

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Souvislosti výsledků Véle-testu a přístrojového vyšetření  
posturální stability**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**doc. Ing. Monika Šorfová, Ph. D.**

Vypracovala:

**Bc. Terezie Dvořáčková**

Praha, duben 2018

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením doc. Ing. Moniky Šorfové, Ph. D. a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce, ani její podstatná část, nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

.....

Podpis diplomanta

.....

## **Evidenční list**

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

**Jméno a příjmení**                      **Fakulta/katedra**                      **Datum vypůjčení**                      **Podpis**

## **Poděkování**

Na prvním místě bych zde ráda poděkovala doc. Ing. Monice Šorfové, Ph. D., a to za odborné vedení práce, čas věnovaný konzultacím, za cenné připomínky a podněty a za její trpělivost. Děkuji také Ing. Petru Kubovému, který zajistil technickou stránku experimentu.

Dále mé díky patří mé rodině, mému příteli, přátelům a spolužákům, kteří mi poskytli zázemí, podporu a pochopení během studia.

## **Acknowledgement**

First and foremost, I would like to thank my supervisor, doc. Ing. Monika Šorfová, Ph. D., for her time during consultations, for her valuable comments, ideas and suggestions and for her patience. I would also like to thank Ing. Petr Kubový, who provided the technical support during the experiment.

Last but not least, my thanks go to my family, my boyfriend, my friends and classmates, who gave me the support and understanding I needed during my studies.

## Abstrakt

**Název:** Souvislosti výsledků Véle-testu a přístrojového vyšetření posturální stability

**Cíle práce:** Cílem této diplomové práce je nalézt souvislosti mezi klinickým vyšetřením pomocí Véle-testu a přístrojovým vyšetřením stability. Sledovanými instrumentálně hodnocenými parametry je pohyb COM, rozsah pohybu v kyčelním kloubu a v kloubním komplexu kotníku a nohy. Dalším přístrojovým vyšetřením je pedobarografický záznam, kterým si klademe za cíl nalézt souvislosti mezi výsledky Véle-testu a asymetrií zatížení plosek. S přihlédnutím k charakteru této práce je také cílem snaha o nalezení vhodných postupů k další objektivizaci Véle-testu. První část diplomové práce je zaměřena na definici teoretických východisek a na současné vnímání funkčního celku nohy z hlediska biomechaniky a fyzioterapie.

**Metody:** Výzkumný soubor (n=15, průměrný věk 24 let) byl na základě výsledku v testu dle Véleho rozdělen do dvou skupin (S1, n1=7; S2, n2=8). Osoby absolvovaly přístrojové vyšetření pomocí *pliance-x® sensing system*, kdy byl odebrán minutový pedobarografický záznam ve vzpřímeném stoji. Dále bylo provedeno měření pomocí *Xsens MVN Link*, obleku pro 3D kinematickou analýzu, kterým bylo hodnoceno pohybové chování probandů při dvou definovaných posturálních situacích – klidném stoji na pevné zemi a stoji na balanční ploše. Obě situace byly provedeny bez zrakové kontroly.

**Výsledky:** Podařilo se prokázat, že stupeň výsledku Véle-testu má vliv na průběh pohybu v kyčelním kloubu a v komplexu kotníku a nohy během definovaných posturálních situací. Amplituda pohybu byla větší v experimentální skupině ve všech uvažovaných rovinách pro klidný stoj. Pro stoj na balanční ploše byl prokázán zvýšený rozsah pohybu v kontrolní skupině ve frontální rovině pro kyčelní kloub a v rovině sagitální pro kotník a nohu. Míra pohybu COM nevykazovala očekávané rozdíly. Dále došlo k nalezení souvislostí mezi výsledky testu dle Véleho a mírou asymetrie zatížení plosek v klidném stoji, výsledky se nám ale nepodařilo statisticky dokázat. Metodu 3D kinematické analýzy pomocí přístroje *Xsens MVN Link* a pedobarografické snímání prostřednictvím *pliance-x® sensing system* doporučujeme pro další objektivizaci Véle-testu.

**Klíčová slova:** noha, 3D kinematická analýza, Xsens, pedobarografie, novel, pohybové strategie

## **Abstract**

**Title:** The relationship between Véle-test results and results of instrumented evaluation of postural stability

**Objectives:** The aim of this study is to determine the relationship between a clinical tool for measuring postural stability, Véle-test and instrumented evaluation of the same modality. The observed parameters are COM movement, range of motion in hip joints and in the functional complex of ankle and foot. An additional pedobarographic measurement was performed to define the relationship between Véle-test results and foot loading asymmetry. The characteristics of this study suggest that our objective is also to find an appropriate approach to further objectivization and standardization of the Véle-test. In the first part of this thesis, I define the theoretical background for the experiment. Also, the current insight of physical therapy and biomechanics on the functional complex of the ankle and foot is described.

**Methods:** The subjects (n=15, mean age 24y) were divided into two groups (S1, n1=7; S2, n2=8) according to the results of Véle test. Further, they underwent instrumented testing by *pliance-x® sensing system*, a 60s pedobarographic measurement was held in quiet standing. After, the *Xsens MVN Link* suit for 3D kinematic analysis was applied and the subjects were measured in two different postural situations – in quiet standing on solid ground and in standing on a balance board, both tasks were performed without visual control.

**Results:** We've proven, that the result of Véle-test has an effect on the movement in hip joint and in the complex of ankle and foot during defined postural situations. The range of motion was significantly higher in experimental group in all considered planes in quiet standing. In standing on a balance board, significantly higher range of motion was found in frontal plane for hip joint and in sagittal plane for ankle and foot. The COM movement did not show the expected differences. Furthermore, we found a connection between Véle-test results and loading asymmetry in quiet standing, but we weren't able to prove it statistically. 3D kinematic analysis using *Xsens MVN Link* suit and pedobarographic measurements using *pliance-x® sensing system* are recommendable for further objectivization of the Véle-test.

**Keywords:** foot, 3D kinematic analysis, *Xsens*, pedobarography, novel, movement strategies

## Obsah

1. ÚVOD.....	1
2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	3
2.1. Posturální stabilita.....	3
2.1.1. Definice pojmů .....	3
2.1.2. Organizace posturální stability .....	4
2.1.3. Posturálně pohybové strategie .....	5
2.2. Hodnocení posturální stability .....	6
2.2.1. Principy hodnocení posturální stability .....	7
2.2.2. Přístrojové vyšetření .....	8
2.2.3. 3D Kinematická analýza .....	9
2.2.3.1. Xsens .....	10
2.2.4. Pliance-x® sensing system .....	12
2.2.5. Klinické vyšetření .....	13
2.2.5.1. Věle test.....	13
2.3. Kineziologie a biomechanika .....	18
2.3.1. Kyčelní kloub.....	18
2.3.2. Noha a kotník.....	19
2.4. Funkce nohy z pohledu fyzioterapie .....	23
2.4.1. Role nohy v neuromuskulárním aparátu.....	23
2.4.2. Noha a obuv .....	24
2.4.3. Nácvik správné funkce nohy.....	26
3. CÍL, ÚKOLY PRÁCE A HYPOTÉZY .....	28
3.1. Cíl práce .....	28
3.2. Úkoly.....	28
3.3. Vědecké otázky a hypotézy.....	28
4. METODOLOGIE .....	30

4.1.	Metodologický princip .....	30
4.2.	Popis výzkumného souboru .....	30
4.3.	Metody měření .....	31
4.3.1.	Test dle Véleho .....	31
4.3.2.	Pedobarografie pliance-x® sensing system .....	31
4.3.3.	3D kinematická analýza Xsens .....	32
4.4.	Organizace výzkumu.....	35
4.4.1.	Průběh měření .....	38
4.5.	Sběr dat.....	39
4.6.	Zpracování dat a statistické metody .....	39
5.	VÝSLEDKY.....	43
5.1.	Výsledky vyšetření dle Véleho .....	43
5.2.	Pliance-x® sensing system .....	44
5.3.	Xsens .....	45
5.3.1.	Klidný stoj.....	47
5.3.1.1.	Kloubní komplex kotníku a nohy.....	47
5.3.1.2.	Kyčelní kloub .....	53
5.3.1.3.	COM.....	58
5.3.2.	Balanční plocha.....	61
5.3.2.1.	Komplex kotníku a nohy.....	61
5.3.2.2.	Kyčelní kloub .....	67
5.3.2.3.	COM.....	72
5.3.3.	Shrnutí výsledků středních hodnot .....	74
5.3.4.	Statistické zhodnocení vybraných dat.....	75
5.3.4.1.	Klidný stoj.....	77
5.3.4.2.	Stoj na balanční ploše.....	78
6.	DISKUZE.....	80



7. ZÁVĚR.....	86
POUŽITÁ LITERATURA .....	87
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	94
PŘÍLOHY .....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>

# 1 ÚVOD

Noha, terminální část řetězce dolní končetiny, je v posledních letech jednou z nejdiskutovanějších částí lidského těla. Nejen odborná veřejnost živě řeší otázky vhodné obuvi, problematiku ortopedických pomůcek pro nohu dětí i dospělých a přístupy k diagnostice a terapii funkčních a strukturálních poruch v této oblasti.

Tento funkční celek, místo po většinu času jediného kontaktu se zemí, nese váhu těla, efektivně tlumí nárazy a přizpůsobuje se více či méně členitému terénu. Pro jeho správnou funkci během statického a dynamického zatížení je předpokladem schopnost zachovat tvar, ale i pružnost umožňující přizpůsobení se aktuálním podmínkám. Tyto vlastnosti jsou získávány v průběhu postnatálního vývoje postupným zatěžováním nohy procesem vertikalizace. Pasivní fixace nohy v obuvi, které jsou jedinci vystavováni již od útlého mládí, má ale často za následek její decentrované postavení, nadměrnou zátěž vazivového aparátu a minimální aktivitu jejích svalů. Nedostatkem prostoru a znemožněním pohybu ve většině obuvi trpí především prstce. Ztrácejí své přirozené centrované postavení, nemohou se správně zapojit do opěrné funkce pro udržení vzpřímeného stoje ani do odrazu během krokového cyklu. Noha se tak stává neaktivním článkem pohybového aparátu a vytváří prostředí pro vznik funkčních a strukturálních změn i v proximálnějších částech lidského těla (Buchtelová et Vaníková, 2010; Lewitová, 2016).

Funkce a postavení nohy ovlivňuje nastavení segmentů dolní končetiny a osového orgánu a přímo tak souvisí s organizací posturální stability. Tato komunikace nohy s proximálnějšími úseky pohybového aparátu platí i v opačném směru. Na základě této skutečnosti byl na Katedře fyzioterapie UK FTVS vyvinut klinický test pro hodnocení posturální stability, založený na aspekčním zhodnocení chování prstců a nohou v klidném bipedálním stoji – Véle test. Vzhledem ke stárnutí populace a zvyšujícímu se výskytu funkčních muskuloskeletálních obtíží je žádoucí se posturální stabilitou zabývat a vyvíjet nové či zdokonalovat již existující preventivní, diagnostické a terapeutické přístupy.

Cílem této práce je nalézt souvislosti mezi výsledky Véle-testu a přístrojovým vyšetřením posturální stability, prováděným pomocí 3D kinematické analýzy Xsens. Posturální stabilita bude hodnocena na základě pohybu COM ve dvou definovaných posturálních situacích, klidném stoji na pevné zemi a stoji na balanční ploše, v obou případech bez zrakové kontroly. Zabývat se budu i rozsahem pohybu v kyčelním kloubu a kloubním celku kotníku a nohy a posturálně-pohybovými strategiemi. Přístrojové vyšetření je doplněno o pedobarografický záznam pro zjištění souvislostí mezi výsledky Véle-testu a asymetrií zatížení plosek dolních končetin ve vzpřímeném stoji.

Práce je rozdělena na dvě části. V teoretické části vymezuji charakteristiky posturální stability a možnosti jejího vyšetření, detailně popisuji klinické i přístrojové metody použité v praktické části. Dále vymezuji pohled na funkci kyčelního kloubu a především komplexu kotníku a nohy z hlediska biomechaniky a fyzioterapie. V praktické části pak zpracovávám data, získaná při provedeném měření.

Vzhledem ke složitosti pohybů funkčního celku kotníku a nohy, nepoužívám v této práci přesné anatomické názvy kloubů, ve kterých jednotlivé pohyby probíhají. Využívám termínu kotník a noha, tedy doslovného překladu slovního spojení *ankle and foot*, hojně se vyskytujícího v zahraniční literatuře či názvech zahraničních organizací zabývajících se biomechanikou a kineziologií tohoto úseku pohybového aparátu.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

### 2.1 Posturální stabilita

#### 2.1.1 Definice pojmů

Postura je, dle nejpoužívanější definice, pozice zaujímaná tělem ve statické či dynamické situaci. Posturální stabilita, kontrola či rovnováha, je z biomechanického hlediska charakterizována vertikální projekcí těžiště těla<sup>1</sup> do podpůrné baze<sup>2</sup>. Je výsledkem koordinované aktivity svalů pracujících na udržení rovnováhy (Gardiner, 1957).

Pro dynamické situace je však základní definice posturální kontroly z 60. let 20. století nedostatečná. Projekce COM většinou není omezená pouze na prostor BOS, například při chůzi je lokalizována vně po 80 % času lokomoce (Azevedo et al. 2007).

Při pohybu, kdy je cílem dosažení dynamické rovnováhy, může nastat situace, při které je sice COM projikováno do BOS, ale vektor jeho rychlosti směřuje ven, a to zapříčiní ztrátu rovnováhy. Opak je také možný – i když bude vertikální projekce COM mimo BOS, bude dosaženo stability za předpokladu, že vektor rychlosti COM směřuje právě směrem k BoS (Pai et Patton, 1997).

Dle Véleho (2006, s. 102) je spolehlivost motoriky závislá na stabilitě výchozí polohy (postury), ze které pohyb vychází. Ta je vnímána jako *pohybová nebo polohová jistota*. Vzhledem k tomu, že lidské tělo není přesně tvarově definováno jako pevná tělesa, musí být stabilita jeho polohy udržována činností svalů řízených z CNS. Stabilita lidského těla je tedy podmíněna procesem aktivní stabilizace. V souladu s Panjabim (1992, s. 390-397) rozlišuje Véle její dva typy. Předpokládá existenci tzv. celkové, vnější stabilizace, která je podmíněna vnitřní stabilizací osového orgánu. Vnitřní, intersegmentální stabilita musí být pružná, tedy sektorově proměnlivá, aby byly určité úseky schopny stabilizovat svoji polohu tak, aby jiné mohly svoji polohu měnit. Vytváří

---

<sup>1</sup> angl. centre of mass, dále COM

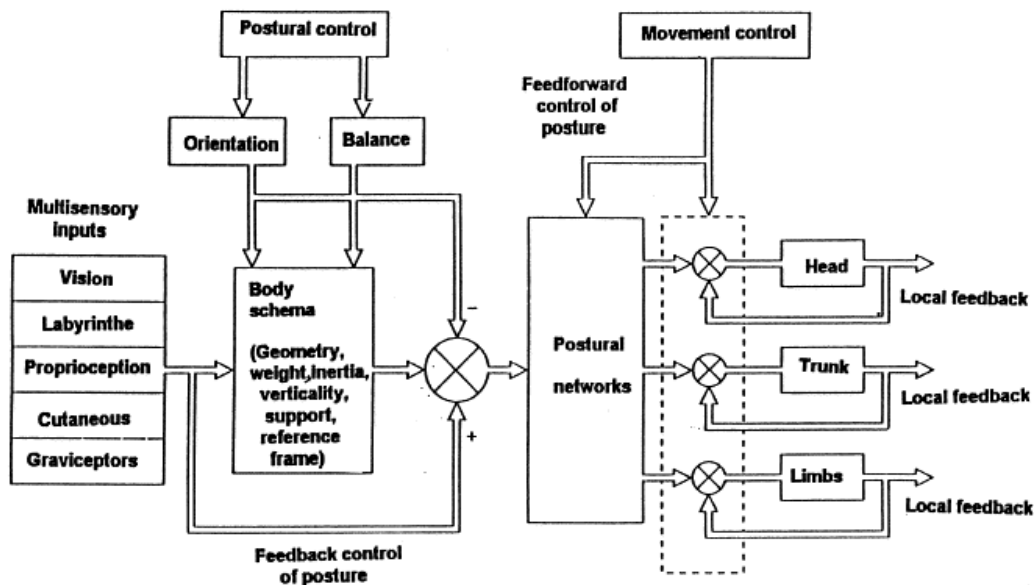
<sup>2</sup> angl base of support, dále BOS

tak bazi, ze které vychází účelový pohyb. Právě pružná stabilita zajišťuje jistotu v pohybovém chování a její zachování je základním požadavkem pro správnou funkci muskuloskeletálního aparátu (Véle et al. 2001).

## 2.1.2 Organizace posturální stability

Během uplynulých desetiletí se pohled na kontrolu posturální stability zásadně změnil. Již na ni nepohlížíme jako na reflexní odpověď “balančního centra mozku” na senzorycké stimuly, ale je vnímána jako proaktivní, adaptivní činnost nervosvalového systému, která je založena na předchozích zkušenostech. Rovnováhu považujeme za základní motorickou schopnost, která podléhá principům motorického učení a může být v rámci terapeutického zásahu modifikována (Horak et al. 1997).

Schopnost udržet rovnováhu těla je podmíněna komplexní organizací senzoryckých vstupů zahrnujících především vnímání tělesného schématu, na kterém se podílí zrak, vestibulární systém a receptory hlubokého a povrchového cití. Bezchybný stav samotného výkonného muskuloskeletálního systému taktéž patří k podmínkám optimální posturální stability (Paillard a Noé, 2015). Všimněte si komplexní organizace a provázanosti posturální a pohybové kontroly, která je znázorněna na obrázku č. 1.



Obrázek 1: Organizace posturální a pohybové kontroly (Massion, 1998)

Toto vymezení, zahrnující výkonnou i řídicí složku posturální kontroly, je v souladu s teorií Panjabiho (1992), který do managementu posturální stability řadí tři subsystémy:

*pasivní:* ligamenta, kostěné a chrupavčité struktury

*aktivní:* svaly

*neurální:* nervová soustava.

Můžeme tedy tvrdit, že jakákoliv patologie postihující orgány zahrnuté v organizaci kontroly postury a pohybu negativně ovlivní posturální kontrolu. Poruchy rovnováhy jsou asociovány s širokým spektrem diagnóz: od poruch vidění, Alzheimerovy či Parkinsonovy choroby, vestibulárního či mozečkového syndromu přes idiopatickou skoliózu až po strukturální a funkční obtíže v oblasti nohy a kotníku (Paillard a Noé, 2015).

### **2.1.3 Posturálně pohybové strategie**

Stabilizovaná poloha těla je realizována kromě sensorických i pohybovými strategiemi. Ty jsou uskutečňovány převážně v anterioposteriorním a mediolaterálním směru.

Anterioposteriorní stabilita zahrnuje tyto pohybové strategie:

*Kotníková strategie* je v první linii aktivity těla za účelem obnovení posturální stability. Je charakterizována modelem *převráceného kyvadla*, kdy tělo rotuje kolem komplexu kotníku a nohy za účelem vyrovnání drobných posturálních výkyvů (Horak, 2006). Probíhá distoproximálně - začíná aktivitou distálních svalů dolních končetin, která se dále přesouvá na svaly stehna a trupu.

*Kyčelní strategie* přichází na řadu v momentě, kdy je kotníková strategie nedostačující, a to v posturálně náročnějších situacích, např. při chůzi v nerovném terénu. Svalová aktivita má opačný, proximodistální průběh (Shumway-Cook et Woollacott, 2001). Stabilizace těla je docílena prostřednictvím rychlého pohybu v kyčelním kloubu a zároveň protipohybu v kotníku (Horak, 2006).

*Kroková pohybová strategie* zprostředkovává stabilitu těla v případě, že vzniklá situace je tak posturálně náročná, že k udržení vzpřímené pozice těla je nutné udělat krok.

Mediolaterální stabilita je zajišťována především laterálními pohyby pánve, které jsou umožněny aktivací homolaterálních abduktorů a kontralaterálních adduktorů kyčelního kloubu. Na tyto pohyby navazuje mediolaterální aktivita v oblasti kotníku, tento druh stability je zajišťován proximodistálně (Shumway-Cook et Woollacott, 2001).

## 2.2 Hodnocení posturální stability

*„Posture accompanies movement like a shadow.“*

Jak uvedl Sherrington již na počátku 20. století: *Postura provází pohyb jako stín*. Tento výrok v úvodu kapitoly, jenž bývá často přisuzován také Sherringtonovu kolegovi R. Magnusovi, vystihuje podstatu jednoho z nejdůležitějších termínů ve fyzioterapii vůbec. Byli to právě Magnus, Rademaker a Sherrington, kteří, před téměř 100 lety, jako jedni z prvních zkoumali a hodnotili posturální reakce u zvířat a u dětí (Stuart, 2005).

Při testování posturální kontroly bývají využívány statické i dynamické situace. Další nejpoužívanější variabilní modalitou je zraková kontrola. U subjektů, u nichž je kvůli diagnóze předpoklad narušené stability, je vhodné vyšetření zahajovat staticky a se zrakovou kontrolou (Tomomitsu et al, 2013).

Ve statických podmínkách se doporučovaná délka vyšetření pohybuje mezi 20 – 60 sekundami. V podmínkách dynamických je pak vhodné hodnotit kratší časový úsek. Ten byl na posledním setkání *International Society for Posture and Gait Research* stanoven na 30 sekund, jimž předchází 5sekundový interval pro přizpůsobení. Délka vyšetření by měla být vztažena také k náročnosti dané situace pro skupinu zkoumaných subjektů. Je třeba zohlednit např. věk, přítomné diagnózy, ale i specifický trénink či vrcholový sport (Scoppa et al., 2013). Některé studie (Aoki et al, 2012; Abrahamova et Hlavacka, 2008), které se zabývaly rozdíly v posturální stabilitě mezi jedinci z různých

věkových kategorií ukázaly, že u zdravých osob v dospělém věku se měřené hodnoty výrazněji nemění až do věku 60 let. K signifikantnímu poklesu schopnosti adekvátně reagovat na vzniklé posturálně náročné situace tedy klesá až na počátku vlastního seniorského věku, což má za následek mimo jiné zvýšené riziko pádů a s nimi spojených úrazů. Vzhledem ke stárnutí populace a komplikacím hospitalizace v seniorském věku je tedy žádoucí se posturální stabilitou zabývat a vyvíjet nové či zdokonalovat již existující preventivní, diagnostické a terapeutické přístupy.

### 2.2.1 Principy hodnocení posturální stability

Principy hodnocení posturální stability, jak je shrnuje Paillard a Noé (2015), jsou následující:

Podmínkou *kvantitativní analýzy* je měření reakcí na rozdílné senzorní podněty, je možné:

- a) měření pohybu COM, COP<sup>3</sup> nebo pohybu segmentů těla
- b) měření elektromyografické aktivity

*Kvalitativní analýza* spočívá v popisu způsobu organizace posturální kontroly ve vztahu k jejím biomechanickým a neurofyziologickým aspektům.

*Hodnocení posturální funkce* zahrnuje následující parametry:

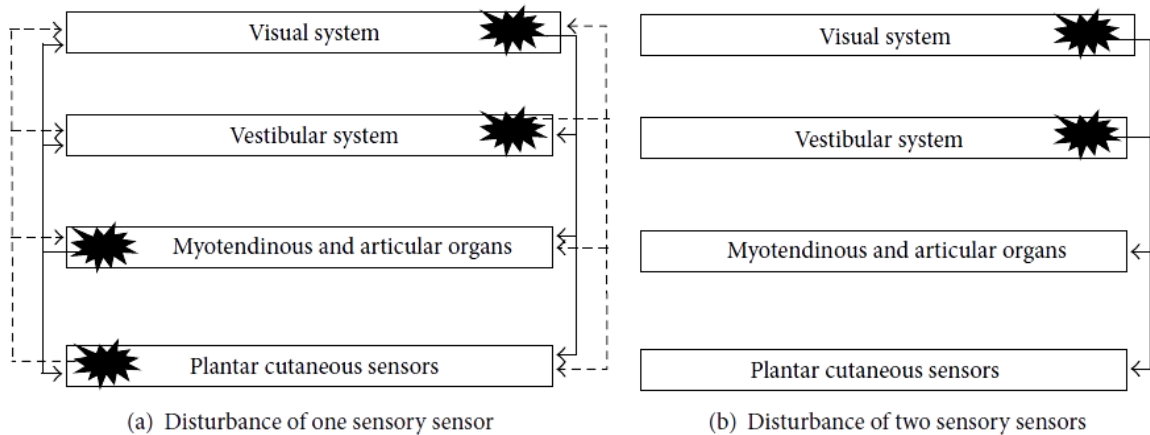
- a) schopnost udržet rovnováhu během posturálně náročných situací (např. stojka, stoj na jedné noze)
- b) schopnost minimalizace tzv. body sway (pohybu CoM během reakce na podnět) v posturálně jednodušších podmínkách (např. bipedální stoj) za působení vnějších podnětů

---

<sup>3</sup> COP- z angl. *centre of pressure*: centrum tlaku



Principem *hodnocení posturální strategie* je reakce jedince na specifické ovlivnění, *disturbance*<sup>4</sup> (viz obrázek č. 2). Rozptýlení subjektu mechanicky, sensoricky či kognitivně vede k redistribuci aktivity center zodpovědných za udržování rovnováhy (Paillard a Noé, 2015).



Obrázek 2: *Disturbance vedoucí k reorganizaci posturální strategie (Paillard a Noé, 2015)*

*Poznámka: Disturbance (označeno symbolem ve tvaru hvězdy) jedné (a) či dvou (b) složek posturální kontroly vede ke zvýšené aktivitě ostatních složek (označeno šipkami) a redistribuci organizace rovnováhy (Paillard a Noé, 2015).*

### 2.2.2 Přístrojové vyšetření

Posturografie, pojem, pod kterým se skrývají techniky pro kvantifikaci posturální stability ve vzpřímeném stoji za statických či dynamických podmínek, probíhá s pomocí celé řady přístrojů. Mezi nejpoužívanější přístrojová vyšetření se řadí hodnocení pomocí:

*Tlakové (silové) plošiny:* nepohyblivá či pohyblivá deska, pod kterou jsou umístěny snímače zatížení (např. NeuroCom®, pliance® sensing system), zkoumaným parametrem je nejčastěji pohyb COP (*Centre of pressure*)

<sup>4</sup> *disturbance (angl.):* rušení

*Kinematické analýzy:* 3D kinematická analýza (např. Xsens), 3D videoanalýza, elektrogoniometrie, laserové snímače pohybu, zkoumaným parametrem je nejčastěji pohyb COM (*Centre of motion*) nebo pohyby v jednotlivých kloubech lidského těla

*Elektromyografie:* elektromyografické záznamy jsou hojně využívány v hodnocení posturálních funkcí, mohou být využity, v případě hodnocení posturální stability, například pro studium pohybových strategií a svalové koordinace (Paillard a Noé, 2015)

### 2.2.3 3D Kinematická analýza

Kinematická analýza má v biomechanice významnou roli a dlouhou historii. Znalost přesné mechaniky konkrétního pohybu poskytuje odborníkům porozumění jeho zákonitostem, možnost vyvinout specifická cvičení v rámci tréninku nebo fyzioterapeutického zásahu či změnit techniku pohybu za účelem zlepšení výkonu jedince. Trojdimenzionální kinematická analýza vyžaduje pro uskutečnění značné množství markerů, prostorové kalibrace a matematické spletnosti (Capozzo et al., 1992).

Vzhledem ke komplexnosti muskuloskeletálního systému je kinematická analýza vždy asociována s použitím biomechanického modelu. Jeho složitost závisí na použitém počtu segmentů a *degrees of freedom*<sup>5</sup> (Paillard a Noé, 2015). Trojrozměrný pohyb má šest DOF, a to na rozdíl od dvojdimenzionálního pohybu, který má stupně volnosti pouze dva. Ve trojdimenzionálním prostředí je totiž, pro jednoznačné určení polohy tělesa v prostoru, zapotřebí specifikovat tři lineární souřadnice (x, y, z) a tři různé úhly, které určují orientaci segmentu (Knudson, 2007).

Lidský pohyb je také vždy měřen ve vztahu k referenčnímu rámci. To je modalita, která zjednodušeně představuje to, odkud je pohyb sledován či měřen. Referenční rámeček

---

<sup>5</sup> *degrees of freedom* – DOF (*angl.*): stupně volnosti

může být absolutní neboli globální, kdy zkoumaný pohyb probíhá ve vztahu vůči nehybnému prostředí (např. zemi) či relativní, kdy je pohyb vztažen k bodu, který se také pohybuje (např. pohyb v ramenním kloubu ve vztahu k tenisové raketě).

Pohyb je obvykle vyjadřován v lineárních (metry, stopy) či úhlových jednotkách (úhly, radiány). Použití úhlových jednotek nahrává biomechanice a zaznamenávání pohybu v kloubech. Jednoduché proměnné používané v kinematice jsou skaláry, dalšími veličinami jsou pak vektory, jejichž součástí je směr pohybu. Využity mohou být i časové deriváty jako je rychlost a zrychlení (Paillard a Noé, 2015).

### **2.2.3.1 Xsens**

Pro účely této diplomové práce jsme, pro hodnocení parametrů COM a analýzu pohybu kyčelního kloubu a kotníku, zvolili přístroj MVN Link holandské společnosti Xsens. MTx snímače přístroje Xsens byly Hejdou et al. (2015) doporučeny jako vhodné pro kvantifikaci posturálního deficitu.

MVN Link je přenosný nástroj pro celotělovou 3D kinematickou analýzu. Používá 23segmentální biomechanický model o 22 kloubech. Kromě oborů jako je biomechanika, rehabilitace a ergonomie, je určen pro použití i v komerční sféře v oblasti 3D animace.

Přístroj se skládá ze sedmnácti snímačů pohybu, které jsou vzájemně propojeny kabely a bezdrátově napojeny na komunikační stanici, která je spárována s počítačem. Umístění snímačů, realizované buď pomocí upevňovacích pásek, nebo Lycra obleku, je popsáno v instruktážních videích dostupných na webových stránkách společnosti Xsens.



Obrázek 3: Snímač pohybu – Motion tracker – MTx (foto autorka)

Každý snímač *MTx* umožňuje měření:

- 1) 3D úhlové rychlosti gyroskopem
- 2) 3D zrychlení akcelerometry
- 3) 3D geomagnetického pole magnetometry
- 4) atmosférického tlaku barometry

Tyto údaje ve spojení s algoritmy Xsens zprostředkovávají přesnou 3D orientaci jednotlivých částí lidského těla. V prostředí programu *MVN Analyze* je možné i okamžité zobrazení křivky definující pohyb v reálném čase.

Nejnovější přístroje Xsens nabízí vylepšení ve smyslu bezdrátových snímačů *MTw*, každý z nich má vlastní baterii, což zvyšuje komfort aplikace i samotného měření.

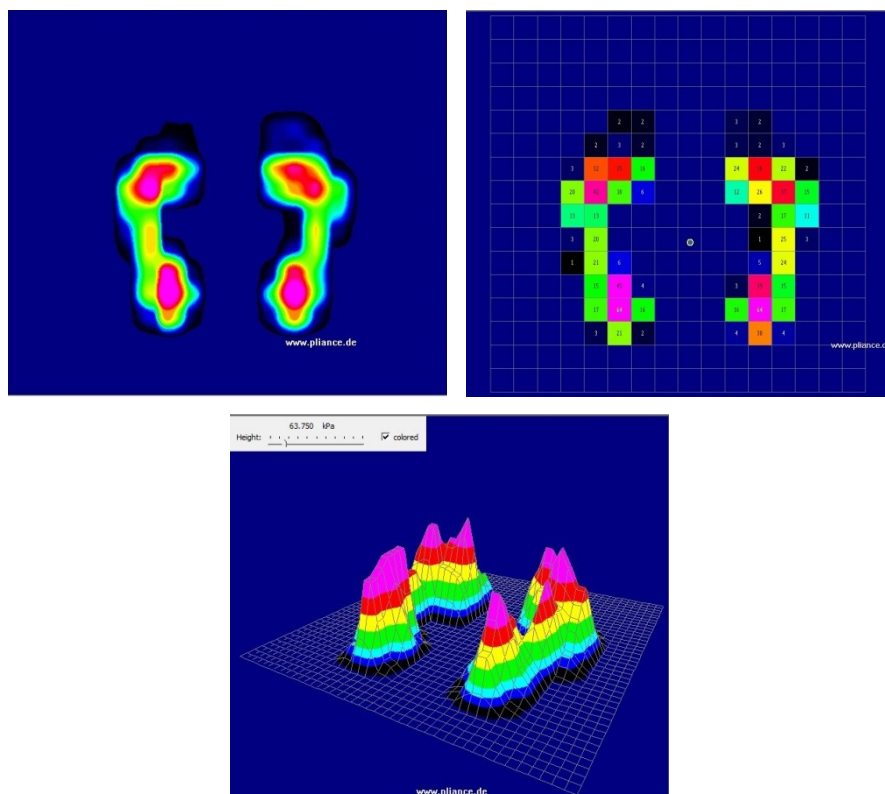
Interakci mezi reálným a digitálním prostředím zprostředkovává software *MVN Analyze 2018*, jehož aktuální verze je volně dostupná na stránkách společnosti. Ke spuštění programu je nezbytný USB disk s licenčním klíčem, který je dodáván spolu s přístrojem. (Xsens Technologies, 2017)

## 2.2.4 Pliance-x® sensing system

Dalším přístrojem využitým v praktické části této diplomové práce byl pliance-x® sensing system, pedobarografický přístroj, který pracuje na principu snímání rozložení tlaku. Systém se skládá z flexibilní měřicí podložky, obsahující kapacitní senzory, dále analyzátoru s několika kanály, kalibračního zařízení a softwarového balíčku pro počítač.

Pliance-x® sensing systém umožňuje zaznamenat hodnoty tlaku nohy, které mohou být zobrazeny v reálném čase či retrospektivně, ve formě 2D či 3D zobrazení. Mezi další parametry, které je přístroj schopen snímat, patří např. umístění COP a jeho pohyb.

Prostředí programu *pliance-x online* umožňuje dále analyzovat naměřená data, z široké škály funkcí programu bych zde ráda zmínila možnost zobrazení grafu závislosti tlaku, síly a plochy kontaktu na čase a zobrazení průměrných a maximálních dosažených hodnot ať už v prostoru celé snímací podložky či v nadefinovaných úsecích (Novel, 2014)



Obrázek 4: Možnosti zobrazení rozložení tlaku – izobarické zobrazení, 2D a 3D zobrazení (printscreen z programu *pliance-x online* vytvořený autorkou)

## 2.2.5 Klinické vyšetření

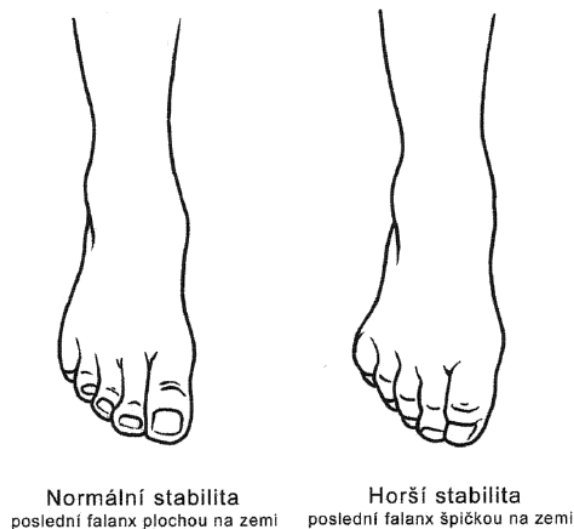
Pro klinické hodnocení posturální stability se používají následující prostředky:

*Certifikované škály a testy:* Berg Balance Scale, Timed Up-and-Go, Tinetti test, Functional Reach test, Short Physical Performance Battery, Mini Balance Evaluation Systems Test, Unified Balance Scale, Functional Ambulation Classification, Clinical Test of Sensory Organization and Balance a další

*Další nespecifické testy:* Véle-test, Rombergův test, stoj na jedné noze, rychlá chůze (“walking speed test”) apod. (Paillard a Noé, 2015)

### 2.2.5.1 Véle-test

Test dle Véleho neboli Véle-test je klinický test k hodnocení celkové stability, který byl vyvinut na Katedře fyzioterapie FTVS UK. Autor jej doporučuje především pro jeho snadné a rychlé provedení, využít může být v ordinaci fyzioterapeuta či lékaře, a to i pro oblast prevence v běžné nebo sportující populaci (Véle et Pavlů, 2012).



Obrázek 5: Chování prstů ve vzpřímeném stoji (Véle, 2006)

Véle-test vychází z předpokladu, že pokud ve vzpřímeném stojí ještě nejsou patrné spontánní titubace jako projev nestability, je možné míru stability ohodnotit dle chování prstců (viz obrázek č. 5). Počáteční poruchy stability se totiž dle Véleho projevují právě zvýšenou aktivitou prstců, posléze se aktivita posouvá disto-proximálně a je viditelná i hra šlach lýtkových a bérceových svalů. Při rostoucím deficitu posturální stability dojde k plantární flexi prstců a rozšíření baze v anteriorním směru. Takto se změní normální opora, kterou Véle popisuje jako lehký dotyk uvolněných prstců vůči podložce, pod které lze vsunout list papíru. Zvýší se aktivita *m. flexor digitorum longus*, která převáží nad *m. flexor digitorum brevis* a prstce se na podložku přitisknou celou plochou. V dalším stupni postižení se zvyšuje tlak na terminální falangy a proximální konec prstců se naopak zvedá od podložky a prstce získávají drápovitou polohu. Při značném postižení jsou pak patrné pohyby nohou ve směru supinace/pronace a dochází k výrazné deformaci prstců (Véle, 2006).

Test je založen na aspekci, výchozí pozice vyšetřovaného je jeho přirozený vzpřímený stoj, a to bez jakýchkoliv specifických instrukcí. Jediným pokynem vyšetřovanému je zaujmutí napřímené polohy ve stoje. Vyšetřující pak pozoruje pozici, formu a chování prstců a nohou, které posléze vyhodnotí pomocí čtyřstupňové škály:

**Stupeň 1 (A)** = dokonalá stabilita, norma

- lehký dotyk uvolněných prstců vůči podložce
- žádná změna formy oproti fyziologické pozici ani aktivita svalů nohy



Obrázek 6a

**Stupeň 2 (B)** = lehce porušená stabilita

- prstce ztrácejí uvolněnou pozici
- přistisknutí prstců na podložku



*Obrázek 6b*

**Stupeň 3 (C)** = středně porušená stabilita

- drápovité postavení prstců
- zaboření prstců do podložky
- výrazná změna formy oproti fyziologické pozici



*Obrázek 6c*

**Stupeň 4 (D)** = výrazně porušená stabilita

- hra šlach
- pohyby nohy/nohou ve směru supinace/pronace
- masivní změna pozice a formy prstců oproti fyziologii



*Obrázek 6d*

*Obrázek 6, 6a – 6d: Stupně Vele-testu  
(Véle et Pavlů, 2012)*

Za účelem zvýšení citlivosti může být test, po jeho provedení a vyhodnocení v základní variantě, doplněn o provedení v mírném předklonu či se zavřenýma očima. Vyšetřovaného lze také destabilizovat lehkým postrkem v oblasti horní části zad. I při těchto třech variantách vyšetřující sleduje reakci prstců, ve třetím případě pak posuzuje i



čas, během kterého došlo k obnovení stability. Autor tohoto testu však použití modifikací nedoporučuje a argumentuje skutečností, že při provedení testu v přirozeném vzpřímeném stojí vyšetřovaného, máme možnost nahlédnout na skutečnou, nemodifikovanou stabilitu pacienta a na to, jak je sám zvyklý se stabilizovat (Véle et Pavlů, 2012).

Doc. MUDr. František Véle, CSc. byl významný český odborník v oboru rehabilitace, neurolog, neurofyziolog a pedagog Katedry fyzioterapie FTVS UK. Je nazýván

*Otcem české kineziologie* – inicioval založení České kineziologické společnosti a je autorem zásadních publikací *Kineziologie posturálního systému* a *Kineziologie pro klinickou praxi*.

Během své lékařské kariéry působil v Janských lázních, kde se věnoval pacientům po poliomyelitidě. Později se zde začal zabývat elektromyografií, která byla spolu s dalšími oblastmi neurorehabilitace jeho doménou i na následujícím pracovišti – Institutu pro

doškolení lékařů (dnes IFL). Souběžně docházel na neurologické oddělení kliniky v Hradci Králové a v Praze. Společně s dalšími osobnostmi české rehabilitace, profesory Jandou, Lewitem a Vojtou, stál u zrodu samotného oboru fyzioterapie a posléze i vysokoškolského studia fyzioterapie na FTVS UK. Se svými kolegy tak bojoval s tehdy zažitým názorem, že fyzioterapeut je pouhý *procvičovatel* a nepotřebuje hlubší teoretické znalosti, ani vyšší zodpovědnost a kompetence.

Na FTVS UK později působil jako docent a 3 roky jako vedoucí katedry fyzioterapie, jako přednášející se také účastnil i výuky studentů akreditovaného programu jóga a jógová terapie. Mezi jeho zahraniční aktivity patřila kromě publikování odborných textů spolupráce s Dr. Bruggerem, členství v redakční radě německého časopisu *Funktionskrankheiten* či pobyt ve Vietnamu, kde se seznámil s aplikací orientálních



Obrázek 7: Doc. MUDr. František Véle, CSc. (Miková, 2016)

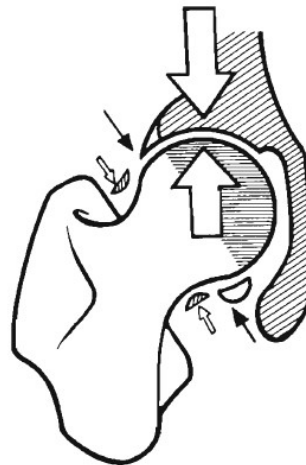
metodik pro pohybové účely. I v posledních letech svého života se aktivně účastnil vzdělávání studentů, v roce 2014 například odpřednášel téma Řízení pohybu a jeho způsoby terapie na akci Asociace studentů fyzioterapie. Propagoval také názor, že i přestože si fyzioterapie svým komplexním přístupem k člověku již vydobyla svoje místo jako obor na vysokých školách, je stále třeba vnímat a podporovat její vědeckou stránku. Docent Vele obdržel řadu ocenění – medaili J. E. Purkyně, medaili Palackého Univerzity v Olomouci, je nositelem stříbrné medaile Univerzity Karlovy (Novotný, 2014; Míková 2016; Pavlů, 2017).

Jeho cesta životem skončila 22. listopadu 2016.

## 2.3 Kineziologie a biomechanika

### 2.3.1 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je místem spojení dolní končetiny a osového orgánu, svými vyrovnávacími pohyby se podílí na udržení rovnováhy trupu a zároveň umožňuje pohyb dolních končetin vůči pánvi. Jeho dominantní, lokomoční a podpůrná funkce určuje jeho charakteristiky. Stejně jako komplex kotníku a nohy je kyčelní kloub tříosý. Jeho pohyby, které jsou částečně kompenzovány v bederní páteři, jsou limitovány požadavkem na značnou stabilitu. Ta je zajištěna mimo jiné vtlačení *caput femoris* do *acetabula* silou, která je přímo úměrná hmotnosti těla. (obr. č. X)



Obrázek 8: Síly působící na kyčelní kloub (Kapandji, 1987)

Velký stabilizační význam mají silná ligamenta, především *ligamentum iliofemorale*. Transversální stabilitu kyčelních kloubů, potažmo pánve, pak zajišťuje v bipedálním postoji primárně svalový aparát, a to prostřednictvím simultánní kontrakce ipsilaterálních a kontralaterálních adduktorů a abduktorů. Souhra těchto svalů obecně je důležitá i při chůzi a dalším pohybovém projevu (Kapandji, 1987; Gross et al., 2002).

### 2.3.2 Noha a kotník

*The human foot is one of nature's works of art and as such, it has not yet been fully recognized and explained. It will require a deal of scientific investigation before this structure is fully understood.*<sup>6</sup> (Hohmann, 1923)

I přestože je citát uvedený v začátku kapitoly starý téměř 100 let, je stále aplikovatelný i nyní. Přetrvávající snahu o prohlubování znalostí v oblasti kotníku a nohy dokládá i existence specializovaných organizací, mezi které patří například *i-FAB (International Foot and Ankle Biomechanics Community)*. Dalším důkazem je řada odborných, tištěných i online periodik zabývajících se výhradně tímto úsekem lidského těla (*Foot and Ankle International, Clinical Research on Foot and Ankle* aj.).

Noha a kotník představují složitý komplex skládající se z 28 kostí, 33 kloubů a 112 ligament, ovládaný celkem 34 svaly. Tento celek má několik důležitých funkcí. Je terminálním článkem kinematického řetězce dolní končetiny, který čelí vnějšímu odporu. Nese hmotnost těla, zajišťuje rovnováhu a tlumení nárazů, zprostředkovává přenos reakčních sil podložky dále do pohybového aparátu. Během chůze se zdravá noha deformuje na nerovné povrchy před provedením série biomechanických změn, které jí umožňují působit jako pevná páka k vynucení síly (Dawe et Davis, 2011).

Dále může noha kompenzovat nedostatky v proximálnějších částech těla, ať už jde o odchylky v osovém uspořádání skeletu či ztrátu funkce horní končetiny z nejrůznějších příčin (Houglum et Bertoti, 2012). Funkce nohy je jedno z rozhodujících kritérií, které se podílí na kvalitě posturální stabilizace a lokomoce (Toppischová et Šnoplová, 2008).

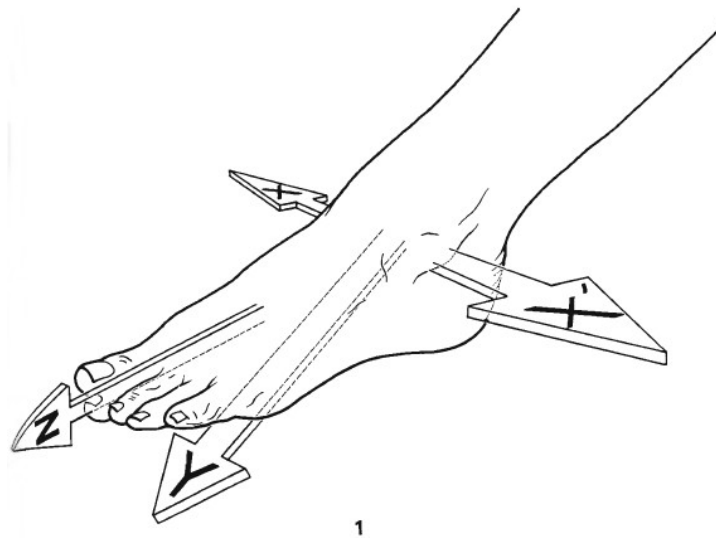
Nohy jsou také významným hmatovým orgánem. Tato funkce je však u většiny současné populace nedostatečně vyvinutá, až zakrnělá. To je způsobeno moderními návyky – od prvního dne života jsou lidské nohy schovávány, oblékány a obouvány a

---

<sup>6</sup> *Vlastní překlad z originálu:* Lidská noha je jedním ze zázraků přírody a jako taková ještě nebyla plně rozpoznána a vysvětlena. Než bude této struktuře plně porozuměno, bude potřeba rozsáhlý vědecký výzkum.

postupně ztrácí nejen hmatovou, ale i termoregulační schopnost. Čítí v nohách je přitom podmínkou správné orientace při chůzi, bezpečného odrazu, nášlapu a jistého stoje, který neunaví (Lewitová, 2016). I Kapandji (2011) uvádí, že hypoaférentace, způsobená neustálým nošením obuvi a chozením po tvrdém povrchu, má za následek oslabení schopnosti absorbovat nárazy a překonávat různé terény.

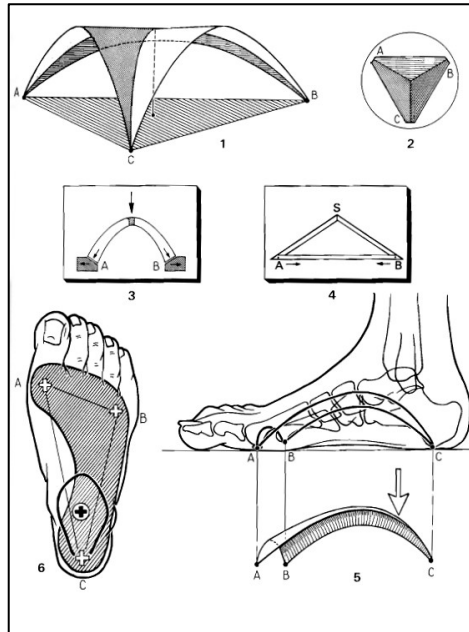
Kloubní komplex kotníku a nohy má charakteristiky tříosého kloubu, což dovoluje jeho pohyblivost všemi směry. Osy pohybu se sbíhají v oblasti talu (viz obrázek č. 9). Pohybů při adaptaci nohy v terénu se účastní všechny jeho klouby, nicméně hlavním lokomočním centrem je hlezenní kloub. V tom jsou možné pohyby pouze v transverzální ose X, tedy sagitálním směru – dorzální flexe a plantární flexe. K dlouhé ose dolní končetiny Y jsou vztaženy addukce a abdukce, které jsou propojeny s rotačními pohyby bérceových kostí. Dlouhá osa nohy Z kontroluje inverzi a everzi nohy (Kapandji, 1987; Zwipp et Randt, 1994).



Obrázek 9: Tři osy pohybu kloubního komplexu kotníku a nohy (Kapandji, 1987)

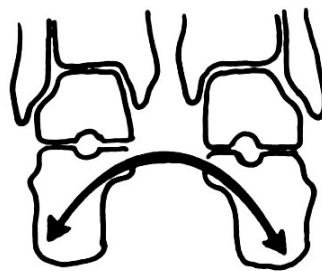
Kombinace výše zmíněných pohybů tvoří trojrozměrné pohyby do supinace a pronace. Během supinace dochází k propojení plantární flexe, inverze a addukce a ploska nohy se stáčí mediálně. Při pronaci, kdy se ploska stáčí laterálně, je pak zkombinována dorzální flexe, everze a abdukce.

Kapandji (1987) dále přirovnává nohu, z architektonického pohledu, ke klenbě, která je podepřena třemi oblouky. Ty jsou, dle autora, rozepjaty mezi třemi základními body opory – os calcaneus, vnitřkem hlavičky I. metatarzu a vnější porcí hlavičky V. metatarzu. (obr. č. 10) Tato konstrukce umožňuje noze schopnost nést významnou váhu, a zároveň se přizpůsobit nerovnému terénu.



Obrázek 10: Architektonický pohled na klenby nohy (Kapandji, 1987)

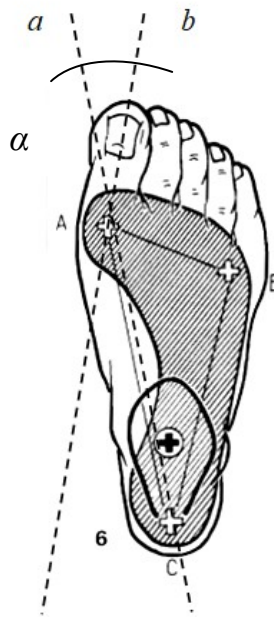
Za čtvrtý oblouk nohy můžeme považovat křivku mezi oběma patními kostmi během bipedálního stoje (viz obr. č. 11). Tato pozice patních kostí společně s lehkou valgózitou umožňuje stabilizaci těla, a to zejména během chůze (Bähler, 1986).



Obrázek 11: Čtvrtý oblouk nohy (Bähler, 1986)

Poznámka: Barvy obrázku invertovány autorkou.

Současný pohled na ideální model zatížení nohou v klidném stoji, podle principů posturální ontogeneze, je charakterizován stranovou symetrií a centrovaným postavením nohy. To je definováno centrovaným postavením subtalárního kloubu s aktivní nožní klenbou, čtyřbodovou oporou a oporou o prsty. Zde je patrný krok od konceptu převážně tříbodové opory k pochopení role prstců v pohybovém projevu člověka.



Obrázek 12: Znázornění úhlu valgozity palce (Kapandji 1987)

Poznámka: Osy doplněny autorkou

Zajímavé je, že právě na jedné z nejznámějších ilustrací z Kapandjiho knihy *The Physiology of Joints* (viz obr. č. 12), je na zobrazené noze patrná valgózní deviace palce a varózní deviace všech prstců. Ta odpovídá typicky deformované noze většiny dospělé populace, která nosí příliš úzkou a těsnou obuv. Domnívám se, že většina fyzioterapeutů by tuto odchylku již hodnotila jako počínající estetickou a funkční deformitu vbočený palec neboli *hallux valgus*. Ta je hodnocena dle úhlu valgozity palce (úhel  $\alpha$ ), který svírá podélná osa základního článku palce (osa  $b$ ) s podélnou osu I. metatarzu (osa  $a$ ).

Přibližný úhel<sup>7</sup>, který na obrázku č. 12 svírá osa *a* s osou *b* činí 30°, což odpovídá střední valgozitě palce, která se pohybuje v rozmezí mezi 20 a 40° (Rapi, 2016).

## 2.4 Funkce nohy z pohledu fyzioterapie

Funkční či strukturální poruchy v oblasti nohou jsou častým důvodem návštěvy fyzioterapeuta. Mezi nejběžnější diagnózy patří příčně a podélně plochá noha, kladívkovité a drápkovité prsty, vbočený palec, Mortonova metatarzalgie, plantární fasciitida nebo patní ostruha. Je také otázkou, do jaké míry jsou návštěvy pacientů s dalšími funkčními obtížemi v proximálnějších segmentech muskuloskeletálního aparátu sekundárním důsledkem právě patologického postavení a funkce nohy.

Noha, základní kámen opory vzpřímeného držení těla, je fascinující a složitá struktura, ve zralé lidské lokomoci jediné místo styku se zemí. Její nastavení a funkce se promítá do celého těla, ale proces zobrazení vzdálených poruch probíhá i naopak, proto bychom jí měli věnovat dostatek pozornosti.

### 2.4.1 Role nohy v neuromuskulárním aparátu

Již Véle (2006, s. 102) uvedl, že informace z chodidel mají významnou roli ve stabilizaci vzpřímeného držení. Připojují se k němu Kolář a Vařeka (2009, s. 167), kteří považují nohu za stěžejní složku v systému posturální stabilizace a lokomoce a přisuzují jí dynamickou i statickou funkci.

Vzhledem k tomu, že změna funkce nohy může způsobit změny na všech úrovních pohybového aparátu, včetně jeho řídicí složky, je nezbytné nohu vyšetřit v rámci komplexního kineziologického rozboru (Maršáková et Pavlů, 2012). Také dle Lewita a Lepšíkové (2008) má dysfunkce nohy za následek zřetězení v muskuloskeletálním

---

<sup>7</sup> přibližný úhel byl naměřen pomocí virtuálního pravítka MB-Ruler 5.3



aparátu, které je klinicky podobné poruchám stabilizačního systému, a projevuje se výskytem spoušťových bodů kompenzačně omezujících pohyblivost. Podobný názor má i Toppischová a Šnoplová (2008), tvrdí, že porucha postavení nebo pohybové funkce nohy je spojená s poruchou motorického stereotypu a ovlivňuje tak postavení a funkci dalších segmentů dolních končetin a osového orgánu. Neřešená porucha funkce nohy se pak může, dle autorek, projevit jako bolest nejen v oblasti nohy, ale i kloubů dolních končetin či zad. Klimpera (2018) přirovnává lidské tělo k věži z kostek a jednoduše tak vysvětluje řetězení poruch nohy do proximálních částí pohybového aparátu.

Dítě s pomocí nohou objevuje svět, jeho nohy fungují jako významná brána do centrální nervové soustavy (dále CNS) a jsou důležitým článkem v řetězu psychomotorického vývoje dítěte. CNS přijímá velké množství informací, které aktivují vzpřímené držení těla. Jsou to informace z opěrných bodů, údaje o svalovém předpětí a tvaru klenby (Pročková, 2016). Ty pak mozek používá ke korekci těžiště, řízení polohy a pohybu těla. Svalové napětí v etáži plosky také ovlivňuje bránici a tím i dechový stereotyp (Kolář, 2009).

Noha je tedy základní kámen opory vzpřímeného držení těla, při chybné opoře není možné zajistit napřímení páteře, a proto by korekce a nácvik opěrné funkce nohy měla být součástí celistvé fyzioterapeutické péče.

Lewitová (2016) uvádí, že prstce a kvalitní opora o ně vytváří příčnou klenbu, malíková hrana a opora o palec natolik zpevní nohu, že kotník je stabilní. Stejně jako Véle (2006) tak dává do přímé souvislosti oporu o prstce s proximálnějšími segmenty kosterně-svalového aparátu.

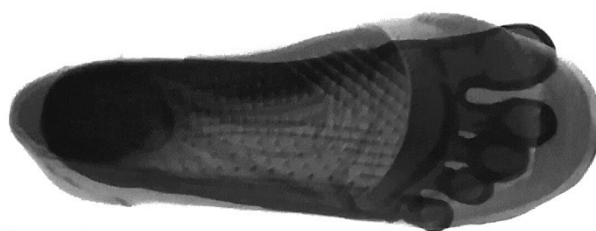
## **2.4.2 Noha a obuv**

*„Každá pomůcka, která nahradí aktivní práci těla, způsobí, že tato schopnost se buď nerozvine, nebo postupně a nenápadně odejde, zanikne.“ (Hermach, 2015)*

Nošení obuvi je v porovnání s miliony let vývoje homo sapiens sapiens velmi krátkým obdobím. Obouvání v takové míře, jak ho známe dnes, je úkazem trvajícím pouze několik desetiletí (Dungl, 1989). Čím větší je tloušťka, rigidita nebo naopak měkkost

podrážky, tím více snižuje proprioceptivní *feedback*<sup>8</sup> z nohou. Centrální nervová soustava nedostává potřebné množství informací a dochází ke snížení kvality pohybového vzorce (Saxby, 2011). Vlastnosti běžné boty narušují plynulé, fyziologické odvinutí chodidla, které je jimi znemožněno. Přirozený odval je nahrazen dopadem na celou plochu nohy či *heel strike*<sup>9</sup> fází s příliš velkou, nepřiměřenou intenzitou bez navazujícího odvinutí přední části nohy. Tento fenomén se vyskytuje u většiny dospělé populace, u níž je tudíž přítomna hrubá a monotónní, neuvědomělá chůze (Hermach, 2005).

Obuv svým charakterem vstupuje do motorického vývoje dítěte (Wegener, 2011). Ukazuje se, že již podrážka s tloušťkou 7 mm může způsobit u dětí předškolního věku tlumící efekt, a tvarovaná stélka nemá vliv na aktivní vytváření funkční klenby nohy (Wolf, 2008; Svobodová, 2011). Jak již bylo zmíněno v úvodu práce, pasivní fixace nohy v nevhodné obuvi (viz obrázek č. 13), které jsou jedinci vystavováni již od útlého mládí, má naopak za následek ztrátu jejího přirozeného tvaru a funkce. Tento problém se týká především prstců nohy, které jsou v nedostatečném prostoru tísněny a ztrácejí své přirozené centrované postavení. To má za následek poruchu jejich zapojení do opěrné funkce pro udržení vzpřímeného stoje a do odrazu během krokového cyklu počínající už v raných stádiích motorického vývoje (Buchtelová & Vaníková, 2010; Lewitová, 2016).



Obrázek 13: Typický příklad nevhodných rozměrů obuvi (Tóthová, 2016)

---

<sup>8</sup> *feedback* (angl.): zpětná vazba

<sup>9</sup> *heel strike* (angl.): úder paty, názvosloví dle Vaughana (1992)

I přestože jsou malé a speciálně užší nohy společností považovány za atraktivnější, existuje mnoho důkazů o skutečnosti, že dlouhodobé nošení obuvi se špatnou velikostí nese zodpovědnost za deformace nohy. Ty pak mají přímou souvislost s některými úrazy a sníženou výkonností sportovce, ale i běžné populace (Cain et al., 2007).

### 2.4.3 Nácvik správné funkce nohy

Centrace kloubu je stav jeho ideálního zatížení, při kterém jsou síly působící na kloub a jeho styčné plochy rovnoměrně rozloženy. Kloubní ligamenta jsou uvolněna a kloubní pouzdro je minimálně napjato. Tento stav se však neváže jen na statické polohy, ale vztahuje se na celý rozsah pohybu.

Vzhledem k tomu, že z opěrných míst vychází vzpřímení a cílený pohyb, celá řada terapeutických přístupů pracuje s fenoménem centrované opory. Optimální aferencí z periferie dochází k výraznější aktivaci fyziologických stabilizačních vzorů (Kolář et al., 2009).

Během fyzioterapeutické intervence v nácviku stabilizační funkce nohy se fyzioterapeut snaží docílit nejenom maximálně kvalitní opory v oblasti nohy, ale i centrovaného postavení celé dolní končetiny s neutrálním nastavením pánve, napřimeného držení páteře a neutrálního nastavení hrudníku (Kinclová, 2016).

Prostředkem nácviku správné funkce nohy mohou být principy posturální ontogeneze, se kterými pracují metody založené na vývojové kineziologii, jako je například *Dynamická neuromuskulární stabilizace*. S nohou pracují i další terapeutické směry, jako je terapeuticko-pohybový koncept *Spiraldynamik®*, metoda *Feldenkrais®* či mezi českými studenty i absolventy fyzioterapie stále populárnější učení *Fyzioterapie funkce* Bc. Clary Lewitové.

Ideálním cílem všech terapeutických přístupů je zdravá noha včetně prstů bez deformací, která funguje prokazatelně efektivněji než její opak (Hughes et al., 1990).

# Abeceda pro naše nohy

A) Cítit, hmatat, učit se i poslepu rozoznávat různé povrchy (doma i venku). Maslovat si nohy i prsty.

B) Sbírat bosou nohou věci se země



C) přistička: pala i prstce jsou na zemi

D) z přističky → dlouhé prstce, pohyb po zemi

E) prsty od sebe roztažnouť pohyb jde po zemi na vnější (lat.) i vnitřní (med.) straně se aktivují svaly, zpevňující nohu

F) trénink prvních prstů prsty jsou dlouhé, na zemi; prstem jemně zatlacit na špičku každého jednoho prstce; ten systém první, neohne se v žádném kloubu

G) pasivní zhroupení → síla

Odrax prstci při chůzi → akce

aktivní odrax prstci

Obrázek 14: Abeceda pro naše nohy (kresba Clary Lewitové)

## **3 CÍL, ÚKOLY PRÁCE A HYPOTÉZY**

### **3.1 Cíl práce**

Cílem této diplomové práce je nalézt souvislosti mezi klinickým testem dle Véleho a přístrojovým vyšetřením stability. Instrumentálně hodnocenými parametry je pohyb COM, rozsah pohybu v kyčelním kloubu a v kloubním komplexu kotníku a nohy. Dalším přístrojovým vyšetřením je pedobarografický záznam, kterým si klademe za cíl nalézt souvislosti mezi výsledky Véle-testu a asymetrií zatížení plosek obou dolních končetin.

S přihlédnutím k charakteru této práce je také cílem snaha o nalezení vhodných postupů k další objektivizaci Véle-testu.

### **3.2 Úkoly**

- 1) Vymezit teoretická východiska a nastudovat odbornou literaturu vztahující se k řešenému tématu
- 2) Zpracování literární rešerše k řešenému tématu
- 3) Stanovení metodiky práce
- 4) Sběr dat
- 5) Analýza a vyhodnocení získaných dat
- 6) Interpretace zjištěných poznatků

### **3.3 Vědecké otázky a hypotézy**

- 1) Existují objektivně měřitelné rozdíly v pohybu COM mezi jedinci, kteří dosahují různých stupňů testu dle Véleho?
- 2) Jaký má vliv výsledek Véle testu větší než 1 na rozsah pohybu v komplexu hlezenního kloubu a nohy a kyčelním kloubu?
- 3) Jaké jsou, u jedinců s výsledkem Véle-testu větším než 1, výsledky pedobarografie, co se týče symetrie zatížení plosek nohou?
- 4) Jsou výsledky Véle-testu objektivním ukazatelem úrovně posturální stability?

**H1:**

U jedinců se stupněm výsledku Véle-testu větším než 1 se v porovnání s kontrolní skupinou projeví zvýšený pohyb COM alespoň v jednom z uvažovaných směrů – anterioposteriorním, mediolaterálním:

**H1a:** v klidném stojí na pevné zemi bez zrakové kontroly

**H1b:** ve stojí na balanční ploše bez zrakové kontroly

**H2:**

U jedinců se stupněm výsledku Véle-testu větším než 1 se v porovnání s kontrolní skupinou projeví rozdíl v rozsahu pohybu v kloubním komplexu kotníku a nohy alespoň v jedné z uvažovaných rovin – frontální, transversální, sagitální:

**H2a:** v klidném stojí na pevné zemi bez zrakové kontroly

**H2b:** ve stojí na balanční ploše bez zrakové kontroly

**H3:**

U jedinců se stupněm výsledku Véle-testu větším než 1 se v porovnání s kontrolní skupinou projeví rozdíl v rozsahu pohybu v kyčelním kloubu alespoň v jedné z uvažovaných rovin – frontální, sagitální:

**H3a:** v klidném stojí na pevné zemi bez zrakové kontroly

**H3b:** ve stojí na balanční ploše bez zrakové kontroly

**H4:**

U jedinců se stupněm výsledku Véle-testu větším než 1 se v porovnání s kontrolní skupinou projeví výraznější asymetrie zatížení plosek dolních končetin.

## **4 METODOLOGIE**

### **4.1 Metodologický princip**

Předmětem výzkumu, v rámci této diplomové práce, byly souvislosti mezi klinickým testem dle Véleho a přístrojovým vyšetřením posturální stability. Během klinického hodnocení bylo aspekčně posouzeno chování prstců a nohou ve vzpřímeném bipedálním stoji, na základě tohoto vyšetření byli probandi rozděleni do dvou skupin. Mezi hodnocené aspekty v případě instrumentálního hodnocení patřilo chování COM a rozsah pohybu v kotníku a kyčelním kloubu ve dvou různých posturálních situacích. Dalším přístrojovým vyšetřením byl pedobarografický záznam, kde byla sledována asymetrie zatížení plosek ve vzpřímeném bipedálním stoji. Data získaná během měření byla poté dále zpracovávána. Porovnávány byly rozdíly mezi dvěma skupinami, kontrolní skupinou (S1, n1 = 7) a experimentální skupinou jedinců s výsledkem Véle-testu 2 – 3 (S2, n2= 8).

### **4.2 Popis výzkumného souboru**

První linii výběru probandů představovalo zhodnocení chování prstců 32 osob ve vzpřímeném stoji. Další výběr osob nebyl náhodný, vzhledem k charakteru diplomové práce bylo potřeba k výzkumu přijmout jedince s pozitivním výsledkem Véle-testu a osoby vhodné pro účast v kontrolní skupině, muže i ženy. Na základě vyšetření dle Véleho, časových možností probandů a komorbidit, které by mohly ovlivnit výsledek výzkumu (viz dále), bylo pozváno k měření 15 probandů – 10 žen a 5 mužů ve věku 21 – 28 let.

Probandi byli rozděleni do dvou skupin na základě výsledku Véle-testu. Průměrný věk účastníků výzkumu byl 24,05 let (21 – 28 let), průměrná výška byla 170,73 cm (155,5 – 191 cm), průměrná hmotnost 64,6 kg (47 – 100 kg). Z výzkumu byli předem vyřazeni jedinci s poruchami rovnováhy, onemocněním CNS, osoby s motorickým omezením či s úrazem kloubů dolních končetin v posledních dvou letech a vrcholoví sportovci. Příčné a podélné plochonoží jsme nepovažovali za směrodatné. Letmá zkušenost

s balančními plochami byla taktéž jedním z pozitiv při výběru probandů, avšak pravidelný trénink na balančních plochách jsme u nich vyhodnotili jako nežádoucí.

V den měření byl proband tázán na aktuální zdravotní a psychický dyskomfort či pocity únavy. Jeden z probandů byl ze skupiny vyřazen z důvodu fyzického dyskomfortu a není zařazen ani v základních charakteristikách výzkumného souboru. Nahrazen byl poté jinou osobou ze zmíněného základního výběru.

Číslování probandů (P) je shodné v celém rozsahu praktické části této diplomové práce. První číslo znázorňuje skupinu, do které proband přísluší. Probandi kontrolní skupiny (S2) tedy mají přidělené názvy P11 – P17, probandi experimentální skupiny (S2) názvy P21 – P28.

## **4.3 Metody měření**

### **4.3.1 Test dle Véleho**

Klinicky byla posturální stabilita hodnocena testem dle Véleho (Véle et Pavlů, 2012). Probandi byli vyzváni k zaujmutí svého přirozeného vzpřímeného stoje a po aspekčním zhodnocení postavení prstců dle daných pravidel (viz kapitola 2.2.5.1) byli rozřazeni do skupin, podle kterých byla následně hodnocena data získaná při přístrojovém vyšetření.

### **4.3.2 Pedobarografie pliance-x® sensing system**

Přístrojové vyšetření bylo zahájeno minutovým pedobarografickým záznamem klidného vzpřímeného stoje s otevřenýma očima na snímací podložce přístroje pliance-x® sensing system. Stoj nebyl, stejně jako v případě testování dle Véleho, korigován, vyšetřované osoby zaujmuly svůj přirozený vzpřímený stoj o libovolné bazi. Hodnoceným parametrem byla asymetrie zatížení plosek dolních končetin.



### 4.3.3 3D kinematická analýza Xsens

Měření pomocí 3D kinematické analýzy Xsens bylo provedeno ve dvou posturálních situacích:

*1. posturální situace*

klidný stoj na pevné zemi se zavřenýma očima po dobu 60 s

*2. posturální situace*

stoj na balanční ploše Thera-Band Wobble Board se zavřenýma očima po dobu 60 s

#### **Standardizace stoje pro vyšetření 3D kinematickou analýzou Xsens**

Během standardizace stoje pro vyšetření přístrojem Xsens jsem se držela doporučení Jung et al. (2012), kteří na základě svého výzkumu doporučují při vyšetřování posturální stability v klidném stoji nastavit šířku baze probanda na polovinu šířky ramen. Autoři uvádí, že i přesto, že může širší baze podpořit stabilitu ve stoji, způsobuje taktéž paradoxně větší pohyby COM na základě rozdílného zapojení distálních svalů dolní končetiny. Tyto výsledky pak mohou ovlivnit interpretaci parametrů během vyšetřování na silové plošině. Jako vhodnou standardizaci pak zmiňují výše již uvedenou šířku baze rovnou polovině šířky ramen, která se v daném výzkumu ukázala jako optimální.

Hejda et al. (2015) uvádí, že pro identifikaci posturálního deficitu je výhodné vyšetřovat stoj na balanční podložce se zavřenýma očima. Přestože je stoj na balanční úseči Thera-Band se zavřenýma očima značně nestabilní, jedná se o vyšetření ve skupině fyzicky aktivních, zdravých jedinců ve věku 21 – 28 let, kteří by se splněním zadané posturální situace neměli mít problém.



Obrázek 15: Balanční úseč Thera-Band Wobble Board  
(<http://www.thera-band.cz/balancni-usec-kruhova>)

Varianta se zavřenými očima byla zvolena i v klidném stoji. Stoj s otevřenými očima se při zkušebních měřeních ukázal jako nevhodný, a to především z toho důvodu, že dosahované hodnoty v jednotlivých kloubních úsecích a pohyb COM byl příliš malý pro další analýzu.

Pro obě posturální situace byl stoj standardizován shodně, tedy jako co nejpodobnější ideálnímu stoji dle Kendalla et al. (1993) a Grosse et al. (2005): chodidla, kolenní a kyčelní klouby v neutrálním postavení, napřímení, horní končetiny volně podél těla, hlava v neutrální poloze.

Přístrojové hodnocení daných parametrů bylo provedeno pomocí přístroje Xsens MVN Link. Snímací frekvence byla stanovena na 240 Hz. Aplikováno bylo všech 17 snímačů pohybu MTx.

Hodnocené parametry byly:

*amplituda pohybu COM*

*amplituda pohybu v kyčelním kloubu*

*amplituda pohybu v kloubním komplexu kotníku a nohy*

Přístroj MVN Link vztahuje kinematické údaje těla ke dvěma *referenčním rámcům*<sup>10</sup>:

*Globální referenční rámec* představuje tradiční pravotočivá kartézská soustava souřadnic:

*osa  $X^G$*  je orientovaná na severní magnetický pól

*osa  $Y^G$*  je orientovaná dle pravidla pravé ruky na západ

*osa  $Z^G$*  ukazuje vzhůru

---

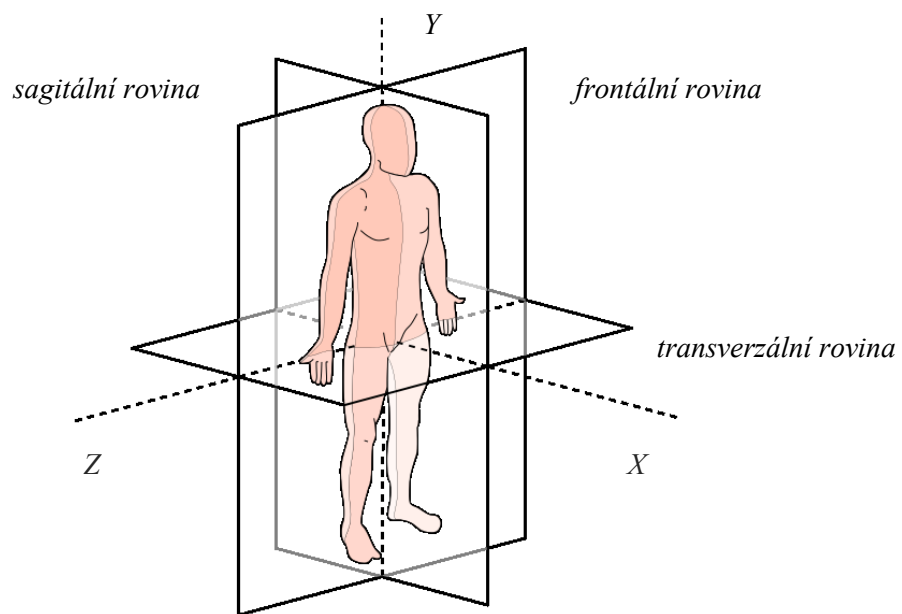
<sup>10</sup> definice viz kapitola 2.2.3.

Pro výpočet kloubních úhlů je přidán další, *relativní referenční rámec*, který je vztážen k základní anatomické poloze<sup>11</sup> lidského těla:

*osa X* je orientovaná předozadně, probíhají kolem ní tedy pohyby ve *frontální rovině*, ve směru abdukce (ABD) a addukce (ADD)

*osa Y*, *vertikální* neboli *svislá osa* probíhá od kloubu ke kloubu, jsou k ní vztáženy pohyby v *transverzální rovině*, ve směru vnitřní a zevní rotace (VR, ZR)

*osa Z* ukazuje doprava, může být nazývána i *laterolaterální* či *příčná* a definuje ohyby probíhající v *sagitální rovině*, tedy pohyby do flexe (FX) a extenze (EX) nebo do dorzální flexe (DFX) a plantární flexe (PFX)



Obrázek 16: Anatomická poloha těla (Fredrik, 2014)

Poznámka: Popis os a rovin doplněn autorkou

---

<sup>11</sup> anatomická poloha těla je definována jako vzpřímený stoj s horními končetinami svěřenými podél boků a s dlaněmi obrácenými vpřed (Čihák, 2001)

Směr pohybu v kloubech je určen kladným či záporným znaménkem následovně:

*X: ABD (+) / ADD (-)*

*Y: VR (+) / ZR (-)*

*Z: FX (+) / EX (-) respektive DFX (+) / PFX (-)*

Relativní, anatomický referenční rámec je systémem Xsens používán pouze pro výpočet kloubních úhlů. I přestože znalosti orientace na lidském těle patří mezi základní, považuji za nutné zde osy a roviny pro tuto konkrétní situaci definovat. V některých studiích, týkajících se 3D kinematické analýzy, mohou být použity rozdílné relativní a globální referenční rámce a mohlo by tak dojít k nesprávné interpretaci výsledků.

## **4.4 Organizace výzkumu**

Měření proběhlo v laboratoři Biomechaniky a extrémní zátěže v budově UK FTVS.

Během organizace časového rozvrhu experimentu, který byl stanoven na rozmezí jednoho týdne, byli probandi poprvé informováni ohledně principů měření a vhodného oblečení pro jeho provedení. Časový odstup mezi probandy měřeními v jeden den byl stanoven na délku jednoho měření.

V den měření byli probandi konkrétněji seznámeni s průběhem a s jednotlivými přístroji a po dotazu na aktuální zdravotní stav byli požádáni o podpis informovaného souhlasu.

Měření bylo zahájeno snímáním minutového pedobarografického záznamu ve vzpřímeném stoji na snímací podložce přístroje pliance-x® sensing system.

Poté byly odebrány somatometrické údaje nutné pro kalibraci přístroje Xsens pro daného jedince.

Naměřeny byly tyto parametry, pomocí pásové míry, na základě vyhledání antropometrických bodů v souladu s instruktážními filmy společnosti Xsens:

- a) výška
- b) délka nohy: vzdálenost (d) = pata => nejdelší prst na noze
- c) výška kotníku: d = zem => střed *malleolus lateralis*
- d) výška kolenního kloubu: d = zem => zevní štěrbina kolenního kloubu
- e) výška kyčelního kloubu: d = zem => *trochanter major*
- f) šířka pánve: d mezi *spina iliaca anterior superior* pravé a levé strany
- g) šířka ramen: d mezi *acromionem* pravé a levé strany
- h) rozpětí paží: d mezi oběma daktyliony v rozpažení

Palpační určení antropometrických bodů pro měření pásovou mírou bylo provedeno dle Grosse et al. (2005).

Tabulka 1: Somatometrické údaje [cm]

	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>d</i>	<i>e</i>	<i>f</i>	<i>g</i>	<i>h</i>
<b>P11</b>	191	28,5	8	57	103	30	44	201
<b>P12</b>	185	26	8	51	92	28	45	184
<b>P13</b>	168	23,5	6,5	47	81	26	38	167
<b>P14</b>	172	25	6	43	76	26	38	168
<b>P15</b>	186	26,5	8	51	90	31	44	182
<b>P16</b>	168	24,5	6	47	86	26	38	168
<b>P17</b>	162	23	6,2	47	82	30	37	161
<b>P21</b>	155,5	23,5	6	44	80	26,5	36	163,5
<b>P22</b>	168	24	6,5	45	83	25	38	166
<b>P23</b>	173	24,9	6,5	48	85,5	24	38	176
<b>P24</b>	160	25	5,5	44	79	23	36	166
<b>P25</b>	159	23,8	6	44	75	23	36	158
<b>P26</b>	180	26	7	51	91	28	40	45
<b>P27</b>	157,5	23	6	43	76	26	38	159,5
<b>P28</b>	176	26,2	7	50	92	25	38	181
<b>MIN</b>	155,5	23	5,5	43	75	23	36	45
<b>MAX</b>	191	28,5	8	57	103	31	45	201
<b>SH</b>	170,73	24,89	6,61	47,47	84,77	26,50	38,93	163,07
<b>SD</b>	11,10	1,53	0,82	3,94	7,72	2,47	2,99	34,63

Dále byla stanovena hodnota šířky baze pro nadcházející měření, vypočítána byla jako polovina šířky ramen (viz dále).

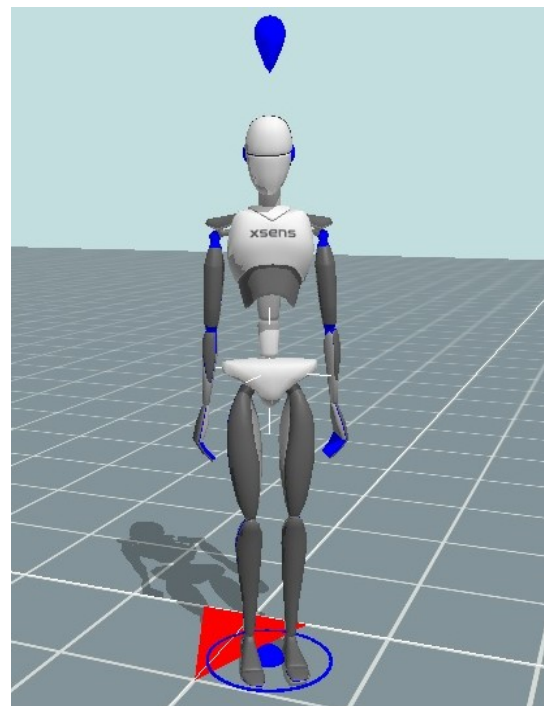
Následovala instruktáž standardizovaného klidného stoje a stoje na balanční podložce. Posléze došlo k umístění senzorů přístroje Xsens na tělo probanda. Jako vhodná varianta pro účely této diplomové práce byla vyhodnocena aplikace markerů pomocí upevňovacích pásek *FabriFoam Velcro straps*. Ta je taktéž doporučována výrobcem pro sběr hodnot u více jedinců s rozdílnými tělesnými proporcemi.

V instruktážních videích společnosti Xsens, ani v uživatelském manuálu, není zohledněna varianta měření bez obuvi. Sensory snímající hodnoty distální porce dolních končetin jsou dle videí upevňovány do jazyku boty.

Vzhledem k zaměření této diplomové práce, kdy bylo žádoucí změřit dané parametry bez bot, jsem pro upevnění senzorů v této oblasti zvolila aplikaci pomocí samolepícího suchého zipu, který byl nalepen na oblast *os cuneiforme mediale*. Tuto variantu upevnění jsem vybrala i pro oblast *manubrium sterni* a horních úhlů lopatek.



Obrázek 16a



Obrázek 16b

Obrázek 17: Oblek Xsens MVN Link

16a: Umístění snímačů MTx na tělo probanda (foto autorka)

16b: Proband v prostředí programu Xsens (printsreen z programu MVN Analyze 2017 vytvořený autorkou)

Po aplikaci markerů byl oblek<sup>12</sup> Xsens MVN Link spuštěn a spárován s počítačem prostřednictvím bezdrátové komunikace. Poté byly do systému zadány somatometrické hodnoty subjektu, naměřené zpočátku. Následovala kalibrace systému Xsens pomocí N-pozice udržované po dobu 5 sekund (klidný napřiměný bipedální stoj, chodidla na šířku pánve, horní končetiny volně spuštěné podél těla). Akceptována byla pouze kalibrace s nejlepším výsledkem *good*<sup>13</sup>.

Po opětovném ujištění, že proband dokonale chápe průběh experimentu a je připraven, bylo měření odstartováno.

#### 4.4.1 Průběh měření

Měření bylo provedeno na každém probandovi jedenkrát.

Jednotlivé posturální situace byly naměřeny v následujícím pořadí:

*1. Klidný bipedální stoj s otevřenýma očima*

po dobu 60 sekund na pedobarografickém snímači přístroje *pliance-x*®

*2. Klidný, standardizovaný stoj se zavřenýma očima*

po dobu 60 sekund na pevné zemi v obleku *Xsens MVN Link*

*3. Standardizovaný stoj na balanční ploše Thera-Band® Wobble Board*

po dobu 60 sekund v obleku *Xsens MVN Link*

Mezi jednotlivými situacemi byla určena pauza 120 sekund.

---

<sup>12</sup> oblek = všech 17 snímačů vzájemně propojených s přenosnou bezdrátovou stanicí MVN Link

<sup>13</sup> kalibrace v systému Xsens může dosáhnout čtyř hodnot: fail, poor, acceptable, good

## 4.5 Sběr dat

Teoretická část byla zpracována jako rešerše odborných publikací ke zvolenému tématu, využity byly tyto databáze: *National Center for Biotechnology Information*, *Google Scholar*, *ScienceDirect*. Pro přístup k celé řadě full-textů jsem využila institucionálního přístupu zprostředkovaného sítí Univerzity Karlovy. Pro sběr informací byla použita i databáze knihovny FTVS UK a knihovní služby nakladatelství České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně. Pro citaci publikací byla využita aktuální verze normy ČSN ISO 690-2.

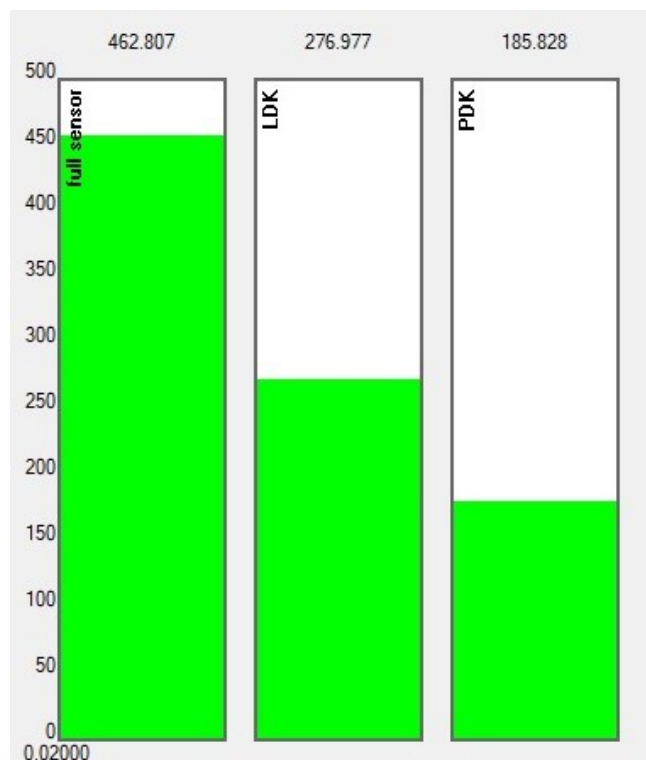
Pro sběr dat během praktické části byly využity počítače propůjčené Katedrou Biomechaniky a Anatomie s virtuálním prostředím licencovaných programů MVN Analyze 2017, MVN Analyze 2018.

## 4.6 Zpracování dat a statistické metody

Výsledky z klinického vyšetření dle Véleho a antropometrické údaje byly shromážděny a shrnuty do tabulky.

Pedobarografický záznam byl v prostředí programu *pliance-x online* zkrácen na úsek 30 sekund, vynecháno bylo vždy prvních 15 sekund nutných pro stabilizaci vzpřímeného stoje. Dále došlo k rozlišení pravé a levé plosky nohy pomocí masek definujících příslušnou oblast. Pro účely zhodnocení asymetrie zatížení jsme jako vhodnou veličinu zvolili průměrnou sílu vyjadřující zatížení během naměřeného úseku, jejíž zobrazení je jednou z funkcí programu *pliance-x online* (viz obrázek č. 18).





Obrázek 18: Zobrazení průměrné síly v programu pliance-x online

Hodnoty získané z retrospektivní analýzy pedobarografického záznamu byly shromážděny do tabulky, kde byly vztaženy k váze probanda a převedeny na procenta.

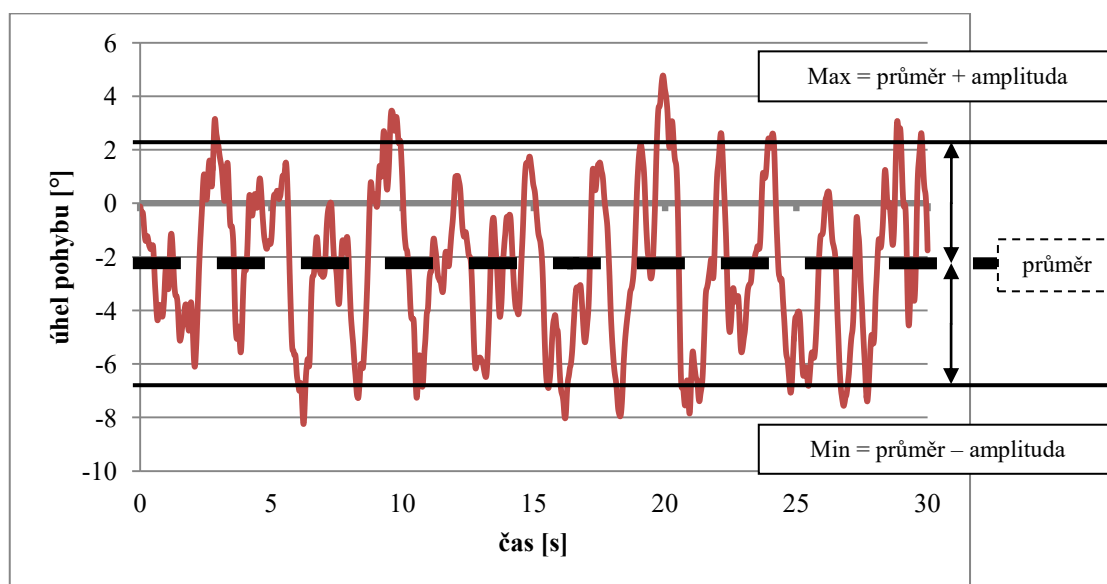
Naměřená data ze systému 3D kinematické analýzy Xsens byla pomocí programu *MVN Analyze* ze základního formátu pro čtení *MVN Studio Motion Capture Native File* převedena do formátu *MVN Studio Motion Capture XML File*. Úsek měření byl zredukován na 30 sekund, vynecháno bylo prvních 15 sekund nutných pro přizpůsobení subjektu daným posturálním situacím.



Obrázek 19: Grafické znázornění průběhu pohybu v prostředí *MVN Analyze*

Vstupní data byla exportována do programu Microsoft Office Excel 2007, kde došlo k jejich dalšímu zpracování. To spočívalo v identifikaci číselných hodnot definujících pohyb v jednotlivých kloubech na osách X, Y a Z a jejich grafickému znázornění. Grafy pro všechny zkoumané segmenty a posturální situace jsou k nahlédnutí v souboru umístěném na přiloženém CD.

Hodnoty představující průběh pohybu byly určeny na základě principů Gaussova normálního rozdělení s *pravidlem dvou sigma*. To je jedno z pravidel, která mohou být aplikována na výsledek náhodného pokusu s rozdělením  $N(SH, SD^2)^{14}$ . Pravidlo dvou sigma pokrývá hodnoty ležící v intervalu  $(SH - 2SD, SH + 2SD)$ , a to s pravděpodobností 95,45 %. Křivka pohybu v čase byla tedy zjednodušena pomocí funkcí popisné statistiky na rozmezí střední hodnota  $\pm$  amplituda. Střední hodnota je zde reprezentována průměrem a amplituda je rovna 2SD. Toto shrnutí je graficky znázorněno v grafu č. 1. Střední hodnotu pro jednotlivé probandy, tedy pozici, kolem které pohyb v dané posturální situaci osciloval, pak také dále shrnuji a komentuji v kapitole 5.2.



Graf 1: Grafické znázornění zkoumaných hodnot

<sup>14</sup> SH = střední hodnota  
SD = směrodatná odchylka

Prostředí programu Microsoft Office Excel 2007 bylo využito i pro statistické zkoumání vybraných dat. Jako nejvhodnější údaj pro účely zhodnocení průběhu daného pohybu během posturálních situací jsme zvolili amplitudu pohybu, která byla definována v souladu s pravidly výše zmíněného normálního rozdělení, tedy jako rovná 2SD. Vstupní data byla tedy dále tříděna a shrnuta do přehledných tabulek (viz příloha č. 6), které byly použity pro statistické vyhodnocení. Pro každý kloub byla určena samostatná tabulka, která byla dále rozdělena dle skupin a os pohybu.

Vzhledem k relativně malému počtu probandů a charakteru klinického testu dle Véleho, který používá nominální stupnici, jsme pro statistické zpracování byli nuceni použít neparametrické testy. Tedy ty, u nichž není třeba ověřovat normalitu rozložení četnosti výběrového souboru. Zjišťovali jsme rozdíly dvou nezávislých souborů o rozsahu 7 a 8 osob.

Po poradě s odborníky na statistiku jsme vzhledem k charakteru vstupních dat vybrali dvě varianty statistického zhodnocení, *Mediánový test* a *Mann-Whitney U test*, jinak zvaný *Wilcoxonův nepárový test*. Wilcoxonův nepárový test, který je neparametrickou alternativou *t-testu* pro dva výběry, se posléze ukázal jako nejvhodnější, jeho výsledky jsou shrnuty v kapitole č. X.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky vyšetření dle Véleho

Jak již bylo výše zmíněno, průběh měření byl zahájen klinickým vyšetřením dle Véleho. To je shrnuto v následující tabulce:

*Tabulka 2: Výsledky testu dle Véleho*

<b>Proband</b>	<b>Výsledek</b>
<b>P11</b>	1
<b>P12</b>	1
<b>P13</b>	1
<b>P14</b>	1
<b>P15</b>	1
<b>P16</b>	1
<b>P17</b>	1
<b>P21</b>	2
<b>P22</b>	2
<b>P23</b>	2
<b>P24</b>	2
<b>P25</b>	3
<b>P26</b>	2
<b>P27</b>	2
<b>P28</b>	2

Na základě tabulky č. 2, která charakterizuje zkoumaný soubor, jsou uspořádána a porovnávána data v následujících kapitolách.

Výsledkem prvního, klinického zhodnocení souboru je tedy následující rozřazení:

*S1 - kontrolní skupina,  $n = 7$*

*S2 - experimentální skupina,  $n = 8$*

Celkem tak bylo dále v první skupině vyšetřováno 7 osob se stupněm výsledku 1, tedy dokonalou stabilitou. Do druhé skupiny patřilo 7 osob s lehce porušenou stabilitou (stupeň 2), proband P25 vykazoval známky postižení třetího stupně, tedy středně porušené stability a významnější deformity prstců.

U čtyř probandů z experimentální skupiny byla patrná dominance postižení na jedné dolní končetině. Dva z nich (P21, P23) měli převládající postižení na levé dolní končetině a dva zbylí (P25, P26) pak na pravé dolní končetině. Věle však asymetrii v dostupné literatuře nekomentuje, tomuto hledisku se dále věnuji v diskuzi.

## 5.2 Pliance-x® sensing system

Výsledky zkoumané asymetrie zatížení plosek dolních končetin u výzkumného souboru, uvedené v procentech, jsou zobrazeny v tabulce č. 3. Kromě hodnot naměřených pro každého probanda zde hodnoty shrnuji i pomocí veličin popisné statistiky. Na výsledky tohoto měření nebyly aplikovány žádné statistické testy, a to z toho důvodu, že se pedobarografický záznam podařilo úspěšně odebrat pouze u 11 probandů, takže se ještě dále zúžil počet osob v jednotlivých skupinách.

Tabulka 3: Procentuální hodnoty asymetrie zatížení plosek

S1	LDK	PDK		S2	LDK	PDK
P11	x	x		P21	53,57 %	46,43 %
P12	52,70%	47,30%		P22	50,85 %	49,15 %
P13	48,80%	51,20%		P23	x	x
P14	52,40%	47,60%		P24	x	x
P15	46,90%	53,10%		P25	50,62 %	49,38 %
P16	x	x		P26	48,61 %	51,39 %
P17	50,20%	49,80%		P27	59,85 %	40,15 %
				P28	46,61 %	53,39 %
MAX	52,70%	53,10%		MAX	59,85 %	53,39 %
MIN	46,90%	47,30%		MIN	46,61 %	40,15 %
MED	50,20%	49,80%		MED	50,73 %	49,27 %

Mediány shrnující hodnoty procentuálního rozdílu mezi pravou a levou ploskou se sice liší pouze o několik desetín procent, ale ve prospěch výraznější asymetrie v experimentální skupině. Experimentální skupina také dosáhla nejvyšších hodnot maxima i minima procentuálního zatížení v porovnání se skupinou kontrolní. U dvou

jedinců s dominantním postižením jedné dolní končetiny v testu dle Véleho (P21 – levostranná dominance, P27 – pravostranná dominance) byl dokonce naměřen největší rozdíl v porovnání zatížení pravé a levé dolní končetiny.

### 5.3 Xsens

Interpretaci výsledků pro jednotlivé úseky, ve kterých bylo provedeno měření, vždy zahajují příkladem grafu zobrazujícím průběh pohybu v kloubu během měření (grafy všech probandů viz soubor na přiloženém CD). V grafech v úvodu kapitol je patrné, že výchylky pohybu v klidném stoji bez zrakové kontroly na pevné zemi jsou výrazně menší v porovnání se stojem na balanční podložce bez zrakové kontroly. Je zde vidět i posun střední hodnoty – tedy pozice, kterou proband zaujme v dané situaci ve zkoumaném úseku, a kolem které pohyb osciluje. Ve výsledcích dále pokračují tabulkou shrnující právě střední hodnoty (definice viz kapitola 4.6).

Data hodnotící amplitudu pohybu vypočítaná ze vstupních hodnot jsou zaznamenána v tabulkách v příloze č. 6. Každá z tabulek definuje pohyb v jednom kloubu či kloubním komplexu pro obě skupiny. První sloupec zahrnuje číslování probandů, druhý až čtvrtý sloupec uvádí číselné hodnoty amplitudy pohybu během dané posturální situace ve směrech definovaných osami X, Y, Z (viz kapitola 4.3.3). Pod každou ze skupin lze nalézt sumarizaci hodnot do veličin popisné statistiky, vypočítána byla střední hodnota znaku reprezentována *mediánem*<sup>15</sup>, určena byla i minimální a maximální hodnota. Tyto číselné charakteristiky jsme pak využili pro grafickou interpretaci výsledků, kterou si klademe za cíl především znázornění rozdílů mezi kontrolní a experimentální skupinou. Seřazení sloupců burzovních grafů kopíruje uspořádání skupin ve výzkumném souboru, první sloupec vždy reprezentuje první, kontrolní skupinu, druhý sloupec popisuje hodnoty příslušící druhé, experimentální skupině.

---

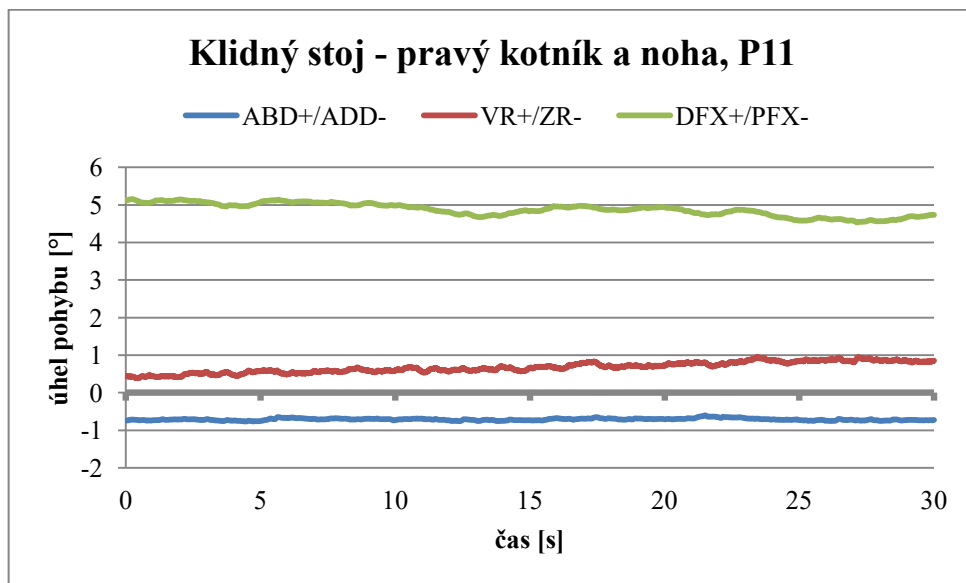
<sup>15</sup> *Medián* je tzv. robustní charakteristika, která je vhodná v případě, že soubor obsahuje některá extrémní data. Ta se v hodnotě mediánu neprojeví tak výrazně a je tak lépe vystihnuta střední hodnota souboru. Byl proto zvolen pro charakteristiku souboru i v našem případě.

Pro přehlednost grafického materiálu a systematickou interpretaci výsledků uvádím grafy pod kapitoly konkrétních posturálních situací. První linií v posturálně-pohybových strategiích jsou pohyby v komplexu kotník a noha, proto jsou vždy popisovány jako první.

### 5.3.1 Klidný stoj

V této kapitole budou popisovány hodnoty získané při vyšetření v klidném stoju na pevné zemi se zavřenýma očima. V charakteristikách prvního kloubního komplexu kotníku a nohy se modelově věnuji podrobnému popisu získaných hodnot, v dalších případech už jsou pak komentovány rozdíly, které považuji za nejvýznamnější.

#### 5.3.1.1 Kloubní komplex kotníku a nohy



Graf 2: Průběh pohybu v pravém kotníku a noze, P11, klidný stoj



Výzkumný soubor dosahoval při měření v klidném stoji se zavřenými očima následujících středních hodnot v pravém komplexu kotníku a nohy, kolem kterých pohyb osciloval:

Tabulka 4: Střední hodnoty pro pravý kotník a nohu v klidném stoji

<b>Střední hodnoty - pravý kotník a noha, klidný stoj [°]</b>			
	<b>X=ABD+/ADD-</b>	<b>Y=VR+/ZR-</b>	<b>Z=DFX+/PFX-</b>
<b>P11</b>	-0,711	0,672	4,875
<b>P12</b>	0,809	-0,146	5,491
<b>P13</b>	7,899	8,083	4,746
<b>P14</b>	0,813	1,021	2,993
<b>P15</b>	0,574	-0,126	4,985
<b>P16</b>	1,520	1,204	5,557
<b>P17</b>	1,119	0,628	4,292
<b>MAX</b>	<b>7,899</b>	<b>8,083</b>	<b>5,557</b>
<b>MIN</b>	<b>-0,711</b>	<b>-0,146</b>	<b>2,993</b>
<b>MED</b>	<b>0,813</b>	<b>0,672</b>	<b>4,875</b>
<b>P21</b>	-0,034	-17,355	4,268
<b>P22</b>	0,891	-0,501	4,784
<b>P23</b>	2,150	3,728	1,193
<b>P24</b>	-0,655	0,398	5,867
<b>P25</b>	-1,078	0,437	5,215
<b>P26</b>	0,211	0,818	4,618
<b>P27</b>	-0,382	1,567	5,010
<b>P28</b>	2,835	-0,798	5,417
<b>MAX</b>	<b>2,835</b>	<b>3,728</b>	<b>5,867</b>
<b>MIN</b>	<b>-1,078</b>	<b>-17,355</b>	<b>1,193</b>
<b>MED</b>	<b>0,089</b>	<b>0,418</b>	<b>4,897</b>

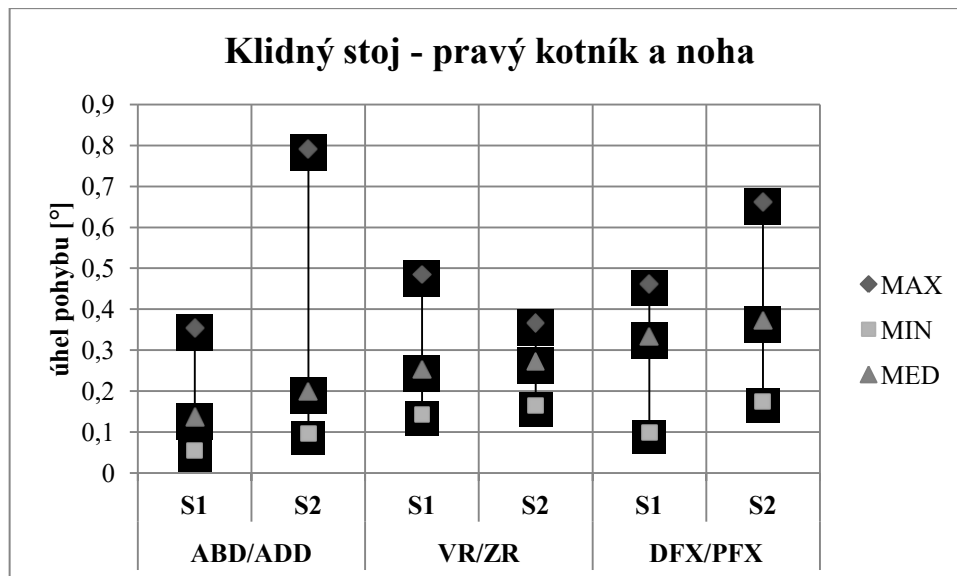
U probandů první skupiny přítomno obecně spíše mírné abdukční postavení, ve druhé skupině je naopak více probandů dosahujících záporných hodnot, tedy mírného addukčního postavení. Kontrolní skupina také obsahuje nejvyšší extrémní hodnotu ve frontální rovině (P13; 7,899), která reprezentuje výrazně převažující abdukční složku. Stejný proband dosahuje extrémní hodnoty i v rovině transverzální, ne však už v sagitální rovině. Srovnání mediánů obou skupin v těchto rovinách naznačuje, že experimentální skupina se spíše blíží nulovému postavení v kloubu. Mediány shrnující

hodnoty pro transverzální a sagitální rovinu se již tak výrazně neliší. Obě hodnoty jsou ve prospěch kladného směru, tedy v případě transverzální roviny mírného vnitřně rotačního postavení. V sagitální rovině bylo dosaženo vůbec nejvyšších hodnot, které popisují postavení v dorzální flexi. Hodnoty vypovídají o tendenci probandů obou skupin vyrovnávat výchyly spíše v prostoru před tělem.

Výsledky, které považujeme za nejdůležitější, jsou pro tento kloubní komplex shrnuty v tabulce č. 5. Tabulka zahrnuje vypočtené hodnoty amplitudy pohybu pro celý výzkumný soubor, jejich maximální a minimální hodnotu a hodnotu mediánu v jednotlivých skupinách. Další tabulky k ostatním grafům jsou k nalezení v příloze č. 6, v ostatních sekcích výsledků již uvádím pouze grafické znázornění těchto hodnot.

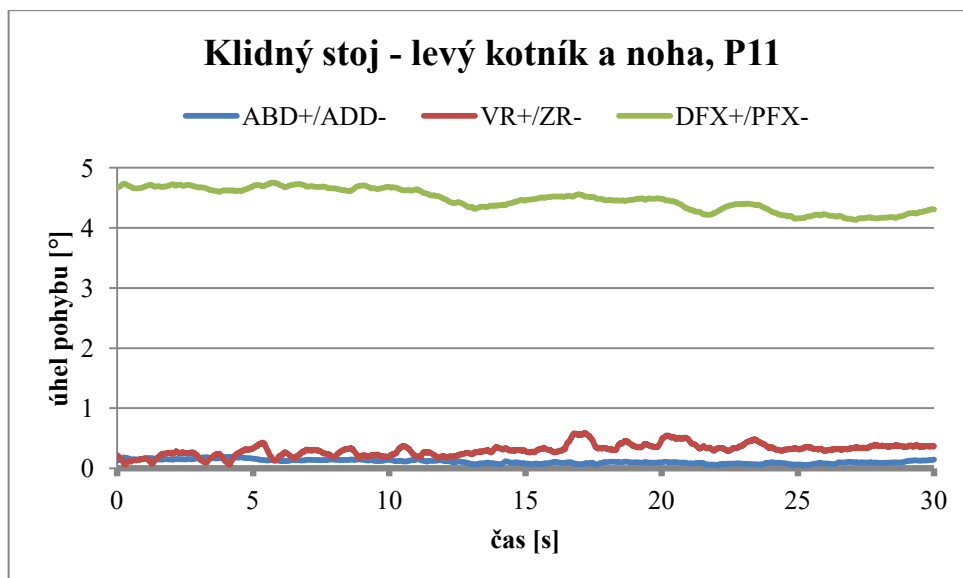
*Tabulka 5: Hodnoty amplitud pohybu pro pravý kotník a nohu v klidném stoji*

<b>Amplituda pohybu – pravý kotník a noha, klidný stoj [°]</b>			
	<b>X=ABD+/ADD-</b>	<b>Y=VR+/ZR-</b>	<b>Z=DFX+/PFX-</b>
<b>P11</b>	0,056	0,280	0,338
<b>P12</b>	0,137	0,150	0,334
<b>P13</b>	0,090	0,337	0,199
<b>P14</b>	0,354	0,485	0,462
<b>P15</b>	0,069	0,143	0,098
<b>P16</b>	0,226	0,253	0,438
<b>P17</b>	0,178	0,174	0,224
<b>MAX</b>	<b>0,354</b>	<b>0,485</b>	<b>0,462</b>
<b>MIN</b>	<b>0,056</b>	<b>0,143</b>	<b>0,098</b>
<b>MED</b>	<b>0,137</b>	<b>0,253</b>	<b>0,334</b>
<b>P21</b>	0,102	0,350	0,244
<b>P22</b>	0,329	0,256	0,422
<b>P23</b>	0,567	0,366	0,475
<b>P24</b>	0,200	0,303	0,175
<b>P25</b>	0,197	0,165	0,661
<b>P26</b>	0,157	0,284	0,293
<b>P27</b>	0,095	0,260	0,439
<b>P28</b>	0,792	0,197	0,323
<b>MAX</b>	<b>0,792</b>	<b>0,366</b>	<b>0,661</b>
<b>MIN</b>	<b>0,095</b>	<b>0,165</b>	<b>0,175</b>
<b>MED</b>	<b>0,198</b>	<b>0,272</b>	<b>0,372</b>



Graf 3: Srovnání amplitud pohybu pravého kotníku a nohy v klidném stoju

Z analýzy dat je patrné, že amplituda pohybu v kloubním komplexu pravého kotníku a nohy, reprezentována mediánem, je větší pro experimentální skupinu ve všech třech rovinách pohybu. Minimální hodnota dosahuje u experimentální skupiny vždy vyšších hodnot. Umístění mediánu v dolní polovině sloupců grafu č. 3, které je nejvýraznější u sloupce popisujícího pohyb kloubního komplexu ve frontální rovině u experimentální skupiny, svědčí o přítomnosti extrémní maximální hodnoty. Ta se výrazně odlišuje od ostatních naměřených hodnot pohybujících se v určitém rozmezí. Maximální hodnota rozsahu pohybu pak taktéž poukazuje na vyšší hodnoty u S2 v porovnání s S1 kromě pohybu v transverzální rovině. U obou skupin dominoval pohyb v sagitálním směru (jako směrodatnou hodnotu pro určení dominantního směru uvažují hodnotu mediánu).



Graf 4: Průběh pohybu v levém kotníku a noze, P11, klidný stoj

Střední hodnoty úhlů pohybu v komplexu levého kotníku a nohy, kolem kterých pohyb osciloval, se u výzkumného souboru v klidném stoju se zavřenými očima pohybovaly v následujícím rozmezí:

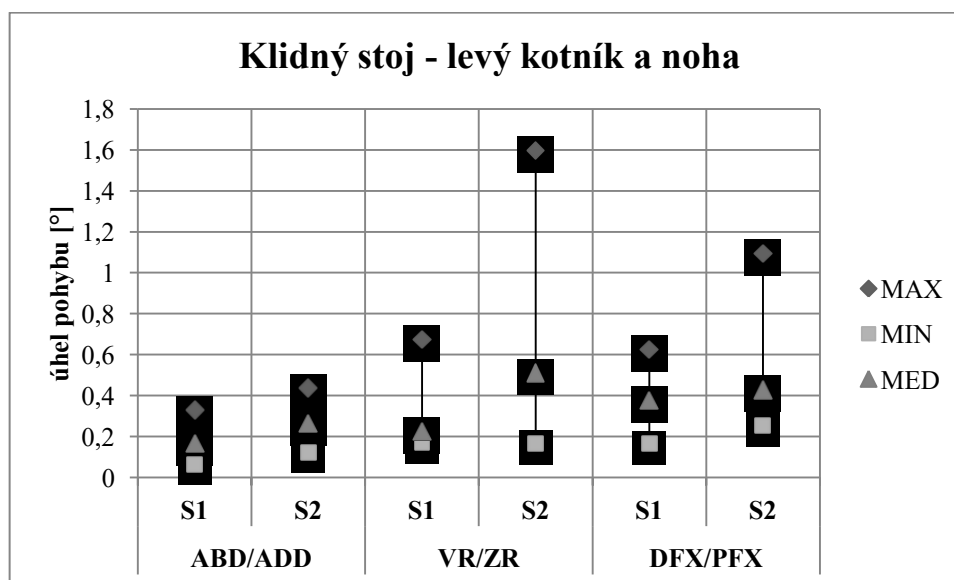
Tabulka 6: Střední hodnoty pro levý kotník a nohu v klidném stoju

Střední hodnoty - levý kotník a noha [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=DFX+/PFX-
P11	0,113	0,306	4,473
P12	-0,244	0,832	5,730
P13	-1,822	3,809	-2,019
P14	-2,447	-3,257	4,611
P15	0,837	-0,013	4,301
P16	1,383	-1,296	4,027
P17	0,544	-0,688	3,048
<b>MAX</b>	<b>1,383</b>	<b>3,809</b>	<b>5,730</b>
<b>MIN</b>	<b>-2,447</b>	<b>-3,257</b>	<b>-2,019</b>
<b>MED</b>	<b>0,113</b>	<b>-0,013</b>	<b>4,301</b>
P21	4,934	-24,122	-8,476
P22	4,683	-2,559	3,763
P23	2,482	-4,173	10,626
P24	-1,130	3,420	3,261
P25	-6,937	11,720	14,179

Střední hodnoty - levý kotník a noha [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=DFX+/PFX-
P26	-0,292	1,162	3,618
P27	0,576	2,160	4,701
P28	-0,336	4,125	4,521
<b>MAX</b>	<b>4,934</b>	<b>11,720</b>	<b>14,179</b>
<b>MIN</b>	<b>-6,937</b>	<b>-24,122</b>	<b>-8,476</b>
<b>MED</b>	<b>0,142</b>	<b>1,661</b>	<b>4,142</b>

V případě levého kloubního komplexu kotníku a nohy je v první skupině patrná větší homogenita všech výsledků. Hodnoty, které se dají považovat za extrémní, se vyskytují převážně ve druhé skupině. Největší rozdíl mezi mediány skupin je v tomto případě patrný v transverzální rovině, a to ve prospěch vnitřní rotace segmentu. Medián hodnot pro frontální rovinu je jen mírně vychýlen ve směru do abdukce v obou skupinách. I u levého komplexu kotníku a nohy je pak patrná oscilace hodnot kolem postavení v dorziflexi jako výše.

Informace o datech naměřených u jednotlivých osob a popisnou statistiku, která je podkladem pro následující graf, naleznete v příloze č. 6.



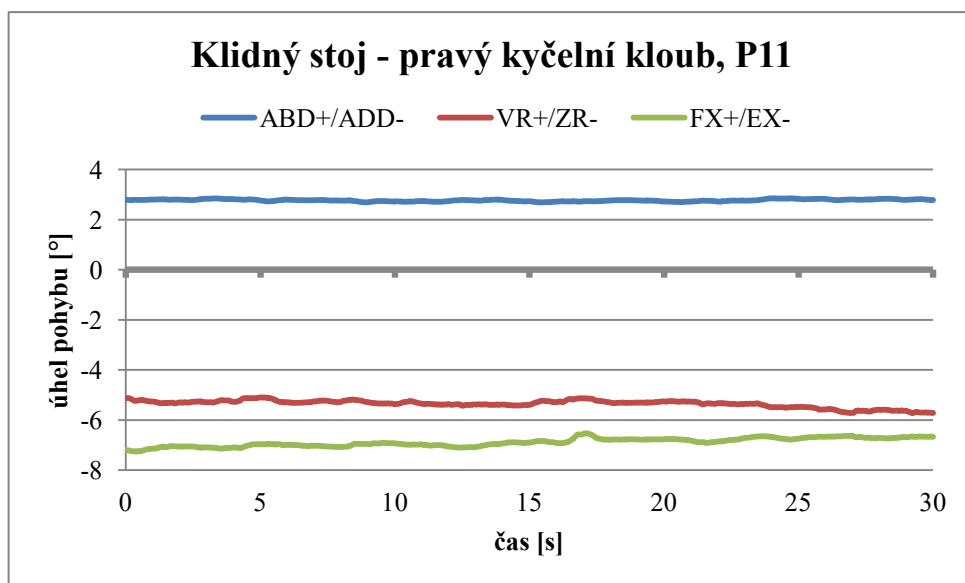
Graf 5: Srovnání amplitud pohybu levého kotníku a nohy v klidném stoji

Z analýzy dat je stejně jako v předchozím případě patrné, že kontrolní skupina vždy dosahuje nižšího rozsahu pohybu, než skupina experimentální, a to ve všech třech

rovinách. Platí to tentokrát v případě všech popsaných charakteristik – minimální hodnotě, maximální hodnotě i mediánu. U kontrolní skupiny byl v tomto případě dominantní pohyb v sagitálním směru, u skupiny experimentální převažovala rotační složka pohybu.

### 5.3.1.2 Kyčelní kloub

Následující grafy a tabulky popisují výsledky pro pravý kyčelní kloub v klidném stoji na pevné zemi se zavřenými očima.



Graf 6: Průběh pohybu v pravém kyčelním kloubu, P11, klidný stoj

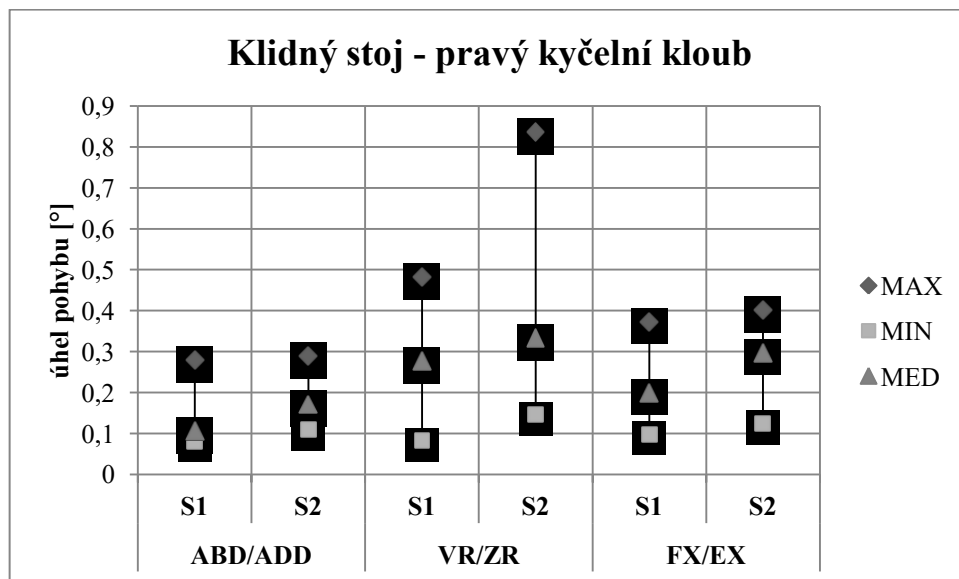
Výzkumný soubor dosahoval následujících středních hodnot, kolem kterých osciloval pohyb v pravém kyčelním kloubu pohyb při měření v klidném stoji se zavřenýma očima:

*Tabulka 7: Střední hodnoty pro pravý kyčelní kloub v klidném stoji*

<b>Střední hodnoty - pravý kyčelní kloub [°]</b>			
	<b>X=ABD+/ADD-</b>	<b>Y=VR+/ZR-</b>	<b>Z=FX+/EX-</b>
<b>P11</b>	2,773	-5,357	-6,885
<b>P12</b>	-0,396	-0,303	-8,703
<b>P13</b>	0,670	-0,858	-7,716
<b>P14</b>	-1,701	-7,671	-10,784
<b>P15</b>	-0,123	-0,014	-8,994
<b>P16</b>	-2,403	-2,678	-7,260
<b>P17</b>	-1,295	-0,683	-6,190
<b>MAX</b>	<b>2,773</b>	<b>-0,014</b>	<b>-6,190</b>
<b>MIN</b>	<b>-2,403</b>	<b>-7,671</b>	<b>-10,784</b>
<b>MED</b>	<b>-0,396</b>	<b>-0,858</b>	<b>-7,716</b>
<b>P21</b>	0,968	-2,510	-4,504
<b>P22</b>	-1,912	-0,543	-6,283
<b>P23</b>	-1,838	-8,835	-9,232
<b>P24</b>	0,118	-3,412	-8,199
<b>P25</b>	-0,384	-0,679	-11,025
<b>P26</b>	0,907	0,069	-7,906
<b>P27</b>	-3,279	3,334	-7,189
<b>P28</b>	2,248	-1,799	-9,975
<b>MAX</b>	<b>2,248</b>	<b>3,334</b>	<b>-4,504</b>
<b>MIN</b>	<b>-3,279</b>	<b>-8,835</b>	<b>-11,025</b>
<b>MED</b>	<b>-0,133</b>	<b>-1,239</b>	<b>-8,053</b>

Střední hodnoty pro kyčelní kloub vykazují při srovnání jejich mediánů mezi skupinami podobné vlastnosti. U obou skupin dosahuje většina charakteristik záporných hodnot. V případě frontální roviny je kyčelní kloub probandů spíše v addukčním postavení, v ose Y pohyb vždy osciluje kolem postavení v zevní rotaci. V obou skupinách je také přítomno extenční postavení kyčelního kloubu, které dosahuje velmi podobných hodnot. Při porovnání skupin je nicméně patrné, že mediány všech os jsou u kontrolní skupiny blíže 0, než u skupiny experimentální.

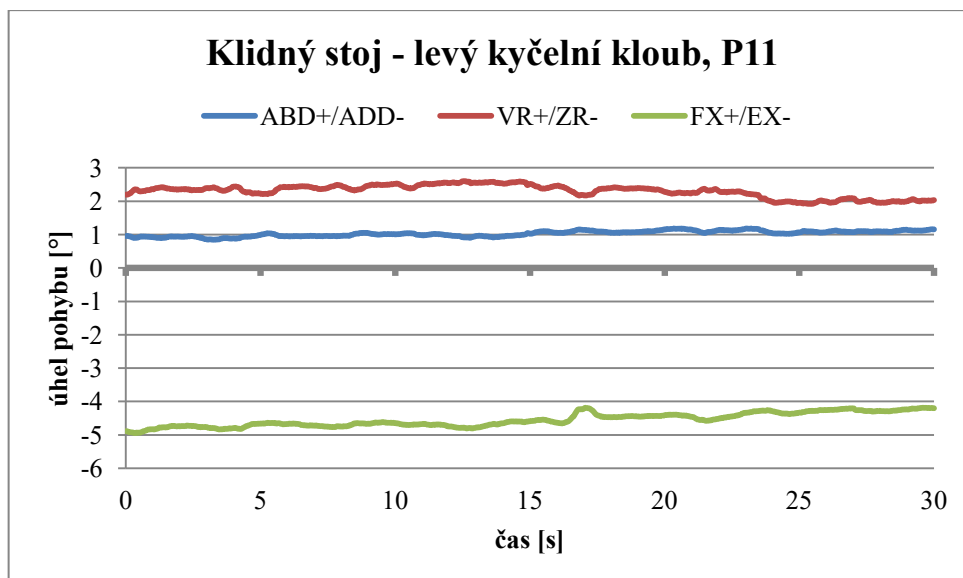
Informace o datech naměřených u jednotlivých osob a popisnou statistiku, která je podkladem pro následující graf, naleznete v příloze č. 6.



Graf 7: Srovnání amplitud pohybu pravého kyčelního kloubu v klidném stoji

Z analýzy dat vyplývá rozdíl mezi kontrolní a experimentální skupinou, opět, stejně jako v předchozích, distálnějších segmentech, ve prospěch nižší amplitudy pohybu v kontrolní skupině. Umístění mediánu v dolní polovině sloupců, které je nejvýraznější u sloupce popisujícího pohyb kloubního komplexu ve frontální rovině u kontrolní skupiny, svědčí o přítomnosti extrémní maximální hodnoty. Všechny charakteristiky (MIN, MAX, MED) dosahují u experimentální skupiny vyšších hodnot než u skupiny kontrolní, stejně jako tomu bylo u komplexu levého kotníku a nohy. U obou skupin dosahovala nejvyšších hodnot rotační složka pohybu.





Graf 8: Průběh pohybu v levém kyčelním kloubu, P11, klidný stoj

Střední hodnoty v levém kyčelním kloubu, kolem kterých pohyb osciloval, se u výzkumného souboru v klidném stoji se zavřenýma očima pohybovaly v následujícím rozmezí:

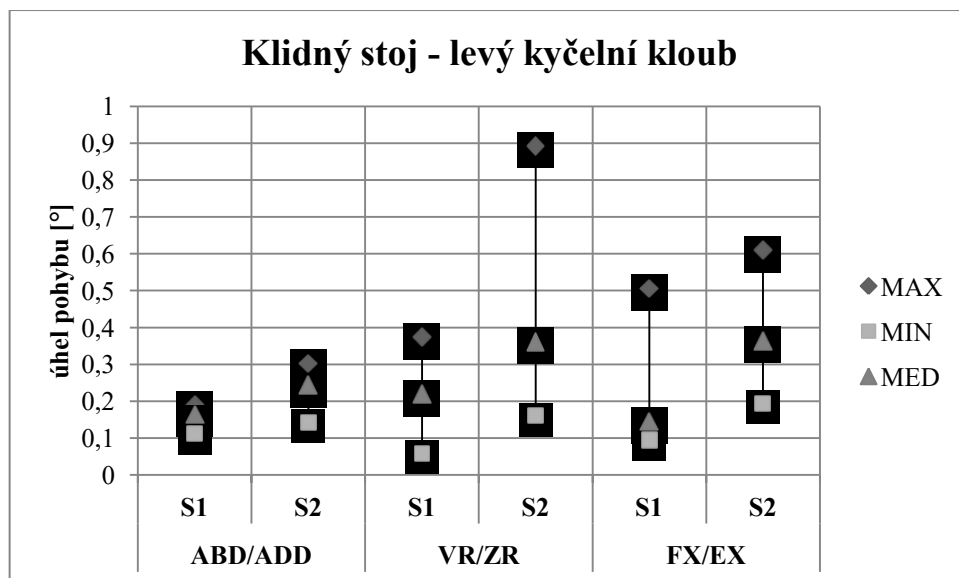
Tabulka 8: Střední hodnoty pro levý kyčelní kloub v klidném stoji

Střední hodnoty - levý kyčelní kloub [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=FX+/EX-
P11	1,027	2,303	-4,547
P12	-0,028	0,107	-8,789
P13	-0,044	-1,567	-6,976
P14	1,349	4,325	-11,525
P15	-0,016	0,366	-8,510
P16	-2,414	1,968	-6,146
P17	0,418	5,151	-6,221
<b>MAX</b>	<b>1,349</b>	<b>5,151</b>	<b>-4,547</b>
<b>MIN</b>	<b>-2,414</b>	<b>-1,567</b>	<b>-11,525</b>
<b>MED</b>	<b>-0,016</b>	<b>1,968</b>	<b>-6,976</b>
P21	2,006	-9,853	-6,595
P22	2,047	5,496	-6,004
P23	1,072	-6,401	-2,708
P24	0,254	0,831	-7,479
P25	-0,661	0,313	-11,663
P26	0,332	0,309	-7,574

Střední hodnoty - levý kyčelní kloub [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=FX+/EX-
P27	-1,753	4,325	-7,949
P28	-6,347	1,801	-10,253
MAX	2,047	5,496	-2,708
MIN	-6,347	-9,853	-11,663
MED	0,293	0,572	-7,526

Vztah mezi hodnotami mediánů v tabulce č. 8 je velmi podobný vztahům v předchozí tabulce se středními hodnotami pro pravý kyčelní kloub. Nicméně, rozmezí hodnot je posunuto kladným směrem. Nejvýraznější rozdíl mezi mediány je v transverzální rovině, kontrolní skupina zde dosahuje vyšší míry vnitřní rotace. Pohyby kolem osy X oscilují kolem střední hodnoty, která se blíží nule. Obě skupiny, stejně jako tomu bylo u pravého kyčelního kloubu, dosahují podobných hodnot mediánů v sagitální rovině, které popisují střední hodnotu, kolem které pohyb osciluje, v pásmu extenze.

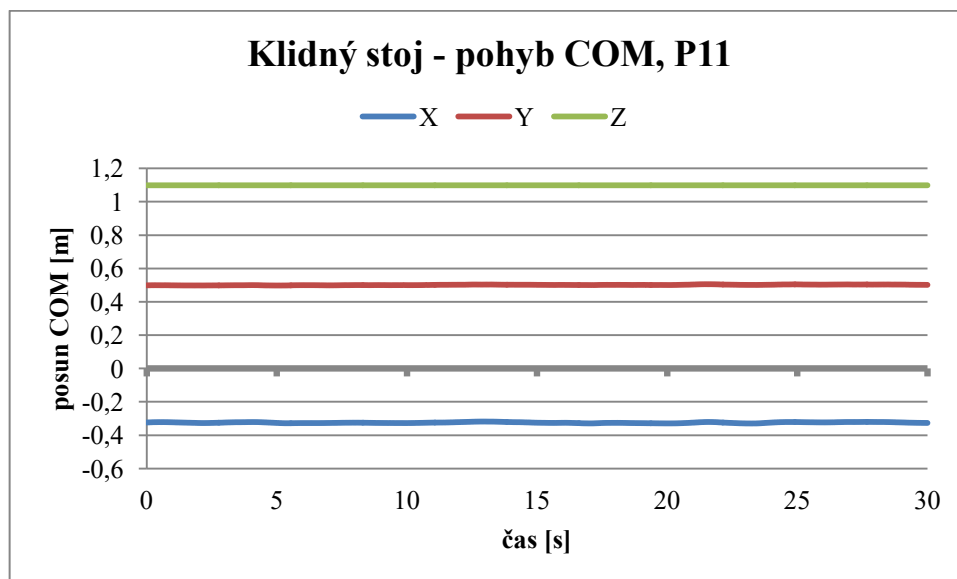
Informace o datech naměřených u jednotlivých osob a popisnou statistiku, která je podkladem pro následující graf, naleznete v příloze č. 6.



Graf 9: Srovnání amplitud pohybu levého kyčelního kloubu v klidném stoji

Z analýzy dat je patrné, že kontrolní skupina dosahuje nižších hodnot ve všech charakteristikách (MIN, MAX, MED) ve všech třech rovinách pohybu. V grafu č. 9 je opět přítomné abnormální umístění mediánu v dolní polovině sloupců, svědčící o výskytu extrémní hodnoty v souborech. Stejně jako u pravého kyčelního kloubu, i zde dominuje odchylka od nulového postavení ve frontální rovině, u experimentální skupiny je stejně vysoká i hodnota mediánu v sagitální rovině.

### 5.3.1.3 COM



Graf 10: Průběh pohybu COM, P11, klidný stoj

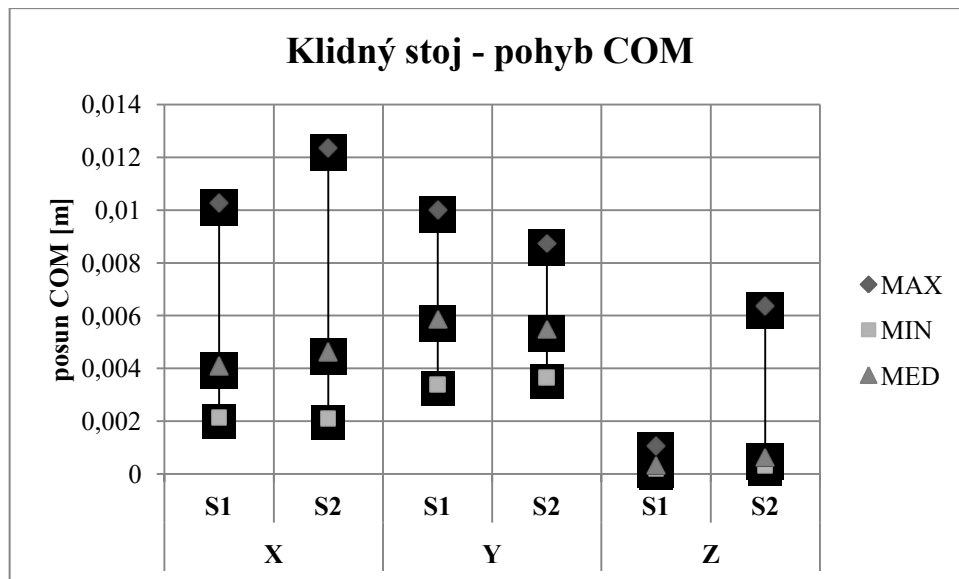
Následující tabulka shrnuje střední hodnoty COM vypočítané u výzkumného souboru na základě měření v klidném stoji se zavřenými očima. Kolem těchto středních hodnot pohyb COM osciloval:

*Tabulka 9: Střední hodnoty pro COM v klidném stoji*

<b>Střední hodnoty – COM [m]</b>			
	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>
<b>P11</b>	-0,325	0,501	1,098
<b>P12</b>	0,097	-0,085	1,017
<b>P13</b>	0,017	-0,004	0,926
<b>P14</b>	0,609	0,380	0,924
<b>P15</b>	0,066	-0,127	1,013
<b>P16</b>	-0,170	0,004	0,908
<b>P17</b>	-0,296	-0,117	0,943
<b>MAX</b>	<b>0,609</b>	<b>0,501</b>	<b>1,098</b>
<b>MIN</b>	<b>-0,325</b>	<b>-0,127</b>	<b>0,908</b>
<b>MED</b>	<b>0,017</b>	<b>-0,004</b>	<b>0,943</b>
<b>P21</b>	0,800	0,810	0,942
<b>P22</b>	-0,247	-0,145	0,876
<b>P23</b>	0,495	0,284	0,955
<b>P24</b>	0,031	-0,106	0,880
<b>P25</b>	-0,078	0,138	0,861
<b>P26</b>	0,098	-0,078	1,001
<b>P27</b>	0,138	-0,007	0,858
<b>P28</b>	0,140	0,150	0,996
<b>MAX</b>	<b>0,800</b>	<b>0,810</b>	<b>1,001</b>
<b>MIN</b>	<b>-0,247</b>	<b>-0,145</b>	<b>0,858</b>
<b>MED</b>	<b>0,118</b>	<b>0,065</b>	<b>0,911</b>

Pohyb COM během měření v klidném stoji osciloval v prostoru kolem hodnot blízkých nule v osách X a Y. Nejnezjistitelnější byly hodnoty a charakteristiky u obou skupin na ose Z reprezentující zanedbatelné vertikální výchylky COM.

Informace o datech naměřených u jednotlivých osob a popisnou statistiku, která je podkladem pro následující graf, naleznete v příloze č. 6.



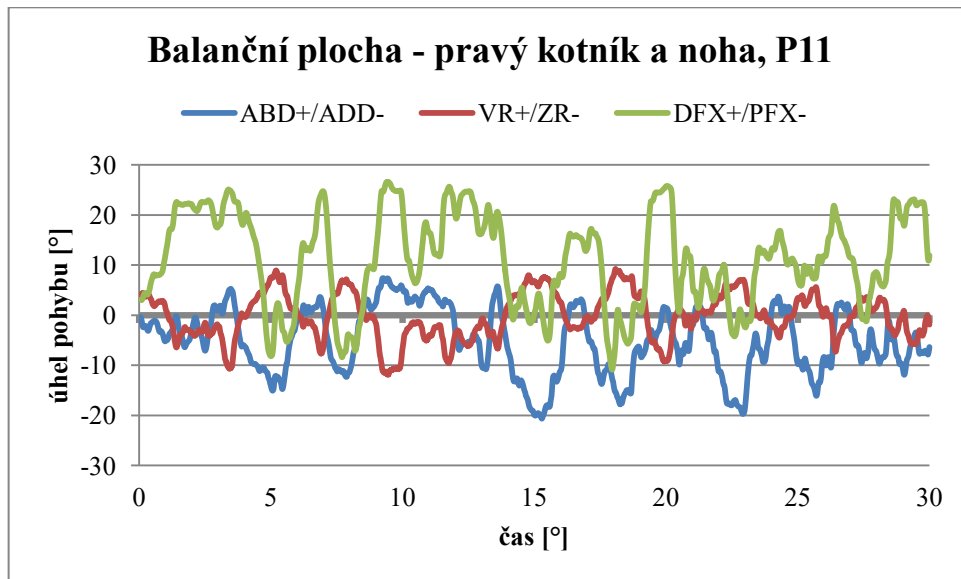
*Graf 11: Srovnání amplitud pohybu COM v klidném stoji*

Během analýzy dat byly mezi skupinami sice nalezeny určité rozdíly, ale nejsou nikterak velké. V ose X a Y jsou patrné nižší hodnoty amplitudy pohybu u kontrolní skupiny, v ose Z je tomu naopak. Za nejpodstatnější považujeme předozadní a mediolaterální výchylky COM, tedy hodnoty v ose X a Y. Nejvyšší amplitudy pohybu bylo pro obě skupiny dosaženo v předozadní ose Y.

### 5.3.2 Balanční plocha

V této kapitole budou popisována data získaná z hodnot naměřených při vyšetření ve stoji na balanční ploše se zavřenýma očima.

#### 5.3.2.1 Komplex kotníku a nohy



Graf 12: Průběh pohybu v pravém kotníku a noze, P11, balanční plocha

Výzkumný soubor dosahoval při měření ve stoji na balanční ploše se zavřenými očima následujících středních hodnot úhlů v komplexu pravého kotníku a nohy, kolem kterých pohyb osciloval:

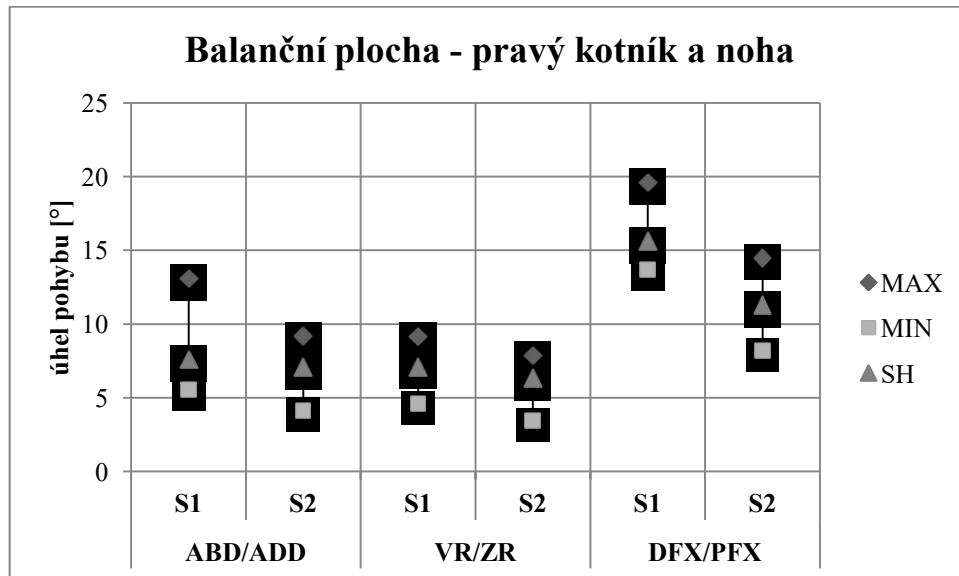
*Tabulka 10: Střední hodnoty pro pravý kotník a nohu, stoj na balanční ploše*

<b>Střední hodnoty - pravý kotník a noha [°]</b>			
	<b>X=ABD+/ADD-</b>	<b>Y=VR+/ZR-</b>	<b>Z=DFX+/PFX-</b>
<b>P11</b>	-5,230	-0,169	11,118
<b>P12</b>	-1,810	-3,383	12,168
<b>P13</b>	8,543	5,711	-0,131
<b>P14</b>	-2,814	-2,646	6,709
<b>P15</b>	-0,700	8,149	24,708
<b>P16</b>	-6,933	0,802	5,696
<b>P17</b>	-5,148	0,652	15,802
<b>MAX</b>	<b>8,543</b>	<b>8,149</b>	<b>24,708</b>
<b>MIN</b>	<b>-6,933</b>	<b>-3,383</b>	<b>-0,131</b>
<b>MED</b>	<b>-2,814</b>	<b>0,652</b>	<b>11,118</b>
<b>P21</b>	-2,967	-7,504	10,441
<b>P22</b>	-3,469	-7,099	9,835
<b>P23</b>	-1,044	1,710	1,763
<b>P24</b>	-5,459	-1,830	9,678
<b>P25</b>	2,597	-3,722	2,409
<b>P26</b>	-2,811	4,642	16,936
<b>P27</b>	8,450	-18,136	-2,297
<b>P28</b>	0,873	-6,155	11,687
<b>MAX</b>	<b>8,450</b>	<b>4,642</b>	<b>16,936</b>
<b>MIN</b>	<b>-5,459</b>	<b>-18,136</b>	<b>-2,297</b>
<b>MED</b>	<b>-1,927</b>	<b>-4,939</b>	<b>9,757</b>

Rozdíly středních hodnot mezi kontrolní a experimentální skupinou i mezi jednotlivými probandy jsou v této posturální situaci, dle našeho očekávání, podstatně větší než v předešlém případě. Nejméně se liší všechny zkoumané charakteristiky výzkumného souboru (MAX, MIN, MED) ve frontální rovině. U obou skupin je v této rovině patrná tendence k addukčnímu postavení. V transverzální rovině dominují v experimentální skupině také záporné hodnoty, které svědčí o tom, že pohyb v pravém komplexu kotníku a nohy během měření probíhal spíše kolem zevně rotačního postavení. Střední

hodnoty kontrolní skupiny se v této ose přibližují nule, tedy neutrálnímu nastavení kloubu. Medián středních hodnot v sagitální rovině nabývá kladné hodnoty v obou případech, což vypovídá o oscilaci pohybu kolem výchozího nastavení v dorzální flexi v pravém hlezenním kloubu, stejně jako v předešlé posturální situaci.

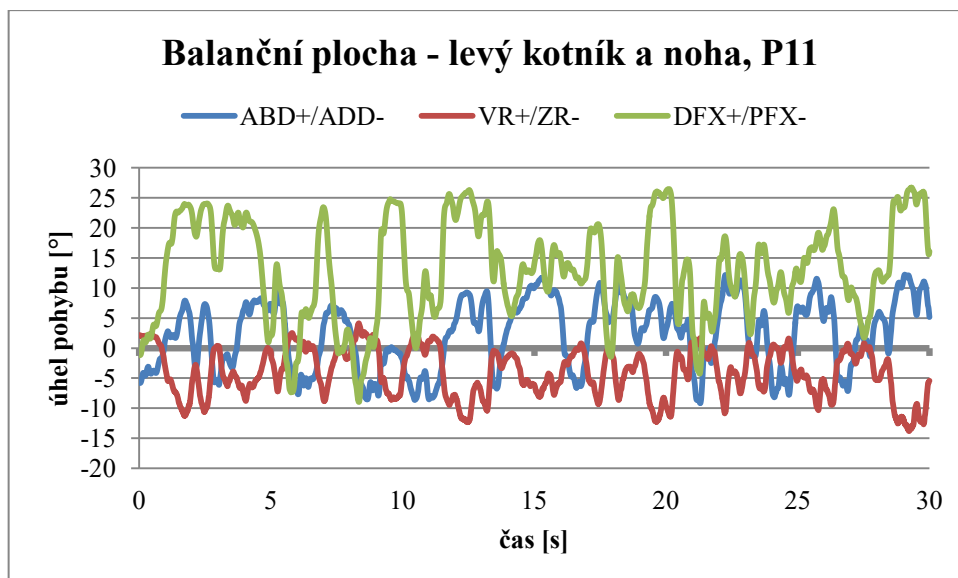
Informace o datech naměřených u jednotlivých osob a popisnou statistiku, která je podkladem pro následující graf, naleznete v příloze č. 6.



Graf 13: Srovnání amplitud pohybu pravého kotníku a nohy ve stoji na balanční ploše

Navzdory našemu očekávání, že srovnání amplitud pohybu při posturální situaci na balanční ploše bude kopírovat fenomény vyskytující se v klidném stoji, z analýzy dat vyplývá, že je tomu právě naopak. Skupiny vykazují přesně opačné vlastnosti – všechny vypočítané hodnoty (MIN, MAX, MED), týkající se pravého komplexu kotníku a nohy kontrolní skupiny, dosahují vyšších čísel než hodnoty skupiny experimentální. U obou skupin výzkumného souboru převládá amplituda pohybu v předozadním směru.





Graf 14: Průběh pohybu v levém kotníku a noze, P11, balanční plocha

Střední hodnoty úhlů pohybu v kloubním komplexu levého kotníku a nohy, kolem kterých pohyb osciloval, se u výzkumného souboru v klidném stoji se zavřenýma očima pohybovaly v následujícím rozmezí:

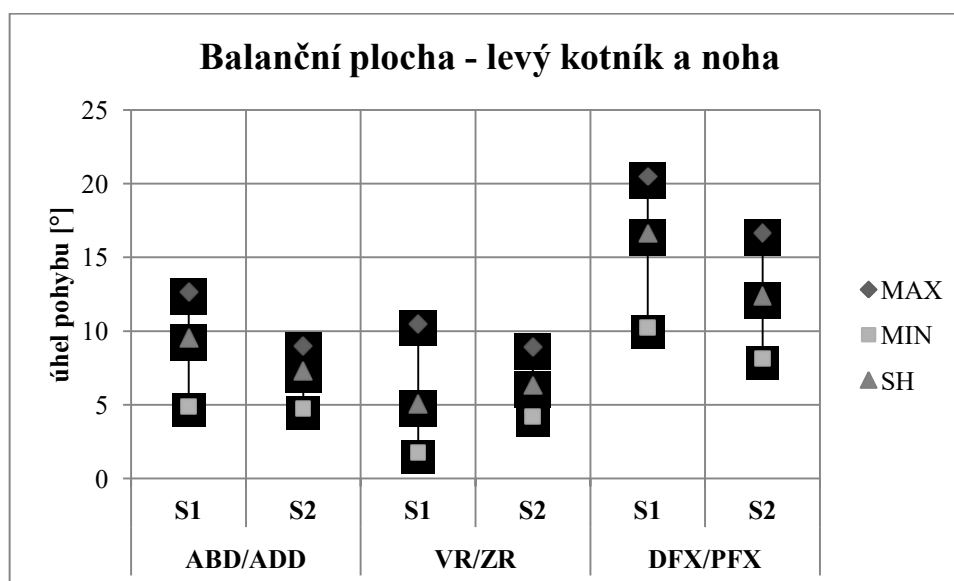
Tabulka 11: Střední hodnoty pro levý kotník a nohu, stoj na balanční ploše

Střední hodnoty - levý kotník a noha [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=DFX+/PFX-
P11	2,341	-4,063	12,981
P12	0,768	-9,839	6,416
P13	-2,435	8,077	-8,774
P14	-2,171	-1,268	14,112
P15	-5,499	-10,111	4,338
P16	0,965	-2,639	4,957
P17	2,684	-2,195	8,886
<b>MAX</b>	<b>2,684</b>	<b>8,077</b>	<b>14,112</b>
<b>MIN</b>	<b>-5,499</b>	<b>-10,111</b>	<b>-8,774</b>
<b>MED</b>	<b>0,768</b>	<b>-2,639</b>	<b>6,416</b>
P21	9,364	-9,708	-2,260
P22	1,429	-10,382	4,983
P23	0,613	-7,817	10,199
P24	-0,306	12,148	9,571
P25	-9,223	11,609	6,479

Střední hodnoty - levý kotník a noha [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=DFX+/PFX-
P26	-0,890	-3,096	17,797
P27	-1,651	7,282	7,131
P28	3,684	-1,386	9,951
<b>MAX</b>	<b>9,364</b>	<b>12,148</b>	<b>17,797</b>
<b>MIN</b>	<b>-9,223</b>	<b>-10,382</b>	<b>-2,260</b>
<b>MED</b>	<b>0,153</b>	<b>-2,241</b>	<b>8,351</b>

Nejmenší rozdíl mezi skupinami byl naměřen v transverzální rovině, obě skupiny zaujímaly spíše zevně rotační výchozí postavení. V sagitální rovině je opět patrné postavení v dorzální flexi, experimentální skupina zde dosahuje vyšších hodnot ve všech zkoumaných charakteristikách (MIN, MAX, MED). Střední hodnota ve frontální rovině dosahuje, vzhledem k ostatním hodnotám pro tuto posturální situaci, zanedbatelného náznaku postavení do abdukce.

Informace o datech naměřených u jednotlivých osob a popisnou statistiku, která je podkladem pro následující graf, naleznete v příloze č. 6.

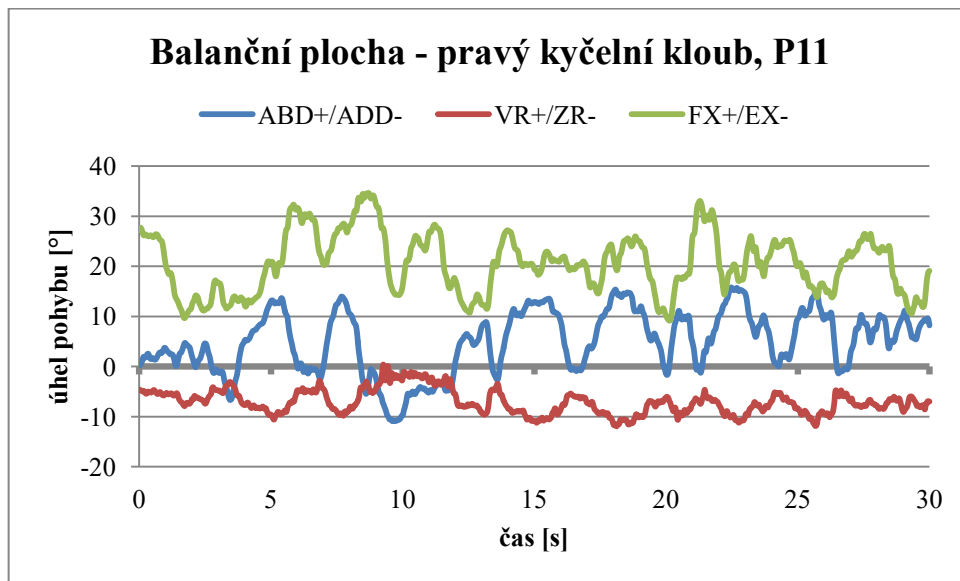


Graf 15: Srovnání amplitud pohybu levéhokotníku a nohy ve stoji na balanční ploše

Během analýzy dat byl oproti hodnotám amplitud pro pravý komplex kotníku a nohy nalezen rozdíl v amplitudě pohybu do VR/ZR, kdy je patrné, že kontrolní skupina dosahuje nižšího rozsahu pohybu. I v levém kotníku a noze je proti našemu očekávání

patrná vyšší amplituda pohybu u kontrolní skupiny v porovnání se skupinou experimentální. Rozložení hodnot ve všech směrech pohybu se více blíží normálnímu rozložení a je přítomno méně extrémních hodnot v porovnání se situací v pravém kotníku a noze. U obou skupin převládá amplituda pohybu v předozadním směru, v ose X je také viditelný nejvyšší rozdíl středních hodnot, reprezentovaných mediánem, mezi skupinami.

### 5.3.2.2 Kyčelní kloub



Graf 16: Průběh pohybu v pravém kyčelním kloubu, P11, balanční plocha

Následující tabulka shrnuje střední hodnoty v pravém kyčelním kloubu, vypočítané u výzkumného souboru na základě měření ve stoji na balanční ploše se zavřenými očima, kolem kterých osciloval pohyb během druhé posturální situace:

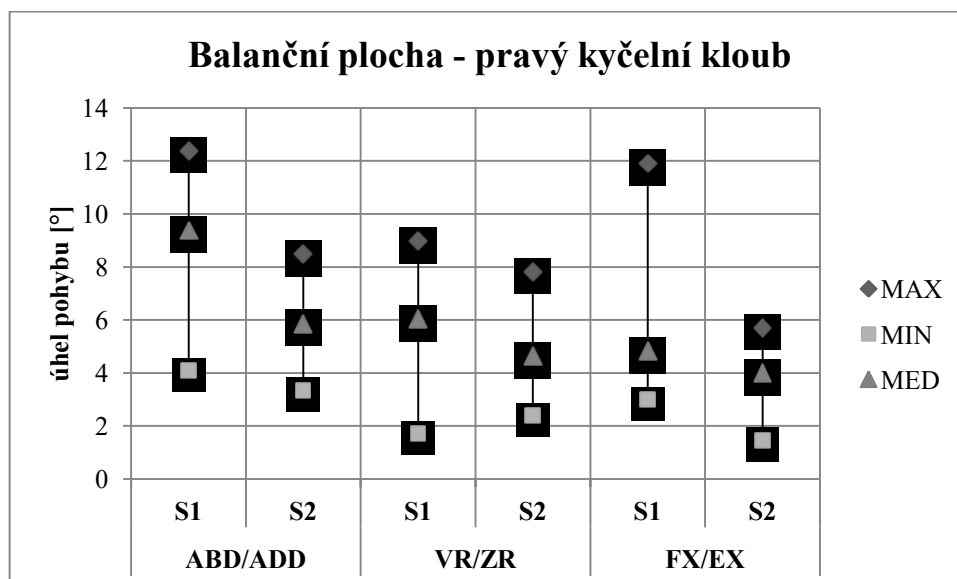
Tabulka 12: Střední hodnoty pro pravý kyčelní kloub, stoj na balanční ploše

Střední hodnoty - pravý kyčelní kloub [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=FX+/EX-
P11	4,970	-7,042	20,549
P12	-0,638	-5,078	2,960
P13	-3,688	-1,897	-2,473
P14	-5,588	0,213	1,184
P15	-6,843	2,246	-0,538
P16	-0,508	-1,437	-3,917
P17	3,421	-4,582	18,306
<b>MAX</b>	<b>4,970</b>	<b>2,246</b>	<b>20,549</b>
<b>MIN</b>	<b>-6,843</b>	<b>-7,042</b>	<b>-3,917</b>
<b>MED</b>	<b>-0,638</b>	<b>-1,897</b>	<b>1,184</b>
P21	1,340	-1,127	2,145
P22	-5,346	-0,673	-5,447
P23	-1,515	-2,363	2,786

Střední hodnoty - pravý kyčelní kloub [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=FX+/EX-
P24	-0,155	-6,207	-3,910
P25	-2,488	-2,499	-4,980
P26	0,631	-6,534	-3,277
P27	-6,625	-1,575	3,810
P28	-0,861	-4,670	7,380
<b>MAX</b>	<b>1,340</b>	<b>-0,673</b>	<b>7,380</b>
<b>MIN</b>	<b>-6,625</b>	<b>-6,534</b>	<b>-5,447</b>
<b>MED</b>	<b>-1,188</b>	<b>-2,431</b>	<b>-0,566</b>

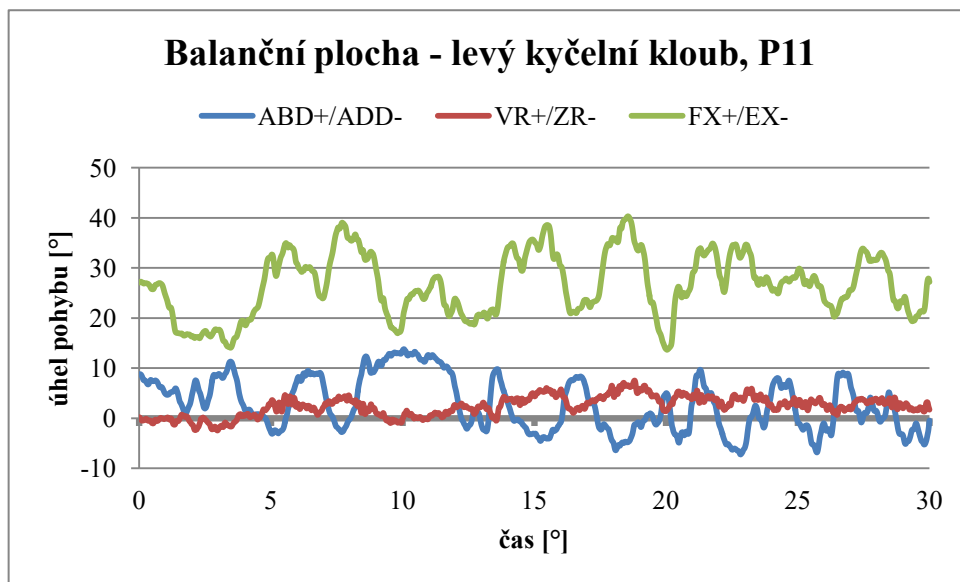
Hodnoty mediánů v tabulce č. 12 dosahují převážně záporných hodnot. Ty v případě kontrolní skupiny vypovídají o oscilaci pohybu kolem mírně addukovaného a zevně rotovaného kyčelního kloubu. V sagitální rovině jsou u kontrolní skupiny přítomné výrazné interindividuální rozdíly a nedá se zde hovořit o převládajícím směru nastavení kyčelního kloubu. Experimentální skupina dosahovala stejně orientovaného, ale výraznějšího postavení ve frontální a transverzální rovině. Zatímco pro sagitální rovinu byly hodnoty v klidném stoji jasně v pásmu extenční orientace kloubu v prostoru, tady se hodnoty blíží k nule a pohyb tak osciluje spíše kolem neutrálního nastavení kloubu.

Informace o datech naměřených u jednotlivých osob a popisnou statistiku, která je podkladem pro následující graf, naleznete v příloze č. 6.



Graf 17: Srovnání amplitud pohybu pravého kyčelního kl. ve stoji na balanční ploše

Vypočtené hodnoty amplitudy pohybu v pravém kyčelním kloubu ve stoji na balanční ploše se zavřenýma očima vykazují opět podobné vlastnosti, jako předchozí kloubní úseky v této posturální situaci. Kontrolní skupina dosahuje vždy větší amplitudy pohybu, nejvýraznější rozdíl je patrný ve frontální rovině, kde je zároveň pohyb v této posturální situaci dominantní pro obě skupiny.



Graf 18: Průběh pohybu v levém kyčelním kloubu, P11, balanční plocha

Výchozí postavení v levém kyčelním kloubu, kolem kterého pohyb osciloval, se pro situaci ve stoji na balanční ploše měnilo v souladu s následujícími hodnotami:

Tabulka 13: Střední hodnoty pro levý kyčelní kloub, stoj na balanční ploše

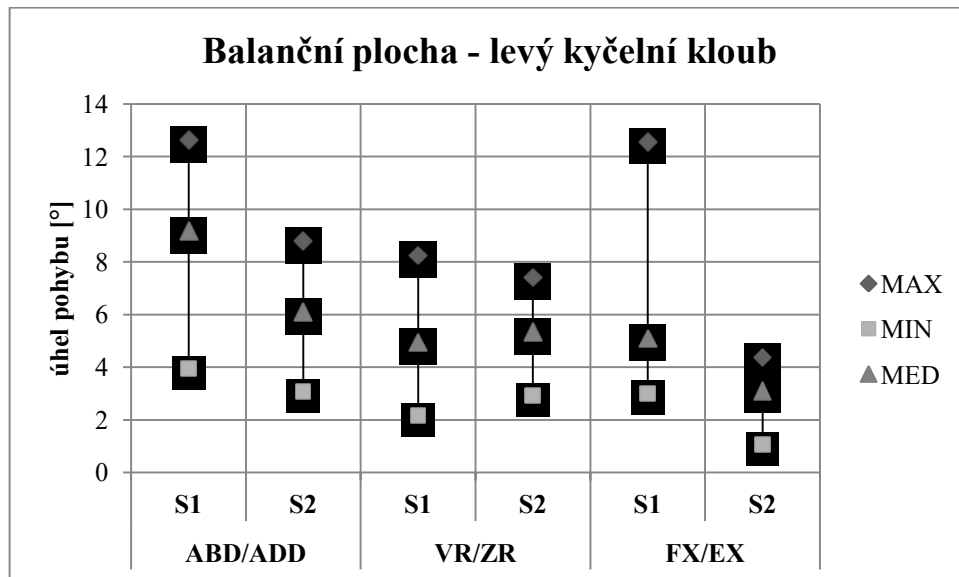
Střední hodnoty - levý kyčelní kloub [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=FX+/EX-
<b>P11</b>	2,778	2,366	26,597
<b>P12</b>	-2,021	-7,904	0,071
<b>P13</b>	1,701	-4,205	3,097
<b>P14</b>	5,955	-2,851	6,151
<b>P15</b>	3,308	2,396	-0,799
<b>P16</b>	-6,344	4,925	-2,892
<b>P17</b>	0,620	1,185	16,673
<b>MAX</b>	<b>5,955</b>	<b>4,925</b>	<b>26,597</b>
<b>MIN</b>	<b>-6,344</b>	<b>-7,904</b>	<b>-2,892</b>
<b>MED</b>	<b>1,701</b>	<b>1,185</b>	<b>3,097</b>

Střední hodnoty - levý kyčelní kloub [°]			
	X=ABD+/ADD-	Y=VR+/ZR-	Z=FX+/EX-
P21	0,260	-5,322	-3,888
P22	-1,631	6,532	1,456
P23	-1,872	2,005	4,929
P24	0,825	-1,032	-3,067
P25	0,285	-2,550	-5,567
P26	0,287	-9,488	-5,405
P27	-2,219	-11,206	2,431
P28	-0,868	-6,024	8,211
<b>MAX</b>	<b>0,825</b>	<b>6,532</b>	<b>8,211</b>
<b>MIN</b>	<b>-2,219</b>	<b>-11,206</b>	<b>-5,567</b>
<b>MED</b>	<b>-0,304</b>	<b>-3,936</b>	<b>-0,805</b>

*Tabulka č. X SH pro levý kyčelní kloub ve stoji na balanční ploše*

Levý kyčelní kloub probandů kontrolní skupiny vykazoval tendenci k zaujetí spíše abdukčního postavení, pohyb v transverzální a sagitální rovině osciloval kolem značně odlišných středních hodnot. Konzistentnější se jeví střední hodnoty u experimentální skupiny, kde levý kyčelní kloub osciloval kolem neutrálního postavení ve frontální rovině a zevně rotačního postavení v rovině transverzální. Největší extrémy se vyskytují u kontrolní skupiny v ose Z, tedy v sagitálním směru, a to u stejných probandů, u kterých se extrémy objevily i ve střední hodnotě definující postavení v pravém kyčelním kloubu.

Informace o datech naměřených u jednotlivých osob a popisnou statistiku, která je podkladem pro následující graf, naleznete v příloze č. 6.

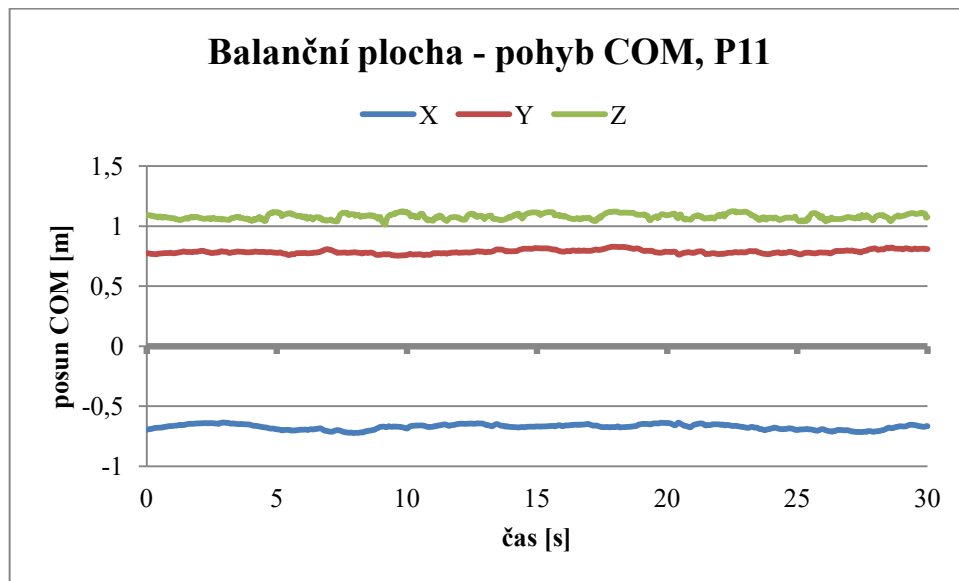


*Graf 19: Srovnání amplitud pohybu levého kyčelního kl. ve stoji na balanční ploše*

Analýza dat pro levý kyčelní kloub ve stoji na balanční ploše poukázala na vyšší amplitudu pohybu v kontrolní skupině, stejně jako je tomu u pravého kyčelního kloubu. Dominantní rovinou pohybu pro obě skupiny je rovina frontální, nejvyšší byl tedy v obou případech rozsah v pásmu mediolaterální složky posturálně-pohybové strategie. Nejvýraznější rozdíl mezi středními hodnotami amplitudy pohybu reprezentovanými mediánem, je ve frontální rovině.



### 5.3.2.3 COM



Graf 20: Průběh pohybu COM, P11, balanční plocha

Následující tabulka shrnuje střední hodnoty, kolem kterých osciloval pohyb COM při měření ve stoji na balanční ploše se zavřenýma očima:

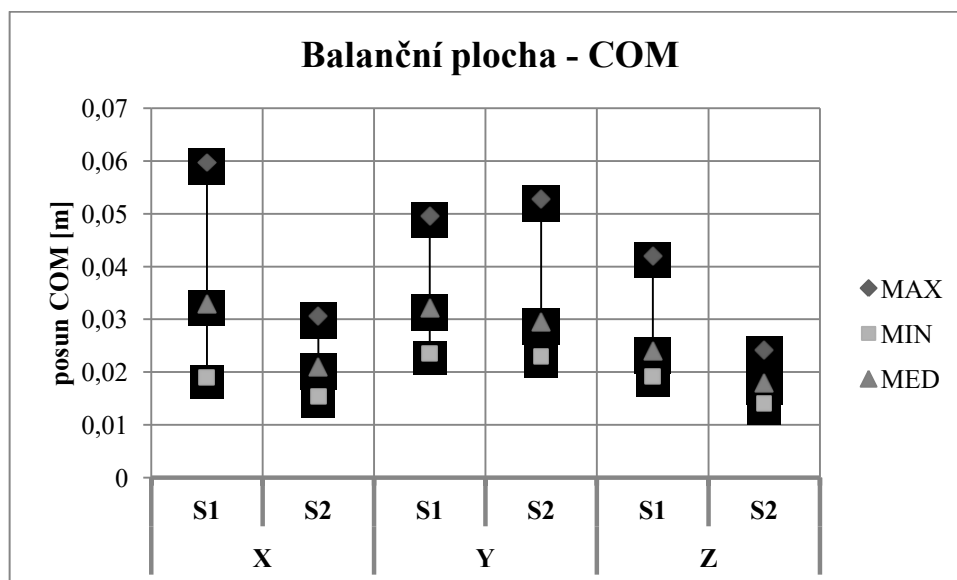
Tabulka 14: Střední hodnoty pro COM, stoj na balanční ploše

Střední hodnoty – COM [m]			
	X	Y	Z
<b>P11</b>	-0,673	0,786	1,080
<b>P12</b>	-0,439	0,735	1,020
<b>P13</b>	0,500	-0,848	0,937
<b>P14</b>	0,386	0,048	0,981
<b>P15</b>	0,562	0,779	0,925
<b>P16</b>	0,025	-1,586	0,868
<b>P17</b>	-0,364	-0,216	0,929
<b>MAX</b>	<b>0,562</b>	<b>0,786</b>	<b>1,080</b>
<b>MIN</b>	<b>-0,673</b>	<b>-1,586</b>	<b>0,868</b>
<b>MED</b>	<b>0,025</b>	<b>0,048</b>	<b>0,937</b>
<b>P21</b>	1,155	0,930	0,937
<b>P22</b>	-0,103	-0,414	0,875
<b>P23</b>	0,290	0,206	0,957
<b>P24</b>	-0,080	-0,280	0,882

Střední hodnoty – COM [m]			
	X	Y	Z
P25	0,211	-0,380	0,865
P26	-0,017	0,230	0,058
P27	-0,205	-0,069	0,919
P28	1,141	2,750	0,979
<b>MAX</b>	<b>1,155</b>	<b>2,750</b>	<b>0,979</b>
<b>MIN</b>	<b>-0,205</b>	<b>-0,414</b>	<b>0,058</b>
<b>MED</b>	<b>0,097</b>	<b>0,069</b>	<b>0,901</b>

V porovnání s předchozí posturální situací, tedy s klidným stojem se zavřenými očima, jsou hodnoty pro osu Z velmi podobné a i zde je považujeme za nevýznamné. Při stejném srovnání minimálních a maximálních hodnot je patrné, že střední hodnoty COM v ose X a Y více kolísaly, ale na hodnotách mediánů se to příliš neprojevalo.

Informace o datech naměřených u jednotlivých osob a popisnou statistiku, která je podkladem pro následující graf, naleznete v příloze č. 6.



Graf 21: Srovnání amplitud pohybu COM ve stoji na balanční ploše

Analýza naměřených hodnot pro amplitudu pohybu COM, ve stoji na balanční ploše se zavřenými očima, také poukazuje na tendenci, která byla přítomna u kloubních úseků. Pohyb COM kontrolní skupiny je vyšší než ve skupině experimentální. Největší rozdíl mezi amplitudami pohybu COM mezi skupinami je přítomen v předozadní ose X.

U všech sloupců v grafu č. 21 je viditelný posun mediánů směrem k minimálním hodnotám, svědčící o extrémech v maximálních hodnotách.

### 5.3.3 Shrnutí výsledků středních hodnot

Pro přehlednější porovnání vypočítaných středních hodnot, kolem kterých pohyb v daném kloubu osciloval, jsou mediány reprezentující naměřené hodnoty pro skupiny výzkumného souboru uspořádány do následující tabulky.

Tabulka 15: Shrnutí mediánů středních hodnot pro klidný stoj

Shrnutí středních hodnot – klidný stoj [°]						
	X=ABD+/ADD-		Y=VR+/ZR-		Z=FX+/EX-	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2
Pravý kotník a noha	0,813	0,089	0,672	0,418	4,875	4,897
Levý kotník a noha	0,113	0,142	-0,013	1,661	4,301	4,142
Pravý kyčelní kloub	-0,396	-0,133	-0,858	-1,239	-7,716	-8,053
Levý kyčelní kloub	-0,016	0,293	1,968	0,572	-6,976	-7,526

Poznámka: pro kotník a nohu  $Z=DFX+/PFX-$

Z analýzy dat platných pro posturální situaci č. 1 vyplynulo, že kolem osy X a Y pohyb osciloval v obou skupinách spíše kolem neutrálního postavení v kloubu bez výraznější preference směru. Nejpatrnější odchylka od nulového postavení je v ose Z, tedy ve směru do flexe a extenze, kdy obě skupiny zaujímají podobné výchozí postavení – kloubní komplexy kotníku a nohy jsou vždy v dorzální flexi a pohyb kyčelních kloubů osciluje kolem extenčního postavení.

Tabulka 16: Shrnutí mediánů středních hodnot pro stoj na balanční ploše

Shrnutí středních hodnot – balanční plocha [°]						
	X=ABD+/ADD-		Y=VR+/ZR-		Z=FX+/EX-	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2
Pravý kotník a noha	-2,814	-1,927	0,652	-4,939	11,118	9,757
Levý kotník a noha	0,768	0,153	-2,639	-2,241	6,416	8,351
Pravý kyčelní kloub	-0,638	-1,188	-1,897	-2,431	1,184	-0,566
Levý kyčelní kloub	1,701	-0,304	1,185	-3,936	3,097	-0,805

Poznámka: pro kotník a nohu  $Z=DFX+/PFX-$

Shrnutí středních hodnot pro posturální situaci č. 2 poukázalo na fakt, že střední hodnoty, kolem kterých pohyb osciloval v daných kloubech, dosahovaly větších rozdílů mezi skupinami i mezi probandy jedné skupiny. Nejvýraznější rozdíl mezi skupinami je v transverzální rovině, S2 dosahuje vždy zevně rotačního postavení. V porovnání s předešlou posturální situací je pak viditelný rozdíl mezi hodnotami v sagitální rovině, kdy komplexy kotníku a nohy dosahují výraznějšího flekčního postavení v obou skupinách. U S2 pak nastavení v kyčelních kloubech významně kleslo k nulové hodnotě a v S1 je v obou kyčelních kloubech patrný posun z extenčního do flekčního postavení. Hodnoty pro COM uvádím v následující, samostatné tabulce, vzhledem k tomu, že pohyb COM byl vztahován ke globálnímu referenčnímu rámci.

*Tabulka 17: Shrnutí mediánů středních hodnot pro COM*

<b>Shrnutí středních hodnot – COM [m]</b>						
<b>SH – COM</b>	<b>X</b>		<b>Y</b>		<b>Z</b>	
	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S1</b>	<b>S2</b>
Klidný stoj	0,017	0,118	-0,004	-0,065	0,943	0,911
Balanční plocha	0,025	0,097	0,048	0,069	0,937	0,901

Nastavení střední hodnoty COM se v ose Z, kterou v hypotézách neuvažujeme, mezi posturálními situacemi prakticky nemění. Viditelný je pak rozdíl v mediolaterální ose X, kdy COM osciluje kolem nepatrně vyšších hodnot, a v ose Y, kdy je patrný předožadní posun střední hodnoty COM do kladného pásma osy Y před tělem. Tyto skutečnosti odpovídají našim předpokladům ohledně chování COM v definovaných posturálních situacích.

### **5.3.4 Statistické zhodnocení vybraných dat**

Pro statistické zhodnocení rozdílů mezi amplitudami pohybu dvou nezávislých souborů v daných posturálních situacích jsme použili Mann-Whitney-U test, neboli Wilcoxonův nepárový test. Porovnávány byly amplitudy pohybu v kyčelním kloubu, v komplexu kotníku a nohy a amplitudy pohybu COM, a to v klidném stoju se zavřenýma očima a ve stoju na balanční ploše se zavřenýma očima. V souladu se stanovenými hypotézami jsme statistickému testování podrobili pouze hodnoty týkající se zmíněných rovin pohybů.

Tabulkové hodnoty, dle nichž byla hodnocena hladina významnosti, jsou zapsány v tabulce č. 18. Výsledky Wilcoxonova testu pro obě posturální situace jsou uvedeny v tabulce č. 19.

Tabulka 18: Tabulkové hodnoty pro hladinu významnosti

Tabulkové hodnoty	
Hodnota	Hladina významnosti
<b>1,960</b>	<b>0,050</b>
<b>2,241</b>	<b>0,025</b>
<b>2,576</b>	<b>0,010</b>
<b>2,807</b>	<b>0,005</b>

Poznámka: žluté buňky – statistická významnost na hladině 0,01 (nejvyšší)  
zelené buňky – statistická významnost na hladině 0,05 (vysoká)

Tabulka 19: Výsledky Wilcoxonova nepárového testu

		<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>
<b>Klidný stoj</b>	Pravý kyčelní kloub	<b>2,546</b>	x	<b>2,315</b>
	Pravý kotník a noha	<b>2,546</b>	1,736	1,736
	Levý kyčelní kloub	<b>2,430</b>	x	<b>2,199</b>
	Levý kotník a noha	<b>2,662</b>	1,852	1,852
	COM	1,042	0,810	x
<b>Balanční plošina</b>	Pravý kyčelní kloub	<b>2,430</b>	x	1,504
	Pravý kotník a noha	0,579	1,157	<b>2,777</b>
	Levý kyčelní kloub	<b>2,315</b>	x	<b>2,315</b>
	Levý kotník a noha	1,389	1,273	1,736
	COM	<b>2,662</b>	1,157	x

Poznámka: x – daný směr pohybu nebyl brán v úvahu. Pro kyčelní kloub a komplex kotníku a nohy platí:  $X = ABD/ADD$ ;  $Y = VR/ZR$ ;  $Z = FX/EX$  nebo  $DFX/PFX$ .

Více statisticky významných rozdílů bylo překvapivě dosaženo v posturální situaci č. 1, tedy v klidném stoju se zavřenýma očima. Navíc jsou zde pro komplex kotníku a nohy, kromě barevně zvýrazněných, přítomny i další hodnoty, které se viditelně přibližují tabulkové hodnotě 1,960, která již dosahuje statistické významnosti 0,050.

### 5.3.4.1 Klidný stoj

Tabulka 20: Výsledky Wilcoxonova testu pro klidný stoj

		X	Y	Z
Klidný stoj	Pravý kyčelní kloub	2,546	x	2,315
	Pravý kotník a noha	2,546	1,736	1,736
	Levý kyčelní kloub	2,430	x	2,199
	Levý kotník a noha	2,662	1,852	1,852
	COM	1,042	0,810	x

Poznámka:  $x$  – daný směr pohybu nebyl brán v úvahu. Pro kyčelní kloub a komplex kotníku a nohy platí:  $X = ABD/ADD$ ;  $Y = VR/ZR$ ;  $Z = FX/EX$  nebo  $DFX/PFX$ .

Posturální situace č. 1 byla výše definována jako vzpřímený stoj o předem definované bazi na pevné zemi se zavřenýma očima.

#### Kloubní komplex kotníku a nohy

Vzhledem ke složitosti pohybů, které probíhají v kloubním komplexu kotníku a nohy za účelem vyrovnávání posturálních výchylek, jsou výsledky statistického zhodnocení v souladu s našimi předpoklady a hypotézou H2a. Nejvyšší hladina významnosti, reprezentující rozdíl mezi kontrolní a experimentální skupinou, byla zjištěna ve frontální rovině, tedy v amplitudě pohybu ve směru abdukce a addukce. Tyto pohyby v komplexu kotníku a nohy reprezentují mediolaterální pohybovou strategii. Rozdíl mezi skupinami týkající se rotační a anterioposteriorní složky pohybu v kloubních komplexech obou stran se také blížil statisticky významným hodnotám. Všechny rozdíly mezi amplitudami pohybu zkoumaných skupin byly ve prospěch nižší amplitudy pohybu u kontrolní skupiny v porovnání se skupinou experimentální.

#### Kyčelní kloub

Statisticky významných hodnot bylo pro kyčelní kloub dosaženo v obou hodnocených osách pohybu. Vzhledem k tomu, že kyčelní kloub zajišťuje převážně anterioposteriorní a mediolaterální stabilitu, statisticky významné hodnoty pro rozdíl mezi amplitudami pohybu v sagitální a frontální rovině byly očekávány a potvrzují hypotézu č. H3a.

## COM

Navzdory našemu očekávání a stanoveným hypotézám nebylo dosaženo statisticky významných hodnot rozdílu pro amplitudy pohybu COM v mediolaterální, ani předozadní ose. Hypotézu č. H1a tedy považujeme za vyvrácenou.

### 5.3.4.2 Stoj na balanční ploše

Tabulka 21: Výsledky Wilcoxonova testu pro stoj na balanční ploše

		<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>
<b>Balanční plocha</b>	Pravý kyčelní kloub	<b>2,430</b>	x	1,504
	Pravý kotník a noha	0,579	1,157	<b>2,777</b>
	Levý kyčelní kloub	<b>2,315</b>	x	<b>2,315</b>
	Levý kotník a noha	1,389	1,273	1,736
	COM	<b>2,662</b>	1,157	x

Poznámka: x – daný směr pohybu nebyl brán v úvahu. Pro kyčelní kloub a komplex kotníku a nohy platí:  $X = ABD/ADD$ ;  $Y = VR/ZR$ ;  $Z = FX/EX$  nebo  $DFX/PFX$ .

Posturální situace č. 2 byla výše definována jako stoj na balanční ploše o předem definované bazi bez zrakové kontroly.

#### Kloubní komplex kotníku a nohy

Nejvyšších statistických hodnot bylo dosaženo v sagitální rovině, amplituda pohybu v této ose představuje anterioposteriorní složku posturálně pohybové strategie. Hodnota rozdílu pro levý komplex kotníku a nohy se přibližuje statisticky významné hodnotě.

Rozdíl mezi amplitudami mediolaterální a rotační složky pohybu v komplexu kotníku a nohy nedosahoval statisticky významných hodnot. Na základě tohoto výsledku tedy můžeme hypotézu č. H2b považovat za platnou pouze pro sagitální rovinu pohybu.

Navzdory našemu očekávání, že výsledek bude kopírovat fenomén vyskytující se v 1. posturální situaci, tedy větší amplitudu pohybu pro probandy experimentální skupiny, je tomu přesně naopak. Větší amplitudu pohybu ve všech rovinách vykazovala v kloubním komplexu kotníku a nohy kontrolní skupina.

## **Kyčelní kloub**

Statistické výsledky pro oba kyčelní klouby dosahovaly významných hodnot ve frontální rovině, tedy pro mediolaterální složku posturálně pohybových strategií. V sagitální rovině bylo dosaženo vysoké hladiny významnosti rozdílu mezi skupinami pouze pro levý kyčelní kloub. Nalezené rozdíly byly opět jako v případě kotníku a nohy ve prospěch nižší amplitudy pohybu v experimentální skupině. Na základě statistických výsledků pro amplitudu pohybu v kyčelních kloubech považujeme hypotézu H2b za neplatnou.

## **COM**

Rozdíly mezi amplitudou pohybu COM mezi skupinami výzkumného souboru byly v druhé posturální situaci větší, nicméně statisticky významné hodnoty dosáhl rozdíl pouze v pohybu v mediolaterální ose X. Stejně jako v kloubních úsecích, i zde byla větší amplituda pohybu přítomna u kontrolní skupiny. Pohyb COM v ose Z nepovažujeme za směrodatný. Hypotézu H1b tedy považujeme za vyvrácenou.



## 6 DISKUZE

Součástí požadavků na současného fyzioterapeuta, stejně jako na ostatní pracovníky ve zdravotnickém prostředí, je schopnost rozhodování založeného na důkazech. I ve fyzioterapii, jejíž vědecká stránka bývá často opomíjena, je tedy velkým pojmem posledních desetiletí právě *Evidence Based Practise*. Zároveň je, v souladu s vývojem a dostupností moderních technologií, i v tomto oboru tendence implementovat přístrojové vyšetření do běžné praxe. I proto jsem se v této diplomové práci rozhodla věnovat zkoumání souvislostí mezi klinickým testem dle Véleho a přístrojovým vyšetřením posturální kontroly.

V recentní literatuře se jen minimum autorů věnuje roli prstců nohy. Celá řada autorů zdůrazňuje význam informací z chodidel pro stabilizaci vzpřímeného držení těla (Kolář a Vařeka, 2009; Pročková, 2016; Véle, 2006). Další také uvádí, že dysfunkce nohy se prostřednictvím svalových řetězců promítá do proximálnějších segmentů lidského těla, kde může způsobit výskyt spoušťových bodů, omezení pohyblivosti či bolest (Lewit et Lepšíková, 2008; Toppischová et Šnoplová, 2008). Předmětem zkoumání vědeckých skupin je v této oblasti nejčastěji negativní vliv plochonoží na posturální stabilitu (Han et al., 2011; Dabholkar et al., 2012; Kim et al., 2015). Véle se ale, jako jeden z mála, na nohu nedívá pouze jako na původce obtíží v ostatních segmentech lidského těla, ale svým jednoduchým klinickým testem poukazuje naopak právě na reakci prstců nohou při poruše posturální stabilizace (Véle et Pavlů, 2012).

Výzkumný soubor tohoto experimentu (n=15) jsme tedy na základě výsledků Véle-testu rozdělili do dvou skupin. Následně jsme u probandů zkoumali asymetrii zatížení dolních končetin v klidném stoji a chování COM, kyčelních kloubů a kloubních komplexů kotníku a nohy ve dvou posturálních situacích bez zrakové kontroly – klidném stoji na pevné zemi a stoji na balanční ploše. Vybraná data charakterizující amplitudu pohybu u jednotlivých skupin jsme podrobili statistické analýze pomocí Wilcoxonova nepárového testu.

Jako první parametr pro hodnocení posturální stability jsme zvolili pohyb COM. V obou zvolených posturálních situacích jsme předpokládali zvýšení amplitudy pohybu COM u jedinců, kteří dosahovali hodnot Véle-testu  $\geq 2$ , v porovnání s kontrolní skupinou. Vzhledem k povaze posturálních situací jsme uvažovali jako směrodatné pouze pohyby v předozadním a mediolaterálním směru. Navzdory našemu očekávání a stanovené hypotéze **H1a** rozdíly v amplitudě pohybu v mediolaterálním a anterioposteriorním směru nedosahovaly statisticky významných hodnot a proto považujeme tuto hypotézu za vyvrácenou.

V náročnější posturální situaci, kde jsme předpokládali zvýraznění případného deficitu posturální stability, zde reprezentovaného zvýšenou amplitudou pohybu COM, bylo dosaženo statisticky významného rozdílu pouze v předozadním směru. Překvapivá je skutečnost, že vyšší amplitudy pohybu COM dosahovala kontrolní skupina, což mohlo být způsobeno jinou posturálně-pohybovou strategií, kterou pro řešení posturálně náročné situace probandi této skupiny využívali. Na základě tohoto výsledku tedy považujeme hypotézu **H1b** za vyvrácenou.

Střední hodnoty COM, kolem kterých pohyb COM osciloval, naznačovaly v obou posturálních situacích výraznější deviaci osob experimentální skupiny od střední polohy těla ve sledovaném mediolaterálním a anterioposteriorním směru. Tento fenomén svědčí o tendenci probandů v této skupině k zaujmutí rozdílné výchozí polohy pro vypořádání se s posturálně náročnými situacemi.

Vzhledem ke složitosti pojmu posturální stabilita, který se nedá generalizovat pouze na míru pohybu COM, jsme jako další hodnocené úseky vybrali oblast komplexu kotníku a nohy a kyčelního kloubu. I přestože bylo umístění markerů a stoj v obou posturálních situacích standardizován, aby bylo zamezeno nežádoucím odchylkám při měření přístrojem Xsens MVN Link, v závěrečném shrnutí středních hodnot byly patrné rozdíly mezi kloubními úseky pravé a levé strany v rámci jedné skupiny. Tyto stranové rozdíly, které však nedosahovaly vysokých hodnot, přisuzujeme individuálnímu nastavení každého jedince, které běžně vykazuje známky asymetrie.

Obě skupiny výzkumného souboru dosahovaly v klidném stoji velmi podobných středních hodnot v pásmu flexe a extenze. Zatímco v kloubním komplexu kotníku a nohy bylo přítomné dorziflekční postavení, v kyčelních kloubech pohyb osciloval

kolem extenčního postavení. To svědčí o protifázi, ve které z tohoto hlediska spolupracovaly tyto dva kloubní úseky za účelem vyrovnání posturálních výchylek, a také o sagitální rovině jako dominantní rovině této spolupráce. Souhra kyčelních kloubů a komplexů kotníku a nohy je známým fenoménem, který byl a je zkoumán četnými výzkumnými kolektivy (např. Runge et al., 1999; Salavati et al, 2007).

Ve stoji na balanční ploše je pak u obou skupin patrný posun středních hodnot pro kloubní komplexy kotníku a nohy směrem k výraznějšímu postavení v dorzální flexi, naopak v kyčelním kloubu došlo k přesunu hodnot blíže k neutrálnímu nastavení kloubu, což vypovídá o rozdílném nastavení těchto kloubů během náročnější posturální situace.

Pohyby v komplexu kotníku a nohy za účelem stabilizace vzpřímeného držení těla probíhají trojrozměrně (Brockett et Chapman, 2016). Proto jsme v obou posturálních situacích analyzovali amplitudu pohybu v kotníku a noze ve frontální, transverzální i sagitální rovině.

Výsledky statistické analýzy dat pro komplex kotníku a nohy v klidném stoji poukázaly na významné hodnoty rozdílu mezi kontrolní a experimentální skupinou, v souladu s naším očekáváním, vždy ve prospěch vyšší amplitudy pohybu u experimentální skupiny. Hodnot s nejvyšší statistickou významností bylo dosaženo, pro levý i pravý komplex kotníku a nohy, ve směru abdukce a addukce, která reprezentuje mediolaterální složku posturálně-pohybové strategie. Rozdíl byl patrný i v anterioposteriorní a rotační složce pohybu, hodnoty se viditelně blížily tabulkovým hodnotám, dle kterých byla hodocena statistická významnost. Na základě těchto výsledků tedy považujeme hypotézu **H2a** za potvrzenou pro všechny tři roviny pohybu.

Výsledky statistické analýzy dat pro situaci ve stoji na balanční ploše bez zrakové kontroly byly méně uspokojivé. Statisticky významné hodnoty rozdílu mezi skupinami bylo dosaženo v sagitální rovině pro pravý komplex kotníku a nohy, hodnota pro levou stranu se přibližuje dolní hranici stanovených tabulkových hodnot významnosti. Rozdíl v amplitudě pohybu by se tedy dal považovat za statisticky významný pouze ve směru předozadním, což potvrzuje hypotézu **H2b** pouze pro pohyb v příslušné rovině.

Posturálně-pohybové strategie v kyčelním kloubu probíhají převážně v anterioposteriorním a mediolaterálním směru, proto jsme v rámci hypotézy č. H3 považovali za směrodatné především pohyby do abdukce, addukce a flexe a extenze.

Statisticky nejvýznamnějších hodnot bylo, v klidném stoji, v kyčelních kloubech dosaženo v mediolaterální složce posturálně pohybové strategie, tedy ve frontální rovině. V sagitální rovině pohybu v kyčelních kloubech byl mezi skupinami také vypočítán rozdíl se statistickým významem, což potvrzuje hypotézu č. **H3a**.

Během stoje na balanční ploše kyčelních klouby kopírovaly fenomén vyskytující se v interpretaci dat pro kloubní komplex kotníku a nohy. Kontrolní skupina zde dosahovala většího rozsahu pohybu v kloubu v porovnání s experimentální. Předpokládaná statistická významnost rozdílu mezi amplitudou pohybu byla přítomna pouze v rovině abdukce a addukce. Další statisticky významné hodnoty bylo dosaženo v pásmu flexe a extenze, ale tato hodnota byla přítomna pouze jednostranně pro levý kyčelní kloub, a nebereme ji tudíž v potaz. Na základě těchto výsledků považujeme hypotézu **H3b** za platnou pouze pro rovinu frontální.

Skutečnost, že experimentální skupina dosahovala v druhé posturální situaci nižší amplitudy pohybu ve všech měřených segmentech, je bezpochyby zajímavá. Je možné, že výrazně náročnější posturální situace je u jedinců s výsledkem Věle-testu rovným 1 kompenzována pohybem v kloubech dolních končetin, zatímco u skupiny experimentální se aktivita přenáší do vyšších segmentů pohybového aparátu, které však v rámci tohoto experimentu nebyly sledovány.

Pokud uvažujeme rozsah pohybu v kloubu jako ukazatel lokální posturálně-pohybové strategie (Itoh et al., 2017; Chua et al., 2014), na základě vypočítaných hodnot amplitudy pohybu pro jednotlivé klouby také můžeme tvrdit, že zkoumané osoby dominantně využívaly kotníkovou strategii pro vyrovnávání posturálních vychylek. Amplitudy pohybu v kloubním komplexu kotníku a nohy totiž dosahovaly v naprosté většině případů vyššího rozmezí v porovnání s kyčelním kloubem téže strany (viz tabulky v příloze č. 6).

Co se týká dominantních směrů, ve kterých probíhalo vyrovnávání se s definovanými posturálními situacemi v daných kloubech, nejmarkantnější byly rozdíly ve stoji na

balanční ploše. Tam byla přítomna v obou skupinách jasná dominance pohybů pro kyčelní klouby ve frontální rovině, pro komplexy kotníku a nohy v sagitální rovině. Na základě této skutečnosti můžeme dále podpořit význam hypotézy **H2b** pro sagitální rovinu a **H3b** pro frontální rovinu faktem, že tyto roviny byly pro dané klouby v této posturální situaci nejpodstatnější.

Jsme si vědomi, že sledované pohyby jsou převážně v klidném stoji malé a jejich měření je tedy náchylnější na postih chybou použitého přístroje a odchylkami v umístění markerů.

Se vzrůstající asymetrií zatížení plosek v klidném stoji klesá posturální stabilita (Winter et al. 1998; Blasczyk et al., 2000; Genthon et Rougier, 2005; Anker et al., 2008). Na základě tohoto tvrzení nás zajímalo, zda se výsledky Véle-testu projeví na míře asymetrie zatížení plosek v klidném stoji. Bohužel se z technických důvodů podařilo odebrat pedobarografický záznam pouze u 11 osob, takže se ještě dále snížil počet osob v jednotlivých skupinách. Nicméně, výsledky měření poukázaly na fakt, že experimentální skupina vykazovala mírně větší asymetrii v zatížení plosek. Hypotézu **H4** tedy považujeme za potvrzenou, ale jsme si vědomi nízkého počtu měřených subjektů. Pedobarografické měření v klidném stoji je časově nenáročným úkonem, takže se domnívám, že by naše hypotéza **H4** mohla být podnětem k dalšímu zkoumání souvislostí na toto téma ve větším výzkumném souboru.

V průběhu klinického vyšetření pomocí Véle-testu jsem dospěla k závěru, že by bylo vhodné rozšířit stupnici hodnocení o 1 stupeň. V praxi se běžně hovoří spíše o negativitě a pozitivitě Véle-testu, takže se domnívám, že by bylo vhodné normu označit stupněm 0. Dále Véle zmiňuje, že rozšíření baze s lehkým přitisknutím prstců již je známkou zhoršené posturální stability, ale tento stupeň na čtyřstupňové škále chybí. Navrhuji tedy rozšíření stupnice na škálu 0-4, kdy by 0 vyjadřovala dokonalou oporu o prstce a stupeň 1 by vypovídal právě o rozšířené bazi a lehce přitisknutých prstcích. Zde si ale myslím, že by bylo třeba dále definovat šířku baze a stanovit referenční rámeček, podle kterého se baze bude přesně hodnotit. Véle také nezohledňuje dominanci vyjádření poruchy posturální stabilizace na jedné dolní končetině, která v našem případě byla přítomna ve 4 případech mezi subjekty experimentální skupiny. Tento fakt také

může být podnětem pro hledání dalších souvislostí a míry vyjádření poruchy posturální stabilizace v souladu s asymetrií postižení.

Otázkou zůstává, do jaké míry je postavení prstců, podle kterého Vele posturální stabilitu hodnotí, způsobeno právě poruchou posturální stabilizace. Vzhledem k tendencím většiny populace trávit většinu času v nevhodném obutí a nohu nepoužívat, je na pováženu, zda právě nesprávné postavení prstců v bosém stoji nezpůsobuje spíše jejich neaktivita a získaná neschopnost kvalitní opory. Ta se opět může promítat do proximálnějších částí lidského těla a způsobovat odchylky ve schopnosti posturální stabilizace. Identifikace příčin a důsledků v této oblasti pohybového aparátu tedy stále zůstává předmětem diskuze.

## 7 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký mají vliv výsledky Véle-testu na parametry získané přístrojovým vyšetřením – míru pohybu COM, rozsah pohybu v komplexu kotníku a nohy, rozsah pohybu v kyčelním kloubu. Všechny zvolené parametry byly hodnoceny 3D kinematickou analýzou během dvou posturálních situací, klidného stoje na pevné zemi a stoje na balanční ploše, v obou případech bez zrakové kontroly. Hodnotili jsme také míru asymetrie zatížení plosek ve stoji pomocí pedobarografu. Dalším záměrem bylo nalézt a navrhnout vhodné metody k další objektivizaci Véle-testu.

3D kinematická analýza daných posturálních situací poukázala na statisticky významné rozdíly v rozsahu pohybu mezi kontrolní a experimentální skupinou v klidném stoji, a to ve všech stanovených rovinách pohybu zkoumaných kloubů. V souladu s naším očekáváním byl rozsah pohybu vždy vyšší pro experimentální skupinu.

Obě hypotézy vytvořené pro situaci ve stoji na balanční ploše byly potvrzeny jen z části, ale za to pro dominantní roviny pohybu daných kloubů v této posturální situaci, v případě kyčelního kloubu v rovině frontální a v případě komplexu kotníku a nohy v rovině sagitální. Pohyb COM se mezi skupinami v klidném stoji významně nelišil, ve stoji na balanční ploše byl dokonce zvýšen pro kontrolní skupinu, a proto ho nepovažujeme za ukazatel, který by měl být dále zkoumán v souvislosti s Véle-testem.

Při hodnocení asymetrie zatížení plosek v klidném stoji jsme našli větší hodnoty asymetrie u jedinců s výsledkem Véle-testu  $\geq 2$ , ale pro technické komplikace jsme toto vyšetření provedli pouze u 11 osob. Navrhujeme tedy využití této metody pedobarografie pro další ověřování a zkoumání testu dle Véleho u většího výzkumného souboru.

Vzhledem k nedávnému úmrtí Doc. MUDr. Františka Véleho, CSc. je jedním z úmyslů autorky této práce také vyzdvihnout a připomenout význam jeho činnosti na Katedře fyzioterapie FTVS UK.

## POUŽITÁ LITERATURA

1. ABRAHAMOVA D. et HLAVACKA F. Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research* [online]. 2008, roč. 57, s. 957–964 [cit. 2017-10-05]. Dostupné z: [http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/57/57\\_957.pdf](http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/57/57_957.pdf).
2. ANKER, L., C. et al. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subject. *Gait and Posture* [online]. 2008, roč. 27, s. 471-477 [cit. 2018-02-07]. Dostupné z: <https://www.scribd.com/document/60015030/Anker-2006-The-Relation-Between-Postural-Stability-and-Weight-Distribution>.
3. AOKI, H. et al. Evaluating the effects of open/closed eyes and age-related differences on center of foot pressure sway during stepping at a set tempo. *Advances in Aging Research* [online]. Listopad 2012, roč. 1, č. 3, s. 72–77 [cit. 2017-12-28]. Dostupné z: [http://file.scirp.org/Html/3-2420011\\_24745.htm](http://file.scirp.org/Html/3-2420011_24745.htm).
4. AZEVEDO C. et al. Bipedal locomotion: toward unified concepts in robotics and neuroscience. *Biological Cybernetics* [online]. 2007, 96, s. 209-228 [cit. 2016-12-20]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/fd8a/58b7f3ec2af74236f74b2df1c15fc4b0479f.pdf>. DOI 10.1007/s00422-006-0118-0.
5. BÄHLER A. The Biomechanics of the Foot. *Clinical Prosthetics and Orthotics* [online]. 1986, roč. 10, č. 1, s. 8-14 [cit. 2018-02-13]. Dostupné z: [http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1986\\_01\\_008.pdf](http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1986_01_008.pdf).
6. BUCHTELOVÁ, E. et VANÍKOVÁ, K. Rehabilitace v oblasti chodidla u dětí školního věku. *Rehabilitácia*. 2010, roč. 47, č. 3, s. 145-152. ISSN 0375-922.
7. BLASZCZYK, J., W. et al. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *Journal of Biomechanics* [online]. 2000, roč. 33, č. 10, s. 1243-1248 [cit. 2017-05-04].
8. BROCKETT, C. L. et CHAPMAN, G. J. Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma* [online]. Červen 2016, roč. 30, č. 3, s. 232-238 [cit. 2018-02-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4994968/>.



9. CAIN et al. Locomotor adaptation to a powered ankle-foot orthosis depends on control method. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* [online]. 21. prosince 2007, roč. 4, č. 1 [cit. 2017-11-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2234414/>.
10. CAPOZZO, A. et al. *Biocomotion: a century of research using moving pictures*. Michigan: Promograph, 1992. ISBN 9788886125000
11. CHUA, M. C. et al. Movement strategies for maintaining standing balance during arm tracking in people with multiple sclerosis. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2014, roč. 112, č. 7, s. 1656-1666 [cit. 2018-03-03]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.00598.2013>.
12. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 516 s. ISBN 807169-970-5.
13. DAWE, J. C. E. et DAVIS, J. Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthopaedics and Trauma* [online]. Srpen 2011, roč. 25, č. 4, s. 279 – 286 [cit. 2017-11-20].
14. DABHOLKAR, A. et al. Comparison of dynamic balance between flat feet and normal individuals using star excursion balance test. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy* [online]. 2012, č. 6, s. 27-31 [cit. 2018-03-01].
15. DUNGL, P. *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum, 1989.
16. FREDRIK, C. *Anatomical Planes* [obrázek ve formátu SVG]. 9. 6. 2014.
17. GARDINER M. D. *The principles of exercise therapy*. G. Bell And Sons Ltd, 1957.
18. GENTHON, N. et ROUGIER, P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, roč. 38, č. 10, s. 2037 – 2049 [cit. 2017-11-18].
19. GROSS, J. M. et al. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.
20. HAN, J. T. et al. Differences in plantar foot pressure and COP between flat and normal feet during walking. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2011, roč. 23, s. 683-685 [cit. 2018-03-01].

21. HEJDA J. et al. 3-D trajectory of body sway angles: A technique for quantifying postural stability. *Biocybernetics and biomedical engineering* [online]. 2015, č. 35, s. 185 – 191 [cit. 2017-05-04]. DOI:
22. HERMACH, C. et al. Znovu o nohách. *Bulletin UNIFY*. 2005, 10, s. 39 – 43.
23. HOHMANN G. *Fuss und Bein*. Mnichov: J. F. Bergmann-Verlag, 1923. ISBN 9783662299869.
24. HORAK F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, roč. 35, č. 2, s. 7-11 [cit. 2017-11-18]. Dostupné z: <https://www.cs.cmu.edu/~cga/legs/chamr1.pdf>.
25. HORAK F. B., et al. Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical Therapy* [online]. 1997, roč. 77, č. 5, s. 517-533. [cit. 2016-12-20]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/77/5/517>.
26. HORLINGS C. G. C. et al. Identifying deficits in balance control following vestibular or proprioceptive loss using posturographic analysis of stance tasks. *Clinical Neurophysiology* [online]. Říjen 2008, roč. 119, č. 10, s. 2338 - 2346. [cit. 2017-08-25] Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245708008559?via%3Dihub>.
27. HOUGLUM, P. A. et BERTOTI B. D. *Brunnstrom's clinical kinesiology*. 6. vyd. Philadelphia: F. A. Davis, 2012. ISBN 978-0-8036-2352-1.
28. HUGHES J. et al. The importance of the toes in walking, *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1990, roč. 72, č. 2, s. 245–251
29. ITOH, N. et al. Changes in postural strategy during exercise against perturbation using the balance exercise assist robot: a pilot study. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2017, roč. 29, č. 1, s. 16-19 [cit. 2018-03-03]. DOI: 10.1589/jpts.29.16. ISSN 0915-5287. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/29/1/29\\_jpts-2016-760/article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/29/1/29_jpts-2016-760/article).
30. JUNG J. Y. et al. Factors Affecting Test Results and Standardized Method in Quiet Standing Balance Evaluation. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 2012, roč. 36, č. 1, s. 112 – 118. [cit. 2018-02-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3309333/#>.

31. KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints, Lower Limb vol. 2.* 5. vyd. New York: Churchill Livingstone, 1987. ISBN 9780443025044
32. KINCLOVÁ, L. Využití principů posturální ontogeneze pro aktivaci stabilizační funkce nohy. *Umění fyzioterapie*. Zář 2016, roč. 1, č. 2, s. 33 – 37. ISSN 2464-6784.
33. KIM, J. A. et al. Difference in static and dynamic stability between flexible flatfeet and neutral feet. *Gait and Posture* [online]. 2015, roč. 41, s. 546-550 [cit. 2018-03-01].
34. KLIMPERA, L. *Bosá chůze a její vliv na pohybový aparát.* (přednáška) Praha: Naboso, 6. 3. 2018.
35. KNUDSON, D. *Fundamentals of biomechanics.* 2. vyd. New York, New York: Springer, 2007. ISBN 9780387493121.
36. KOLÁŘ, P. Léčebná rehabilitace v ortopedii a traumatologii. In *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. 2009. s. 203.
37. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
38. KOLÁŘ, P. et VAŘEKA, I. Kineziologie hlezna a nohy. In *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. 2009. s. 167.
39. LEWIT, K. et LEPŠÍKOVÁ, M. Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, roč. 15, č. 3, s. 99-104.
40. LEWITOVÁ, C. H., O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*, září 2016, roč. 1, č. 2, s. 5-8. ISSN 2464-6784.
41. MASSION, J. Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 1998, roč. 22, č. 4, s. 465-472 [cit. 2017-03-01]. DOI: 10.1016/S0149-7634(97)00031-6. ISSN 01497634. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0149763497000316>.
42. MARŠÁKOVÁ, K. et PAVLŮ, D. Diagnostika funkce nohy v denní praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2012, roč. 19, č. 4, s. 177-180.
43. MÍKOVÁ M. Zemřel doc. MUDr. František Věle, CSc., významný český neurolog, neurofyziolog a pedagog [online]. 25. 11. 2016 [cit. 2017-11-08].

Dostupné z: <https://www.zsf.jcu.cz/cs/zemrel-doc-mudr-frantisek-vele-csc-vyznamny-cesky-neurolog-neurofyziolog-a-pedagog>.

44. NOVEL GMBH. *Pliance-x system manual*. Srpen 2014.
45. NOVOTNÝ, O. Sedmé Fyziocafé. In: *Asociace studentů fyzioterapie* [online]. 2014 [cit. 2018-02-13]. Dostupné z: <http://asfcr.cz/akce/11-sedme-fyziocafe>.
46. PAI, Y et J. PATTON. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics* [online]. 1997, č. 30, s. 347 - 354 [cit. 2016-12-20]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929096001650>.
47. PAILLARD, T. a F. NOÉ. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Research International* [online]. 2015, s. 1-15 [cit. 2016-12-20]. DOI: 10.1155/2015/891390. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/891390/>.
48. PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part 2. Neutral zone and stability hypothesis. *J. Spinal Disorders*. Prosinec 1992, roč. 5, č. 4, s. 390-397.
49. PAVLŮ, D. Vzpomínka na doc. MUDr. Františka Véleho, CSc. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2017, roč. 24, č. 1., s. 3. ISSN 1211-2658.
50. PROČKOVÁ, P. Barefoot obuv pro děti. *Umění fyzioterapie*. Únor 2016, roč. 1, č. 1, s. 11-14. ISSN 2464-6784.
51. RAPI, J. Statické deformity přednoží – diagnostika a terapie. *Umění fyzioterapie*. 22. 9. 2016, roč. 1, č. 2, s. 9 – 16. ISSN 2464-6784.
52. RUNGE et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture* [online]. Říjen 1999, roč. 10, č. 2, s. 161-170 [cit. 2018-03-01].
53. SALAVATI, M. et al. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait and Posture* [online]. Červenec 2007, roč. 26, č. 2, s. 214-218 [cit. 2018-03-01].
54. SAXBY, L. *Proprioception*. Making Sense of Barefoot Running [online]. Terra Plana International, 2011 [cit. 2017-10-12]. Dostupné z: <https://carrerasdemontana.files.wordpress.com/2008/03/proprioception-making-sense-of-barefoot-running-by-lee-saxby.pdf>.
55. SCOPPA, F. et al. Clinical stabilometry standardization: basic definitions – acquisition interval – sampling frequency, *Gait and Posture* [online]. 2013, roč.

- 37, č. 2, s. 290–292 [cit. 2017-10-12]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212002792>.
56. SHUMWAY-COOK, A. et WOOLLACOTT, H. *Motor control: theory and practical applications*. 2. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISBN 9780683306439.
57. STUART, D. G. Integration of posture and movement: Contributions of Sherrington, Hess, and Bernstein. *Human Movement Science* [online]. 2005, roč. 24, č. 5-6, s. 621-643 [cit. 2017-12-20]. DOI: 10.1016/j.humov.2005.09.011. ISSN 01679457. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016794570500076X>.
58. SVOBODOVÁ, J. *Aplikace ortopedických vložek v dětském věku*. Praha, 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova.
59. THERA-BAND. Thera-Band Wobble Board, Balanční úseč, kruhová. In: *thera-band.cz* [online]. [cit. 2018-03-01]. Dostupné z: <http://www.thera-band.cz/balancni-usec-kruhova>
60. TOMOMITSU, M. S. et al. Static and dynamic postural control in low-vision and normal-vision adults. *Clinics* [online]. 2013, roč. 68, č. 4, s. 517–521 [cit. 2017-10-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3634964/>.
61. TOPPISCHOVÁ, M. et ŠNOPLOVÁ, A. Funkce nohy. *Bolest*. 2008, roč. 2, s. 109-111 [cit. 2018-01-01].
62. VAUGHAN, C. L. et al. *Dynamics of human gait*. Human Kinetics Publishers, 1992. ISBN: 978-0873223683.
63. VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozš. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9
64. VÉLE, F et al. Úvaha nad problémem "stability" ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 3, s. 103-105.
65. VÉLE, F. et PAVLŮ, D. Test dle Véleho, neboli Véle-test. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2012. roč. 19, č. 2, s. 71-73. ISSN 1211-2658.
66. WEGENER, C. et al. Effect of children's shoes on gait: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. 2011, roč. 1, č. 4

[cit. 2018-01-02]. ISSN 1757-1146. Dostupné z:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3031211/>.

67. WINTER, D., A. et al. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1996, roč. 75, č. 6, s. 2334-2343 [cit. 2017-10-12].
68. WOLF, S. et al. Foot motion in children shoes – A comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait & Posture* [online]. 2008, roč. 27, č. 1, s. 51-59 [cit. 2018-02-12]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.01.005. ISSN 09666362. Dostupné z:  
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620700029X>.
69. XSENS TECHNOLOGIES B. V., *Xsens MVN User Manual* [online]. Listopad 2017 [cit. 2017-12-15]. Dostupné z:  
[https://xsens.com/download/usermanual/3DBM/MVN\\_User\\_Manual.pdf](https://xsens.com/download/usermanual/3DBM/MVN_User_Manual.pdf).
70. ZWIPP, H. et RANDT, T. Ankle joint biomechanics. *Foot and Ankle Surgery*. Duben 1994, roč. 1, č. 1. ISSN 12687731.

## **SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK**

ABD - abdukce

ADD - addukce

COM – Centre of Mass

COP – Centre of Pressure

DFX – dorzální flexe

DOF – Degrees of Freedom

EX - extenze

FTVS – Fakulta tělesné výchovy a sportu

FX – flexe

H – hypotéza

LDK – levá dolní končetina

MAX – maximum

MED - medián

MIN - minimum

PDK – pravá dolní končetina

PFX – plantární flexe

SH – střední hodnota

SD – směrodatná odchylka

UK – Univerzita Karlova

VR – vnitřní rotace

ZR – zevní rotace