

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Katedra anatomie a biomechaniky

## **Ovlivnění zatížení nohy barefootovým typem obuvi**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**Ing. František Lopot, PhD.**

Vypracovala:

**Bc. Zuzana Vacková**

Praha, duben 2019

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně 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 autora práce

## **Poděkování**

Chtěla bych poděkovat zejména svému vedoucímu práce panu Ing. Františkovi Lopotovi, PhD. za jeho ochotu, spolupráci, cenné rady a pomoc při zpracování této práce. Dále bych ráda poděkovala panu Ing. Davidu Skalickému za pomoc při vytváření skriptu pro vyhodnocení výsledků práce. Ráda bych poděkovala dalším členům biomechanické laboratoře a probandům, bez kterých by tato práce nemohla být zpracována.

## Abstrakt

**Autor:** Bc. Zuzana Vacková

**Název:** Ovlivnění zatížení nohy barefootovým typem obuvi

**Cíl:** Cílem této práce je zhodnotit, zda barefootová obuv ovlivní velikost vertikální složky kontaktní síly během chůze po hladkém neabrazivním povrchu při běžných okolních podmínkách. Dále zmapovat, jakými parametry lze monitorovat míru shody chování chodidla v průběhu stojné fáze kroku naboso a v barefootové obuvi.

**Metody:** Studie se zúčastnilo 7 probandů (4 ženy, 3 muži) ve věku od 23 do 25 let. Byly měřeny dynamické parametry chůze - kontaktní (reakční) síly od podložky, které byly získávány pomocí silových desek značky Kistler v laboratoři extrémních zátěží na FTVS UK. Probandi po seznámení s průběhem experimentu chodili opakovaně přes silové desky subjektivně pohodlnou rychlostí. První měření probíhalo při chůzi v barefootovém typu obuvi. Druhé měření probíhalo při chůzi naboso. Měření bylo jednorázové. Získaná data byla následně z programu BioWare® exportována do programu MS Excel. Finální zpracování dat probíhalo v programu MatLab, kde byly vytvořeny potřebné grafy reakčních sil a jejich vyhodnocení.

**Výsledky:** Při měření byly zaznamenávány všechny kontaktní síly a jejich výslednice a souřadnice CoP. Pro konečné vyhodnocení byla použita pouze vertikální složka kontaktní síly. Po porovnání dat bylo zjištěno, že velikost vertikální složky síly je prakticky shodná při porovnání během chůze naboso a při chůzi v barefootové obuvi. Lze tedy říci, že barefootová obuv téměř neovlivňuje zatížení chodidla v porovnání s chůzí naboso.

**Klíčová slova:** bosá chůze, barefootová obuv, dynamika chůze

## **Abstract**

**Author:** Bc. Zuzana Vacková

**Title:** Effect of Barefoot shoes on the footprint loading

**Objectives:** The aim of this experiment is to evaluate if barefoot shoes affect the size of vertical component of contact force during walking on a smooth non-abrasive surface during normal conditions. Furthermore to find out which parameters can be used to monitor the degree of convergence foot behaviour during the stance phase of gait cycle with the barefoot and barefoot shoes.

**Methods:** Seven probands (4 women, 3 men) aged 23 to 25 years participated at the study. The dynamic gait parameters (reaction forces from the pad) were measured using Kistler force plates in the extreme load laboratory at FTVS UK. Probands after introduction to the experiment went repeatedly over the power plate subjectively comfortable speed. The first measurement were done while walking in the barefoot type of shoes. The second measurement was barefoot walking. It was a one-time measurement. The obtained data were exported from BioWare® program into MS Excel. The final data processing was carried out in the MatLab program, where the necessary graphs of reaction forces and their evaluation were created.

**Results:** All contact forces and their resultant and CoP coordinates were recorded during measurements. Only the vertical contact force component was used for the final evaluation. After comparing the data, it was found out that the magnitude of the vertical force component is basically same when compare barefoot and barefoot shoes walking. So it can be said that barefoot shoes almost does not affect the load foot in comparison with barefoot walking.

**Keywords:** barefoot walking, barefoot shoes, dynamics of walking

# OBSAH

OBSAH .....	6
1 ÚVOD.....	9
2 CÍL PRÁCE.....	11
3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	12
3.1 Evoluční vývoj lidské nohy.....	12
3.2 Funkční anatomie a kineziologie nohy .....	13
3.2.1 Typologie nohy.....	13
3.2.2 Klenby nožní.....	14
3.2.3 Funkce nohy .....	16
3.3 Deformity nohou .....	17
3.3.1 Pes planus .....	17
3.3.2 Pes cavus.....	19
3.3.3 Hallux valgus .....	19
3.4 Bipedální lokomoce .....	20
3.4.1 Ontogeneze bipedální lokomoce .....	20
3.4.2 Cíle chůze .....	20
3.4.3 Krokový cyklus.....	21
3.4.4 Hodnocené parametry při chůzi.....	23
3.5 Možnosti analýzy chůze.....	24
3.5.1 Síly působící na nohu při chůzi .....	24
3.5.2 Gait analysis – analýza chůze.....	26
3.5.3 Stabilometrie.....	28
3.6 Vliv obuvi na nohu a chůzi .....	28
3.7 Barefootový typ obuvi vs. minimalistický typ obuvi.....	32
4 HYPOTÉZA .....	35

5	VLASTNÍ EXPERIMENTÁLNÍ ČINNOST.....	36
5.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	36
5.2	Experimentální stanoviště a instrumentace.....	37
5.3	Měřicí protokol.....	38
5.4	Zpracování dat.....	40
6	VÝSLEDKY.....	48
6.1	Proband č. 1 (P1).....	49
6.2	Proband č. 2 (P2).....	51
6.3	Proband č. 3 (P3).....	53
6.4	Proband č. 4 (P4).....	55
6.5	Proband č. 5 (P5).....	57
6.6	Proband č. 6 (P6).....	59
6.7	Proband č. 7 (P7).....	61
6.8	Souhrn.....	63
7	DISKUSE.....	66
8	ZÁVĚR.....	69
	POUŽITÁ LITERATURA.....	71
	PŘÍLOHY.....	81

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ABD	abdukce
ADD	addukce
Ax- Ay	souřadnice CoP
bf	barefootová obuv
CoP	center of pressure (centrum tlaku)
DF	dorsální flexe
EXT	extenze
FLX	flexe
Fz	vertikální složka reakční (kontaktní) síly
Fx	pravolevá (laterolaterální) složka reakční (kontaktní) síly
Fy	předozadní (anterioposteriorní) složka reakční (kontaktní) síly
Ft	výsledná síla reakčních (kontaktních) sil
MBFT	minimalistická barefootová obuv
m.	musculus
na	naboso
PF	plantární flexe
VR	vnitřní rotace
ZR	zevní rotace



# 1 ÚVOD

Pro člověka je charakteristická vzpřímená chůze po dvou končetinách, které jsou tomuto účelu přizpůsobené. Na chodidlech můžeme nalézt více než sto proprioceptivních zakončení, která nám umožňují „číst“ povrch, po kterém se naše nohy pohybují. Kvalitní a bezpečný pohyb zajišťují nejen proprioceptivní zakončení na chodidlech, ale také exteroceptivní orgány, jako je např. zrak, který člověku pomáhá odhadnout zevní podmínky a podílí se tak na bezpečné lokomoci.

Již před 25 000 - 40 000 lety si začali tehdejší lidé své nohy chránit jakousi obuví. Tehdejší obuv se pravděpodobně hodně lišila od dnešní moderní obuvi. Povrchy, po kterých se lidé tehdy pohybovali, byly jistě odlišné od těch, které před sebou máme dnes my (především beton, kámen a asfalt).

V posledních letech je možné vnímat touhu člověka se vracet zpět k využití přírodních materiálů a prostředků, které respektují více zákonitosti přírody. Jedním z projevů tohoto fenoménu je chůze naboso, popř. v minimalistické či barefootové obuvi.

Za jistý zlom by se dal považovat rok 2009, kdy vyšla ve Spojených státech amerických kniha Christophera McDouglla „*Born to Run*“, která popisuje indiánský kmen pohybující se výhradně naboso. Zájem lidí o chůzi, resp. běh naboso, poměrně rychle vzrostl, zejména v USA. Tento „boom“ se v posledních letech objevuje i v Evropě a stále tu jeho popularita roste.

Dnešní moderní člověk není již zvyklý chodit tak často bos. Zejména ve městech, to ani s ohledem na zdravotní bezpečnost, není vhodné. Proto zde vznikl prostor pro výrobce obuvi. Začala se rozvíjet technologie minimalistické a posléze barefootové obuvi. Obuv se postupně vyvíjela tak, aby bota maximálně kopírovala přirozený pohyb chodidel a nijak je neomezovala v jejich fyziologickém pohybu. Chůze v barefootovém typu obuvi by tedy měla dle výrobců poměrně věrně kopírovat chůzi naboso.

V otázce širokého uplatnění barefootové obuvi však existuje velmi nejednoznačný názor odborníků z hlediska jejího pozitivního dopadu na chodidlo a v podstatě celý pohybový aparát člověka. Pracovní i životní prostředí člověka vystavuje jeho tělo řadě případů poměrně extrémních podmínek. Lidské tělo by tyto

podmínky bez specializovaných prostředků ochrany a dalších pomůcek jen těžko zvládlo bez rizika poškození a zranění. Velmi proto záleží na úhlu pohledu studií a podmínkách, ve kterých použití barefootové obuvi zkoumaly.

Mnoho odborníků má poměrně radikální názor na dnešní „boom“ v chůzi a běhu naboso a v užívání barefootového typu obuvi. Názory jsou často dosti protichůdné. Lékaři ortopedického zaměření, stejně jako Česká obuvnická a kožedělná asociace, jsou ve většině případů proti tomuto typu obuvi. Na druhou stranu se můžeme setkat s názory, že chůze v barefootovém typu obuvi snižuje riziko úrazů, což některé studie vyvrací.

Protože se ve své praxi poměrně často setkávám s dotazy pacientů i kolegů na bosý běh, chůzi a používání barefootové obuvi a z uvedených důvodů nejsem schopna poskytovat jednoznačné odpovědi, rozhodla jsem se provést v dané oblasti vlastní výzkum. Zásadním rysem mého výzkumu bude zohlednění faktu, že nohy a chodidla jsou určeny především k chůzi. Dlouhodobé stání na místě, kontakt s extrémně nepoddajnými povrchy, které po člověku vyžaduje jeho dnešní pracovní a životní prostředí, nepovažuji za situace, ve kterých by se mohly případné pozitivní dopady barefootové obuvi projevit s ohledem k faktu, že jsou to otázky monotónní zátěže a vysokých kontaktních tlaků a nikoli dynamického zatížení, ke kterému dochází právě při chůzi. Představená práce si tak klade za cíl srovnání barefootové obuvi s bosým chodidlem při běžné chůzi. Měřítkem „kvality“ barefootové obuvi bude míra shody definovaných sledovaných parametrů chůze naboso a s obuví.

## 2 CÍL PRÁCE

Cílem práce je zjistit, zda a případně jaký vliv má barefootová obuv na chůzi člověka, resp. na zatížení chodidla ve stejné fázi krokového cyklu. Smyslem práce je ověřit, nebo alespoň přispět k ověření jednoho z aspektů deklarovaného zdravotního významu barefootové obuvi a to, že neovlivňuje přirozenou reakci chodidla v průběhu stejné fáze krokového cyklu a tím přispívá k jeho správnému fungování (měřítkem je zatížení bosého chodidla). Splnění tohoto cíle bude dosaženo v několika krocích, při kterých budou plněny zejména tyto dílčí úkoly:

1. Představení tématu v širších souvislostech ontogenetického vývoje člověka
2. Shromáždění dostupných informací o tématu
3. Nalezení dostupných technologií pro monitoring chůze
4. Návrh vlastního experimentu
5. Vyhodnocení experimentálních dat a jejich interpretace

S ohledem na názornější prezentaci dosažených výsledků práce jsou v přímé návaznosti na definovaný cíl položeny tyto vědecké otázky:

V1: Jakými parametry lze spolehlivě monitorovat míru shody chování chodidla v průběhu stejné fáze kroku naboso a v barefootové obuvi?

V2: Ovlivňuje barefootová obuv zatížení chodidla po hladkém neabrazivním povrchu v běžných teplotních a dalších podmínkách ve srovnání s chůzí naboso?

## 3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

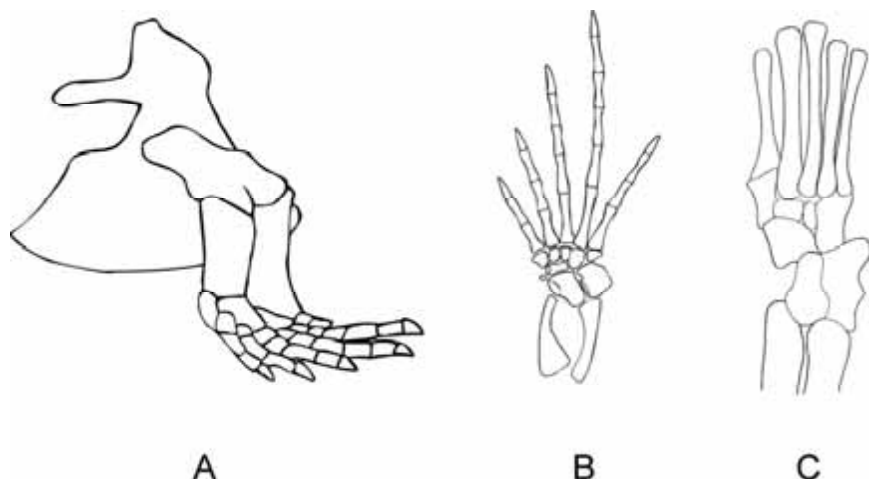
### 3.1 Evoluční vývoj lidské nohy

Lidská noha obsahuje 26 kostí, 33 kloubů a 19 svalů. Svou stavbou se stává vysoce komplexní strukturou (Franklin et al., 2015).

V současné době stále není zcela bezvýhradně vysvětlen vznik bipedální lokomoce u člověka. Původní teorií, která však ve světle fosilních nálezů v poslední dekádě získává stále větší trhliny je tzv. brachiální teorie. Ta říká, že bipedalismus se vyvíjel lineárně z brachiální funkce předních končetin opic, které žijí na stromech (např. gibboni), přes fázi lezení (šplhání) a vertikalizaci pomocí obou předních končetin do stadia kvadrupedální chůze s flexí distálních článků prstů a podporou na zadní straně středních článků prstů, jak je tomu např. u goril a šimpanzů. Např. nálezy fosilie *Ardipithecus rambus* (předka šimpanzů) ukazují, že přechod k bipedalismu se mohl dobře odehrát bez této části kvadrupedální lokomoce. Aktuální teorie tak říká, že nejbližším stádiem bipedalismu je pouze lezení, které zahrnuje vertikální pozici těla při užívání všech čtyř výše zmíněných aspektů lokomoce. (Lupu, et al., 2017).

První objevená „noha“ vzdáleně připomínající dnešní lidskou nohu pochází již z Devonského období (přibližně před 400 miliony lety). Tehdejší noha měla 5 tarzálních kostí, sedm prstů se 2 až 4 články. Byla to noha uzpůsobená chůzi po čtyřech. Během evoluce, kdy si primáti stále udržovali stromový způsob života, se noha přizpůsobovala uchopovací funkci pro chůzi v korunách stromů. Z antropologických nálezů můžeme zjistit, že noha měla palec, který zajišťoval uchopovací funkci s prodlouženými distálními segmenty. Tento typ palce můžeme nalézat stále u přímých předků člověka, tedy lidoopů, a je stále zachován u všech existujících primátů. Další částí nohy, kterou můžeme sledovat v dalších evolučních stádiích člověka je vývoj hlezenních kloubů a prstů, které jsou schopné dorsální flexe. Jiné objevy také ukazují typický addukovaný a robustní palec nohy a pátý metatars s relativně protaženou nohou, jak ji můžeme vidět dnes (D'Aout, 2008).

Na obr. č. 1 je možné vidět, že nohy dřívějších plazů a savců se v některých aspektech podobají dnešní lidské noze a může tedy poukazovat na jistou evoluční příbuznost i s plazy (D'Aout, 2008).



Obrázek č. 1: Srovnání pánevních pletenců v různých evolučních etapách:

(a) Pánevní pletenec a končetina Ichtyostega, a primitivní obojživelník (after Jarvik, 1955, in Carroll, 1988). (b) Dolní končetina a noha Paleothyris, a primitivní plaz (after Carroll, 1969, in Carroll, 1988). (c) Tarsus and metatarsus Asioryctesa, časný placentární savec žijící před 85 miliony lety (Upper Cretaceous). Vezměte v úvahu, že se jedná o všechny kosti nohou, které pozorujeme u moderních lidí (after Kielan-Jaworowska, 1977, in Carroll, 1988) (D'Aout, 2008)

Lidská noha tak prodělala postupný vývoj až k pětiprsté struktuře. Od úchopové funkce, důležité pro lezení po stromech, k bipedální chůzi po zemi. Od čistě flexibilní struktury, důležité pro úchop, k poměrně rigidní struktuře, důležité jako páka pro odraz, a tedy i chůzi. Celý vývoj nohy je následován také vývojem celé kostry a svalového aparátu, jež se společně přizpůsobovaly chůzi po dvou končetinách (D'Aout, 2008).

## 3.2 Funkční anatomie a kineziologie nohy

Noha je definována jako část dolní končetiny nacházející se distálně od hlezenního kloubu (Vařeka, Vařeková, 2003), a je tedy po většinu dne v přímém kontaktu s povrchem země (Véle, 2006).

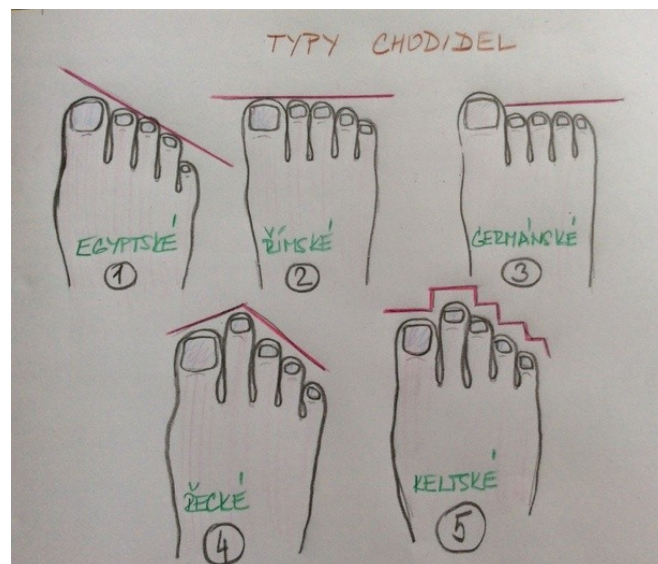
### 3.2.1 Typologie nohy

Nohu nejčastěji dělíme z pohledu klinického do tří základních skupin, a to na nohu normální, plochou a vysoce klenutou. Toto dělení nám ale nic neříká o funkci nohy jako orgánu (Vařeka, Vařeková, 2003).

Další možností jak nohu můžeme dělit, je z pohledu morfologického, který nohu dělí na „Polynéský“ typ, „Egyptský“ typ a „Řecký“ typ nohy. „Polynéský“ typ nohy (typ kvadratický) má tvar obdélníku a první tři prstce jsou stejně dlouhé. Přibližně 9% evropské populace má tento typ nohy. „Egyptský“ typ nohy (běžný typ nohy) se vyznačuje tím, že nejdelším prstcem na noze je palec a další prstce se postupně zkracují.

Tento typ nohy můžeme najít u většiny evropské populace a má největší tendenci k výskytu postižení typu hallux valgus (vbočený palec) a hallux rigidus (ztuhlý palec). Posledním popsáním typem je tzv. řecká noha (klasický typ nohy). Tento typ je také označován jako Mortonova noha nebo třeba neandertálská noha. U tohoto typu nohy můžeme pozorovat, že délka prstců se během ontogeneze mění. Zprvu je nejdelší třetí prstec, poté se nejdelším prstcem stává druhý prstec a nakonec se u většiny lidí nejdelším prstcem stává první prstec. Často také můžeme nalézt poměrně výraznou kožní řasu mezi druhým a třetím prstcem. Tento typ je druhým nejčastějším typem, který můžeme nalézt u evropské populace. „Řecký“ typ nohy umožňuje nejlepší přenášení zátěže na přednoží. Zároveň je ale tento typ nohy náchylný ke vzniku hallux valgus, kladívkovitým prstcům a digitus quintus varus (vbočený malík). Dalším typickým znakem, který můžeme na této noze najít, jsou otlaky a to nejčastěji pod hlavičkou druhého metatarsu, z laterální strany pátého metatarsu a z mediální strany prvního metatarsu a interfalangeálního kloubu (Vařeka, Vařeková, 2003).

Další zdroje (Foot root, 2018; Ginová, 2016) rozlišují ještě dva typy chodidel, a to typ germánský (3) a typ keltský (5), viz obr. č. 2. O těchto typech nohou není prozatím mnoho informací, nejspíše pro jejich malý výskyt v populaci.



Obrázek č. 2: Typologie lidské nohy (Ginová, 2016)

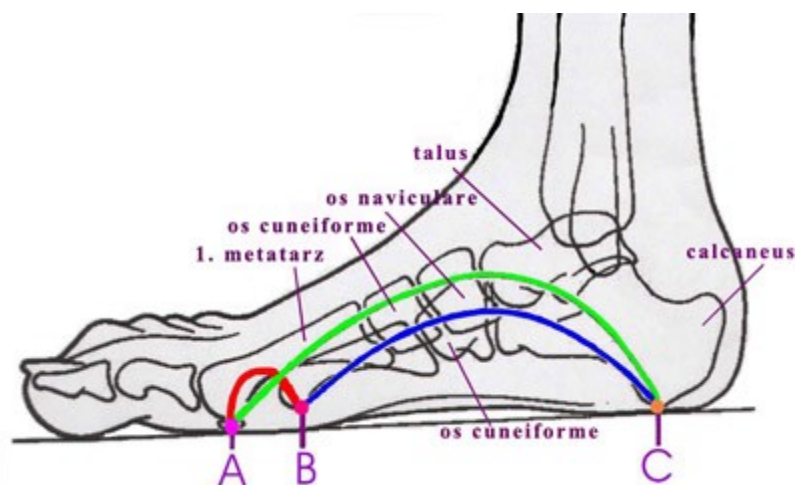
### 3.2.2 Klenby nožní

Tvar lidské nohy je specifický díky systému kleneb. Díky svému klenutému tvaru je noha poměrně dobře přizpůsobena funkci uchopovací ve smyslu přizpůsobování se terénu, po kterém se pohybuje. Mimo chůzi noha slouží k udržování

stabilního stoje. V dnešní moderní době, kdy dochází ke snížení potřeby chůze, se noha postupně stává spíše orgánem podpůrným (Véle, 2006).

Na lidské noze nalézáme celkem 3 klenby. Dvě podélné klenby, mediální a laterální, a také příčnou klenbu (mezi hlavičkami 1. až 5. metatarsu) (obr. č. 3) (Ridola, Palma, 2001). Nožní klenby jsou pevně udržovány díky kostní architektonce. Pro lepší představu si obdobný jev můžeme představit u architektonických objektů - klenutých oblouků na různých stavbách. Klínovitě tvarované kameny drží sami sebe, aniž by bylo zapotřebí nosných prvků uprostřed oblouku. Obdobně drží i klenba nožní (Larsen, 2005). Další složkou, která pomáhá udržovat tvar nožní klenby, je ligamentózní aparát, který zajišťuje tuhost nožních kleneb, především ligamentum plantare longum (Černá, 2016). Nedílnou součástí pro zpevnění nožní klenby je také tzv. šlašitý třemen, který je tvořen svalovou smyčkou m. tibialis anterior a m. peroneus longus a dále smyčkou, na které se podílí m. tibialis posterior a m. peroneus brevis (Véle, 2006). Na udržování klenby nohy se podílí nejen dlouhé svaly bérce, ale také krátké svaly nohy (Černá, 2016).

Mediální podélná klenba je tvořena os calcaneus, os talus, os naviculare, třemi ossis cuneiformia a prvními třemi metatarsy. Tato klenba je více klenutá a pružná oproti klenbě laterální (Ridola, Palma, 2001). U fyziologicky klenuté nohy se nachází nejvyšší vrchol klenby průměrně 15 – 18 mm nad podložku (Černá, 2016). Laterální klenba je tvořena os calcaneus, os cuboideum a 4. a 5. metatarssem. Zevní klenba je oploštělá oproti vnitřní a může být v lehkém kontaktu s podložkou (Ridola, Palma, 2001), nebo se její vrchol nachází přibližně 3 - 5 mm nad podložkou (Černá, 2016).



Obrázek č. 3: Klenby nohy: mediální (zeleně) a laterální (modře) podélná klenba a příčná klenba (červeně) (Ridola, Palma, 2001)

U dítěte se klenba nožní vyvíjí postupně spolu s počátkem zatěžování nohy při chůzi (Antošíková, 2017). Rozvoj klenutí nohy lze pak u dítěte pozorovat od 2. - 3. roku života do zhruba 6 let (Černá, 2016; Nambiar, Alagesan, 2017). Většina názorů se sice shoduje, že tvorba klenby se ukončuje v období předškolního věku, ale někteří autoři tvrdí, že ji lze dobře ovlivňovat až do období puberty, tedy zhruba do 13 let (Antošíková, 2017; Nambiar, Alagesan, 2017). Dle Larsena (2005) lze nohu cvičit a ovlivňovat dokonce po celý život.

Tvar lidské nohy umožňuje díky systému kleneb kontakt s podložkou především ve třech bodech: kost patní, distální část prvního metatarsu nohy a distální část pátého metatarsu nohy (Ridola, Palma, 2001). Larsen (2005) však tříbodovou oporu považuje za překonanou a říká, že noha by měla stát na celé své styčné ploše (co dovoluje systém klenutí nohy) pro lepší rozložení hmotnosti.

### **3.2.3 Funkce nohy**

Noha je poměrně složitým aparátem. Již Leonardo da Vinci prohlásil nohu za umělecký výtvar přírody (Antošíková, 2017). Můžeme zde pozorovat protichůdné funkce, které jsou nesmírně důležité pro chůzi. Noha je flexibilním orgánem, který tlumí náraz při dopadu nohy na podložku – statická funkce (nosné – absorbování energie dopadu), ale v průběhu kroku se stává tuhou strukturou a její funkce je dynamická (lokomoční – provedení odrazu). Tyto dvě funkce v jedné anatomické struktuře vyžadují velký stupeň komplexity. Noha musí být dosti pružná, aby bylo možno zajistit absorbování energie při došlapu, ale také musí být dosti rigidní, pro přenos dostatečné síly pro provedení odrazu (Černá, 2016; D'Aout, 2008).

Výzkumy zabývající se aktivací krátkých svalů nohy (intrinsic muscles) ukazují, že v klidném stoji na obou dolních končetinách jsou tyto svaly poměrně málo aktivní. Z tohoto pohledu bychom mohli hodnotit, že jejich podpora klenby v klidném stoji je naprosto minimální. Pokud ale zvolíme, pro hodnocení krátkých svalů nohy, posturálně náročnější pozici, např. stoj na jedné noze, můžeme pozorovat značný nárůst jejich aktivity. Z výše zmíněného tedy můžeme usuzovat, že krátké svaly nohou slouží především ke stabilizaci nohy pro zajištění stability během posturálně náročnějších pozic (Kelly, 2015).

Na noze je 104 kožních receptorů, které informují centrální struktury nervové soustavy o rovnováze a pohybu nohy a dokážou tedy rozlišit, kdy se noha dotýká



podložky a kdy v kontaktu není (Franklin et al., 2015). Tento systém vnímání se nazývá propriocepce a dá se přeložit jako „*vnímání sebe sama*“. Díky propriopecce nejen člověk vnímá, kde stojí, ale tělo dokáže reflexně reagovat na nenadálé situace a chránit tak nohy před poraněním (Larsen, 2005). Výsledky měření ukázaly, že lidé obutí v obuvi mají zhoršenou kinestézii a hůře tak vnímají pozici nohou v terénu oproti lidem, kteří byli vyšetřováni bosí. Tento experiment byl však prováděn pouze v klidném stoji. Jisté však je, že obuv brání nohám ve vnímání zevních podmínek, což má jistě dopad i na chůzi (Franklin, et al., 2015).

### **3.3 Deformity nohou**

V této kapitole si jen stručně popíšeme ty úplně nejběžnější deformity, s kterými se může fyzioterapeut ve své praxi potkat. Výčet veškerých deformit, které se na nohách vyskytují, přesahuje rámec a téma této práce.

Výše jsme se zmiňovali o klenbách lidské nohy. V dnešní populaci se ale stále častěji setkáváme s různými vadami nohou. Jednou z nejčastějších je plochonoží, které můžeme nalézt již u dětí. O něco vzácnější je naopak noha vysoce klenutá, která mění biomechanické nároky na pohybový aparát. Další dnes už „běžnou“ deformitou je tzv. hallux valgus (vbočený palec).

#### **3.3.1 Pes planus**

Plochonoží je charakterizováno jako mediální (vnitřní) rotace a plantární flexe os talus, everze os calcaneus, snížení mediální klenby a abdukce přednoží (Pita-Fernandez et al., 2017).

Plochonoží může vznikat z mnoha příčin, mezi některé patří např. vrozená porucha. Mezi kongenitální plochonoží řadíme např. rigidní plochou nohu (Nambiar, Alagesan, 2017).

Ze získaných příčin plochonoží se pak jedná např. o dysfunkci šlachy m. tibialis posteriori, peroneální spasticita, posttraumatické artritidy a další (Nambiar, Alagesan, 2017). Jedná se o pes planovalgus. (Carvaggi, et al., 2018).

Plochá noha má vliv na parametry chůze, jako je např. rychlost, která se snižuje. Při chůzi dochází k větší dorsální flexi v horním hlezenním kloubu a k větší plantární flexi v metatarsotarsálním kloubu se zvětšením rozsahu pohybu ve frontální rovině

v porovnání s kontrolní skupinou, u které nebylo diagnostikováno pes planovalgus (Carvaggi, et al., 2018).

Dalším typem získaného plochonoží je flexibilní plochá noha. Takto je označováno chodidlo, u kterého je zkolabovaná mediální podélná klenba během zátěže ve stoji. Můžeme ji pozorovat především u národů navyklých po generace chodit naboso. Ve stoji je sice jejich noha plochá, ale při chůzi se stává klenutou. Jak jedna ze studií ukazuje, tento jev se vyskytuje až u 13,6 % indických mladých dospělých ve věku od 18 - 21 let (Aenumulapalli, et al., 2017).

Problém ploché nohy nezůstává lokalizován pouze na plosce a přenáší se do proximálnějších částí těla, jako jsou kolenní a kyčelní klouby a dolní část zad (Aminian, Safaeepour et al., 2012). Na tento problém ve své studii upozorňují i Nambiar a Alagesan (2017), kteří hovoří o 10 - 20 % dospělých s plochonožím, kteří trpí dalšími bolestmi pohybového aparátu, zejména kolenních kloubů a zad.

Při podélně ploché noze přechází zatížení přes přednoží a vrcholí na druhém metatarzofalangeálním kloubu. Naopak pod 4. a 5. metatarzofalangeálním kloubem je síla působící do podložky výrazně snížena. Nadměrné zatížení druhého metatarsu může v průběhu času vyústit v únavovou zlomeninu této kosti (Buldt, Allan, 2018).

Přesná prevalence plochonoží není přesně známa, pravděpodobně z důvodu neexistujících jasných parametrů pro hodnocení, co plochonoží už je a co ještě ne. Proto údaje o prevalenci plochonoží se ve většině studií vztahují spíše na omezené skupiny světové populace (Nambiar, Alagesan, 2017). Např. prevalence plochonoží v Indické populaci je až 26,6 % u dospělých nad 40 let (Pita-Fernandez et al., 2017).

Mimo podélného plochonoží často nalézáme také příčné plochonoží. Příčné plochonoží vzniká obvykle při nošení nevhodné obuvi, která klade velké nároky na zatížení přednoží. Trpí tím zejména ženy, které nosí podpatky. Dochází k rozšíření nohy v oblasti hlaviček metatarsů a to vede k dalším problémům. Příčné plochonoží způsobuje značné bolesti. Na noze jsou viditelné a palpovatelné otlaky ve střední části přednoží. Příčné plochonoží bývá předchůdcem dalších deformit nohou, jako jsou např. hallux valgus, kladívkové prsty apod. (Ortoweb, 2017).

Zajímavé je porovnání uváděné ve studii Stolwijka, Duysense et al. (2013), kdy byla porovnáována různá etnika a jejich stav chodidel ve smyslu plochonoží. Zjistilo

se, že indiáni, nenosící obuv, více přetěžují střední část nohy a trpí více snížením mediální podélné klenby, oproti indiánům nosícím obuv a oproti „západní“ populaci.

### **3.3.2 Pes cavus**

Pes cavus neboli vysoce klenutá noha. Některé studie ukazují, že při vysoké klenbě na vnitřní hraně nohy není tak vysoké zatížení střední části nohy při chůzi, jako při pes planus. Také silový časový integrál a kontaktní plocha chodidla s podložkou jsou sníženy v porovnání s normálně klenutým chodidlem nebo podélně plochým chodidlem. Tyto proměnné jsou naopak vyšší na zevní straně chodidla opět v porovnání s normálně klenutou nohou nebo podélně plochou nohou, stejně jako těžiště, které je také posunuto více zevně. Toto nadměrné zatížení zevní části nohy může v klinickém důsledku vyústit v únavové zlomeniny kostí na zevní straně nohy (Buldt, Allan, 2018).

### **3.3.3 Hallux valgus**

Tato deformita, jinak známá též jako vbočený palec, se vyskytuje především u ženské populace. V dnešní době můžeme vbočený palec vidět u stále mladší generace (Ortoweb, 2017). Hallux valgus vzniká zprvu abdukci první metatarsální kůstky a během toho se noha rozšiřuje. Vbočený palec tedy souvisí se vznikem příčného plochonoží, které může vzniknout např. při nošení nevhodné obuvi (vysoké podpatky u dámských bot), kdy jsou kladeny vyšší nároky na zatížení přednoží (Ortoweb, 2017; Kozáková, et al., 2011). Dochází tak ke zvýšení zatížení přednoží a jeho bolestem - metatarsalgii (Kozáková et al., 2011). Vliv na vznik vbočeného palce může mít i zkrácení Achillovy šlachy nebo celková kloubní laxicita. Vliv mají i dědičné faktory (až u 70 % pacientů s touto diagnózou jí trpěli i jejich rodiče) (Ortoweb, 2017). Hallux valgus nemá jen estetický dopad, ale především ovlivňuje zatížení celé dolní končetiny, kdy snáze dochází k jejímu přetížení a změně pohybových vzorů. Dochází ke snížení dorsální a plantární flexe v hlezenním kloubu, a zároveň ke zvýšení flexe v kyčelním a kolenním kloubu během letové fáze krokového cyklu. Na počátku stojné fáze krokového cyklu dochází ke snížení extenze v kolenním kloubu a větší plantární flexi (Kozáková et al., 2011).

### **3.4 Bipedální lokomoce**

Základním pohybovým stereotypem člověka je bipedální chůze (Anon, 2015). Chůze se odlišuje od běhu tím, že v každém okamžiku je alespoň jedna dolní končetina v kontaktu s podložkou. Jedná se o tzv. řízený pád, kdy tělo přepadává dopředu ze stabilní pozice z jedné dolní končetiny na druhou dolní končetinu (Valouchová, 2011). Je to pohyb komplexní, jehož původ je v ontogenezi fylogeneticky fixovaný a je charakteristický pro každého jedince. V chůzi se projevují, jak problémy pohybového aparátu, tak nervové soustavy (Kolář, 2009).

#### **3.4.1 Ontogeneze bipedální lokomoce**

Pro rozvoj, respektive vývoj, člověka k bipedální lokomoci můžeme považovat za klíčová některá období ve vývoje dítěte do jeho přibližně roku a půl života. Prvním zásadním obdobím je věk 3 měsíců, kdy se vytváří opěrná báze. Dále ve věku 4,5 měsíců se diferencuje funkce končetin a rotabilita páteře do přechodu hrudní a bederní oblasti. V 6. – 7,5. měsíci se rozvíjí rotabilita celé páteře a objevuje se tzv. šikmý sed, kdy se dítě začíná dostávat do vertikálního postavení v trupu. Během 8. - 9. měsíce můžeme pozorovat zkřížený vzor kvadrupedální lokomoce. V období obvykle mezi 10. – 12. měsícem se objevuje tzv. kvadrupedální lokomoce ve vertikále, kdy se dítě pohybuje např. vedle nábytku po svých dolních končetinách, ale zároveň se přidržuje horními končetinami. V období mezi 14. – 16. měsícem věku začíná dítě samostatnou bipedální lokomoci. Výše zmíněné časové údaje a k nim přiřazené dovednosti můžeme pozorovat u zdravých dětí. U dětí s vývojovou vadou, a tedy retardací vývoje, jsou časová období odlišná, popř. se do pohybové náplně daného období nemusí dítě dostat nikdy v závislosti na poruše (Valouchová, 2011).

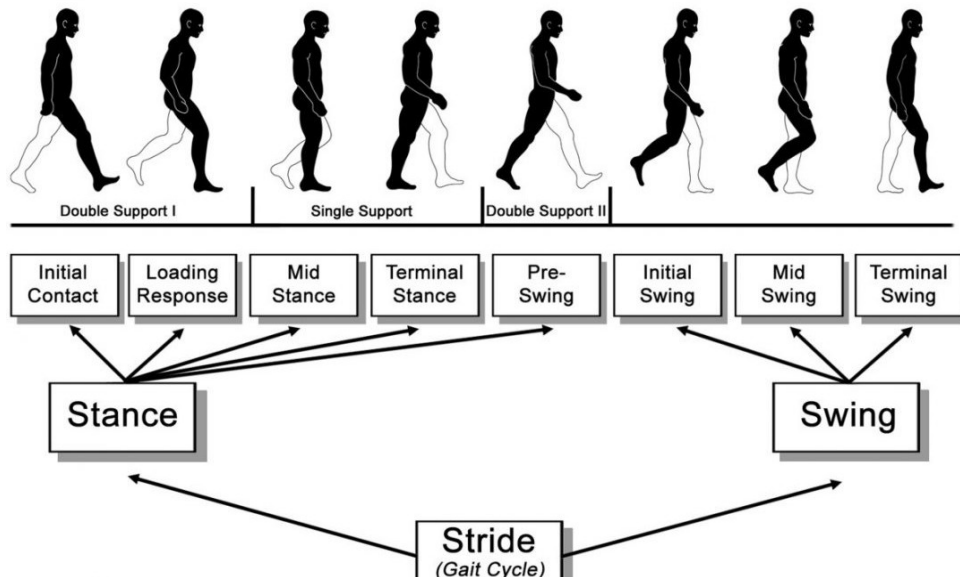
#### **3.4.2 Cíle chůze**

Chůze má pět základních cílů. Prvním z nich je přemístit tělo z jednoho místa na jiné požadovanou rychlostí. Druhým cílem je provést pohyb z místa na místo, s co nejmenší energetickou náročností. Třetí cíl zahrnuje strategii přesunu, s co nejmenší bolestí u lidí, kteří jsou omezeni bolestivými stavy v pohybovém aparátu. Je k tomu využíváno několik mechanismů, kdy je např. na postiženou dolní končetinu kladen menší tlak nebo je změněna pozice dolní končetiny při došlapu. Čtvrtým cílem chůze je funkce nohy jako tlumiče, který tlumí a rozptyluje nárazy při dopadu nohy

na zem. Posledním pátým cílem je, aby se noha dokázala na konci stojné fáze zpevnit a poskytla tak možnost odrazu od podložky (Anon, 2015).

### 3.4.3 Krokový cyklus

Chůzi jako takovou lze rozdělit do dvou základních fází. Do fáze stojné (oporné) a fáze švihové (letové), které se rytmicky střídají (Bernaciková a kol, 2010a; Protokinetics Team, 2018). Jiné zdroje ji rozdělují dokonce na 3 fáze, kdy k dvěma základním, výše zmíněným, je přidávána ještě fáze tzv. dvojí opory (Anon, [2019]). Na obr. č. 4 je možné vidět, že je krokový cyklus rozdělený do dvou základních fází (stojná a švihová) a samostatná stojná fáze v sobě zahrnuje první dvojí oporu, jednotnou oporu a druhou dvojí oporu (Protokinetics Team, 2018).



Obrázek č. 4: Porozumění fázím krokového cyklu (Protokinetics Team, 2018)

Stojná fáze znamená, že noha je v přímém kontaktu s podložkou, po které se člověk pohybuje (Protokinetics Team, 2018). První částí stojné fáze je úder paty (*heel contact*), neboli moment, kdy noha dopadne na podložku (Anon, 2015). Je to okamžik, kdy mluvíme o tzv. první dvojí opoře (obr. č. 4, Double Support I), protože zároveň i druhá dolní končetina se dotýká země a končí svou opěrnou fází (Protokinetics Team, 2018). V této fázi krokového cyklu zároveň dochází k největšímu působení sil na malou oblast paty a noha je v této fázi poměrně značně namáhána (Burnfield et al., 2004). Musí se nejen stabilizovat celá dolní končetina, ale také musí dojít k absorpci nárazu patou (Protokinetics Team, 2018). Dále dochází k „časnému položení nohy“ (*early flatfoot*), což je chvíle, kdy se celá ploska nohy poprvé dotkne podložky. Hlavním úkolem této části stojné fáze je tlumit sílu dopadu váhy těla

(Anon, 2015). K mírnému utlumení váhy těla dojde díky mírné flexi kolenního kloubu, který náraz částečně pohlcuje (Protokinetics Team, 2018). Tato část končí, když se těžiště těla dostane nad střed chodidla. Třetí fází je „pozdní položení nohy“ (*late flatfoot*), kdy se těžiště těla dostává dopředu z neutrální pozice (Anon, 2015). Jde o fázi, kde je pouze jedna dolní končetina v kontaktu s podložkou (*single support*; obr. č. 4) (Portokinetics team, 2018). Během této fáze dochází ke změně z pružného chodidla, které absorbuje náraz dopadu nohy, na chodidlo tuhé, jež je schopno umožnit odraz z nohy a posunout tímto tělo vpřed. Tato část končí, jakmile dojde ke zvednutí paty z podložky. Čtvrtou fází je zvednutí paty (*heel rise*). Fáze zvednutí paty začíná jejím nadlehčením od podložky. Během této fáze je noha zpevněná a dovoluje posun těla vpřed. Síly působící na chodidle jsou v této fázi poměrně výrazné, často přesahují váhu těla 2 – 3 krát. Pátou fází je odlepení palce nohy (*toe off*). Tato fáze začíná, když se začne palec odlepovat od podložky a její konec značí začátek švihové fáze kroku (Anon, 2015). Při tomto podrobnějším popisu krokového cyklu můžeme jasně vidět, kdy je potřeba, aby noha byla pružná a dokázala absorbovat náraz – fáze dopadu paty a časného položení nohy, a kdy se noha stává rigidní oporou pro odraz, tedy už od odlehčení paty až k odrazu z palce (Černá, 2016).

Během chůzového cyklu, jak jsme si ho popsali výše, dochází v různých fázích k aktivaci různých svalů, resp. svalových skupin. Studie na toto téma často přichází s odlišnými výsledky. Pravděpodobně zejména proto, že ač provádíme ten samý pohyb stále dokola, prakticky nikdy ho neprovedeme s naprosto totožnou svalovou aktivitou. V závislosti na různých podmínkách, ať vnitřních či zevních, se svalová aktivita upravuje aktuálním potřebám. Síla svalů, která patří mezi vnitřní síly (viz kapitola 3.5.1 Síly působící na nohu při chůzi) sama o sobě nestačí na to, aby se naše tělo dalo do pohybu. K tomu je zapotřebí zevní síly. Svalové skupiny, díky nimž je pohyb vpřed možný, pracují v uzavřeném kinematickém řetězci - tedy při stojné fázi kroku. Mezi tyto svaly patří především plantární flexory hlezenního kloubu. Tyto svaly jsou aktivní zejména ve fázi odrazu. Naopak na začátku stojné fáze (dopad paty na podložku) jsou převážně aktivní extenzory kyčelního kloubu. Ve švihové fázi (otevřený kinematický řetězec), která zabezpečuje zrychlení dolní končetiny a její přesun vpřed, jsou s převahou aktivní flexory kyčelního kloubu (Vařeka, 2009).

#### 3.4.4 Hodnocené parametry při chůzi

Během chůze můžeme měřit řadu parametrů. Mezi základní dle Whittela (2007) patří doba krokového cyklu, rychlost a délka krokového cyklu a rytmus kroku. Dříve bylo hodnocení chůze spíše subjektivní záležitostí, kdežto dnes se začínají objevovat přístroje, které nám mohou podat objektivnější informace. V dnešní době lze měřit více parametrů, z nichž je většina měřitelná pouze v laboratorních podmínkách se speciálním vybavením. Postupně už se ale objevují i přístroje, které nejsou vázány na prostředí laboratoří a které má daný proband připevněné přímo na tělo (Muro-de-la-Herran, 2014).

Mezi parametry, důležité pro klinické hodnocení, které můžeme během chůze měřit, patří: rychlost kroku, délka kroku, délka krokového cyklu, kadence, šířka kroku, úhel kroku, čas kroku, čas švihové fáze, čas stojné fáze, ušlá vzdálenost, chůzová autonomie (maximální doba, po kterou může člověk chodit bez změny dalších parametrů), délky zastávek, přítomnost třesu při chůzi, pády, trasa, fáze chůze, orientace segmentů těla, úhly v kloubech, síly svalů, posturu těla (symetrie, odchylky), dlouhodobá monitorace chůze a další. Rozpoznat všechny tyto parametry je bez přístrojového vybavení nemožné, proto pouze zlomek z výše zmíněných parametrů může být hodnocen při běžném vyšetření s minimálními nároky na vybavení (Muro-de-la Herran, 2014).

Chůzi a její parametry mohou ovlivňovat deformace na nohách, jako jsou výše zmíněné plochonoží (např. rychlost chůze) nebo hallux valgus (např. úhly v kloubech dolní končetiny). Nejsou to ale jediné vady, které mohou krokový cyklus a celou chůzi ovlivnit. Mezi další vady, které mohou ovlivňovat přirozenou chůzi, můžeme zařadit pourazové stavy, ortopedické operace (např. náhrady kloubů dolní končetiny), neurologická onemocnění (neuropatie, paraparézy, stav po cévní mozkové příhodě aj.), vrozené vývojové vady a v neposlední řadě také funkční obtíže spojené s pohybovým aparátem (svalové dysbalance v oblasti trupu, pánve a dolních končetin), které nám také chůzi ovlivňují. Toto je pouze stručný výčet, který zdaleka není kompletní. Podrobnější popis přesahuje rámec této práce.

### 3.5 Možnosti analýzy chůze

Parametry chůze můžeme díky dnešním technologiím již poměrně dobře analyzovat. Pro úplně základní posouzení chůzového stereotypu nám ve většině případů stačí prosté aspekční vyšetření. Už z něj můžeme leccos vyčíst. Pro podrobnější rozbor chůze je ale vhodné využít různých technických možností dnešní doby. Různé parametry chůze můžeme měřit různými prostředky. Mezi téměř standardní dnes již patří silové desky nebo snímání pohybu videokamerami.

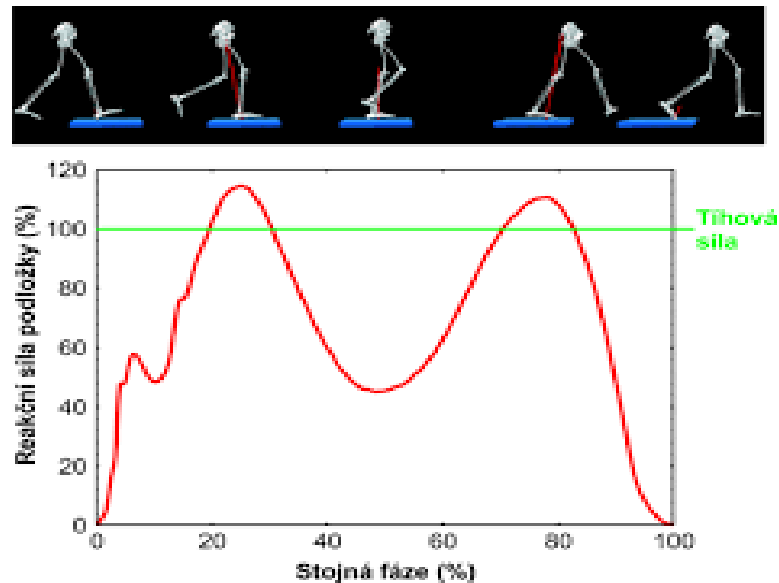
#### 3.5.1 Síly působící na nohu při chůzi

Na lidské tělo, a tedy i na dolní končetiny, působí řada sil, které ovlivňují držení těla, a také jeho pohyb (chůzi, běh apod.). Síly působící na lidské tělo můžeme rozdělit na vnitřní (to, jak na sebe vzájemně působí svaly, šlachy, kosti apod.) a na zevní. Zevní síly můžeme dále rozdělit na síly nekontaktní, jako je např. tíhová síla (působí na každé těleso, ať už přichází do kontaktu se zemí či nikoli), a síly kontaktní. Kontaktní síly vznikají v okamžiku, kdy se těleso dotýká jiného tělesa. V našem případě se jedná o styk chodidla se zemí (Jandačka, 2012). Zde mluvíme konkrétně o reakční síle země, která působí na chodidlo. Jedná se o 3. Newtonův zákon akce a reakce. Reakční síla je reakcí na akční sílu, kterou působí chodidlo proti zemi v opačném směru (Ounpuu, 1994). Jde o tzv. normálovou sílu (značenou  $F_n$ ), jejíž vektor má vertikální směr. Další vektory mají směr předozadní (anterioposteriorní) a pravolevý (mediolaterální). Díky třecí síle se může člověk pohybovat při chůzi vpřed (Jandačka, 2012; Vařeka, 2009). Tyto reakční síly můžeme měřit pomocí silových desek (Ounpuu, 1994).

Vertikální složka síly má dva vrcholy (peaky), jak je možné vidět na obr. č. 5. První vrchol značí maximální sílu při kontaktu nohy se zemí, kdy je noha zpomalována. Velikost této síly je závislá na způsobu přenosu hmotnosti kupředu. Druhý vrchol je maximální síla při odrazu nohy od země. V této fázi dochází postupně k odlehčení chodidla a přechodu do švihové fáze kroku. Mezi těmito vrcholy nacházíme přechod od maximální zpomalovací (decelerační) síly k minimální síle ve střední a koncové části stoje. V tento moment dochází k natažení kolenního kloubu a tím ke zvýšení polohy těžiště těla, na křivce vidíme její mírný pokles. Čím je chůze rychlejší, těžiště se více vychyluje vertikálně, tím je pokles křivky hlubší. Před druhým vrcholem dochází postupně k nárůstu křivky od minimální síly k maximální odrazové (akcelerační) síle.

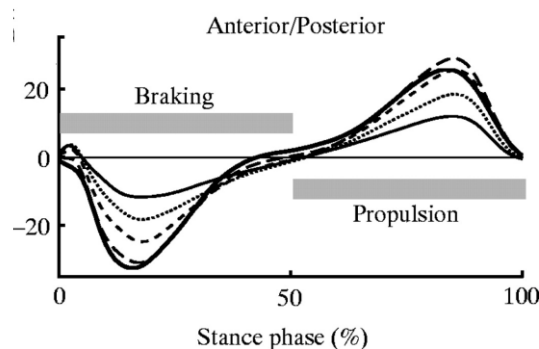


Dochází opět k poklesu těžiště těla a křivka se začíná mírně zvedat k druhému vrcholu křivky. Pata se v této fázi odlepuje od podložky (Richards, 2008).



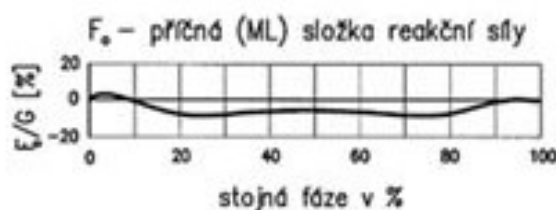
Obrázek č. 5: Vertikální složka síly během stejné fáze krokového cyklu (Janura, Svoboda et al., 2012)

Další síly probíhají paralelně se zemí. Jde konkrétně o předozadní síly a pravolevé síly, které jsou obě složkou třecí síly (Jandačka, 2012). Na obr. č. 6 je možné vidět anterioposteriorní (předozadní) složku kontaktní síly. V první fázi, při dopadu nohy na podložku, je možné vidět brzdění pohybu - vektor síly, kterým působí podložka, jde směrem dozadu (posteriorně) proti směru pohybu při chůzi. Střední část křivky, která se přibližuje časové ose, značí, že dochází k přenosu hmotnosti a těžiště těla se tak dostává nad chodidlo. V momentě, kdy je těžiště nad chodidlem, křivka protíná časovou osu a předozadní složka síly je nulová. Poté se začíná odlepovat pata od podložky a vektor reakční síly podložky působí směrem dopředu (anteriorně) - proti odrazu nohy, jejíž vektor akční síly působí směrem dozadu (dorsálně) (Richards, 2008)



Obrázek č. 6: Předozadní složka reakční síly (Neptune, Sasaki, 2005)

Pravolevá složka, neboli mediolaterální, se během chůze nejvíce mění. Průběh křivky mediolaterální složky kontaktní (reakční) síly můžeme vidět na obr. č. 7. Na začátku stojné fáze má mediální směr (na obr. č. 7 nad nulovou osou), krátce na to se vychyluje směrem laterálním (na obr. č. 7 pod nulovou osou) a osciluje kolem časové osy v malé amplitudě a při odlehčení paty od podložky se stáčí opět směrem mediálním (na obr. č. 7 na nulové ose) (Richards, 2008). Pokud dochází k velkým výchylkám této křivky od časové osy, nejčastěji to značí zvýšenou nestabilitu kroku při chůzi (Pandy et al., 2010).



Obrázek č. 7: Mediolaterální složka reakční síly (Rosický, © 1999)

Když to tedy shrneme, na chodidlo působí vertikální složka síly a horizontální složky síly (anterioposteriorní a mediolaterální) (Jandačka, 2012). Tyto síly mohou mít dopad na různé poruchy pohybového aparátu, a zároveň mohou být i různými poruchami ovlivňovány (Shaulian et al., 2018). Průměr všech zevních (reakčních) sil, které působí na chodidla, se nazývá Center of Pressure (centrum tlaku) (Shaulian, 2018).

### 3.5.2 Gait analysis – analýza chůze

Analýza chůze je způsob, jak více porozumět lidské lokomoci. Proto, abychom byli schopni něco o chůzi daného člověka říci, je nutno nejdříve chůzi jako celek rozdělit na co nejmenší úseky, neboli krokový cyklus (Protokinetics Team, 2018). Krokový cyklus jsme si popsali výše v kapitole 3.4.3.

Analýzu chůze můžeme rozdělit na kinetickou a kinematickou složku. Kinetická složka, nebo také složka dynamická, se zabývá právě příčinami vzniku pohybu, neboli silami, které na těleso (v našem případě lidské tělo, nebo pohybový segment) působí. Na pohybový segment působí síly tzv. primární. Primární síly působí na segment, aniž by musely vykonávat nějaký pohyb. Mezi tyto síly patří např. síla tíhová (zevní nekontaktní síla). Na druhé straně máme síly, které vznikají až při pohybu jednotlivých pohybových segmentů, tyto síly nazýváme silami sekundárními. Mezi sekundární síly patří např. třecí síla (zevně působící síla, zevní kontaktní síla)

nebo svalová síla, která vzniká uvnitř těla pohybujícího se člověka (vnitřní síla). Dále na tělo působí tzv. zdánlivé, neboli setrvačné síly. Setrvačné síly vznikají jako důsledek zrychleného nebo zpomaleného pohybu (Bernaciková a kol., 2010b). Kinetickou analýzu pohybu můžeme provádět např. pomocí silových desek, které snímají zevní kontaktní síly působící na chodidlo během chůze (Janura, Vařeka, et al., 2012).

Při kinematické analýze pohybu posuzujeme pohyb bez ohledu na příčiny, neboli síly, které tento pohyb způsobují. Při hodnocení se vychází ze závislosti dráhy na čase. Určujeme polohy jednotlivých bodů (a jejich změny) v čase (Bernaciková a kol., 2010b; Protokinetics Team, 2018). Z těchto dvou veličin pak můžeme odvodit rychlost a zrychlení (Anon, 2009-2012) a sledovat tak symetrii, variabilitu a kvalitu kroku (Protokinetics Team, 2018). Jelikož na lidském těle při pohybu vzniká mnoho zaúhlení, lze tyto hodnoty využít i pro výpočty úhlové rychlosti a úhlového zrychlení (Anon, 2009-2012). Kinematická analýza chůze se většinou provádí v laboratořích, kde jsou umístěny optické nebo optoelektrické kamery, které snímají prostor, kde proband chodí (Xsens, [2018]). Jedná se o tzv. kinematografickou analýzu chůze. Výhodou této metody záznamu chůze je možnost zaznamenávat pohyb bez rušivých vlivů na probanda, zaznamenání rychlých pohybů a opakované vyhodnocování pořízeného záznamu (Anon, 2009-2012). Pomocí kamer lze pořizovat 2D záznamy (stačí 1 videokamera) nebo 3D záznamy chůze (minimálně 2 videokamery, pro lepší kvalitu více). Pro účelné měření daných pohybových segmentů je nutné na tělo probanda připevnit značky (markery). Tyto značky se připevňují na kostěné výběžky. Nevýhodou tohoto označení je, že při pohybu segmentu vzniká posun značky způsobený přirozeným posunem měkkých tkání při pohybu. Při vyhodnocení záznamu se vychází z rovinných souřadnic připevněných bodů (Anon, 2009-2012).

Pro záznamy dynamiky se využívá tzv. dynamometrie a dynamografie. Tyto metody zaznamenávají síly při pohybu (Anon, [2018]). V dráze chůze mohou být umístěny také silové desky, které zaznamenávají síly, jimiž působí noha na podložku (Xsens, [2018]). Pak jde o propojení kinematické i kinetické analýzy.

V dnešní době již můžeme najít záznamová zařízení, která se dají využívat i mimo prostory laboratoří. Měřený proband má na svém těle umístěny senzory, které zaznamenávají pohyby v jednotlivých kloubních segmentech. Díky tomu můžeme

parametry chůze nebo jiného pohybu sledovat také v běžném prostředí, ve kterém se člověk pohybuje (Xsens, [2018]).

### 3.5.3 Stabilometrie

Stabilometrie patří mezi tzv. objektivizační metody. To znamená, že díky tomuto vyšetření lze popsat děje v lidském organismu pomocí fyzikálních veličin. Stabilometrická plošina je jednoduše řečeno pevná deska, která je položena každým svým rohem na přesně měřící váhu. Po zatížení této desky pak jednotlivé váhy dokáží snímat síly, kterými na ně těleso přes pevnou desku působí a pomocí těchto sil vypočítat působíště výsledné kontaktní síly neboli CoP. Pomocí stabilometrie můžeme měřit a zaznamenávat průmět CoP do podložky. V programu pak lze pozorovat výchylky průmětu těžiště do podložky v předozadním směru a v bočních směrech. Tyto informace nám vypovídají o schopnosti udržování rovnováhy ve stoji. Zjemnění měření můžeme provést pomocí vynucené polohy (např. poddřep), zavřením očí, změnit materiál podložky (např. molitanová podložka), provádět měření při pohybech horních končetin apod. Měření nemusí nutně probíhat pouze v klidném stoji, ale také třeba v sedu (Otáhal, [© 2019]; Chiari, 2009).

Mezi stabilometry můžeme počítat běžný stabilometr (měří pouze vertikální složku síly, sílu tíhovou), měřiče reakčních sil od podložky (lze měřit trojrozměrný vektor působící výsledné síly), dvě desky se dvěma váhami (jedna deska je pod přední částí nohy, druhá deska je pod patou - výhodný pro použití při měření zatížení nohy - odhalí váhové dysbalance mezi přednožím a patou) apod. (Otáhal, [© 2019]).

## 3.6 Vliv obuvi na nohu a chůzi

První svědectví o ochraně nohy pomocí obuvi, tak jak to dělá dnešní společnost, je staré přibližně 15 000 let. Dokládají to jeskynní malby ze Španělska. Avšak první nejstarší nalezená obuv je stará přibližně 8 300 let (D'Aout, 2008).

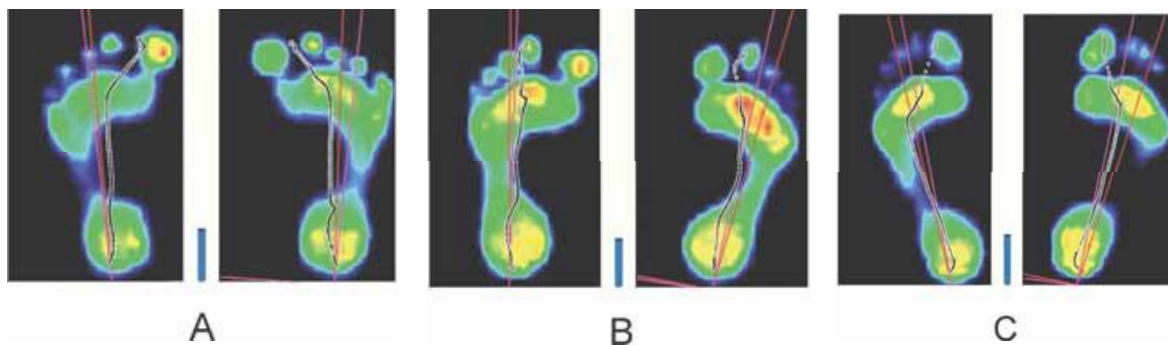
Antropologické studie uvádí, že obuv se začala pravděpodobně vyvíjet již před 25 000 lety (Willems et al., 2017) nebo dokonce již před 40 000 lety. V této době antropologové zjišťují zkrácení délky palce, což naznačuje, že se lidé pravděpodobně začali méně spoléhat na prstce a snížilo se tak jejich zatěžování (Franklin et al., 2015).

Z výše zmíněného tedy můžeme usuzovat na to, že obuv jako taková nemá zásadní vliv na tvar chodidla, tak jak ho známe dnes, ale může mít vliv např. na délku prstců (D'Aout, 2008) nebo na výšku nožní klenby, kdy můžeme pozorovat vyšší výskyt plochonoží u lidí, kteří začali nosit boty úzké ve špičce před dovršením 6 let věku, oproti lidem, kteří tento typ obuvi začali nosit později (Willems, et al., 2017). Celkově se tedy tvar nohy začíná měnit, noha se začíná zkracovat a stává se užší. Tyto změny již můžeme dnes pozorovat mezikulturně, např. při srovnání kultur, které jsou zvyklé roky nosit obuv, s kulturami, které obuv habituálně neužívají (Stacey, et al., 2015).

Již v roce 1905 sir Phil Hoffman poukazuje na nenávratná poškození přednoží v důsledku užívání obuvi. Zdůrazňuje, že zúžení přední části boty výrazně omezuje potřebný prostor šíře nohy a prstce tak ztrácí svou uchopovací funkci (Stolwijk, Duysens et al., 2013). Toto tvrzení se tedy shoduje s výzkumy antropologů, kteří také tvrdí, že prstce v opoře nohy a při jejím odrazu ztrácí svou původní funkci kvůli užívání obuvi.

Antropologická studie D'Aouta (2008) ukazuje, že deformace nohou, jako je např. hallux valgus, nejsou známkou pouze současné civilizace, ale můžeme je pozorovat již od středověku (tedy z dob mezi 6. - 15./16. stoletím n.l.).

Dnes se společnost stále více zajímá o bosou chůzi, a tak i vědci dělají stále další výzkumy, které by porovnaly zatížení nohou při chůzi v obuvi a při chůzi naboso. Často nachází rozdíl v jistých aspektech tvaru chodidla, zejména co se týče jeho šíře nebo výšky klenby. U indiánů, kteří nikdy nenesli žádnou obuv, můžeme vidět značně široké přednoží. Jejich nohy jsou morfologicky ploché, ale asymptomatické (D'Aout, 2008), což potvrzuje ve své studii i Franklin et al. (2015). Na obr. č. 8, můžeme vidět porovnání zatížení nohy indiánů, kteří nikdy nenesli boty (A), indiánů, kteří běžně užívali obuv (B), a Evropanů (C) (D'Aout, 2008). Z obrázků vyplývá, že obě skupiny Indiánů mají vyšší zatížení ve střední části nohy, a mají tedy více ploché nohy než Evropané, kteří chodí celý život v obuvi (Stolwijk, Duysens et al., 2013).



Obrázek č. 8: Zatížení nohou indiánů: (a) indiáni nenesící obuv, (b) indiáni nosící obuv, (c) Evropané (D'Aout, 2008)

Nejvyrovnanější rozložení tlaků na plošce nohy můžeme nalézt u Asiátů a Afričanů, což může být preventivním faktorem před výskytem obtíží s chodidly, ve smyslu přetěžování. Rozdíly ve tvarech nohou, zejména výšce klenby a šířce nohy, jsou rozličné, dalo by se říci dle národnosti. Bylo zjištěno, že afroameričané mají více ploché nohy v porovnání s nehispanškými bílými Američany a Portoričany (Stolwijk, Duysens et al., 2013).

Studie Stolwijka, Duysense et al. (2013) porovnávala Malawijskou skupinu probandů s Nizozemskou skupinou. Z výsledků vyplývá, že Malawijská skupina dle zatížení nohou měla více sniženou mediální klenbu nohy, větší zatížení pod střední částí chodidla a kratší dobu setrvávala na přednoží při odvalu chodidla. Zároveň zatížení na noze je rozloženo rovnoměrněji než u evropské populace. Což naznačuje, proč má africká populace menší problémy s nohama než Evropané.

To, že je noha velmi jemnou strukturou, která se poměrně snadno přizpůsobuje, můžeme vidět např. v čínské kultuře, kde se nohy ženám obvazovaly, aby byly co nejmenší. Takto deformovaným nohám se říkalo „lotosové“ nohy (obr. č. 9). Tyto deformity nohou byly záměrně vytvářeny a poukazovaly na blahobyt rodiny (Redakce, 2018).



Obrázek č. 9: Deformace nohou způsobená obuví (Callista006, 2015)

Méně extrémní, leč porovnatelné účinky, může mít na lidskou nohu např. lezecká obuv. Lezecká bota bývá často i o několik čísel menší než velikost běžně užívané obuvi, viz obr. č. 10 (Morrison, Schöffl, 2007). Až v 91 % případů lezci uvádí, že během sportu trpí bolestmi nohou. U lezců se pak často objevují různé deformity nohou, jak je možné vidět na obr. č. 11. Zejména pak dráповité nebo kladívkové prsty a hallux valgus (vbočený palec) (Maddocks, 2016).



Obrázek č. 11 (vlevo): Velikost lezecké obuvi oproti velikosti boty (Morrison, Schöffl, 2007)

Obrázek č. 10 (vpravo): Deformity nohou způsobené nevhodnou obuví - zde lezeckou obuví (Maddocks, 2016)

Je dokázáno, že nošení podpatků vyšších než 5 cm po dobu alespoň dvou let, má vliv na svalově šlašitý aparát nohy. Hlavním důsledkem nošení podpatků je zkrácení šlach v oblasti pod kotníkem, a také zkrácení m. gastrocnaemius medialis a vyšší tuhost Achilovy šlasy. Tyto změny na svalově šlašitém aparátu nohy vedou k výraznější plantární flexi a snížení aktivního rozsahu pohybu nohy (Franklin et al., 2015).

Při testování chůze ve sportovní obuvi a naboso bylo zjištěno, že obuv mění některé parametry chůze. Při chůzi naboso byla změřena nižší rychlost chůze oproti chůzi v obuvi, na kterou byl daný jedinec zvyklý. Pokud byla probandům poskytnuta testovací obuv, nedošlo k výrazným změnám rychlosti chůze v obuvi a bez ní. Dále bylo zjištěno, že při chůzi naboso dochází ke zkrácení kroku. Někteří autoři to vysvětlují tím, že kvůli obutí je naše noha těžší, působí na ni větší setrvačné síly a noha je tedy kladena dále (Franklin, et al., 2015).

Také můžeme pozorovat změny aktivace svalů dolních končetin během běhu v tzv. minimalistické obuvi oproti klasické atletické obuvi. Studie, která porovnává tyto dva typy obuvi, ukazuje, že při užívání minimalistické obuvi po dobu 12 týdnů u vytrvalostních běžců dochází k výraznějšímu využití chodidla, respektive podélné

klenby nohy, jako pružiny, na což reagují krátké svaly nohy svou hypertrofií (Miller et al., 2014).

Studie zabývající se pohyby chodidla během chůze bez bot a v obuvi ukazuje, že při chůzi naboso dochází k větší everzi nohy než při chůzi v obuvi. Zároveň dochází k menší dorsální flexi hlezna (Morio, et al. 2009), což potvrzuje i Franklin, et al. (2018), který zjistil, že při chůzi naboso a v minimalistické obuvi dochází k nižší aktivaci dorsálních flexorů hlezna (m. tibialis anterior a m. peroneus longus).

Oproti tomu ale při chůzi naboso a v minimalistické obuvi dochází k vyšší aktivaci m. gastrocnemius medialis při porovnání s konvenční obuvi. Zároveň bylo zjištěno, že toto snižování a zvyšování aktivace jednotlivých svalů je též závislé na věku. U skupiny dobrovolníků ve věkové skupině o průměru 77 let nedošlo k výrazným rozdílům v aktivaci svalů při chůzi v různých typech obuvi (Franklin, et al., 2018).

Jiná studie popisuje např. fakt, že, pokud je člověk obutý (v jakékoli obuvi), chodí rychleji, než pokud chodí naboso. Dále bylo zjištěno, že obuv poměrně výrazně ovlivňuje symetrii kroku a stranovou symetrii úhlů v jednotlivých kloubech dolní končetiny. Také bylo zjištěno, že asymetrie kroku se snižuje při běhu v botách oproti běhu naboso. Nicméně závěrem této studie je, že minimalistická obuv poskytuje větší symetrii kloubních úhlů během chůze než chůze v neutrální obuvi, ale také větší zatížení kloubů dolních končetin než chůze naboso (Xu, Hou, et al., 2017b).

Jak uvádí studie Moria et al. (2009), obuv má poměrně značný vliv na chůzi. Nejenže mění zatížení dolních končetin, ale také mění směr nohy a směřuje ji více do addukce, při odrazové části krokového cyklu.

### **3.7 Barefootový typ obuvi vs. minimalistický typ obuvi**

Barefoot. Anglický pojem, který je vysvětlován jako *wearing nothing on the feet*“, tedy nenosit nic na nohách (Oxford Dictionaries, ©2019). Tento pojem dnes můžeme slyšet v kontextu obuvi, která má imitovat chůzi naboso.

Výrobci barefootového typu obuvi se shodují, že v klasické obuvi (tak jak ji většinou známe z klasických obchodů s obuvi) se nám nohy ničí. Dochází k přeměně tvaru a oslabování svalů dolních končetin. To může být příčinou zvýšeného množství



úrazů. Navíc poukazují na to, že za posledních 100 let se chůze změnila. Resp. změnil se povrchy, po kterých se pohybujeme (větší množství silnic a dlážděných chodníků). Výsledkem toho jsou dle jejich slov ploché nohy, bez dostatečné stimulace (Barefoot.ie, 2019).

Abychom se v problematice trochu zorientovali, měli bychom si vysvětlit rozdíl mezi tzv. minimalistickou obuví a barefootovou obuví. Tento rozdíl se těžko popisuje a téměř každý výrobce obuvi (zejména té sportovní) nabízí tzv. minimalistickou obuv nebo obuv barefootovou. Problémem je, že není přesně definováno, jaká kritéria by jednotlivé typy obuvi měla splňovat. Nejběžněji akceptovaná definice uvádí, že minimalistická obuv by měla být vyztužená (co se podrážky týče) a měla by mít jakousi funkci řízení pohybu, tak jako tradiční obuv, ale ve značně menší míře. To znamená, že u této obuvi stále nacházíme rozdíl mezi výškou paty a prstců od země (heel - to - toe - drop) menší než 8 mm (Elf, 2013), viz obr. č. 12. Jiné zdroje hovoří dokonce o rozdílu pata - špička pouze do 5 mm (DrShippee, 2012). U minimalistické obuvi také nalézáme mírnou podporu podélné klenby nohy a u některých typů i mírně zvednutou přední část boty, tak jak tomu je u většiny klasické (zejména sportovní) obuvi. Přední část boty je tvarovaná podle tvaru lidské nohy (DrShippee, 2012). Oproti tomu tzv. barefootová obuv má naprosto plochou podrážku, kde není rozdíl mezi výškou paty a přední části nohy od země (zero - drop), není zde žádná podpora podélné ani příčné klenby, přední část boty je dostatečně prostorná pro prstce (je o něco širší, než u minimalistické obuvi) a není přizvednutá, tak jak bylo popsáno u minimalistické obuvi. Podrážka nejen, že je naprosto plochá, ale také velice tenká bez jakéhokoli odpružení a je velmi ohebná. Tento typ podrážky dovoluje noze přirozený pohyb, jako by nebyla obutá (Elf, 2013).



Obrázek č. 12: Rozdíl mezi výškou paty a prstců u barefootové obuvi a minimalistické obuvi (Winn, [2019])

Tyto dva popisy tohoto typu obuvi jsou nejběžněji akceptovány. Nicméně je spousta firem, které za tento typ obuvi vydávají i poměrně mohutnou obuv (Elf, 2013).

Při vyhledávání na internetu nejsou tyto dvě skupiny obuvi prakticky od sebe odděleny. Těžko se dá tedy v problematice orientovat. Rozdíl mezi minimalistickou a barefootovou obuví se prakticky stírá. Také se z většiny zdrojů můžeme dozvědět, že barefootovou nebo minimalistickou obuv si z počátku oblíbili především běžci. Dnes už ji ale můžeme pozorovat i při použití v běžném životě.

## 4 HYPOTÉZA

Na základě studia dostupných informačních zdrojů (kapitola 3) a v přímé návaznosti na cíl práce a položené vědecké otázky (kapitola 2) je pro potřeby názorné prezentace a interpretace výsledků s ohledem na rozsah práce definována následující pracovní hypotéza:

H1: Barefootová obuv neovlivní průběh vertikální složky kontaktní síly na chodidle během stejné fáze kroku ve srovnání s chůzí naboso.

Uvedená definice hypotézy předpokládá, že zvolená výzkumná metoda je dostatečně citlivá, aby detekovala případné rozdíly ve sledovaných parametrech. Oprávněnost tohoto předpokladu dokládá fakt, že v práci je použito metody měření kontaktních sil na podlahových dynamometrických deskách široce využívaných citovanými autory, a také fakt, že k dispozici je ověřená technika Kistler špičkové úrovně.

## 5 VLASTNÍ EXPERIMENTÁLNÍ ČINNOST

Experiment proběhl v laboratoři biomechaniky extrémních zátěží na FTVS UK v Praze ve dnech 26. 11. 2018 od 12:00, 29. 11. 2018 od 13:00 a 13. 12. 2018 od 12:30. Po celou dobu měření byla v místnosti stálá teplota 22°C a konstantní tlak a vlhkost vzduchu.

### 5.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro potřeby experimentu byli hledáni probandi, kteří užívají barefootový typ obuvi. Proto, aby byl dobrovolník přijat do výzkumného vzorku, musel splňovat tato kritéria:

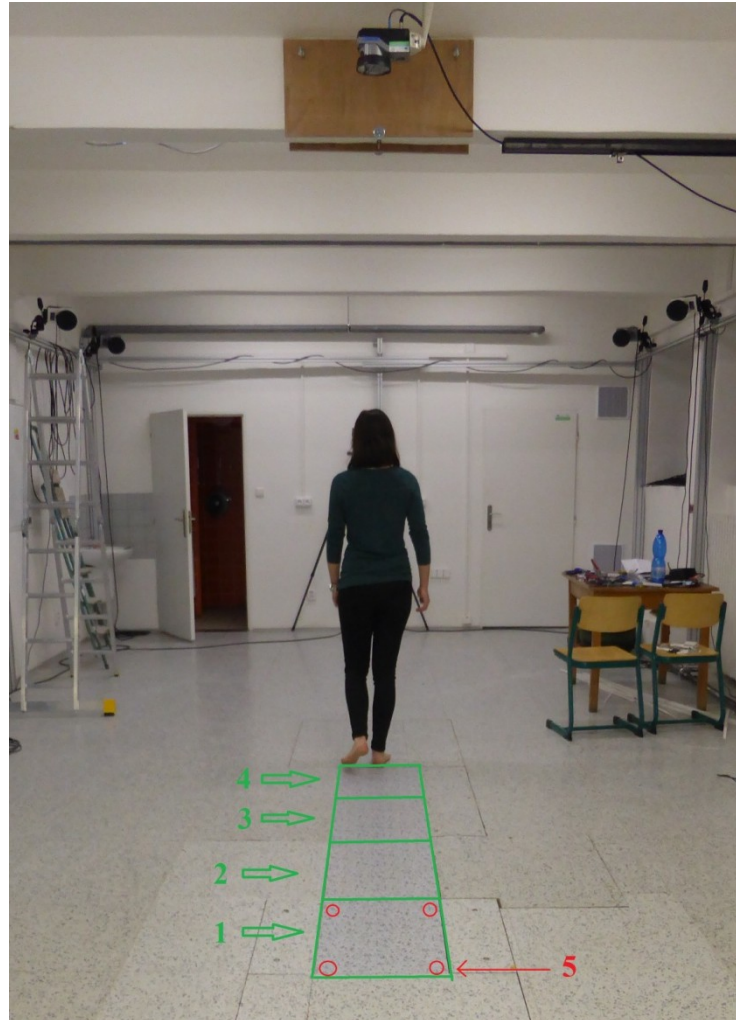
- věk do 30 let,
- musel nosit barefootový typ obuvi (takový typ, který byl popsán v teoretické části práce v kapitole 3.7) po dobu minimálně 6 měsíců,
- nesměl mít v posledních 6 měsících před měřením žádný úraz na dolních končetinách.

Kromě uvedených kritérií byla u všech probandů získána základní anamnestická data a byly provedeny kineziologické rozborů zahrnující vyšetření rozsahu pohybu dolních končetin a svalové síly pro vyloučení akutních obtíží pohybového aparátu, které by mohly negativně ovlivnit studii (Příloha č. 1).

Do výzkumu se přihlásilo celkem 11 dobrovolníků. Jeden z dobrovolníků před samotným výzkumem svou účast odřekl. Dva další dobrovolníci nesplňovali kritérium absence úrazu na dolních končetinách v posledních 6 měsících. Jeden z účastníků nebyl k výzkumu vybrán z důvodu používání tzv. pětiprsté barefootové obuvi. Pro samotné měření zbylo tedy 7 dobrovolníků. Z toho 4 ženy a 3 muži. Průměrný věk skupiny byl  $23,57 \pm 0,3$  let ( $23,75 \pm 0,48$  let ženy,  $23,33 \pm 0,33$  let muži).

## 5.2 Experimentální stanoviště a instrumentace

Obrázek č. 13 zobrazuje prostory laboratoře a podmínky, za kterých probíhal experiment uvnitř laboratoře.



Obrázek č. 13: Experimentální stanoviště  
Zeleně - chodník z dynamometrických (silových) desek Kistler  
(1- typ steel, 2 - typ glass, 3- typ aluminium old, 4 - typ aluminium new)  
Červeně - 5 - piezoelektrické senzory (znázorněno jen na 1. desce)

Zásadním technickým prvkem experimentu byly dynamometrické desky Kistler (zeleně, obr. č. 13). Každá z těchto desek má ve svých rozích třiosý piezoelektrický senzor (celkem 4 ks pro jednu desku; červeně, obr. č. 13) pro snímání kontaktní síly. Desky jsou prostřednictvím zesilovače s A/D převodníkem připojeny do počítače se specializovaným ovládacím a aktivačním softwarem BioWare®, který kromě záznamu sil z jednotlivých čidel jednotlivých desek umožňuje přímý záznam na desku působící výslednice a jejího působiště. Poloha působiště je na každé desce určena v příslušném lokálním a pravoúhlém souřadném systému s osami orientovanými

ve směru stěn měřicí desky. Je-li deska využita jako část měřicího chodníku, pak lze osy zmíněných souřadných systémů ztotožnit se směrem pohybu (resp. působením síly) předozadním, pravolevým a vertikálním. Trajektorie působišť výslednice při měření chůze odpovídá pohybu CoP. Pro potřeby práce byl systém nastaven na citlivost 0,1 N a pracoval se vzorkovací frekvencí 500 Hz.

### 5.3 Měřicí protokol

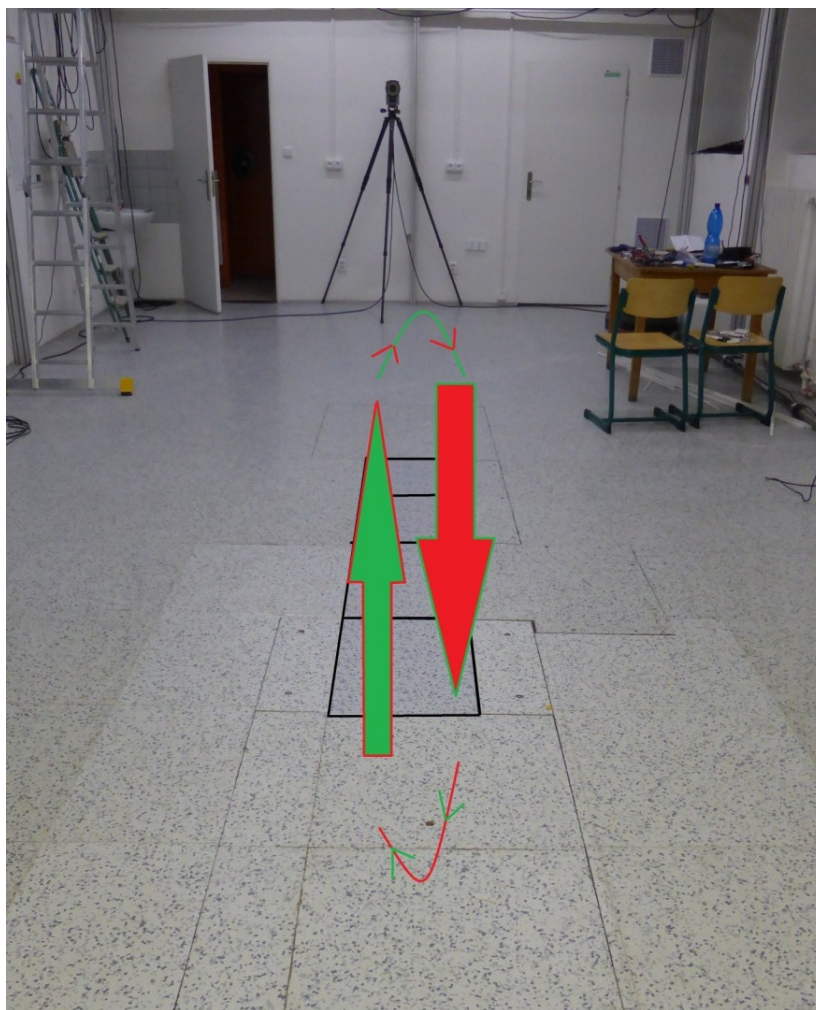
Po příchodu do laboratoře byli probandi seznámeni s jejím prostředím a s průběhem experimentu. Před samotným měřením probandi podepsali informovaný souhlas schválený Etickou komisí FTVS UK, jehož originál je k nahlédnutí v Příloze č. 2.

Každé měření začínalo nastavením softwaru BioWare®, kalibrací siloměrných desek a zkušebním měřením bez zatížení desek pro ověření příjmu signálu. U tohoto prvotního nastavení byl vždy přítomen technik laboratoře, který kontroloval, že systém je řádně nastaven a pracuje správně.

Jedno měření trvalo v průměru 20 minut a probíhalo ve dvou etapách. V rámci 1. etapy byla měřena chůze v barefootové obuvi. Následovala 2. etapa měření chůze naboso. Představu o průběhu měření v každé etapě si lze udělat na základě obr. č. 14, kde je nákres podlahy laboratoře s vyznačenou trajektorií a směrem chůze probandů.

Zobrazené „kolečko“ prošel každý z probandů 7x jedním směrem a 7x druhým směrem. Touto cestou byl zajištěn z hlediska velikosti následně zpracovávaného datového souboru již přijatelný počet stojných fází levé i pravé dolní končetiny.

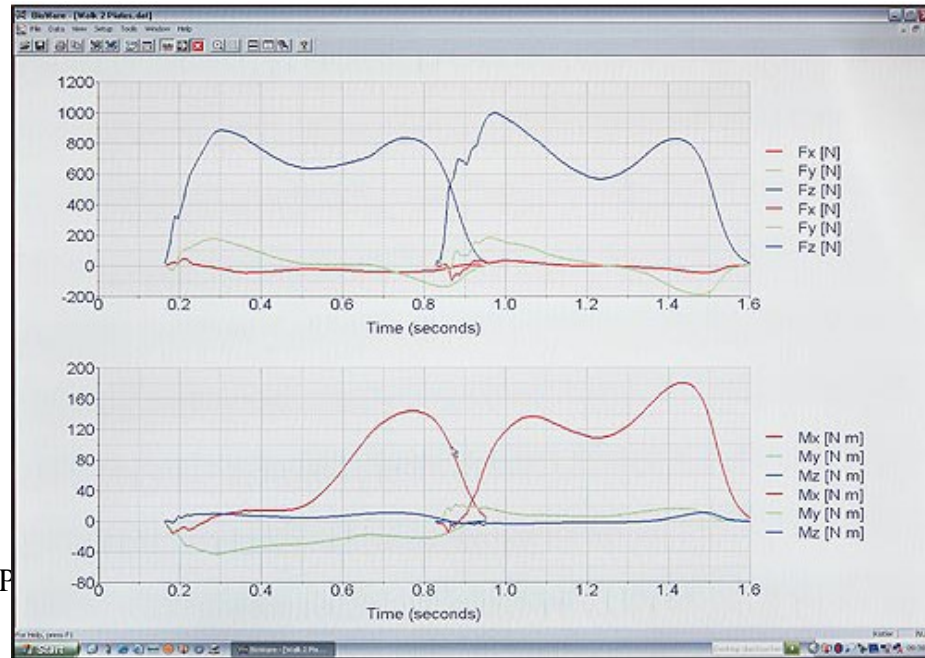
Probandi byli instruováni pro subjektivně příjemnou rychlost chůze. Byli požádáni o minimální kontrolu došlapu, abychom zamezili zkreslování výsledků zatížení nohou. A dále nebyli omezováni, jakou nohou musí na desky začít nastupovat. Tyto parametry byly nastaveny zejména proto, abychom dosáhli co nejpřirozenějších podmínek pro chůzi. I přes opakované upozornování, někteří z probandů před nástupem na desky svůj krok měnili, nebo dokonce některou z desek úplně přeskočili. V takových případech byla jednoduchou instrukcí probandovi přidána „kolečka“ navíc. Zmíněné „chybné“ kroky byly v záznamech snadno odhalitelné a vyřazené z finálního zpracování dat.



Obrázek č. 14: Zobrazení průběhu chůze při měření v laboratoři. Tato "kolečka" absolvoval každý proband v bf obuvi a naboso (vlastní zdroj)

## 5.4 Zpracování dat

Průběh měření a kvalitu získávaných dat bylo možné sledovat online během měření na obrazovce řídicího počítače (obr. č. 15).



Obrázek č. 15: Křivky získané pomocí software BioWare® (Kistler-Group, ©2008-2014); na svislých osách je kontaktní síla [N]

Protože software BioWare® neumožňuje matematickou analýzu dat v potřebném rozsahu, byla data exportována do formátu \*.txt, který je použitelný pro práci v prostředí programu MS Excel a MatLab.

V programu MS Excel proběhlo grafické zobrazení naměřených průběhů, na základě kterého bylo možno provést efektivní rozřídění dat a jejich přípravu pro finální zpracování v programu MatLab. V průběhu zpracování této „vstupní“ fáze bylo s ohledem na rozsah práce i charakter průběhů rozhodnuto, že pro finální zpracování budou využita vždy data jednoho z naměřených „koleček“. Vybraná data byla následně rozříděna podle:

- typu chůze:
  - chůze v barefootové obuvi
  - chůze naboso
- příslušnosti k jednotlivým deskám.



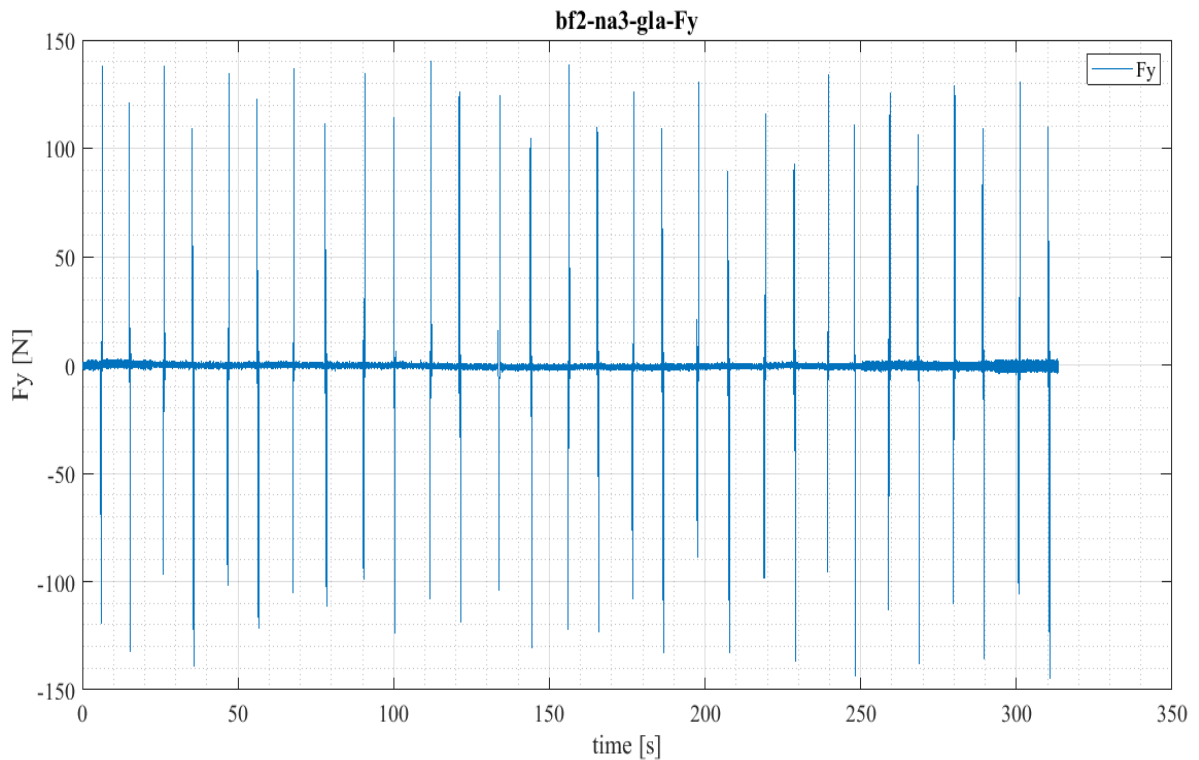
Pro každý typ chůze a každou desku byly vytvořeny samostatné soubory ve formátu \*.xlsx. Každý soubor obsahoval číselné hodnoty časové (abs time (s)), hodnoty pro vertikální složku kontaktní síly ( $F_z$ ), předozadní složku kontaktní síly ( $F_y$ ), pravolevou složku kontaktní síly ( $F_x$ ), výslednou složku síly ( $F_t$ ) a souřadnice CoP ( $A_x$ ,  $A_y$ ). Příklad takového souboru připraveného k dalšímu zpracování je možné vidět na obr. č. 16.

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	abs time (	$F_x$	$F_y$	$F_z$	$ F_t $	$A_x$	$A_y$	
2		N	N	N	N	m	m	
3	0	-0,82487	-1,44955	-3,11758	3,535664	0	0	
4	0,002	-0,41308	-0,6205	1,584666	1,751234	0,026065	-0,06909	
5	0,004	0,82228	0,001296	0,800958	1,147903	-0,36546	-0,36499	
6	0,006	0,204599	0,623089	2,760228	2,837068	0,022601	-0,08698	
7	0,008	1,234068	0,830353	3,543935	3,843421	-0,10075	0,10671	
8	0,01	1,439962	0,208561	2,368374	2,779601	0,024287	0,00525	
9	0,012	0,204599	-0,41323	3,543935	3,573807	-0,03547	-0,18815	
10	0,014	-0,82487	-0,41323	2,368374	2,541725	0,10416	0,082458	
11	0,016	-0,41308	0,001296	-2,72573	2,75685	0	0	
12	0,018	-0,82487	-0,82776	-2,33387	2,610088	0	0	
13	0,02	-0,61898	-2,07135	-0,3746	2,194067	0	0	
14	0,022	-1,03076	-0,6205	-0,3746	1,260086	0	0	
15	0,024	-0,20719	-0,41323	2,368374	2,413065	-0,02592	0,148639	
16	0,026	0,204599	-0,20597	4,719497	4,728418	0,003255	0,072747	
17	0,028	1,028174	0,830353	3,152081	3,41793	0,023736	-0,05407	
18	0,03	0,204599	0,208561	1,97652	1,997996	0,079144	0,045942	
19	0,032	0,204599	0,001296	0,800958	0,826678	0,371426	0,613471	
20	0,034	-0,20719	0,001296	0,017251	0,20791	-25,3653	28,48383	
21	0,036	-1,44255	-0,82776	-1,94202	2,556869	0	0	
22	0,038	-0,41308	-0,82776	-1,94202	2,151107	0	0	
23	0,04	-0,61898	-1,03503	1,97652	2,315392	0,049063	-0,00693	
24	0,042	-0,61898	-0,82776	2,368374	2,584088	-0,09804	0,089809	

Obrázek č. 16: Soubor formátu \*.xlsx připravený pro další zpracování v programu Matlab R2018b (vlastní zdroj)

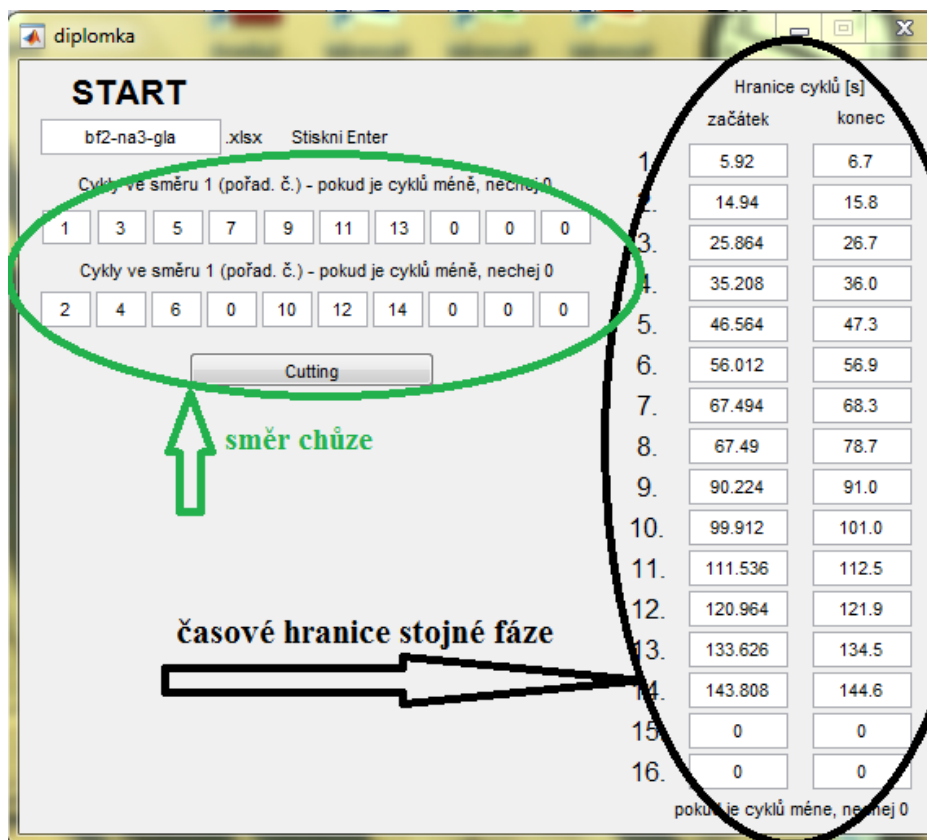
Výše popsaná připravená data byla poté zpracovávána v programu MatLab R2018b. Základem správného zpracování dat bylo zavedení jednotného a jednoznačného označování souborů ve formátu XXX-YYY-ZZZ. První tři znaky odkazují na příslušnost k probandovi, druhá trojice označuje typ chůze a poslední trojici je identifikována konkrétní měřící deska. Po prvotním průzkumu dat byl kvůli lepší

zřetelnosti pro identifikaci jednotlivých směrů chůze zvolen graf zobrazující průběh předozadní složky kontaktní síly mezi chodidlem a měřicí deskou (obr. č. 17.).



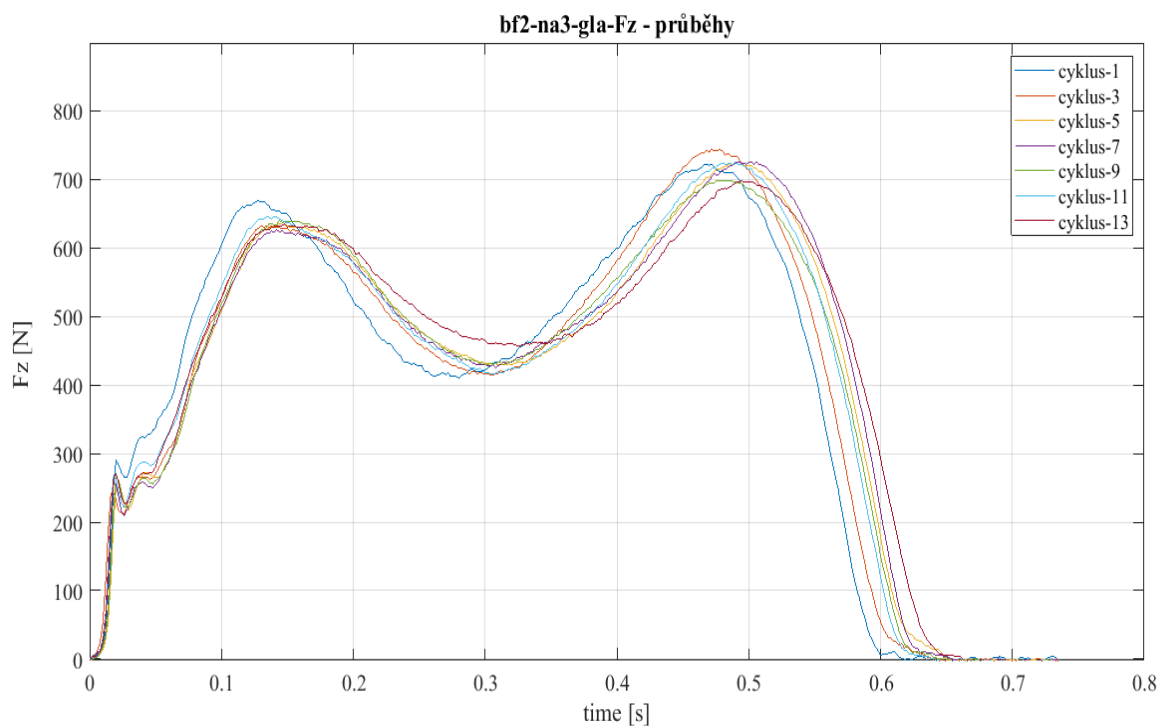
Obrázek č. 17: Závislost předozadní složky kontaktní síly  $F_y$  na čase (vlastní zdroj)

Na základě tohoto grafu byly vymezeny časové úseky trvání stojných fází. Údaje o jejich počátcích a koncových časech byly manuálně zaznamenávány do připraveného okna spolu s identifikací směru chůze (obr. č. 18). Protože cílem práce je odhalit celkové trendy změn, pokud jsou přítomny, nebyly v tomto kroku práce rozlišeny pravá a levá končetina.



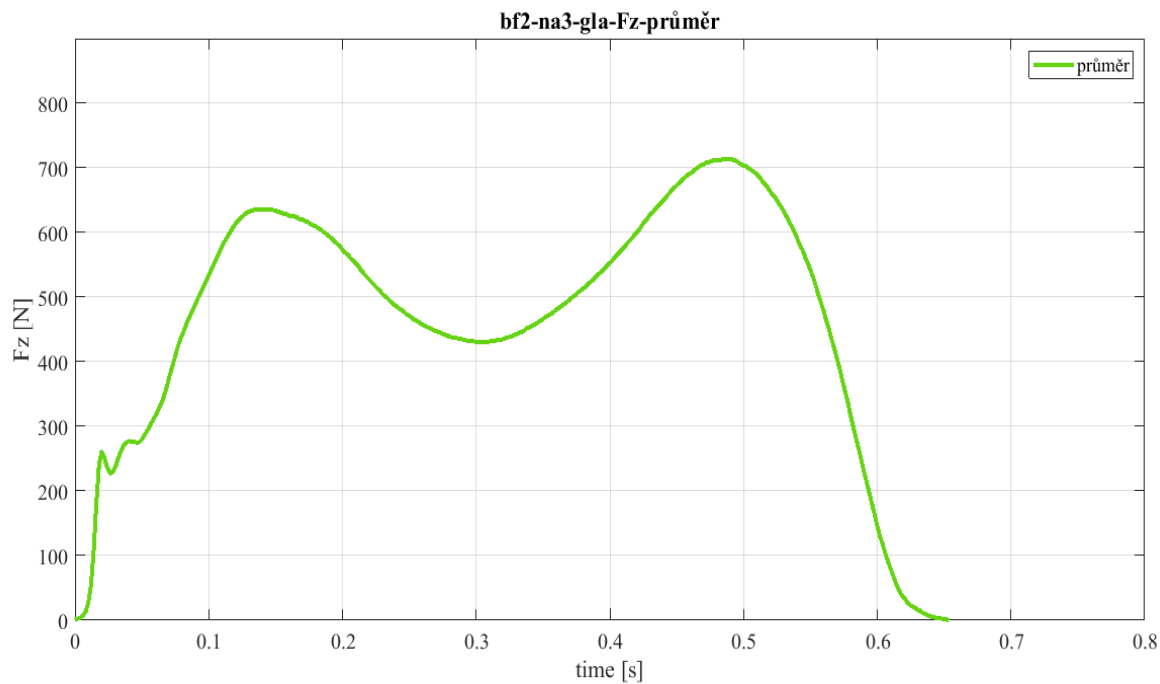
Obrázek č. 18: Tabulka s časovými hranicemi pro vytvoření grafů jednotlivých kontaktních sil (vlastní zdroj)

Po zadání časových hodnot a stisknutí tlačítka „Cutting“, připravený program vykreslil grafy pro jednotlivé kroky jednotlivých kontaktních sil. Pro účely hodnocení zatížení na plošce nohy jsme zvolili kontaktní sílu  $F_z$  (vertikální složku) jako nejvýznamnější složku reakčních sil. Na obr. č. 19 je možné vidět záznam průběhů vertikální složky reakční síly  $F_z$ .



Obrázek č. 19: Graf závislosti kontaktní síly  $F_z$  (vertikální složka) na čase - průběhy jednotlivých kroků v jednom směru (vlastní zdroj)

Současně s tímto výstupem byla v programu spočítána a graficky znázorněna křivka průměrných hodnot každé kontaktní síly (obr. č. 20).



Obrázek č. 20: Graf průměrné hodnoty závislosti velikosti kontaktní síly  $F_z$  na čase během stejné fáze kroku v jednom směru (vlastní zdroj)

Po získání průměrných křivek pro každou kontaktní sílu a pro každý typ chůze byl vytvořen nový skript v programu MatLab R2018b pro vzájemné porovnání jednotlivých grafů (žlutý rámeček v obr. č. 21). Vzorec pro výpočet byl: průměrná křivka síly  $F_z$  při chůzi v bf obuvi (červený rámeček v obr. č. 21) lomeno průměrná křivka síly  $F_z$  při chůzi naboso (zelený rámeček v obr. č. 21).

**START**

název souboru  .xlsx Stiskni Enter

Cykly ve směru 1 (pořad. č.) - pokud je cyklů méně, nechej 0

0 0 0 0 0 0 0 0 0 0

Cykly ve směru 2 (pořad. č.) - pokud je cyklů méně, nechej 0

0 0 0 0 0 0 0 0 0 0

Cutting

**Porovnání**

Zadej název vektoru  
bf2-bf2-gla-PFy-s1 --> PFY1

.mat

.mat

Porovnej

průměr výslednice: 0.99084  
medián výslednice: 0.99533  
směrodatná odchylka výslednice: 0.040957

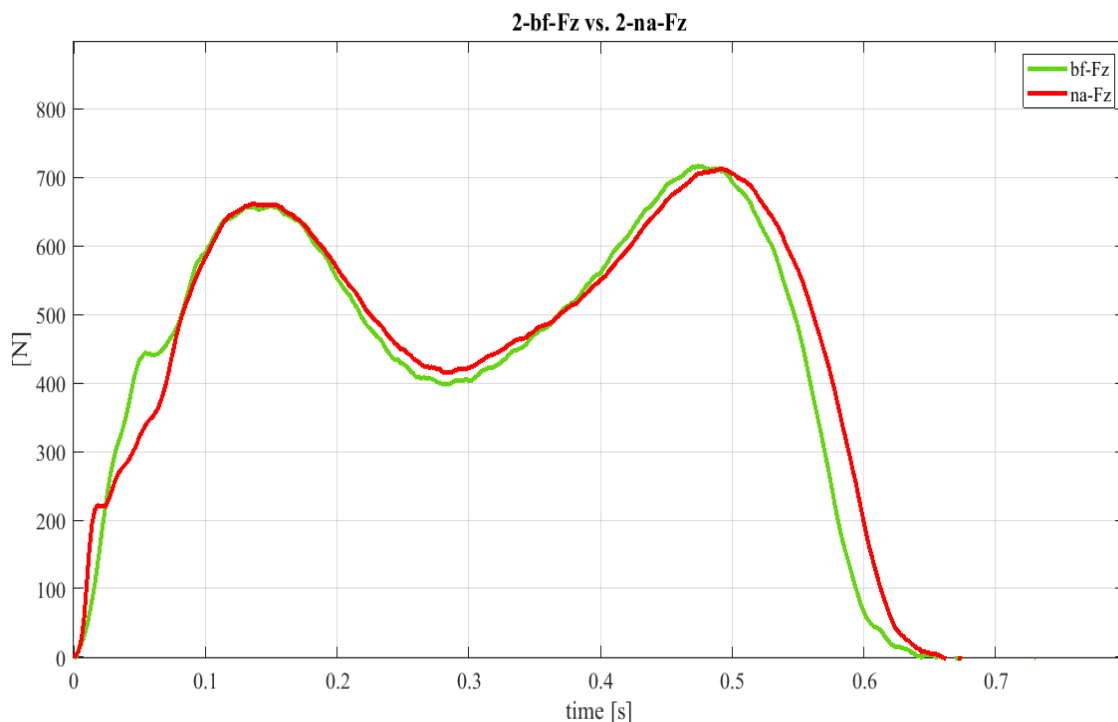
Hranice cyklů [s]

	začátek	konec
1.	0	0
2.	0	0
3.	0	0
4.	0	0
5.	0	0
6.	0	0
7.	0	0
8.	0	0
9.	0	0
10.	0	0
11.	0	0
12.	0	0
13.	0	0
14.	0	0
15.	0	0
16.	0	0

pokud je cyklů méně, nechej 0

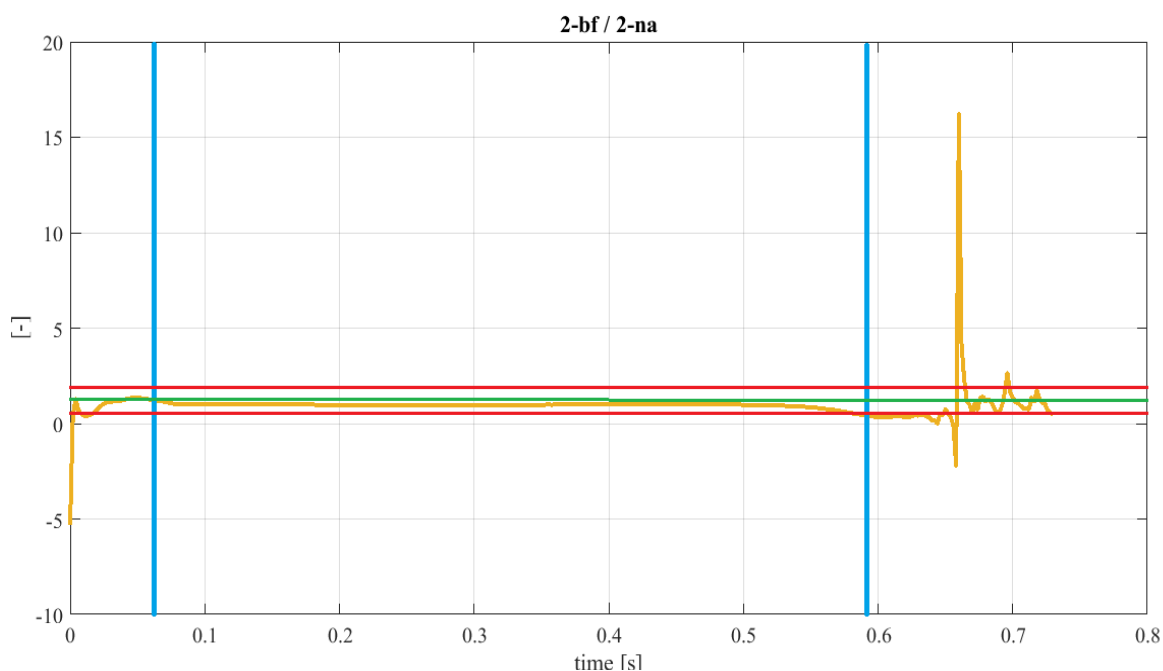
Obrázek č. 21: Zadání dat pro vytvoření porovnání mezi dvěma křivkami průměrných sil  $F_z$  (vlastní zdroj)

Po stisknutí tlačítka „Porovnej“ byly vytvořeny grafy, kde je možné vidět porovnání jednotlivých průměrných sil v jedné grafické mřížce (obr. č. 22).



Obrázek č. 22: Křivky průměrné kontaktní síly  $F_z$  - chůze v bf obuvi (červená) - chůze naboso (zelená) (vlastní zdroj)

Následně byla vytvořena „křivka shody“ pro přesné sledování odchylek mezi oběma průměry (obr. č. 23). Z tohoto grafu lze zjistit, v jaké fázi a jak moc se lišila stejná fáze krokového cyklu při chůzi naboso a při chůzi v barefootové obuvi. Pokud je zatížení při obou typech chůze stejné, křivka se pohybuje na hodnotě 1 (zelená čára).



Obrázek č. 23: “Křivka shody” mezi průměrnou křivkou kontaktní síly  $F_z$  v bf obuvi a naboso (vlastní zdroj)

V levém spodním rohu (modrý rámeček v obr. č. 21) jsou vidět důležité hodnoty dovolující adekvátní interpretaci grafu na obr. č. 23 - aritmetický průměr a medián spočítaných poměrů a odpovídající směrodatná odchylka definovaná z dat ve střední vyrovnané části zmíněného grafu. Jejím prostřednictvím je definován „konfidenční interval“ ( $\pm 1x$  směrodatná odchylka; červené linie v obrázku č. 23; kvůli názornosti je dodrženo skutečné měřítko - interval je cca 5x zvětšený), který v podstatě určuje, kdy lze případné nalezené rozdíly mezi sledovanými křivkami kontaktních sil  $F_z$  u obou typů chůze (obr. č. 22) považovat za reálné. Dosahované vysoké hodnoty v krajních úsecích zkoumané stejné fáze nelze považovat s ohledem na jejich povahu (poměr) za příliš spolehlivé. Z tohoto důvodu je pro závěrečné vyhodnocení použit interval omezený dvěma svislými čarami (modré linie v obr. č. 23), které jsou umístěny u všech probandů i celé skupiny stejně od okamžiku, kdy konstantní síla dosáhla 10 % (zvolená hodnota) maximální síly došlapu, resp. odrazu.

Ke každému probandovi (1-7) a typu chůze (barefootová obuv, naboso) byly vytvořeny grafy pro 3 silové desky (glass, aluminium old, aluminium new). Z těchto naměřených dat byly stejným způsobem jako v předchozí popsané fázi činnosti programu určeny výsledné křivky pro danou orientaci síly, typ chůze a probanda, které se staly východiskem pro porovnání sledovaných typů chůze, na jehož základě byly formulovány závěry práce.

Výše zmíněný postup byl demonstrován na probandovi 2 a na hodnotách sil zachycených na desce glass. Stejný postup je možné z naměřených dat provést u všech desek, a zkoumat tak i síly do ostatních směrů. Kromě toho zaznamenaná data obsahují i informace o CoP. Analýza a průzkum těchto dat však přesahuje rámec této práce.

## 6 VÝSLEDKY

Na všech křivkách lze vidět, že oba typy chůze (bf i naboso) si zachovávají typický tvar se dvěma peaky. První značí dopad nohy na podložku a druhý odraz nohy z podložky (podrobnější popis obecné křivky viz kapitola 3.5.1 Síly působící na nohu při chůzi).

Tabulka č. 1: Základní somatické údaje o probandech

	<b>Pohlaví</b>	<b>Věk</b>	<b>Váha (kg)</b>	<b>Výška (cm)</b>
<b>P1</b>	žena	24	65	175
<b>P2</b>	žena	25	60	164
<b>P3</b>	muž	23	79	179
<b>P4</b>	muž	23	71	180
<b>P5</b>	žena	23	57	170
<b>P6</b>	muž	24	73	184
<b>P7</b>	žena	23	65	180

Z tabulky č. 1 můžeme vidět, že 4 probandi byly ženy, 3 probandi byli muži. Průměrný věk této skupiny je  $23,59 \pm 0,30$  let ( $23,75 \pm 0,47$  let ženy,  $23,33 \pm 0,33$  let muži). Průměr váhy této skupiny je  $67,14 \pm 2,90$  kg ( $61,75 \pm 1,97$  kg ženy,  $74,33 \pm 2,40$  kg muži). Průměrná výška této skupiny je  $176,0 \pm 2,60$  cm ( $172,25 \pm 3,42$  cm ženy,  $181,0 \pm 1,53$  cm muži).

Lze tedy říci, že se jedná o poměrně homogenní skupinu.

Tabulka č. 2: Údaje o frekvenci nošení bf obuvi a úrazu před prováděním experimentu

	<b>Délka nošení bf obuvi (měsíce)</b>	<b>Frekvence nošení bf obuvi</b>	<b>Úraz 6 měsíců před experimentem<sup>5</sup></b>
<b>P1</b>	6-12	výhradně <sup>1</sup>	ne
<b>P2</b>	>12	převážně <sup>2</sup>	ne
<b>P3</b>	> 12	výhradně <sup>1</sup>	ne
<b>P4</b>	> 12	příležitostně <sup>4</sup>	ne
<b>P5</b>	> 12	převážně <sup>2</sup>	ne
<b>P6</b>	6-12	výhradně <sup>4</sup>	ne
<b>P7</b>	6-12	převážně <sup>2</sup>	ne

<sup>1</sup> výhradně = neustále, 7 dní v týdnu

<sup>2</sup> převážně = více, než 4 dny v týdnu

<sup>3</sup> méně často = méně, než 4 dny v týdnu

<sup>4</sup> příležitostně = 1 den v týdnu a méně

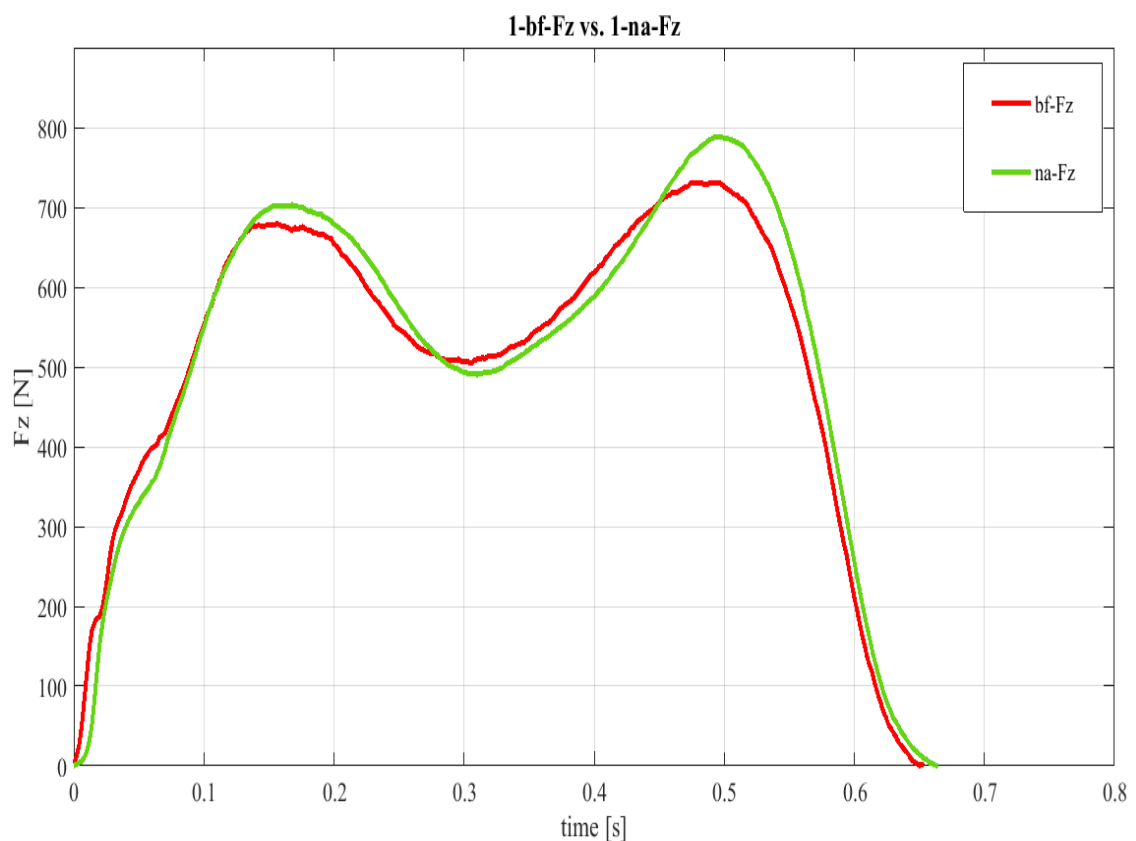
<sup>5</sup> podmínka účasti v experimentu



Z tabulky č. 2 zjišťujeme, že 4 z probandů nosí bf obuv více jak 12 měsíců, zbylí 3 probandi minimálně 6 měsíců, což byla minimální doba užívání bf obuvi pro zahrnutí do experimentu. Dále můžeme vidět, že 2 probandi nosí bf obuv výhradně a neužívají jiný typ obuvi pro běžné nošení, 3 probandi nosí bf obuv více než 4 dny v týdnu, a zároveň nosí jiný typ obuvi. Jeden z probandů nosí bf obuv pouze příležitostně přibližně 1 den v týdnu, ale více jak 12 měsíců, takže se u něj dá předpokládat adaptace na tuto obuv. Nikdo z probandů v posledních 6 měsících neměl úraz na dolních končetinách, což byla též jedna z podmínek účasti v experimentu.

## 6.1 Proband č. 1 (P1)

V grafu č. 1 můžeme vidět konkrétní křivky průměrných hodnot vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  pro P1 při chůzi v bf obuvi (červená křivka) a při chůzi naboso (zelená křivka).

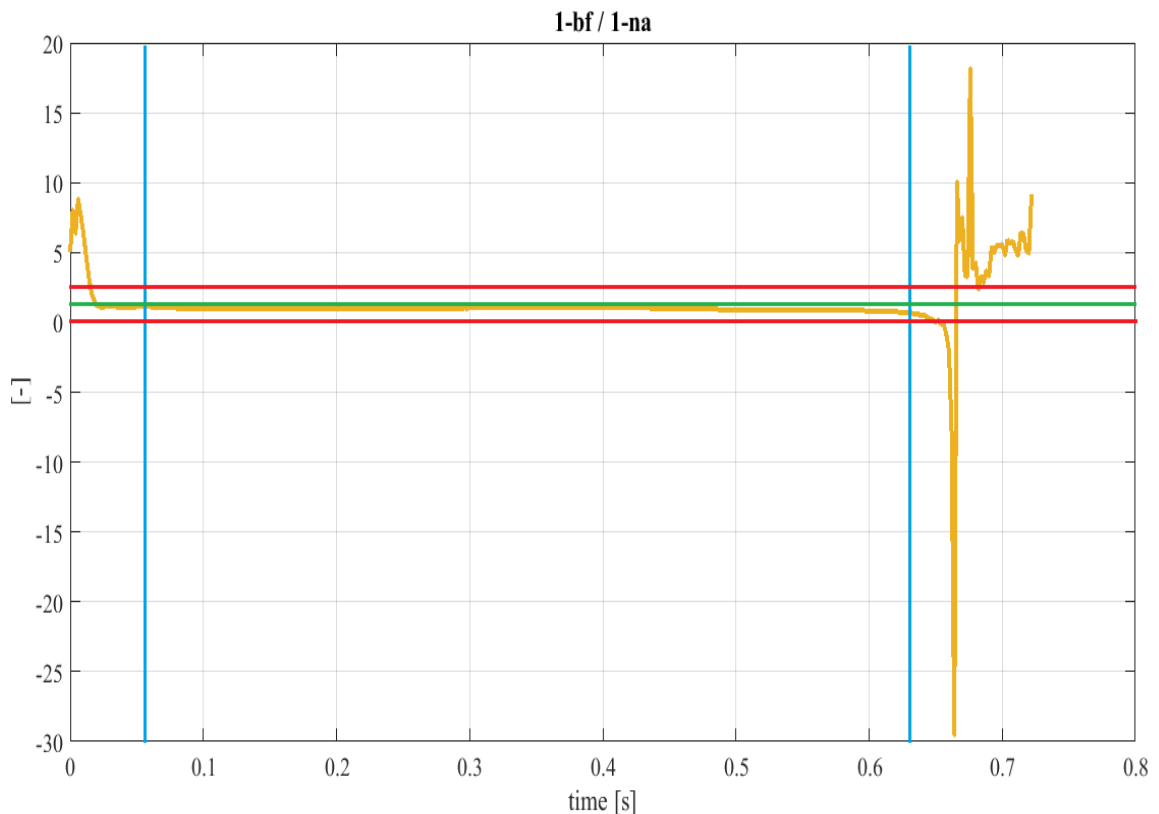


Graf č. 1: Průměrné křivky (bf, naboso) vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  v závislosti na čase - P1 (vlastní zdroj)

Podrobným porovnáním obou křivek můžeme nalézt následující detaily:

- v oblasti došlapu na patu je sledovaná síla mírně nižší u bf obuvi
- v oblasti odrazu je sledovaná síla mírně nižší u bf obuvi
- ve střední oblasti odvalování je sledovaná síla mírně vyšší u bf obuvi.

Zda je uvedený nález možné považovat za skutečně existující rozdíly, ukáže názorně graf č. 2.



Graf č. 2: "Křivka shody" (žlutá) kontaktních sil  $F_z$  mezi bf a naboso - P1 (vlastní zdroj)

V tomto grafu lze již vidět, že s výjimkou okamžiku došlapu a odrazu mezi křivkami praktický rozdíl neexistuje. V oblasti odrazu je pak rozdíl vyšší, mimo zvolený „konfidenční interval“, a v této fázi lze jeho existenci potvrdit. Můžeme tedy konstatovat, že tento proband vkládal do odrazu více síly při chůzi naboso.

Pro úplnost informací jsou zde k dispozici údaje o vyhodnocované části křivky v grafu č. 2 (tabulka č. 3).

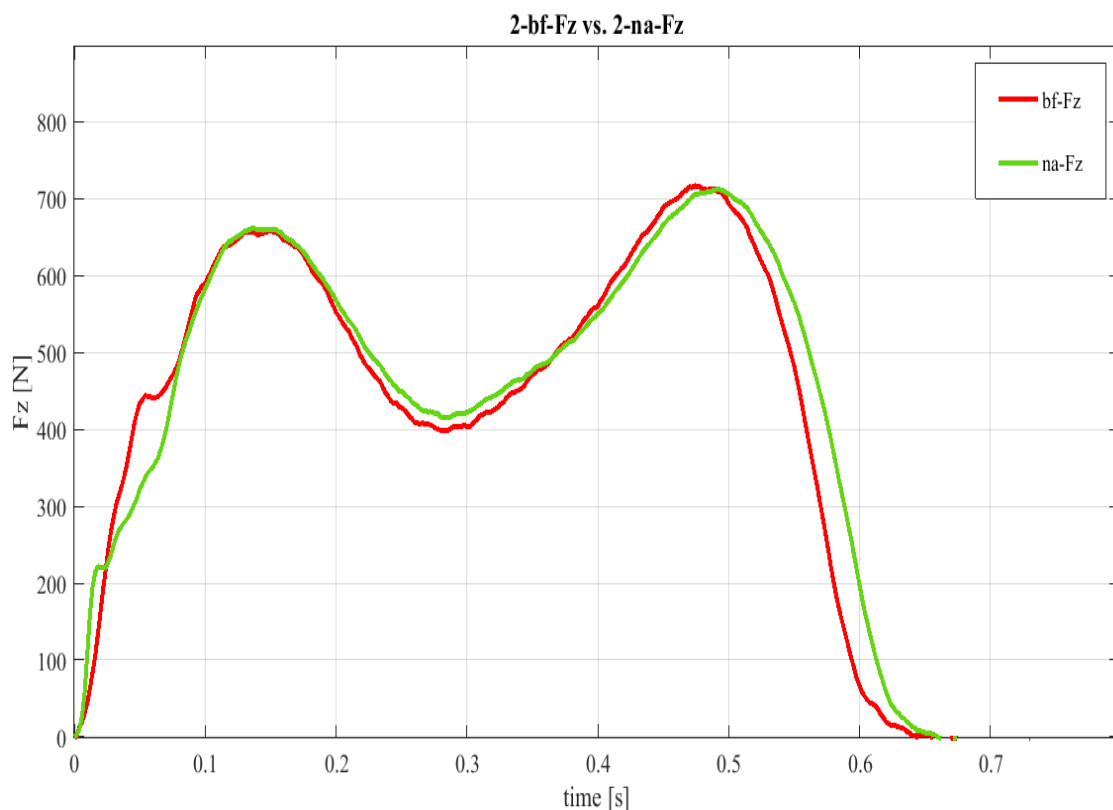
Tabulka č. 3: Charakteristické hodnoty "křivky shody"

Průměrná hodnota	0,99084
Medián	0,99533
Směrodatná odchylka	0,040957

Z tabulky č. 3 vyplývá, že v průměru bylo nepatrně větší zatížení nohy při chůzi naboso. Šíře popsaneého „konfidenčního intervalu“ nám pak ukazuje, že tento rozdíl je zanedbatelný, jinými slovy, že bf obuv v případě tohoto probanda zatížení chodidla neovlivnila v porovnání s chůzí naboso.

## 6.2 Proband č. 2 (P2)

V grafu č. 3 můžeme vidět konkrétní křivky průměrných hodnot vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  pro P2 při chůzi v bf obuvi (červená křivka) a při chůzi naboso (zelená křivka).

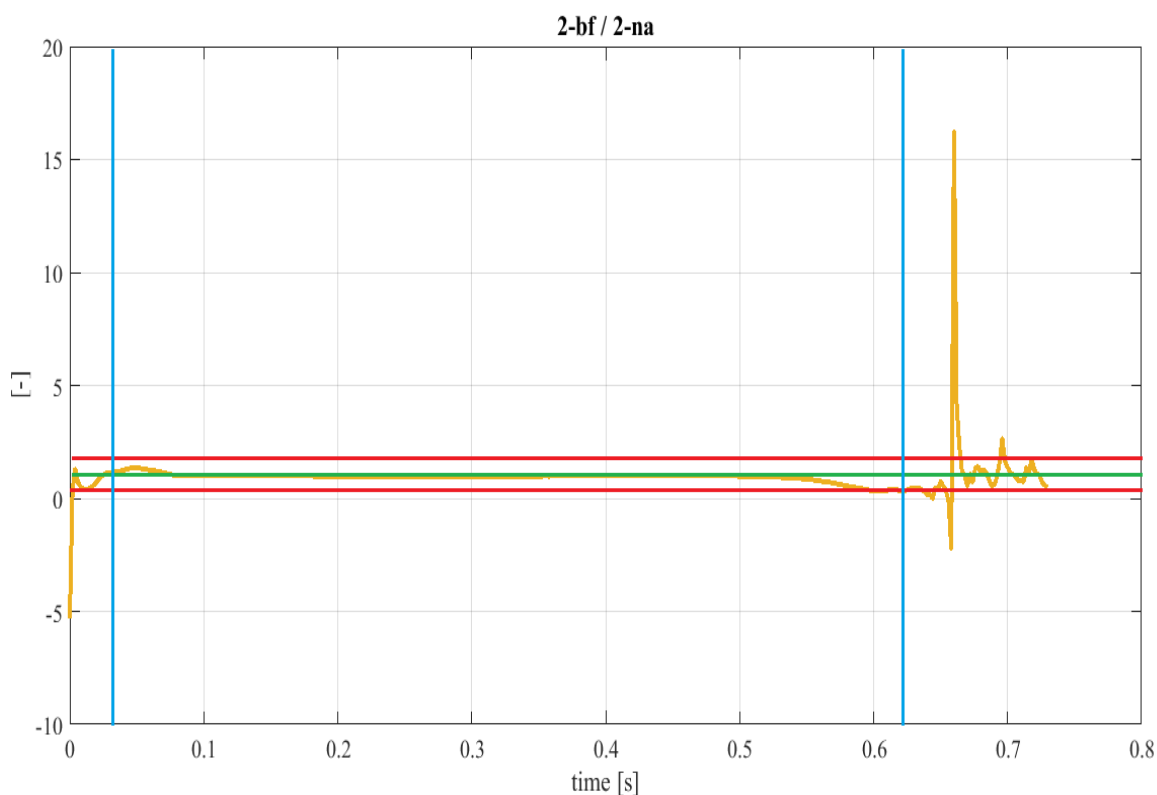


Graf č. 3: Průměrné křivky (bf, naboso) vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  v závislosti na čase - P2 (vlastní zdroj)

Podrobným porovnáním obou křivek můžeme nalézt následující detaily:

- v oblasti došlapu na patu je sledovaná síla stejná jak při chůzi v bf obuvi, tak při chůzi naboso
- v oblasti odrazu je sledovaná síla mírně vyšší u chůze v bf obuvi
- ve střední oblasti odvalování je sledovaná síla mírně nižší u bf obuvi.

Zda je uvedený nález možné považovat za skutečně existující rozdíly, ukáže názorně graf č. 4.



Graf č. 4: “Křivka shody” (žlutá) kontaktních sil  $F_z$  mezi bf a naboso - P2 (vlastní zdroj)

V tomto grafu lze již vidět, že s výjimkou okamžiku došlapu a odrazu mezi křivkami praktický rozdíl neexistuje. V oblasti odrazu křivka zasahuje mimo zvolený „konfidenční interval“, takže existenci rozdílu zde můžeme potvrdit. Můžeme tedy konstatovat, že tento proband vkládal do odrazu nepatrně více síly při chůzi v bf obuvi.

Pro úplnost informací jsou zde k dispozici údaje o vyhodnocované části křivky v grafu č. 4 (tabulka č. 4).

Tabulka č. 4: Charakteristické hodnoty “křivky shody”

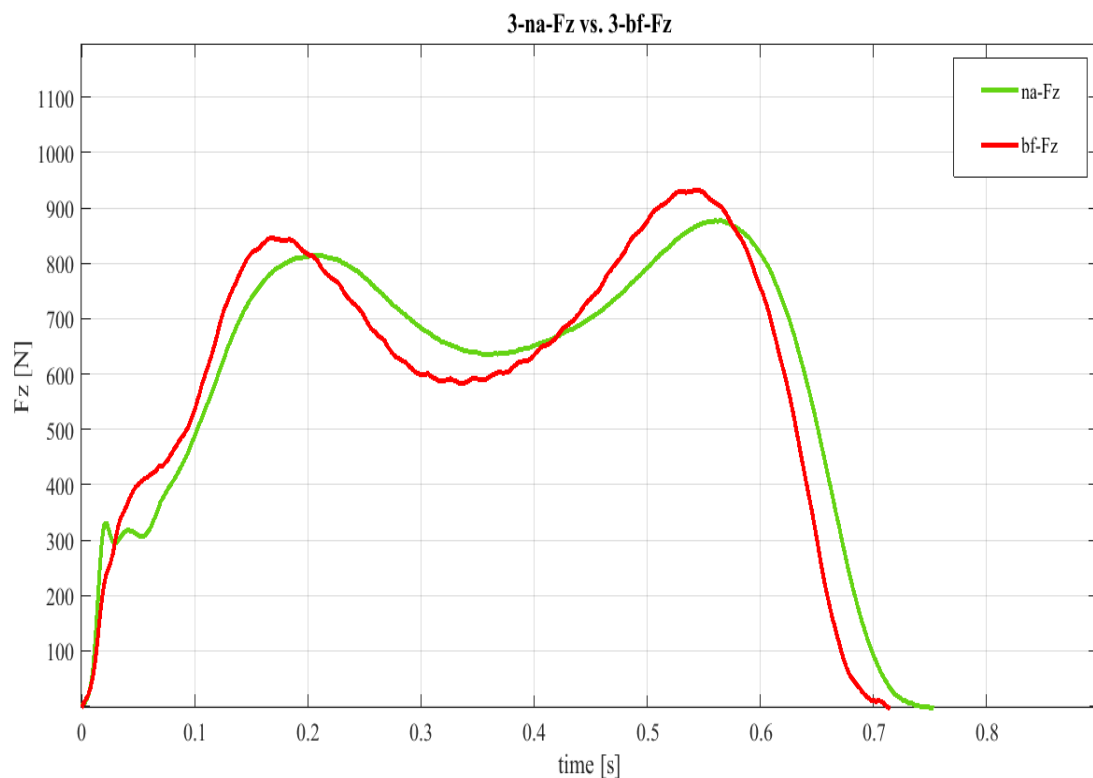
Průměrná hodnota	0,98832
Medián	0,99068
Směrodatná odchylka	0,027724

Z tabulky č. 4 vyplývá, že v průměru bylo nepatrně větší zatížení nohy při chůzi naboso. Z rozdílu mezi mediánem a aritmetickým průměrem vyplývá, že ve sledované datové sadě je větší rozpětí mezi extrémními hodnotami než v případě probanda č. 1.

Přesto šíře popsaného „konfidenčního intervalu“ ukazuje, že nalezený rozdíl je zanedbatelný, jinými slovy, že bf obuv zatížení chodidla neovlivnila v porovnání s chůzí naboso.

### 6.3 Proband č. 3 (P3)

V grafu č. 5 můžeme vidět konkrétní křivky průměrných hodnot vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  pro P3 při chůzi v bf obuvi (červená křivka) a při chůzi naboso (zelená křivka).

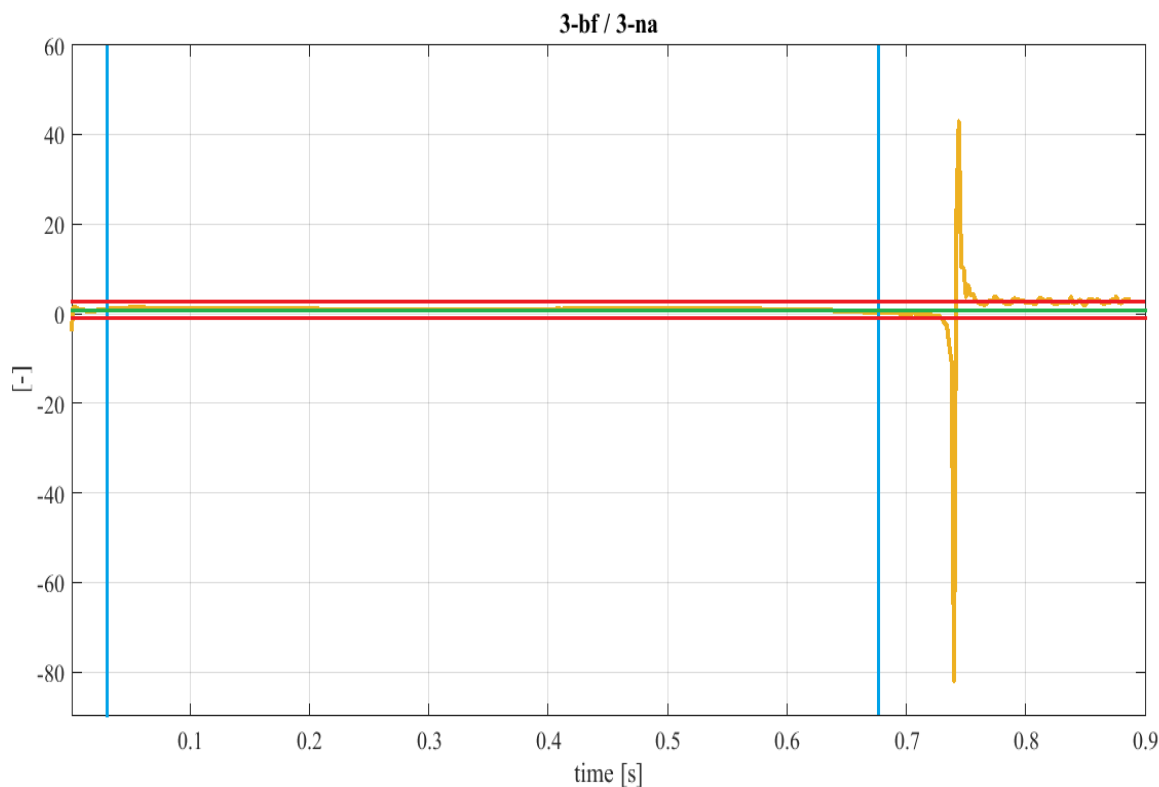


Graf č. 5: Průměrné křivky (bf, naboso) vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  v závislosti na čase - P3 (vlastní zdroj)

Podrobným porovnáním obou křivek můžeme nalézt následující detaily:

- v oblasti došlapu na patu je sledovaná síla mírně vyšší u bf obuvi
- v oblasti odrazu je sledovaná síla mírně vyšší u bf obuvi
- ve střední oblasti odvalování je sledovaná síla mírně nižší u bf obuvi

Zda je uvedené nálezy možné považovat za skutečně existující rozdíly, ukáže názorně graf č. 6.



Graf č. 6: “Křivka shody” (žlutá) kontaktních sil Fz mezi bf a naboso - P3 (vlastní zdroj)

V tomto grafu lze již vidět, že s výjimkou okamžiku odrazu mezi křivkami praktický rozdíl neexistuje. V oblasti odrazu je pak rozdíl vyšší mimo zvolený „konfidenční interval“ a v této fázi lze jeho existenci potvrdit. Můžeme tedy konstatovat, že tento proband vkládal do odrazu více síly při chůzi v bf obuvi.

Pro úplnost informací jsou zde k dispozici údaje o vyhodnocované části křivky v grafu č. 6 (tabulka č. 5).

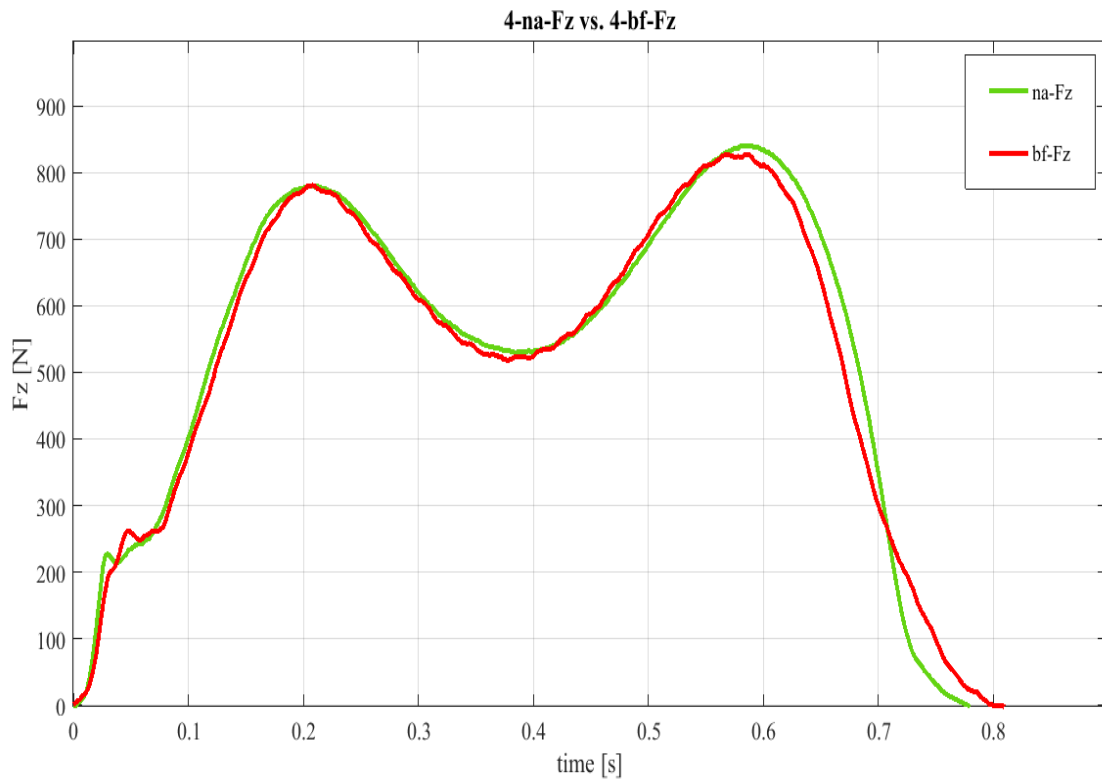
Tabulka č. 5: Charakteristické hodnoty “křivky shody”

Průměrná hodnota	0,94546
Medián	0,98008
Směrodatná odchylka	0,18815

Z tabulky č. 5 vyplývá, že v průměru bylo celkově vyšší zatížení nohy při chůzi naboso. Z rozdílu mezi mediánem a aritmetickým průměrem vyplývá, že ve sledované datové sadě je větší rozpětí mezi extrémními hodnotami než u probanda č. 2. Přesto širě popsaného „konfidenčního intervalu“ ukazuje, že nalezený rozdíl je spíše zanedbatelný, jinými slovy, že ani v tomto případě bf obuv neovlivnila zatížení nohy oproti chůzi naboso.

## 6.4 Proband č. 4 (P4)

V grafu č. 7 můžeme vidět konkrétní křivky průměrných hodnot vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  pro P4 při chůzi v bf obuvi (červená křivka) a při chůzi naboso (zelená křivka).

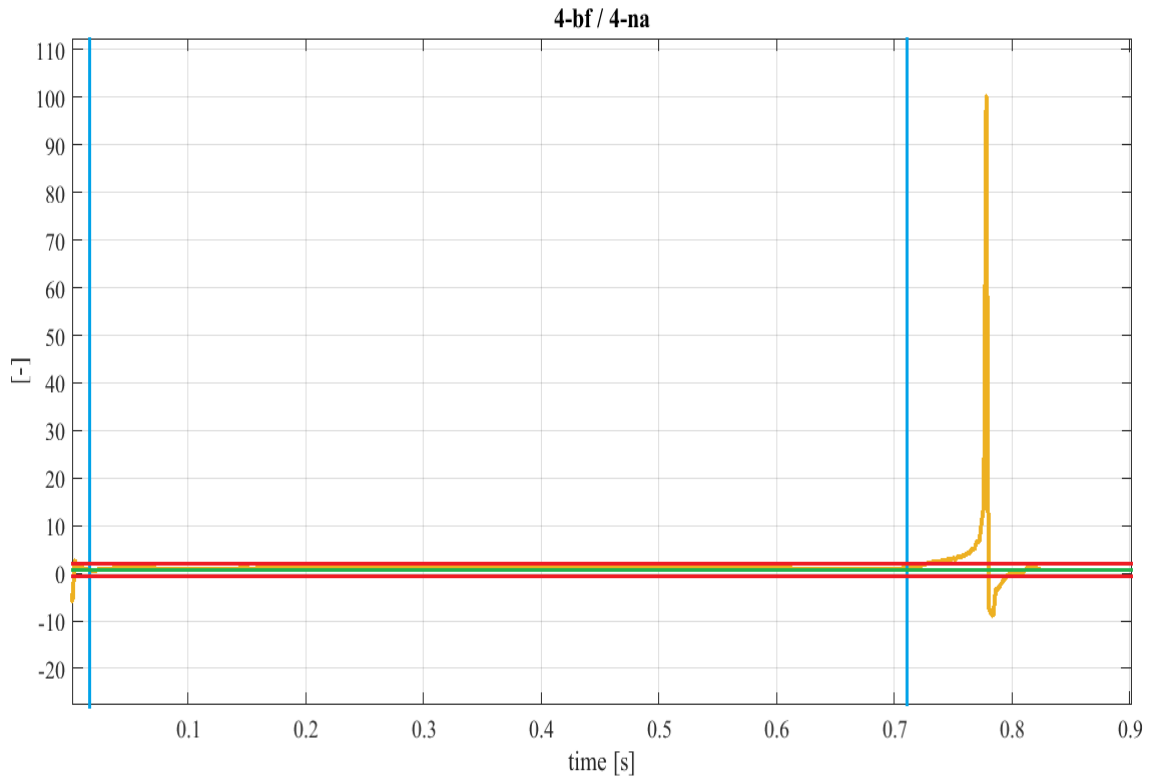


Graf č. 7: Průměrné křivky (bf, naboso) vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  v závislosti na čase - P4 (vlastní zdroj)

Podrobným porovnáním obou křivek můžeme nalézt následující detaily:

- v oblasti došlapu na patu je sledovaná síla stejná jak u chůze naboso, tak i u chůze v bf obuvi
- v oblasti odrazu je sledovaná síla mírně nižší u bf obuvi
- ve střední oblasti odvalování je sledovaná síla nepatrně nižší u bf obuvi.

Zda je uvedený nález možné považovat za skutečně existující rozdíly, ukáže názorně graf č. 8.



Graf č. 8: “Křivka shody” (žlutá) kontaktních sil  $F_z$  mezi bf a naboso - P4 (vlastní zdroj)

V tomto grafu lze již vidět, že s výjimkou okamžiku odrazu mezi křivkami praktický rozdíl neexistuje. V oblasti odrazu je pak rozdíl vyšší mimo zvolený „konfidenční interval“ a v této fázi lze jeho existenci potvrdit. Můžeme tedy konstatovat, že tento proband vkládal do odrazu více síly při chůzi naboso.

Pro úplnost informací jsou zde k dispozici údaje o vyhodnocované části křivky v grafu č. 8 (tabulka č. 6).

Tabulka č. 6: Charakteristické hodnoty “křivky shody”

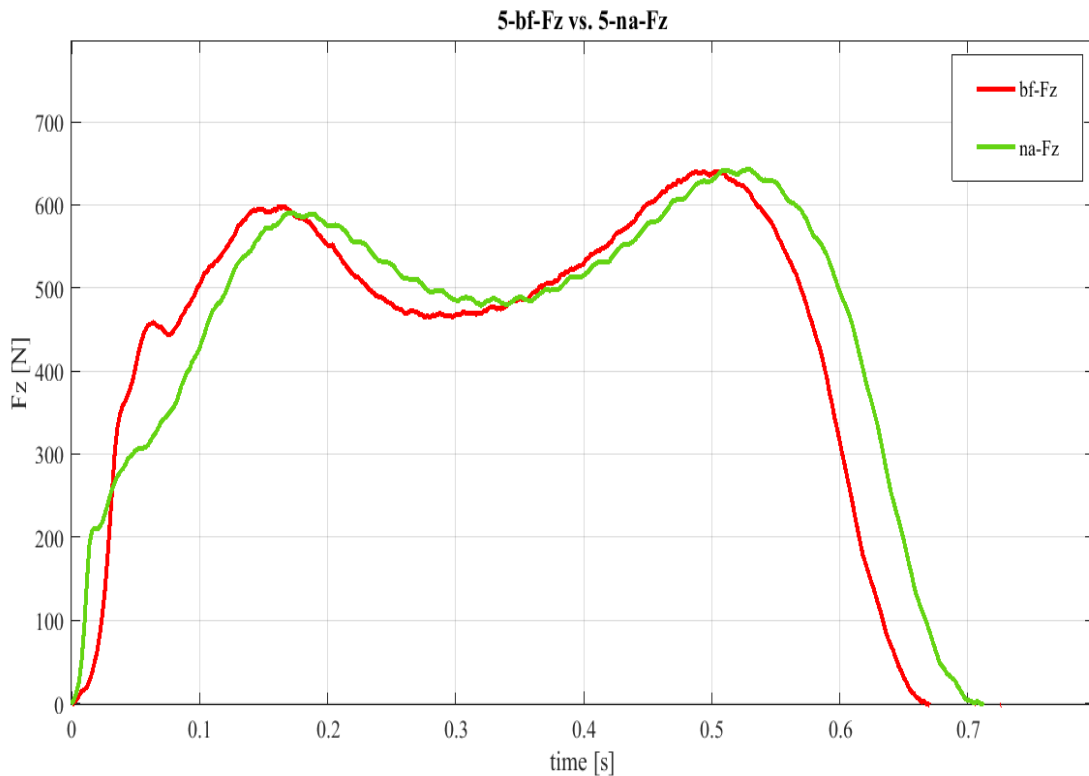
Průměrná hodnota	0,98709
Medián	0,98593
Směrodatná odchylka	0,22326

Z tabulky č. 6 vyplývá, že v průměru bylo nepatrně vyšší zatížení nohy při chůzi naboso. Z rozdílu mezi mediánem a aritmetickým průměrem vyplývá, že ve sledované datové sadě je větší rozpětí mezi extrémními hodnotami, než v případě P1. Vyšší směrodatná odchylka je patrně důsledkem rozdílné sebehové fáze grafu (proces ukončení kontaktu nohy s deskou v odrazové fázi). Lze nicméně konstatovat, že širší popsaného „konfidenčního intervalu“ opět určuje nalezený rozdíl jako zanedbatelný.



## 6.5 Proband č. 5 (P5)

V grafu č. 9 můžeme vidět konkrétní křivky průměrných hodnot vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  pro P5 při chůzi v bf obuvi (červená křivka) a při chůzi naboso (zelená křivka).

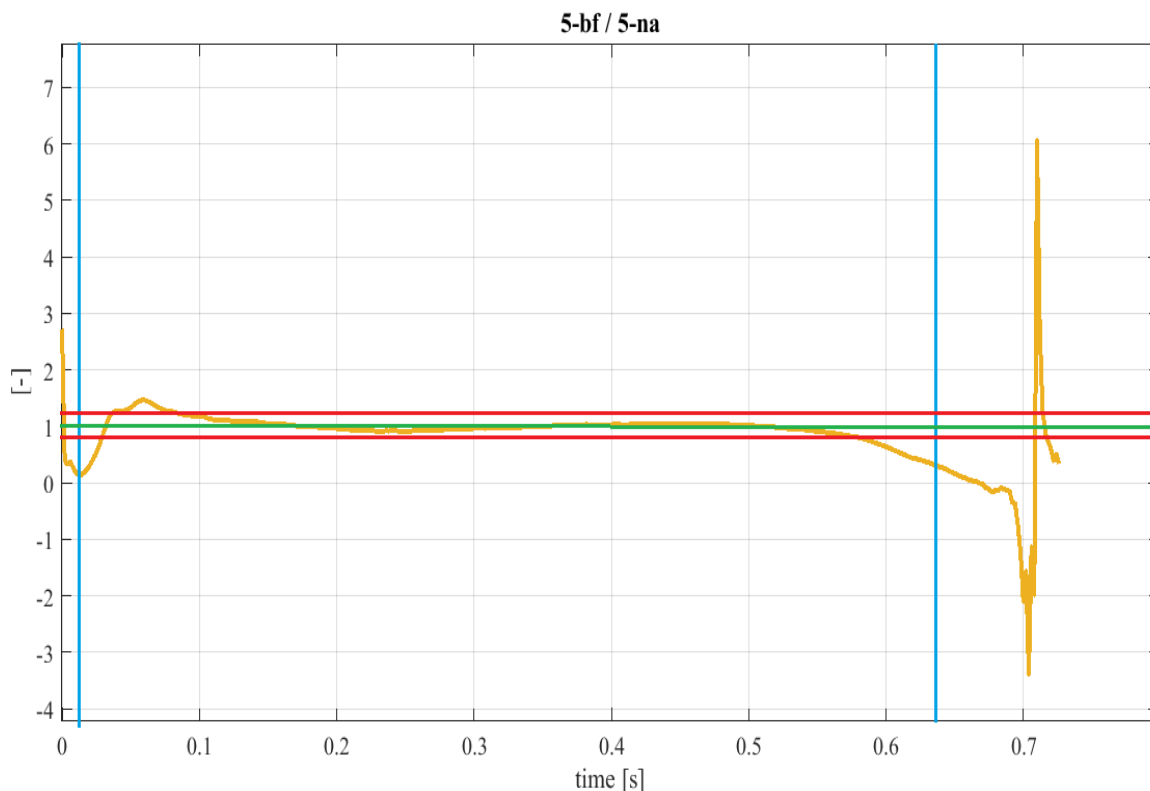


Graf č. 9: Průměrné křivky (bf, naboso) vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  v závislosti na čase - P5 (vlastní zdroj)

Podrobným porovnáním obou křivek můžeme nalézt následující detaily:

- v oblasti došlapu na patu je sledovaná síla mírně vyšší u bf obuvi
- v oblasti odrazu je sledovaná síla nepatrně nižší u bf obuvi
- ve střední oblasti odvalování je sledovaná síla mírně nižší u bf obuvi.

Zda je uvedený nález možné považovat za skutečně existující rozdíly, ukáže názorně graf č. 10.



Graf č. 10: “Křivka shody” (žlutá) kontaktních sil Fz mezi bf a naboso - P5 (vlastní zdroj)

V tomto grafu lze již vidět, že v okamžiku došlapu a odrazu jsou mezi křivkami větší rozdíly. Ve střední části stejné fáze, ale u P5 můžeme též najít malé odchylky, zejména v její konečné fázi. V oblasti odrazu je rozdíl vyšší mimo zvolený „konfidenční interval“ a v této fázi lze jeho existenci potvrdit. Můžeme tedy konstatovat, že tento proband vkládal do odrazu o něco více síly při chůzi naboso.

Pro úplnost informací jsou zde k dispozici údaje o vyhodnocované části křivky v grafu č. 10 (tabulka č. 7).

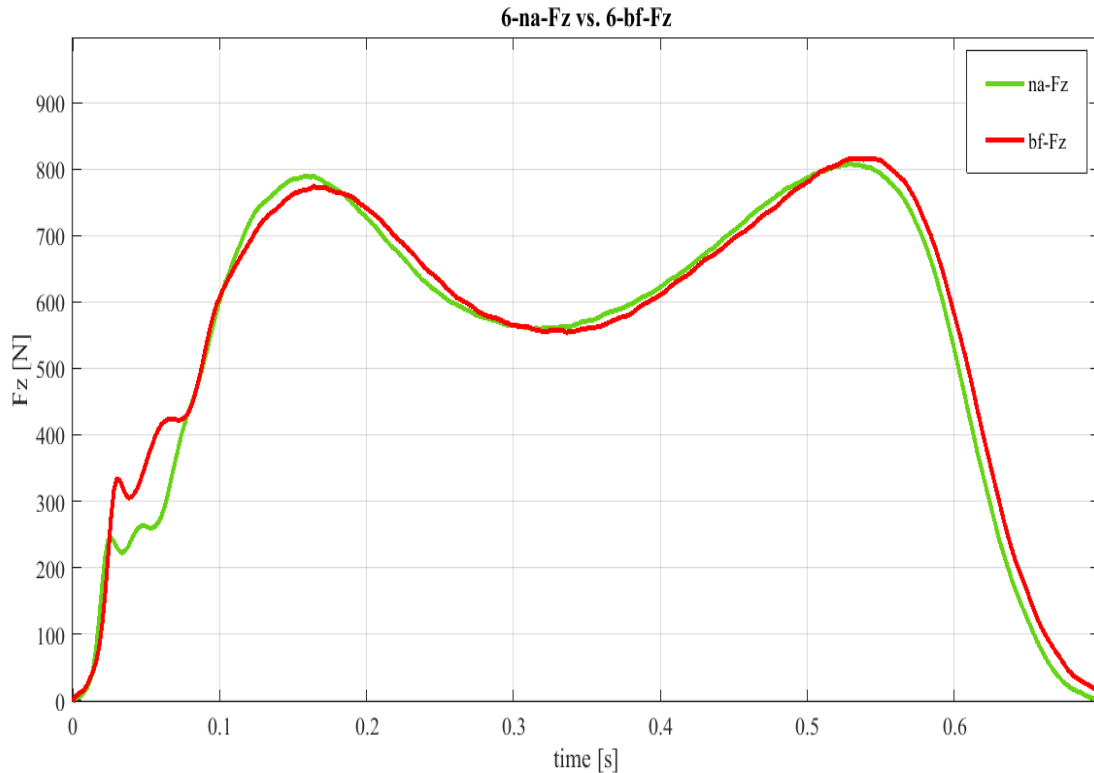
Tabulka č. 7: Charakteristické hodnoty “křivky shody”

Průměrná hodnota	1,0034
Medián	1,0112
Směrodatná odchylka	0,05699

Z tabulky č. 7 vyplývá, že P5 vykazuje zcela nepatrně vyšší zatížení nohy při chůzi v bf obuvi. Uvažováním směrodatné odchylky však můžeme s jistotou konstatovat, že zmíněný rozdíl fakticky neexistuje - bf obuv zatížení chodidla neovlivnila v porovnání s chůzí naboso.

## 6.6 Proband č. 6 (P6)

V grafu č. 11 můžeme vidět konkrétní křivky průměrných hodnot vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  pro P6 při chůzi v bf obuvi (červená křivka) a při chůzi naboso (zelená křivka).

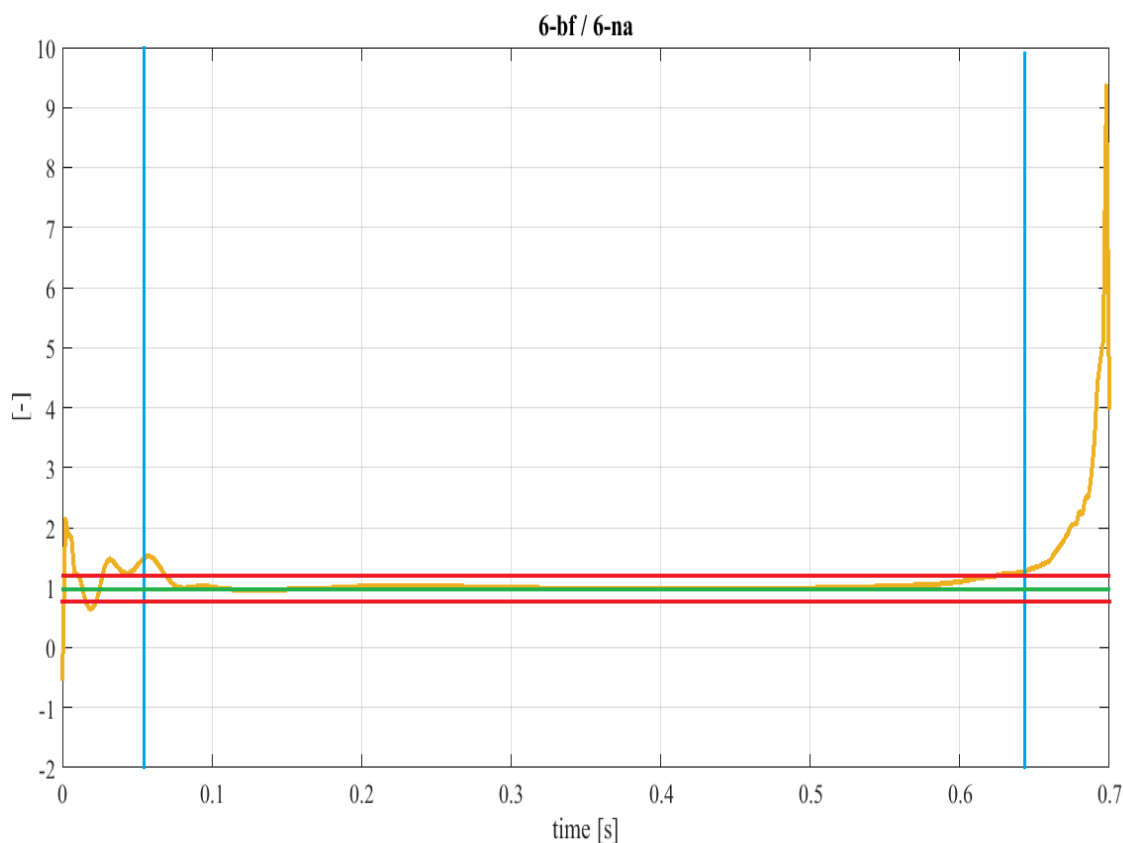


Graf č. 11: Průměrné křivky (bf, naboso) vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  v závislosti na čase - P6 (vlastní zdroj)

Podrobným porovnáním obou křivek můžeme nalézt následující detaily:

- v oblasti došlapu na patu je sledovaná síla mírně nižší u bf obuvi
- v oblasti odrazu je sledovaná síla mírně vyšší u bf obuvi
- ve střední oblasti odvalování je sledovaná síla nepatrně nižší u bf obuvi.

Zda je uvedený nálezn možné považovat za skutečně existující rozdíly, ukáže názorně graf č. 12.



Graf č. 12: “Křivka shody” (žlutá) kontaktních sil  $F_z$  mezi bf a naboso - P6 (vlastní zdroj)

V tomto grafu lze již vidět, že s výjimkou okamžiku došlapu a odrazu mezi křivkami praktický rozdíl neexistuje. V oblasti odrazu je rozdíl vyšší mimo zvolený „konfidenční interval“ a v této fázi lze jeho existenci potvrdit. Můžeme tedy konstatovat, že tento proband vkládal do odrazu nepatrně více síly při chůzi v bf obuvi.

Pro úplnost informací jsou zde k dispozici údaje o vyhodnocované části křivky v grafu č. 12 (tabulka č. 8).

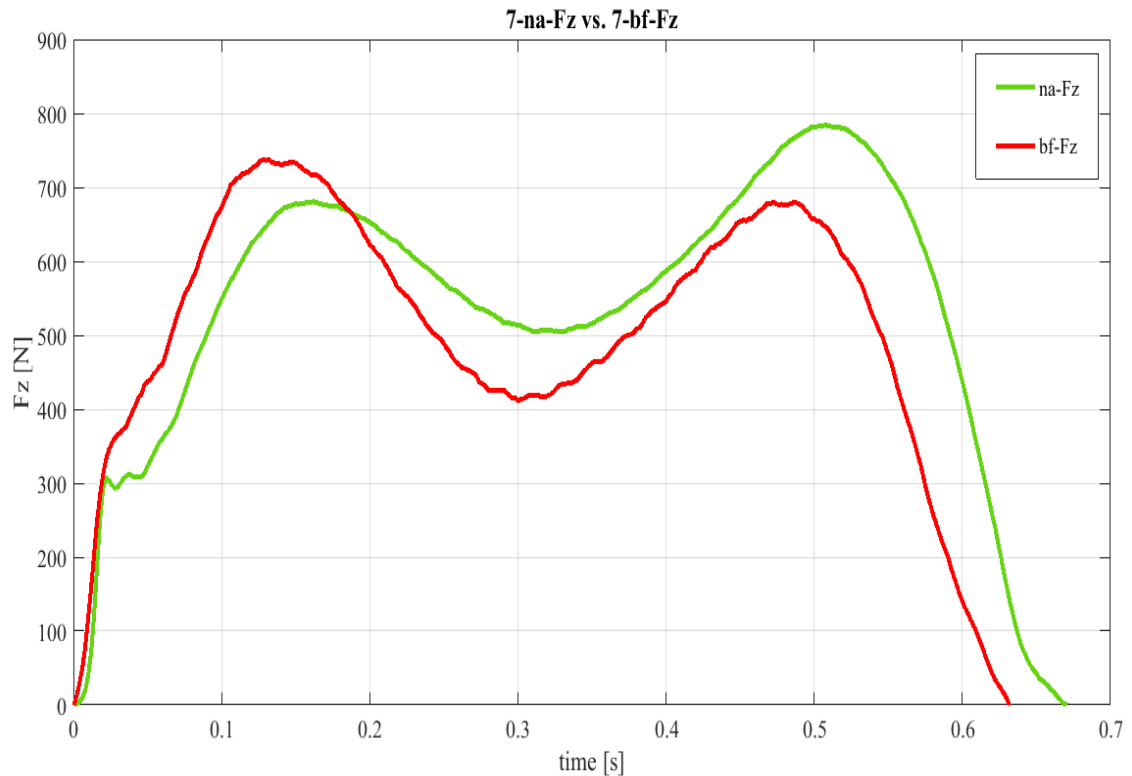
Tabulka č. 8: Charakteristické hodnoty “křivky shody”

Průměrná hodnota	0,9933
Medián	0,98555
Směrodatná odchylka	0,050488

Z tabulky č. 8 vyplývá, že v průměru bylo nepatrně vyšší zatížení nohy při chůzi naboso. Šíře popsaného „konfidenčního intervalu“ ukazuje, že nalezený rozdíl je zanedbatelný, jinak řečeno, že bf obuv zatížení nohy neovlivnila v porovnání s chůzí naboso.

## 6.7 Proband č. 7 (P7)

V grafu č. 13 můžeme vidět konkrétní křivky průměrných hodnot vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  pro P7 při chůzi v bf obuvi (červená křivka) a při chůzi naboso (zelená křivka).

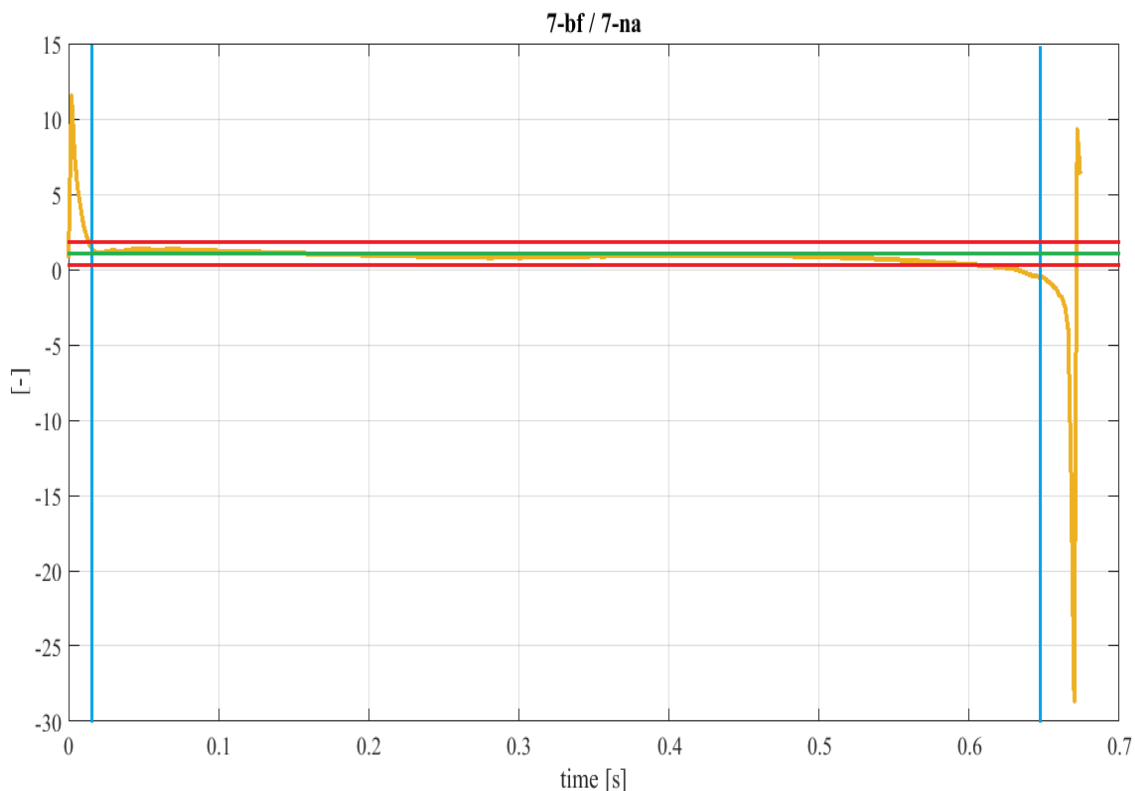


Graf č. 13: Průměrné křivky (bf, naboso) vertikální složky kontaktní síly  $F_z$  v závislosti na čase - P7 (vlastní zdroj)

Podrobným porovnáním obou křivek můžeme nalézt následující detaily:

- v oblasti došlapu na patu je sledovaná síla vyšší u bf obuvi
- v oblasti odrazu je sledovaná síla nižší u bf obuvi
- ve střední oblasti odvalování je sledovaná síla nižší u bf obuvi.

Zda je uvedený nález možné považovat za skutečně existující rozdíly, ukáže názorně graf č. 14.



Graf č. 14: “Křivka shody” (žlutá) kontaktních sil  $F_z$  mezi bf a naboso- P7 (vlastní zdroj)

V tomto grafu lze již vidět, že s výjimkou okamžiku došlapu a odrazu mezi křivkami praktický rozdíl neexistuje. V oblasti odrazu je pak rozdíl vyšší mimo zvolený „konfidenční interval“ a v této fázi lze jeho existenci potvrdit. Můžeme tedy konstatovat, že tento proband vkládal do odrazu více síly při chůzi naboso.

Pro úplnost informací jsou zde k dispozici údaje o vyhodnocované části křivky v grafu č. 14 (tabulka č. 9).

Tabulka č. 9: Charakteristické hodnoty “křivky shody”

Průměrná hodnota	0,94551
Medián	0,9284
Směrodatná odchylka	0,1087

Přes celkem vyrovnaná čísla v tabulce č. 9 je důležité vzít zde v úvahu naměřené průběhy sledované kontaktní síly. Z nich vyplývá, že P7 při chůzi v bf obuvi lehce prodloužil stojnou fázi oproti chůzi naboso. Dále můžeme vidět, že zcela změnil zatížení paty při došlapu a zatížení špičky nohy při odrazu. Z celkových čísel pak plyne, že zatížení bylo drobně vyšší v případě chůze naboso s tím, že i v tomto případě lze tento rozdíl na širší „konfidenčního intervalu“ považovat za zanedbatelný.

## 6.8 Souhrn

V tabulce č. 10 je možné vidět, ve které části stejné fáze, který proband více zatěžoval nohu. Pole označená zeleně značí vyšší zatížení při chůzi naboso, červená pole označují vyšší zatížení během chůze v bf obuvi a žlutá pole značí stejná zatížení nohy během obou typů chůze.

Tabulka č. 10: Zvýšené zatížení nohy během dvou typů chůze (vlastní zdroj)

	Dopad	Střední část	Odraz
P1	naboso	bf	naboso
P2	naboso=bf	bf	naboso
P3	bf	naboso	bf
P4	naboso=bf	naboso=bf <sup>1</sup>	naboso
P5	bf	naboso <sup>1</sup>	naboso <sup>1</sup>
P6	naboso	naboso=bf	bf <sup>1</sup>
P7	bf	naboso	naboso

<sup>1</sup> Nepatrný rozdíl v zatížení během různých typů chůze

Z tabulky č. 2 vyplývá, že zatížení nohy závisí na části stejné fáze kroku než na druhu obuvi a je individuální v závislosti na probandovi.

Tři ze 7 probandů měli vyšší zatížení nohy při dopadu během chůze v bf obuvi, 2 během chůze naboso a u 2 probandů můžeme pozorovat stejné zatížení při obou typech chůze. Ve střední části stejné fáze kroku můžeme vidět, že u 2 ze 7 probandů můžeme pozorovat vyšší zatížení při chůzi v bf obuvi, u 3 probandů je zatížení vyšší během chůze naboso a 2 probandi mají během střední části stejné fáze zatížení nohy stejné bez závislosti na obuvi. Při odrazu nohy došlo u 2 probandů k většímu zatížení během chůze v bf obuvi, u 5 probandů bylo zatížení vyšší během chůze naboso.

U P1 můžeme tedy říci, že ho chůze naboso zatěžuje více, než chůze v bf obuvi, a to zejména v došlapu a odrazu. Bf obuv u P1 snižuje zatížení nohy v těchto dvou částech stejné fáze.

U P2 vidíme, že zatížení nohy při dopadu je stejné jak při chůzi naboso, tak i při chůzi v bf obuvi. Bf obuv na něj má tedy neutrální vliv.

U P3 je ale nález opačný, než u předchozích dvou probandů. Zvýšení zatížení nohy zde můžeme pozorovat na začátku a na konci stejné fáze kroku při chůzi v bf obuvi. Lze tedy říci, že bf obuv u P3 zvyšuje zatížení jeho nohy.

U P4 můžeme říci, že bf obuv na něj nemá značný vliv. Snad jen v dorazové části stejné fáze, kdy je pozorovatelné vyšší zatížení při chůzi naboso, a bf obuv u P4 snižuje zatížení nohy.

U P5 můžeme pozorovat zvýšení zatížení nohy během střední a konečné části stejné fáze kroku při chůzi naboso. Lze tedy u tohoto probanda jeho chůzi shrnout tak, že je bf obuv snižuje zatížení jeho nohy, vyjma části dopadu nohy na podložku.

U P6 můžeme vidět, že se u něj objevuje zvýšené zatížení na začátku stejné fáze kroku při chůzi naboso. Při odrazu je ale zvýšené zatížení při chůzi v bf obuvi. Celkově můžeme říci, že bf obuv na něj má neutrální vliv.

U P7 můžeme vidět převahu zvýšeného zatížení nohou během chůze naboso a to zejména ve střední a odrazové části stejné fáze kroku. Lze stanovit, že bf obuv snižuje zatížení jeho nohou ve většině části stejné fáze kroku.

V tabulce č. 11 je možné vidět hodnoty poměru křivek chůze v bf obuvi a chůze naboso u jednotlivých probandů. Jsou tak přehledně shrnuty výsledky vzešlé z výsledné „křivky shody.“ Všechny hodnoty jsou zaokrouhleny na 2 desetinná místa.

Tabulka č. 11: Hodnoty vyplývající z poměru křivek kontaktních sil  $F_z$  z různých typů chůze (vlastní zdroj)

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7
Průměr výslednice	0,99	0,99	0,95	0,99	1,00	0,99	0,95
Medián výslednice	1,00	0,99	0,98	0,99	1,01	0,99	0,93
Směrodatná odchylka výslednice	0,04	0,03	0,19	0,22	0,06	0,05	0,11

Z tabulky č. 11 vyplývá, že téměř všichni probandi dosahují hodnoty 1, což znamená, že u všech probandů došlo k většímu zatížení při chůzi naboso a naopak při chůzi v bf obuvi bylo zatížení nohy menší. Pouze u P5 průměr poměru křivek síly  $F_z$  chůze v bf obuvi a chůze naboso dosahovala hodnoty 1. To znamená, že u tohoto probanda zatížení při chůzi v bf obuvi se nejvíce rovnalo zatížení při chůzi naboso.



Důležité je však podotknout, že uvedené hodnoty jsou zatíženy nejistotou zde udávanou směrodatnou odchylkou. Po jejím uplatnění nelze uvedené tvrzení potvrdit, protože jeho vzdálenost od vyrovnaného poměru 1 je příliš malá.

Celkově tedy z výsledků můžeme usuzovat na prakticky shodné zatížení chodidla během chůze v bf obuvi a během chůze naboso. Z tohoto pohledu můžeme konstatovat, že bf obuv chůzi neovlivňuje při porovnání s chůzí naboso.

## 7 DISKUSE

Jak upozorňuje studie Gnagneho et. al (2015) není zatím provedeno příliš mnoho studií, které by hodnotily zatížení nohou při chůzi v barefootové obuvi. Ale je značné množství studií, které hodnotí běh, ať už naboso nebo v barefootové, resp. minimalistické obuvi.

Vzhledem k nejasné a nejednotné definici rozdílu mezi barefootovou obuví a minimalistickou obuví můžeme pouze odhadovat, jaká obuv se během testování v zahraničí přesně používá. Např. ve studii Xu, Hou et al. (2017b) se mluví o minimalistické barefootové obuvi (MBFT). V části, kde obuv popisují, mluví o obuvi, která nemá žádnou podporu klenby a její podrážka je v celé délce stejně vysoká a imituje chůzi naboso. Dle tohoto popisu považujeme tento typ obuvi spíše za barefootový typ, nikoli za minimalistickou obuv (viz kapitola 3.7). Obáváme se tedy, že se tyto dva pojmy zaměňují nebo se dokonce rozdíl nebere v úvahu. Je tedy poměrně těžké tuto práci konfrontovat s výsledky jiných studií, a proto je nutné brát výsledky pouze za orientační do doby, než dojde ke sjednocení definice rozdílu mezi těmito typy obuvi u vědecké společnosti.

Xu, Hou et al. (2017a) porovnávali ve své studii chůzi naboso s chůzí v neutrální běžecké obuvi. Došli k závěru, že chůze v neutrální běžecké obuvi klade na nohy menší zatížení kontaktními silami než chůze naboso. V jiné studii, též od Xu, Hou et al. (2017b), je zvažována možnost, že minimalistická obuv může být dobrým kompromisem pro přechod k bosé chůzi (u zdravých jedinců), protože MBFT obuv poskytuje výhodnější, tedy nižší zatížení nohy, než neutrální běžecká obuv, během chůze. Upozorňují na to, že přechod dnešní „obuté“ společnosti zpět k bosé chůzi nemusí být tak prospěšný, jak se často uvádí, zejména v případech, kdy nalzáme na nohách nějaký typ deformity (nejčastější příklady jsou uvedeny v kapitole 3.3). Pokud bychom výsledky těchto dvou studií shrnuli, dalo by se tvrdit, že nejvýhodnější obuví s ohledem na zatížení nohou při chůzi je MBFT obuv, následovaná neutrální běžeckou obuví a jako nejméně výhodná se jeví chůze naboso. Dle výsledků našeho experimentu by stupni chůze naboso předcházela ještě chůze v barefootové obuvi, která dle našich výsledků působí o něco menší zatížení nohy oproti chůzi naboso. Za předpokladu rozdělení minimalistické a barefootové obuvi, tak jak je popsáno v kapitole 3.7.

Co se naší studie týče, je vhodné ji považovat spíše za pilotní průzkum. Ve studii byla měřena malá skupina zdravých mladých lidí (viz tabulka č. 1). Troufáme si tedy tvrdit, že jejich adaptabilita ke změně obuvi a potažmo zatížení nohou je vzhledem k věku poměrně dobrá. Krok se přizpůsobuje zevním podmínkám, a tedy i obuvi. U lidí vyššího věku se adaptabilita snižuje a tělo již tak dobře nedokáže reagovat na změny vnějších podmínek a pohybuje se v „zajetých“ pohybových stereotypech, jak se zjistilo při testování chůze v minimalistické obuvi, kde byla testována svalová aktivita v různých věkových skupinách (Franklin, et al., 2018). Zůstává tedy otázkou, zda má věk vliv, kromě svalové aktivity, také na zatížení nohy, tak jak jsme ho testovali my.

Další položkou, kterou lze vyčíst z grafů (viz kapitola 6 Výsledky), je rychlost kroku. Můžeme vidět, že u některých probandů (P1, P2, P6) je krok časově stejně dlouhý jak při chůzi v bf obuvi, tak při chůzi naboso. U zbylých 4 probandů jsou tyto rozdíly nepatrné v řádech milisekund. Probandi tak chodili při obou typech chůze obdobnou rychlostí (rychlost chůze v experimentu nebyla stanovována, probandy byla volena subjektivně příjemná rychlost chůze). Xu, Hou et al. (2017b) tvrdí, že chůze v jakémkoli typu obuvi je vždy rychlejší oproti chůzi naboso. Franklin et al. (2015) při testování chůze naboso a v obuvi uvádí, že chůze v neutrální běžecké obuvi, na kterou jsou probandi zvyklí, je opravdu rychlejší oproti chůzi naboso a shoduje se tak s Xu, Hou et al. (2017b). Na druhou stranu, pokud jim byla poskytnuta testovací obuv, na kterou nebyli zvyklí, nedošlo k výraznějším rychlostním rozdílům mezi chůzí v testovací obuvi a naboso. Zde je vidět, že nejen typ obuvi, ale také přivyknutí si na nový typ obuvi hraje poměrně značnou roli při hodnocení sledovaných parametrů. Proto jeden z požadavků na testované probandy byl, aby nosili bf obuv minimálně 6 měsíců a my tím tak zajistili, že na ni budou adaptovaní.

I když z tabulky č. 11 může vyplývat, že zatížení při chůzi naboso je o něco vyšší než při chůzi v bf obuvi, je tento rozdíl prakticky zanedbatelný. To můžeme vidět na žlutých křivkách u výsledků každého probanda (kapitola 6 Výsledky). Stejně jako my i Willems et al. (2017), kteří porovnávali chůzi naboso s chůzí v typické indické obuvi (obr. viz Příloha č. 3) konstatují, že zatížení při chůzi naboso je o něco vyšší. I v jejich případě jde o rozdíly prakticky zanedbatelné. V USA byl prováděn výzkum, který testoval chůzi Tarahumarských mexických farmářů, kteří chodí v tradičních minimalistických sandálech (viz Příloha č. 4) a porovnával ji s chůzí Američanů žijících ve městech, kteří nosí komerční minimalistické sandály (porovnání obou typů sandálů

v Příloze č. 5). Autoři došli k závěru, že větší rozdíly jsou mezi různými skupinami populace, spíše než mezi druhy obuvi. Mexičtí farmáři produkovali nárazy paty s větší silou než Američané žijící ve městech. Pokud sledujeme jednotlivé skupiny samostatně, můžeme vidět, že při dopadu nohy na podložku byla generována vyšší síla u chůze v sandálech, tedy v minimalistické (resp. barefootové) obuvi (Wallance et al, 2018). Což je v rozporu s naším experimentem a výzkumem Willems et al., (2017). V našem experimentu můžeme vidět, že první vrchol, dopad nohy na podložku (Tabulka č. 11), byl u 3 probandů také vyšší v bf obuvi stejně jako u Wallance et al. (2018). U 2 probandů byl stejný jako u chůze naboso. A u 2 probandů byl první vrchol křivky generován vyšší silou u chůze naboso, stejně jako ve výzkumu Willems et al. (2017). Takže pokud to shrneme, dojdeme k závěru, že při chůzi v bf obuvi a naboso spíše závisí na fázi stejné fáze nohy než na typu obutí.

Jak je z kapitoly 6 Výsledky patrné, stojnou fázi lze rozdělit v podstatě na tři části - dopadovou, fázi odvalování a odrazovou. V každé z uvedených fází lze přímým pozorováním dat vysledovat rozdíly v zatížení vlivem obuvi v porovnání s bosým chodidlem (průběhy konstantních sil a tab. č. 11). Souhrnné zatížení nohy už však rozdíly s ohledem na jejich reálnou velikost stírá. Lze tedy říci, že porovnávané typy chůze jsou z hlediska zatížení chodidla prakticky shodné. Otázkou zůstává, jaký je vliv prostředí a povrchu, po kterém se člověk pohybuje. Toto může být předmětem dalšího zkoumání, kdy by bylo vhodné podmínky nejen simulovat v laboratoři, ale přenést záznamová zařízení do terénu a monitorovat zatížení dolních končetin přímo v přirozeném prostředí, v kterém se člověk během dne pohybuje. Zajisté se totiž noha chová jinak a je odlišně zatěžována v prostředí laboratoře, kde člověk nemusí být ostražitý, kde je pevný povrch a působí zde minimální zevní vlivy oproti prostředí venku. Jak uvádí Bowman (2017) ve své knize, většina lidí se dnes nepohybuje v přirozeném prostředí. Pro nohy není přirozené chodit po velmi pevných površích a rovných plochách, jak je tomu v dnešním světě běžné. Noha pro svou stimulaci potřebuje rozmanitost a pestrost povrchů (Lewitová2016). Proto je otázkou, zda se barefootová obuv hodí do městského prostředí. Dále by mělo být kalkulováno i s faktem, že zatížení nohou se bude měnit v průběhu dne v závislosti na ušlé vzdálenosti a únavě jedince.

## 8 ZÁVĚR

Cílem práce bylo především zjistit, zda ovlivňuje barefootová obuv zatížení chodidla při chůzi po hladkém neabrazivním povrchu při běžných teplotních a dalších podmínkách ve srovnání s chůzí naboso. S ohledem na výsledky, kterých se podařilo dosáhnout, mohu konstatovat, že cíle se podařilo dosáhnout a je tak možné vyjádřit se k položeným vědeckým otázkám a formulované hypotéze.

*V1: Jakými parametry lze spolehlivě monitorovat míru shody chování chodidla v průběhu stejné fáze kroku naboso a v barefootové obuvi?*

V rámci experimentu jsem prostřednictvím použité aparatury získala data o kontaktních silách mezi chodidlem a podlahou ve vertikálním směru, ve směru předozadním a pravolevém. Z těchto údajů je možné dopočítat výslednici, která je přenášena bérceem přes koleno a kyčelní kloub dále do těla. Současně je možné z časových průběhů detekovaných sil sledovat dobu trvání stejné fáze a jejich jednotlivých etap. Použité dynamometrické desky rovněž zaznamenávají pohyb působitě výslednice sil detekovaných čidly, které odpovídají pohybu CoP. K dispozici tak byla poměrně komplexní data, ze kterých se po jejich prvotním průzkumu vybrala pro výsledné hodnocení vertikální složka síly. Důvodem volby byla především viditelná velmi dobrá opakovatelnost jejího průběhu během chůze a možnost jasné a názorné interpretace dosažených výsledků. Na základě, v rámci práce, získaného přehledu a zkušenosti mohu konstatovat, že vhodnými parametry pro hodnocení vlivu obuvi na chůzi a zatížení chodidla jsou v oblasti působících silových účinků, zejména průběhy sil a jejich působitě. Studium extrémů ve zmíněných průbězích naopak, jako parametr, poměrně necitlivě vytržený z kontextu, zásadní informaci spolehlivě použitelnou pro detekci, popis změn chůze a zatížení chodidla nepřináší.

*V2: Ovlivňuje barefootová obuv zatížení chodidla po hladkém neabrazivním povrchu v běžných teplotních a dalších podmínkách ve srovnání s chůzí naboso?*

S odvoláním na dosažené výsledky práce konstatuji, že barefootová obuv v nastavených podmínkách nemění parametry chůze a zatížení chodidla. Podotýkám však, že detailně byla analyzována pouze vertikální složka kontaktní síly. Pro potvrzení formulovaného závěru by bylo velmi vhodné analyzovat i další směry sil, a také pohyb

působíště výslednice. Předložená práce v tomto ohledu může fungovat jako kvalitní východisko pro navazující výzkum.

Protože těžištěm práce je z velké míry vlastní experiment, byly pro potřeby jednoznačné a názorné interpretace dosažených výsledků formulovány pracovní hypotézy o změnách sledovaných kontaktních sil. Protože detailní analýze byla s ohledem na rozsah práce podrobena pouze vertikální složka měřené kontaktní síly, byla pro potřeby práce využita jen jedna následující hypotéza:

*H1: Barefootová obuv neovlivní průběh vertikální složky kontaktní síly na chodidle během stejné fáze kroku ve srovnání s chůzí naboso.*

Při analýze záznamů byly vždy spolehlivě rozeznatelné jednotlivé etapy stejné fáze charakteristické tvarem průběhu měřené síly. Při přímém porovnání průběhů i hodnot v těchto etapách pro chůzi v barefootové obuvi a naboso, bylo viditelné vyšší zatížení chodidla v případě chůze naboso. Rozdíly byly však tak malé, že o jejich skutečné existenci (s ohledem na přesnost detekce i analýzy dat) lze s úspěchem pochybovat. Proto, s odvoláním na dosažené výsledky analýzy dat, potvrzují platnost vyslovené hypotézy v plném rozsahu.

Pro zcela zobecnitelné potvrzení výše uvedených závěrů a komentářů by bylo nezbytné otestovat významně větší vzorek populace a provést analýzu ostatních směrů sil a pohybu působíště výslednice po dynamometrické desce v průběhu stejné fáze.

## POUŽITÁ LITERATURA

AENUMULAPALLI, A. et al., 2017. Prevalence of Flexible Flat Foot in Adults: A Cross - sectional Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* [on - line]. Vyd. 11. Dr. Heman Jain, č. 6, s. AC 17 - AC 20 [cit. 2019 - 02 - 06]. ISSN 0973 - 709X. Dostupné z: [https://jcdr.net/article\\_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2017&volume=11&issue=6&page=AC17&issn=0973-709x&id=10059](https://jcdr.net/article_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2017&volume=11&issue=6&page=AC17&issn=0973-709x&id=10059)

ANON, 2009-2012. Sofistikovaná biomechanická diagnostika. 3D kinematická analýza. *Biomechanikapohybu.upol.cz* [on - line]. [cit. 2018 - 11 - 28]. Dostupné z: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/poloka-menu-2/o-metod/60-3d-kinematicka-analyza>

ANON, 2015. Biomechanics of Walking (Gait). *Foot Education* [on - line]. Foot Education, editováno 16. července 2015, © 2018. [cit. 2018 - 04 - 17]. Dostupné z: <https://www.footeducation.com/page/biomechanics-of-walking-gait>

ANON, [2018]. Základní metody experimentální biomechaniky. Patobiomechanika a Patokinesiologie. Kompendium. *Biomech.ftvs.cuni.cz* [on - line]. [cit. 2018 - 11 - 28]. Dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment\\_metody.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody.php)

ANON, [2019]. Gait Analysis. *Odeca.ca* [on - line]. [cit. 2019 - 02 - 12]. Dostupné z: [http://www.odec.ca/projects/2011/zlatm2/gait\\_cycle.html](http://www.odec.ca/projects/2011/zlatm2/gait_cycle.html)

ANTOŠÍKOVÁ, L., 2017. Ploché nohy – co jste možná nevěděli. *Agel. Média* [on - line]. Agel. [cit. 2018 - 11 - 07]. Dostupné z: <https://www.agel.cz/media/blogy/170622-ploche-nohy.html>

BAREFOOT.IE, 2019. Barefoot Technology. *Barefoot.ie* [on - line]. © 2019 [cit. 2019 - 02 - 20]. Dostupné z: <https://www.barefoot.ie/barefoot-technology>

BENDOVÁ, V., 2011. Máte ploché nohy? Co s tím? (II.). *Ronie.cz, medicína, patologie* [on-line]. Erasport, © 2001-2018. [cit. 2018 - 11 - 07]. Dostupné z: <https://medicina.ronnie.cz/c-8828-mate-ploche-nohy-co-s-tim-ii.html>

- BERNACIKOVÁ a kol., 2010a. Chůze. Základy sportovní kineziologie. *Is.muni.cz* [on - line]. Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity. [cit. 2018 - 04 - 17]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/chuze.html>
- BERNACIKOVÁ a kol., 2010b. Kinematika a dynamika lidského pohybu. Základy sportovní kineziologie. *Is.muni.cz* [on - line]. Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity. [cit. 2018 - 11 - 28]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/kinematika\\_dynamika.html](https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/kinematika_dynamika.html)
- BOWMAN, K., 2017. *Celým tělem naboso: zdárný přechod na minimalistickou obuv*. Praha: Dharma Gaia. ISBN 978 - 80 - 7436 - 069 - 5
- BULDT, A., K., ALLAN, J., J. et al., 2018. The Relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review. *Gait & Posture* [on - line]. Vyd. 62. Elsevier, s. 56 - 67 [cit. 2018 - 07 - 26]. ISSN 0966 - 6362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.026>
- BURNFIELD, J., M. et al., 2004. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adult. *Clinical Biomechanics* [on - line]. Vyd. 19. Elsevier © 2019, č. 1, s. 78 - 84 [cit. 2019 - 02 - 12]. ISSN 0268 - 0033. Dostupné z: [https://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033\(03\)00217-1/fulltext](https://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033(03)00217-1/fulltext)
- CALLISTA006, 2015. 10 przykładów na to, jak wiele ludzie gotowi są wycierpieć dla urody. *Viralka zakręcone rzeczy z sici* [on - line]. Viralka.pl © 2017 [cit. 2018 - 09 - 24]. Dostupné z: <http://v.viralka.pl//10-przykladow-na-to-jak-wiele-ludzie-gotowi-sa-wycierpiec-dla-urody/>
- CRANZ, Ch., 2013. Gait Lab. School of Engineering. *Wawrick* [on - line]. Spojené Království: Sitebuilder, © 2018. [cit. 2018 - 10 - 21]. Dostupné z: <https://warwick.ac.uk/fac/sci/eng/meng/nongps/rnd/gait/>
- CARAVAGGI, P. et al., 2018. Effect of plano-valgus foot posture on midfoot kinematics during barefoot walking in an adolescent population. *Journal of Foot and Ankle Research* [on - line]. Vyd. 55, BMC, č. 11, [cit. 2019 - 02 - 06]. ISSN 1757 - 1146. Dostupné z: <https://jfootankleres.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13047-018-0297-7>



ČERNÁ, K., 2016. Biomechanika, noha. Funkce nohy. Statické nosné (absorbovat energii dopadu) dynamické lokomoční (provedení odrazu). *Docplayer.cz* [on - line]. © 2018. [cit. 2018 - 03 - 27]. Dostupné z: <http://docplayer.cz/7240001-Funkce-nohy-staticke-nosne-absorbovat-energii-dopadu-dynamicke-lokomocni-provedeni-odrazu.html>

ČESKÁ OBUVNICKÁ A KOŽEĎELNÁ ASOCIACE, [2018]. Barefoot obuv – zdravé obouvání nebo jen velký byznys? *Česká obuvnická a kožedělná asociace* [on-line]. [cit. 2018-10-21]. Dostupné z: <http://www.coka.cz/zdrave-obouvani/437-barefoot-obuv-zdrave-obouvani-nebo-jen-velky-byznys>

D'AOUT, K., 2008. The evolutionary history of the human foot. *Advances in Plantar Pressure Measurements in Clinical and Scientific Research* [on – line]. Shaker Publishing BV, s. 44 - 68 [cit. 2018 - 09 - 24]. ISBN 978-90-423-0339-3. Dostupné od roku 2014 z:

[https://www.researchgate.net/publication/242093215\\_The\\_evolutionary\\_history\\_of\\_the\\_human\\_foot](https://www.researchgate.net/publication/242093215_The_evolutionary_history_of_the_human_foot)

DrSHIPPEE, 2012. What is the real difference? *Drshippee.com* [on - line]. Walk Perfect Too © 2018 - 2030 [cit. 2019 - 02 - 20]. Dostupné z: <http://drshippee.com/minimalism-vs-barefoot-vs-zero-drop-what-is-the-real-difference/>

ELF, M., 2013. Minimalist Shoes vs. Barefoot Shoes: Is There a Difference? *Softstar.com* [on - line]. Softstar Shoes © 2018 [cit. 2019 - 02 - 20]. Dostupné z: <https://www.softstarshoes.com/live-bare-blog/2013/06/19/minimalist-shoes-vs-barefoot-shoes-is-there-a-difference/>

FOOT ROOT, 2018. Foot root. *footroot.net* [on - line]. Jom Dev. [cit. 2018 - 09 - 21]. Dostupné z: <http://www.footroot.net/en/foot-root-research>

FRANKLIN, S., et al., 2018. Modifications in lower leg muscle activation when walking barefoot or in minimalist shoes across different age-groups. *Gait & Posture* [on - line]. Vyd. 60. Elsevier, s. 1 - 5 [cit. 2019 - 02 - 07]. ISSN 0966 - 6362. Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.is.cuni.cz/science/article/pii/S0966636217309839>

FRANKLIN, S., GREY, M., J., et al., 2015. Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture* [on - line]. Vyd. 42. Elsevier, č. 3, s. 230 - 239

[cit. 2018 - 03 - 12]. ISSN 0966-6362. Dostupné z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636215004993>

GINOVÁ, L., 2016. Typy chodidel. *Podologie Lugina Péče o nohy a nehty na nohou* [on - line]. Webnode. [cit. 2018 - 09 - 21]. Dostupné z:

<https://www.tvojenohy.cz/1/typy-chodidel/>

GNAGNE, R., et al., 2015. Load Distribution in Barefoot Running Shoes. *Conference: ASME 2015 International Mechanical Engineering Congress and Exposition* [on - line]. ASME © 2015 [cit. 2019 - 03 - 25]. Dostupné z:

[https://www.researchgate.net/publication/305871193\\_Load\\_Distribution\\_in\\_Barefoot\\_Running\\_Shoes](https://www.researchgate.net/publication/305871193_Load_Distribution_in_Barefoot_Running_Shoes)

CHIARI, L., 2009. Stabilometry. *Encycloepdia of Nueroscience* [on-line]. Springer, Berlin: Heidelberg, © 2009. [cit. 2019 - 02 - 11]. Online ISBN 978 - 3 - 540 - 29678 - 2. Dostupné z: [https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007%2F978-3-540-29678-2\\_5623#howtocite](https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007%2F978-3-540-29678-2_5623#howtocite)

JANDAČKA, D., 2012. Síla. *Základy biomechaniky tělesných cvičení* [on-line]. Vyd. 1. Dagmar Hanousková, Luleč. [cit. 2019 - 02 - 14]. ISBN 978 - 80 -905054 - 1 - 4. Dostupné z: <http://www.fsps.muni.cz/emuni/data/reader/book-1/08.html>

JANURA, M., SVOBODA, Z. et al., 2012. Hodnocení variability dynamických parametrů chůze. *Rehabilitácia* [on - line]. Vyd. 49. Liečreh, č. 4, s. 195-207 [cit. 2019 -02 - 26]. ISSN 0375 - 0922. Dostupné z: <https://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/4REH2012-m.pdf>

JANURA, M., VAŘEKA, I., et al., 2012. *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Vyd. 1. Olomouc: Univerzita Palackého, 200 s. ISBN 978 - 80 - 2443 - 261 - 8

KELLY, L., 2015. Chapter two – recruiment of the plantar intrinsic foot musceles with increasing postral demand. *In – vivo fiction of human plantar intrinsic foot muscle* [on - line]. Queensland, Australia, 2015 - 02 - 13 [cit. 2018 - 03 - 27]. Dostupné z: <https://espace.library.uq.edu.au/view/UQ:350591>. Doktorantská práce (PhD Thesis). The University of Queensland.

KISTLER GROUP, ©2008 - 2014. BioWare® Electronics & Software, Type 2812A. *Kistler.com*[on-line]. 2 s. [cit. 2019 - 03 - 10]. Dostupné z: <https://www.kistler.com/?type=669&fid=69886&model=document>

- KOLÁŘ, P. et al., 2009. Vyšetřovací postupy zaměřené na funkci pohybové soustavy. Chůze. *Rehabilitace v klinické praxi*. Vyd. 1., dotisk. Praha: Galén, s. 48 - 51. ISBN 978 - 80 - 7262 - 657 - 1
- KOZÁKOVÁ, J. et al., 2011. The influence of hallux valgus on pelvis and lower extremity movement during gait. *Acta Gymnica. Acta Universitatis Palackianae Olomucensis* [on-line]. Vyd. 41. Palacký University Olomouc, č. 4, s. 49 - 54 [cit. 2019 - 02 - 14]. ISSN 2336 - 4920. Dostupné z: <https://www.gymnica.upol.cz/pdfs/gym/2011/04/06.pdf>
- LARSEN, Ch., 2005. *Zdravá chůze po celý život*. [1. vyd.]. Olomouc: Poznání. ISBN 80 - 86606 - 38 - 4
- LEE, N., K., KWON, J.,W. et al., 2013. Changes of plantar pressure distributions following open and closed kinetic chain exercise in patients with stroke. *NeuroRehabilitation*. Vyd. 32, č. 2., s. 385 - 390. ISSN 1053 - 8135 .
- LEWIVOTÁ, M-C., H., 2016. O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*. Zeman Art, 22. 9. 2016, č. 2, s. 5 - 8. ISSN 2464 - 6784
- LUPU, AL., G., et al., 2017. Antropological evolution of the foot and bipedalism. *Romanian Journal of Functional and Clinical. Clinical Anatomy* [on - line]. Vyd. 16. Romanian Society of Anatomy, č. 1 [cit. 2018 - 10 - 02]. ISSN 1583 - 4026. Dostupné z: [http://revanatomie.ro/pdf/2017\\_1\\_11.pdf](http://revanatomie.ro/pdf/2017_1_11.pdf)
- MADDOCKS, M., 2016. Rock Climbing and Your Feet. *Climbing.co.za* [on - line]. [Gorilla website development](http://www.climbing.co.za), © 2003 - 2017. [cit. 2019 - 02 - 13]. Dostupné z: <http://www.climbing.co.za/2016/03/rock-climbing-and-your-feet/>
- MILLER, E., E., WHITCOME, K., et al., 2014. The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science* [on-line]. Vyd. 3. Elsevier, č. 2, s. 74 - 85. ISSN 2095 - 2546. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095254614000374?via%3Dihub>
- MORIO, C., et al., 2009. The Influence of Footwear on foot motion during walking and running. *Journal of Biomechanics* [on - line]. Vyd. 42. Elsevier, č. 13, s. 2081 - 2088 [cit. 2019 - 02 - 11]. ISSN 0021 - 9290. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/26706074\\_The\\_influence\\_of\\_footwear\\_on\\_foot\\_motion\\_during\\_walking\\_and\\_running](https://www.researchgate.net/publication/26706074_The_influence_of_footwear_on_foot_motion_during_walking_and_running)

MORRISON, A., B., SCHÖFFL, V., R., 2007. Physiological responses to rock climbing in young climbers. *British Journal of Sports Medicine* [on - line]. Vyd. 41. BMJ Group, č. 12 [cit. 2018 - 09 - 24]. ISSN 1473 - 0480. Dostupné z:

[https://www.researchgate.net/publication/5809419\\_Physiological\\_responses\\_to\\_rock\\_climbing\\_in\\_young\\_climbers](https://www.researchgate.net/publication/5809419_Physiological_responses_to_rock_climbing_in_young_climbers)

MURO-DE-LA-HERRAN, A., et al., 2014. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors* [on - line]. Vyd. 14. MDPI, č. 2, s. 3362 - 3394 [cit. 2018 - 11 - 27]. ISSN 1424 - 8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/14/2/3362>

NAMBIAR, S., ALAGESAN, J., 2017. Prevalence and incidence of flat foot among Middle East and Asian population: An Overview. *International Journal of Pharmaceutical Science and Health* [on - line]. Vyd. 7. RS Publication ©2017, č. 4 [cit. 2019 - 01 - 30]. ISSN 2248 - 5738. Po stažení dostupný plný text z: [https://www.researchgate.net/publication/319405949\\_Prevalence\\_and\\_incidence\\_of\\_flat\\_foot\\_among\\_Middle\\_East\\_and\\_Asian\\_PopulationAn\\_Overview](https://www.researchgate.net/publication/319405949_Prevalence_and_incidence_of_flat_foot_among_Middle_East_and_Asian_PopulationAn_Overview)

NEPTUNE, R.,R., SASAKI, K., 2005. Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *Journal of Experimental Biology* [on - line]. Vyd. 208. The Company of Biologists Ltd. © 2019, s. 799-808 [cit. 2019 - 02 - 26]. ISSN 0022 - 0949. Dostupné z:

<http://jeb.biologists.org/content/208/5/799>

ORTOWEB, 2017. Hallux valgus - vbočený palec. *Ortoweb.cz* [on - line]. Woit ve spolupráci s INNoit.cz © 2017 [cit. 2019 - 01 - 30]. Dostupné z:

[https://www.ortoweb.cz/ortopedie\\_noha\\_hallux-valgus-vboceny-palec](https://www.ortoweb.cz/ortopedie_noha_hallux-valgus-vboceny-palec)

OTÁHAL, J., [© 2019]. Objektivizační metody. *Slide Player* [on - line]. [cit. 2019 - 02 - 11]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/2443954/>

OUNPUU, S., 1994. The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine* [on - line]. Vyd. 13. WB Saunders, č. 4., s. 843 - 863 [cit. 2019 - 02 - 16]. ISSN 0278 - 5919. Dostupné z:

[https://www.researchgate.net/publication/15394317\\_The\\_biomechanics\\_of\\_walking\\_and\\_running](https://www.researchgate.net/publication/15394317_The_biomechanics_of_walking_and_running)

OXFORD DICIONARIES, © 2019. English Oxford Living Dictionaries. *En.oxforddictionaries.com* [on - line]. Oxford University Press [cit. 2019 - 03 - 11]. Dostupné z: <https://en.oxforddictionaries.com/definition/barefoot>

PANDY, M., G., et al., 2010. Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking. *Journal of Biomechanics* [on - line]. Vyd. 43. Elsevier, © 2019, č. 11, s. 2055 - 2064 [cit. 2019 - 02 - 16]. ISSN 0021 - 9290. Dostupné z: [https://ac.els-cdn.com/S0021929010002228/1-s2.0-S0021929010002228-main.pdf?\\_tid=98df647e-e142-4861-bbf1-51b57de2791f&acdnat=1550331177\\_02dc4da9563eed7097fa4f313e6af8ed](https://ac.els-cdn.com/S0021929010002228/1-s2.0-S0021929010002228-main.pdf?_tid=98df647e-e142-4861-bbf1-51b57de2791f&acdnat=1550331177_02dc4da9563eed7097fa4f313e6af8ed)

PITA- FERNANDEZ, S., et al., 2017. Flat Foot in a Random Population and its Impact on Quality of Life and Functionality. *Journal of clinical and diagnostic research* [on - line]. Vyd. 4. Dr. Hemant Jain, č. 11, s. LC 22-LC 27 [cit. 2019 - 02 - 06]. ISSN 0973 - 7009X. Dostupné z: [https://jcdr.net/article\\_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2017&volume=11&issue=4&page=LC22&issn=0973-709x&id=9697](https://jcdr.net/article_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2017&volume=11&issue=4&page=LC22&issn=0973-709x&id=9697)

PROTOKINETICS TEAM, 2018. Understanding Phases of the Gait Cycle. *Protokinetics.com* [on - line]. [cit. 2019 - 01 - 22]. Dostupné z: <https://www.protokinetics.com/2018/11/28/understanding-phases-of-the-gait-cycle/>

REDAKCE, 2018. Mučení dívek v Číně: Tradice ovazování nohou zničila zdraví 50 generací žen. *National Geographic Česko* [on - line]. Vltava Labe Media [cit. 2018 - 09 - 24]. ISSN 1213-9394. Dostupné z: <https://www.national-geographic.cz/clanky/muceni-divek-v-cine-tradice-ovazovani-nohou-znicila-zdravi-50-generacim-zen.html>

RELIGIOSO III, E., [2015]. Product Review: Lems Minimalist Shoes. *The manual therapist.com* [on - line]. © 2015 [cit. 2019 - 02 - 20]. Dostupné z: <https://www.themanualtherapist.com/2014/04/product-review-lems-minimalist-shoes.html>

RIDOLA, C., PALMA, A. 2001. Functional anatomy and paging of the foot [abstract]. *Anatomy and Embryology* [on - line]. Vyd. 106. Springer-Verlag, č. 2, s. 85 - 98 [cit. 2018 - 03 - 01]. ISSN 0340-2061. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11504250>

RICHARDS, J., 2008. *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course*. Vyd. 1. New York: Churchill Livingstone. ISBN 978 -04 - 4310 - 177-00

ROSICKÝ, J., © 1999. Protetická chodidla a jejich vlastnosti. Ortopedická protetika. *Ortotikaprotetika.cz* [on - line]. Venturia [cit. 2019 - 02 - 26]. Dostupné z: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wce9ba3235a445.htm>

SHAULIAN, H., et al., 2018. The effect of center of pressure alteration on the ground reaction force during gait: A statistical mode. *Gait & Posture* [on - line]. Vyd. 66. Elsevier, © 2018, s. 107 - 113 [cit. 2019 - 02 - 17]. ISSN 0966 - 6362. Dostupné z: [https://ac-els-cdn-com.ezproxy.is.cuni.cz/S0966636218301632/1-s2.0-S0966636218301632-main.pdf?\\_tid=cb365ece-904a-4849-97f0-df1c154378a2&acdnat=1550411223\\_1fc7cb0ae249fb0988921ca7f815f26d](https://ac-els-cdn-com.ezproxy.is.cuni.cz/S0966636218301632/1-s2.0-S0966636218301632-main.pdf?_tid=cb365ece-904a-4849-97f0-df1c154378a2&acdnat=1550411223_1fc7cb0ae249fb0988921ca7f815f26d)

SINCLAIR, J., ATKINS, S., TAYLOR, P., 2016. The Effects of Barefoot and Shod Running on Limb and Joint Stiffness Characteristics in Recreational Runners. *Journal of Motor Behavior* [on - line]. Vyd. 48. Taylor & Francis Group, č.1, s. 79 - 85 [cit. 2018 - 11 - 02]. ISSN 0022 - 2895. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00222895.2015.1044493>

STACEY, M. et al., 2015. Kinematic and kinetic differences between barefoot and shod walking in children. *Footwear Science* [on - line]. Vyd. 7. Taylor & Francis Online, č. 2, s. 95-105 [cit. 2019 - 03 - 25]. eISSN 1942 - 4299. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/19424280.2015.1014066?instName=Charles+University>

STOLWIJK, N., M., DUYSSENS, J., et al., 2013. Flat Feet, Happy Feet? Comparison of the Dynamic Plantar Pressure Distribution and Static Medial Foot Geometry between Mlawian and Dutch Adults. *PLOSE ONE* [on - line]. Vyd. 8., č 2 [cit. 2018 - 07 - 25]. ISSN 1932 - 6203. Dostupné z: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0057209>

VALOUCHOVÁ, P., 2011. Kineziologické aspekty lidské lokomoce. *Biomechanika chůze. Multimediální podpora výuky klinických a zdravotnických oborů: Portál 2. Lékařské fakulty* [on - line]. Poslední aktualizace 24. 2. 2011 [cit. 2018 - 11 - 22] Dostupné z: <https://mefanet-motol.cuni.cz/clanky.php?aid=1650>

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R., 2003. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Vyd. 10. Praha: Česká lékařská společnost JEP, č. 3, s. 94 - 102. ISSN 1211 - 2658

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R., 2009. *Kineziologie nohy*. Vyd. 1. Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978 - 80 - 2442 - 432 - 3

VÉLE, F., 2006. Akrální oblast dolní končetiny (noha). *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii*. Vyd. 2. Praha: Triton, s. 257, 232. ISBN 80 - 7254 - 837 - 9

WALLANCE, I., J., et al., 2018. Heel impact forces during barefoot versus minimally shod walking among Tarahumara subsistence farmers and urban Americans. *Royal Society Open Science* [on - line]. Vyd. 5. Royal Society, č. 3, s. [cit. 2019 - 03 - 26]. eISSN 2054 - 5703. Dostupné z:

<https://royalsocietypublishing.org/doi/full/10.1098/rsos.180044>

WHITTLE, M., W., 2007. *Gait analysis an introduction*, 4. ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann. ISBN 978 - 075 - 0688 - 833.

WILLEMS, C. et al., 2017. Biomechanical implications of walking with indigenous footwear. *American Journal of Physical Anthropology* [on - line]. Vyd. 162. © Wiley Periodicals, č. 4, s. 782 - 793 [cit. 2019 - 03 - 25]. ISSN 1096 - 8644. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/ajpa.23169>

WINN, Y., [2019]. Minimalist/ Barefoot Running Basics. *Rei.com* [on - line]. Recreational Equipment © 2019 [cit. 2019 - 02 - 20]. Dostupné z: <https://www.rei.com/learn/expert-advice/basics-of-barefoot-minimalist-running.html>

XSENS, [2018]. Gait Analysis. *Xsens* [on - line]. © xsens [cit. 2018 - 11 - 28]. Dostupné z: [https://www.xsens.com/tags/gait-analysis/?gclid=CjwKCAiAlvnfBRA1EiwAVOEgfOLBI\\_uFp5UIhklyTIRkIx2z\\_LymLQlhQ1bQqUxqSxOZqqHyx5uuxhoCbHQQA\\_vD\\_BwE](https://www.xsens.com/tags/gait-analysis/?gclid=CjwKCAiAlvnfBRA1EiwAVOEgfOLBI_uFp5UIhklyTIRkIx2z_LymLQlhQ1bQqUxqSxOZqqHyx5uuxhoCbHQQA_vD_BwE)

XU, Y., HOU, Q., WANG, Ch., et al., 2017a. Full Step Cycle Kinematic and Kinetic Comparison of Barefoot Walking and Traditional Shoe Walking in Healthy Youth: Insights for Barefoot Technology. *Applied Bionics and Biomechanics* [on - line]. London: Hindawi, č. 7, 7 s. [cit. 2018 - 10 - 17]. eISSN 1754 - 2103. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/abb/2017/2638908/>

XU, Y., HOU, Q., et al., 2017b. How Well Can Modern Nonhabitual Barefoot Youth Adapt to Barefoot and Minimalist Barefoot Technology Shoe Walking, in regard to Gait Symmetry. *BioMed Research International* [on - line]. Vyd. 2017. New York: Hindawi ©2017 [cit. 2019 - 02 - 07]. ISSN 2314 - 6141. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2017/4316821/>

YE, M., YANG, Ch., et al., 2017. Gait Phase Classification for In – Home Gait Assessment. In: *IEEE International Conference on Multimedia and Expo* [on - line]. Hong Kong, China: Harbour Grand Kowloon hotel, [cit. 2017-07-14]. eISSN 1945 - 788X. Dostupné z: [https://strathprints.strath.ac.uk/60275/1/Ye\\_etal\\_ICME\\_Gait\\_phase\\_classification\\_for\\_in\\_home\\_gait\\_assessment.pdf](https://strathprints.strath.ac.uk/60275/1/Ye_etal_ICME_Gait_phase_classification_for_in_home_gait_assessment.pdf)



# PŘÍLOHY

## Příloha č. 1

Tabulka č. 12: Anamnestické údaje probandů

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7
Věk	24	25	23	23	23	24	23
Váha	65	60	79	71	57	73	65
Výška	175	164	179	180	170	184	180
Úraz v posledních 6 měsících	ne	ne	ne	ne	ne	ne	ne
Doba nošení bf obuvi (měsíce)	6-12	> 12	> 12	>12	>12	6-12	6-12
Frekvence nošení bf obuv za 1 týden (dny)	7	> 4	7	< 1	> 4	7	> 4
Příležitost nošení bf obuvi	běžné nošení	běžné nošení	běžné nošení	běžné nošení	běžné nošení	běžné nošení	běžné nošení

Tabulka č. 13: Vyšetření rozsahu pohybu na dolních končetinách

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7
<b>KyK</b>							
- VR	35°	40°	45°	35°	40°	45°	40°
- ZR	50°	45°	45°	45°	50°	40°	45°
- FLX	120°	110°	110°	120°	120°	115°	120°
- EXT	10°	15°	10°	10°	15°	15°	10°
- ABD	45°	45°	40°	40°	45°	40°	40°
- ADD	20°	15°	20°	20°	15°	20°	20°
<b>KoK</b>							
- FLX	120°	120°	120°	120°	130°	125°	120°
- EXT	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°



## Příloha č. 2

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
José Martího 31, 162 52 Praha 6 - Veveslavín

### INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce na UK FTVS s názvem Distribuce tlaku na plošce nohy při chůzi v závislosti na typu obuvi prováděné na Katedře anatomie a biomechaniky UK FTVS.

Cílem diplomové práce je porovnat distribuci tlaku při chůzi v barefootovém typu obuvi s běžnou konfekční obuví a s chůzí naboso. Dále porovnat, která skupina se nejvíce přibližuje fyziologické distribuci síly, tak jak je vyučována. Všechny metody, které budou využívány při výzkumné části diplomové práce, jsou neinvazivní. Účastníci, kteří běžně využívají pro chůzi barefootový typ obuvi vyplní dotazník, který má za úkol zmapovat subjektivní hodnocení chůze v barefootovém typu obuvi. Prováděna bude chůze přes měřicí desky piezoelektrické plošiny Kistler. Parametry budou měřeny při chůzi naboso a při chůzi v obuvi (barefootový typ/ běžná konfekční obuv) u obou skupin. Předpokládaná délka měření je 30 – 60 minut na jednoho účastníka. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší, než běžně očekávaná rizika u aktivit v rámci tohoto typu výzkumu. Vaše bezpečnost bude zajištěna přítomností řešitelky Bc. Zuzany Vackové a minimálně další jednou asistující osobou po celou dobu měření. Přínosem této práce je zhodnocení distribuce tlaku při chůzi v různých typech obuvi a ohodnotit tak dnes módní barefootový typ obuvi v porovnání s běžnou konfekční obuví a chůzí naboso. Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena. Získaná data budou zpracována bezpečně uchována v anonymní

podobě a publikována v diplomové práci, v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Během výzkumu nebudou pořizovány žádné fotografie. Případný videozáznam chůze nebude obsahovat Vaš obličej a případné části těla, které by mohly vést k Vaší identifikaci, budou rozmazány. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

S výsledky výzkumu se můžete seznámit prostřednictvím diplomové práce, případně publikovaných článků nebo na e-mailové adrese: [vackovazu@gmail.com](mailto:vackovazu@gmail.com).

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Zuzana Vacková

Podpis:.....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení:

.....

Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum.....

Jméno a příjmení účastníka: .....

Podpis: .....

## Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

**Název projektu:** Distribuce tlaku na plosce nohy při chůzi v závislosti na typu obuvi

**Forma projektu:** Výzkumná práce - diplomová práce

**Období realizace:** listopad 2018 – leden 2019

**Předkladatel:** Bc. Zuzana Vacková, UK FTVS, katedra Fyzioterapie

**Hlavní řešitel:** Bc. Zuzana Vacková, UK FTVS, katedra Fyzioterapie

**Místo výzkumu (pracoviště):** Katedra anatomie a biomechaniky UK FTVS

**Vedoucí práce (v případě studentské práce):** Ing. František Lopot, Ph.D.

**Popis projektu:** Kvantitativní observační studie, kdy bude zkoumána síla působící do podložky při chůzi v závislosti na typu obuvi – porovnávána bude barefootový typ obuvi s běžným typem konfekční obuvi a chůzi naboso. Měření bude prováděno pomocí piezoelektrické silové plošiny Kistler. Cílem práce je porovnat trajektorii tlaků při chůzi v různých typech obuvi a porovnat, která skupina se nejvíce přibližuje fyziologické distribuci síly, tak jak je vyučována. Dále bude probandům dán k vyplnění dotazník, který má za úkol zmapovat subjektivní hodnocení chůze v barefootovém typu obuvi.

**Charakteristika účastníků výzkumu:** Předpokládaný počet účastníků je 10 osob ve věkovém rozmezí 20 – 40 let.

**Zajištění bezpečnosti:** Metody, které budou využity při praktické části diplomové práce, jsou neinvazivního charakteru. Bezpečnost probandů bude zajištěna přítomností řešitele a minimálně jedné další osoby po celou dobu měření. Pro výzkum budou vybráni probandi bez zdravotního omezení, které by mohli omezit bezpečnost provedení měření. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší, než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

**Etické aspekty výzkumu:** Pro výzkum budou vybrány pouze osoby starší 18 let. Získaná data budou zpracována a bezpečně uschována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, popř. v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Během výzkumu nebude pořizována fotodokumentace. Při případném využití video záznamu nebude zabírán obličej probandů a případné části těla, které by mohly vést k identifikaci jedinců budou rozmazány. Neanonymizovaná videa budou po ukončení výzkumu smazána.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

**Text informovaného souhlasu:** přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzují, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 8. 10. 2018

Podpis předkladatele:

*Vacková*

### Vyjádření Etické komise UK FTVS

**Složení komise:** **Předsedkyně:** doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

**Členové:** prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: ..... *200/2018* .....

dne: ..... *10. 10. 2018* .....

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

### Příloha č. 3



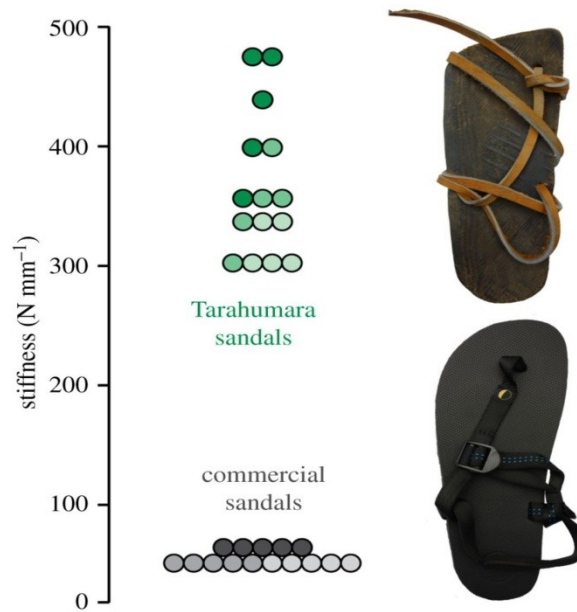
Obrázek č. 24: Typické indické sandále (Willems et al., 2017)

### Příloha č. 4



Obrázek č. 25: Tradiční Tarahumarské sandály (*huaraches*). (a) Tarahumarští muži nosí tyto sandály s podrážkou z automobilových pneumatik a s koženým páskem nataženým mezi prvním a druhým palcem nohy a omotaným kolem hlezna. (b) Tarahumarský muž chodící v tradičních sandálech (Wallance et al, 2018).

## Příloha č. 5



Obrázek č. 26: Rozdíl v podrážce a její tvrdosti mezi tradiční Tarahumarskými sandal z automobilové pneumatiky a komerčními sandal výrobce EVA, které nosí Američané. Zelené a šedé kruhy označují hodnotu pevnosti Tarahumarských a komerčních sandal, resp. ( $n = 3/\text{typ sandálu}$ ). Kruhy se stejným odstínem representují rozdílné vzorky z každého testovaného páru sandal ( $n = 5/\text{typ sandálu}$ ) (Wallance et al, 2018)