookeova zákona a druhého Newtonova pohybového zákona dopočítat zrychlení [29]. Komplexnějším systémem při vyšetření stability jsou tzv. inerciální měřicí jednotky (inertial measurement unit, IMU), obsahující mimo tříosý akcelerometr také tříosý gyroskop [30]. Tento systém je schopný společně se zrychlením měřit také orientaci v prostoru, čehož samotný akcelerometr schopen není. Gyroskopy vyskytující se v IMU jsou nejčastěji tzv. MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) gyroskopy, využívající Coriolisův efekt, při němž dochází k výchylce hmoty vycházející z rotace [31]. Výstupem jednotky je 3D zrychlení, 3D úhlové zrychlení a gravitační zrychlení. Ze znalosti počáteční polohy a orientace je pak možné získat kompletní kinematiku IMU [32]. Měřicí systémy sestávají z volitelného množství IMU (pro umístění na více tělesných segmentech) a centrální jednotky pro sběr dat. Umístění IMU při vyšetření posturální stability

vychází ze standardů, které byly experimentálně testovány, případně zavedeny do praxe. Při studiu stability stoje je IMU nejběžněji umístěno blízko těžiště těla - do oblasti přibližně 3. – 5. lumbálního obratle (L3 – L5) [30]. Jak již bylo zmíněno u akcelerometrů, nespornými výhodami těchto systémů oproti plošinám jsou jejich malé rozměry a tedy jejich snadný transport, nízká cena a možnost měření mimo laboratoř [30]. Mezi používané systémy patří např. SwayStar™ (Breisgau Electronic Service Technologie) [33] nebo Xbus kit (Xsens Technologies B.V.) [34], viz obr. 1.4.



Obrázek 1.4: Systémy měření pohybu s IMU - A. SwayStar™[35], B. Xbus kit [36].

V rámci vyšetření stability je běžné testování, při němž dochází ke změně vizuálních a povrchových podmínek [33, 34]. Jak již bylo uvedeno, poruchy stability jsou často vizuálně kompenzovány - z toho důvodu je vhodná redukce vizuálních podmětů (zavřené oči subjektu) [9]. V průběhu klidného stoje na pevném povrchu dochází ke korekci postoje pomocí malých pohybů - tzv. postural sway [37]. Tyto pohyby jsou řízeny sensorickým a motorickým systémem - zejména mechanoreceptory v chodidlech [38], které podávají tělu informace o kontaktním tlaku na podložce [39]. Pro zvýšení citlivosti testu je využíváno pěnové podložky, díky níž je tato regulace snížena a poruchy stability jsou viditelnější [40]. Běžné vyšetření sestává ze čtyř měření, která jsou kombinací zmíněných vizuálních a povrchových podmínek a je nazýváno Rhombergův test [41]. Délka trvání testu by, dle



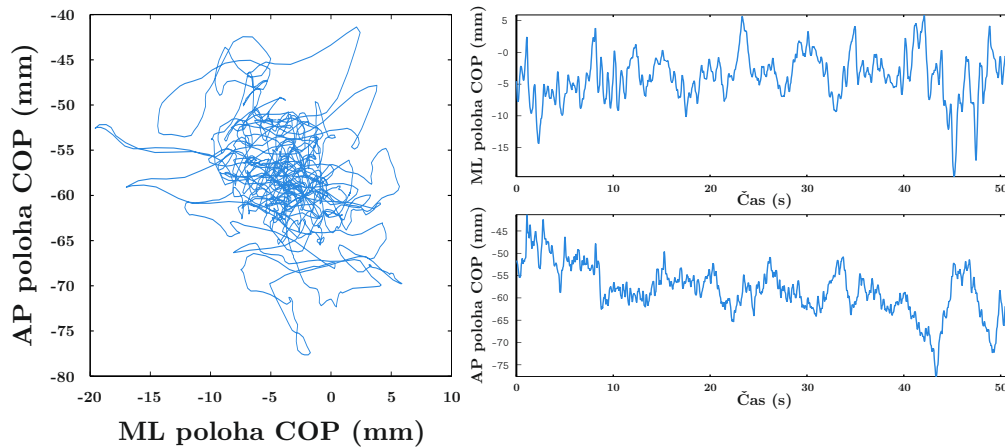
doporučení, měla být volena v minimální délce 30 s, nejčastěji 60 s [18]. Bylo však prokázáno, že při měření COP při různé délce testu, která je volena v rozmezí 30 – 300 s, jsou vykazovány stejné výsledky [42].

Posledním běžněji využívaným způsobem měření lidského pohybu, včetně posturální stability, je využití kamerových systémů. Tyto systémy poskytují informaci o poloze a pohybu, rotačním i translačním, v 3D prostoru. Kamerové systémy jsou typicky složeny z minimálně 2 kamer (pro hodnocení pohybu a stoje v 3D prostoru) a souboru markerů - aktivních či pasivních. Každá z kamer je schopná registrovat 2D záznam rozložení markerů, spojením záznamů z více kamer je získán 3D model. Při studiu posturální stability je třeba dbát na rozložení markerů - ty nesmí být ovlivněny např. pohyby vnitřních orgánů. Jako vhodné je uváděno umístění markerů na záda v oblasti lumbální páteře a na hlavu [43]. Někdy je také voleno umístění na horní nebo dolní končetiny [44]. Kamerové systémy přinášejí několik výhod – zejména vysokou přesnost měření. Oproti gyro-akcelerometrickým systémům jsou však kamerové systémy výrazně dražší a analýza neměřených dat je náročnější.

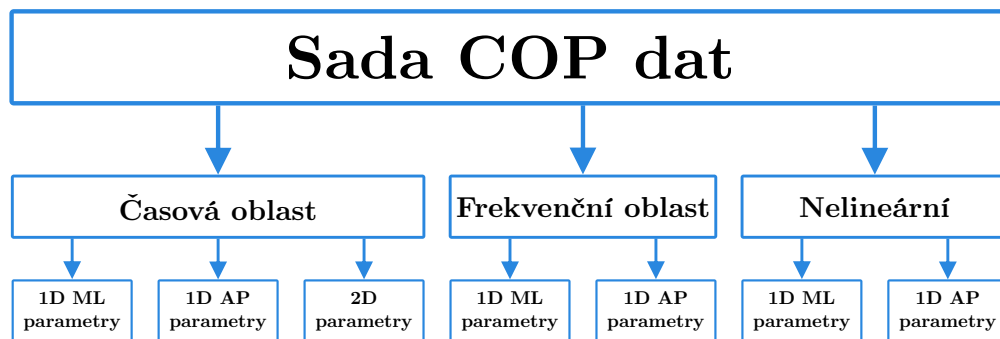
1.3.2 Metody používané při hodnocení stability

Pomocí siloměrných plošin je získáván záznam polohy, resp. změny polohy, COP. Poloha COP může být zobrazena v AP a ML směru v závislosti na čase, takovýto diagram je nazýván stabilogram (STG; AP stabilogram - AP STG a ML stabilogram - ML STG). Grafické znázornění polohy COP v průběhu vyšetření v transverzální rovině je nazýváno statokineziogram (SKG) [24], viz obr. 1.5. Kvantitativní hodnocení zahrnuje několik tradičních parametrů, které jsou nazývány indexy stability [45]. Hodnocení probíhá v časové a frekvenční oblasti, případně je použita nelineární analýza, viz obr. 1.6. V časové oblasti jsou parametry dále děleny do dvou skupin: parametry v 1D prostoru (vycházejí z STG) a parametry v 2D prostoru (vycházejí ze SKG). Hodnocení ve frekvenční oblasti a nelineární analýzou je možné pouze v 1D prostoru [42].

Prvním z tradičních časových 1D parametrů je průměrná výchylka COP (mean COP) v ML



Obrázek 1.5: Záznam pohybu COP - statokineziogram (vlevo), ML a AP stabilogramy (vpravo).



Obrázek 1.6: Základní rozdělení metod hodnocení COP dat.

a AP směru. V tomto případě se jedná o aritmetický průměr souřadnic COP v daném směru. Ze SKG bývá počítána celková délka trajektorie (trajectory length, TL), kterou COP urazí v průběhu měření v daném směru [18]. Často je používán také rozsah pohybu (range of motion, ROM), tedy rozdíl mezi minimální a maximální hodnotou souřadnic COP v daném směru. Samotné extrémní hodnoty, tzn. minimální a maximální hodnota souřadnic COP v daném směru, mohou být také využity ke kvantifikaci stability. V neposlední řadě mezi tradiční parametry patří také směrodatná odchylka (standard deviation, SD), případně rozptyl [46]. Jindy je pro kvantifikaci stability je použita průměrná rychlost a zrychlení COP, případně maximální rychlost COP v jednotlivých směrech [18].

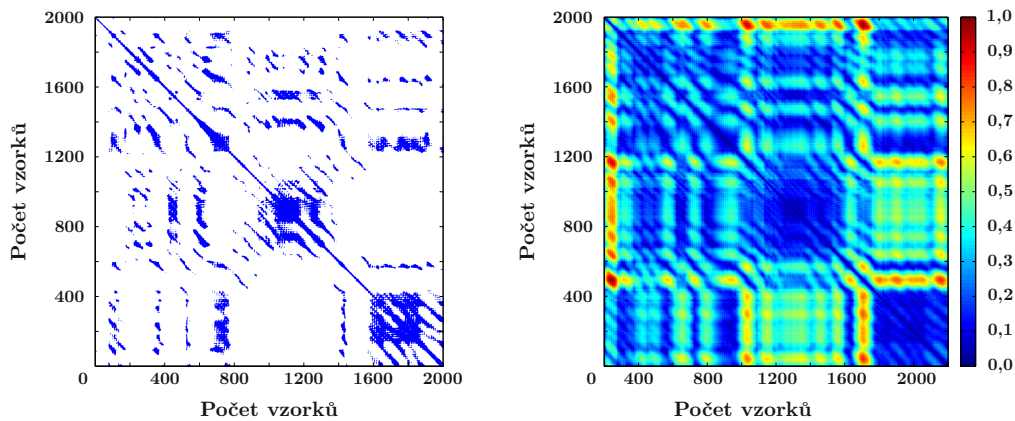


Hodnocení v 2D prostoru zahrnuje zejména výpočet plochy, která je dána trajektorií COP. Plocha obecně je využívána jako kvantifikátor energetického výdaje potřebného k udržení stability. Existují tři základní způsoby výpočtu této plochy, vždy se jedná pouze o odhad. Prvním z nich je konfidenční elipsa, která bývá nejčastěji 95%. Mimo plochu může být určen i náklon elipsy a velikost hlavní a vedlejší poloosy. Další způsob vychází z odhadu obvodu plochy, nejčastěji je volen 95%. Třetím způsobem je konvexní obálka, nejčastěji opět 95%. Mimo tyto tři metody jsou používány parametry obdobné jako v 1D prostoru. Určována je průměrná vzdálenost COP (od bodu počátku), směrodatná odchylka COP od bodu počátku, průměrná (příp. maximální) rychlost změny polohy COP [42].

Parametry ve frekvenční oblasti jsou spojeny s výpočtem spektrální výkonové hustoty (PSD) trajektorie COP v jednotlivých směrech [42]. Dle mezinárodních standardů je frekvenční spektrum rozděleno do tří pásem: 0,02 – 0,2 Hz, 0,2 – 2 Hz a 2 – 10 Hz. Stabilita je pak hodnocena porovnáním jednotlivých pásem vůči celému spektru. Při hodnocení stability u pacientů s neurologickými poruchami byl zjištěn vysoký výkon ve specifických vysokých pásmech spektra. Z tohoto důvodu bylo hodnocení stability ve frekvenční oblasti shledáno vhodným při vyšetřování poruch stability [47]. Jiné studie však uvádějí, že tato standardizovaná pásma nejsou v některých případech vhodná, konkrétně pro neurologické poruchy jsou zavedena nová pásma: 0,1 – 2,4 Hz, 2,4 – 3,5 Hz a 3,5 – 8 Hz. První pásmo (nízkofrekvenční, 0,1 – 2,4 Hz) je dominantní u zdravých subjektů, další dvě pásma jsou dominantní u pacientů s neurologickými onemocněními [48].

Data trajektorie COP však prokazují vysokou nestacionaritu [49], což je limitace pro většinu tradičních metod jejich hodnocení [46]. Z tohoto důvodu se začíná rozšiřovat využití nelineární analýzy. Velká část nelineárních metod vychází z teorie chaosu a jejich aplikace se zdá být vhodná na nestacionární data, jako je právě průběh COP. Hodnocení COP dat nelineární analýzou je zejména v experimentální fázi, používána je např. strukturní analýza, která zahrnuje model náhodné chůze nebo Brownova pohybu, případně využívá tzv. sway-density křivku [50]. V jiných studiích je na data COP používána detrendovaná analýza fluktuace [51].

Častým postupem je výpočet entropie, která je mírou chaosu v systému. V analýze pohybu jsou používány zejména její tři druhy, přibližná entropie (approximate entropy), vzorková entropie (sample entropy) a víceúrovňová entropie (multiscale entropy), všechny tři jsou přibližným odhadem Kolmogorovy entropie [52]. Jinou z metod nelineární analýzy je fraktální dimenze, která udává míru nepravidelnosti. Z teorie chaosu vychází i další, do hodnocení stability zaváděná, metoda - Ljapunovy exponenty [24], související s časovým průběhem nestability systému [53]. Poměrně mladá metoda, vycházející z teorie chaosu je metoda rekurentní kvantifikační analýzy (RQA, recurrence quantification analysis). RQA kvantifikuje tzv. rekurentní grafy (RP, recurrence plot) vycházející ze vzdálenostní matice (DM, distance matrix) [46], viz obr. 1.7.



Obrázek 1.7: Ukázka rekurentního grafu (vlevo) a vzdálenostní matice (vpravo).

RQA byla využita při hodnocení stability, konkrétně posturálních fluktuací, při stožení na siloměrné plošině [46]. Obdobné využití je bylo také při hodnocení posturální stability profesionálních sportovců a baletek, u nichž bylo hodnoceno COP pomocí RQA. Měření proběhlo při otevřených a zavřených očích na tvrdé a následně pěnové podložce [54]. Hodnocení COP při různých postojích subjektu bylo pomocí RQA provedeno na datech získaných při měření při otevřených a následně zavřených očích subjektů na dvou siloměrných plošinách [55]. Věrohodnost RQA při hodnocení stability byla ověřena na datech u pacientů s muskuloskeletárními onemocněními. Vysokou míru věrohodnosti vykazovaly zejména dva její



parametry: %determinismus and entropie [56]. Při hodnocení COP u sedících subjektů byla porovnávána RQA s jinými metodami. Mezi výstupy RQA a frekvenční analýzy byla nalezena vysoká korelace [57]. RQA je tedy vhodným nástrojem pro hodnocení stability pacientů s různými poruchami rovnováhy [58].

Využití gyroakcelerometrů spočívá v určení úhlů (příp. úhlové rychlosti a úhlového zrychlení) a akcelerací (lineárních zrychlení) tělesných segmentů. Ačkoli využitím tříosých akcelerometrů jsou získána 3D data, při hodnocení je využíváno zejména 1D nebo 2D dat (např. zrychlení v AP a ML směru, příp. jejich kombinace) [59]. Hodnocení dat získaných pomocí gyroakcelerometrů, příp. IMU je tedy povětšinou obdobné, jako v případě dat COP získaných při posturografii. V časové oblasti je primárně využívána zejména střední hodnota a SD uvedených veličin. Experimentálně jsou zaváděny také 2D parametry v časové oblasti, založené na 2D parametrech využívaných ve posturografii. Mezi tyto parametry je řazena např. konfidenční elipsa nebo konvexní obálka. V případě frekvenční analýzy jsou nejčastěji sledovány frekvence, které jsou očekávány u konkrétního onemocnění. Např. u pacientů s Parkinsonovou chorobou lze ve spektru pozorovat charakteristický třes [60].

Lidský pohyb, včetně pohybů v rámci zvládnutí stability, však probíhá v 3D prostoru. Zanedbáním pohybu v některém směru může dojít ke ztrátě důležité informace. Z tohoto důvodu je vhodné využití naměřených 3D dat. V současné chvíli je nejvíce využíváno velikosti vektoru akcelerace, který bere v úvahu pohyb ve všech třech směrech [5].

Užití gyroakcelerometrů není momentálně aplikováno v praxi a je spíše experimentální. Stejně tak je tomu i v případě nelineární analýzy - její aplikace v tomto případě je tedy velice vzácná. Ojedinele je použito vzorkové entropie a největšího Ljapunova exponentu [61]. V roce 2012 byla využita metoda RQA při hodnocení rovnováhy při chůzi pacientů s vestibulární hypofunkcí (mj. pacientů s NA) na 3D akcelerace a úhlové rychlosti získané pomocí systému Xsens. Z výsledků plyne, že RQA by mohla být užitečným nástrojem k hodnocení chůze a rehabilitačního procesu u pacientů s poruchami rovnováhy [58].



1.4 Shrnutí kapitoly

Pacienti s NA vykazují poruchy stability. Měření a hodnocení stability je v biomechanice poměrně běžný úkol. V klinické praxi je používáno zejména stabilometrických plošin, případně komplexních stabilometrických systému. Vyšetření, využívající tato zařízení k měření posturální stability, je označováno jako posturografie. Při posturografii jsou získávána data změny polohy COP v průběhu vyšetření. Jelikož se jedná o poměrně běžnou proceduru klinické praxe, existuje několik standardních parametrů, jimiž jsou získaná data hodnocena. Tyto parametry jsou založeny na hodnocení dat v časové oblasti v 1D a 2D a jsou výpočetně poměrně jednoduché.

Data COP jsou vysoce nestacionární. Z tohoto důvodu standardní metody často selhávají např. při odlišení zdravého subjektu od pacienta. Posturografické vyšetření je tedy zatím spíše doplňkové. Experimentálně jsou zaváděny metody nelineární analýzy, které řeší problém nestacionarity naměřených dat. Jako vhodná se ukazuje zejména RQA, které neklade žádné požadavky nejen ohledně stacionarity dat, ale také např. ohledně jejich délky.

Druhou limitací tradičních metod je, že využívají nejvýše 2D data. Lidský pohyb však probíhá v 3D prostoru, zanedbáním jednoho směru tedy ztrácíme informaci. Takovéto zanedbání může být významné vzhledem k charakteru třesu, který pacient s porušenou stabilitou vykazuje. Využitím gyroakcelerometrického systému (IMU) můžeme získat 3D data pohybu. Měření s využitím IMU se zdá vhodnější než tradiční posturografie, avšak v současnosti probíhají takováto měření experimentálně a obdobné systémy nejsou zavedeny do běžné klinické praxe. Rychlý rozvoj technologií však nahrává IMU, které jsou již běžně součástí smartphonů a tabletů a objeví se první studie, využívající tuto levnou a běžně dostupnou technologii k měření stability. Kombinace nelineární analýzy a 3D dat z IMU, s ohledem na vhodnost měření stability u pacientů s vestibulární poruchou, zatím není prozkoumána. Dřívější studie však naznačují, že právě tato kombinace je krok správným směrem.



2 Cíle a hypotézy

V této práci bylo při stanovení cílů vycházeno ze standardních postupů při měření stability pacientů s neurologickými onemocněními a z limitací těchto klasických metod. Na základě teoretických poznatků byly následně stanoveny hlavní cíle práce.

Cíle

Návrh experimentu: S využitím poznatků získaných analýzou současného stavu bude navržena metodika experimentu, vhodná pro měření posturální stability pacientů s NA. V rámci měření dojde k výběru vhodných subjektů se srovnatelným zdravotním stavem. Navržený experiment bude realizován na Neurologické klinice ve FN Motol.

Návrh metod pro hodnocení dat: Na základě limitací tradičních metod proběhne návrh nových metod pro hodnocení kinematických veličin naměřených při stožení pacienta. Nově navržené metody budou zaměřeny na frekvenční a rekurentní analýzu. Zároveň budou uvedeny metody konvenční, které budou využity pro komparaci s nově navrženými metodami.

Zpracování a analýza naměřených dat: Data získaná v průběhu experimentu budou nejprve vhodně zpracována tak, aby bylo možné jednotlivé datové soubory analyzovat a porovnávat. Naměřená data budou hodnocena pomocí všech uvedených metod, tj. metodami nově navrženými a metodami konvenčními. Vhodnost nových metod bude ověřena komparativní analýzou s metodami konvenčními.

Tvorba softwarové prostředku: Nově navržené i tradiční metody budou spojeny v jednom softwarovém prostředku pro možnost kvantitativního hodnocení stability pacientů s neurinomem akustického nervu. SW prostředek bude sestávat z grafického uživatelského rozhraní vytvořeného v prostředí MATLAB.



Hypotézy

Na základě stanovených cílů práce byly navrženy následující hypotézy:

- H1** Nově navržené metody budou vykazovat statisticky signifikantně odlišné výsledky od metod konvenčních.
- H2** Hodnocení dat ve 3D (data z gyro-akcelerometrického systému) bude poskytovat statisticky signifikantně odlišné výsledky než hodnocení dat ve 2D (data ze stabilometrické plošiny).
- H3** Mezi stabilitou pacientů před operací a stabilitou pacientů krátce po operaci NA budou nalezeny statisticky signifikantní rozdíly.



3 Metodika měření

Navržená metodika měření vychází ze standardně užívaných nastavení posturografických měření. Veškerá měření probíhala ve spolupráci s Klinikou rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol. K získání dat byl využit posturografický systém, umístěný na Neurologické klinice FN Motol, a gyro-akcelerometrický systém, zapůjčený laboratoří biomechaniky FBMI ČVUT. Všechna měření probíhala v přítomnosti lékařů a fyzioterapeutů.

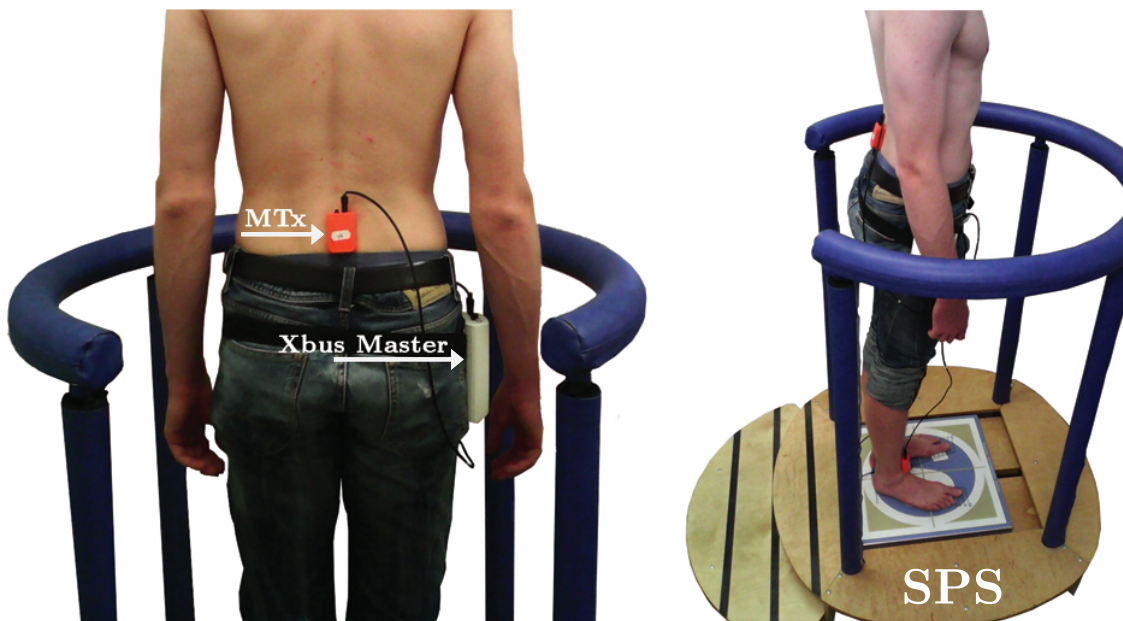
3.1 Subjekty

Měřenými subjekty bylo 10 pacientů (PAC) s unilaterálním neurinomem akustiku. Měření se zúčastnilo 6 žen a 4 muži, průměrný věk subjektů byl 48,7 (\pm 12,7) let. Diagnostické vyšetření zahrnovalo neurologické vyšetření, rutinní laboratorní vyšetření krve a moči a magnetickou rezonanci mozku. Subjekty byly měřeny před a po operaci NA. Všechny subjekty podepsaly Informovaný souhlas s použitím informací o pacientovi. Experiment byl proveden v souladu s Helsinskou deklarací WMA a byl schválen etickou komisí 2. LF UK v Praze.

3.2 Měřicí systémy

Měření proběhla dvěma způsoby - využitím stabilometrického systému a gyro-akcelerometrického systému. Stabilometrický systém Synapsys (Synapsys Posturography System, SPS), viz obr. 3.1, byl využit pro získání COP dat. Tento systém obsahuje stabilometrickou desku o velikosti 50 x 50 cm, se třemi tenzometry. Systém je schopen měření při statických i dynamických podmínkách. Pro účely této práce bylo využito statické posturografie. Pro zobrazení, základní analýzu a export dat byl využíván software dodávaný výrobcem SPS – Static Posturography System (Synapsys SA). Systém podává informaci o okamžité poloze COP a jeho střední, minimální a maximální hodnotě (v x a y směru, resp. v ML a AP směru) a ploše 95% konfidenční elipsy [62].

Druhý užitý byl gyro-akcelerometrický systém Xbus Kit (Xsens Technologies B.V.), viz obr. 3.1, určený mimo jiné pro biomechanickou analýzu. Systém je složen z malých trojosé IMU (MTx jednotky) a centrální jednotky (Xbus Master), která pomocí bluetooth posílá data do přijímače zapojeného do počítače. Pro záznam, zobrazení a export dat byl využit software dodávaný výrobcem – MT Manager. IMU podávají data o zrychlení a orientaci dané jednotky v jejím souřadném systému. IMU jsou s centrální jednotkou propojeny kabely. Počet propojených jednotek je volitelný, čímž je umožněno individuální experimentální nastavení. V případě této práce bylo zvoleno umístění IMU na záda, do oblasti L3 – L5, jak vyplývá z literatury.



Obrázek 3.1: Umístění systému Xsens na pacientovi stojícím na SPS.

3.3 Experimentální nastavení a průběh měření

Měření probíhalo dva dny před operací NA (měření 1, M1) a následně 5 dní po operaci NA (měření 2, M2). V průběhu měření byl subjekt s připevněným gyro-akcelerometrickým systémem postaven na stabilometrické plošině. Subjekt stál v klidném vzpřímeném postoji s pažemi podél těla, bosý s nohama rozevřenými pod úhlem 30°. Jedno měření se skládalo



ze 4 povrchových a vizuálních podmínek:

- Pevný povrch (firm surface, FiS), otevřené oči (eyes open, EO) – FiS EO
- Pevný povrch (firm surface, FiS), zavřené oči (eyes closed, EC) – FiS EC
- Měkký povrch (foam surface, FoS), otevřené oči (eyes open, EO) – FoS EO
- Měkký povrch (foam surface, FoS), zavřené oči (eyes closed, EC) – FoS EC

Měření při každé z podmínek trvalo 51,2 s. Všechny záznamy byly zkráceny na 50 s. V průběhu měření s otevřenými očima se subjekt díval na značku umístěnou na zdi. Po celou dobu měření byli pacienti jisti pro pádu hrazením SPS a také fyzioterapeutem. Nastavení pro tato měření vyplývá z experimentálních doporučení a z klinické praxe.

3.4 Shrnutí kapitoly

Měření posturální stability se zúčastnilo 10 subjektů s neurinomem akustiku vybraných z pacientů FN Motol specializovaným lékařem. Tato skupina byla měřena vždy dvakrát, před a po operaci NA. Každé z měření sestávalo ze 4 podmínek, pro lepší zviditelnění poruch stability. Pro porovnání výsledku se zdravou populací byla proměřena kontrolní skupina subjektů, která byla s PAC srovnatelná věkem a pohlavím. K měření bylo využito dvou systémů – stabilometrické plošiny a gyro-akcelerometrického systému s IMU. Experimentální nastavení vychází z požadavků klinické praxe a z doporučení vyplývajících z literatury.



4 Návrh metod hodnocení dat

Tato práce se zaměřuje na hodnocení posturální stability. Problematika posturální stability u pacientů s různými deficity rovnováhy je poměrně zkoumaná problematika. V klinické praxi patří mezi základní vyšetření metoda posturografie, pro niž jsou zavedeny tradiční metody hodnocení. Klasické postupy jsou jednoduché, avšak nezohledňují charakteristiku naměřených dat [63]. Další problémem zavedených metod je měření pohybu pouze ve 2D, ačkoli lidských pohyb se uskutečňuje v 3D. V této části práce je uveden návrh metod, které zohledňují charakteristiku naměřených 1D a 2D dat a také metod, které pracují s 3D daty získané využitím IMU. Pro srovnání bylo využito také metod tradičních.

4.1 Statistická analýza

4.1.1 Test normality dat

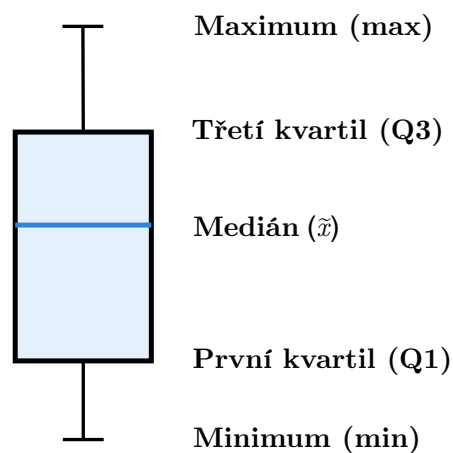
Prvním krokem při statistické analýze dat je určení normality statistického rozdělení dat. Hustota normálního rozdělení odpovídá Gaussově křivce a takovéto rozdělení je předpokladem pro parametrické statistické testy. V případě rozdělení jiného než normálního je používáno testů neparametrických. Testů normality je hned několik a jsou založeny na různých principech, např. na testování šikmosti nebo špičatosti. Právě na kombinaci šikmosti a špičatosti je založen Jarque-Berův test normality. Testovací statistika Jarque-Berova testu je dána vzhledem [64]:

$$JB = \frac{n}{6} \left(S^2 + \frac{(K - 3)^2}{4} \right), \quad (4.1)$$

kde n je počet stupňů volnosti, S je šikmost a K je špičatost. V případě, že soubor pochází z normálního rozdělení, je hodnota šikmosti S blízká 0 a hodnota špičatosti K blízká 3 [64]. Test Jarque-Bera je implementován v MATLABu (funkce *jbtest*), nulová hypotéza H_0 je taková, že soubor pochází z normálního rozdělení s neznámou střední hodnotou a rozptylem. Nulová hypotéza je případně zamítnuta na 5% hladině významnosti.

4.1.2 Popisná statistika

Prvním krokem při zpracování statistického materiálu je popisná statistika, která získává a poskytuje informace o statistickém souboru jako celku. Jejím úkolem je nahradit hromadná data malým počtem ukazatelů tak, aby nedošlo ke ztrátě podstatné informace. Vlastnosti statistického souboru jsou v tomto případě popsány jeho číselnými charakteristikami, zejména charakteristikami polohy a proměnlivosti. Mezi charakteristiky polohy patří zejména aritmetický průměr \bar{x} (příp. vážený aritmetický průměr), modus \hat{x} a medián \tilde{x} . Nevýhodou aritmetického průměru je jeho vysoká citlivost na extrémní hodnoty. Pro účely této práce, v níž je testován poměrně malý statistický soubor a rozdělení dat není normální, je vhodnější využití mediánu. Mezi charakteristiky proměnlivosti se řadí rozptyl σ^2 se směrodatnou odchylkou σ , příp. mezikvartilové rozpětí *IQR* (interquartile range) [65]. Ze stejných důvodů, jako při výběru mediánu, bylo v tomto případě zvoleno mezikvartilové rozpětí pro účely této práce. Tyto charakteristiky mohou být graficky zobrazeny formou tzv. boxplotů (krabicových diagramů), v němž jsou mimo \tilde{x} a *IQR* zobrazeny také extrémní (minimum a maximum), viz obr. 4.1.



Obrázek 4.1: Zobrazení distribuce dat pomocí kvartilů formou boxplotu.



Medián, kvartil, mezikvartilové rozpětí

Máme-li statistický soubor uspořádaný dle hodnoty, pak α -kvantil x_α je taková hodnota, která dělí soubor na dvě části, z nichž přibližně $\alpha \cdot 100$ % je menší, než x_α . Existují 3 speciální výběrové kvantily. Kvantil $x_{0,25}$ je označován jako první (příp. dolní) kvartil $Q1$, $x_{0,50}$ je označován jako druhý kvartil (medián \tilde{x}) a $x_{0,75}$ je označován jako třetí (příp. horní) kvartil $Q3$. Z toho plyne, že hodnota, která se nalézá uprostřed statistického souboru, tj. přibližně 50 % hodnot je menších a přibližně 50 % hodnot je větších než tato hodnota, se nazývá medián \tilde{x} . Výpočet kvantilů je pak odlišný pro soubor o sudém a pro soubor o lichém počtu hodnot. Pro výpočet mediánu \tilde{x} ze souboru o lichém počtu hodnot platí [66]:

$$\tilde{x} = x_{\left(\frac{n+1}{2}\right)}, \quad (4.2)$$

kde n je počet hodnot souboru a x_1, \dots, x_n , kde $x_i \leq x_{i+1}$ pro všechna i , je uspořádaný statistický soubor. V případě sudého počtu hodnot pro medián \tilde{x} platí [66]:

$$\tilde{x} = \frac{1}{2} \left[x_{\left(\frac{n}{2}\right)} + x_{\left(\frac{n}{2}+1\right)} \right]. \quad (4.3)$$

Výpočet kvartilů je obdobný. Z vypočítaných kvartilů pak lze získat mezikvartilové rozpětí, které je definováno vztahem:

$$IQR = Q3 - Q1. \quad (4.4)$$

4.1.3 Wilcoxonův dvouvýběrový test

Pro určení statistické podobnosti dvou nezávislých statistických výběrů, je jednou z možností Wilcoxonův dvouvýběrový test, někdy označován jako Mann-Whitneyův U test. Tento neparametrický test je obdobou dvouvýběrového t-testu, který testuje hypotézu, že dva nezávislé výběry s normálním rozdělením dat mají stejný (avšak neznámý) rozptyl a střední hodnotu. Na místo tradičního t-testu je Wilcoxonův test používán zejména tehdy, nepocházeli data z normálního rozdělení.



Nulová hypotéza Wilcoxonova dvouvýběrového testu je taková, že distribuční funkce obou výběrů pocházejících ze stejného (avšak ne nutně normálního) rozdělení jsou shodné. Nejprve jsou oba výběry sloučeny v jeden, který je uspořádán dle velikosti. Následně je v tomto jenom spojeném výběru zjištěn součet pořadí první výběru, značený jako T_1 , a součet pořadí druhého výběru, značený jako T_2 . Pro test jsou určující statistiky U_1 a U_2 [66]:

$$U_1 = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1 + 1)}{2} - T_1, \quad (4.5)$$

$$U_2 = n_1 n_2 + \frac{n_2(n_2 + 1)}{2} - T_2, \quad (4.6)$$

kde n_1 je počet hodnot v prvním výběru a n_2 je počet hodnot v druhém výběru. Protože platí:

$$T_1 + T_2 = \frac{(n_1 + n_2 + 1)(n_1 + n_2)}{2}, \quad (4.7)$$

pak platí:

$$U_1 + U_2 = n_1 n_2. \quad (4.8)$$

Poté je vyhledána tabelovaná kritická hodnota pro zvolenou hladinu významnosti. Je-li $\min(U_1, U_2)$ menší nebo rovno této kritické hodnotě, pak je nulová hypotéza zamítnuta a znamená to, že distribuční funkce obou výběrů se na dané hladině významnosti liší [66].

4.2 Analýza v časové oblasti

Tradiční metody hodnocení posturální stability vychází právě z časové analýzy. Je to zejména z toho důvodu, že tyto metody jsou výpočetně nejjednodušší a zároveň jsou nejjednodušší pro představu při jejich interpretaci. Při hodnocení pohybu sledujeme danou kinematickou proměnnou v určitém časovém intervalu. Metody časové analýzy jsou v této práci aplikovány na časové řady dat získaných využitím stabilometrické plošiny i využitím gyroakcelerometrického systému.

Výstupem ze stabilometrické plošiny jsou data okamžité polohy COP, tzn. dvě časové řady (v AP a ML směru) – stabilogramy. Jak již bylo zmíněno, posturografie je v klinické praxi



užívaná metoda, která má několik tradičních parametrů hodnocení. Mezi tyto parametry patří také hodnocení stabilogramů v časové oblasti. Základní parametr průběhu COP je střední hodnota, konkrétně aritmetický průměr \bar{x} [66]:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad (4.9)$$

kde (x_1, \dots, x_n) je náhodný výběr a n je počet vzorků, který vyplývá s délky měření a vzorkovací frekvence. Nulová hodnota se pro oba směry umísťuje zpravidla do středu plošiny. Společně se střední hodnotou bývá získávána také charakteristika proměnlivosti – směrodatná odchylka σ [66]:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}. \quad (4.10)$$

Posledními použitou časovými charakteristikami využitými v této práci jsou extrémny, tzn. minimum a maximum. Většinou však není zajímavá ani tak samotná hodnota jednotlivých extrémů, ale jejich rozdíl. Extrémní hodnoty udávají interval, ve kterém se pohybovaly hodnoty časové řady v průběhu celého měření a jsou reprezentovány jedním parametrem, tzv. rozsahem pohybu (*ROM*, range of motion):

$$ROM = \max(x) - \min(x). \quad (4.11)$$

4.3 Analýza metodami geometrických prvků

Při časové analýze zkoumáme pouze jednu časovou řadu dat. Chceme-li hodnotit vývoj určité proměnné ve 2D, příp. 3D prostoru, nejsou tyto metody dobře využitelné. Pro tento účel jsou využívány metody, které jsou založeny na charakteristikách vybraných geometrických prvků. Běžně užívanými, a to nejen v posturografii, jsou konfidenční elipsa a konvexní obálka. Přejdeme-li z roviny do 3D prostoru, pak lze použít alternativy, které vycházejí z předcházejících geometrických prvků – konfidenční elipsoid a konvexní polyhedron



4.3.1 Data získaná stabilometrickou plošinou

Metodami geometrických prvků jsou hodnocena posturografická data, tzv. statokineziogram (SKG) – viz obr. 1.5, v němž je zobrazen vývoj polohy COP. Tyto metody nám umožňují hodnocení polohy v transverzální rovině, tedy v 2D.

Konfidenční elipsa

První metodou je hodnocení pomocí konfidenční elipsy (confidence ellipse, CE), nejčastěji s 95% nebo 90% hodnotou konfidence. Při hodnocení stability se jedná o jednu z běžně užívaných metod, při níž je počítána zejména plocha této elipsy, případně velikost jejich poloos a sklon elipsy. Velikost CE závisí na rozptylu, výpočet vychází z kovarianční matice. Kovarianční matice 2×2 je získána výpočtem kovariancí mezi proměnnými x a y , tedy jejich vzájemným rozptylem [67]:

$$\sigma_{xy}^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y}), \quad (4.12)$$

kde n je počet hodnot, \bar{x} je průměrná hodnota proměnné x a \bar{y} je průměrná hodnota proměnné y . Výsledná kovarianční matice M má tvar [67]:

$$M_{CE} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx}^2 & \sigma_{xy}^2 \\ \sigma_{yx}^2 & \sigma_{yy}^2 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

Na základě kovarianční matice je pak vykreslena CE, z níž jsou dopočítány její charakteristiky. V této práci je využit obsah 95% CE, který je automaticky počítán měřícím systémem SPS.

Konvexní obálka

Využití konvexní obálky (convex hull, CH) při hodnocení posturální stability je spíše v rámci výzkumu. CH je definována jako nejmenší konvexní množina, což je právě taková množina, v níž spojíme-li dva libovolné body úsečkou, pak tato úsečka bude ležet vždy uvnitř množiny. Z definice je patrné, že konvexní obálka zahrnuje všechny body datového souboru. V CH jsou zahrnuty i odlehlé hodnoty (náhodné výchylky) a hodnoty extrémní. Z tohoto důvodu nebývá metoda CH implementována v SW dodávaném výrobcí stabilometrických plošin,



nebývá tedy příliš využívána v klinické praxi. Výpočet CH, stejně jako obsahu její plochy, je implementován v MATLABu jako funkce *convexHull*. Obsah plochy je počítán pomocí Delaunayovy triangulaci, v níž je plocha, kterou CH ohraničuje, rozdělena na co nejmenší počet trojúhelníků, z nichž každý neobsahuje žádný z bodů (tzn. že body konvexní množiny jsou vrcholy těchto trojúhelníků) [68].

4.3.2 Data získaná gyro-akcelerometrickým systémem

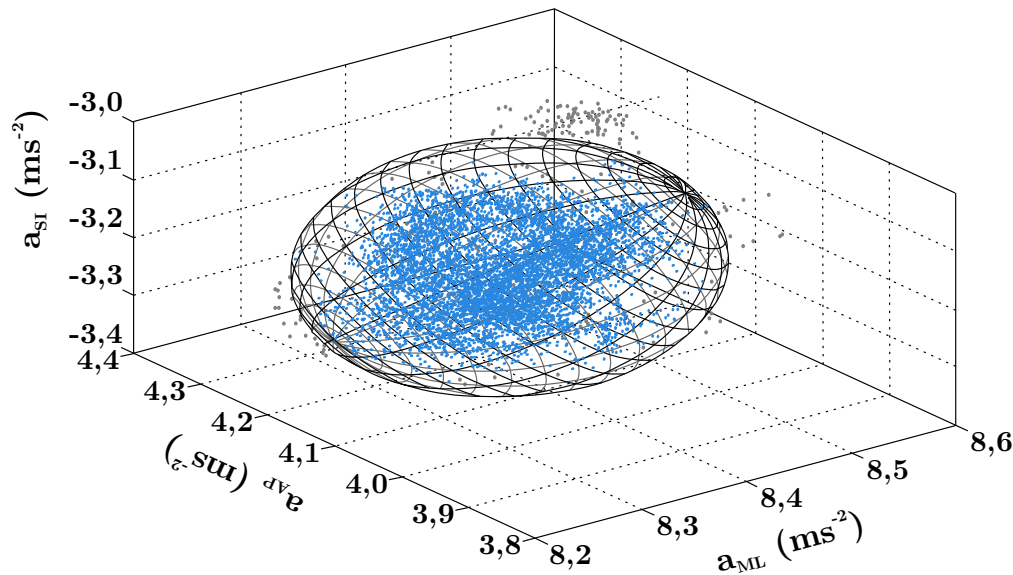
Pro srovnání dat COP a dat získaných pomocí IMU hodnocených charakteristikami geometrických prvků bylo třeba užít obdobných metod. Ve 3D je místo CE používán konfidenční elipsoid (CED), místo konvexní obálky pak konvexní polyhedron (CP). Z IMU jsou hodnoceny akcelerace ve třech směrech – acc_x, acc_y, acc_z .

Konfidenční elipsoid

Obdoubou CE v 3D je CED, tedy pro 3 proměnné (x, y, z) je CED. CED vychází ze stejných základů, tj. z kovarianční matice dané vzájemným rozptylem σ^2 mezi proměnnými (viz rov. 4.12). Namísto kovariační matice 2×2 však dostane kovariační matici 3×3 (M_{CED}):

$$M_{CED} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx}^2 & \sigma_{xy}^2 & \sigma_{xz}^2 \\ \sigma_{yx}^2 & \sigma_{yy}^2 & \sigma_{yz}^2 \\ \sigma_{zx}^2 & \sigma_{zy}^2 & \sigma_{zz}^2 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

Z této kovarianční matice jsou extrahovány 3 matice 2×2 , z nichž každá odpovídá jedné z rovin xy, yz nebo zx . Poté jsou sestaveny 3 CE – pro každou z rovin jedna z odpovídající kovarianční matice 2×2 , jejichž střed je umístěn do společného bodu. Dále je získán povrch elipsoidu, který je dán právě těmito elipsami. Stejně jako pro CE, je i v případě CED zadána hodnota konfidence, která je pro porovnání volena shodná, jako u CE, tzn. 90% nebo 95%. Pro kvantitativní analýzu je pak využit objem CED.



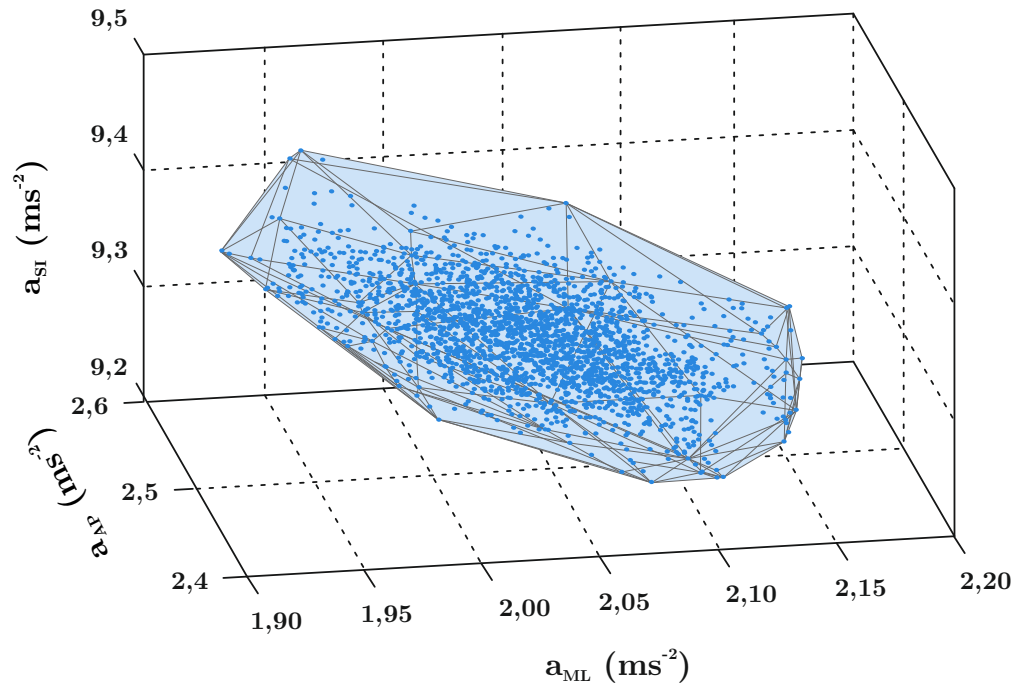
Obrázek 4.2: 95% konfidenční elipsoid aplikovaný na data akcelerace ve 3 směrech.

Konvexní polyhedron

Stejně jako v případě CE, existuje 3D alternativa i pro CH – tzv. konvexní polyhedron (CP). V případě CP opět vycházíme z definice konvexní množiny, která je v tomto případě umístěna v 3D. Vzniká prostorový mnohoúhelník, nazývaný polyhedron. Stejně jako CH, je i CP implementován v MATLABu pomocí funkce *convexHull*. Objem polyhedronu je analogicky k ploše CH počítán Delaunayovou triangulací, kdy je tvořen co nejmenší počet čtyřstěnů, neobsahujících žádný z bodů konvexní množiny. Opět zde však vzniká problém s extrémními a odlehlými hodnotami – v objemu polyhedronu jsou obsaženy všechny hodnoty, tedy při případných výchytkách dochází k ovlivnění velikosti objemu CP.

4.4 Analýza ve frekvenční oblasti

Analýzou v časové oblasti získáváme informaci o určitém chování. S využitím frekvenční analýzy je možno získat odlišnou informaci, která vyjadřuje četnost výskytu sledovaného jevu. Pro převod signálu do frekvenční oblasti je využívána Fourierova transformace, které může být aplikována jak na signály spojité, tak diskrétní. V případě této práce jsou měřená data získávána v pevných časových intervalech (daných vzorkovací frekvencí), jedná se tedy



Obrázek 4.3: Konvexní polyhedron aplikovaný na data akcelerace ve 3 směrech.

o signály diskrétní. Pro hodnocení stability je využívána tzv. výkonová spektrální hustota (výkonové spektrum), která udává výkon v určité části spektra (na určité frekvenci, resp. v určitém frekvenčním pásmu) [42].

Pro převod diskrétní časové řady do frekvenční oblasti je využívána diskrétní Fourierova transformace (DFT). DFT vychází z modelu, v němž každý vzorek x_k v signálu představuje plochu Diracova impulsu. DFT je dána vztahem [69]:

$$X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x(k)e^{-ink2\pi/N}, \quad (4.15)$$

kde X_n je Fourierův obraz časové řady x_k , $n = 0, \dots, N - 1$ a N je počet vzorků původního signálu.

Pro zvýšení efektivity výpočtu byl v roce 1965 Cooleyem a Tukeyem vyvinut výpočetní algoritmus, tzv. rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier Transform, FFT) [69]. FFT rozdělí úlohu na několik dílčích částí, tj. signál je rozdělen na kratší signály. Výstupem



FFT je vektor X , který je složen z komplexních čísel ($X(n) = a + bi$). Výkonové spektrum je z vektoru X získáno dle vztahu [70]:

$$Y(n) = |X(n)|^2, \quad (4.16)$$

kde $Y(n)$ je výkonové spektrum. V praxi to znamená výpočet velikosti komplexního čísla $a + bi$:

$$Y(n) = \sqrt{a^2 + b^2}, \quad (4.17)$$

kde a je reálná část komplexního čísla a b je imaginární část komplexního čísla. Výkon spektra je dán plochou pod křivkou. Tato veličina je nazývána jako spektrální hustota výkonu (Power Spectral Density, *PSD*). Při analýze pohybu je spektrum hodnoceno ve třech frekvenčních pásmech: 0,1 – 2,4 Hz, 2,4 – 3,5 Hz a 3,5 – 8 Hz [48].

4.5 Rekurentní analýza

Zejména v oblasti medicínského výzkumu se stále více rozšiřuje využití nelineární analýzy, která je založena na rekonstrukci trajektorie ve fázovém prostoru. Metody založené na rekonstrukci fázového prostoru jsou poměrně mladé – jejich vývoj začal až po objevení teorému vnoření matematikem F. Takensem v 80. letech 20. století. Jednou z metod nelineární analýzy je analýza rekurentní, která vychází z teorie chaosu. Rekurentní analýza umožňuje vizualizovat rekurenci (opakování) dynamických systémů. K této vizualizaci je třeba jedné časové řady dat, na něž nejsou kladeny požadavky ohledně délky, stacionarity nebo jejich rozdělení. Jedná se o multidimenzionální metodu, díky níž lze sledovat dynamiku celého systému. Prvním krokem je vytvoření vícedimenzionálního systému, který se vztahuje k původnímu fázovému systému. Jde tedy o rekonstrukci fázového prostoru a sestavení vzdálenostní matice (distance matrix, DM). Následně jsou identifikovány body, které jsou vzdáleny v čase, ale prostorově jsou sousedy na určitém rádiu, čímž je vytvořen rekurentní graf (recurrence plot, RP). Posledním krokem je kvantitativní zhodnocení RP – rekurentní kvantifikační analýza (recurrent quantification analysis, RQA) [71].



4.5.1 Rekonstrukce trajektorie ve fázovém prostoru

Trajektorie ve fázovém prostoru vyjadřuje dynamiku celého systému a pomocí několika metod může být rekonstruována z jedné skalární časové řady. Metody rekonstrukce fázového prostoru vycházejí ze zmíněného teorému vnoření. Nejčastěji je užíváno metody vnoření dimenze a časového zpoždění, která byla navržena počátkem 80. let 20. století a předepisuje následující rekonstrukci signálu [53]:

$$x(t_i) = [x(t_i), x(t_i + \tau), \dots, x(t_i + (m - 1)\tau)], \quad (4.18)$$

kde $i = 1, \dots, M$, m je dimenze vnoření, τ je časové zpoždění a $M = N - (m - 1)\tau$, kde N je počet vzorků [53].

Takto rekonstruovaný fázový prostor není shodný s původním fázovým prostorem, ale za jistých předpokladů je dynamika obou systémů shodná. Základní podmínky jsou dostatečná dimenze vnoření m a vhodné zpoždění τ . Bylo prokázáno, že pro atraktor o dimenzi D je postačující dimenze vnoření $m \geq 2D + 1$. Tyto poznatky však fungují pro nekonečné a přesné řady, které v praxi nejsme schopni naměřit. Vzhledem k tomu, že nesprávný výběr vstupních parametrů může výrazně ovlivnit výsledek a může dojít ke špatné interpretaci dat, je třeba být při volbě m a τ opatrný [53].

Výběr časového zpoždění

Zpoždění τ by mělo být voleno tak, aby se minimalizovala interakce mezi body časové řady. Tím je otevřen atraktor (pokud existuje). Zpoždění udává vzdálenost mezi sousedícími body, při malé hodnotě zpoždění je tedy minimální rozdíl mezi rekonstruovanými vektory. V tomto případě nedochází k výraznému navýšení informace o dynamice systému a jedná se o tzv. redundantní stav. Při příliš velkém zpoždění systém "zapomene" stav, ve kterém se nacházel před uplynutím τ a jeví se jako chaotický a komplikovaný. Jedná se o tzv. irelevantní stav. Postupně bylo vyvinuto několik metod, pomocí nichž je určováno vhodné zpoždění. Běžně jsou využívány dvě – autokorelační funkce a minimum vzájemné informace [53].



Výběr τ využitím autokorelační funkce byl užíván zejména dříve. V tomto případě bývá jako vhodné zpoždění volen krok, v němž autokorelační funkce původní časové řady poklesala pod určitou hodnotu (např. $1/e$ nebo 0), případně jsou využívány autokorelační funkce vyšších řádů. Tento přístup se však neukázal jako příliš vhodný, protože nebere v úvahu nelineární dynamiku systému [53].

Jako vhodná se pro volbu τ ukázala metoda druhá – minimum vzájemné informace I . Vzájemná informace udává vzájemnou závislost mezi dvěma závislými veličinami – čím je jejich závislost vyšší, tím vyšší informaci získáme. Jeden z výpočtů vzájemné informace I vychází z entropie a je dán předpisem [53]:

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B), \quad (4.19)$$

kde A a B jsou jednotlivé proměnné, $H(A)$ a $H(B)$ jsou entropie proměnných A a B a $H(A, B)$ je sdružená entropie A a B .

Vhodné časové zpoždění pro rekonstrukci fázového prostoru je pak voleno v prvním minimu vzájemné informace. První minimum I odpovídá časovému kroku, kdy měření $x(t_i + \tau)$ přispívá průměrně maximem informace k informaci, která je známa již z měření $x(t_i)$. Nemá-li vzájemná informace minimum, pak je brána hodnota τ , při níž $I(\tau)/I(0) = 0,2$ [53].

Výběr dimenze vnoření

Cílem rekonstrukce fázového prostoru je zajistit, aby nedocházelo k protínání trajektorií. Při malé dimenzi trajektorie kříží sama sebe, při jejím zvyšování se křížení snižuje, při optimální dimenzi se trajektorie nekříží. Důsledkem křížení trajektorií vznikají tzv. falešní sousedé. Při zvyšování dimenze dochází k jejich redukci a v rekonstruovaném fázovém prostoru zůstávají už jen sousedé skuteční. Jedna z nejužívanějších metod pro volbu vhodné dimenze vnoření m je metoda založená na počtu falešných sousedů. Nevýhodou metody je potřeba volby prahové hodnoty, při níž již dva body ještě považujeme za sousední [53].



Nevýhody metody nejbližších falešných sousedů odstranil Cao v roce 1997, který zavedl vztah [53]:

$$a(i, m) = \frac{\|x_{m+1}(i) - x_{m+1}^{NN}(i)\|}{\|x_m(i) - x_m^{NN}(i)\|}, \quad (4.20)$$

kde $\|\cdot\|$ je Euklidovská vzdálenost, $x_m(i)$ je i -tý rekonstruovaný vektor s dimenzí m a $x_m^{NN}(i)$ je jeho nejbližší soused s nenulovou vzdáleností od bodu $x_m(i)$. Cao dále zavedl $E(m)$, což je průměr všech hodnot $a(i, m)$ a je dán jako [53]:

$$E(m) = \frac{1}{N - m\tau} \sum_{i=1}^{N-m\tau} a(i, m). \quad (4.21)$$

Ze vztahu 4.21 je patrné, že v případě Caovy metody je třeba nejprve zvolit zpoždění. Porovnáním hodnoty $E(m)$ a hodnoty $E(m+1)$ je charakterizována změna v počtu falešných sousedů mezi dvěma sousedními dimenzemi. Tato změna je dána podílem $E_1(m)$ jednotlivých průměrů, viz rov. 4.22. Při dostatečně vysoké dimenzi vnoření se hodnota $E_1(m)$ ustálí kolem hodnoty 1 [53].

$$E_1(m) = \frac{E(m+1)}{E(m)} \quad (4.22)$$

4.5.2 Vzdálenostní matice, rekurentní graf

Pro vizualizaci trajektorií ve fázovém prostoru o vyšších dimenzích byly v roce 1987 Eckannem et al. představeny rekurentní grafy (recurrence plot, RP). RP se následně staly základem kvantitativní rekurentní analýzy, která byla představena v roce 1992. Základem RP je vzdálenostní matice (distance matrix, DM), což je čtvercová matice symetrická podle hlavní diagonály (line of identity, LOI). Z DM je RP získán prahováním.

Pro výpočet DM je třeba zvolit normu, podle níž budou počítány vzdálenosti mezi jednotlivými body. Norma geometricky definuje okolí (velikost a tvar) referenčního bodu. Existují 3 možné normy: minimální norma, maximální norma, a Euklidovská norma. V praxi bývá volena především norma Euklidovská, vzdálenost dvou bodů je tedy počítána Euklidovskou vzdáleností. Předpis pro DM je v tomto případě [72]:

$$DM(i, j) = \|x(i) - x(j)\|, \quad (4.23)$$



kde $\|\cdot\|$ je Euklidovská vzdálenost, $x(i)$ a $x(j)$ jsou stavy systému v čase i , příp. v čase j a $i, j = 1, \dots, N - \tau(m - 1)$, kde N je počet bodů, τ je zpoždění a m je dimenze.

Je-li DM naprahována, vzniká rekurentní matice (recurrence matrix, RM), resp. rekurentní graf (recurrence plot, RP) jako vizualizace RM. Matematický předpis pro RM je [63]:

$$R(i, j) = \Theta(\epsilon - \|x(i) - x(j)\|), \quad (4.24)$$

kde Θ je Heavisideova funkce (tj. $R(i, j) = 0$ pro $\|x(i) - x(j)\| > \epsilon$, jinak $R(i, j) = 1$) a ϵ je prahová vzdálenost.

Grafické znázornění matice, tedy RP bývá kódován binárně, tj. rekurentní stavy jsou reprezentovány body v RP. Prahování přímo ovlivňuje počet rekurentních stavů (tj. $R(i, j) = 1$) ve výsledném RP. Z toho plyne, že určení optimálního prahu je jedním z klíčových úkolů při správném nastavení parametrů rekurentní analýzy. Přístupů k prahování je několik a samotná otázka prahování je momentálně předmětem mnohých diskuzí. Nejjednodušším způsobem je zvolení prahu jako jistého procenta maximální nebo střední vzdálenosti, která se v RM vyskytuje. Nejužívanějším způsobem prahování je v současnosti volba fixního procenta rekurentních bodů v RM [63].

Při volbě prahu existuje několik doporučení – jedním z hlavních je, že procento rekurentních bodů v grafu by mělo být drženo na nízké hodnotě, tj. do 5 % [72]. Tato doporučení jsou však diskutována zejména na datech srdeční činnosti, pro data získaná měřením stability takováto doporučení neexistují. Jako vhodné se zdá propočítání širokého intervalu prahů. Nevýhodou RQA je vysoká výpočetní náročnost – pro každou datovou sadu o N datových bodech probíhá N^2 výpočtů párových testů. Z tohoto důvodu je evidentní, že výpočet optimálního prahu v musí probíhat při rozumném počtu prahů. V této práci bylo zvoleno 101 prahů, fixní počet 1 - 100 % (s krokem 1 %) rekurentních bodů v RM.

Další otázkou je výběr vhodného prahu ze zvoleného intervalu. V roce 2015 navrhl Yang



et al. volbu optimálního prahu pro RM pomocí Tagushiho ztrátové funkce. RM je nejprve počítána z původního datového souboru, následně je datový soubor náhodně promíchán a opět je spočítána RM. Z některého z parametrů RQA je pak získána ztrátová funkce (loss function, LF) dle vztahu [73]:

$$LF(i) = [x(i) - y(i)]^2, \quad (4.25)$$

kde $x(i)$ je originální datová sada, $y(i)$ je datová sada získaná z promíchaného signál a $i = 1, \dots, N$, kde N je počet bodů v datovém souboru.

Ze ztrátové funkce je jako vhodný práh vybrána hodnota maxima ztrátové funkce [73]. Ztrátová funkce byla aplikována na parametru lamirita (LAM), který reprezentuje stavy, kdy dochází k minimálním změnám systému nebo je systém neměnný. Další možná aplikace je na parametr divergence (DIV), který se vztahuje k Kolmogorov-Smirnovově entropii. Tímto způsobem je zvolen vhodný práh pro každou časovou řadu.

Vyhnutí se prahování umožňuje grafické znázornění DM namísto RM. V takovém případě je DM barevně kódována (legenda je uvedena u grafu) a jasně zobrazuje vzdálenosti jednotlivých stavů. Kvantifikace DM však zatím není příliš prozkoumána.

4.5.3 Kvantitativní analýza (RQA)

Naprahování DM vzniká RM, jejíž grafická reprezentace je RP. V RP je rozpoznáváno několik základních struktur – jedná se o rekurentní body a struktury jimi tvořené (diagonální a vertikální čáry). Kvantifikací těchto struktur se zabývá rekurentní kvantifikační analýza (recurrence quantification analysis, RQA), která byla představena v roce 1992 a v následujících letech byla rozšiřována. RQA statisticky popisuje rekurentní graf pomocí 11 parametrů [72, 63].

Prvním parametrem je míra rekurence (recurrence rate, RR), což je v podstatě procento rekurentních bodů. Míra rekurence udává variabilitu systému – s rostoucí rekurencí



je variabilita systému nižší a naopak. RR je vhodným parametrem pro hodnocení stability – snížená stabilita má nižší RR , než normální stav. RR je dána vztahem [63]:

$$RR = \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1}^N R(i,j). \quad (4.26)$$

Determinismus (DET) je procento rekurentních bodů, které formují diagonální čáry (paralelní s LOI). Jinými slovy, determinismus udává procento po sobě následujících rekurentních bodů. Tento parametr souvisí s předvídatelností systému. DET je dán vztahem [63]:

$$DET = \frac{\sum_{l=l_{min}}^N lP(l)}{\sum_{i,j=1}^N R(i,j)}, \quad (4.27)$$

kde $P(l)$ je histogram délek l diagonálních čar.

Laminarita (LAM) je procento rekurentních bodů tvořících vertikální čáry. Laminarita označuje laminární stavy tedy takové stavy systému, v nichž se systém mění minimálně nebo nedochází k jeho změně. LAM je dána vztahem [63]:

$$LAM = \frac{\sum_{v=v_{min}}^N v P(v)}{\sum_{v=v_{min}}^N P(v)}, \quad (4.28)$$

kde $P(v)$ je histogram délek v vertikálních čar.

Shannonova informační entropie (ENT) je mírou komplexity deterministických struktur signálu. ENT je počítána z rozdělení pravděpodobnosti délek diagonálních čar [63]:

$$ENT = - \sum_{l=l_{min}}^N p(l) \ln p(l), \quad (4.29)$$

kde $p(l)$ je rozdělení pravděpodobnosti délek diagonálních čar.

Trend (TND) kvantifikuje stupeň stacionarity systému. Jsou-li rekurentní body rozloženy v RP rovnoměrně, hodnota TND se pohybuje okolo nuly. TND je počítán z lokální rekurence dle vztahu [63]:

$$TND = \frac{\sum_{i=1}^{\tilde{N}} (i - \tilde{N}/2)(RR(i) - \langle RR(i) \rangle)}{\sum_{i=1}^{\tilde{N}} (i - \tilde{N}/2)^2}, \quad (4.30)$$



kde \tilde{N} je maximální počet diagonál paralelních k LOI (krajních 10 % je vyloučeno), $RR(i)$ je lokální rekurence a $\langle RR(i) \rangle$ je průměrná lokální rekurence, kdy [63]:

$$RR(i) = \frac{1}{N - k} \sum_{k=j-i}^{N-k} R(i, j). \quad (4.31)$$

Dalšími parametry jsou maximální délka diagonální čáry $LMAX$, maximální délka vertikální čáry $VMAX$, průměrná délka diagonální čáry L , průměrná délka vertikální čáry (tzv. rekurentní čas – trapping time, TT). TT vyjadřuje, jak dlouho systém zůstává v daném stavu, nese informaci o frekvenci a délce laminárních stavů. Poslední dva parametry vycházejí z dříve zmíněných parametrů. Divergence DIV je převrácenou hodnotou $LMAX$ a poměr mezi DET a RR , označovaný $RATIO$ [63].

4.6 Shrnutí kapitoly

U naměřených dat nebylo předpokládáno normální rozdělení. Tato hypotéza byla ověřena pomocí Jarque-Berova testu normality. Zvolené metody byly navrženy s ohledem na tento fakt. Data byla hodnocena v časové oblasti (\bar{x} , σ , ROM), metodami geometrických prvků (2D, 3D), ve frekvenční oblasti (PSD) a metodou rekurentní analýzy. Výsledky byly interpretovány pomocí popisné statistiky formou boxplotů. Pro určení statistické podobnosti/rozdílnosti byl využit Wilcoxonův dvojvýběrový test.



5 Zpracování a analýza dat

Data ze systému Xsens byla uložena do textového souboru, obsahujícího data akcelerace, úhlů (ve formě rotační matice) a další, v této práci nevyužitá data, viz obr. 5.1. Před hodnocením dat z Xsens bylo nejprve třeba tato data zpracovat, tj. získat celkovou akceleraci a získat úhly z rotační matice. Systém SPS poskytoval data v Excelu, každé měření obsahovalo polohu COP v AP a ML směru. Ze SW dodávaného s SPS byl dále vyexportován soubor s výsledky měření, obsahující např. průměr polohy COP v AP a ML směru, plochu 95% konfidenční elipsy nebo limity stability, které jsou zjišťovány na začátku měření a které by pacient v jeho průběhu neměl přesáhnout. Z tohoto souboru byla využita právě plocha konfidenční elipsy.

Acc_X	Acc_Y	Acc_Z	Gyr_X	Gyr_Y	Gyr_Z	Mag_X	Mag_Y	Mag_Z	Mat[0][0]	Mat[0][1]	Mat[0][2]	Mat[1][0]	Mat[1][1]	Mat[1][2]	Mat[2][0]	Mat[2][1]	Mat[2][2]
-1.957047	9.624279	0.411916	0.015689	-0.077130	0.037214	0.271302	-0.366021	-0.051811	0.956848	-0.213381	-0.197257	0.207983	0.028814	0.977708	-0.202940	-0.976544	0.071951
-1.906702	9.672888	0.479137	-0.002110	-0.066310	0.030064	0.271744	-0.362941	-0.047721	0.956777	-0.214023	-0.196905	0.207696	0.028934	0.977765	-0.203567	-0.976400	0.072135
-1.881809	9.626940	0.517598	0.008656	-0.062837	0.036289	0.271294	-0.366864	-0.051269	0.956725	-0.214637	-0.196491	0.207334	0.029003	0.977840	-0.204181	-0.976263	0.072250
-1.866304	9.556742	0.544058	-0.005117	-0.039615	0.047660	0.271237	-0.363775	-0.049078	0.956744	-0.215013	-0.195985	0.206885	0.029191	0.977930	-0.204546	-0.976175	0.072411
-1.885677	9.527227	0.588343	0.007074	-0.021895	0.035360	0.270870	-0.366015	-0.050442	0.956773	-0.215227	-0.195610	0.206535	0.029274	0.978001	-0.204766	-0.976125	0.072460
-1.886403	9.536233	0.710269	0.042518	-0.018605	0.039079	0.272155	-0.362105	-0.048270	0.956817	-0.215400	-0.195203	0.206070	0.028978	0.978108	-0.205028	-0.976096	0.072114
-1.921102	9.540236	0.793904	0.050673	-0.064936	0.017987	0.270081	-0.364878	-0.051516	0.956721	-0.216041	-0.194966	0.205797	0.028598	0.978177	-0.205750	-0.975965	0.071821
-1.905529	9.516838	0.676532	0.092225	-0.104393	0.026166	0.269751	-0.362346	-0.049051	0.956561	-0.217055	-0.194625	0.205353	0.027790	0.978293	-0.206935	-0.975764	0.071156
-1.929682	9.568552	0.472264	0.091154	-0.132843	0.023533	0.270614	-0.365870	-0.051119	0.956333	-0.218356	-0.194287	0.204941	0.027028	0.978401	-0.208389	-0.975495	0.070598
-1.929975	9.624780	0.374770	0.057507	-0.118341	0.018056	0.269739	-0.361363	-0.048639	0.956124	-0.219509	-0.194016	0.204645	0.026542	0.978476	-0.209635	-0.975249	0.070298
-1.929542	9.605601	0.340618	0.041559	-0.102196	0.012664	0.269690	-0.367400	-0.051654	0.955936	-0.220513	-0.193806	0.204440	0.026240	0.978527	-0.210693	-0.975031	0.070166
-1.973501	9.568282	0.434184	0.010712	-0.107341	0.017796	0.270404	-0.363622	-0.047839	0.955747	-0.221559	-0.193546	0.204244	0.026210	0.978569	-0.211738	-0.974795	0.070302
-1.997132	9.529601	0.376154	0.007765	-0.123328	0.007200	0.270216	-0.366566	-0.051251	0.955500	-0.222769	-0.193375	0.204162	0.026226	0.978586	-0.212927	-0.974518	0.070540
-1.970217	9.566812	0.268321	-0.003654	-0.114281	-0.031678	0.270293	-0.362495	-0.049196	0.955193	-0.223894	-0.193594	0.204469	0.026226	0.978522	-0.214008	-0.974261	0.070830
-1.861177	9.660356	0.207532	-0.012131	-0.107981	-0.015840	0.269554	-0.364166	-0.052187	0.954929	-0.224962	-0.193658	0.204650	0.026384	0.978480	-0.215011	-0.974010	0.071234
-1.670330	9.677384	0.132783	-0.049090	-0.105017	-0.008980	0.270718	-0.363625	-0.050023	0.954685	-0.225990	-0.193660	0.204838	0.026876	0.978427	-0.215910	-0.973759	0.071950
-1.510479	9.621184	0.102546	-0.059762	-0.117376	-0.009916	0.270396	-0.365864	-0.053567	0.954411	-0.227147	-0.193658	0.205066	0.027512	0.978361	-0.216904	-0.973472	0.072837
-1.560274	9.578123	-0.091467	-0.077383	-0.104776	-0.010912	0.270348	-0.362213	-0.051921	0.954163	-0.228173	-0.193676	0.205333	0.028274	0.978284	-0.217742	-0.973210	0.073829
-1.665891	9.615753	-0.098961	-0.135255	-0.042971	-0.002437	0.268125	-0.366529	-0.054215	0.954064	-0.228603	-0.193654	0.205654	0.029660	0.978175	-0.217870	-0.973068	0.075311
-1.728450	9.677374	0.019424	-0.184328	0.016987	0.005213	0.269403	-0.360652	-0.052037	0.954114	-0.228439	-0.193602	0.205999	0.031498	0.978405	-0.217325	-0.973049	0.077111
-1.760353	9.762647	0.300524	-0.219380	0.061702	0.011191	0.268942	-0.364716	-0.055040	0.954271	-0.227845	-0.193527	0.206372	0.033735	0.977892	-0.216280	-0.973113	0.079213
-1.895967	9.840693	0.808131	-0.259745	0.077926	0.023343	0.269176	-0.361209	-0.053943	0.954490	-0.227082	-0.193347	0.206702	0.036348	0.977728	-0.214996	-0.973197	0.081632
-2.171159	9.722981	1.408825	-0.281263	0.061957	0.013544	0.267365	-0.363986	-0.056920	0.954651	-0.226485	-0.193252	0.207179	0.039192	0.977518	-0.213819	-0.973226	0.084338
-2.435888	9.488430	1.702041	-0.216135	-0.006239	0.013916	0.270403	-0.360385	-0.054913	0.954668	-0.226543	-0.193099	0.207503	0.041361	0.977360	-0.213427	-0.973123	0.086494
-2.572471	9.362188	1.490329	-0.151355	-0.047623	-0.007789	0.269149	-0.365138	-0.058450	0.954551	-0.227020	-0.193119	0.207904	0.042892	0.977208	-0.213563	-0.972945	0.088141

Obrázek 5.1: Ukázka části datového výstupu gyro-akcelerometrickému systému Xsens.

Data byla zpracována v programovém prostředí Matlab. Pro zpracování dat a jejich analýzu metodami uvedenými v předchozí kapitole byl navržen softwarový prostředek (dále SW) ve formě grafického uživatelského prostředí v programu Matlab. Jeho popis je uveden níže v této kapitole.



5.1 Zpracování dat z gyro-akcelerometrického systému Xsens

V této práci byly využity akcelerace v jednotlivých směrech (acc_x, acc_y, acc_z) a také akcelerace celková. Akcelerace v jednotlivých směrech byly vztaženy k souřadnicovému systému senzoru (senzory byly na tělo umísťovány v souladě s anatomickým souřadným systémem). V případě, že jsou porovnávána data akcelerace z konkrétního směru, je třeba je převést do souřadného systému shodného se souřadným systémem stabilometrické plošiny. Pro účely této práce tato transformace nebyla nutná – data byla hodnocena jako celek. Celková akcelerace, tj. velikost vektoru akcelerace je v každém okamžiku měření dána vztahem [5]:

$$acc_i = \sqrt{acc_{x_i}^2 + acc_{y_i}^2 + acc_{z_i}^2}, \quad (5.1)$$

kde acc_{x_i} , acc_{y_i} a acc_{z_i} jsou akcelerace v jednotlivých směrech v okamžiku i .

Jednotlivé úhly, tzv. Eulerovy úhly *roll* (ϕ , rotace kolem osy x , resp. AP osy), *pitch* (θ , rotace kolem osy y , resp. ML osy) a *yaw* (ψ , rotace kolem osy z , resp. SI osy), byly uloženy ve formě rotační matice R . Rotační matice je součinem tří Eulerových rotačních matic a je dána předpisem [36]:

$$R = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix}, \quad (5.2)$$

kde R_{11} odpovídá sloupci Mat[0][0] a R_{33} sloupci Mat[2][2] v datovém výstupu z Xsens, viz obr. 5.1. Jednotlivé úhly jsou z rotační matice počítány dle vztahů [36]:

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{R_{32}}{R_{33}} \right) \quad (5.3)$$

$$\theta = -\sin^{-1}(R_{31}) \quad (5.4)$$

$$\psi = \tan^{-1} \left(\frac{R_{21}}{R_{11}} \right) \quad (5.5)$$

Jednotkou vypočítaných úhlů je stupeň [36].

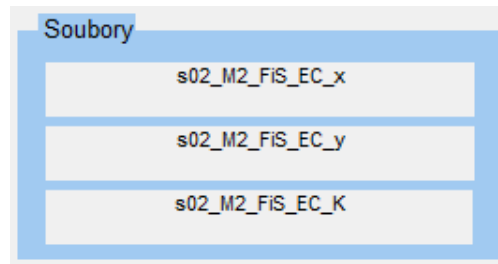
5.2 Návrh softwarového prostředí pro analýzu dat

Účelem SW je zpracování a analýza dat z Xsens a dat COP pomocí metod navržených v kap. 4. Návrh SW byl uskutečně formou uživatelského grafického prostředí (GUI) v programu Matlab, viz obr. 5.2. Aktivní okno je závislé od typu analýzy a dat. Načítání dat je možné pomocí toolbaru (viz obr. 5.2), který dále obsahuje prvek pro vymazání všech dat (reset) a prvky určené k ovládání grafů. Další částí GUI je ovládací panel umožňující výběr typu analýzy a dat.



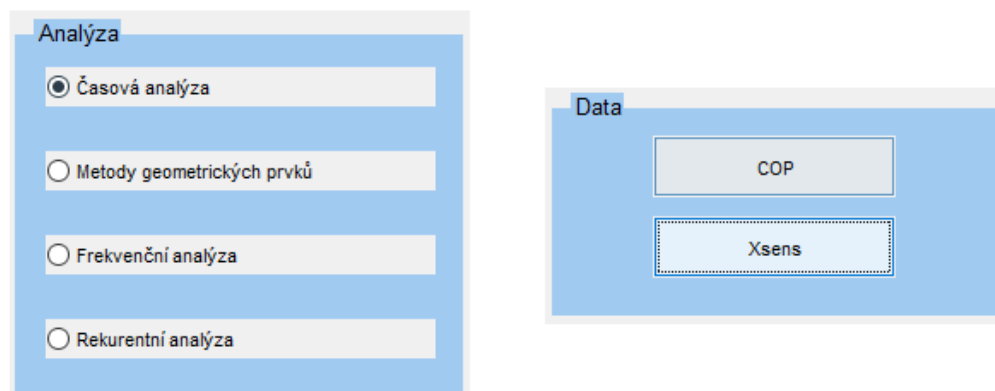
Obrázek 5.2: Ukázka vytvořeného SW prostředí pro hodnocení stability.

Při načítání dat je uživatel postupně vyzván k vybrání následujících souborů: data COP v ML směru (formát .xls nebo .xlsx), data v COP v AP směru (formát .xls nebo .xlsx) a data z Xsens (formát .txt). Pro kontrolu správnosti nahraných dat slouží pole "Soubory", zobrazující názvy nahraných dat, viz obr. 5.3.



Obrázek 5.3: SW prostředí - kontrola nahraných souborů.

V SW jsou aplikované čtyři metody analýzy: časová analýza, metody geometrických prvků, frekvenční analýza a rekurentní analýza, viz obr. 5.4. V průběhu analýzy je umožněno přepínání mezi daty COP a Xsens. Při změně dat, stejně jako při změně typu analýzy, dojde k přepnutí aktivního okna, které obsahuje prvky vhodné pro aktuální metodu a data. Časová analýza obsahuje tři parametry – průměr, směrodatnou odchylku (SD) a rozsah pohybu (ROM). Při volbě COP dat jsou počítány uvedené parametry pro oba směry (ML, AP), v aktivní akně jsou uvedeny průběhy COP v jednotlivých směrech (stabilogramy) a trajektorie COP v tranzverzální rovině (statokineziogram). Aktivní okno časové analýzy pro data z Xsens obsahuje graf časového průběhu celkové akcelerace a výsledky zmíněných tří parametrů.

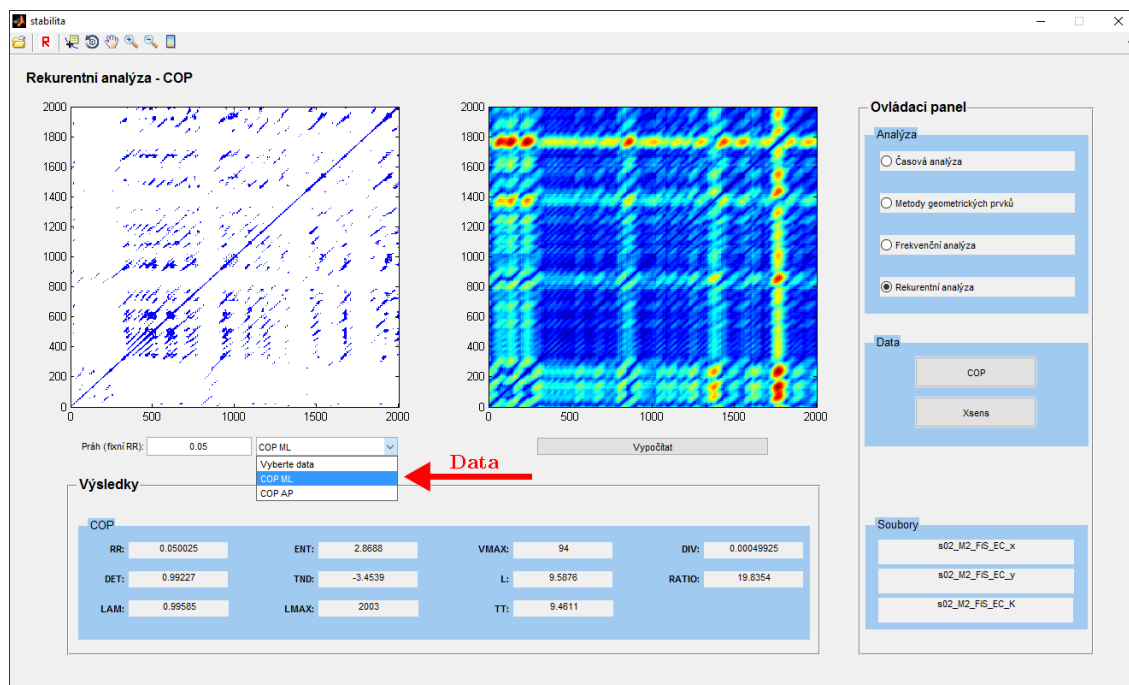


Obrázek 5.4: Ovládací panel SW - výběr analýzy a výběr dat.

Metody geometrických prvků obsahují pro data COP 95% konfidenční elipsu (CE) a konvexní obálku (CH), pro data z Xsens 95% konfidenční elipsoid (CED) a konvexní polyhedron

(CP). Data COP jsou hodnocena pomocí 2D metod, jejich výstupem je plocha CE a CH. Aktivní okno pro tento typ dat obsahuje grafické zobrazení CE a CH a výsledné plochy těchto geometrických prvků. Data z Xsens jsou hodnocena pomocí 3D metod, výstupem jsou objemy CED a CP. Aktivní okno obsahuje grafické zobrazení CED a CP a výsledky analýzy, tj. objemy zmíněných útvarů.

Frekvenční analýza spočívá ve výpočtu spektrální výkonové hustoty (PSD), jako procenta plochy pod křivkou ve třech frekvenčních pásmech (%PSD). Aktivní okno pro COP data obsahuje spektrum pro směr ML a spektrum pro směr AP. Dále pak hodnoty %PSD pro oba směry COP dat. Aktivní okno pro data z Xsens obsahuje spektrum celkové akcelerace a hodnoty %PSD.



Obrázek 5.5: Ukázka vytvořeného SW prostředí pro hodnocení stability - rekurentní analýza COP dat. Vlevo rekurentní graf, vpravo vzdálenostní matice.



Vzhledem k výpočetní náročnosti rekurentní analýzy (RQA), není možné dynamické přepínání mezi jednotlivými daty. Stejně tak není možné výpočet RQA pro oba směry COP dat v jeden okamžik. Aktivní okno RQA pro COP data obsahuje popup menu umožňující výběr hodnocené směru (AP/ML), viz obr. 5.5. Dalším prvkem aktivního okna je editovatelné textové pole, sloužící pro výběr prahu, jako fixního počtu rekurentních bodů (pro výpočet optimálního prahu vznikl samostatný SW z důvodu vysoké výpočetní náročnosti). Výpočet je spuštěn tlačítkem "Vypočítat". Součástí aktivního okna jsou dva grafy – rekurentní graf a vzdálenostní matici, viz obr. 5.5. Aktivní okno pro data z Xsens neobsahuje popup menu, ostatní prvky jsou shodné s aktivním oknem pro data COP. Výstupem rekurentní analýzy je 11 parametrů.

5.3 Shrnutí kapitoly

V této práci byla zpracovávána a analyzována data akcelerace a úhlů z Xsens a data COP ze stabilometrické plošiny. Akcelerace a úhly v jednotlivých směrech byly využity při hodnocení 3D metodami geometrických prvků. Ostatní metody využívaly velikost vektoru akcelerace (celkovou akceleraci), která byla získána z akcelerací ve směrech x , y a z .

Pro účely zpracování a analýzy dat byl vytvořen softwarový prostředek ve formě grafického uživatelského prostředí v programu Matlab. Tento SW provádí hodnocení dat pomocí metod uvedených v kap. 4. Navržený SW umožňuje analýzu obou typů dat - COP data a data z Xsens. Součástí SW je aktivní okno, které se automaticky mění v závislosti na typu analýzy a dat tak, aby v něm byly obsaženy prvky vhodné pro dané nastavení.



6 Presentace a diskuze výsledků

Na základě Jarque-Berova testu normality byla vyvrácena nulová hypotéza o normálním rozdělení na hladině významnosti $p < 0.05$. S ohledem na rozdělení dat byla statistická podobnost výsledků před a po operaci NA porovnána využitím Wilcoxonova dvouvýběrového testu. Analyzovaná data jsou prezentována s využitím popisné statistiky ve formě boxplotů a tabulek. Boxploty reprezentují minimum, maximum, mezikvartilové rozpětí a medián, obr. 4.1. Tímto způsobem je tedy znázorněna distribuce jednotlivých hodnocených parametrů v průběhu obou měření při všech vizuálních (otevřené a zavřené oči) a povrchových (stoj na tvrdé a měkké podložce) podmínkách. Data naměřená před a po operaci neurinomu akustiku byla analyzována pomocí metod navržených v kapitole 4.

6.1 Časová analýza

Výsledky Wilcoxonova testu pro časovou analýzu jsou uvedeny v tab. 6.1 – 6.3. Výsledky prezentované v uvedených tabulkách ukazují podobnost mezi měřeními před operací (M1) a měřeními po operaci (M2). Wilcoxonův dvouvýběrový test byl proveden na hladině významnosti $p = 0.05$. Výsledky ukazující statistickou odlišnost mezi dvěma testovanými datovými sadami jsou v tabulkách zvýrazněny. Testovanými parametry časové analýzy byly průměr, směrodatná odchylka (standard deviation, SD) a rozsah pohybu (range of motion, ROM). Časovou analýzou byla hodnocena data COP v ML a AP směru a data celkové akcelerace.

Z výsledků je patrné, že parametr průměr téměř nevykazuje signifikantní odlišnosti mezi měřeními. Z tab. 6.1 a 6.2 je patrné, že odlišení jednotlivých měření je v případě SD a ROM v některých případech možné. Při M2 FiS EC je možno toto měření odlišit téměř od všech ostatních. Využití dat akcelerace umožňuje odlišení většiny měření navzájem, což je patrné z tab. 6.3. Z celkových 28 párových testů vykazovalo statistickou odlišnost 22 párů měření při parametru SD, 21 při parametru ROM. V případě dat bylo navzájem rozdílných 13 – 16 souborů v parametrech SD a ROM.



Tabulka 6.1: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro data COP v ML směru pro časovou analýzu. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

Průměr								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,9698	0,9097	0,9698	0,9698	0,6776	0,4274	0,1212
M1 FiS EC			0,6232	0,5205	0,7337	0,9097	0,4274	0,2730
M1 FoS EO				0,9097	0,6232	0,4274	0,2413	0,1041
M1 FoS EC					0,5708	0,3847	0,2730	0,1620
M2 FiS EO						0,7913	0,6232	0,3075
M2 FiS EC							0,9097	0,6232
M2 FoS EO								0,7913
M2 FoS EC								
Směrodatná odchylka								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,0257	0,0091	0,0890	0,5205	0,0017	0,0757	0,3847
M1 FiS EC			0,0013	0,0113	0,1620	0,3075	0,0022	0,0073
M1 FoS EO				0,6776	0,0046	0,0010	0,3075	0,1405
M1 FoS EC					0,0539	0,0036	0,6776	0,4274
M2 FiS EO						0,0091	0,0173	0,1859
M2 FiS EC							0,0004	0,0004
M2 FoS EO								0,5205
M2 FoS EC								
Rozsah pohybu								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,0211	0,0046	0,1041	0,4274	0,0017	0,0757	0,2413
M1 FiS EC			0,0008	0,0113	0,1405	0,3447	0,0010	0,0028
M1 FoS EO				0,9097	0,0036	0,0004	0,2413	0,1212
M1 FoS EC					0,0376	0,0046	0,6776	0,3447
M2 FiS EO						0,0113	0,0257	0,0757
M2 FiS EC							0,0002	0,0003
M2 FoS EO								0,6776
M2 FoS EC								



Tabulka 6.2: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro data COP v AP směru pro časovou analýzu. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

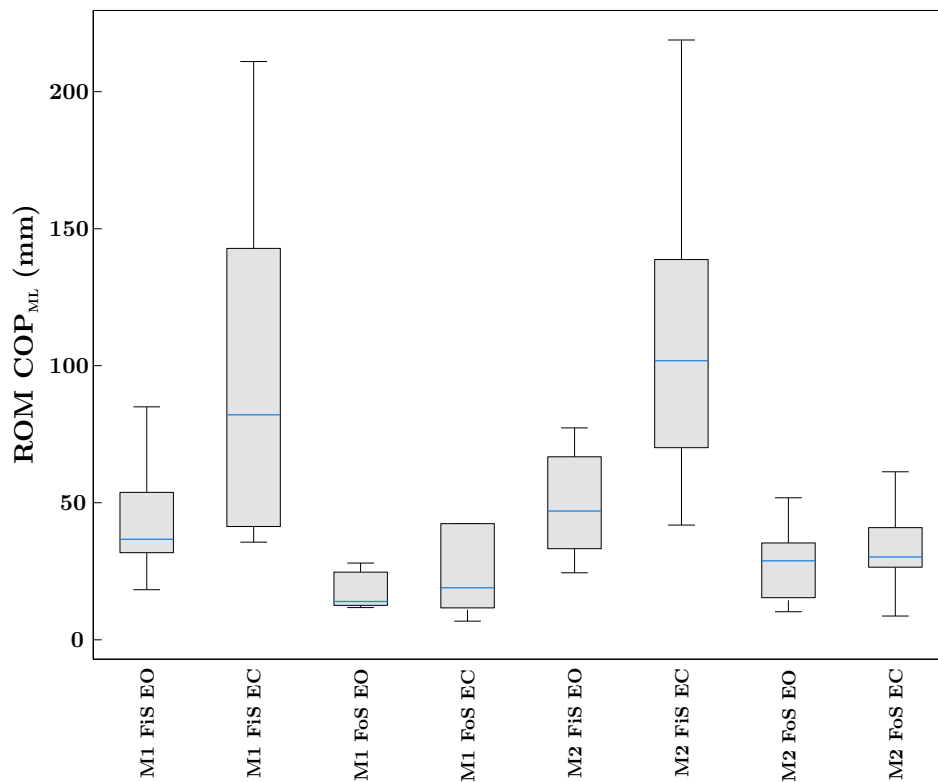
Průměr								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,2730	0,0312	0,0211	0,0757	0,0312	0,0113	0,0257
M1 FiS EC			0,0036	0,0036	0,0211	0,0046	0,0017	0,0028
M1 FoS EO				0,7913	0,4274	0,6232	0,6776	0,9097
M1 FoS EC					0,6776	0,6776	0,3847	0,6776
M2 FiS EO						0,8501	0,2730	0,6776
M2 FiS EC							0,3447	0,6776
M2 FoS EO								0,4727
M2 FoS EC								
Směrodatná odchylka								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,0091	0,1041	0,4274	0,3075	0,0013	0,2730	0,5708
M1 FiS EC			0,0013	0,0028	0,0257	0,4727	0,0022	0,0140
M1 FoS EO				0,4274	0,0211	0,0004	0,7337	0,0539
M1 FoS EC					0,1405	0,0010	0,7913	0,2730
M2 FiS EO						0,0008	0,0890	0,7913
M2 FiS EC							0,0002	0,0006
M2 FoS EO								0,1041
M2 FoS EC								
Rozsah pohybu								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,0017	0,0539	0,3447	0,2123	0,0008	0,2730	0,4274
M1 FiS EC			0,0006	0,0046	0,0046	0,3847	0,0013	0,0058
M1 FoS EO				0,4274	0,0073	0,0002	0,5708	0,0452
M1 FoS EC					0,1405	0,0010	0,7337	0,2123
M2 FiS EO						0,0008	0,0539	0,9698
M2 FiS EC							0,0002	0,0003
M2 FoS EO								0,1041
M2 FoS EC								



Tabulka 6.3: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro data akcelerace z Xsens pro časovou analýzu. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

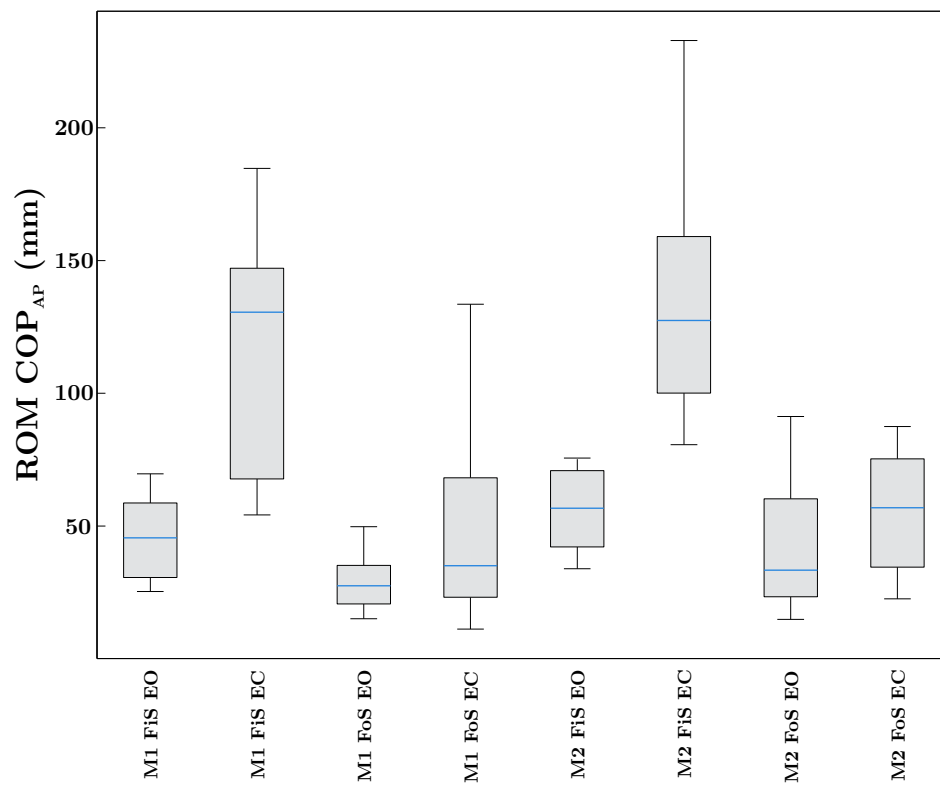
Průměr								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,9698	0,8501	0,5708	0,5708	0,6776	0,7913	0,9097
M1 FiS EC			0,7913	0,6776	0,5708	0,6232	0,7337	0,9698
M1 FoS EO				0,5205	0,4727	0,4727	0,6776	0,9097
M1 FoS EC					0,3075	0,4274	0,4727	0,8501
M2 FiS EO						0,9698	0,9786	0,5205
M2 FiS EC							0,9786	0,4727
M2 FoS EO								0,4727
M2 FoS EC								
Směrodatná odchylka								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,4274	0,0002	0,0002	0,3447	0,0113	0,0002	0,0002
M1 FiS EC			0,0006	0,0002	0,7337	0,3847	0,0004	0,0002
M1 FoS EO				0,0002	0,0002	0,0008	0,9786	0,0003
M1 FoS EC					0,0002	0,0002	0,0002	0,8501
M2 FiS EO						0,0211	0,0002	0,0002
M2 FiS EC							0,0010	0,0002
M2 FoS EO								0,0004
M2 FoS EC								
Rozsah pohybu								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,4727	0,0008	0,0002	0,2730	0,0376	0,0008	0,0002
M1 FiS EC			0,0028	0,0002	0,8501	0,3075	0,0010	0,0002
M1 FoS EO				0,0002	0,0006	0,0013	0,9097	0,0006
M1 FoS EC					0,0002	0,0002	0,0002	0,7337
M2 FiS EO						0,0890	0,0003	0,0002
M2 FiS EC							0,0010	0,0002
M2 FoS EO								0,0006
M2 FoS EC								

Distribuce parametrů v průběhu jednotlivých měření při všech podmínkách jsou uvedena v následujících boxplotech. Vzhledem k tomu, že průměr neukazoval v žádném z případů statistickou odlišnost mezi M1 a M2, není zde prezentován. Směrodatná odchylka a ROM vykazují obdobné výsledky, z tohoto důvodu je uveden pouze jeden z těchto parametrů – ROM.

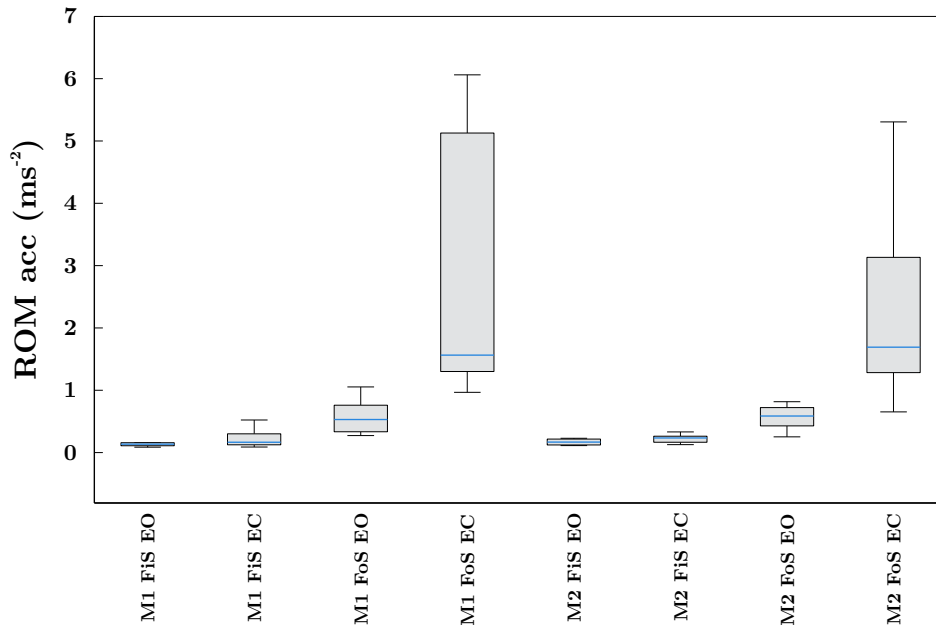


Obrázek 6.1: Distribuce parametru ROM z dat COP v ML směru prezentovaná formou boxplotu.

Z grafu na obr 6.1 je patrné, že v případě COP dat v ML směru ROM vzrostl vždy při vyřazení vizuální systému kontroly rovnováhy. Nejvyšších hodnot mediánu a IQR tento parametr nabýval v případě zavřených očí na pevné podložce, a to u obou měření – M1 a M2. Na pěnové podložce dosahoval medián i IQR parametru ROM hodnot nižších, než při měření na podložce pevné. Hodnoty mediánu byly vždy vyšší v případě měření po operaci NA. Obdobné chování bylo pozorováno také v případě AP směru, viz obr. 6.2.



Obrázek 6.2: Distribuce parametru ROM z dat COP v AP směru prezentovaná formou boxplotu.



Obrázek 6.3: Distribuce parametru ROM akcelerace získané pomocí Xsens prezentovaná formou boxplotu.

Z grafu na obr. 6.3 je patrné, že u dat akcelerace získaných pomocí Xsens dochází k výraznému nárůstu mediánu ROM v případě vyřazení proprioreceptivního systému (FoS). Ve většině případů vyřazení vizuální kontroly došlo k nárůstu mediánu ROM. Nejvýraznější nárůst mediánu a IQR nastal v případě zavřených očí a pěnové podložky. Ve všech případech došlo k nárůstu mediánu v případě M2 oproti stejným podmínkám v M1.

Z výsledků je patrné, že akcelerace vykazuje výrazné odlišnosti při měření M2 FoS EC. Takovéto chování odpovídá teoretickým předpokladům – vizuální kontrola a propriorepce jsou, mimo vestibulární systém, aparáty odpovědné za řízení rovnováhy. Výsledky z dat COP vykazují zvýšení ROM a SD (což odpovídá snížení stability) při absenci vizuální kontroly. Nejvýraznější změna však nastává na pevné podložce. To může být způsobeno např. samotnou pěnovou podložkou, která je v případě podmínek FoS aplikována na stabilometrickou plošinu. Ačkoli by podložka měla být vyrobena tak, že nebude ovlivňovat charakteristiky plošiny, na níž je vyšetření prováděno, reálně může docházet k tlumení v rámci podložky a tím k nepřesnostem v měření. Z tohoto pohledu se zdá gyro-akcelerometrický



systém jako vhodnější, protože aplikací podložky nemohou být jeho charakteristiky jakkoli ovlivněny. Dalším důvodem v odlišnostech výsledků může být, že Xsens je schopen měřit pohyb ve třech směrech, avšak plošina pouze ve dvou. Jelikož se poruchy stability u pacientů před a po operaci NA projevují také ve vertikálním směru, přináší gyro-akcelerometrický systém novou informaci.

Ačkoli analýzou akcelerace bylo možno rozlišit velkou část měření navzájem a ve všech případech došlo k nárůstu mediánu při M2 oproti M1, stejné podmínky nevykazovaly statistickou odlišnost mezi M1 a M2. Jednotlivá měření M1 a M2 v tomto případě tedy nejsou od sebe jednoznačně odlišitelná, stejně jako u dat COP. Důvodů může být více – v první řadě jsou obě měření prováděna již při zhoršené stabilitě pacientů. Z tohoto důvodu se jako vhodné jeví porovnání s kontrolní skupinou, případně delší sledování rehabilitačního procesu. Druhým problémem je samotná statistická analýza – vzorek naměřených pacientů je, díky přísným pravidlům výběru pacientům a poměrně nízké frekvenci tohoto typu operací, malý. Zároveň je třeba vzít v úvahu individualitu projevů patologického stavu u každého z pacientů.

6.2 Analýza metodami geometrických prvků

V následujících tabulkách jsou uvedeny výsledky Wilcoxonova dvouvýběrového testu, který byl proveden na hladině významnosti $p = 0.05$. Data COP byla hodnocena pomocí 2D metod, jejichž 3D obdoby byly využity k hodnocení dat z Xsens. Mezi 2D metody patří 95% konfidenční elipsa a konvexní obálka, v 3D jsou užity 95% konfidenční elipsoid a konvexní polyhedron. Data COP byla hodnocena jako statokineziogram, tedy trajektorie COP v průběhu měření. V 3D byla hodnocena akcelerace ve třech směrech a velikost úhlu ve třech osách (roll, pitch a yaw).



Tabulka 6.4: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro 2D metody – plochu 95% konfidenční elipsy a plochu konvexní obálky (COP data). Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

95% konfidenční elipsa								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,6232	0,0113	0,0006	0,4727	0,0539	0,0036	0,0008
M1 FiS EC			0,1620	0,0073	0,9698	0,2413	0,1212	0,0017
M1 FoS EO				0,0140	0,1212	0,7913	0,4727	0,0013
M1 FoS EC					0,0022	0,0140	0,0757	0,4727
M2 FiS EO						0,2123	0,0376	0,0002
M2 FiS EC							0,3447	0,0004
M2 FoS EO								0,0036
M2 FoS EC								

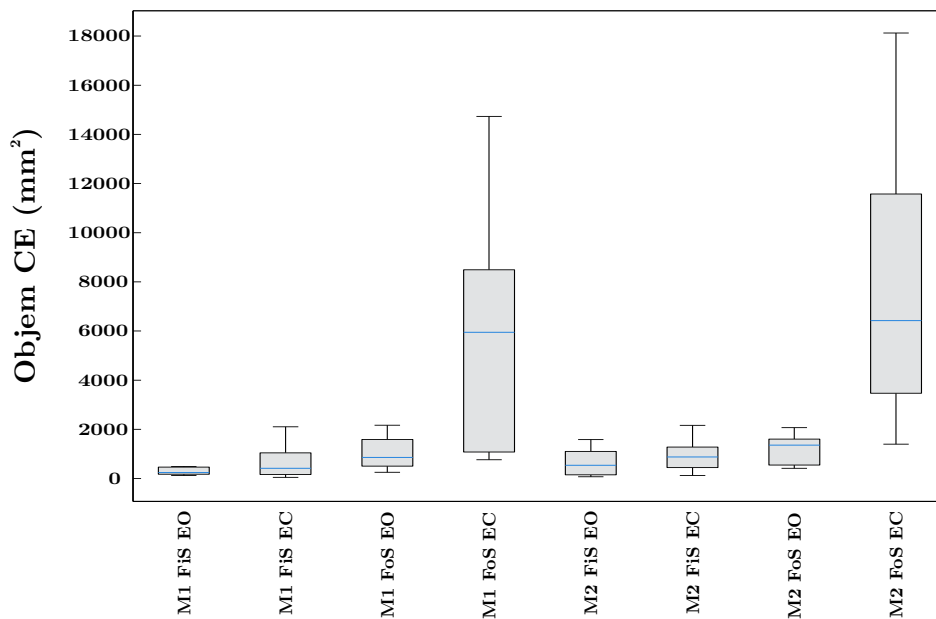
Konvexní obálka								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,6232	0,0113	0,0006	0,4727	0,0539	0,0036	0,0008
M1 FiS EC			0,1620	0,0073	0,9698	0,2413	0,1212	0,0017
M1 FoS EO				0,0140	0,1212	0,7913	0,4727	0,0013
M1 FoS EC					0,0022	0,0140	0,0757	0,4727
M2 FiS EO						0,2123	0,0376	0,0002
M2 FiS EC							0,3447	0,0004
M2 FoS EO								0,0036
M2 FoS EC								

Z tab. 6.4 je zjevné, že obě 2D metody vykazují obdobné výsledky. To je také patrné z jejich distribuce v průběhu měření uvedené na obr. 6.4 a 6.5. Každá z metod dokázala navzájem odlišit 14 z 28 testovaných párů měření.

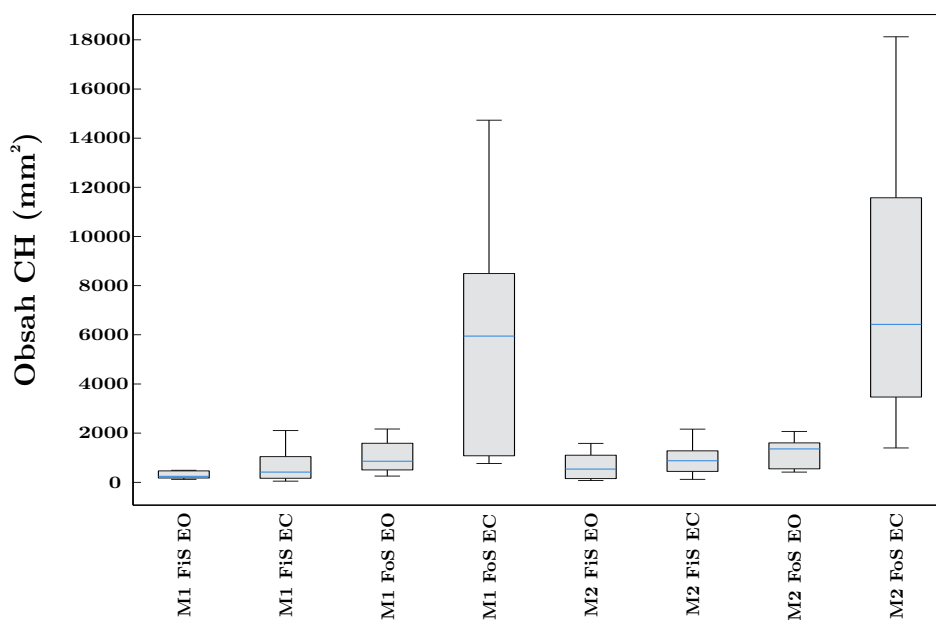
Z grafů na obr. 6.4 a 6.5 je patrné, že v obou případech je distribuce obdobná. Při absenci vizuálního rovnovážného aparátu dochází vždy k nárůstu mediánu. Na pěnové podložce došlo ve všech případech k nárůstu mediánu i IQR. Při vyřazení propriorecepce a vizuálních podmětů došlo nejvýraznějšímu nárůstu mediánu a IQR oproti ostatním podmínkám v M1 i M2. Za příslušných podmínek medián hodnot vždy při M2 vzrostl oproti M1. Nárůst byl však vždy mírný a statisticky nevýznamný, stejně jako v případě časové analýzy nelze jednoznačně



rozlišit mezi M1 a M2.



Obrázek 6.4: Distribuce obsahu 95% konfidenční elipsy prezentovaná formou boxplotu (COP data).



Obrázek 6.5: Distribuce obsahu konvexní obálky prezentovaná formou boxplotu (COP data).

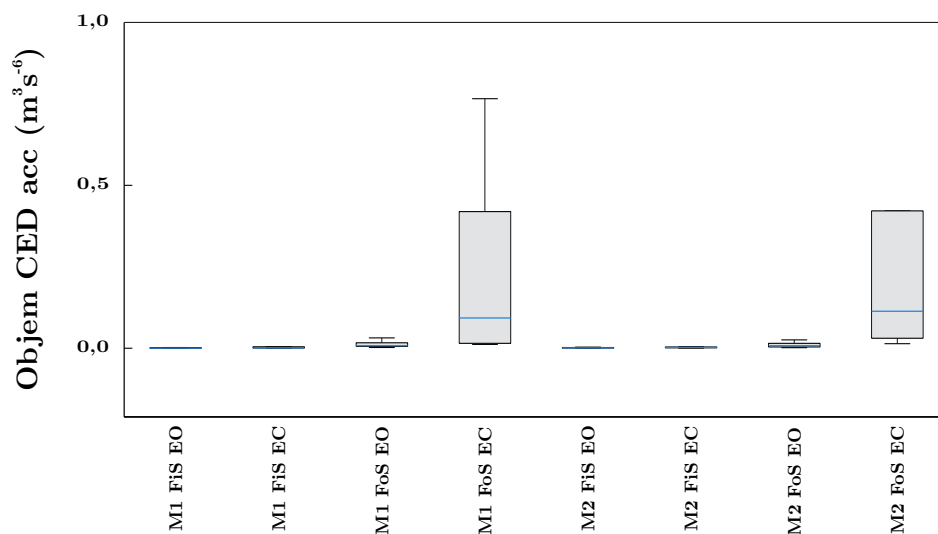


V případě akcelerace je statistická rozdílnost mezi jednotlivými testovanými páry měření vyšší, než u 2D metod (viz. tab. 6.5). Z distribuce hodnocených parametrů v průběhu měření je patrné, že v případě redukce vizuálních podmětů a propriorecepce dochází k výraznému nárůstu mediánu a IQR. V případě CP je pak IQR výrazně větší v M2 oproti M1. Rozdíl mediánů mezi M1 a M2 je však nízký a měření nejsou významně odlišná. Opět tedy není možné navzájem odlišit M1 a M2.

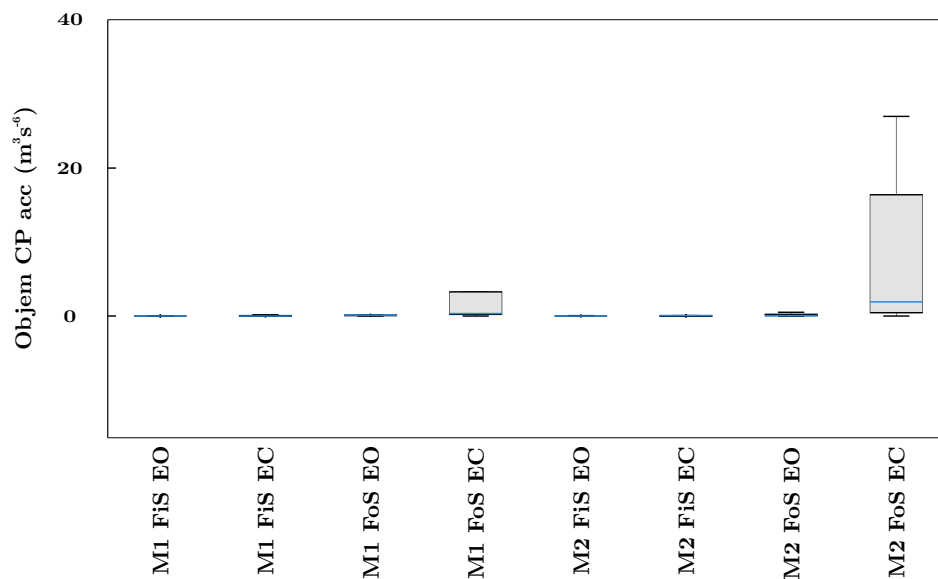
Tabulka 6.5: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro 3D metody (objem konfidenčního elipsoidu a objem konvexního polyhedronu) aplikované na akceleraci ve třech směrech. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

95% Konfidenční elipsoid								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,5708	0,0028	0,0004	0,7913	0,0640	0,0022	0,0002
M1 FiS EC			0,0046	0,0004	0,9698	0,2730	0,0113	0,0002
M1 FoS EO				0,0036	0,0036	0,0140	0,8501	0,0008
M1 FoS EC					0,0003	0,0004	0,0058	0,4274
M2 FiS EO						0,1405	0,0036	0,0002
M2 FiS EC							0,0257	0,0002
M2 FoS EO								0,0013
M2 FoS EC								

Konvexní polyhedron								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,5205	0,0140	0,0173	0,7913	0,1041	0,0113	0,0022
M1 FiS EC			0,0757	0,0376	0,9097	0,5708	0,0640	0,0028
M1 FoS EO				0,0539	0,0173	0,0640	0,9698	0,0036
M1 FoS EC					0,0173	0,0257	0,1041	0,2413
M2 FiS EO						0,2413	0,0140	0,0022
M2 FiS EC							0,0376	0,0022
M2 FoS EO								0,0073
M2 FoS EC								



Obrázek 6.6: Distribuce obsahu 95% konfidenčního elipsoidu dat akcelerace ve třech směrech prezentovaná formou boxplotu.



Obrázek 6.7: Distribuce obsahu konvexního polyhedronu dat akcelerace ve třech směrech prezentovaná formou boxplotu.

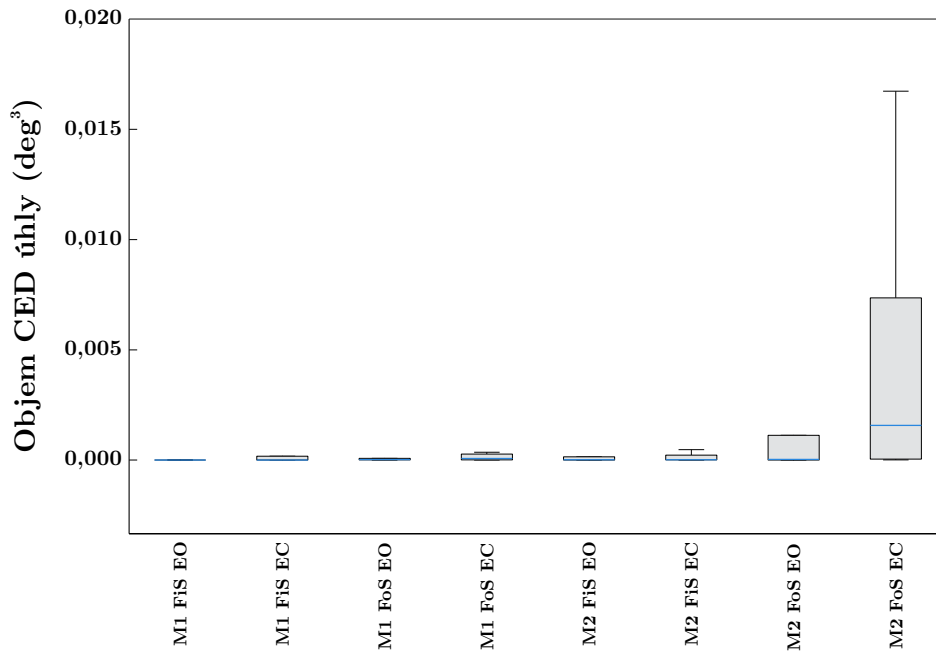


Tabulka 6.6: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro 3D metody (objem konfidenčního elipsoidu a objem konvexního polyhedronu) aplikované na úhly ve třech směrech. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

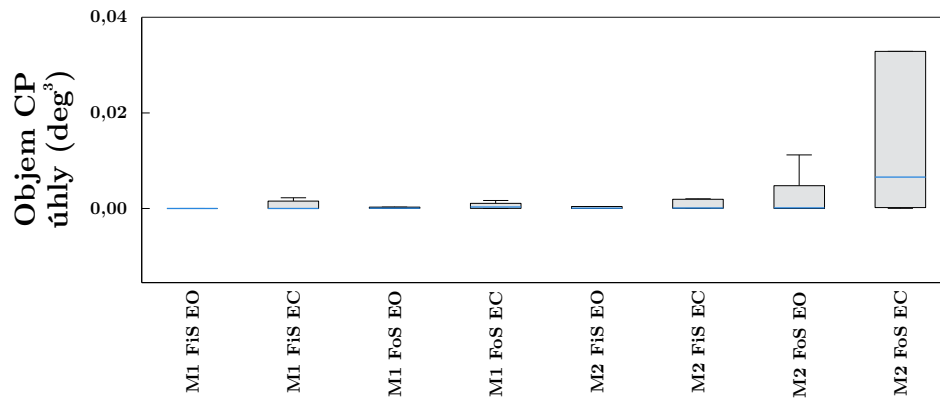
95% Konfidenční elipsoid								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,6232	0,0173	0,0257	0,2123	0,1859	0,0211	0,0058
M1 FiS EC			0,1405	0,1859	0,7337	0,4274	0,1620	0,0211
M1 FoS EO				0,9097	0,5708	0,7913	0,9699	0,0257
M1 FoS EC					0,3847	0,7913	0,9698	0,1041
M2 FiS EO						0,7337	0,5205	0,0452
M2 FiS EC							0,6776	0,0539
M2 FoS EO								0,0757
M2 FoS EC								

Konvexní polyhedron								
	M1 FiS	M1 FiS	M1 FoS	M1 FoS	M2 FiS	M2 FiS	M2 FoS	M2 FoS
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
M1 FiS EO		0,5205	0,0173	0,0173	0,2123	0,1859	0,0140	0,0036
M1 FiS EC			0,1859	0,1620	0,6776	0,5205	0,1405	0,0140
M1 FoS EO				0,4727	0,4727	0,9097	0,9097	0,0173
M1 FoS EC					0,3075	0,6776	0,7337	0,1405
M2 FiS EO						0,7913	0,3847	0,0140
M2 FiS EC							0,6776	0,0376
M2 FoS EO								0,0539
M2 FoS EC								

V případě metody geometrických prvků byly hodnoceny také úhly v jednotlivých směrech pomocí 3D metod. Z tab. 6.6 je patrné, že odlišitelnost jednotlivých testovaných párů je nízká. Distribuce parametrů uvedená na obr. 6.6 a 6.8 je odlišná od distribuce pro akceleraci nebo 2D metody. Výrazný nárůst nastává pouze při M2 FoS EC, kde je předpokládán. V případě M1 FoS EC však nárůst nenastává. Lze tedy předpokládat, že hodnocení akcelerace pro kvantifikaci stability je vhodnější, než hodnocení úhlů.



Obrázek 6.8: Distribuce obsahu 95% konfidenčního elipsoidu dat úhlů ve třech směrech prezentovaná formou boxplotu.



Obrázek 6.9: Distribuce obsahu konvexního polyhedronu dat úhlů ve třech směrech prezentovaná formou boxplotu.

Z uvedených výsledků lze usuzovat na významnou roli propriorepce a vizuální kontroly při snaze pacienta udržet rovnováhu. Všechny analýzy ukazují výraznou změnu právě při podmínkách s redukovánými podmínky k řízení stability. Takovýto jev byl očekáván na základě teoretických poznatků o aparátech řízení rovnováhy. Při analýze v časové oblasti



bylo zhoršení rovnováhy pozorováno při stejných podmínkách pouze na datech akcelerace. Je patrné, že časová analýza dat COP podává výrazně horší výsledky než analýza metodami geometrických prvků. Zároveň je zřejmé, že data akcelerace z Xsens podávají ve všech případech předpokládané výsledky a jsou tedy vhodná k hodnocení stability.

6.3 Analýza ve frekvenční oblasti

V níže uvedených tabulkách jsou zapsány výsledky Wilcoxonova testu pro jednotlivá analyzovaná data. V rámci frekvenční analýzy byla počítána % plocha výkonového spektra, tzv. %PSD. PSD byla spočtena pro 3 frekvenční pásma. První pásmo (0,1 - 3 2,4 Hz) převažuje u zdravých subjektů, zbylá pásma se projevují zejména u pacientů s poruchami stability. Hodnocena byla data COP a AP a ML směru a data celkové akcelerace.

Z tab. 6.7 – 6.9 je zřejmé, že data COP měla výrazně nižší schopnost rozlišit jednotlivé testované páry dat, než data akcelerace. Ačkoli v datech akcelerace bylo možné rozlišit většinu testovaných dat navzájem, opět není možné jednoznačně rozlišit mezi M1 a M2, protože tyto páry dat nevykazovaly statistické odlišnosti.

Pro COP data bylo dominantní první frekvenční pásmo (0,1 – 2,4 Hz), viz tab. 6.10. Hodnoty v dalších dvou pásmech jsou v případě COP dat zanedbatelné. Naopak data akcelerace vykazují dominanci ve vysokofrekvenčním pásmu (3,5 – 8,0 Hz). Z výsledků je zřejmé, že u obou měření dochází se zvýšenou náročností úkolů k mírnému poklesu % PSD v pásmu 3,5 – 8,0 Hz a mírnému nárůstu v pásmu 2,4 – 3,5 Hz. Právě v těchto dvou pásmech jsou navzájem odlišovány pacienti s poruchami stability od zdravé populace. Výsledky tedy odpovídají teoretickým předpokladům, tj. dominance ve vyšších frekvencích.



Tabulka 6.7: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro data COP v ML směru pro frekvenční analýzu. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

Frekvenční pásmo 0,1 – 2,4 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0173	0,0046	0,0452	0,5205	0,0013	0,0640	0,2413
M1 FiS EC			0,0006	0,0022	0,0640	0,1620	0,0006	0,0022
M1 FoS EO				0,7913	0,0017	0,0002	0,2730	0,0757
M1 FoS EC					0,0312	0,0010	0,5708	0,2123
M2 FiS EO						0,0058	0,0173	0,1041
M2 FiS EC							0,0002	0,0003
M2 FoS EO								0,5205
M2 FoS EC								

Frekvenční pásmo 2,4 – 3,5 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0013	0,0173	0,2730	0,2730	0,0006	0,0113	0,4727
M1 FiS EC			0,0002	0,0036	0,0058	0,3447	0,0002	0,0006
M1 FoS EO				0,2730	0,0036	0,0002	0,5205	0,0757
M1 FoS EC					0,1212	0,0010	0,4274	0,7913
M2 FiS EO						0,0022	0,0036	0,1405
M2 FiS EC							0,0002	0,0002
M2 FoS EO								0,1405
M2 FoS EC								

Frekvenční pásmo 3,5 – 8,0 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0013	0,0452	0,6232	0,7337	0,0013	0,0211	0,3447
M1 FiS EC			0,0003	0,0036	0,0058	0,9698	0,0002	0,0013
M1 FoS EO				0,1859	0,0376	0,0004	0,7337	0,2123
M1 FoS EC					0,3447	0,0028	0,2730	0,9097
M2 FiS EO						0,0046	0,0113	0,2730
M2 FiS EC							0,0002	0,0010
M2 FoS EO								0,1859
M2 FoS EC								

Frekvenční pásmo 0,1 – 8,0 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0173	0,0046	0,0452	0,5205	0,0013	0,0640	0,2730
M1 FiS EC			0,0006	0,0017	0,0640	0,1620	0,0006	0,0022
M1 FoS EO				0,7337	0,0017	0,0002	0,2730	0,0757
M1 FoS EC					0,0312	0,0010	0,5708	0,2123
M2 FiS EO						0,0058	0,0173	0,1041
M2 FiS EC							0,0002	0,0003
M2 FoS EO								0,5205
M2 FoS EC								



Tabulka 6.8: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro data COP v AP směru pro frekvenční analýzu. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

Frekvenční pásmo 0,1 – 2,4 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0046	0,0140	0,3075	0,4274	0,0013	0,1212	0,6232
M1 FiS EC			0,0004	0,0028	0,0091	0,6232	0,0006	0,0028
M1 FoS EO				0,1620	0,0036	0,0002	0,6232	0,0073
M1 FoS EC					0,1212	0,0003	0,6232	0,2123
M2 FiS EO						0,0004	0,0312	0,9097
M2 FiS EC							0,0002	0,0004
M2 FoS EO								0,1041
M2 FoS EC								

Frekvenční pásmo 2,4 – 3,5 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0003	0,0312	0,2413	0,9698	0,0002	0,0113	0,2413
M1 FiS EC			0,0002	0,0013	0,0022	0,4727	0,0002	0,0004
M1 FoS EO				0,4274	0,0211	0,0002	0,9698	0,1405
M1 FoS EC					0,0757	0,0004	0,2413	0,2413
M2 FiS EO						0,0006	0,0046	0,1405
M2 FiS EC							0,0002	0,0002
M2 FoS EO								0,0257
M2 FoS EC								

Frekvenční pásmo 3,5 – 8,0 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0013	0,1620	0,1620	0,7337	0,0004	0,0058	0,1859
M1 FiS EC			0,0010	0,0013	0,0022	0,9698	0,0002	0,0008
M1 FoS EO				0,7337	0,3847	0,0006	0,8501	0,3447
M1 FoS EC					0,3847	0,0013	0,4727	0,4274
M2 FiS EO						0,0008	0,0640	0,9097
M2 FiS EC							0,0002	0,0004
M2 FoS EO								0,1212
M2 FoS EC								

Frekvenční pásmo 0,1 – 8,0 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0036	0,0140	0,3075	0,4274	0,0013	0,1212	0,6776
M1 FiS EC			0,0004	0,0028	0,0091	0,7337	0,0006	0,0028
M1 FoS EO				0,1620	0,0036	0,0002	0,6232	0,0073
M1 FoS EC					0,1212	0,0003	0,6232	0,2123
M2 FiS EO						0,0004	0,0312	0,9097
M2 FiS EC							0,0002	0,0004
M2 FoS EO								0,1041
M2 FoS EC								



Tabulka 6.9: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro data výsledné akcelerace z Xsens pro frekvenční analýzu. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

Frekvenční pásmo 0,1 – 2,4 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,5708	0,0002	0,0002	0,3075	0,0452	0,0003	0,0002
M1 FiS EC			0,0091	0,0002	0,3447	0,2413	0,0017	0,0002
M1 FoS EO				0,0006	0,0028	0,0312	0,2413	0,0002
M1 FoS EC					0,0003	0,0008	0,0036	0,3075
M2 FiS EO						0,1405	0,0022	0,0002
M2 FiS EC							0,0058	0,0004
M2 FoS EO								0,0008
M2 FoS EC								

Frekvenční pásmo 2,4 – 3,5 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,4727	0,0002	0,0002	0,7337	0,0757	0,0002	0,0002
M1 FiS EC			0,0008	0,0002	0,8501	0,3847	0,0004	0,0002
M1 FoS EO				0,0010	0,0003	0,0004	0,6776	0,0003
M1 FoS EC					0,0002	0,0002	0,0010	0,8501
M2 FiS EO						0,0890	0,0002	0,0002
M2 FiS EC							0,0003	0,0002
M2 FoS EO								0,0004
M2 FoS EC								

Frekvenční pásmo 3,5 – 8,0 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,3847	0,0002	0,0002	0,2730	0,0140	0,0002	0,0002
M1 FiS EC			0,0003	0,0002	0,6776	0,5205	0,0006	0,0002
M1 FoS EO				0,0002	0,0002	0,0002	0,4727	0,0008
M1 FoS EC					0,0002	0,0002	0,0002	0,6232
M2 FiS EO						0,0757	0,0002	0,0002
M2 FiS EC							0,0004	0,0002
M2 FoS EO								0,0003
M2 FoS EC								

Frekvenční pásmo 0,1 – 8,0 Hz								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,3447	0,0002	0,0002	0,2730	0,0113	0,0002	0,0002
M1 FiS EC			0,0002	0,0002	0,6232	0,3075	0,0002	0,0002
M1 FoS EO				0,0002	0,0002	0,0008	0,9097	0,0004
M1 FoS EC					0,0002	0,0002	0,0002	0,8501
M2 FiS EO						0,0640	0,0002	0,0002
M2 FiS EC							0,0010	0,0002
M2 FoS EO								0,0004
M2 FoS EC								



Tabulka 6.10: Mediány PSD (%) pro jednotlivá frekvenční pásma.

	Medián PSD (%) – COP v ML směru		
	0,1 – 2,4 Hz	2,4 – 3,5 Hz	3,5 – 8,0 Hz
M1 FiS EO	99,6862	0,1838	0,1259
M1 FiS EC	99,2866	0,4387	0,2666
M1 FoS EO	99,6506	0,1869	0,1707
M1 FoS EC	99,2354	0,4194	0,3451
M2 FiS EO	99,7349	0,1545	0,0946
M2 FiS EC	99,4722	0,3581	0,1586
M2 FoS EO	99,5923	0,2061	0,1531
M2 FoS EC	99,6009	0,2301	0,1584
	Medián PSD (%) – COP v AL směru		
	0,1 – 2,4 Hz	2,4 – 3,5 Hz	3,5 – 8,0 Hz
M1 FiS EO	99,1353	0,5272	0,3116
M1 FiS EC	98,9037	0,7219	0,3203
M1 FoS EO	98,7671	0,5898	0,6170
M1 FoS EC	99,3536	0,4079	0,2766
M2 FiS EO	99,3215	0,5088	0,2152
M2 FiS EC	98,8291	0,9405	0,1781
M2 FoS EO	99,4189	0,3905	0,2225
M2 FoS EC	99,5222	0,3348	0,1430
	Medián PSD (%) – celková akcelerace		
	0,1 – 2,4 Hz	2,4 – 3,5 Hz	3,5 – 8,0 Hz
M1 FiS EO	12,7233	12,4718	74,9788
M1 FiS EC	11,9355	12,7237	72,6846
M1 FoS EO	9,1705	19,6026	72,3443
M1 FoS EC	5,7831	36,2195	55,1212
M2 FiS EO	18,3520	10,8016	72,8984
M2 FiS EC	17,7713	10,1988	70,8275
M2 FoS EO	15,0552	21,1783	62,1673
M2 FoS EC	11,0243	31,9021	52,8028

Data COP vykazovala silnou dominanci v nízkofrekvenčním pásmu 0,1 – 2,4 Hz. Výsledky frekvenční analýzy se při změně podmínek příliš nelišily a tedy z nich nelze usuzovat žádné závěry. Celková akcelerace byla dominantní ve vysokofrekvenčním pásmu 3,5 – 8,0 Hz. Při ztížení podmínek docházelo k nárůstu %PSD ve středním pásmu 2,4 – 3,5 Hz. Samotné zavření očí nezpůsobilo výraznou změnu, absence propriorepce způsobila výrazný nárůst mediánu %PSD v tomto pásmu. Nejvýraznější změna mediánu byla zaznamenána



v případě absence vizuální kontroly a propriorecepce.

Metoda frekvenční analýzy začíná být zaváděna k rozpoznání jednotlivých neurologických onemocnění, které mají charakteristický třes. Je zřejmé, že měření akcelerace u pacientů s NA vykazuje dominanci v pásmu 3,5 – 8,0 Hz, avšak při absenci vizuální kontroly a propriorecepce dochází k výraznému nárůstu výkonu v pásmu 2,4 – 3,5 Hz. Lze tedy tušit, že charakteristický třes pro pacienty s NA by se mohl vyskytovat v tomto pásmu. Pro potvrzení této hypotézy by však bylo třeba proměření většího souboru pacientů a naměření kontrolní skupiny.

6.4 Rekurentní analýza

Výstupem RQA bylo 11 parametrů pro každou datovou sadu. V tabulkách níže jsou uvedeny výsledky, které nejlépe rozlišily jednotlivé testované páry dat. Ve výsledcích je uvedena pouze analýza celkové akcelerace. V případě COP dat nebyly nalezeny signifikantní rozdíly mezi datovými soubory. Ačkoli se již dříve několik studií zabývalo analýzou dat COP a ohledně výběru prahu existují jistá doporučení (volba takového prahu, aby RR byla nízká, tj. v hodnotách 1 – 5 %), těchto studií je málo a doporučení nejsou příliš konkrétní (limitací těchto studií je také malá skupina testovaných subjektů). Využití prahu jako fixního procenta RR nebylo při analýze stability nikdy využito (toto nastavení se v praxi využívá zejména u dat srdeční frekvence), jeho vhodná volba je otázkou dalších studií. Lze předpokládat, že výsledky RQA pro data COP byly negativně ovlivněny výběrem prahu.

Jako práh bylo zvoleno fixní procento rekurentních bodů, které bylo určeno pro každou datovou sadu individuálně s využitím Tagushiho ztrátové funkce dle parametrů DET a LAM. Z těchto prahů pak byla provedena analýza pro čtyři případy:

- Práh byl pro každou datovou sadu individuální.
- Za daných podmínek byla volena maximální hodnota prahu ze všech individuálních hodnot pro tyto podmínky.
- Za daných podmínek byla volena minimální hodnota prahu ze všech individuálních



hodnot pro tyto podmínky.

- Za daných podmínek byl volen medián ze všech individuálních hodnot prahů pro tyto podmínky.

Z těchto čtyř možností byla vyřazena možnost poslední – medián individuálních prahů pro každé měření, jako metoda, která nerozlišila data navzájem a jejíž výsledky neodpovídaly výsledkům předchozích metod.

Tabulka 6.11: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro data výsledné akcelerace z Xsens pro rekurentní analýzu s prahem fixní RR dle parametru DET. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

Ratio - individuální RR dle DET								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,6776	0,0890	0,0028	0,9698	0,9698	0,2413	0,0017
M1 FiS EC			0,0376	0,0036	0,5205	0,4274	0,1041	0,0008
M1 FoS EO				0,1041	0,0640	0,1212	0,6232	0,0113
M1 FoS EC					0,0028	0,0113	0,0312	0,1859
M2 FiS EO						0,7913	0,1620	0,0010
M2 FiS EC							0,2730	0,0010
M2 FoS EO								0,0028
M2 FoS EC								

Ratio - minimální RR dle DET								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,1859	0,0002	0,0002	0,2730	0,0376	0,0002	0,0002
M1 FiS EC			0,0013	0,0004	0,0211	0,7337	0,0010	0,0002
M1 FoS EO				0,2123	0,0004	0,0010	0,4727	0,0312
M1 FoS EC					0,0003	0,0003	0,0539	0,3447
M2 FiS EO						0,1405	0,0003	0,0002
M2 FiS EC							0,0010	0,0002
M2 FoS EO								0,0028
M2 FoS EC								

Ratio - maximální RR dle DET								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,6232	0,0028	0,0058	0,2730	0,8501	0,0028	0,0046
M1 FiS EC			0,0022	0,0058	0,2413	0,8501	0,0028	0,0058
M1 FoS EO				0,1405	0,0036	0,0073	0,8501	0,5708
M1 FoS EC					0,0046	0,0073	0,2123	0,4274
M2 FiS EO						0,7913	0,0028	0,0073
M2 FiS EC							0,0036	0,0113
M2 FoS EO								0,7337
M2 FoS EC								



Tabulka 6.12: Výsledky Wilcoxonova testu (hladina významnosti $p = 0.05$) pro data výsledné akcelerace z Xsens pro rekurentní analýzu s prahem fixní RR dle parametru LAM. Vyznačené hodnoty označují statisticky odlišná měření.

Ratio - individuální RR dle LAM								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0757	0,0073	0,0002	0,9698	0,1620	0,0028	0,0002
M1 FiS EC			0,6232	0,0028	0,4274	0,8501	0,3447	0,0008
M1 FoS EO				0,0046	0,0091	0,1212	0,5205	0,0017
M1 FoS EC					0,0002	0,0008	0,0036	0,2730
M2 FiS EO						0,1859	0,0046	0,0002
M2 FiS EC							0,0640	0,0003
M2 FoS EO								0,0013
M2 FoS EC								

Ratio - minimální RR dle DET								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,1859	0,0002	0,0002	0,2730	0,0376	0,0002	0,0002
M1 FiS EC			0,0013	0,0004	0,0211	0,7337	0,0010	0,0002
M1 FoS EO				0,2123	0,0004	0,0010	0,4727	0,0312
M1 FoS EC					0,0003	0,0003	0,0539	0,3447
M2 FiS EO						0,1405	0,0003	0,0002
M2 FiS EC							0,0010	0,0002
M2 FoS EO								0,0028
M2 FoS EC								

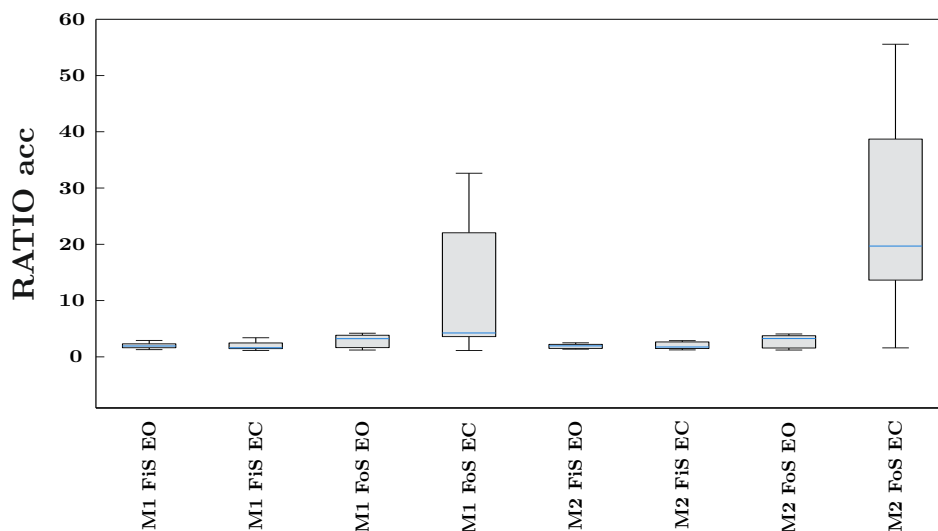
Ratio - maximální RR dle DET								
	M1 FiS EO	M1 FiS EC	M1 FoS EO	M1 FoS EC	M2 FiS EO	M2 FiS EC	M2 FoS EO	M2 FoS EC
M1 FiS EO		0,0113	0,0017	0,0452	0,3847	0,0376	0,0010	0,4727
M1 FiS EC			0,1041	0,0006	0,0113	0,5708	0,2730	0,0022
M1 FoS EO				0,0003	0,0036	0,0452	0,3075	0,0010
M1 FoS EC					0,0376	0,0010	0,0002	0,1405
M2 FiS EO						0,0640	0,0046	0,1620
M2 FiS EC							0,1212	0,0140
M2 FoS EO								0,0003
M2 FoS EC								

V tabulkách 6.11 a 6.12 je uveden parametr RATIO, který nejlépe odlišil datové sady navzájem a při hodnocení stability je užíván. Je zřejmé, že nejlepší výsledky byly



při individuálním a maximálním prahu, nehledě na to, podle kterého parametru (LAM, DET) byl vybírán. Ačkoli při těchto nastaveních byla odlišena většina měření navzájem, opět nebyly nalezeny signifikantní rozdíly mezi M1 a M2. Lze tedy předpokládat, že na základě hodnocení stability pacientů před a krátce po operaci NA nelze tato dvě měření s jistotou odlišit. Jedním z důvodů může být, že pacienti před operací již trpí jistou poruchou rovnováhy.

Distribuce parametru RATIO byla ve všech případech uvedených v tabulkách výše sledovala obdobný trend, proto je jako modelová vybrána jedna, která je uvedena na obr. 6.10. Z grafu je patrné, že při absenci vizuální kontroly a propriorepce dochází, zejména v případě M2, k výraznému nárůstu mediánu. Ačkoli v případě podmínek FoS EC nebyly mezi daty nalezeny signifikantní rozdíly, je zřejmé, že medián je přibližně pětinasobně vyšší v případě M2. Jisté odlišení M1 a M2 je tedy možné.



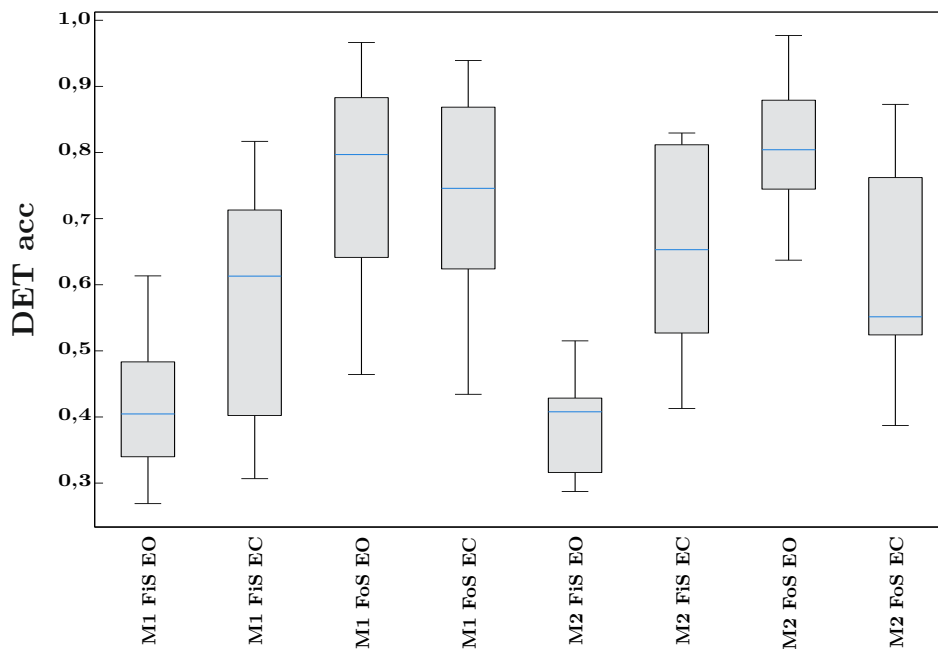
Obrázek 6.10: Distribuce parametru RATIO pro celkovou akceleraci prezentovaná formou boxplotu s prahem fixní RR dle parametru DET.

Distribuce parametru RATIO ukazuje jeho nárůst který může být způsoben

- nárůstem determinismu,
- poklesem RR.



Z distribuce DET v obr. 6.11 je zřejmé, že determinismus postupně narůstal, jeho pokles nastal až při FoS EC. Při těchto podmínkách došlo k výraznému poklesu RR oproti podmínkám ostatním. Pohyby vykonávané pacientem k udržení stability se při absenci vizuální kontroly a propriorecepce staly méně deterministickými a snížila se RR, což je projev nestability.



Obrázek 6.11: Distribuce parametru DET pro celkovou akceleraci prezentovaná formou boxplotu s prahem fixní RR dle parametru DET.

Nárůst determinismu při stížených podmínkách byl pozorován již v dřívějších pracích [74]. Pravděpodobně je dán mechanismem řízení stability, který se snaží zabránit pádu. Samotné řízení stability je však komplexní a komplikovaná záležitost a jeho analýza v kombinaci s RQA není příliš prozkoumána. Z výsledků však lze vyvodit, že do určitého bodu jsou vykonávány kompenzační pohyby za účelem udržení rovnováhy. S délkou měření se determinismus, díky adaptaci pacienta na měření, zvyšuje. Při absenci všech podmětů k řízení rovnováhy (poškození vestibulárního systému v kombinaci s absencí vizuálního řízení a propriorecepce) dochází ke snížení determinismu a pohyby začínají být chaotické.



6.5 Shrnutí kapitoly

Z tradičních metod kvantifikace stability byla využita časová analýza a analýza metodami geometrických prvků. V časové analýze byly využity 3 parametry – průměr, směrodatná odchylka (SD) a rozsah pohybu (ROM). Výsledky ukazují, že průměr není schopen rozlišit téměř žádná z měření navzájem, proto se nezdá jako vhodný ke kvantifikaci stability. SD a ROM odlišily jednotlivé skupiny dat podobným způsobem. Z dat COP bylo možné odlišit přibližně polovinu měření navzájem, mezi M1 a M2 nebyl nalezen signifikantní rozdíl pro všechny podmínky. V případě dat akcelerace byla odlišena většina měření navzájem, avšak M1 a M2 odlišitelné nebylo. Přesto však tyto výsledky naznačují, že akcelerace může být použita pro hodnocení stability [75].

Z metod geometrických prvků byly využity 2D metody (CE, CH) na data COP, 3D metody (CED, CP) data z Xsens (akcelerace, úhly). Je zřejmé, že 2D metody ukazují výrazně odlišný průběh distribuce parametrů, než časová analýza COP dat. Zmíněná distribuce je bližší distribuci akcelerace a lépe odpovídá teoretickým předpokladům [76]. Z těchto důvodů lze soudit, že časová analýza dat COP není příliš přínosným kvantifikátorem stability. Metody užití pro data akcelerace, tedy 3D metody, vykazovaly nárůst mediánu sledovaných parametrů při absenci vizuální kontroly a propriorecepce, což je v souladu s teoretickými předpoklady [76]. Parametry vycházející s 3D hodnocení úhlů zaznamenaly nárůst pouze v případě posledních podmínek M2, nikoli u M1. Využití akcelerace se tedy zdá být vhodnější. Mediány parametrů byly obecně v případě M1 a M2 blízké, tato měření nebylo možno navzájem odlišit pomocí Wilcoxonova dvouvýběrového testu.

Data COP vykazovala silnou dominanci v nízkofrekvenčním pásmu (0,1 – 2,4 Hz), které je typické pro zdravé subjekty [47]. Zbylá dvě pásma byla zanedbatelná. Naopak u celkové akcelerace bylo dominantní vysokofrekvenční pásmo (3,5 – 8,0 Hz). Při ztěžování podmínek (tj. zavřené oči, měkká podložka) docházelo k postupnému nárůstu výkonu ve středním frekvenčním pásmu (2,4 – 3,5 Hz). Výrazný nárůst byl zaznamenán



při znemožnění propriorecepce (měkká podložka), maximálního výkonu ve středním pásmu akcelerace dosáhla při stoji se zavřenými očima na měkké podložce. Wilcoxonovým testem nebyly nalezeny signifikantní rozdíly mezi M1 a M2.

Rekurentní analýza COP dat nedokázala v žádném parametru odlišit navzájem mezi jakýmkoli dvěma měřeními. Vzhledem k tomu, že vhodná volba prahu není stále příliš prozkoumána, je možné, že právě volba tohoto vstupního parametru negativně ovlivnila výsledky analýzy. Celková akcelerace byla nejlépe odlišena na základě parametru RATIO, který udává poměr mezi determinismem a mírou rekurence. Při absenci propriorepce a vizuální kontroly došlo k výraznému nárůstu mediánu parametru RATIO, zejména v M2. Determinismus měl rostoucí trend až do chvíle, kdy došlo ke ztrátě vizuální kontroly a propriorepce, při těchto podmínkách došlo k jeho významnému poklesu. Stejně jako v předchozích analýzách nebylo možné rozlišit mezi M1 a M2, ačkoli je zjevné, že u M2 došlo k daleko výraznějšímu poklesu tohoto parametru, než v případě M1.

Jednotlivé výsledky ukazují, že data COP jsou obecně méně vhodná ke kvantifikaci stability, neboť jejich schopnost rozlišit mezi jednotlivými měřeními byla nižší. Naopak data akcelerace dokázala ve všech případech odlišit mezi jednotlivými testovanými páry dat více těchto párů navzájem. Data akcelerace přinášejí, na rozdíl od COP dat, novou informaci ohledně chování systému, neboť reprezentují pohyb ve všech třech směrech, v nichž je lidský pohyb prováděn. Zároveň nedochází k ovlivnění měření, ke kterému může v případě stabilometrické plošiny docházet při aplikaci měkké pěnové podložky. Volba analýzy akcelerace jako celku předchází vzniku chyb způsobených nesprávným natočením senzoru v průběhu měření, které by ovlivnilo akceleraci v jednotlivých směrech a při analýze akcelerace v samostatných směrech by bylo třeba převést data do jiného souřadného systému.

Z výsledků je patrný výrazný vliv vizuální kontroly a propriorepce u pacientů se sníženou funkcí vestibulárního systému. Ve většině případů (výjimku tvoří COP data analyzovaná v časové oblasti) docházelo k výraznému nárůstu (příp. poklesu, dle typu analýzy) parametrů



jednotlivých metod při stožení se zavřenými očima na měkké podložce. Toto chování je předpokládáno a lze soudit, že výsledky analýzy jsou správné. Samotné odlišení mezi M1 a M2 bylo v případě této práce problematické – ačkoli zejména u RQA došlo k výrazné změně mediánu parametrů RATIO a DET za výše zmíněných podmínek, změna nebyla statisticky signifikantní. Možným důvodem je, že pacienti měli problémy se stabilitou v M1 i M2, což komplikuje rozlišení těchto dvou skupin měření. Pro lepší verifikaci metod by bylo vhodné proměření kontrolní skupiny, které bylo plánováno i pro účely této práce, ale souhrnem několika nepříznivých skutečností nemohlo být realizováno.

Rekurentní analýza však i v tomto případě poskytla cenné informace ohledně stability. Nárůst determinismu při absenci vizuální kontroly byl pozorován již v dřívějších studiích [74] a obecně je tento parametr sledován jako vhodný k hodnocení stability pacientů s vestibulární poruchou [56, 58]. Tento nárůst může být chápán jako snaha těla udržet rovnováhu – snižování podmětů k řízení stability vede ke korekčním pohybům, které jsou pravidelné. Při absenci všech řídicích systémů, tj. s redukovánými vizuálními podmínkami, redukovanou propriocepcí a sníženou vestibulární funkcí, nedostává mozek potřebné podmínky o poloze těla vůči okolí a dochází ke ztrátě stability vedoucí k chaotickým pohybům.

Ačkoli byla studie provedena na malém patientském vzorku a větší skupina subjektů by umožnila lepší porovnání výsledků, přináší i tato práce cenné informace. Celkově lze říci, že nově navržené metody analýzy posturální stability mají velký potenciál poskytnout lepší náhled na řízení stability. Frekvenční analýza umožňuje určit charakteristické třesy pro dané onemocnění (projevuje-li se onemocnění charakteristickým třesem). U pacientů s NA byl s narůstající obtížností úkolu sledován posun výkonu do středního frekvenčního pásma (2,4 – 3,5 Hz), lze tušit, že charakteristický třes by se mohl vyskytovat v tomto pásmu, avšak pro potvrzení by byla třeba větší patientská skupina a skupina kontrolní. Rekurentní analýza nabízí náhled do řízení stability, které zatím není přesně známé [74]. Data z gyroakcelerometrického systému pak přidávají informaci o pohybu ve vertikálním směru a pohyb těla je hodnocen komplexně v 3D prostoru.



7 Závěr

V této práci bylo provedeno měření stability s využitím stabilometrické plošiny Synapsys (SPS) a gyroakcelerometrického systému Xsens – Xbus Kit. Subjekty byly pacienti s neuronimennou akustikou, jejichž měření probíhalo před a po operaci ve FN Motol. Každé měření bylo složeno ze čtyř úloh – stoj na pevné podložce s otevřenými očima, stoj na pevné podložce se zavřenými očima, stoj na měkké podložce s otevřenými očima a stoj na měkké podložce se zavřenými očima. Tímto způsobem byla postupně redukována vizuální kontrola a propriorecepce, jako aparáty sloužící k řízení rovnováhy.

Ke kvantifikaci stability byly navrženy nové metody hodnocení dat získaných systémem SPS (COP data) a Xsens (akcelerace, úhly). Metody byly navrženy na základě limitací tradičních postupů hodnocení stability, tj. analýza předpokládající stacionaritu dat. Jako vhodné byly zvoleny nelineární metody hodnocení – frekvenční analýza a rekurentní analýza. Pro ověření výsledků nově navržených byly vybrány také metody běžně užívané pro COP data a metody z nich vycházející aplikovatelné na data ze systému Xsens.

Hlavním cílem práce byla samotná analýza naměřených dat pomocí nově navržených i tradičních metod. Výsledky ukazují, že limitace tradičních metod se nejvíce projevují zejména při hodnocení dat COP v časové oblasti. Obecně data COP vykazovala horší výsledky, tj. dokázala odlišit menší počet měření navzájem, než tomu bylo u dat z Xsens. Důvodem je, že data z Xsens doplňují informaci o třetím směru pohybu, která v datech COP není obsažena. Distribuce hodnocených parametrů nově navržených metod aplikovaných na data akcelerace měla průběh obdobný, jako metody tradiční, lze tedy soudit, že nové metody jsou vhodné k hodnocení stability s využitím dat z Xsens. Frekvenční analýza poskytla informaci ohledně spektrálního výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech a mohla by směřovat k určení charakteristického třesu pacientů s NA. Pro ověření této hypotézy by však bylo třeba naměřit větší patientskou skupinu, jejíž malý rozsah je limitací této práce a skupinu kontrolní, jejíž měření nebylo možno, souhrnou několika negativních vlivů,



uskutečnit. Metoda rekurentní analýzy pak poskytla náhled do řízení rovnováhy, které vede k deterministickým pohybům do chvíle, kdy mozek dostává dostatek informací z okolí. Poté dochází k výraznému snížení determinismu tohoto procesu. Nové metody se nejen ukázaly jako vhodné k hodnocení stability, ale přinášejí nové informace, které nejsou tradiční metody schopny poskytnout.

Pro účely zpracování a hodnocení dat byl navržen softwarový prostředek (SW) v grafickém uživatelském prostředí programu Matlab. Součástí SW byly všechny zmíněné metody, tedy analýza časová, metody geometrických prvků, frekvenční analýza a rekurentní analýza. Z důvodu vysoké výpočetní náročnosti rekurentní analýzy vznikl požadavek na vytvoření samostatného SW, jehož hlavním účelem bylo určení vhodných vstupních parametrů RQA.

7.1 Vyhodnocení testu hypotéz

Hypotézy byly vyhodnoceny následujícím způsobem:

H1: Nově navržené metody budou vykazovat statisticky signifikantně odlišné výsledky od metod konvenčních.

Hypotéza byla zamítnuta – nově navržené metody vykazovaly výsledky srovnatelné s tradičními metodami. Přínosem nových metod je možný hlubší náhled do řízení stability, který tradiční metody neumožňují.

H2: Hodnocení dat ve 3D (data z gyro-akcelerometrického systému) bude poskytovat statisticky signifikantně odlišné výsledky než hodnocení dat ve 2D (data ze stabilometrické plošiny).

Hypotéza byla přijata – data z Xsens dokázala signifikantně odlišit větší počet testovaných párů měření a při všech metodách odpovídaly výsledky teoretickým předpokladům.



H3: Mezi stabilitou pacientů před operací a stabilitou pacientů krátce po operaci NA budou nalezeny statisticky signifikantní rozdíly.

Hypotéza byla zamítnuta – žádná z navržených metod nebyla schopna signifikantně odlišit mezi M1 a M2 bez ohledu na typ použitých dat.



Seznam použité literatury

- [1] Zvěřina, E. Neurinom akustiku - vestibulární schwannom - osobní pohled na nejmodernější postupy v jeho léčbě. *Časopis lékařů českých*, 149(6):269–276, 2010.
- [2] K. Abhinav, R. J. Edwards, and A. Whone. *Rapid neurology and neurosurgery*. Rapid series. Wiley-Blackwell, 2012.
- [3] L. Arribas, M. L. Chust, A. Menéndez, E. Arana, J. B. Vendrell, V. Crispín, C. Pesudo, J. L. Mengual, A. Mut, M. Arribas, and J. L. Guinot. Tratamiento no quirúrgico del schwannoma vestibular. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 66(4):185–191, 2015.
- [4] A. R. Terry and S. R. Plotkin. Chemotherapy. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 45(2):471–486, 2012.
- [5] J. K. Liu, S. K. Patel, A. J. Podolski, and R. W. Jyung. Fascial sling technique for dural reconstruction after translabyrinthine resection of acoustic neuroma: technical note. *Neurosurgical Focus*, 33(3):E17, 2012.
- [6] I. S. Curthoys and G. M. Halmagyi. Vestibular compensation: a review of the oculomotor, neural, and clinical consequences of unilateral vestibular loss. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 5(2):67–107, 1995.
- [7] I. S. Curthoys. Vestibular compensation and substitution. *Current Opinion in Neurology*, 13(1):27–30, 2000.
- [8] C. Parietti-Winkler, G. C. Gauchard, C. Simon, and P. P. Perrin. Pre-operative vestibular pattern and balance compensation after vestibular schwannoma surgery. *Neuroscience*, 172:285–292, 2011.
- [9] E. Bergson and R. T. Sataloff. Preoperative computerized dynamic posturography as a prognostic indicator of balance function in patients with acoustic neuroma. *Ear, Nose, & Throat Journal*, 84(3):154–156, 2005.



- [10] Véle, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha : Karolinum, 1995.
- [11] P. Kolář. *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén, 2009.
- [12] T. Brandt, M. Dieterich, and M. Strupp. *Vertigo and dizziness: common complaints*. Springer, 2004.
- [13] R. Čihák, M. Grim, R. Druga, M. Med, and I. Helekal. *Anatomie*. Grada, 2001.
- [14] R. Moe-Nilssen and J. L. Helbostad. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait & Posture*, 16(1):60–68, 2002.
- [15] A. R. Bolbecker, S. L. Hong, J. S. Kent, M. J. Klaunig, B. F. O'Donnell, and W. P. Hetrick. Postural control in bipolar disorder: Increased sway area and decreased dynamical complexity. *PLoS ONE*, 6(5):e19824, 2011.
- [16] Furman, J. M., Baloh, R. W., and Barin, K. Assessment: posturography. report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the american academy of neurology. *Neurology*, 43(6):1261–1264, 1993.
- [17] D. A. Winter, A. E. Patla, and J. S. Frank. Assessment of balance control in humans. *Medical Progress Through Technology*, 16(1):31–51, 1990.
- [18] H. Houdijk, R. Fickert, J. van Velzen, and C. van Bennekom. The energy cost for balance control during upright standing. *Gait & Posture*, 30(2):150–154, 2009.
- [19] L. Prosperini and C. Pozzilli. The clinical relevance of force platform measures in multiple sclerosis: A review. *Multiple Sclerosis International*, 2013:1–9, 2013.
- [20] J. A. Raymakers, M. M. Samson, and H. J. J. Verhaar. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1):48–58, 2005.
- [21] L. Castelli, L. Stocchi, M. Patrignani, G. Sellitto, M. Giuliani, and L. Prosperini. We-measure: Toward a low-cost portable posturography for patients with multiple



- sclerosis using the commercial wii balance board. *Journal of the Neurological Sciences*, 359(1):440–444, 2015.
- [22] R. Llorens, J. Latorre, E. Noé, and E. A. Keshner. Posturography using the wii balance board™. *Gait & Posture*, 43:228–232, 2016.
- [23] Kolář, P., Kučera, M., Lewit, K., and Petrášek, J. *Clinical Rehabilitation*. 2014.
- [24] F. Scoppa, R. Capra, M. Gallamini, and R. Shiffer. Clinical stabilometry standardization. *Gait & Posture*, 37(2):290–292, 2013.
- [25] Markvartová, A. *Objektivní hodnocení efektu terapie : Synapsys Posturography System*. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, 2013.
- [26] T. S. Kapteyn, W. Bles, C. J. Njiokiktjien, L. Kodde, C. H. Massen, and J. M. Mol. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquées Aux Effets De L'agression*, 24(7):321–326, 1983.
- [27] A. Godfrey, R. Conway, D. Meagher, and G. ÓLaighin. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical Engineering & Physics*, 30(10):1364–1386, 2008-12.
- [28] C. Seimetz, D. Tan, R. Katayama, and T. Lockhart. A comparison between methods of measuring postural stability: force plates versus accelerometers. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 48:386–392, 2012.
- [29] J. J. Kavanagh and H. B. Menz. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, 28(1):1–15, 2008.
- [30] M. F. Gago, V. Fernandes, J. Ferreira, H. Silva, L. Rocha, E. Bicho, and N. Sousa. Postural stability analysis with inertial measurement units in alzheimer's disease. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders Extra*, 4(1):22–30, 2014.
- [31] KVH Industries. Guide to comparing gyro and IMU technologies: Micro-electro-mechanical systems and fiber optic gyros, 2014.



- [32] H. J. Luinge. *Inertial sensing of human movement*. Twente University Press, 2002.
- [33] F. Honegger, G. van Spijker, and J. H. J. Allum. Coordination of the head with respect to the trunk and pelvis in the roll and pitch planes during quiet stance. *Neuroscience*, 213:62–71, 2012.
- [34] P. Kutilek, V. Socha, O. Cakrt, J. Schlenker, and L. Bizovska. Trajectory length of pitch vs. roll: Technique for assessment of postural stability. *Acta Gymnica*, 45(2):85–92, 2015.
- [35] Breisgau electronic service technologie, 2012.
- [36] Xsens Technologies B.V. XBUS KIT - ambulatory measurement of human movement.
- [37] F. B. Horak and L. M. Nashner. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6):1369–1381, 1986-06.
- [38] M. Magnusson, H. Enbom, R. Johansson, and I. Pyykkö. Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. the effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta Oto-Laryngologica*, 110(3):182–188, 1990.
- [39] M. Patel, P. A. Fransson, D. Lush, and S. Gomez. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait & Posture*, 28(4):649–656, 2008.
- [40] M. A. Nurse, M. Hulliger, J. M. Wakeling, B. M. Nigg, and D. J. Stefanyshyn. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 15(5):496–506, 2005.
- [41] O. Cakrt, M. Vyhnálek, K. Slabý, T. Funda, N. Vuillerme, P. Kolář, and J. Jeřábek. Balance rehabilitation therapy by tongue electro tactile biofeedback in patients with degenerative cerebellar disease. *NeuroRehabilitation*, 31(4):429–434, 2012.



- [42] P. Schubert, M. Kirchner, D. Schmidbleicher, and C. T. Haas. About the structure of posturography: Sampling duration, parametrization, focus of attention (part i). *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 05(9):496–507, 2012.
- [43] R. V. Figueiredo, A. C. Amaral, and A. C. Shimano. Photogrammetry on the identification of postural asymmetries in cadets and pilots of the brazilian air force academy. *Revista Brasileira De Fisioterapia (São Carlos (São Paulo, Brazil))*, 16(1):54–60, 2012.
- [44] R. G. Braz and G. A. Carvalho. Relationship between quadriceps angle (q) and plantar pressure distribution in football players. *Revista Brasileira De Fisioterapia (São Carlos (São Paulo, Brazil))*, 14(4):296–302, 2010.
- [45] J. Browne and N. O’Hare. Development of a novel method for assessing balance: the quantitative posturography system. *Physiological Measurement*, 21(4):525–534, 2000.
- [46] Pellecchia, G. L. and Shockley, K. Application of recurrence quantification analysis: Influence of cognitive activity on postural fluctuations. In *Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences*, pages 26–94. National Science Foundation, m. a. RILEY; g. c. v. ORDEN edition, 2005.
- [47] S. Demura and T. Kitabayashi. Comparison of power spectrum characteristics of body sway during a static upright standing posture in healthy elderly people and young adults. *Perceptual and Motor Skills*, 102(2):467–476, 2006.
- [48] S. Krafczyk, S. Tietze, W. Swoboda, P. Valkovic, and T. Brandt. Artificial neural network: a new diagnostic posturographic tool for disorders of stance. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 117(8):1692–1698, 2006.
- [49] M. Aoki, T. Tokita, B. Kuze, K. Mizuta, and Y. Ito. A characteristic pattern in the postural sway of unilateral vestibular impaired patients. *Gait & Posture*, 40(3):435–440, 2014.



- [50] M. Duarte and S. M. S. F. Freitas. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira De Fisioterapia (São Carlos (São Paulo, Brazil))*, 14(3):183–192, 2010.
- [51] J. S. Kent, S.L. Hong, A. R. Bolbecker, M. J. Klaunig, J. K. Forsyth, B. F. O’Donnell, and W. P. Hetrick. Motor deficits in schizophrenia quantified by nonlinear analysis of postural sway. *PLoS ONE*, 7(8):e41808, 2012.
- [52] R. E. A. van Emmerik, S. L. Jones, M. A. Busa, J. G. Remelius, and J. L. Averill. Enhancing postural stability and adaptability in multiple sclerosis. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 826:251–276, 2014.
- [53] J. Horák, L. Krlín, and A. Raidl. *Deterministický chaos a jeho fyzikální aplikace*. Academia, vyd. 1 edition, 2003.
- [54] J. M. Schmit, D. I. Regis, and M. A. Riley. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Experimental Brain Research*, 163(3):370–378, 2005.
- [55] A. C. King, Z Wang, and K. M. Newell. Asymmetry of recurrent dynamics as a function of postural stance. *Experimental Brain Research*, 220(3):239–250, 2012.
- [56] M. Mazaheri, H. Negahban, M. Salavati, M. A. Sanjari, and M. Parnianpour. Reliability of recurrence quantification analysis measures of the center of pressure during standing in individuals with musculoskeletal disorders. *Medical Engineering & Physics*, 32(7):808–812, 2010.
- [57] J. H. van Dieën, L. L. J. Koppes, and J. W. R. Twisk. Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait & Posture*, 31(1):42–46, 2010.
- [58] F. Sylos Labini, A. Meli, Y. P. Ivanenko, and D. Tufarelli. Recurrence quantification analysis of gait in normal and hypovestibular subjects. *Gait & Posture*, 35(1):48–55, 2012-01.



- [59] A. K. Adlerton, U. Moritz, and R. Moe-Nilssen. Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 8(4):187–199, 2003.
- [60] L. Rocchi, L. Chiari, A. Cappello, and F. B. Horak. Identification of distinct characteristics of postural sway in parkinson’s disease: a feature selection procedure based on principal component analysis. *Neuroscience Letters*, 394(2):140–145, 2006.
- [61] C. J. C. Lamoth, R. C. van Lummel, and P. J. Beek. Athletic skill level is reflected in body sway: A test case for accelometry in combination with stochastic dynamics. *Gait & Posture*, 29(4):546–551, 2009.
- [62] Synapsys SA. *Synapsys Posturography System: User Manual, version 3.0, Rev C.*, 2010.
- [63] N. Marwan, M. Carmenromano, M. Thiel, and J. Kurths. Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports*, 438(5):237–329, 2007.
- [64] C.M. Jarque and A. K. Bera. A test for normality of observations and regression residuals. *International Statistical Review / Revue Internationale de Statistique*, 55(2):163, 1987.
- [65] V. Puš. *Popisná statistika*. Česká zemědělská univerzita v Praze, 2007.
- [66] T. Mrkvička and V. Petrášková. *Úvod do statistiky*. Jihočeská univerzita, 2006.
- [67] P. Schubert and M. Kirchner. Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait & Posture*, 39(1):518–522, 2014.
- [68] Lee, D. T. and Schachter, B. J. Two algorithms for constructing a delaunay triangulation. *International Journal of Computer and Information Sciences*, 9(3):219–242, 1980.
- [69] K. R. Rao, D. N. Kim, and J. J. Hwang. *Fast Fourier transform: algorithms and applications*. Signals and communication technology. Springer, 2010.



- [70] Task Force of the European Society of Cardiology. Heart rate variability : Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*, 93(5):1043–1065, 1996.
- [71] N. Marwan. A historical review of recurrence plots. *The European Physical Journal Special Topics*, 164(1):3–12, 2008.
- [72] Webber, C. L. and Zbilut, J. P. Recurrence quantification analysis of nonlinear dynamical systems. In *Tutorials in contemporary nonlinear methods for the behavioral sciences*, pages 26–94. 2005.
- [73] D. Yang, W. Ren, Y. Hu, and D. Li. Selection of optimal threshold to construct recurrence plot for structural operational vibration measurements. *Journal of Sound and Vibration*, 349:361–374, 2015.
- [74] M. A. Riley, R. Balasubramaniam, and M. T. Turvey. Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait & Posture*, 9(1):65–78, 1999.
- [75] M. Mancini, F. B. Horak, C. Zampieri, P. Carlson-Kuhta, J. G. Nutt, and L. Chiari. Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated parkinson’s disease. *Parkinsonism & related disorders*, 17(7):557–562, 2011.
- [76] J. H. J. Allum, A. L. Adkin, M. G. Carpenter, M. Held-Ziolkowska, F. Honegger, and K. Pierchala. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait & posture*, 14(3):227–237, 2001.



Přílohy

Příloha A - DVD

- Softwarový prostředek pro zpracování a analýzu dat