

UNIVERZITA KARLOVA
3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Fakultní nemocnice Královské Vinohrady

Klinika rehabilitačního lékařství



Lucie Zindulková

**Porovnání schopnosti tlumení nárazů při chůzi
v barefootové versus konvenční obuvi**

*Comparing the Ability to Cushion Heel Strikes During
Walking in Barefoot versus Common Footwear*

Bakalářská práce

Praha, 2021

Autor práce: Lucie Zindulková

Studijní program: Fyzioterapie

Bakalářský studijní obor: Specializace ve zdravotnictví

Vedoucí práce: Mgr. Magdaléna Marková

Pracoviště vedoucího práce: Klinika rehabilitačního lékařství 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady

Konzultant práce: Prof. Ing. František Zahálka, Ph.D.

Předpokládaný termín obhajoby: září 2021

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci vypracovala samostatně a použila výhradně uvedené citované prameny, literaturu a další odborné zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby má bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací. Potvrzuji, že tištěná i elektronická verze v Studijním informačním systému UK je totožná.

V Praze dne 30.7. 2021

Lucie Zindulková

Poděkování

Ráda bych tímto poděkovala vedoucí mé práce, Mgr. Magdaléně Markové, za ochotu, trpělivost a pomoc s organizací měření výzkumné části.

Dále velice děkuji Laboratoři sportovní motoriky Fakulty tělesné výchovy a sportu, kde mi bylo umožněno provést měření mé studie a byla mi poskytnuta cenná odborná pomoc. Především bych zde chtěla poděkovat paní doktorce Jitce Marenčákové, Ph.D. za velikou pomoc při organizaci a měření výzkumné části.

Neméně velké díky patří i všem zúčastněným probandům, kteří mi byli ochotni věnovat svůj drahocenný čas a podstoupili měření.

V neposlední řadě bych ráda poděkovala Dominiku Matulovi za velikou pomoc a trpělivou ochotu při zpracování statistické analýzy a vyhodnocování dat.

ABSTRAKT

V této bakalářské práci jsme se zaměřili na zkoumání dopadových sil při chůzi v rozdílné obuvi. Doplněny byly i získané základní informace o krokovém cyklu. Cílem této práce bylo přispět k našim poznatkům o relativně novém typu obuvi: tzv barefootech.

Porovnávali jsme dvě skupiny probandů mezi 20 a 40 lety, bez úrazů a akutního onemocnění s rozdílem v nošené obuvi. Kontrolní skupina (dále jen KS) nosila konvenční městskou obuv, barefootová skupina (dále jen BS) nosila barefootovou obuv déle jak 4 roky intenzivně. Měřena byla chůze s a bez vlastní obuvi na 3D běhátku (3D Treadmill s uživatelským softwarem od h/p/cosmos a Aarsalis) s doplněním o změření základních antropometrických parametrů. Statistické zpracování bylo provedeno v programu R a programu MS Excel.

Výsledky neukázaly signifikantní rozdíl mezi skupinami u veličin loading peak force (bosá chůze: $p = 0,37$, obutá chůze: $p = 0,50$) a loading rate (bosá chůze: $p = 0,78$, obutá chůze: $p = 0,44$). Při testování rozdílu mezi bosou a obutou chůzí v rámci jedné skupiny bylo prokázáno následující: Loading peak force bylo naměřeno nižší u chůze v obuvi pouze u KS ($p = 0,007$). U BS nebyl rozdíl prokázán ($p = 0,71$). Naopak u veličiny loading rate byl naměřen rozdíl pouze u BS ($p = 0,05$). U KS nebyl rozdíl prokázán ($p = 0,53$).

U krokového cyklu byly popsány následující veličiny: stride duration (SD), double support duration (DSD), single support duration (SSD), step length (SL) a cadence (C). Stride duration byla nižší při chůzi naboso u BS ($p = 0,03$) i KS ($p = 0,008$). Stejně tak byl nalezen rozdíl mezi skupinami při chůzi naboso ($p = 0,05$), kdy BS měla nižší stride duration než KS, zatímco při chůzi v obuvi nebyl mezi skupinami rozdíl ($p = 0,21$). Double support duration a single support duration jsou veličiny, které se vzájemně doplňují, a proto byly statistické nálezy identické: u BS nebyl nalezen signifikantní rozdíl mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi ($p = 0,16$), kdežto u KS tento rozdíl potvrzen byl ($p = 0,00005$). Mezi skupinami byl rozdíl potvrzen pouze u bosé chůze ($p = 0,01$). Double support duration byla nižší při chůzi naboso a u BS. Single support duration byla naopak u BS a chůze naboso vyšší. Step length byla nižší u chůze naboso u obou skupin (BS: $p = 0,01$, KS: $p = 0,03$). Mezi skupinami byl rozdíl při chůzi naboso – nižší u BS ($p = 0,07$), zatímco u chůze v obuvi nebyl mezi skupinami rozdíl ($p = 0,20$). Poslední veličinou je cadence, která byla prokázána vyšší při chůzi naboso u obou skupin (BS: $p = 0,02$, KS: $p = 0,006$) a při porovnání skupin byla vyšší u BS při chůzi naboso ($p = 0,06$). U chůze v obuvi nebyl rozdíl skupin prokázán ($p = 0,22$).

Nemůžeme z výsledků této studie učinit závěry týkající se tlumení nárazových sil v barefootové obuvi v porovnání s obuví konvenční. Můžeme však prokázat, že se stereotyp chůze v barefootové obuvi liší od chůze v konvenční obuvi, a že má tato obuv vliv na stereotyp chůze dlouhodobě.

ABSTRACT

In this bachelor study, we are focusing on examination of loading forces during walking in different footwear. We have also added acquired information about the stride cycle. The goal of this study was to contribute to the knowledge of a relatively new type of footwear: the barefoot-shoes.

We compared two groups of participants between 20 and 40 years old, all without injury or acute illness, with the difference laying in worn footwear. The control group (further only CG) wore conventional urban footwear, the barefoot group (further only BG) wore barefoot-shoes intensively for at least 4 years. We observed walking with and without footwear on a 3D Treadmill (user software by h/p/cosmos and Arsalis) appended with measurements of basic anthropometric parameters. Statistical analysis was done in programme R and MS Excel.

The results did not show significant differences between the two groups in loading peak force value (barefoot walking: $p = 0,37$, shod walking: $p = 0,50$) and loading rate value (barefoot walking: $p = 0,78$, shod walking: $p = 0,44$). Loading peak force value reading was lower for shod walking only in CG ($p = 0,007$). The difference was not proven in BG ($p = 0,71$). Conversely for loading rate value reading differentiated only in BG ($p = 0,05$). This was not proven in CG ($p = 0,53$).

The stride cycle reading showed a significant divide in the following values: stride duration was lower for barefoot walking in both BG ($p = 0,03$) and CG ($p = 0,008$). Likewise, a difference was found between the groups in barefoot walking ($p = 0,05$), where for BG stride duration value reading was lower than for CG, whereas in shod walking no divide between the groups was observed ($p = 0,21$). Double support duration and single support duration are values which complete one another, therefore their reading is identical: in BG no significant difference was found between barefoot and shod walking ($p = 0,16$), whereas in CG this difference proven was ($p = 0,00005$). Difference between the two groups was proven only for barefoot walking ($p = 0,01$). Double support duration value reading was lower for barefoot walking and in BG. On the contrary, single support duration value reading was for barefoot walking and in BG higher. Step length value reading was lower for barefoot walking in both groups (BG: $p = 0,01$, CG: $p = 0,03$). The groups differentiated in barefoot walking – lower in BG ($p = 0,07$), whereas shod walking was even in both groups ($p = 0,20$). Last is the cadence value reading, which proved higher for barefoot walking in both groups (BG: $p = 0,02$, CG: $p = 0,006$) and upon comparing the groups was higher for barefoot walking in BG ($p = 0,06$). For shod walking no divide between the groups was found ($p = 0,22$).

Given the results of this study, we are unable to form a conclusion regarding the attenuation of impact forces in barefoot-shoes in comparison to conventional footwear; however, we can prove, that the stereotypical walking gait in barefoot-shoes differentiates from the gait in conventional footwear and that this change is long-term.

OBSAH

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 1. | ÚVOD | 12 |
| 2. | TEORETICKÁ ČÁST | 14 |
| 2.1 | <i>Evoluce lidské nohy a historie obouvání</i> | <i>14</i> |
| 2.1.1 | <i>Evoluce lidské nohy</i> | <i>14</i> |
| 2.1.2 | <i>Historie obouvání</i> | <i>15</i> |
| 2.1.3 | <i>Rozdíly mezi barefootovou a minimalistickou obuví</i> | <i>16</i> |
| 2.1.3.1 | <i>Barefoot obuv</i> | <i>16</i> |
| 2.1.3.2 | <i>Minimalistická obuv</i> | <i>17</i> |
| 2.2 | <i>Anatomie nohy</i> | <i>18</i> |
| 2.2.1 | <i>Foot core</i> | <i>18</i> |
| 2.3 | <i>Klenby a aktivní systém nohy</i> | <i>19</i> |
| 2.3.1 | <i>Stavba klenby nohy</i> | <i>19</i> |
| 2.3.2 | <i>Ligamenta</i> | <i>20</i> |
| 2.3.3 | <i>Aktivní systém</i> | <i>20</i> |
| 2.3.3.1 | <i>Globální mobilizátory</i> | <i>20</i> |
| 2.3.3.2 | <i>Lokální stabilizátory</i> | <i>21</i> |
| 2.4 | <i>Senzomotorika a neurální systém nohy</i> | <i>22</i> |
| 2.5 | <i>Kinesiologie chůze a pasivní systém nohy</i> | <i>23</i> |
| 2.5.1 | <i>Pasivní systém nohy</i> | <i>23</i> |
| 2.5.2 | <i>Mechanismus chůze</i> | <i>24</i> |
| 2.5.2.1 | <i>Oporná fáze</i> | <i>25</i> |
| 2.5.2.2 | <i>Střední stojná fáze</i> | <i>25</i> |
| 2.5.2.3 | <i>Fáze odrazu</i> | <i>26</i> |
| 2.5.2.4 | <i>Fáze švihů</i> | <i>26</i> |
| 2.5.2.5 | <i>Práce trupu a horních končetin</i> | <i>26</i> |
| 2.6 | <i>Vliv obutí na chůzi</i> | <i>27</i> |
| 2.6.1 | <i>Hmotnost bot a délka kroků</i> | <i>27</i> |
| 2.6.2 | <i>Postavení nohy při iniciačním kontaktu se zemí</i> | <i>28</i> |
| 2.6.2.1 | <i>Postavení hlezenního kloubu</i> | <i>28</i> |
| 2.6.2.2 | <i>Postavení kolenního kloubu</i> | <i>28</i> |
| 2.6.3 | <i>Práce klenby a prstů</i> | <i>29</i> |
| 2.6.4 | <i>Ground reaction forces</i> | <i>29</i> |
| 2.6.5 | <i>Plantar pressure</i> | <i>30</i> |
| 2.6.6 | <i>Teorie rozkládání dopadových sil</i> | <i>31</i> |
| 2.6.7 | <i>Udržení stability</i> | <i>31</i> |
| 2.7 | <i>Vybraná zranění a poruchy struktury</i> | <i>32</i> |
| 2.7.1 | <i>Pes planus, pes transversoplanus, pes calvus</i> | <i>32</i> |
| 2.7.2 | <i>Hallux valgus</i> | <i>34</i> |
| 2.7.3 | <i>Riziko pádů</i> | <i>34</i> |
| 3. | VÝZKUMNÁ ČÁST | 35 |
| 3.1 | <i>Cíle práce a hypotézy</i> | <i>35</i> |
| 3.1.1 | <i>Témata a cíle práce</i> | <i>35</i> |
| 3.1.2 | <i>Teze a testované hypotézy</i> | <i>36</i> |
| 3.2 | <i>Metodika práce</i> | <i>36</i> |
| 3.2.1 | <i>Výběrová kritéria</i> | <i>36</i> |
| 3.2.2 | <i>Metodický postup a sběr dat</i> | <i>37</i> |
| 3.2.2.1 | <i>Teoretická část</i> | <i>37</i> |
| 3.2.2.2 | <i>Výzkumná část</i> | <i>37</i> |
| 3.2.3 | <i>Analýza dat</i> | <i>38</i> |
| 3.3 | <i>Výsledky</i> | <i>39</i> |
| 3.3.1 | <i>Vysvětlivky pro použité zkratky a barevné značení</i> | <i>39</i> |
| 3.3.2 | <i>Charakteristika zkoumaných souborů</i> | <i>39</i> |
| 3.3.3 | <i>Loading forces</i> | <i>42</i> |
| 3.3.3.1 | <i>Loading peak force</i> | <i>43</i> |
| 3.3.3.1.1 | <i>Porovnání chůze naboso a v obuvi</i> | <i>44</i> |
| 3.3.3.1.2 | <i>Porovnání chůze mezi skupinami</i> | <i>47</i> |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 3.3.3.1.3 | <i>Regresní analýza</i> | 48 |
| 3.3.3.2 | <i>Loading rate</i> | 50 |
| 3.3.3.2.1 | <i>Porovnání chůze naboso a v obuvi</i> | 51 |
| 3.3.3.2.2 | <i>Porovnání chůze mezi skupinami</i> | 54 |
| 3.3.4 | <i>Popis krokového cyklu, vybrané parametry</i> | 55 |
| 3.3.4.1 | <i>Stride duration</i> | 57 |
| 3.3.4.2 | <i>Double support duration</i> | 59 |
| 3.3.4.3 | <i>Single support duration</i> | 60 |
| 3.3.4.4 | <i>Step length</i> | 62 |
| 3.3.4.5 | <i>Cadence</i> | 63 |
| 3.3.5 | <i>Shrnutí výsledků</i> | 65 |
| 4. | DISKUZE | 68 |
| 5.1 | <i>Krokový cyklus</i> | 68 |
| 5.2 | <i>Loading forces</i> | 71 |
| 5. | ZÁVĚR | 73 |
| | SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY | 74 |
| | SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ | 79 |
| | SEZNAM PŘÍLOH | 80 |
| | PŘÍLOHY | 81 |

SEZNAM ZKRATEK

avg = průměr

BMI = body mass index = index tělesné hmotnosti

boso = zkrácené označení pro měření chůze naboso

boty = zkrácené označení pro měření chůze v obuvi

BS = BG = skupina probandů nosící barefootovou obuv (barefoot group)

C = cadence = kadence kroků

CNS = centrální nervová soustava

DSD = double support duration = trvání fáze dvojí opory

FC = teorie foot core

GRF = ground reaction forces

KS = CG = kontrolní skupina (control group) neboli skupina probandů nosící konvenční městskou obuv

LPF = loading peak force = velikost nárazových sil

LR = loading rate = rychlost dosažení maxima nárazových sil

max = maximální hodnota

min = minimální hodnota

n = počet jedinců

SD = stride duration = délka trvání jednoho krokového cyklu

sd = směrodatná odchylka

SL = step length = délka jednoho kroku

SSD = single support duration = trvání fáze jedné opory

1. ÚVOD

Že v posledních letech stoupá zájem o alternativní způsoby obouvání asi nikoho nepřekvapí. S postupující urbanizací, modernizací a technologickým vývojem klesají nároky na počty pracovních míst v agrikultuře a pracovní příležitosti se přesouvají do oblastí služeb ve městech. Tím se však ztrácí i náš kontakt s přírodou, což vede k hledání nových cest zpět. *Návrat ke kořenům, přirozený způsob, přírodní alternativa* – to všechno jsou hesla, která se stala populárním módním trendem. Proto je nabídka alternativního obouvání v podobě barefootových bot, které umožňují přirozenou chůzi a vrací nás zpět do dob, kdy jsme chodili bosy, velkým lákadlem. Jelikož je to však stále relativně nový trend, který si získal pozornost veřejnosti až v posledních letech, je stále málo prozkoumaný a v odborné veřejnosti se rozcházejí názory na vhodnost tohoto typu obuvi.

Většina odborníků se shodne na tom, že barefootová obuv umožňuje svým tvarem noze lépe fungovat, jelikož ji nijak neutlačuje ani neovlivňuje, a nechává jí tak prostor pro vlastní práci. Kontroverzní je však vhodnost tenké podrážky, kterou se barefootová obuv vyznačuje. Zastánci tohoto typu obouvání tvrdí, že díky tenké podrážce je podpořena senzomotorická aktivita nohy, která je nenahraditelná při řízení chůze a bez níž nelze chodit přirozeně správně. Odpůrci barefootových bot toto tvrzení nevyvrací, avšak poukazují na nedostatečné tlumení nárazů. Při absenci tlumících hmot podrážky jsou veškeré nárazové síly přenášeny do chodidla a dále do celé dolní končetiny, kterou pak poškozují. Přestože někteří odborníci uznávají, že dříve jsme mohli být schopni tyto nárazy utlumit díky měkčímu povrchu, po kterém jsme chodili, dnes – v době zpevněných cest – jsou nárazy příliš veliké a je třeba si dopomoci při tlumení podrážkou. S tím však zase nesouhlasí zastánci této obuvi. Podle nich je možné nárazy dostatečně utlumit pouze díky fyziologické funkci nohy i na tvrdém podkladu.

Kdo má z těchto dvou skupin pravdu budeme hledat asi ještě dlouho, jelikož dokázat jeden nebo druhý názor není jednoduché a nestačí k tomu jedna studie. Je to však velmi zajímavé téma, které má uplatnění v běžném životě téměř každého z nás, protože chůze je a vždy bude důležitou součástí našeho života. Nejde zde však pouze o chůzi. Pokud by se nám povedlo prokázat (a nebo zamítnout) teorii, že jsme schopni si přirozeně najít nejlepší a nejzdravější způsob chůze, nebude-li nám v tom nic bránit, mohlo by to znamenat, že si dokážeme najít nejzdravější způsob čehokoli, co děláme, budeme-li k tomu mít vhodné podmínky?

To je však myšlenka pouze pro zamyšlení, jelikož tak daleko se v této práci nedostaneme. Ráda bych se zde věnovala především tlumení dopadových sil při chůzi, jelikož je to nejvíce kontroverzní aspekt barefootové obuvi, jak je zmíněno výše. V malé pilotní studii této práce

jsme porovnávali chůzi v barefootové a konvenční městské obuvi. Cílem této studie není odpovědět na otázku, zda jsou barefootové boty zdravé, jelikož je to příliš složitá a komplexní problematika. Cílem je spíše rozšířit naše poznání, a především inspirovat větší výzkumné studie k provedení rozsáhlejších šetření.

2. TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Evoluce lidské nohy a historie obouvání

2.1.1 Evoluce lidské nohy

Struktura naší nohy je unikátní pro lidský druh a je jedním ze znaků, jenž nás odlišuje od ostatních živých organismů. Nemáme nohu krytou kopyty, rohovinou či polštářky, které by zajistily ochranu před vnějším prostředím. Povrch nohy je krytý pouze kůží, která si zachovala senzorické receptory a potní žlázy; na úkor ochrany disponuje noha zručností a citlivostí.

Přestože se opičí noha podobá té lidské, nedisponuje stejnou strukturou ani funkcí. Prvním evolučním zlomem pro vývoj nohy byla zvýšená potřeba terestrické bipedální chůze. Pro efektivitu takového pohybu musí noha při opoře a odrazu fungovat jako pákový systém. Aby toho byla noha schopná, musela projít strukturální změnou: palec se zvětšil a je trvale v addukci, laterální prsty se zkrátily, řada tarsálních kůstek se stala více kompaktní a nezalamuje se při odrazu. (2) Tímto se naše noha začala odlišovat od opičí (nebo, lépe řečeno, od našeho společného předka): přestože opice disponují schopností chůze, upřednostnili před ní schopnost šplhu a lezení, pro které je výhodnější jiná struktura nejen nohy, ale i celé stavby těla.

Dalším evolučním podnětem byla nutnost vytrvalostního běhu. Klíčovou roli zde hraje klenba nohy, která je schopna tlumit nárazy, fungovat jako pružina při ukládání a uvolňování elastické energie a chránit prsty před zvýšenými extenzními silami. Bipedální běh po nerovném povrchu je velmi náročný na stabilitu, proto potřebujeme nohu dostatečně mobilní a aktivně kontrolovatelnou. Na rozdíl od zvířat proto naše noha disponuje malými vnitřními svaly, a ne pouze elastickými pasivně pracujícími strukturami. (2) Navíc je vytrvalostnímu běhu uzpůsobená i díky krátkému ramenu síly Achillovy šlachy (*tuber ossis calcanei*, na který se upíná, je poměrně krátký) a krátkým prstům. (14)

Bipedální lokomoce se s postupem času stala naším nejčastěji využívaným způsobem pohybu a formováním našeho těla i nohy do jejich současné podoby se stala klíčem k přežití. Bez chůze a běhu by nebylo naší nohy takové, jakou ji známe dnes, a bez unikátní schopnosti nohy by nebylo chůze a běhu. Vliv lokomoce se samozřejmě neomezuje pouze na nohu, ale je zásadní pro stavbu a funkci lidského těla; a to i dnes, kdy pohyb přestává být hlavní náplní denního času. Strukturální či funkční změna nohy proto stojí na počátku mnoha funkčních problémů, které dnes trápí civilizaci.

2.1.2 Historie obouvání

Nejstarší nalezená obuv je stará pět a půl tisíce let a dle archeologických nálezů existovala pokrývka nohy již v době kamenné (21). Takto staré nálezy poukazují na to, že jsme vždy hledali způsob, jak ochránit naši citlivou nohu před vnějším prostředím. Pokrývka nohy však nebyla jen prostředkem k přežití a pro zvýšení komfortu, ale později se stala i znakem bohatství a sociálního statutu a nese socio-kulturní význam.

Přestože se 5 500 let zdá jako velmi dlouhá doba, je to jen zlomek v porovnání s evoluční historií člověka, když se homo sapiens objevil již před 200 000 lety (21). Během evoluce našeho druhu (včetně evoluce naší nohy) jsme chodili bosí. Během evoluce moderního člověka a naší civilizace jsme chodili převážně bosí či jsme nosili minimální pokrývku nohou (jako sandály, či mokasíny). Vysoké podrážky byly sice nalezeny již u starých Řeků či Egypťanů v dobách před Kristem, byla to však záležitost vyšších tříd či kulturních příležitostí. Boty se zvýšenou podrážkou jsou datovány do šestnáctého století (21). S urychlujícím se rozvojem technologie a vyspělostí civilizace začaly vznikat různé typy obuvi. Postupně se ztrácel jejich původní účel v zajišťování pohodlí a ochrany a upřednostnila se jejich funkce jako sociálního symbolu a estetického doplňku. Nebylo a není výjimkou, že mnohé typy obuvi proto naopak způsobují diskomfort, znesnadňují chůzi či jejich dlouhodobé nošení vede k trvalým strukturálním změnám: jako je například v populaci hodně rozšířený a mnohými diskutovaný hallux valgus, u něhož se jako jedna z příčin uvádí nošení boty se zúženou špičkou. (17, 21).

S přesunem pracovních míst z oblastí s manuální činností či tělesnou prací do oblastí služeb se zároveň relativně zvýšila potřeba cíleně sportovat i mimo náplň pracovních či běžných denních činností. Zároveň se sport více zkomercializoval a nabídl nové pole pro vývoj a výrobu nových sofistikovaných (a drahých) pomůcek. To vedlo k výrobě první boty s gumovou podrážkou v druhé polovině devatenáctého století. V sedmdesátých letech minulého století pak vznikla moderní sportovní obuv se zvýšenou a změkčenou patou (19, 16). A popularita tohoto typu obuvi stále vzrůstá. Historie změkčené obuvi je velmi krátká, měkčená podrážka nebyla vždy samozřejmostí, naopak jsme se většinu historie obešli bez ní.

Přestože je dnes stále vzhled hlavním kritériem pro výběr bot (a možná důležitějším než kdy dřív), je zároveň móda více uvolněná, a tak je možné se současnou nabídkou obuvi vybrat estetický i pohodlný pár. Není proto s podivem, že se začínají vyrábět takové páry bot, které by byly přizpůsobené fyziologii lidské nohy, aniž by se výrobci museli bát striktních socio-kulturních požadavků. Jak by však měla taková „zdravá bota“ vypadat je již předmětem sporů a výzkumných studií.

Poslední dobou je široce diskutovaný trend tak zvaných barefootů (z anglického slova barefoot = bosý). V Česku nejznámější distributor barefoot obuvi, Vivo barefoot, byl založen v roce 2012 (22). Přestože vždy byli ve společnosti lidé, kteří chodili na boso nebo v minimalistické obuvi, až v posledních letech prudce stoupl zájem o tento typ obuvi. Jistě je to do určité míry jen další „módní trend“, ale je to minimálně trend, který zpochybnil zavedený pohled na zdravé obouvání a nabídl alternativu. Dosud velká část společnosti považovala za zdravou obuv pevné boty s tlustou podrážkou a tvarovanou zdravotnickou vložkou: pevná bota, která udrží nohu a zajistí stabilitu, podrážka, která absorbuje a nárazy a zajistí protiskluznost, zdravotnická vložka na podporu klenby nohy. S nárůstem prodeje sportovní měkčené obuvi se dokonce objevila laická teze, že čím měkčí podrážka, tím lepší. Tomu je trend barefootové obuvi úplným opakem a podle mnohých je to opačný extrém.

A přestože bylo již provedeno mnoho studií na toto téma, stále ještě nemáme dostatek informací, abychom mohli s určitostí rozhodnout, jaký typ obuvi je nejlepší.

2.1.3 Rozdíly mezi barefootovou a minimalistickou obuví

Prvním úskalím při zkoumání barefootové obuvi je nestálost její definice. V některých studiích a vědeckých článcích jsou termíny minimalistické a barefootové obuvi zaměňovány, v některých jsou rozlišovány, některé studie používají pouze jeden termín a o druhém se nezmiňují. Mnohé studie mají vlastní definici, některé žádnou definici neuvádí. Je proto těžké výsledky některých studií porovnat.

Pro naše účely tedy stanovíme vlastní definici, která bude brát v potaz všechny aspekty ideální barefootové obuvi. S ohledem na české prostředí přihlédneme i k definicím uváděných Vivo barefoot, jakožto nejznámějším distributorovi u nás (23). Hlavními parametry, na které se zaměříme, jsou:

- prostor pro prsty a přednoží
- tloušťka a flexibilita podrážky
- mechanická podpora nohy
- hmotnost boty

2.1.3.1 Barefoot obuv

Barefootová bota je navržena tak, aby pokud možno nebránila fyziologické funkci nohy, a naopak umožňovala maximální stimulaci z vnitřního i vnějšího prostředí. Design boty proto kopíruje přirozený tvar chodidla, díky čemuž nohu nikde neutlačuje. Zásadním rozdílem oproti

běžné městské obuvi je především tvar špičky boty: ta je rozšířená a tvarovaná tak, aby umožnila prstům se rozprostřít a nebránila tak jejich správné funkci.

Dalším důležitým kritériem jsou vlastnosti podrážky. Podrážka barefoot obuvi musí být tenká – mezi 3 až 6 milimetry (23), a snadno ohebná do všech směrů. Zároveň musí být rovná a v celé délce stejně tlustá – není tedy vyvýšena špička ani pata, jak tomu bývá u mnohé konvenční či sportovní obuvi.

Někdy opomíjeným kritériem barefootové obuvi (ale neméně důležitým) je absence podpurných struktur. Barefoot obuv nezasahuje do nastavení kloubů a neobsahuje žádné mechanické podpory pro nohu, jako je například podpora podélné či příčné klenby nohy, či vedení Achillovy šlachy.

V poslední řadě je důležitá hmotnost bot. Ve většině definicích barefootové obuvi, které jsem našla, bylo uvedeno, že bota musí být lehká. Hmotnost boty je totiž důležitá při mechanice chůze a nadměrná tíha bot se projeví změnou chůzového stereotypu (viz níže). Zde však narážíme na problém s definicí, jelikož přesná kritéria hmotnosti nejsou nikde stanovaná. Budeme se tedy muset spokojit s nepřesným konstatováním, že jsou boty *lehké* a s tím, co vyplývá z předchozích bodů definice: absence tlusté podrážky a podpurných struktur totiž povedou i ke snížení hmotnosti obuvi.

2.1.3.2 Minimalistická obuv

Přestože v této studii neporovnáváme barefootovou a minimalistickou obuv, bude dobré pro celistvost uvést jejich odlišnosti. I zde však můžeme narazit na další problém, jelikož definice minimalistické obuvi je ještě více nekonstantní než definice barefootové obuvi. V českém prostředí je na minimalistické boty nahlíženo spíše jako na přechod mezi konvenční a barefootovou obuví; laicky jsou minimalistické boty ty, které splňují alespoň nějakou část z bodů uvedených u definice barefootových bot. Přihlédneme-li zase k definicím uváděným Vivo barefoot, dostaneme následující kritéria:

Minimalistické boty mají silnější podrážku (o 4-7 milimetrů), která tedy více tlumí nárazy a snižuje senzomotorickou funkci nohy. Zároveň podrážka nemusí být po celé délce stejně tlustá a můžeme zde najít tzv. *foot drop*, kdy je pata vyvýšena oproti špičce. (23)

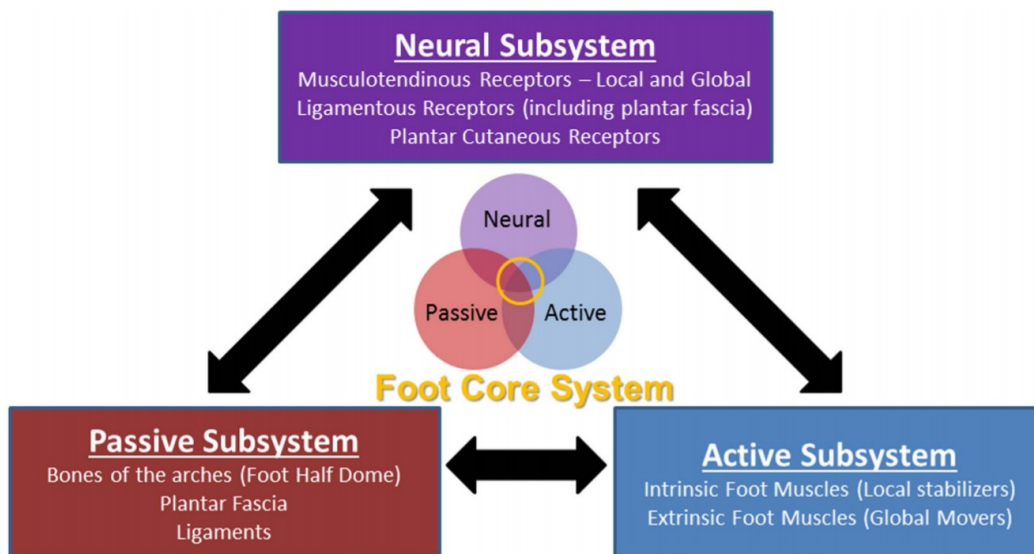
Snad ale největším rozdílem je prostor pro prsty, který u minimalistické obuvi není rozšířený a neodpovídá tak funkční struktuře nohy. Za mě osobně je toto největší rozdíl a možná nejdůležitější aspekt barefoot obuvi, k důvodu k tomuto tvrzení se však dostanu v dalších kapitolách.

2.2 Anatomie nohy

Noha je komplexní struktura, která hraje klíčovou roli při statické opoře i dynamických aktivitách. Skládá se z 26 kostí, 33 skloubení, z nichž každé má 6 stupňů volnosti, z 20 vlastních svalů, z 10 svalů, které se na ní upínají, z bezpočtu ligament, četných senzoricých receptorů a husté neurální i cévní sítě (1, 5). Díky své struktuře má mnoho funkcí: tvoří oporu při stožení, podílí se na opoře v sedě či v dalších pozicích, zajišťuje stabilitu při dopadu a pevnou oporu při odrazu, aktivně se zapojuje při střední fázi kroku, tlumí nárazy, dokáže ukládat a uvolňovat energii, je schopná se přizpůsobit nerovnoměrnému terénu (2).

2.2.1 Foot core

Teorie *core stability*, stability jádra těla, popisuje princip zajištění stability, opory a pohybu trupu. McKeon, Hertel, Davis (2015) ve své studii předložili teorii *foot core* (dále jen FC), v níž rozšířili teorii *core stability* i na klenbu nohy. Princip fungování nohy a trupu je tedy analogický. Základem teorie *core stability* je propojenost fungování tří systémů: pasivního, aktivního a neurálního (viz obr.1) (2).



Obrázek 1: Foot core system. Zdroj: (2)

Pasivní systém je tvořen kostmi, klouby a vazy. Zajišťuje oporu a vyváženost mezi stabilitou a pohybem. Do aktivního systému zařazujeme svaly a šlachy, které můžeme dále rozdělit na lokální stabilizátory a globální mobilizátory. Lokální stabilizátory již podle svého názvu zajišťují intersegmentální dynamickou stabilitu a nastavují pasivní systém tak, aby na něm mohly optimálně fungovat globální mobilizátory zajišťující hrubé pohyby. Neurální systém obsahující všechny senzoricé receptory kloubů, ligament, svalů i šlach má za úkol

monitorovat pohyby a síly působící na dané segmenty a tyto informace pak posílat do centrální nervové soustavy (CNS). Jakmile se v CNS překročí práh dráždivosti, vysílá eferentní signál zpět do aktivního systému, aby s pohyb a síly upravily. K tomu využívá dvě strategie: kontrolní k obnově koordinace svalových skupin a kapacitní pro zajištění adekvátní síly a vytrvalosti (2).

Všechny tyto systémy jsou úzce propojené a všechny mají vliv na všechny funkce nohy. Přesto bych si v této práci dovolila je oddělit a popisovat je v souvislosti s jednotlivými funkcemi nohy.

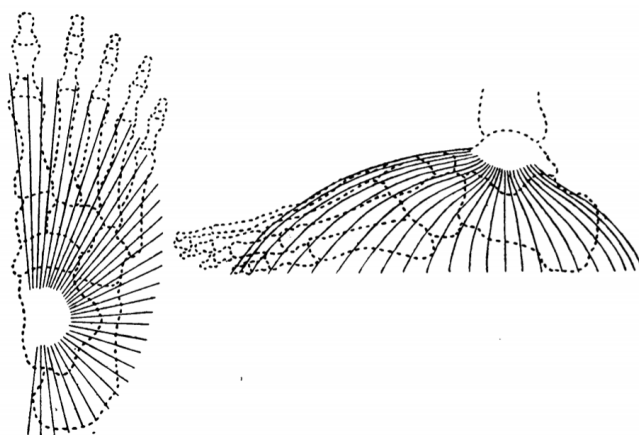
2.3 Klenby a aktivní systém nohy

2.3.1 Stavba klenby nohy

Na noze jsou tradičně rozlišovány čtyři klenby: mediální a laterální podélná klenba a anteriorní a posteriorní klenba příčná (2). Toto rozdělení je však poněkud zavádějící, jelikož podporuje separátní nahlížení na klenby jako na samostatné jednotky a nedokáže postihnout všechny její aspekty a funkce. Vhodnější je proto vnímat nohu jako celistvou strukturu, která tvoří kupoli sestavenou z mnoha polovičních kleneb (4).

Pokud je kost zatěžována v určitém směru, začne se přestavovat tak, aby průběh trámečků spongiosy odpovídal silokřivkám dané zátěže. Tím bude schopna efektivně odolávat vnějším silám a zároveň bude spotřebovávat co nejméně materiálu kostní tkáně (5). Díky těmto kostním trajektoriím můžeme objektivně určit reálné zatížení nohy a směr, kterým je přenášena váha. Na obr.2 vidíme model polovičních kleneb vytvořený dle kostních trajektorií. Chceme-li popsat celý proces nesení a rozkládání váhy a zátěže, nevystačíme si pouze s podélnou a příčnou klenbou, jelikož mimo ně existují i různé šikmé klenby. Aby měly stanovené klenby význam, musí mít jejich struktura oporu v kostních trajektoriích (4).

Kupolovitá stavba nohy je formovaná jak pasivně kostěnými strukturami a pomocí vnitřních ligament a plantární aponeurózy, tak aktivně pomocí vnitřních i vnějších svalů (2). Jelikož je klenba udržována i pomocí svalů, není to jen pasivní struktura. V závislosti na svalech, které ji ovlivňují, se může zhroutit (při jejich oslabení), nebo se naopak může zvýšit (při jejich posílení), nebo může být jinak ovlivňována jejich aktivitou.



Obrázek 2: Kupolovitá stavba nohy. Zdroj: (4)

2.3.2 Ligamenta

Ligament zpevňujících skloubení nohy je mnoho. Většina se napíná mezi dvěma sousedními kostmi a tím je stabilizuje. Podle foot core stability vybraly autoři McKeon, Hertel, Davis (2015) nejdůležitější ligamenta pro stavbu klenby a funkci nohy (2). Těmi jsou: ligamentum metatarsale transversum profundum, ligamenta metatarsalia plantaria, ligamentum cuneonavicularis plantare, ligamentum cuboideonavicularis plantare, ligamentum calcaneonavicularis plantare, ligamentum plantare longum, ligamentum plantare breve. (2) K tomu se přidává plantární aponeuróza, která je popisována jako nejdůležitější pasivní stabilizátor klenby. (13)

2.3.3 Aktivní systém

Aktivní systém je tvořen svaly a šlachami, které dělíme na lokální stabilizátory a globální mobilizátory. (2)

2.3.3.1 Globální mobilizátory

Globální mobilizátory (*primary movers*) jsou vnější svaly s velkým průřezem, které začínají na dolní končetině, obcházejí kotník a upínají se na noze. Díky velkým ramenům síly jsou schopny velkých hrubých pohybů a disponují schopností vytvářet hnací síly i síly absorbovat. Mimoto přispívají k udržování klenby nohy tím, že ovlivňují napětí pasivních struktur. Například musculus tibialis anterior a musculus fibularis longus spolu vytvářejí šlašitý třmen upínající se na os cuneiforme mediale, který zvedá střed chodidla vzhůru (5). Nebo dále triceps surae přecházející v Achillovu šlachu přes úpon na calcaneus moduluje napětí plantární aponeurózy, což je zásadní pro chování nohy, zejména jejím přechodem mezi uvolněním a zpevněním během chůze (2).

Celkově se jedná o tyto svaly: musculus tibialis anterior, musculus extensor digitorum longus, musculus extensor hallucis longus, musculus fibularis longus et brevis, musculus triceps surae, musculus plantaris, musculus tibialis posterior, musculus flexor digitorum longus, musculus flexor hallucis longus (5).

2.3.3.2 Lokální stabilizátory

Lokální stabilizátory jsou vnitřní svaly s malým průřezem a krátkými rameny síly, které začínají a upínají se na noze. Kvůli krátkým ramenům síly nevytvářejí velké rotační síly v kloubech, na které se napojují, ale spíše zvyšují intersegmentální stabilitu a zajišťují stabilní oporu pro primární mobilizátory. Najdeme je jak na dorzální, tak na planární straně nohy. Přestože jsou pro správnou funkci důležité obě skupiny, současný výzkum i klinika se více zabývají plantárními svaly kvůli jejich přímé souvislosti s klenbou nohy.

Pro vnitřní svaly je společných několik charakteristik: (2)

1. Podporují kopulovitou stavbu nohy. (2)
2. Jejich aktivita je závislá na pohybu a zátěži. Aktivita se zvyšuje se stoupající obtížností udržet posturální stabilitu, vyšší náročností pohybu či vyšší zátěží nohy dané dynamikou pohybu nebo nesením větší váhy. To pozorujeme například při stožení na jedné noze, kdy noha musí unést váhu celého těla a zároveň udržet balanc (7), nebo při běhu (8).
3. Fungují jako synergisté. Přestože jsou vnitřní svaly tvořené příčně pruhovanou svalovinou, a jsou tedy ovládatelné vůlí, většinou jejich aktivaci ani nevnímáme. Mezi jejich nejdůležitější roli patří kontrola klenby nohy, tedy posturální kontrola. Jelikož vyladují jemné nastavení pasivních struktur klenby při udržování stability, přenosu váhy i komplexních dynamických pohybech, musí být jejich zapojování vzájemně vyladěné a vysoce koordinované (7).

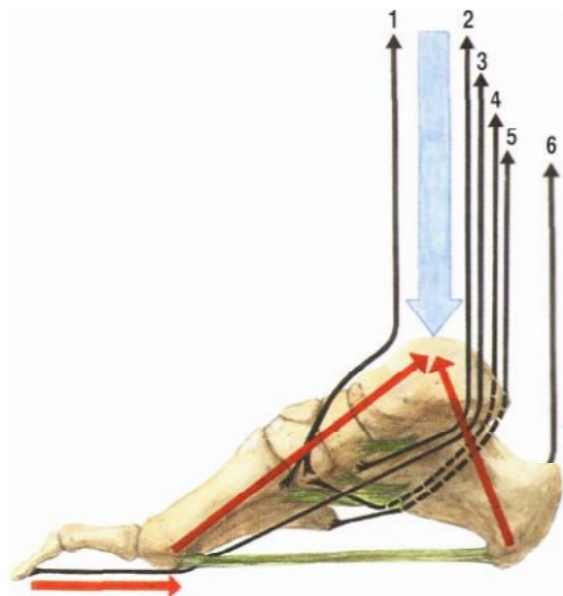
Vnitřní svaly nohy jsou rozděleny více způsoby dle různých autorů. V zásadě se setkáme se dvěma typy rozdělení: funkčního rozdělení podle segmentů, se kterými svaly pohybují (Čihák 5, Memorix 9), nebo anatomického rozdělení dle umístění a hloubky, ve které se svaly nachází (Netter 10, 2).

Základní společné rozdělení je na dorzální a plantární skupinu.

Dorzální skupinu tvoří následující svaly: musculus extensor digitorum brevis, musculus extensor hallucis brevis (5, 9). Podle jejich umístění sem můžeme řadit i muscoli interossei dorsales (2), které jsou jindy řazeny samostatně.

Skupina planty je více početná, a rozděluje se proto do více skupin. Pokud svaly rozdělíme podle hloubky jejich umístění, získáme čtyři vrstvy (2, 10). První vrstva je tvořena svaly: musculus abductor hallucis, musculus flexor digitorum brevis, musculus abductor digiti minimi. Druhá vrstva: musculus quadratus plantae, musculi lumbricales. Třetí vrstva: musculus flexor digiti minimi, musculus adductor hallucis – caput obliquum et transversum, musculus flexor hallucis brevis. Čtvrtá vrstva: musculi interossei plantares.

Můžeme je také rozdělit funkčně na svaly palce (musculus abductor hallucis, musculus adductor hallucis – caput obliquum et transversum, musculus flexor hallucis brevis), svaly malíku (musculus abductor digiti minimi, musculus flexor digiti minimi brevis), svaly střední skupiny (musculus flexor digitorum brevis, musculus quadratus plantae, dle Čihákoví Anatomie I i musculi lumbicales, které jsou v Memorixu řazeny do samostatné skupiny) a musculi interossei. (5, 9)



Obr. 333. MECHANISMY UDRŽUJÍCÍ KLENBU NOHY

modře - působící zatížení nohy

červeně - výslednice tahů svalů bérce

zeleně - ligamenta nohy pomáhající udržovat klenbu

černě - směry tahů svalů

1 musculus tibialis anterior

2 musculus tibialis posterior

3 musculus flexor hallucis longus a m. flexor digitorum longus

4 musculus fibularis longus

5 musculus fibularis brevis

Obrázek 3 s popisem: Svalové tahy udržující klenbu nohy.

Zdroj: (5), doplněný o 6. šipku pro musculus triceps surae

2.4 Senzomotorika a neurální systém nohy

Noha je náš hlavní kontakt s okolním prostředím. Vedle zraku a sluchu (omezeně i čichu, mechano a termoreceptorů) je hlavním senzoryckým vstupem, který nás informuje o okolí, a to především při lokomoci. V ruce máme více hmatných tělísek a sami více vnímáme hmatnou funkci rukou než nohou. To je však způsobeno tím, že jsou senzorycké vstupy rukou více zvědomovány, jelikož ruce většinou využíváme pro volní činnost. Naopak pomocí nohou málokdy něco uchopujeme či je používáme jiným způsobem, než pro oporu a pohyb. Senzomotorika nohou je proto více podvědomá.

Neurální systém je tvořen senzoryckými receptory svalů, šlach, kloubních pouzder, ligament, plantární fascie a kůže. Je nezbytný pro udržení stability a chůzi. Funguje podobně jako neurální systém core páteře; signál je vysílán do mozku a informuje o nastavení jednotlivých segmentů a monitoruje pohyby a sílu svalů; jakmile je překročen práh, vysílá centrální nervová soustava eferentní signál do příslušných svalů, aby vyladily pohyb a sílu. Propriocepce vnitřních svalů poskytuje okamžitou senzoryckou informaci (stretch response) ohledně změn v klenbě. Na rozdíl od senzoryckých informací z pasivního systému, může být svalová propriocepce modulována tréninkem k pozměnění její senzitivity k deformacím klenby. Je možné, že pro udržování klenby je více důležitá senzorycká než motorická funkce vnitřních svalů. Při únavě svalů se snižuje jejich propriocepce, a tato únava vedla k poklesu os navicularis a ke snížení vnímání pozice kloubů i v ostatních oblastech dolní končetiny. (2)

2.5 Kinesiologie chůze a pasivní systém nohy

Pro porozumění odlišností mezi chůzí v barefootové a konvenční obuvi je potřeba nejprve porozumět mechanismům chůze jako takové. Chůze je individuálním projevem každého člověka. Je ovlivněna mnoha tělesnými (patoanomie, hmotnost, výška, somatotyp...), psychickými (nálada, únava...) i vnějšími (povrch, prostředí, osvětlení...) faktory, a není proto nikdy zcela identická. Byly však popsány obecně platné základní mechanismy chůze (11).

2.5.1 Pasivní systém nohy

Noha obsahuje 26 kostí (7 tarsálních kostí, 5 metatarsálních kostí, 14 prstních článků) a 33 skloubení (9 interphalangeálních kloubů, 5 metatarsophalangeálních kloubů, Lisfrankovo a Chopartovo skloubení, dolní a horní klouby zánártní).

Os talus má kulovitý tvar a funguje jako kladkovité spojení nohy a dolní končetiny. Trochlea tali vstupuje jako hlavice do jamky tvořené tibií a fibulou a vytvářejí articulation talocruralis (horní kloub zánártní) pohyblivé pouze v sagitální rovině. Jelikož je trochlea tali vpředu širší, při dorzální flexi kotníku roztlačuje oba kotníky od sebe; tímto zaklíněním melleolů o talus dojde k pevnému uzamknutí kloubu. Spodní kloubní plochy talu vytvářejí dolní kloub zánártní tvořený samostatným zadním spojením talu a calcanea (articulation subtalaris) a předním spojením talu, calcanea a os navicularis (articulation talocalcaneonavicularis). Funkční kloubní linie mezi talem a os navicularis (articulation talonavicularis) a calcaneem a os cuboideum (articulation calcaneocuboidea) se nazývá Chopartův kloub, neboli articulation tarsi transversa. Jelikož je talus s calcaneem spojen na dvou místech, vytváří se pouze jedna možná osa pohybu jdoucí z dolního laterálního okraje paty nahoru, dopředu a mediálně nad os

navicularis, podle které se hýbe celá noha. Jediné možné pohyby jsou tedy do inverze (plantární flexe, addukce a supinace) a everze (dorzální flexe, abdukce a pronace). Chopartův kloub, stejně jako následující *articulatio cuneonavicularis* a Lisfrankův kloub (tvořený z *articulationes tarsometatarsales* a *articulationes intermetatarsales*), jsou málo pohyblivé klouby, doplňující pohyby v subtalárním kloubu a zapojující se do pérovacích pohybů nohy. Lisfrankův kloub navíc paprskovitě roztahuje metatarsy a umožňuje lepší uchopení podložky. IV. a V. metatars jsou o něco pohyblivější, díky čemuž se lépe přizpůsobuje podložce laterální okraj chodidla. Metatarsophalangeální a interphalangeální klouby jsou podobné kloubům na ruce, pouze rozsah pohybů je snížen.

2.5.2 *Mechanismus chůze*

Krokový cyklus má švihovou a opornou fázi. Oporná fáze začíná iniciálním kontaktem nohy se zemí (*initial contact, heel strike*), přechází v období postupného zatěžování (*loading response*) až do úplného kontaktu celé plošky (*foot flat*), kdy končí fáze došlapu. Navazuje střední stojná fáze (*midstance*), kdy se těžiště posouvá dopředu okolo osy hlezna, která končí zvedáním paty ze země (*heel rise*). Aktivní fáze odrazu končí iniciálním kontaktem druhé nohy se zemí, pasivní fáze odrazu končí odpoutáním špičky (*toe off, roll off*) (12).

Fáze švihová se dělí na iniciální švih (*initial swing*), který při míjení druhé nohy přechází ve střední švih (*midswing*) a po překonání vertikální polohy tibie ve švih terminální (*terminal swing*) (12).

Anatomie dolní končetiny musí zajišťovat dostatečnou mobilitu pro pohyb a tlumení nárazů a zároveň dostatečnou pevnost pro oporu i odraz. Tyto dva protichůdné principy musí být přesně vyvážené a zároveň pracovat s co největší efektivitou a energetickou úsporností. To je zajištěno pomocí otevírání a uzamykání kostních zámků, pákového mechanismu, klenby nohy, koncentrické i excentrické svalové práce, tlumící schopnosti měkkých tkání a využití kinetické energie.

Přestože se na tom neshodují všechny provedené studie, považují se některé děje za propojené. Tak spolu souvisí flexe kolene, vnitřní rotace bérce, pronace subtalárního kloubu a relativní supinace Chopartova skloubení. Stejně tak spolu koreluje extenze kolene, zevní rotace bérce, supinace subtalárního kloubu a k němu relativní pronace Chopartova kloubu.

Při flektování kolene z plné extenze dochází nejprve k rotaci kondylů, která je teprve následována smykovým posunem. Jelikož jsou kondyly femuru asymetrické, posouvá se laterální kondyl více dozadu a pohyb je tedy spojen s vnitřní rotací bérce (11).

Skloubení talu s vidlicí bérce je relativně pevné a dovoluje pouze pohyby do plantární a dorzální flexe. Rotace bérce se proto přenáší na talus a projeví se supinací či pronací v subtalárním kloubu.

Talus kloubně navazuje na os navicularis, která dále navazuje na ossis cuneiforme a I. až III. metatars. Calcaneus naopak navazuje na os cuboideum a dále na IV. a V. metatars. Tyto dva sloupce se proti sobě pohybují podle vzájemných pohybů talu a calcanea (proto se mezi III. a IV. metatarskem nachází burza, která toto tření snižuje). Sloupce se snaží se kopírovat pohyb subtalárního kloubu, v čemž jim však brání pevná podložka, na které stojí. Proto neprovedou pohyb v plném rozsahu subtalárního kloubu a vůči němu tedy dochází v Chopartově skloubení k pohybu opačnému.

2.5.2.1 Oporná fáze

Do oporné fáze noha vstupuje při iniciálním kontaktu se zemí. Hlezno je v neutrálním postavení či dorzální flexi a subtalární kloub v supinaci. Při kontaktu s podložkou přechází noha do pasivní plantární flexe, která je brzděna svaly musculus tibialis anterior, musculus extensor digitorum longus a musculus extensor hallucis longus. Tyto svaly společně s pronačními silami podložky vyvolávají pronaci v subtalárním kloubu, která dále působí addukci talu. Addukce talu, plantární flexe a pronace tvoří inverzi nohy, v níž je talus točen dolů, dovnitř a dopředu, os navicularis a os cuboideum jsou oddáleny a chodidlo je odemčené.

Naopak v Chopartově skloubení dochází k relativní supinaci okolo longitudinální osy vzhledem k subtalárnímu skloubení (vzhledem k podložce jde též do pronace, která je ale výrazně menší než v zánoži).

Koleno přechází téměř z plné extenze (pouhé 3° flexe) do flexe. To je spolu s pronací subtalárního kloubu spojeno s vnitřní rotací bérce.

Kyčel zahajuje extenzi ještě před dopadem paty na zem a pokračuje v ní až do fáze pasivního odrazu.

2.5.2.2 Střední stojná fáze

Jakmile dojde k plnému kontaktu chodidla s podložkou, začíná střední stojná fáze. Noha ukončuje plantární flexi, dochází k přesunu těžiště vpřed a tvoří se pasivní dorzální flexe. Přesun váhy probíhá na spojnici paty a hlavičky V. metatarsu, jakožto nejpevnější části středonoží. Začíná flexe v I. metatarsophalangeálním kloubu, čímž se napíná více mediální část plantární aponeurózy (kladkový mechanismus), což dále, společně s tahem musculus triceps

surae, způsobuje supinaci zánoží. Subtalární kloub je tedy veden do supinace, která je spojena s relativní pronací Chopartova skloubení a se zevní rotací bérce.

Zevní rotace bérce se ještě pojí s extenzí kolene, jak bylo zmíněno výše. Kolenní kloub v tomto období nejprve dosáhne maximální flexe, ze které zahajuje pohyb do extenze.

Pronací Chopartova skloubení se uzamkne spojením os calcaneum a os cuboideum, čímž se Chopartův kloub maximálně stabilizuje. Talus je v abdukci a dorzální flexi, při které díky svému tvaru roztláčuje oba kotníky od sebe a je o ně pevně zaklíněn. Roztlačením kotníků od sebe se napíná membrana interossea cruri a způsobuje lehkou elevaci a vnitřní rotaci fibuly. Navíc je zpevněn aktivitou svalů musculus tibialis posterior a musculus fibularis longus. Díky těmto mechanismům může noha fungovat jako pevná páka mezi patou a hlavičkou I. či II. metatarzu, za kterou tahá musculus triceps surae.

2.5.2.3 Fáze odrazu

Odraz je umožněn díky pevné páce vzniklé v předchozí fázi. Aktivní plantární flexi vykonávají svaly lýtky, a to především musculi gastrocnemii, jelikož je jejich práce ulehčena extenzí kolene. Uvolňováním dorzální flexe se snižuje kontakt talu a malleolů, čímž klesá pevnost kostěného zámku a stabilizace je zajišťována pouze vazy. Kolenní kloub dokončuje maximální extenzi této fáze (zůstává 3° flexe) a znovu zahajuje flexi. Kyčelní kloub překračuje nulové postavení a v pasivní fázi odrazu zahajuje zpětný pohyb do flexe.

2.5.2.4 Fáze švihů

Flexory kyčelního kloubu jsou napnuty v extenzi, takže pro švih stačí jejich uvolnění a není téměř třeba žádné síly. Pánevní klesá na straně švihové končetiny a rotuje směrem k oporné končetině. V kolenu dochází k nejprve k flexi, při terminálním švihů se pak extenduje. Hlezně dále pokračuje v plantární flexi, kterou poté opět zvrátí do dorzální flexe před kontaktem se zemí. Prvotní pronace calcanea je způsobena tahem musculus tibialis anterior, která je poté nahrazena aktivitou musculus extensor digitorum longus, a dochází k supinaci.

2.5.2.5 Práce trupu a horních končetin

Švih dolní končetiny uvádí tělo do rotace kolem osy stojné končetiny a tuto rotaci je třeba při běžné chůzi tlumit. Proto jsme adaptovali zkřížený chůzový vzor, kdy se švihem kontralaterální horní končetiny vzniklá rotace tlumí. Pokud toho horní končetiny nejsou schopny (úraz, nesení břemene...), musí to nahrazovat pohyb hlavy, trupu a aktivita svalů pánve a dolních končetin.

Rotační pohyby nejsou pro páteř zdravé, a je proto nutná dobrá stabilizace bederní páteře. Pro optimální chůzový vzor je nutná dostatečná extenze v kyčli. Pokud chybí, nedojde k dostatečnému napětí flexorů, a nestačí tedy jejich pouhé uvolnění pro švih dopředu. Flexory kyčle musí aktivně pracovat, a pokud není správná stabilizace bederní páteře, tahá ji musculus psoas do rotace.

2.6 Vliv obutí na chůzi

2.6.1 Hmotnost bot a délka kroků

Hmotnost by se mohla zdát jako nedůležitý parametr pro obuv. Hmotnost konvenční obuvi je velmi variabilní, kdežto podmínkou barefoot obuvi je jejich nízká hmotnost. Avšak jak již bylo uvedeno výše, není definována jejich přesná hmotnost.

Pokud se zamyslíme nad možnými vlivy hmotnosti obuvi, jako první se nabízí změněné nároky na energii. Čím těžší obuv bude, tím těžší pro nás bude nohu zvednout, a bude to tedy energeticky náročnější. Mimo to však vysoká hmotnost bot ovlivňuje chůzi i jiným, možná důležitějším, způsobem.

Hmotnost bot totiž ovlivňuje i délku kroku. Jak bylo vysvětleno v předchozích kapitolách, je švihová fáze kroku převážně pasivní. Funguje podobně jako kyvadlo. Tedy, čím větší bude hmotnost kyvadlového závaží (v našem případě nohy a boty), tím větší bude potenciální energie a trajektorie kyvadla se setrvačností prodlouží. To znamená: čím větší hmotnost obuvi, tím delší krok. (17, 20)

Více studií potvrdilo kratší délku kroku u chůze v barefootech, minimalistické obuvi či naboso. (17, 20) Je zde však rozdíl i mezi délkou kroku mezi chůzí zcela naboso a chůzí ve velmi lehké pokrývce nohy: jako jsou například ponožky (17).

Jelikož se rychlost chůze mezi obutím a chůzí naboso příliš nemění, musí být kratší kroky kompenzovány zvýšenou kadencí kroků. (17, 20)

Délka kroku není však ovlivněna pouhou hmotností bot. V jednom z měření studie Franklina a spol. (2015) nebyl signifikantní rozdíl mezi hmotností bot v obou měřeních, a přesto byly zaznamenány kratší kroky při chůzi naboso. Autoři zde usuzují, že změna chůze mohla být ovlivněna změnou stability chůze. Každopádně zde musí být ještě další mechanismus, který délku kroku ovlivňuje. Jedním z nabízejících se vysvětlení je senzomotorika, která se uplatňuje tím více, čím je podrážka tenčí a flexibilnější. Změna stereotypu na základě senzomotoriky je ale cílená, není to jen důsledek působení různých sil. Důvod takové úpravy stereotypu by mohl

spočívat v tlumení dopadových sil, jakožto jednoho z nejdůležitějších parametrů, který je nutný co nejvíce minimalizovat pro zachování zdravé chůze. Je-li tento předpoklad správný, znamenalo by to, že kratší délka kroku napomáhá při tlumení dopadových sil.

Délka kroku má vliv především na velikost úhlů v kloubech dolní končetiny, což dále ovlivňuje celý stereotyp chůze včetně schopnosti tlumení nárazů.

2.6.2 Postavení nohy při iniciálním kontaktu se zemí

2.6.2.1 Postavení hlezenního kloubu

Při bosé chůzi či chůzi v minimalistické a barefootové obuvi byla noha pokládána na zem více naplocho s menší dorzální flexí v kotníku (17, 20, 24). Tento nález odpovídá i změně stereotypu při běhu v těchto podmínkách – běžci naboso či v minimalistické obuvi vykazovali častěji dopad na špičku či střed nohy a méně dopad na patu než běžci ve sportovní obuvi (18, 24).

Můžeme tedy konstatovat, že při nošení obuvi s tlustší podrážkou je větší dorzální flexe kotníku jak při chůzi, tak při běhu. A naopak, že při chůzi naboso nebo téměř naboso je dorzální flexe kotníku nižší, při běhu dokonce přechází v plantární flexi.

To koreluje i se změnami svalové aktivity. Studie Scotta, Murleyho, Wickhama (2012) zkoumala zapojení několika svalů při chůzi pomocí elektromyografie. Mezi jinými nálezy objevila i menší a zpožděné zapojení musculus tibialis anterior. Jeho snížená aktivita jakožto dorzálního flexoru nohy tedy odpovídá danému nastavení v kloubu.

2.6.2.2 Postavení kolenního kloubu

Změna chůzového stereotypu se promítá i do ostatních kloubů dolních končetin. Zde je pro nás důležité postavení kolene. Při iniciálním kontaktu se zemí je koleno více flektované při chůzi naboso než v konvenční obuvi (17, 20). To může být jeden z principů lepšího tlumení nárazů. Zatímco uzamčené koleno je málo schopné absorbovat nárazové síly (protože je uzamčen kostěný zámek, tak jediné struktury schopné pohltit náraz jsou chrupavka a měkké struktury uvnitř kolenní šterbiny), flektované koleno má větší šanci tyto síly dobře „odpérovat“, jelikož se kloub může pohybovat do flexe a síly se tak mohou rozložit do měkkých struktur vně kolenní šterbiny. To nejen umožňuje lepší tlumení těchto sil, ale zároveň to i šetří kolenní chrupavku a chrání to kolenní kloub před opotřebením.

Mimoto je u chůze naboso nižší moment varózních sil kolene. Naopak u bot s vyvýšenou patou a podporou mediální klenby je varózní moment kolene vyšší. Tyto varózní síly kolene

hrají velkou roli při vzniku osteoartrózy kolene, takže nošení barefootové obuvi by mohlo vést ke snížení tohoto rizika (17, 27).

2.6.3 Práce klenby a prstů

Jak bylo již zmíněno výše, jedním z nejdůležitějších aspektů barefootové obuvi je umožnění správné funkce prstů a klenby díky rozšířenému přednoží boty. Přirozeně dochází při chůzi na boso k rozprostření chodidla při jeho zatížení. Jak noha přebírá váhu těla, jsou klenby nohy stlačovány (4, 6). To vede k tažení středu jejich kupole, os talus, dolů a mediálně. Pohyb talu je provázen pohybem tibie a můžeme pozorovat lehké mediální posunutí malleolus medialis (4). Díky stlačení klenby je energie z nárazu tlumena a vstřebávaná postupně. Při odlehčování se pak z klenby zase uvolní, čímž se sníží potřeba produkovat více energie pro odraz (6, 13, 17).

Práce klenby není však pouze pasivní. Její nastavení udržují vnitřní svaly planty (viz výše). Důležitost práce těchto svalů můžeme vidět při jejich dysfunkci: při jejich ochabnutí dochází k borcení klenby a k plochonoží (2). V řízení klenby hraje obrovskou roli senzomotorika, která přijímá informace jak z kožních receptorů planty, tak ze svalových receptorů lokálních stabilizátorů. Modulaci klenby tak zajišťuje jak motorická, tak senzorická funkce vnitřních svalů nohy (2, 7).

V botě s úzkým přednožím však není umožněno noze správně pracovat, klenba se nemůže rozprostírat, nemůže pohltnout ani následně uvolnit energii nárazu. Rigidita klenby v těsném prostoru neumožňuje vnitřním svalům se zapojovat, a proto následně dochází k jejich oslabení. To dlouhodobě vede k ochabnutí svalů nohy a dysfunkci klenby. Proto nacházíme u populace zvyklé chodit v konvenční obuvi extrémní hodnoty výšky klenby nohy – klenba je tedy častěji porušená, ať to už znamená plochonoží či rigidní zvýšenou klenbu (viz níže) (17).

Mimo to mají prstce i úchopovou funkci, díky které zvyšují stabilitu stoje i chůze. Ale i pro tuto práci je nutné, aby měli dostatek prostoru pro roztažení do šířky (viz níže) (14).

2.6.4 Ground reaction forces

Sílu nárazu vzniklého při iniciačním kontaktu se zemí můžeme vyjádřit pomocí velikosti dopadových sil: ground reaction forces (dále jen GRF). Jsou to síly, kterými při kontaktu působí země na tělo. Podle třetího Newtonova zákona působíme-li určitou silou na těleso, působí opačnou a stejně velkou silou těleso na nás. Pokud tedy naše noha dopadne určitou silou na zem, můžeme říci, že takto velkou silou působí zem na nohu.

Při porovnání bosé a obuté populace při chůzi, byl naměřen nižší počáteční vrchol vertikálních GRF (17), či dokonce snížené GRF ve všech osách (27). To je zásadní poznatek pro usuzování na schopnost tlumení při bosé chůzi. Zatímco při chůzi v obuvi spoléháme především na změkčenou podrážku pro utlumení nárazů, při bosé chůzi či chůzi v obuvi s tenkou podrážkou můžeme spoléhat pouze na kompenzační mechanismy našeho pohybového aparátu. Snížení GRF znamená, že je noha na zem pokládána s nižší energií, a není tedy generován tak vysoký náraz.

Druhý vrchol GRF vzniká při odrazu nohy od podložky. I ten byl u bosé populace naměřen nižší než u obuté (17). Navíc není tak velký pokles sil mezi prvním a druhým vrcholem sil, podíváme-li se na křivku průběhu vertikálních GRF (17). To znamená, že se síla nárazu rovnoměrněji rozkládá v čase, neboli že není koncentrovaná do jednoho momentu (odpovídajícímu vrcholu sil).

Tyto nálezy odpovídají i studiím zkoumající běh naboso či v minimalistické a barefootové obuvi. Bosí (či téměř bosí) běžci preferovali dopad na špičku či středonoží, zatímco obutí běžci dopadali spíše na patu. Průběh GRF při dopadu na přednoží vykazoval pouze jeden vrchol, při dopadu na patu měla křivka sil vrcholy dva (18, 19). Nález dvou vrcholů u běhu při dopadu na patu odpovídá křivce u chůze, kdy je pata jako první v kontaktu s podložkou. U bosé chůze je ale dorzální flexe snížena (v porovnání s obutou chůzí) a stejně tak se snížený i rozdíl mezi oběma vrcholy. Mohli bychom tedy konstatovat, že čím více je noha v plantární flexi, tím menší jsou rozdíly mezi vrcholy GRF, až nakonec splynou tyto vrcholy v pouhý jeden, jak je tomu u běhu s dopadem na přednoží.

2.6.5 *Plantar pressure*

Další měřitelnou hodnotou je tlak pod chodidlem, plantar pressure. Pomocí podoskopu je možné změřit velikost a rozložení tlaku a zjistit tak, které struktury jsou nejvíce zatěžovány. Zde je důležité odlišit nejen skupinu chodící v botách a bez nich, ale taky, zda jsou na daný typ chůze zvyklí.

Při chůzi naboso u populace, která je na to zvyklá, jsou nižší maxima tlaku (plantar pressure) a nižší tlakové impulsy (pressure impulses). Na druhou stranu, pokud probandi zvyklí na nošení bot budou chodit bosy, tak se maximum tlaku naopak zvýší pod patou a metatarsy. To znamená, že nošení barefoot obuvi nebo chození naboso má i dlouhodobý vliv. Ovlivňuje, jak stereotyp chůze, tak i dlouhodobě mění strukturu nohy. (17)

Výsledky studie (28) porovnávající dvě skupiny probandů v Indii ukázaly, že skupina zvyklá na chození bez bot měla širší nohu (tedy že tlak byl rozprostřen po větší ploše a byl tedy

relativně nižší) a zároveň byl rozložený rovnoměrněji. Autoři dále porovnávali výsledky skupin probandů z Indie s výsledky lidí ze západní civilizace zvyklých nosit obuv. Zde byly rozdíly vysoké, jelikož i „obutí“ obyvatelé Indie byli zvyklí nosit méně omezující obuv a nosili ji méně často. Oproti nim je „západní“ noha relativně kratší a mnohem užší a tlak je rozložen nerovnoměrně: nejvyšší hodnoty dosahuje tlak pod patou, metatarsy a palcem. (28)

Zde vyvstává otázka ohledně tzv. tříbodové opory. Teorie tříbodové opory ukazuje na tři místa nohy, která jsou nejvíce zatížená, a tvrdí, že toto zatížení je pro nohu správné a že o něj máme vědomě usilovat. Jsou to právě: pata, hlavička prvního a hlavička pátého metatarsu, což odpovídá i výsledkům měření západní skupiny. Otázkou ale je, zda je toto nastavení opravdu ideální a fyziologické. Můžeme říci, že jelikož probandi z Indie nosili méně omezující obuv nebo chodili bosy, tak jejich způsob chůze byl přirozenější, tedy i více fyziologický. Změřené rozložené tlaku však neodpovídá teorii tříbodové opory.

2.6.6 Teorie rozkládání dopadových sil

Pro shrnutí těchto poznatků může být vyslovena teorie, jak se rozkládají dopadové síly při bosé chůzi v porovnání s chůzí v obuvi.

Při pokládání nohy na zem je noha nastavená v menší dorzální flexi v kotníku (17, 20, 24). Díky tomu není tak velký úhel mezi linií nohy a podložkou a noha je pokládána více naplocho. To souhlasí i s pozdějším a nižším zapojením musculus tibialis anterior (17, 26). Noha má dostatek prostoru pro funkci, vnitřní svaly nohy se zapojují a noha se roztahuje do šířky (4, 6, 13, 15). Díky tomu se může tlak rozprostřít více rovnoměrně a nárazové síly se rozkládají do větší plochy. To odpovídá sníženému tlaku pod patou a metatarsy u probandů zvyklých na bosou chůzi: díky vyšší plantární ploše a optimální práci nohy jsou schopni rozprostřít tlak do větší plochy a více rovnoměrně (28). Je stlačována klenba nohy a díky své funkci jako pružiny v sobě ukládá elastickou energii (6, 13). Tím se nárazové síly rozkládají v čase a nedochází k tak výraznému poklesu mezi dvěma vrcholy křivky GRF (17). Při odrazu je uvolněna energie uložená do klenby. Odrazový vrchol GRF je znovu nižší v porovnání s chůzí v obuvi (17). To koresponduje i s nižším momentem plantární flexe kotníku v pozdní stojné fázi (17).

2.6.7 Udržení stability

Chůze v minimalistické nebo barefootové obuvi či naboso vede ke zlepšení stability chůze. Vyšší stabilita chůze pak konsekvantně vede k menšímu riziku pádu. (25)

Z logiky věci vyplývá, že čím je větší a rovnoměrnější plocha opory, tím je lepší stabilita. Kontaktní plocha chodidla s podložkou je vyšší u lidí zvyklých chodit naboso či v barefootech:

chodidlo je jednat staticky širší, jednak se při zatížení více rozšiřuje (17). Navíc jsou prsty díky široké špičce více roztaženy, takže je zajištěna i lepší stabilita latero-laterálním směrem.

Udržení rovnováhy je především zajišťováno úchopovou funkcí prstů (14). Uchopení podložky pomocí aktivity flexorů prstů a nastavení klenby umožní jakési „přisání“ nohy, což zajistí lepší stabilitu. Mimoto i pouhé rozšíření nohy přebírající váhu těla vytvoří širší bázi, a tedy i lepší oporu. Aktivně pracující noha se širokou oporou je stabilnější než pasivní noha uzavřená v pevné úzké špičce boty. To je další důvod, proč je důležitá funkčně přizpůsobená špička boty.

Druhým neméně důležitým principem je senzomotorická aktivita. Čím kvalitnější a četnější budou senzorní signály vysílané do mozku a míchy, tím bude mít centrální nervová soustava lepší informace o charakteru okolí a vlastní pozici vůči němu. A díky tomu bude schopna rychleji a adekvátněji reagovat, což povede k optimalizaci pohybového projevu včetně lepší stability. A jak již bylo zmíněno výše, čím tenčí podrážka, tím více podnětů bude stimulovat kožní receptory chodidla. Senzomotorické vnímání se ale neomezuje pouze na povrchové cití, nýbrž v sobě zahrnuje i cití hluboké ze svalů, šlach a vazů. A pro optimální aferentaci z těchto sensorů je důležité, aby dané struktury nebyly omezovány a mohly adekvátně fungovat. Budou-li svaly nohy drženy pevnou podrážkou a úzkou botou, povede to k jejich ochabování (2) včetně snížení senzorní aferentace. To je tedy další důvod, proč je zásadní ponechat dostatek místa pro fungování nohy.

2.7 Vybraná zranění a poruchy struktury

Na závěr bych se ještě ráda zmínila o některých vybraných poruchách struktur dolní končetiny, u kterých je poslední dobou diskutovaná možnost, že je jejich výskyt spojen s typem nošené obuvi. Je možné, že by nošení barefootové obuvi snížilo riziko vzniku těchto poruch.

2.7.1 *Pes planus, pes transversoplanus, pes calvus*

Optimální a zdravá klenba je nezbytná pro správnou funkci nohy, její zapojení již bylo popsáno výše. Přesto velká část populace trpí poruchou její struktury, většina z nás měla v dětství či v dospělosti diagnostikovanou tzv. plochou nohu.

Pes planus, neboli podélně plochá noha, je porucha struktury, není to však jediná možná porucha kleneb nohy, přestože je nejčastěji diagnostikovaná. Od ní můžeme odlišit ještě termín *pes transversoplanus*, tedy příčně plochou nohu (9). Tento termín však není tak často užívaný a často se příčně plochá noha zahrnuje pod *pes planus*. Navíc, jak bylo vysvětleno výše, jednoduché rozdělení kleneb na příčnou a podélnou neodpovídá skutečné struktuře, takže ani

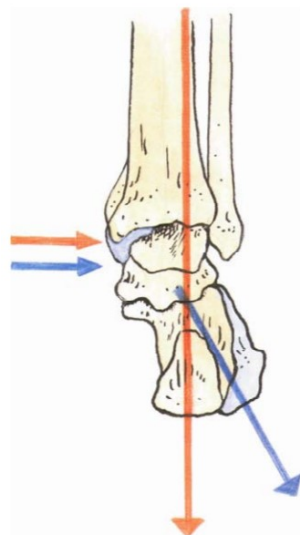
jejich poruchy nemůžeme rozdělit do dvou oddělených skupin. Vhodnější je proto nahlížet na klenbu jako na kupoli, jejíž jednotlivé části se vzájemně ovlivňují.

Opačným extrémem je pes calvus, jak se nazývá zvýšená nožní klenba. Ani jeden extrém postavení klenby není žádaný.

Nízká klenba ještě neznamená plochou nohu. Proto nelze diagnostikovat plochou nohu pomocí vzdálenosti mediálního kraje nohy od podložky (4). Jelikož je plochá noha definována zborcenou klenbou a ochablými svaly, musí to být právě mechanika nožní klenby, co využijeme pro diagnostiku. Z mechaniky zatížení nožní klenby vyplývá, že při jejím stlačení se bude pohybovat os talus dolů a bude s sebou stahovat i malleolus medialis, který se tak dostane níž než malleolus lateralis, který normálně převyšuje (4,6). Toto postavení můžeme trvale pozorovat u pes planus: osa os calcaneus se vychyluje zevně, talus a vnitřní kotník padají dovnitř a dolů, vzniká pronace a valgózní kotník. Jelikož v ostatních směrech drží klenbu pevně os calcaneus, je toto jediný možný směr zhrocení. (4, 5)

Změna postavení kotníku se dále promítá na postavení a zatěžování kolenního kloubu a přes něj se problém promítá dále do pohybového systému. Navíc nemůže klenba optimálně fungovat a není tedy schopná pohlcovat energii. Nárazová energie je tak přenášena do následujících struktur, což vede k jejich dalšímu opotřebení. Mimoto klenba neukládá energii a není tedy možné ji později využít pro odraz, čímž se nutně zvyšuje energetická náročnost chůze.

Pes calvus oproti tomu může být opačným extrémem, je ale spojen s podobnými problémy. Struktura vysoké klenby je příliš rigidní a neumožňuje její fungování jako pružiny, tedy není schopná energii vstřebávat ani uvolňovat. Dále je vysoká klenba spojena s nadměrnou pronací, což má zase vliv na změněné postavení kotníku. Navíc je jejím důsledkem snižena kontaktní plocha s podložkou, takže se váha rozprostírá do menšího úseku a zároveň je snížena stabilita a potažmo zvýšené riziko pádu. (17)



Obrázek 4: Změna postavení patní kosti u pes planus, červeně: fyziologické postavení zdravé nohy, modře: postavení kostí u pes planus

2.7.2 *Hallux valgus*

Nad 60 let trpí 87 % dospělých alespoň jednou deformitou nohy. Z toho je v 45,5 % problémem hallux valgus. Mimoto k tomu navíc nacházíme i otláčené prsty a v důsledku toho mozoly (29). Nejenže je hallux valgus esteticky nežádáný, ale pojí se s ním i další problémy: ztráta optimální funkce nohy a častá bolestivost, která může až znemožnit chůzi. Příčina této poruchy není přesně stanovená, ale uvažuje se i nad vlivem obuvi s úzkou špičkou (17, 21). Takové boty jednak palec tlačí do hyperaddukce (a v této poloze po dlouhodobém působení palec zůstává), jednak vedou k ochabování svalů nohy, jak bylo již zmíněno výše. Musculus abductor hallucis není schopen při ztrátě síly udržet palec ve správné pozici ani ho aktivně přetáhnou do abdukce.

Je diskutována možnost, že by barefootová obuv mohla snížit riziko výskytu hallux valgus. Mechanicky totiž netlačí palec do nevhodné pozice, a navíc podporuje práci vnitřních svalů.

2.7.3 *Riziko pádů*

Mimo tyto zmíněné poruchy funkce a struktury nesmíme zapomínat ani na přímé riziko úrazů při pádech. Především u starší populace jsou pády vysoce rizikové kvůli snížené kostní denzitě až osteoporóze a zhoršené schopnosti hojení. Pády pak často vedou k různým zlomeninám kostí (nejčastěji proximálního humeru, distálního konce radia, krčku femuru, ramének stydké kosti nebo zlomeninám obratlů) a úrazům hlavy, které mohou být příčinou velmi nebezpečného krvácení do mozkové tkáně. Nemluvě o ostatních možných poruchách měkkých struktur a kloubů.

Zároveň je u starší populace i zvýšený výskyt pádů. Mezi jeho příčiny patří celkové ochabování svalstva, zpomalení reakcí, zhoršení zraku a tím i vizuální kontroly, zhoršení citlivosti a senzomotoriky. Dále zvyšovali riziko pádu i některé nožní deformity časté ve vyšším věku: především osteoartróza kolene a plantární fasciitida. Krom toho má vliv i přítomná bolest dolních končetin, která se více objevuje u lidí s poruchami struktury (29).

Pro prevenci rizika pádu a potažmo vniku úrazů je nezbytné zlepšit držení stability (25). O tom jsem se již zmiňovala v předchozí kapitole. Uvolnění prostoru pro optimální fungování svalů a klenby nohy, umožnění úchopové schopnosti prstů, zvýšení senzomotorické aktivity vede ke zlepšení stability, a tedy snížení rizika pádu. (14, 25)

3. VÝZKUMNÁ ČÁST

3.1 Cíle práce a hypotézy

3.1.1 *Témata a cíle práce*

Smyslem této práce je přispět k prohloubení našeho porozumění a náhledu na nošení barefootové obuvi. Jako zastřešující cíl je možné uvést hledání odpovědi na otázku, *zda je pro člověka vhodné nosit barefootovou obuv či nikoli*. Jelikož je toto téma ale natolik rozsáhlé, že není možné pokrýt veškeré jeho aspekty, bylo potřeba téma více specifikovat:

Je nošení barefoot obuvi zdravější než nošení konvenční městské obuvi? Neptám se tedy přímo, zda je nošení barefoot obuvi zdravé. Taková otázka je velmi těžko zodpověditelná, jelikož nezahrnuje jen jednu proměnou představovanou typem obuvi, nýbrž v sobě skrývá i otázku, zda je samotná chůze zdravá. Kdyby totiž chůze pro člověka zdravá nebyla, nebyla by zdravá ani při nošení barefootové, ani žádné jiné obuvi. Nerada bych zde tedy tvrdila, že toto mohu zodpovědět. Proto bych raději přeformulovala otázku a zaměřila se na porovnání barefootů s jiným typem obuvi, v tomto případě s konvenční městskou obuví. Ta byla vybrána jako reprezentativní obuv pro vzorek běžné populace, jelikož ji dnes převážná většina z nás nosí na denní bázi.

Neméně důležitým cílem této práce je, aby byly výsledky praktické a využitelné pro širší veřejnost. I proto jsem zvolila porovnání s konvenční městskou obuví, abych tak pokryla nejpravděpodobnější zvolenou variantu k barefoot obuvi. Dalším kritériem, kterým se snažím zajistit co největší přiblížení realitě, je absence jakékoli jiné intervence z mé strany. Jedinou proměnou je tedy typ obuvi. V některých studiích podstoupili probandi i nácvik správného stereotypu chůze a byli edukováni ke správnému cvičení a starání se o nohy jako přípravu na tranzici k barefoot obuvi. Zde jsme se však zaměřili na skupinu lidí, kteří nosí barefooty ze svého vlastního popudu již několik let. Takto to bude více odpovídat skutečnosti, jelikož převážná většina zájemců o barefooty nevyhledá odbornou radu. Otázka by tedy mohla znít: *je zdravé začít nosit barefoot obuv i bez reedukace správné chůze?*

U chůze je možné měřit mnoho parametrů; některé z nich již byly probrány výše v teoretické části. Aby však tato práce nebyla příliš rozsáhlá, zaměřila jsem se především na měření nárazových sil. Z mého osobního pohledu je toto totiž jeden z nejdůležitějších parametrů chůze, jelikož na něm přímo závisí tělesné zdraví člověka. Každým krokem, který uděláme, generujeme určitý náraz, který se dál přenáší do našeho těla. Přestože je síla jednoho

nárazu relativně malá, jeho neustálým opakováním se síly sčítají a konečný vliv na tělo je značný. Není-li náraz dostatečně utlumen, může dojít k chronickému poškození struktur.

3.1.2 Teze a testované hypotézy

T1: Nárazové síly jsou nižší u skupiny nosící barefoot obuv v porovnání se skupinou nosící konvenční městskou obuv při měření v jejich odpovídající obuvi.

T2: Nárazové síly jsou nižší u skupiny nosící barefoot obuv v porovnání se skupinou nosící konvenční městskou obuv při měření chůze na boso.

T3: Nárazové síly nejsou statisticky rozdílné při chůzi v obuvi a chůzi naboso u skupiny nosící barefoot obuv.

T4: Velikost nárazových sil závisí na BMI jedince.

H0_I: *Loading peak forces se neliší mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi u obou skupin.*

H1_I: *Loading peak forces se liší mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi u obou skupin.*

H0_II: *Loading peak forces se neliší mezi skupinami u obou podmínek chůze.*

H1_II: *Loading peak forces se liší mezi skupinami u obou podmínek chůze.*

H0_III: *Loading rate se neliší mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi u obou skupin.*

H1_III: *Loading rate se neliší mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi u obou skupin.*

H0_IV: *Loading rate se neliší mezi skupinami u obou podmínek chůze.*

H1_IV: *Loading rate se liší mezi skupinami u obou podmínek chůze.*

3.2 Metodika práce

3.2.1 Výběrová kritéria

Pro výzkum byli vybráni probandi do dvou skupin rozdělených dle nošené obuvi. V první skupině, pracovně nazvané barefootová skupina (dále už jen BS), byli probandi, kteří nosí barefoot obuv. Ve druhé skupině byli pro porovnání lidé, kteří s barefootovou obuví naopak nemají žádné zkušenosti a nosí konvenční městskou obuv – tedy kontrolní skupina (dále jen KS).

V ostatních kritériích jsme se snažili skupiny co nejvíce sladit, aby tak na měření neměl vliv žádný jiný parametr. Pro obě skupiny jsme nabírali jak muže, tak ženy, mezi věkem 20ti a 40ti let, bez aktuálního onemocnění a bez zranění za poslední rok.

Pro zařazení do BS bylo navíc nutné splňovat nošení barefoot obuvi minimálně po dobu posledních 4 let, a to minimálně 80 % času (orientačně tedy minimálně 8 dní z 10 musí nosit barefoot obuv). Naopak pro zařazení do KS bylo nutné nemít s barefooty delší zkušenost, nebo nechodit naboso.

3.2.2 Metodický postup a sběr dat

3.2.2.1 Teoretická část

Pro sepsání teoretických východisek práce byla provedena rešerše literatury na dané téma. Vzhledem k nižší početnosti prací na téma *chůze v barefoot obuvi*, byly zpracovány i zdroje zabývající se během v barefoot obuvi nebo zdroje zkoumající chůzi naboso či v minimalistické obuvi. Využity byly převážně elektronické zdroje, které byly doplněny o několik zdrojů knižních. V použité literatuře převažují publikované články a výzkumy zahraničních autorů. Pro rešerši byly použity elektronické vědecké databáze, jako je například Web of Science, PubMed, Centrální vyhledávač informačních zdrojů UK nebo Portál elektronických zdrojů UK.

3.2.2.2 Výzkumná část

Pro vlastní výzkum byl získán souhlas etické komise (viz příloha 2). Probandi byli na začátku měření informováni o cílech výzkumu, postupu měření, případných rizicích spojených s výzkumem a plánovaném zpracování a použití dat. Účast na měření byla zcela dobrovolná a probandi mohli kdykoli z měření odstoupit. Naměřené výstupy měření byly anonymizovány.

Měření bylo prováděno v Laboratoři sportovní motoriky Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, pod dohledem laborantů. Probandi byli na začátku měření seznámeni s výzkumem, a byl jim předložen k podepsání informovaný souhlas (viz příloha 1).

Dále podstoupily následující měření:

1. Pomocí teleskopického metru a váhy byla změřena tělesná výška a hmotnost. Z těchto hodnot byl následně vypočítán index tělesné hmotnosti (*body mass index*, dále jen BMI) dle vzoru:

$$BMI = \frac{\text{hmotnost (kg)}}{(\text{výška (m)})^2}$$

2. Pro měření parametrů chůze bylo využito 3D běhátko (3D Treadmill) s uživatelským softwarem od h/p/cosmos (h/p/cosmos Sports & Medical GmbH, Nussdorf, Německo) a Aarsalis (Université catholique de Louvain, Louvain-la-Neuve, Belgie).

Měření chůze proběhlo za dvou podmínek: jednak zcela na bosu (bez jakékoli pokrývky nohy), jednak ve vlastní obuvi. Probandi z BS si donesli vlastní barefoot obuv, probandi z KS si donesli vlastní konvenční obuv. (schéma viz tabulka 1)

| | BS | KS |
|----------|------------------|---------------------------|
| měření 1 | naboso | naboso |
| měření 2 | v barefoot obuvi | v konvenční městské obuvi |

Tabulka 1: schéma provedených měření

Pořadí měření bylo vybráno náhodně.

Na běhátku byla měřena chůze ve 4 rychlostech: 3 km/hod, 4 km/hod, 5km/hod, 6 km/hod. Pro tuto studii však budou využity naměřené hodnoty jen při rychlosti 4 km/hod.

Na začátku každé nové rychlosti byl ponechán čas (20-30 s), aby si probandi mohli na rychlost zvyknout. Na každou změnu rychlosti byli probandi upozorněni. Poté bylo během 10 s spuštěno měření parametrů chůze.

Probandi byli instruováni, aby se během měření dívali před sebe, šli klidně a rovnoměrně a nedrželi se madel běhátko.

Jelikož byl výzkum součástí větší studie prováděné Fakultou tělesné výchovy a sportu (dále jen FTVS), podstupovali probandi ještě další měření. To bylo schválené etickou komisí nezávisle na vlastním výzkumu pro tuto bakalářskou práci a získaná data jsou majetkem laboratoře FTVS, proto zde měření nejsou uvedena.

3.2.3 Analýza dat

Pro statistické zpracování dat byly využity programy MS Excel a R. Zhodnocení dat bylo provedeno statistikem. Dle charakteru dat byly využity následující statistické postupy:

1. Základní popisná statistika zahrnující průměr, medián, kvartily, extrémní hodnoty a směrodatnou odchylku. Pro grafické znázornění byly využity histogramy nebo box ploty.
2. Pro porovnání skupin mezi sebou byly provedeny dvouvýběrové t-testy.
3. Pro porovnání chůze naboso a v obuvi v rámci jedné skupiny byly použity párové t-testy.
4. Pro zjištění závislosti na dalších proměnných jsme provedli regresní analýzu.
5. Hladina spolehlivosti byla zvolena vzhledem k malému počtu probandů na 10 %.

3.3 Výsledky

3.3.1 Vysvětlivky pro použité zkratky a barevné značení

Skupina probandů nosících barefootovou obuv je pracovním názvem nazývána *barefootová skupina*, zkratka *BS* či *bare*. V grafech je znázorněna červeno-oranžovou barvou.

Skupina probandů nosících konvenční obuv je pracovním názvem nazývána *kontrolní skupina*, zkratka *KS* či *control*. V grafech je znázorněna šedou barvou.

Měření chůze naboso je označeno zkratkou *boso*. Měření chůze v obuvi je označeno zkráceně jako *boty*.

Použité zkratky pro statistické údaje:

- avg průměr
- max maximální hodnota
- min minimální hodnota
- n počet jedinců
- sd směrodatná odchylka

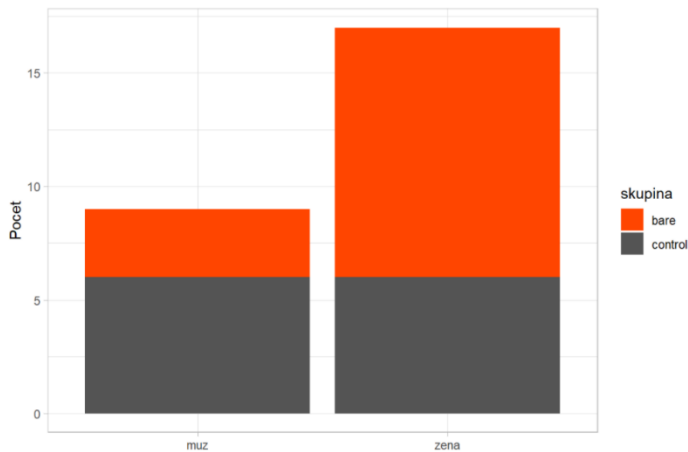
3.3.2 Charakteristika zkoumaných souborů

Jelikož bylo obtížné sehnat dobrovolníky, kteří by splňovali veškerá kritéria, a situaci zhoršovala zpřísněná opatření kvůli pandemii SARS-CoV-2, nepodařilo se sladit skupiny optimálně tak, jak bych si přála. Nebylo tedy možné vybrat probandy tak, aby odpovídalo jak věkové rozložení, tak i pohlaví a BMI, a aby byl vzorek stále dostatečně velký.

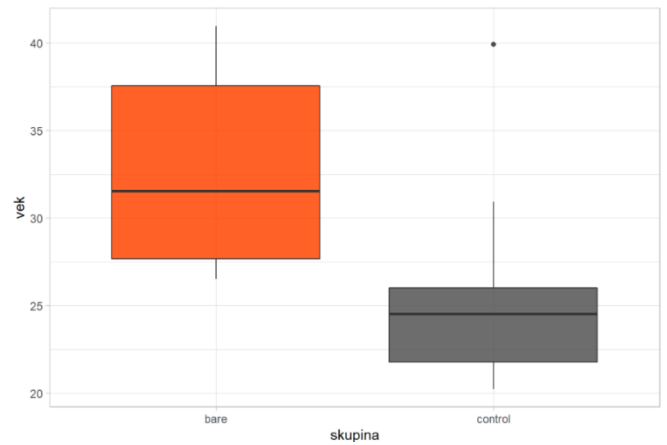
V tabulce 2-5 jsou uvedené základní informace o probandech v obou skupinách. Grafické znázornění je ukázáno v grafech 1-5.

| | věk (roky) | | | | | pohlaví (počet probandů) | | počet celkem |
|---------------|------------|-------------------|--------|-------------------|---------------------|--------------------------|------|--------------|
| | průměr | maximální hodnota | medián | minimální hodnota | směrodatná odchylka | muži | ženy | |
| BS | 32,8 | 40,9 | 31,6 | 26,5 | 5,2 | 3 | 11 | 14 |
| KS | 25,4 | 39,9 | 24,5 | 20,2 | 5,6 | 6 | 6 | 12 |
| celkem | 29,4 | 40,9 | 27,5 | 20,2 | 6,5 | 9 | 17 | 26 |

Tabulka 2: popisná statistika měřených skupin pro věk a pohlaví



Graf 2: histogram četnosti pohlaví v měřených skupinách



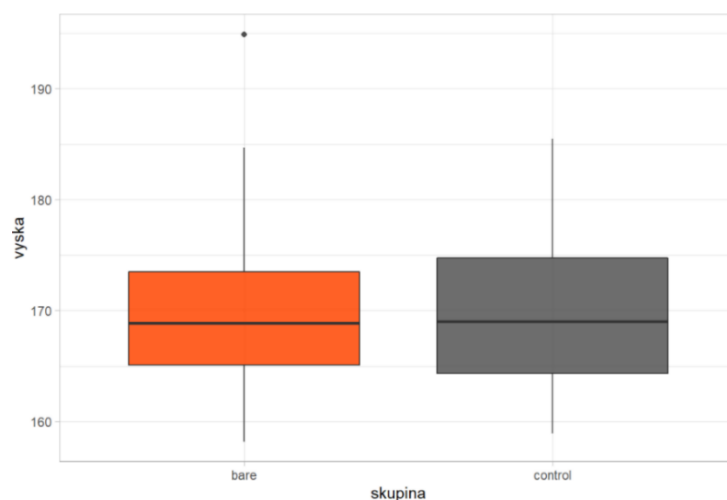
Graf 1: box plot pro rozložení věku v měřených skupinách

V grafu 1 vidíme rozložení pohlaví ve skupinách. Zatímco KS má vyrovnaný počet mužů a žen (6 ku 6), v BS silně převažuje počet žen (11 ku 3).

Ani věkové rozložení není vyrovnané mezi skupinami. Graf 2 je takzvaný box plot. Ten nám spodní linkou dosahuje k nejnižší hodnotě, vrchní linkou naopak k maximální hodnotě. Horizontální přímkou značí (od spodu) první kvartil, medián (tučnou linií) a třetí kvartil. Tmavé body značí odlehlé hodnoty.

| | výška (cm) | | | | |
|---------------|------------|-------------------|--------|-------------------|---------------------|
| | průměr | maximální hodnota | medián | minimální hodnota | směrodatná odchylka |
| BS | 170,6 | 194,9 | 168,8 | 158,2 | 9,8 |
| KS | 169,7 | 185,5 | 169 | 158,9 | 7,4 |
| celkem | 170,2 | 194,9 | 168,8 | 158,2 | 8,6 |

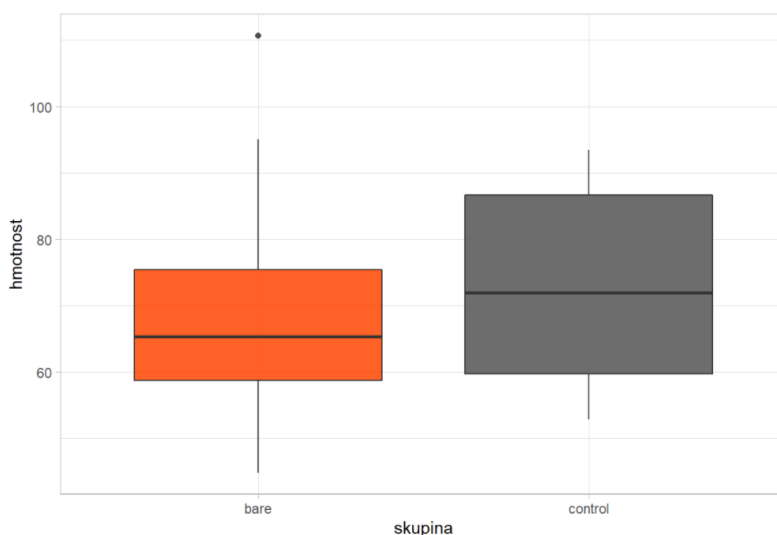
Tabulka 3: popisná statistika měřených skupin pro výšku



Graf 3: box plot pro rozložení výšky v měřených skupinách

| | hmotnost (kg) | | | | |
|---------------|---------------|-------------------|--------|-------------------|---------------------|
| | průměr | maximální hodnota | medián | minimální hodnota | směrodatná odchylka |
| BS | 69,0 | 110,7 | 65,4 | 44,9 | 17,2 |
| KS | 73,1 | 93,5 | 71,95 | 52,9 | 14,2 |
| celkem | 70,9 | 110,7 | 67,3 | 44,9 | 15,7 |

Tabulka 4: popisná statistika měřených skupin pro hmotnost



Graf 4: box plot pro rozložení hmotnosti v měřených skupinách

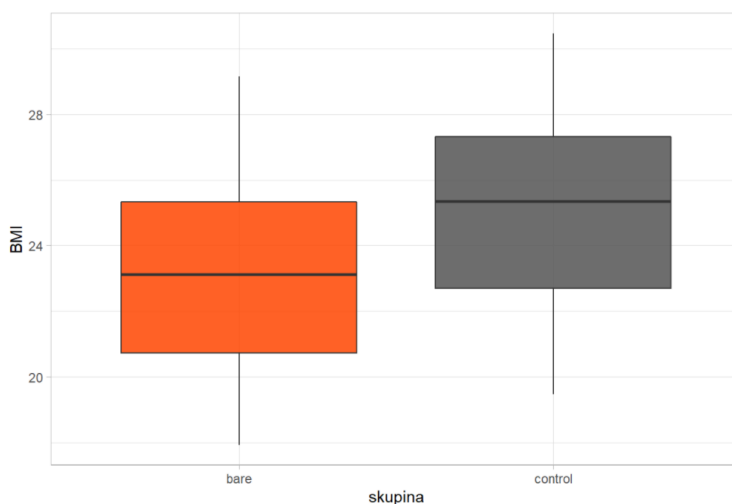
Výška (tabulka 3) je mezi skupinami rozložena rovnoměrně, podíváme-li se na odpovídající box plot (graf 3).

Hmotnost (tabulka 4 a graf 4) již tak vyrovnaná není. Zatímco barefootová skupina může mít větší rozptyl minimální a maximální hodnoty (což můžeme vidět i na vysoké směrodatné odchylce viz tabulka 4), většina zbylých hodnot je blíže mediánu. Na druhou stranu má kontrolní skupina hodnoty celkově ve větším rozptylu (první a třetí kvartil jsou od sebe vzdálenější než u BS). Průměrná hodnota i medián jsou vyšší u KS než u BS.

Z poměru hmotnosti a výšky umocněné na druhou byl vypočítán index tělesné hmotnosti (BMI). Jeho hodnoty a rozložení můžeme vidět v tabulce 5 a grafu 5. Rozptyl hodnot a směrodatná odchylka jsou v obou skupinách odpovídající. Průměr, medián i krajní hodnoty jsou vyšší v kontrolní skupině.

| | BMI (kg/m ²) | | | | |
|---------------|--------------------------|-------------------|--------|-------------------|---------------------|
| | průměr | maximální hodnota | medián | minimální hodnota | směrodatná odchylka |
| BS | 23,4 | 29,1 | 23,1 | 17,9 | 3,5 |
| KS | 25,2 | 30,5 | 25,3 | 19,5 | 3,3 |
| celkem | 24,2 | 30,5 | 24,0 | 17,9 | 3,5 |

Tabulka 5: popisná statistika měřených skupin pro BMI



Graf 5: box plot pro rozložení BMI v měřených skupinách

Nerovnoměrnost rozložení skupin může interferovat se závěry z měření. Byla proto provedena regresní analýza pro zjištění vlivu pohlaví, věku, váhy, výšky a BMI na výsledky (viz níže).

3.3.3 Loading forces

Loading forces mohou být volně přeloženy jako nárazové či zátěžové síly. Představují síly vznikající při přenášení zátěže na nohu. Vznikají v okamžiku dotyku nohy s podložkou a stoupají až do dosažení maximálního bodu (peaku). Tento bod byl zaznamenán jako *loading peak force* (dále jen LPF), jehož jednotkou je Newton (N).

Rychlost, s jakou tyto síly stoupají do maximálního bodu, je označena *loading rate* (dále jen LR). Jakožto rychlost má tato veličina jednotku Newton za sekundu (N/s). Rychlost zatěžování nohy je velmi důležitým faktorem, jelikož má přímou souvislost se vznikem zranění a zároveň je možné jej ovlivnit technikou chůze, popřípadě běhu (viz dále).

Poslední měřenou veličinou těchto sil je *time to loading peak*, tedy doba, za kterou je maximální bod dosažen. Je vyjádřen v procentech jednoho krokového cyklu (% stride), tedy

časové doby od iniciálního kontaktu jedné nohy se zemí, přes její položení, zvednutí, švihovou fázi, až znovu po iniciální kontakt té samé nohy (12). V této práci se jimi však hlouběji zabývat nebudeme.

3.3.3.1 *Loading peak force*

Následující tabulky (tabulka 6 a 7) a grafy (graf 6 a 7) obsahují popisnou statistiku souborů pro měřenou veličinu LPF.

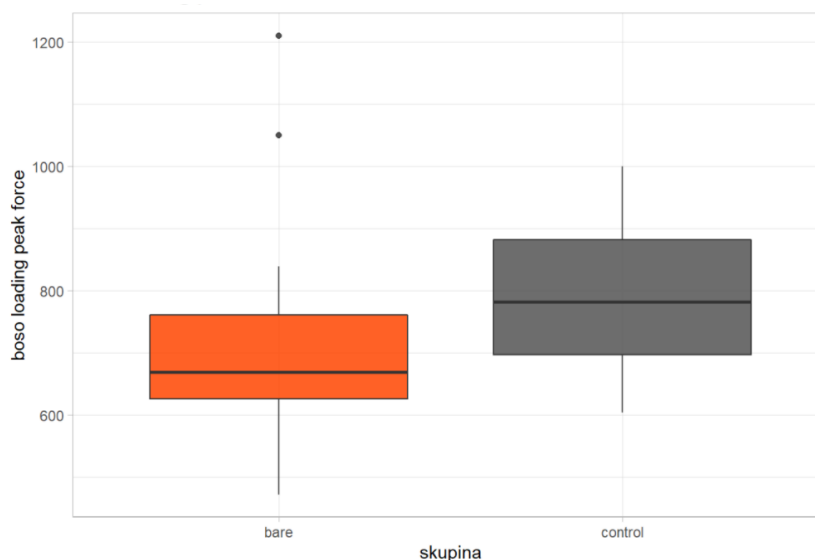
| skupina | avg | max | median | min | n | sd |
|---------|---------|------|--------|-----|----|---------|
| (all) | 757.038 | 1210 | 736.5 | 472 | 26 | 166.631 |
| bare | 729.071 | 1210 | 668.5 | 472 | 14 | 195.968 |
| control | 789.667 | 1000 | 782.0 | 604 | 12 | 124.747 |

Tabulka 6: popisná statistika hodnot loading peak force pro měřené skupiny při chůzi naboso

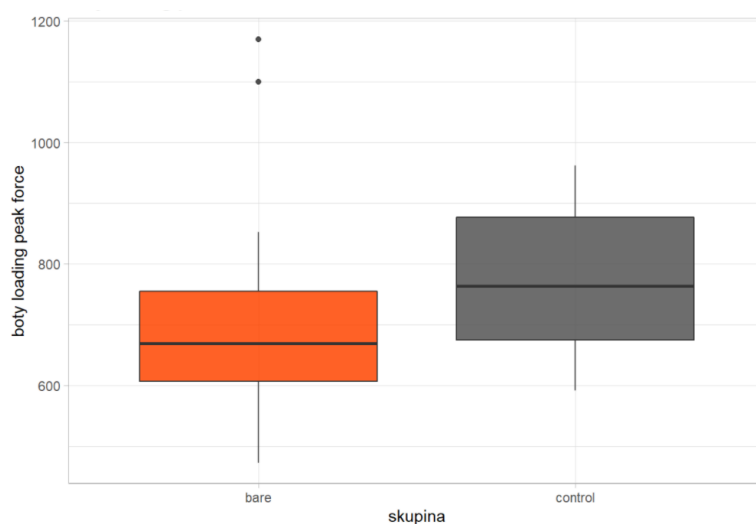
| skupina | avg | max | median | min | n | sd |
|---------|---------|------|--------|-----|----|---------|
| (all) | 747.115 | 1170 | 707.0 | 473 | 26 | 168.499 |
| bare | 726.071 | 1170 | 669.0 | 473 | 14 | 196.498 |
| control | 771.667 | 962 | 763.5 | 592 | 12 | 132.946 |

Tabulka 7: popisná statistika hodnot loading peak force pro měřené skupiny při chůzi v obuvi

V tabulce 6 a 7 si můžeme orientačně zhodnotit výsledky. Průměrná hodnota i medián jsou nižší u BS v porovnání s KS, a to jak při chůzi naboso, tak při chůzi v obuvi. Abychom však mohli mluvit o statisticky významném rozdílu, bude nutné provést hlubší statistickou analýzu (viz níže). Zajímavé jsou i výsledky směrodatné odchylky – ta v obou případech vyšla vyšší u BS. Znamená to tedy, že výsledky měly větší rozptyl; maximální i minimální hodnota LPF byla naměřena právě u BS.



Graf 6: box plot pro rozložení LPF při chůzi naboso v závislosti na skupinách



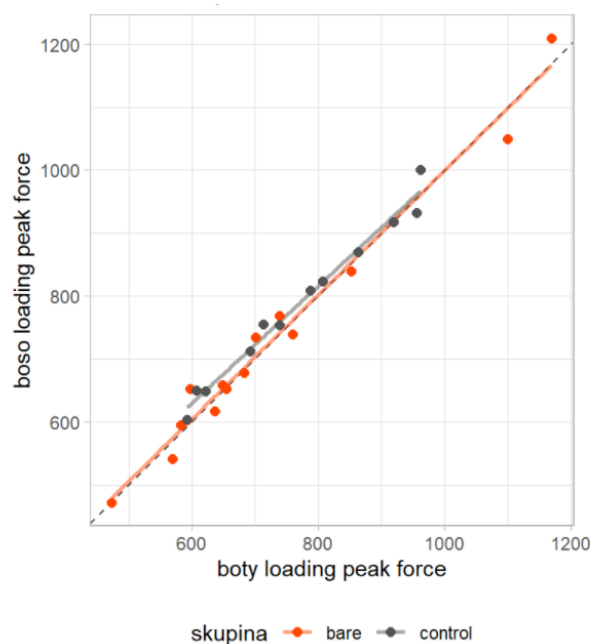
Graf 7: box plot pro rozložení LPF při chůzi v obuvi v závislosti na skupinách

Lépe nám výsledky popíší box ploty: ukazují nám minimální i maximální hodnotu, kvartily, medián a odlehlé hodnoty (detailní popis box plotu viz výše). Vidíme, že určitá odlišnost mezi skupinami je. Není však velká, jelikož jsou box ploty pro obě skupiny k sobě hodně přiblížené. Je proto možné, že se nám nepodaří prokázat odlišnost mezi skupinami s dostatečnou hladinou významnosti.

3.3.3.1.1 Porovnání chůze naboso a v obuvi

Pro zkoumání rozdílů mezi měřením v obuvi a naboso v rámci jedné skupiny jsme využili párový T-test. Pro jednoduchý orientační náhled byly využity tzv. scatter ploty. Tyto grafy nám ukazují závislost hodnot na daném parametru. V našem případě to tedy zjednodušeně ukazuje,

zda záleží na pokrývce nohy či nikoli. Jednotlivé body zobrazené v grafu jsou spárované jednotlivé naměřené hodnoty. Na ose x je výsledek LPF při měření s obuví, na ose y je výsledek LPF toho samého probanda při měření naboso. Červeno-oranžová barva je použita pro hodnoty barefootové skupiny, kdežto šedá barva je pro kontrolní skupinu. Body je proložena přímkou ukazující míru lineární závislosti ve skupině. Tato přímkou je nalezena pomocí tzv. metody nejmenších čtverců, kdy prokládáme přímkou tak, aby byla minimalizována její vzdálenost od jednotlivých bodů. Čárkovaně je přímkou závislosti $x = y$, kterou bychom dostali, pokud by nezáleželo na pokrývce nohy (tedy výsledky při měření naboso by byly srovnatelné s výsledky při měření v obuvi). Zjednodušeně můžeme říci, že čím více se barevná přímkou přibližuje čárkované, tím menší budeme očekávat závislost hodnoty na zvoleném parametru a naopak.



Graf 8: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na pokrývce nohy

Jak tedy vidíme z grafu 8, je závislost LPF na pokrývce nohy velmi nízká. To platí jak pro BS, tak pro KS. Je potřeba to však ještě potvrdit párovým T-testem.

Testujeme nulovou hypotézu H_{0_I} : *Loading peak force se neliší mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi* pro obě skupiny i tyto skupiny dohromady. Jak již bylo zmíněno výše, hodnotu významnosti jsem si nastavila vzhledem k malému počtu probandů na 10 %. Testy provedeny ve statistickém programu R, výsledné p hodnoty jsou uvedeny v tabulce 8.

| | bare | control | all |
|-----------|-----------|-------------|------------|
| p hodnota | 0,7058718 | 0,007412894 | 0,05969239 |

Tabulka 8: výsledná p hodnota párových T-testů pro LPF

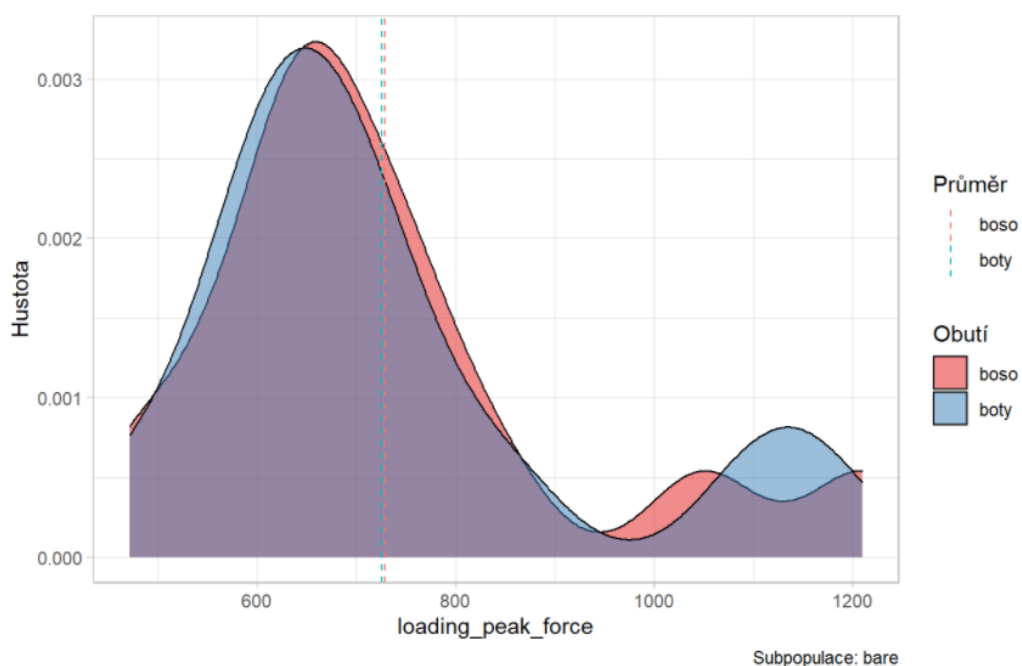
Při celkovém testování výsledků z obou skupin dohromady, vyšla p hodnota 0,06. Jelikož jsme si zvolili hranici 10 %, tak můžeme na základě tohoto výsledku zamítnout nulovou hypotézu jako neplatnou. Tím můžeme automaticky přijmout zvolenou alternativní hypotézu H1_I: *Loading peak forces se liší mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi pro obě skupiny dohromady.*

Při testování samotné barefootové skupiny, vyšla p hodnota velmi vysoká a nelze proto nulovou hypotézu zamítnout (p hodnota = 0,7). Tento výsledek však byl očekáván, jelikož jsme stanovili v teoretické části premisi, že chůze v barefoot obuvi se velmi podobá chůzi naboso. Tento výsledek by tomu odpovídal.

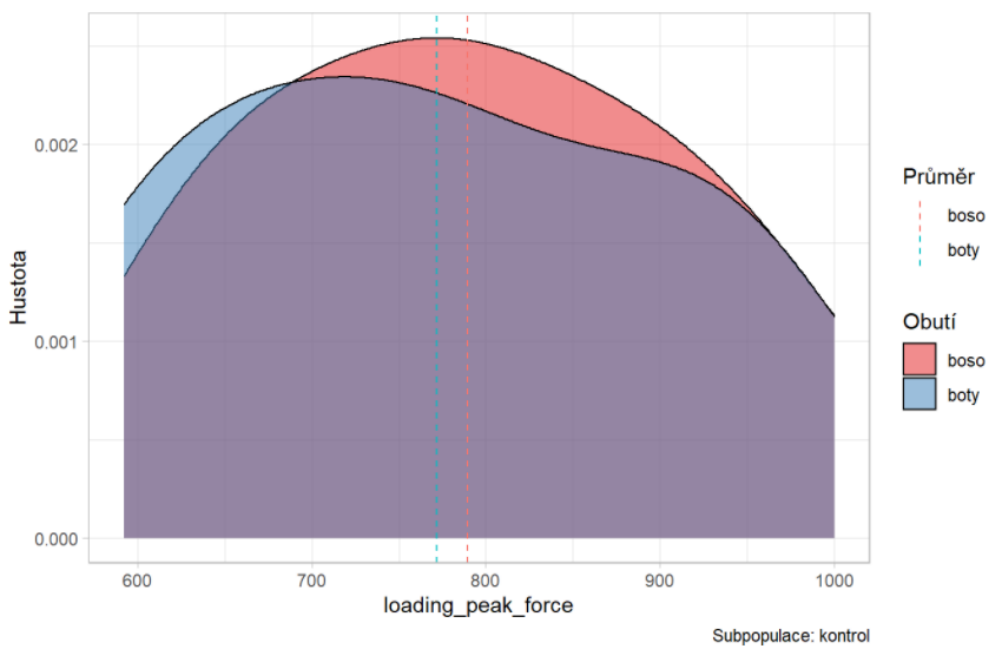
Naopak u testování samotné kontrolní skupiny jsme získali velice nízkou p hodnotu (= 0,007), díky čemuž můžeme zamítnout nulovou hypotézu ve prospěch alternativní.

Na závěr jsou přiložené tři grafy (graf 9-11), které odrážejí rozložení veličiny v porovnávaných populacích. Graf 9 popisuje rozložení hodnot v barefootové skupině, graf 10 v kontrolní skupině a graf 11 znázorňuje rozložení obou skupin dohromady. Červenou barvou jsou označené výsledky naměřené při chůzi naboso, modrou barvou jsou výsledky získané při chůzi v obuvi. Čárkovanými čarami jsou naznačené průměry těchto hodnot.

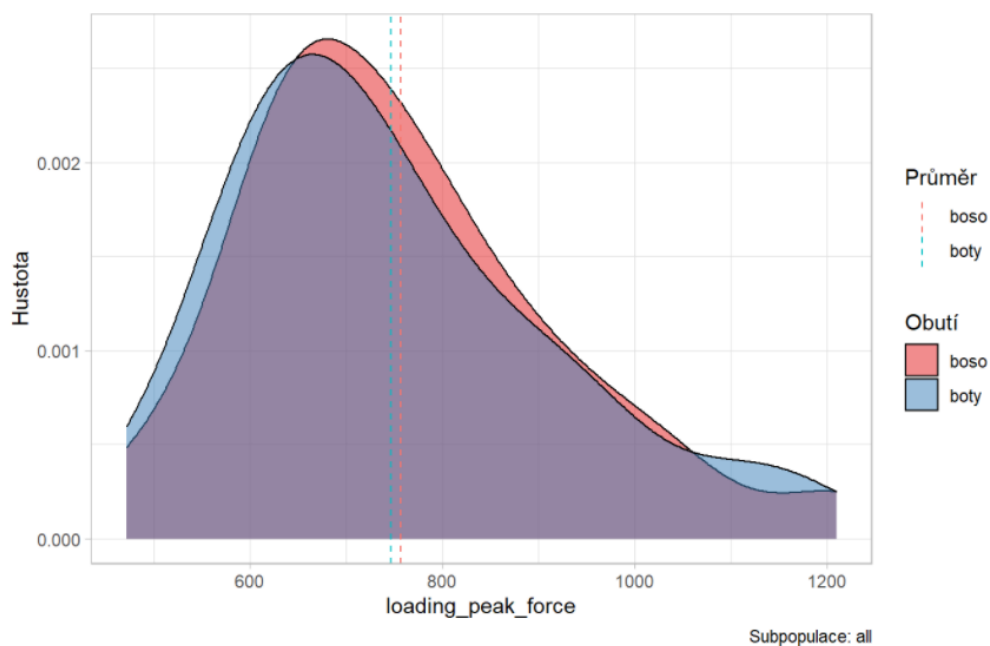
Jelikož máme velmi malý vzorek probandů, a tedy i malý počet pozorování, neodpovídají grafy ideálnímu normálnímu rozdělení. Proto je třeba brát výsledky této studie s rezervou a pro vyvozování závěrů studii rozšířit o více probandů.



Graf 9: rozdělení LPF v barefootové skupině



Graf 10: rozdělení LPF v kontrolní skupině



Graf 11: rozdělení LPF u všech probandů

3.3.3.1.2 Porovnání chůze mezi skupinami

Dalším krokem je porovnání barefootové a kontrolní skupiny. Na to jsme zvolili dvouvýběrový T-test, s hladinou významnosti 10 %. Testování jsme provedli zvlášť pro chůzi v obuvi a pro chůzi naboso. Testovaná byla nulová hypotéza H_{0_II} : *Loading peak forces se neliší mezi skupinami*. Výsledné p hodnoty jsou uvedené v tabulce 9.

| | | |
|-----------|-----------|-----------|
| | boso | boty |
| p hodnota | 0,3659155 | 0,5027536 |

Tabulka 9: výsledná p hodnota dvouvýběrových T-testů pro LPF

P hodnota porovnání skupin při chůzi naboso vyšla 0,4, p hodnota při chůzi s obuví vyšla 0,5. Obě tyto hodnoty dalece přesahují zvolenou hranici 10 %. Nemůžeme proto zamítnout nulovou hypotézu, že se výsledky těchto skupin signifikantně neliší. Tím pádem nemůže přijmout ani alternativní hypotézu H_{1_II} , že je mezi skupinami rozdíl v LPF. To však ještě neznamená, že alternativní hypotézu zamítáme, pouze jsme nedokázali její platnost. Důvodem může být samozřejmě malý rozdíl mezi skupinami. Zároveň to ale může být způsobeno i malým počtem probandů, což je v našem případě velmi pravděpodobné. Pro prokázání platnosti či neplatnosti alternativní hypotézy by bylo třeba další testování na větším vzorku probandů.

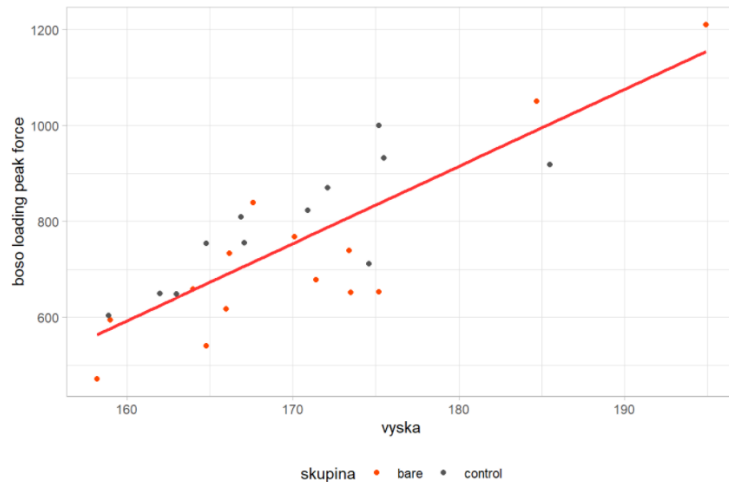
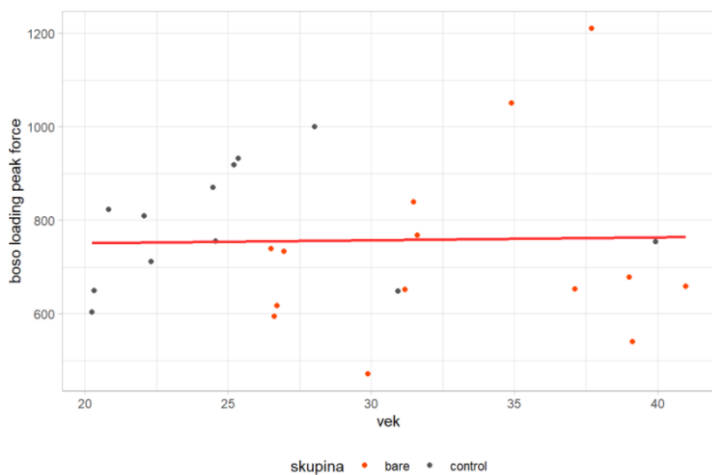
3.3.3.1.3 Regresní analýza

Na závěr byla provedena regresní analýza. Tou chceme zjistit závislost veličiny LPF na dalších parametrech: věku, pohlaví, hmotnosti, výšce, BMI a na příslušné skupině (BS nebo KS). Pro testování byly pro zjednodušení vybrány pouze hodnoty naměřené při chůzi naboso. Testování bylo znovu provedeno v programu R. Výsledné p hodnoty jsme porovnali vzájemně mezi sebou, abychom tak našli parametr se signifikantním vlivem na LPF. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 10.

Pro jednoduchý orientační náhled byly znovu využity scatter ploty. V tomto případě vysvětlujeme hodnotu LPF na ose y pomocí zvolených parametrů na ose x (vysvětlující neboli regresní veličina). Jednotlivé body zobrazené v grafu jsou jednotlivé naměřené hodnoty. Červeno-oranžová barva je použita pro hodnoty barefootové skupiny, kdežto šedá barva je pro kontrolní skupinu. Body je proložena přímkou ukazující míru lineární závislosti ve skupině. Zjednodušeně můžeme říci, že čím více je přímkou horizontální, tím menší budeme očekávat závislost vysvětlované veličiny na veličině regresní, a naopak. Uvedené jsou grafy jen pro vybrané parametry (viz grafy 12-15).

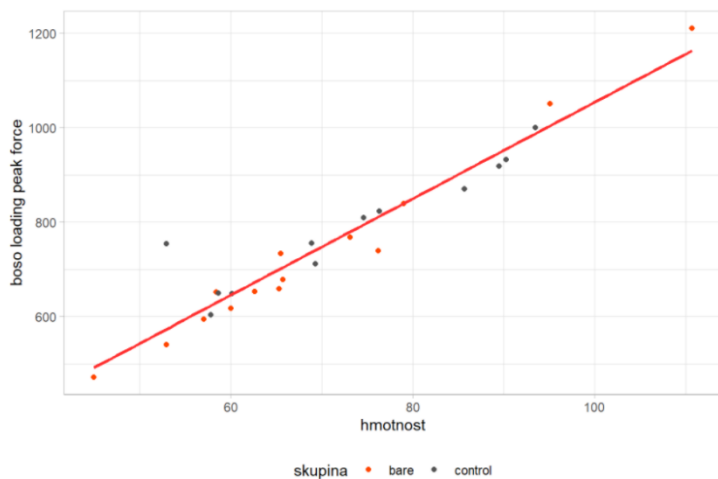
| p hodnota | skupina | věk | pohlaví | výška | hmotnost | BMI |
|-----------|---------|--------|---------|----------------------|-----------------------|----------------------|
| boso | 0,3659 | 0,9049 | 0,0009 | $1,477 \cdot e^{-7}$ | $8,919 \cdot e^{-15}$ | $4,766 \cdot e^{-8}$ |

Tabulka 10: výsledky regresní analýzy pro testování LPF

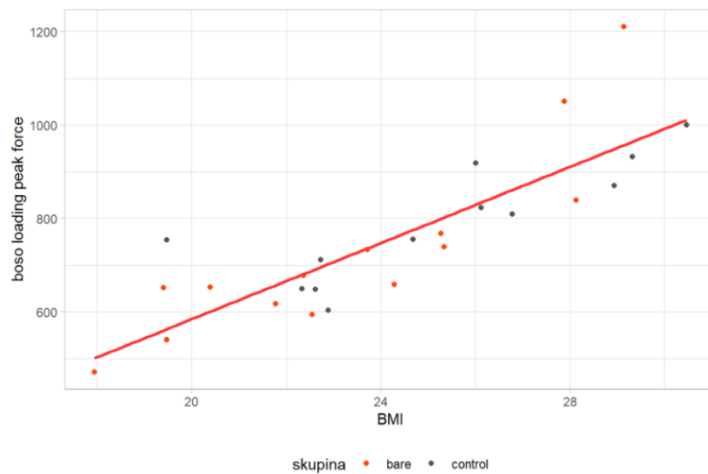


Graf 15: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na věku

Graf 14: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na výšce



Graf 12: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na hmotnosti



Graf 13: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na BMI

Z tabulky 10 vyplývá, že nejsilnější model je ten, kde je regresorem hmotnost. U některých ostatních hodnot se může zdát, že vyšla p hodnota velmi nízká, musíme to však brát vzhledem k hmotnosti, u které vyšla p hodnota nejméně o 7 řádů nižší. Při komplexnějším vypracování byly k nejsilnějšímu modelu postupně přidávány i ostatní parametry a byla sledována změna závislosti. Přidání ani jedné z veličin však nebylo signifikantně významné.

Loading peak forces tedy z vybraných parametrů závisí především na hmotnosti.

3.3.3.2 Loading rate

Následující tabulky (tabulka 11-12) a grafy (graf 16-17) obsahují popisnou statistiku souborů pro měřenou veličinu LR.

| skupina | avg | max | median | min | n | sd |
|---------|----------|------|--------|------|----|----------|
| (all) | 5369.615 | 9020 | 5020 | 3450 | 26 | 1298.850 |
| bare | 5302.143 | 9020 | 5020 | 3610 | 14 | 1373.503 |
| control | 5448.333 | 8100 | 5185 | 3450 | 12 | 1261.765 |

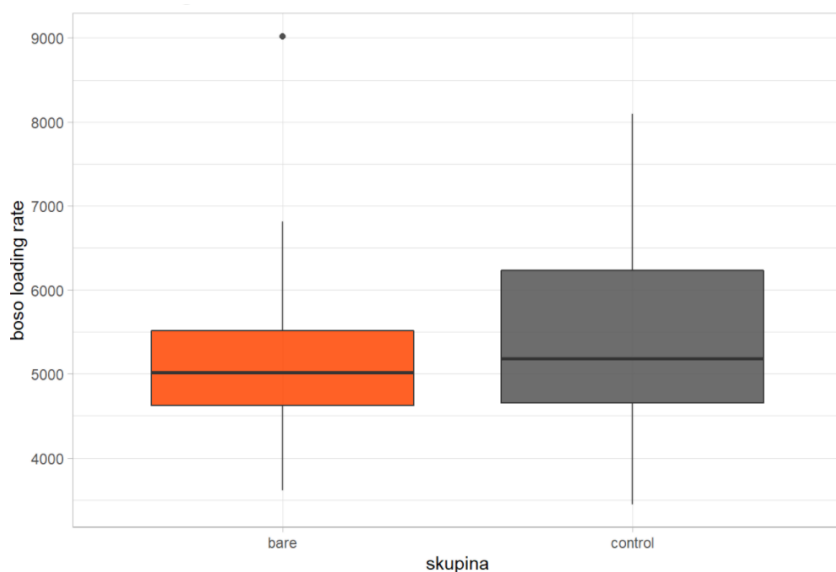
Tabulka 11: popisná statistika hodnot loading rate pro měřené skupiny při chůzi naboso

| skupina | avg | max | median | min | n | sd |
|---------|----------|------|--------|------|----|----------|
| (all) | 5093.846 | 8890 | 4630 | 3450 | 26 | 1303.927 |
| bare | 4905.714 | 8890 | 4595 | 3450 | 14 | 1492.848 |
| control | 5313.333 | 7700 | 4990 | 4240 | 12 | 1064.308 |

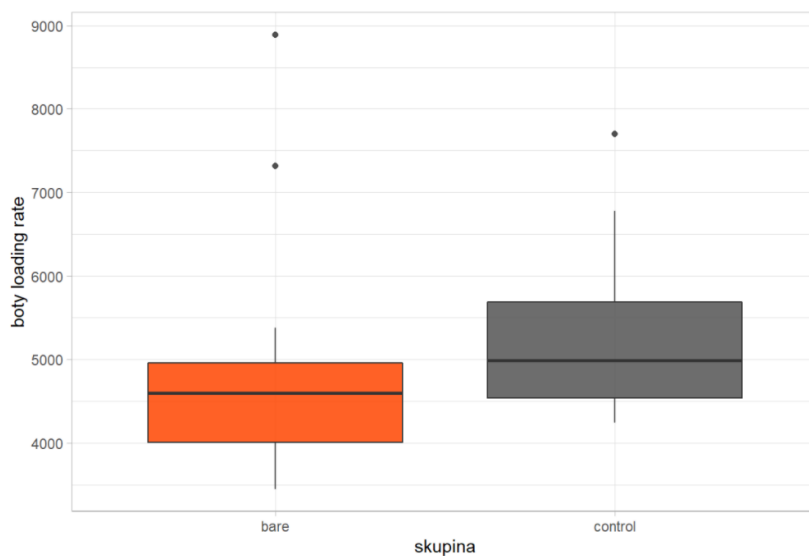
Tabulka 12: popisná statistika hodnot loading rate pro měřené skupiny při chůzi v obuvi

Průměrné hodnoty i mediány vyšly (obdobně jako u LPF) nižší u BS než u KS. Stejně tak podobně vyšla i směrodatná odchylka, která je vyšší u BS než u KS. Zatím však nemůžeme dělat žádné statistické závěry.

Ani box ploty nám toho příliš neodhalily (viz graf 16, 17). I při měření naboso i při měření v obuvi jsou si box ploty obou skupin poměrně blízko, není tam tedy na první pohled vidět významná odlišnost. Přestože vyšla směrodatná odchylka vyšší u BS, z box plotů vyplývá, že je to způsobeno především odlehlými hodnotami. Většina hodnot je naopak u BS v menším rozptylu, než je tomu u KS – tento rozdíl je markantní především u chůze naboso.



Graf 16: box plot pro rozložení LR při chůzi naboso v závislosti na skupinách



Graf 17: box plot pro rozložení LR při chůzi v obuvi v závislosti na skupinách

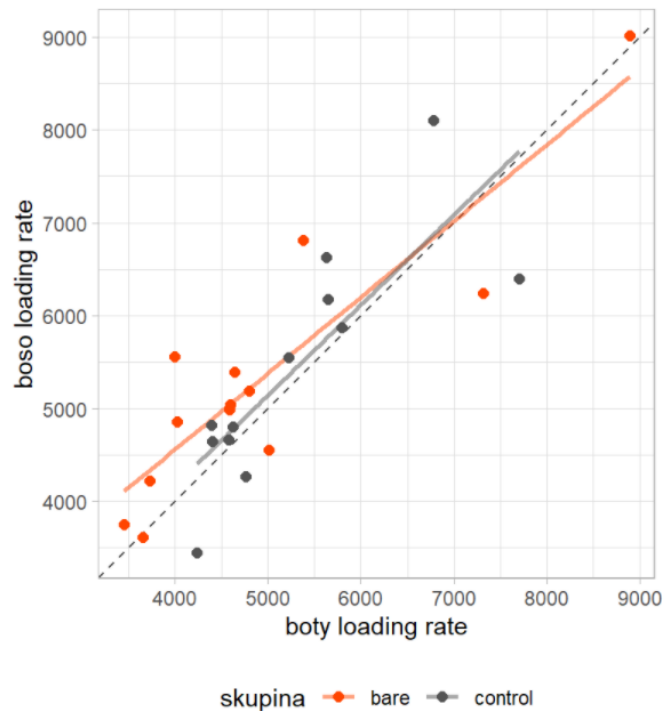
3.3.3.2.1 Porovnání chůze naboso a v obuvi

Porovnání chůze naboso a v obuvi v rámci jedné skupiny bylo provedeno obdobným způsobem jako u LPF. Pro získání p hodnoty byl vypočítán v programu R párový T-test. Hladina významnosti byla zvolena 10 %. Testované byly nulové hypotézy H_{0_III} : *Loading rate se neliší mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi* pro obě skupiny zvlášť i dohromady. Výsledná p hodnota je uvedena v tabulce 13.

Pro orientační grafické vyjádření byl vykreslen tzv. scatter plot s proloženými přímkami lineární závislosti (graf 18) (detailní popis scatter plotu viz výše).

| | bare | control | all |
|-----------|------------|-----------|------------|
| p hodnota | 0,04710472 | 0,5313712 | 0,05454746 |

Tabulka 13: výsledná p hodnota párových T-testů pro LR

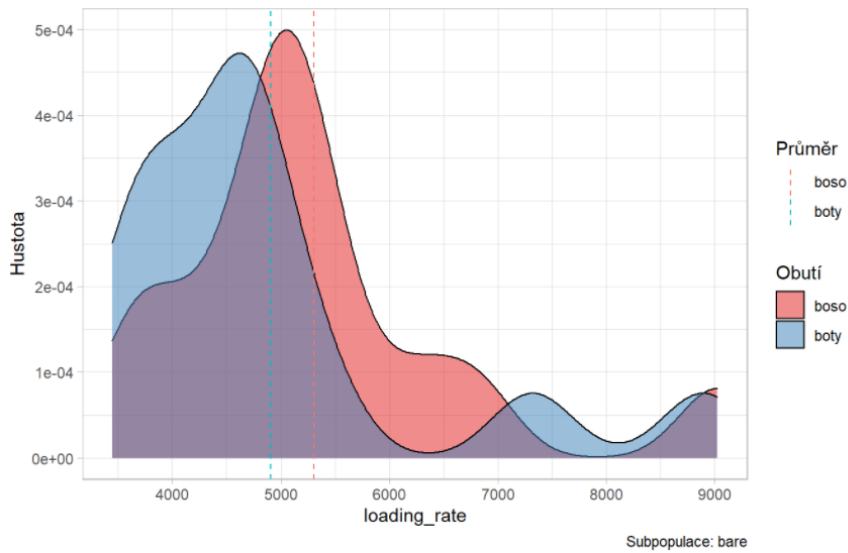


Graf 18: scatter plot pro rozložení LR v závislosti na pokrývce nohy

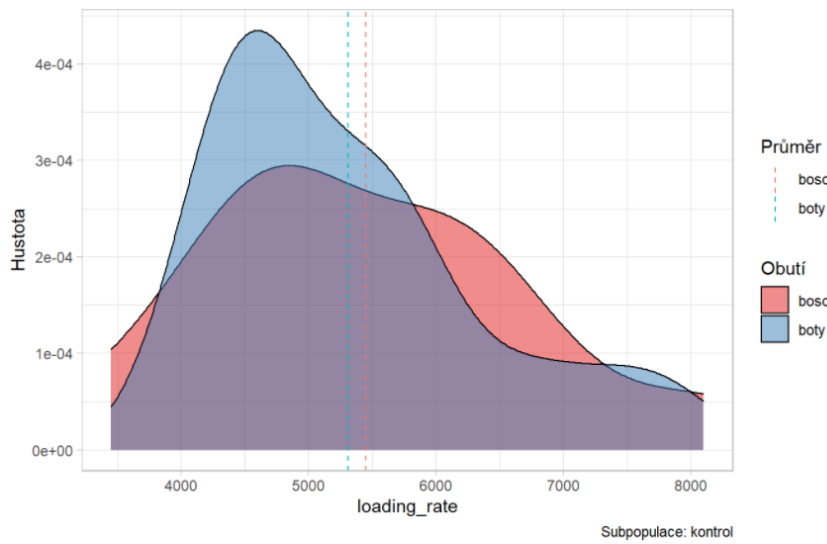
Nejprve se podíváme na scatter plot. Proložené přímky lineární závislosti se hodně přibližují přímce $x = y$ – a to platí více pro KS než pro BS. Je tedy možné, že závislost LR na pokrývce nohy nemusí být statisticky prokazatelná. V porovnání se scatter plotem pro LPF se však zde vektor proložených přímek více odlišuje od $x = y$. A jelikož nám u LPF vyšla závislost signifikantní, je velká šance, že se nám ji podaří prokázat i v tomto případě.

Dále se tedy podíváme na výsledky párového T-testu. Při testování obou skupin dohromady nám vyšla p hodnota 0,05. Na zvolené hladině významnosti (10 %) je tedy výsledek signifikantní. Tím pádem zamítáme nulovou hypotézu $H0_{III}$ a přijímáme alternativní hypotézu $H1_{III}$: *Loading rate se liší mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi pro obě skupiny dohromady*. Při rozdělení výsledků na skupiny byla naměřená p hodnota vyšší u kontrolní skupiny než u barefootové. U BS můžeme přijmout alternativní hypotézu, u KS však ne. To je přesně opačný výsledek, než který jsme očekávali. Důvodem se budeme zabývat ale až v diskuzní části práce.

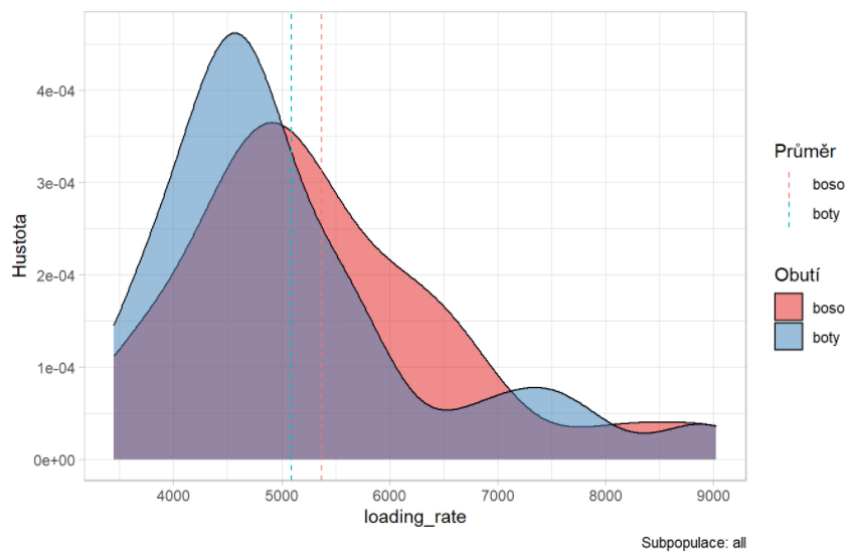
Na konec jsou zase přiložené tři grafy odrážející rozložení měřené veličiny v populacích.



Graf 19: rozdělení LR v barefootové skupině



Graf 20: rozdělení LR v kontrolní skupině



Graf 21: rozdělení LR všech probandů

3.3.3.2.2 Porovnání chůze mezi skupinami

I pro porovnání chůze mezi skupinami byl zvolen stejný postup jako u LPF. V programu R byl vypočítán dvouvýběrový T-test s nastavenou hladinou významnosti 10 %. Testovány byly nulové hypotézy H_{0_IV} : *Loading rate se neliší mezi skupinami zvlášť pro chůzi naboso a zvlášť pro chůzi v obuvi*. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 14.

| | boso | boty |
|-----------|-----------|-----------|
| p hodnota | 0,7812808 | 0,4380632 |

Tabulka 14: výsledná p hodnota dvouvýběrových T-testů pro LR

Se zvolenou hladinou významnosti není signifikantní ani jeden výsledek. Nemůžeme tedy zamítnout nulovou hypotézu H_{0_IV} , ani přijmout alternativní hypotézu H_{1_IV} . Je to tedy podobný výsledek, kterého jsme se dobrali i u testování LPF. Alternativní hypotézu nemůžeme ani potvrdit, ani vyvrátit, a pro upřesnění výsledku by bylo potřeba naměřit více probandů. Jediné, na co se můžeme podívat je velikost p hodnoty, která je velmi odlišná u chůze naboso a chůze v obuvi – u obuté chůze je sice stále velmi vysoká ale zároveň je mnohem nižší než u chůze naboso. Mohli bychom tedy očekávat, že by se spíše rozdíl potvrdil zde.

3.3.4 Popis krokového cyklu, vybrané parametry

Při měření na 3D Treadmill běhátku jsme získali mnoho parametrů chůze. V této práci však není prostor pro hodnocení všech. Při aplikaci statistických testů i na zbylé parametry jsme zjistili, že hned několik jich vychází statisticky významně i s takto malým vzorkem probandů. Proto jsem se rozhodla některé z nich v této práci uvést.

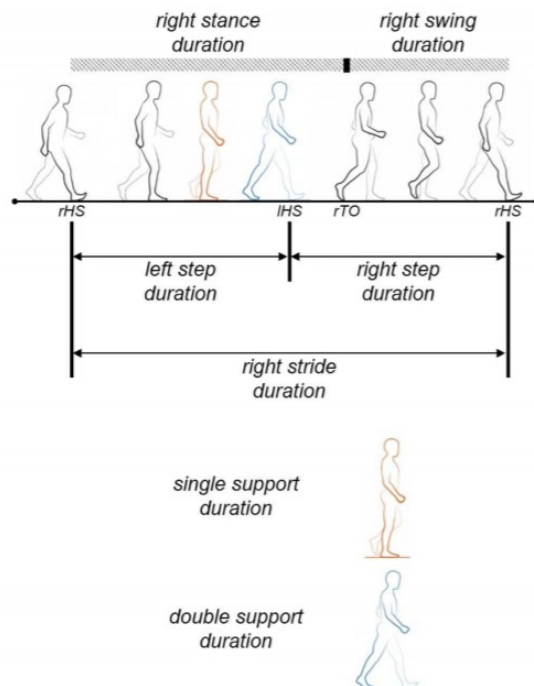
Mezi parametry, které vycházeli s nejmenší hladinou významnosti, patří zejména ty, které popisují krokový cyklus. Uvedla bych zde proto základní statistické zhodnocení následujících vybraných veličin: stride duration, double support duration, single support duration, step length a cadence.

Stride duration (dále SD), jejíž jednotkou jsou milisekundy (ms), je parametr popisující dobu jednoho krokového cyklu. Krokový cyklus (v angličtině ho zastupuje pojem stride) je období od iniciálního kontaktu jedné nohy s podložkou až do iniciálního kontaktu té samé nohy (12).

Následující veličiny – double support duration, single support duration – jsou vyjádřeny v procentech krokového cyklu (% stride). Double support duration (DSD) je fáze, ve kterém jsou v kontaktu s podložkou obě dolní končetiny. Single support duration (SSD) je naopak fáze, ve kterém je v kontaktu s podložkou pouze jedna noha, zatímco se druhá dolní končetina nachází ve švihové fázi. Znázornění je na obrázku 5.

Step length (SL) je délka jednoho kroku (jednotkou je centimetr, cm). Je to délka od místa dotyku paty jedné nohy po místo dotyku paty druhé nohy.

Cadence (C) vyjadřuje množství kroků za jednotku času (jednotka je počet kroků za minutu, steps per minute, spm).



Obrázek 5: Krokový cyklus. Zdroj (30)

Následující tabulka 15 obsahuje základní popisnou statistiku vybraných parametrů.

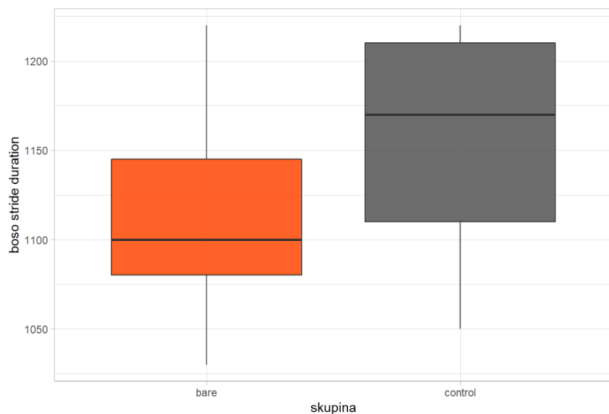
| | | barefootová skupina | | | kontrolní skupina | | |
|--|------|---------------------|--------|---------------------|-------------------|--------|---------------------|
| | | průměr | medián | směrodatná odchylka | průměr | medián | směrodatná odchylka |
| stride duration (ms) | boso | 1112 | 1100 | 55,5 | 1158 | 1170 | 57,2 |
| | boty | 1085 | 1080 | 57,3 | 1119 | 1105 | 80,6 |
| double support duration (%stride) | boso | 12,6 | 12,3 | 1,0 | 13,6 | 13,7 | 0,8 |
| | boty | 12,8 | 12,5 | 0,9 | 12,5 | 12,5 | 0,9 |
| single support duration (%stride) | boso | 37,4 | 37,8 | 1,0 | 36,4 | 36,3 | 0,8 |
| | boty | 37,2 | 37,5 | 0,9 | 37,5 | 37,5 | 0,9 |
| step length (cm) | boso | 61,6 | 61 | 3,1 | 63,9 | 64,8 | 3,2 |
| | boty | 59,9 | 59,9 | 3,1 | 61,9 | 61,1 | 4,8 |
| cadence (spm) | boso | 108,1 | 109 | 5,4 | 103,9 | 102,5 | 5,3 |
| | boty | 111,1 | 111,0 | 5,8 | 107,7 | 108,5 | 7,7 |

Tabulka 15: popisná statistika vybraných parametrů krokového cyklu

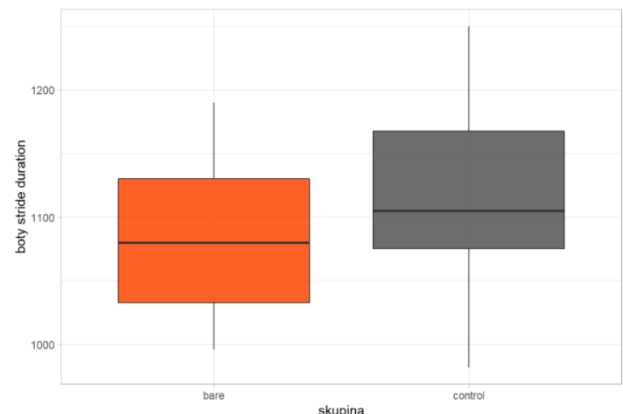
Přehledně nám data popisují zhotovené box ploty. Čím dále jsou od sebe box ploty vzdálenější, tím větší můžeme čekat rozdíl mezi skupinami v dané veličině.

3.3.4.1 *Stride duration*

Na grafech 22 a 23 vidíme, že rozdíl mezi skupinami v hodnotě SD je významnější při chůzi naboso, než při chůzi v obuvi. Navíc je při chůzi naboso větší rozptyl středních hodnot kontrolní skupiny v porovnání s chůzí v obuvi. V tomto ohledu je barefootová skupina více konstantní a rozmezí 1. a 3. kvartilu je v obou případech podobný.



Graf 23: box plot pro rozložení stride duration při chůzi naboso

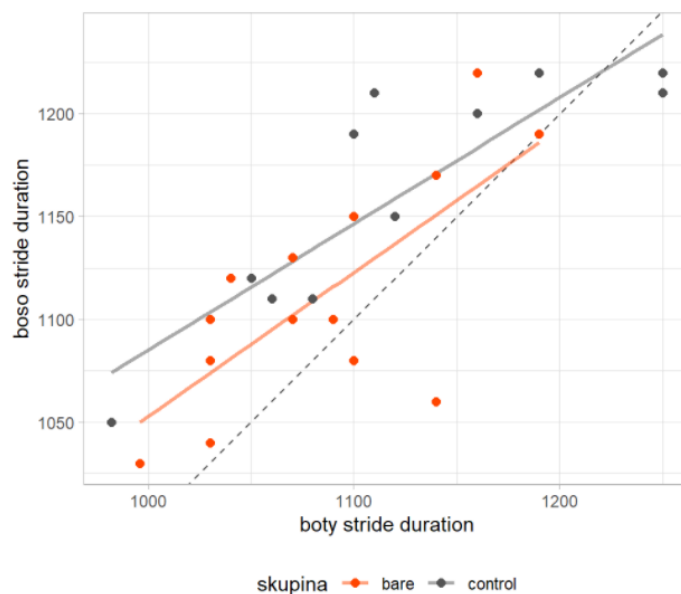


Graf 22: box plot pro rozložení stride duration při chůzi v obuvi

Pro zhodnocení vztahu veličiny měřené s a bez obuvi nám znovu poslouží scatter plot a párový T-test. Na grafu 24 můžeme zhodnotit vektor proložených přímek lineární závislosti a srovnat ho s přímkou $x = y$. Vidíme, že obě barevné přímky (pro BS i pro KS) se poměrně dost odlišují od přímky čárkované. Pro potvrzení signifikantní odlišnosti měření naboso a v obuvi byl dále vypočítán párový T-test (viz tabulka 16).

Výsledná p hodnota pro celkovou populaci vyšla 0,0005. To je hladina významnosti dokonce nižší než 1 %. To znamená, že kdybychom měření provedli ve 100 případech, chyba by se vyskytla v méně než v jednom případě. Díky tomu můžeme zamítnout nulovou hypotézu: *Stride duration se neliší mezi chůzí naboso a chůzí s botami*, a naopak můžeme přijmout alternativní hypotézu, že je mezi těmito dvěma podmínkami signifikantní odlišnost.

I při rozdělení hodnot na skupiny nám v obou případech vyšla hladina významnosti dostatečně nízká na přijetí alternativní hypotézy. Porovnáme-li výsledek p hodnoty pro BS (= 0,03) a pro KS (= 0,008), ukáže se, že je rozdíl silnější v KS než v BS.



Graf 24: scatter plot pro rozložení SD v závislosti na pokrývce nohy

Nakonec byl pro porovnání skupin proveden dvouvýběrový T-test pro otestování nulové hypotézy, že *stride duration se neliší mezi skupinami*. Výsledné p hodnoty jsou uvedeny v tabulce 16. Při měření chůze naboso vyšla hladina významnosti pod 5 %, a lze tedy zamítnout nulovou hypotézu. U měření chůze v obuvi však vyšla p hodnota poměrně vysoká a na zvolené desetiprocentní hladině významnosti nelze nulovou hypotézu vyvrátit.

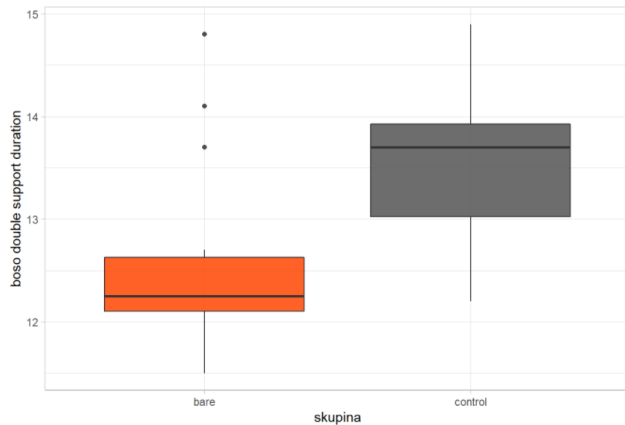
Znamená to tedy, že při chůzi naboso má BS kratší trvání jednoho krokového cyklu než KS (*stride duration* má nižší hodnotu).

| | | p hodnota |
|---------------------|------|-------------|
| párový T-test | BS | 0,02954479 |
| | KS | 0,008412185 |
| | all | 0,000480242 |
| dvouvýběrový T-test | boso | 0,04773477 |
| | boty | 0,2142318 |

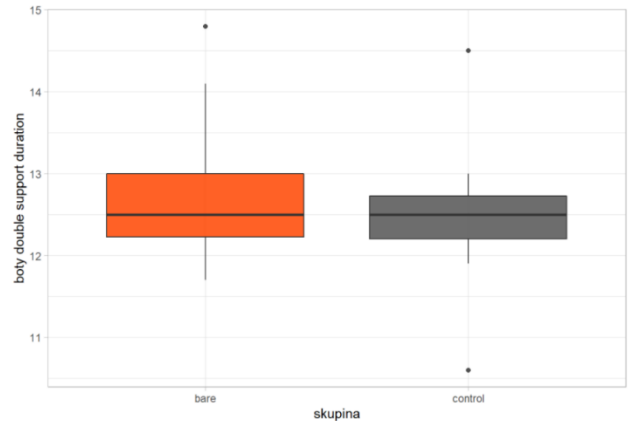
Tabulka 16: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro SD

3.3.4.2 Double support duration

Na box plotech pro DSD (graf 25 a 26) opět vidíme větší rozdíly supin při měření naboso, kdy jsou od sebe box ploty hodně vzdálené. Naopak na grafu měření v obuvi jsou box ploty téměř vyrovnané pro BS i pro KS. Můžeme tedy předpokládat, že při měření naboso najdeme signifikantní rozdíl mezi skupinami, kdežto při měření v obuvi se nám rozdíly skupin nepodaří prokázat.



Graf 26: box plot pro rozložení double support duration při chůzi naboso



Graf 25: box plot pro rozložení double support duration při chůzi v obuvi

Výsledky párového a dvou výběrového T-testu jsou uvedeny v tabulce 17. Grafické zobrazení je vidět na grafu 27.

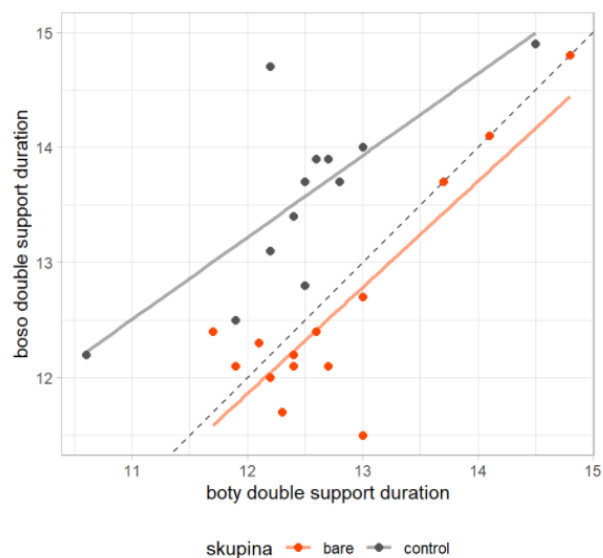
P hodnota párového testu pro rozdíl mezi měřením naboso a v obuvi u testování všech probandů dohromady vyšla velmi nízká, dokonce pod 5 % hladinu významnosti ($= 0,03$), takže můžeme říci, že na pokrývce nohy záleží. U kontrolní skupiny byla p hodnota ještě o mnoho nižší ($= 5 \cdot 10^{-5}$). Naopak u barefootové skupiny přesahovala hodnota nastavenou 10% hranici ($= 0,2$), takže nemůžeme potvrdit rozdíl mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi u BS.

Výsledky dvou výběrového T-testu potvrdili očekávání stanovená při interpretaci box plotů: tedy, že signifikantní rozdíl mezi skupinami můžeme dokázat pouze v případě měření naboso (p hodnota $= 0,01$).

DSD je tedy prokazatelně nižší u BS při chůzi naboso (tedy fáze dvojí opory trvá kratší dobu).

| | | p hodnota |
|---------------------|------|-------------------------|
| párový T-test | BS | 0,1601336 |
| | KS | $5,191956 \cdot e^{-5}$ |
| | all | 0,0260615 |
| dvouvýběrový T-test | boso | 0,009594549 |
| | boty | 0,4157483 |

Tabulka 17: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro DSD



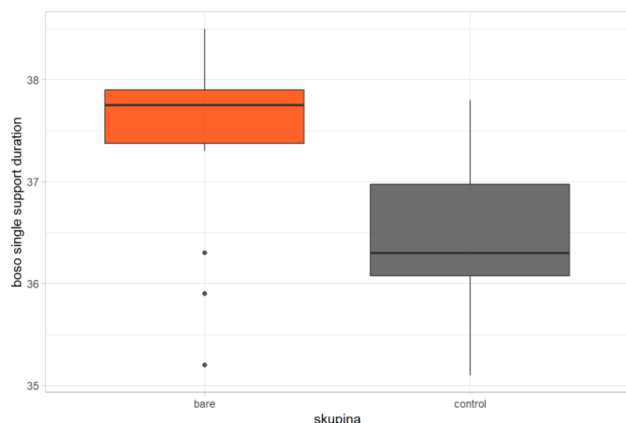
Graf 27: scatter plot pro rozložení DSD v závislosti na pokrývce nohy

3.3.4.3 *Single support duration*

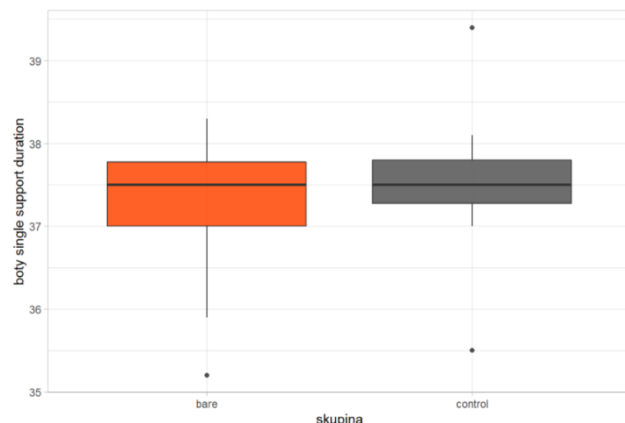
SSD je doplněním veličiny DSD. Tyto dvě fáze spolu tvoří krokový cyklus a jsou vyjádřeny jeho procentem. Jelikož se za jeden krokový cyklus (stride) vyskytnou dvakrát, musí součet těchto veličin dávat dohromady 50 %.

Jelikož jsou tedy tyto hodnoty na sobě plně závislé, jsou i výsledky jejich statistických testů propojené. Při poklesu jedné z veličin musí automaticky dojít ke zvýšení druhé. Při testování závislosti na dalších parametrech budou mít T-testy identické výsledky.

Box ploty popisující SSD vidíme na grafech 28 a 29. Výsledky T-testů shrnuje tabulka 18. Grafické znázornění je na grafu 30.



Graf 29: box plot pro rozložení single support duration při chůzi naboso



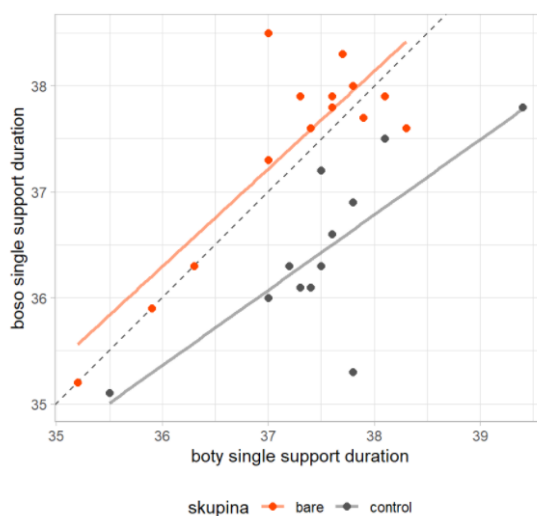
Graf 28: box plot pro rozložení single support duration při chůzi v obuvi

Párové T-testy prokázali rozdíl mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi u KS ($= 5 \cdot e^{-5}$) i celkové populace ($= 0,03$). Při testování samotného BS se rozdíl neprokázal ($= 0,2$). Dále můžeme statisticky potvrdit rozdíl mezi skupinami při chůzi naboso ($= 0,01$).

BS má tedy trvání fáze jedné opory delší než KS při chůzi naboso (SSD je u BS vyšší).

| | | p hodnota |
|---------------------|------|-------------------------|
| párový T-test | BS | 0,1601336 |
| | KS | $5.191956 \cdot e^{-5}$ |
| | all | 0,0260615 |
| dvouvýběrový T-test | boso | 0,009594549 |
| | boty | 0,4157483 |

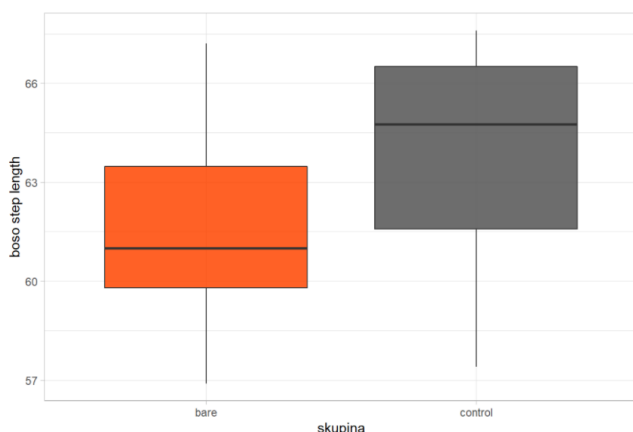
Tabulka 18: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro SSD



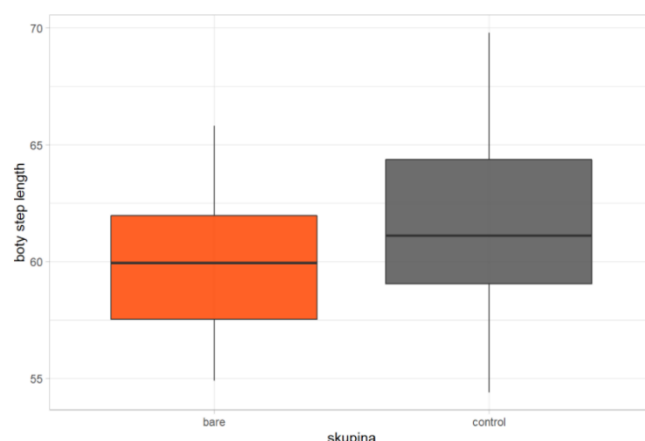
Graf 30: scatter plot pro rozložení SSD v závislosti na pokrývce nohy

3.3.4.4 Step length

Box ploty pro délku kroku vidíme na grafech 31 a 32. Podobně jako u předchozích veličin je rozdíl markantnější u chůze naboso než u chůze v obuvi, přestože není tak výrazný jako u DSD a SSD.



Graf 32: box plot pro rozložení step length při chůzi naboso



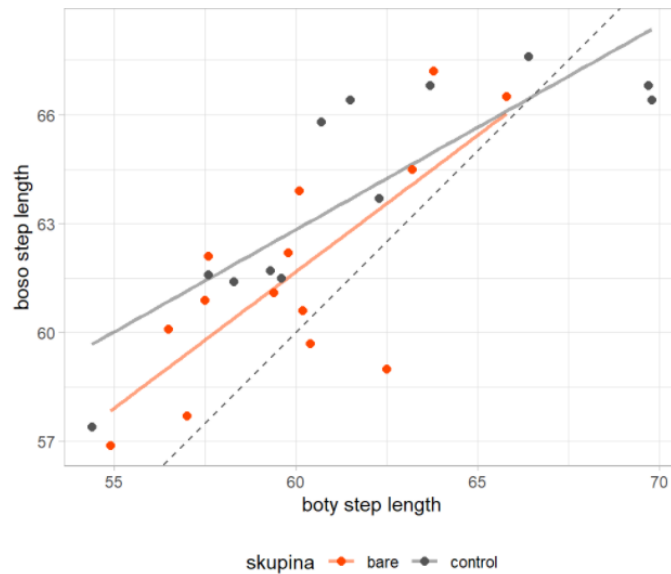
Graf 31: box plot pro rozložení step length při chůzi v obuvi

Při přetestování dvouvýběrovým T-testem (viz tabulka 19) si potvrdíme předpokládané závěry z vyhodnocení box plotů. Při chůzi naboso vyšla p hodnota 0,07. Není to tedy velmi silné potvrzení hypotézy, na zvolené hladině významnosti 10 % nám to však postačí. Zamítáme tedy nulovou hypotézu, že není rozdíl mezi skupinami při chůzi naboso u SL, a naopak přijímáme hypotézu, že jsou si skupiny rozdílné. Pokud se podíváme do tabulky 15, můžeme rozdíl specifikovat: u BS je při chůzi naboso krok kratší než u KS. U chůze v obuvi však vyšla p hodnota příliš velká, takže nulovou hypotézu nemůžeme ani zamítnout ani potvrdit.

U párového T-testu pro celou populaci vyšla hladina významnosti dokonce nižší než 1 %. Zároveň vyšla nízká p hodnota i u BS (= 0,01) i u KS (= 0,03). Můžeme proto potvrdit signifikantně významný rozdíl mezi chůzí naboso a v obuvi.

| | | p hodnota |
|---------------------|------|-------------|
| párový T-test | BS | 0,01071133 |
| | KS | 0,02693741 |
| | all | 0,000566246 |
| dvouvýběrový T-test | boso | 0,0696083 |
| | boty | 0,2017254 |

Tabulka 19: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro SL



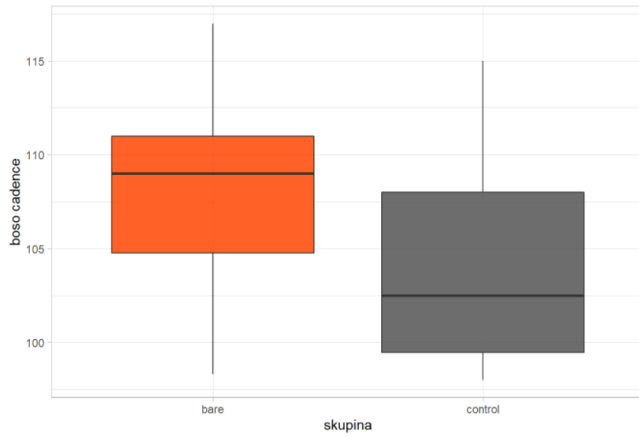
Graf 33: scatter plot pro rozložení SL v závislosti na pokrývce nohy

3.3.4.5 Cadence

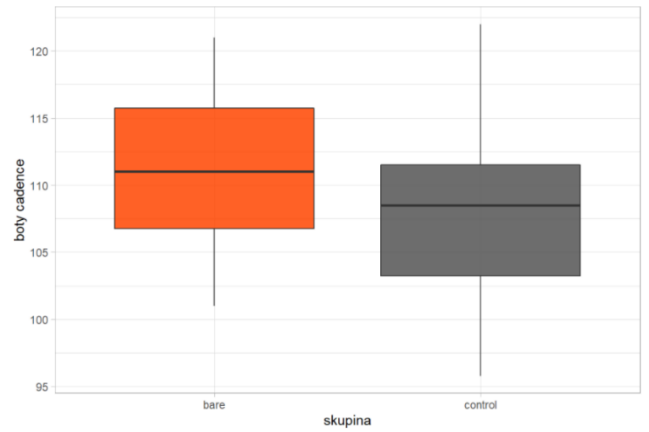
Na odpovídajících box plotech (graf 34 a 35) není rozdíl mezi skupinami tak nápadný. A ani tato veličina není výjimkou, jelikož se od sebe více odlišují box ploty skupin při chůzi naboso v porovnání s chůzí v obuvi. To nám znovu potvrzuje dvouvýběrový T-test (výsledné hodnoty viz tabulka 20). Díky zvolené hladině významnosti na 10 % můžeme přijmout p hodnotu získanou u bosých podmínek ($= 0,06$) jako signifikantní, a můžeme tedy potvrdit rozdíl mezi skupinami. V obutých podmínkách však byla získaná p hodnota opět příliš velká ($= 0,2$) a nelze proto učinit definitivní závěry.

Kadence je tedy dle tabulky 15 vyšší u BS při chůzi naboso. To odpovídá našim předchozí nálezům: jelikož byla rychlost chůze předem nastavená na běhátku Treadmill a u BS jsme zjistili kratší délku jednoho kroku, musí to být kompenzováno vyšší krokovou kadencí.

Zároveň můžeme přijmout alternativní hypotézu, že *cadence se liší mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi*, díky výsledné p hodnotě párového T-testu a to pro všechny testované populace (viz tabulka 20). Zároveň vidíme, že při testování BS byla p hodnota nad 1 % ($= 0,02$), kdežto KS i celková populace měli p hodnotu pod 1 % ($= 0,006, 0,0002$).



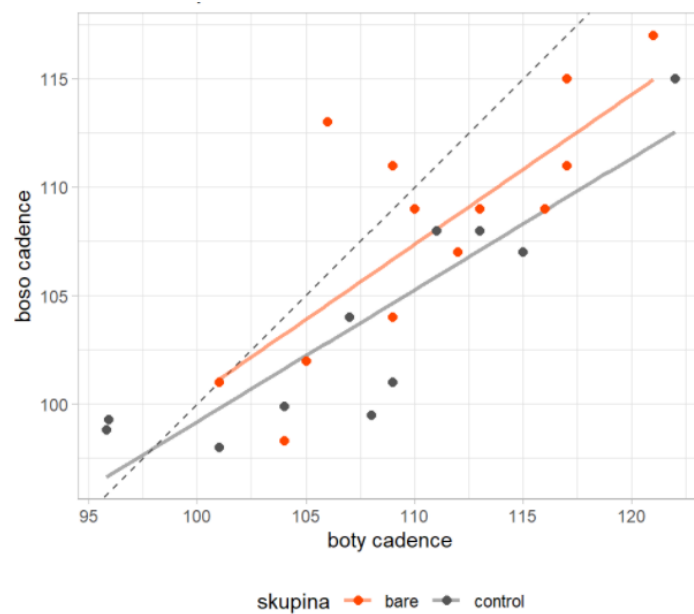
Graf 35: box plot pro rozložení cadence při chůzi naboso



Graf 34: box plot pro rozložení cadence při chůzi v obuvi

| | | p hodnota |
|---------------------|------|--------------|
| párový T-test | BS | 0,01509413 |
| | KS | 0,005981503 |
| | all | 0,0001692408 |
| dvouvýběrový T-test | boso | 0,05565092 |
| | boty | 0,2182266 |

Tabulka 20: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro C



Graf 36: scatter plot pro rozložení C v závislosti na pokrývce nohy

3.3.5 Shrnutí výsledků

Na závěr bych ráda v tabulce 21 shrnula, které hypotézy se nám podařilo potvrdit a pro které máme nejspíše nedostatečný vzorek probandů. Všechny nulové hypotézy byly formulovány tak, že se zkoumané skupiny mezi sebou v dané veličině neliší. K nim byly přiděleny alternativní hypotézy, které naopak tvrdí, že se skupiny mezi sebou signifikantně liší. Vybarvení polí odpovídá síle tvrzení vzhledem k vypočítané p hodnotě: žlutě jsou označeny hypotézy, u kterých vyšla p hodnota pod 1 %, modře je p hodnota mezi 1 a 5 %, šedě je p hodnota mezi 5 a 10 % a bíle jsou ponechány hypotézy, které se prokázat nepodařilo vzhledem k vysoké p hodnotě.

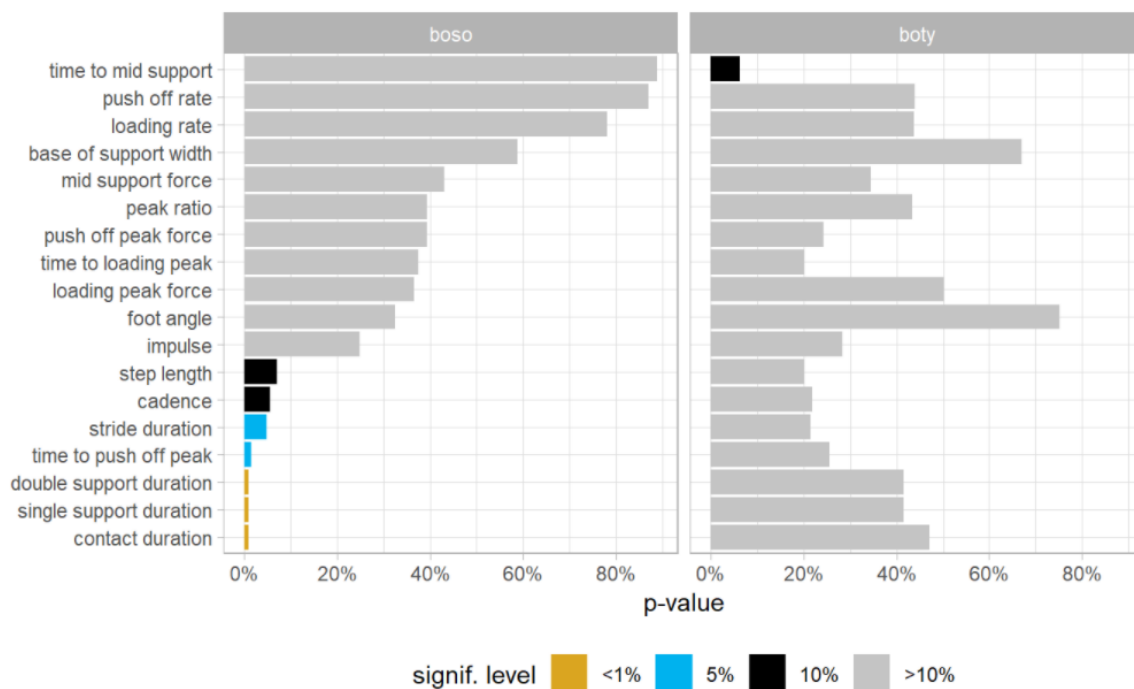
| testovaná veličina | testování rozdílu | podmínky měření | p hodnota odpovídajícího testu | potvrzení alteranitvní hypotézy | závěr měření |
|-----------------------------------|-------------------|-----------------|--------------------------------|---------------------------------|--------------|
| loading peak force (N) | boso vs boty | BS | 0,7058718 | NE | - |
| | | KS | 0,007412894 | ANO | nižší u boso |
| | | all | 0,05969239 | ANO | nižší u boso |
| | BS vs KS | boso | 0,3659155 | NE | - |
| | | boty | 0,5027536 | NE | - |
| loading rate (N/s) | boso vs boty | BS | 0,04710472 | ANO | nižší u boso |
| | | KS | 0,5313712 | NE | - |
| | | all | 0,05454746 | ANO | nižší u boso |
| | BS vs KS | boso | 0,7812808 | NE | - |
| | | boty | 0,4380632 | NE | - |
| stride duration | boso vs boty | BS | 0,02954479 | ANO | nižší u boso |
| | | KS | 0,008412185 | ANO | nižší u boso |
| | | all | 0,000480242 | ANO | nižší u boso |
| | BS vs KS | boso | 0,04773477 | ANO | nižší u BS |
| | | boty | 0,2142318 | NE | - |
| double support duration (%stride) | boso vs boty | BS | 0,1601336 | NE | - |
| | | KS | 5,191956.e ⁻⁵ | ANO | nižší u boso |
| | | all | 0,0260615 | ANO | nižší u boso |
| | BS vs KS | boso | 0,009594549 | ANO | nižší u BS |
| | | boty | 0,4157483 | NE | - |
| single support duration (%stride) | boso vs boty | BS | 0,1601336 | NE | - |
| | | KS | 5,191956.e ⁻⁵ | ANO | vyšší u boso |
| | | all | 0,0260615 | ANO | vyšší u boso |
| | BS vs KS | boso | 0,009594549 | ANO | vyšší u BS |
| | | boty | 0,4157483 | NE | - |
| step length (cm) | boso vs boty | BS | 0,01071133 | ANO | nižší u boso |
| | | KS | 0,02693741 | ANO | nižší u boso |
| | | all | 0,000566246 | ANO | nižší u boso |
| | BS vs KS | boso | 0,0696083 | ANO | nižší u BS |
| | | boty | 0,2017254 | NE | - |

| cadence (spm) | boso vs boty | BS | 0,01509413 | ANO | vyšší u boso |
|---------------|--------------|------|--------------|-----|--------------|
| | | KS | 0,005981503 | ANO | vyšší u boso |
| | | all | 0,0001692408 | ANO | vyšší u boso |
| | BS vs KS | boso | 0,05565092 | ANO | vyšší u BS |
| | | boty | 0,2182266 | NE | - |

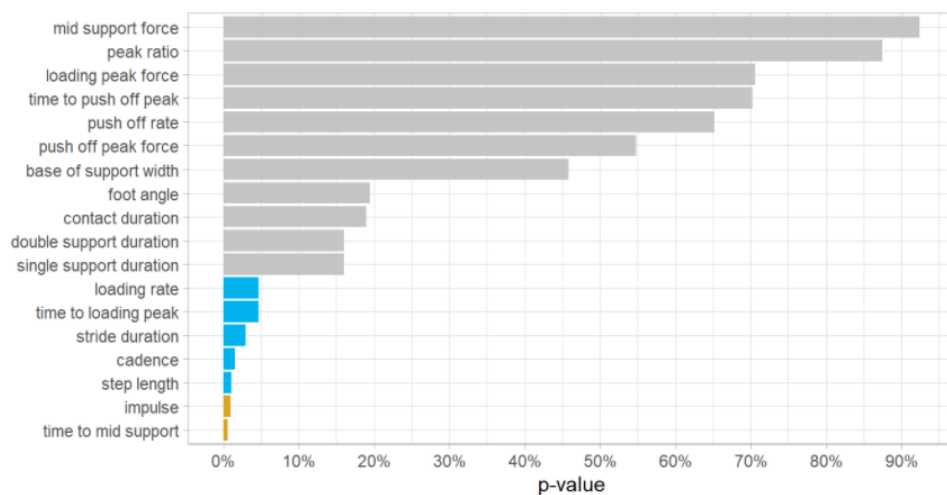
Tabulka 21: Shrnutí testovaných hypotéz

Následující čtyři grafy (graf 37 – 40) shrnují výsledky párových a dvouvýběrových T-testů aplikovaných na všechny naměřené parametry chůze. Jelikož by však při takto početném testování mohlo hrozit přetestování, je potřeba brát následující grafy spíše jako pouhý náhled do dané problematiky.

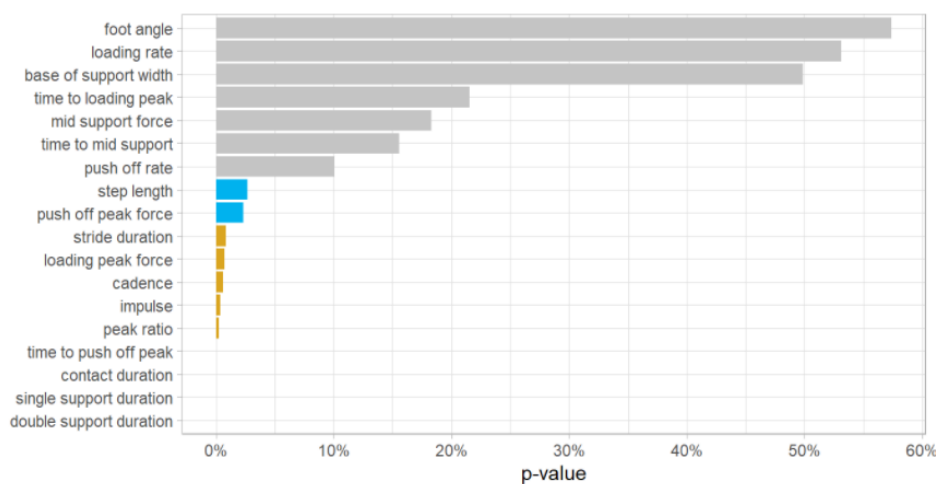
V grafech jsou veličiny seřazené podle výsledků p hodnoty. Žlutou barvou jsou označeny ty výsledky, u kterých vyšla hladina významnosti pod 1 %. Modře jsou označeny výsledky s hladinou významnosti pod 5 % (a nad 1 %), černě s hladinou významnosti pod 10 % (a nad 5 %) a šedě jsou výsledky s hladinou významnosti nad 10 %.



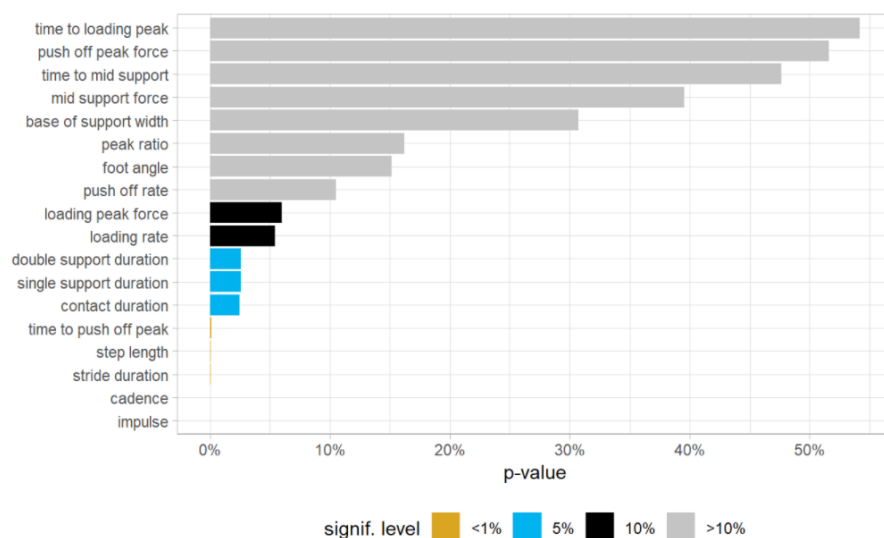
Graf 37: Přehled p hodnot dvouvýběrových T-testů; test rozdílnosti průměrné hodnoty veličiny mezi skupinami



Graf 38: Přehled p hodnot párových T-testů pro BS; test rozdílnosti průměrné hodnoty veličiny mezi chůzí naboso a v obuvi



Graf 39: Přehled p hodnot párových T-testů pro KS; test rozdílnosti průměrné hodnoty veličiny mezi chůzí naboso a v obuvi



Graf 40: Přehled p hodnot párových T-testů pro celkovou populaci; test rozdílnosti průměrné hodnoty veličiny mezi chůzí naboso a v obuvi

4. DISKUZE

5.1 KROKOVÝ CYKLUS

Nejprve bych se ráda věnovala popsání krokového cyklu, protože závěry, ke kterým v této kapitole dojdou, budou důležité pro vysvětlení tlumení nárazových sil.

V této studii se nám podařilo prokázat hned několik hypotéz o krokovém cyklu.

Nejprve se podíváme na rozdíl mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi v rámci jedné skupiny.

U všech vybraných veličin – stride duration, double support duration, single support duration, step length a cadence – byl nalezen signifikantní rozdíl mezi chůzí s a bez obuvi při testování obou skupin dohromady. U double a single support duration byla hladina významnosti mezi 1 a 5 %, u ostatních veličin byla pod 1 %. Přesněji bylo dokázáno následující: Při chůzi naboso je obecně nižší SD, DSD a SL; a vyšší SSD a C.

Při testování samotné kontrolní skupiny byl naměřen rozdíl ve všech veličinách s hladinou významnosti pod 1 % kromě délky kroku, kde byla p hodnota mezi 1 a 5 %. Tendenční směr odpovídá výsledkům získaným u měření obou skupin dohromady.

Při testování pouze barefootové skupiny byl prokázán signifikantní rozdíl u trvání krokového cyklu (SD, p hodnota = 0,03), u délky kroku (SL, 0,01) a u kadence (C, 0,02). Rozdíl u fáze jedné i dvojí opory nebyl prokázán. Znamená to tedy, že chůze v barefootové obuvi a naboso se přeci jen liší, i když méně parametry než chůze naboso a v konvenční obuvi.

Všechny tyto nálezy korelují s nálezy jiných studií: při chůzi v obuvi bylo prokázáno snížené SD (17, 31), nižší DSD (31), vyšší SSD (32), kratší délka kroku (20, 27, 31, 32), vyšší kadence (31, 32).

První tři veličiny spolu úzce souvisejí. Stride duration je délka trvání krokového cyklu, který sestává z fáze jedné opory (SSD), kdy je v kontaktu se zemí pouze jedna noha, a z fáze opory dvojí (DSD). Tyto dvě fáze se za jeden krokový cyklus vyskytnou dvakrát, jelikož je krokový cyklus období od kontaktu jedné nohy s podložkou až po kontakt znovu té samé nohy. A jelikož jsou SSD a DSD vyjádřeny v procentech krokového cyklu, musí jejich součet dohromady dávat 50 %.

Stride duration navíc dále úzce souvisí i s ostatními zvolenými veličinami: délkou a kadencí kroků. A to všechno koreluje zejména s rychlostí chůze.

Rychlost chůze byla předem nastavená na běhátku na 4 km/hod. To můžeme považovat za jednu z limitů této studie: totiž, že si probandi nemohli zvolit vlastní tempo. Přestože jsme schopni chodit v mnoha různých rychlostech chůze, které střídáme podle nálady, potřeby i

fyzického stavu, každý máme určitou rychlost, ve které se nám jde nejpohodlněji. Tato rychlost je pro nás nejen nejpohodlnější ale i nejvýhodnější, jelikož je energeticky nejméně náročná. (12) Závisí jak na individuálních charakteristikách, tak na obecných principech. Jedním z důležitých faktorů je hmotnost dolní končetiny (potažmo hmotnost obuvi) (viz teoretická část práce). Aby byla chůze co nejúspornější, je potřeba, aby se těžiště pohybovalo co nejplynuleji a bez větších výkyvů. (12) Na začátku švihové fáze jsou flexory kyčle v napětí a stačí jejich uvolnění a jen velmi lehká kontrakce pro švih končetiny dopředu. Proto je švihová fáze z velké části pasivní: pouze uvolníme svaly jako nataženou pružinu a necháme nohu zhoupnout dopředu jako kyvadlo. Pokud bychom chtěli změnit rychlost švihu tohoto kyvadla (ať už zrychlit nebo zpomalit), bude to vyžadovat přídatnou energii.

Proto může být nastavení rychlosti externě určitý problém, jelikož tak zasahujeme do přirozeného mechanismu chůze. Ideální by bylo provést obdobnou studii, ve které si proband sám zvolí, jakou rychlostí půjde. I tak však doufáme, že výsledky této studie nebudou tímto faktem až tolik narušeny. Tento zásah se totiž týká stejně tak barefootové jako kontrolní skupiny, stejně tak chůze naboso jako chůze v obuvi.

V některých studiích byla zjištěna rozdílná rychlost mezi obutými a neobutými skupinami. (17) Lythgo a spol. (2009) zjistili menší rychlost chůze u dětí a mladých dospělých při chůzi naboso v porovnání s chůzí ve sportovní obuvi. (31) Moreno-Hernandez a spol. (2010) došli k podobnému výsledku u měření dětí z Mexika. (32) Oeffinger a spol. (1999) naopak neobjevili rozdíl v rychlosti mezi obutou a bosou chůzí u dětí. (20) Je tedy možné, že nošená obuv má určitý vliv na rychlost chůze. Ten je nejčastěji vysvětlován přidáním váhou na dolní končetiny (viz teoretická část práce). Je však diskutován i vliv na senzomotorické řízení chůze. (17)

Pokud se dále podíváme na porovnání hodnot mezi barefootovou a kontrolní skupinou, najdeme poměrně zajímavé výsledky. U všech diskutovaných parametrů (SD, DSD, SSD, SL, C) byl nalezen signifikantní rozdíl mezi BS a KS při chůzi naboso s různou hladinou významnosti. Naopak při chůzi v obuvi se nám nepodařilo prokázat rozdíl ani v jedné z těchto veličin. Rozdíl v těchto veličinách navíc odpovídal nalezenému rozdílu mezi bosou a obutou chůzí: u BS bylo nižší SD, DSD, SL a naopak vyšší SSD a C.

Konkrétně jsme došli k těmto výsledkům: Při chůzi naboso má BS nižší hodnoty stride duration (průměrná SD = 1112 ms) než KS (průměrná SD = 1158 ms). Fáze dvojí opory je u BS kratší (12,6 %) než u KS (13,6 %). A naopak fáze jedné opory je u BS delší (37,4 %) než u KS (36,4 %). Dále byla u BS při chůzi naboso zjištěna kratší délka kroku (61,6 cm) v porovnání

s KS (63,9 cm). Nakonec byla prokázána vyšší kadence u BS (108,1 spm) než u KS (103,9 spm).

Tyto rozdíly mezi skupinami byly zjištěny pouze v případě bosé chůze. Při chůzi v obuvi jsme žádný rozdíl neprokázali. Je však možné, že i zde nějaký rozdíl je, ale jelikož není tak výrazný, tato malá studie neměla dostatek dat k jeho prokázání.

To, že jsme dostali tyto výsledky při chůzi naboso a ne při chůzi v obuvi, je ale velice významné. Jak bylo zmíněno výše, je změna délky kroku často vysvětlována přidáním hmotností na dolní končetiny. Pokud by však platilo pouze toto vysvětlení, čekali bychom že, pokud bude rozdíl mezi skupinami, tak ho nalezneme spíše u chůze v obuvi, jelikož se liší hmotnost barefootových a konvenčních bot. Tam jsme ho však neprokázali. Naopak jsme ho naměřili při absenci obuvi, takže změnu nemůžeme svádět na rozdílnou hmotnost dolních končetin.

Zde však narážíme na další nedostatek této studie. V předchozích kapitolách jsem psala o nedostatečné definici barefootové obuvi co se týče její hmotnosti – že je uvedeno, že má být lehká, aniž by byla specifikována přesná hmotnost. Nemůžeme tedy s jistotou říci, že veškerá barefootová obuv využitá v této studii byla opravdu signifikantně lehčí než využitá konvenční obuv. Bylo by proto vhodné v budoucnu doplnit měření i o zvážení nošené obuvi, abychom tak mohli zkoumat závislost délky kroku na přidané hmotnosti.

Zároveň je nutno poznamenat, že výsledná p hodnota při aplikaci dvouvýběrového T-testu byla poměrně vysoká ($p = 0,07$), a výsledek jsme přijali pouze proto, že jsme si na začátku hladinu významnosti nastavili na 0,10 kvůli malému počtu probandů. Bylo by proto vhodné studii rozšířit, abychom vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi mohli dokázat s větší jistotou.

Nicméně zde výsledek přijímáme, a je tedy potřeba pro něj najít vysvětlení. Když nám nepostačuje odůvodnění pomocí přidané hmotnosti obuvi, vysvětlujeme si změněnou délku kroku vlivem dlouhodobého nošení barefoot obuvi. Je pravděpodobné, že jelikož barefoot obuv ovlivňuje mnoho parametrů chůze (jak bylo vysvětleno v teoretické části), přirozeně se na to adaptujeme a změní se náš stereotyp chůze.

Jelikož předpokládáme, že přirozeně přijmeme takový způsob pohybu, který je v daných podmínkách nejvýhodnější, musíme se ptát, proč bylo výhodnější dělat kratší kroky při chůzi v barefootové obuvi. Toto vysvětlení musíme pravděpodobně hledat v anatomických poměrech. Při změně délky kroku se změní totiž i úhlové nastavení kloubů.

Některé studie prokázaly jiné nastavení v kloubech při chůzi naboso. Oeffinger a spol. (1999) zjistili, že při bosé chůzi je při iniciačním kontaktu se zemí menší dorzální flexe kotníku. (20) To navíc odpovídá i závěrům vyvozeným při porovnávání běhu naboso a v obuvi: naboso

nebo při nošení minimalistické obuvi byl častěji vykazován dopad na špičku (tedy dorzální flexe přešla až v plantární flexi). (18, 24) Stejně tak byla ve studii Oeffingera a spol. (1999) dokázána vyšší flexe v kolenním kloubu při heel strike. (20) Jak již bylo popsáno v teoretické části, může být toto jeden z mechanismů tlumení nárazů. Při větší flexi kolene se pohlcené síly mohou rozkládat nejen do chrupavky a měkkých struktur uvnitř kolene, ale i do vnější měkkých tkání, čímž je náraz lépe tlumen a zároveň nedochází k tak velkému poškození chrupavky.

To by mohlo vysvětlovat i sníženou délku kroků naměřenou v této práci. Jelikož je koleno ve větší flexi a noha je pokládána více plošně, krok se tím automaticky zkrátí.

Jelikož byla rychlost nastavená externě, musela být kratší délka kroku kompenzována jiným parametrem: kadencí. Tedy, čím kratší kroky, tím vyšší musí být kadence.

5.2 Loading forces

Pro samotné určení schopnosti tlumení nárazů je důležité porozumět nárazovým silám (loading forces). V této práci jsme se zabývali dvěma veličinami: loading peak forces a loading rate. Tedy samotnou velikostí nárazových sil, kterou dosáhnou ve svém maximu, a rychlostí, s jakou k tomuto vrcholu dojdou.

Bohužel se nám v této práci nepodařilo prokázat signifikantní rozdíl mezi měřenými skupinami ani při chůzi naboso, ani při chůzi v obuvi. Je tedy možné, že ve skutečnosti není mezi skupinami rozdíl, nebo (a to pravděpodobněji) jsme neměli dostatečný počet pozorování, abychom rozdíl odhalili.

Zato jsme prokázali rozdíl mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi. U veličiny LPF byl nalezen rozdíl mezi chůzí s a bez obuvi u testování obou skupin dohromady na 6 % hladině významnosti. Přesněji nebyl rozdíl nalezen u barefootové skupiny, zato u kontrolní skupiny byla p hodnota dokonce nižší než 1 % ($p = 0,007$). Nižší LPF byly nalezeny při chůzi naboso.

U druhé veličiny, LR, byl naopak nalezen rozdíl při testování barefootové skupiny ($p = 0,05$), což se pravděpodobně ukázalo na testování obou skupin dohromady, kde byla p hodnota vypočítána na 0,05. Hodnota byla opět nižší při chůzi naboso.

Tyto výsledky plně neodpovídají našim očekáváním. Čekali bychom, že nalezneme rozdíl mezi skupinami. Je teoreticky možné, že při chůzi v obuvi nebude rozdíl LPF mezi skupinami tak veliký. U barefootové skupiny jsme v teoretické části stanovili, že tlumení zajistí fyziologická práce nohy. U kontrolní skupiny by naopak mohly být síly ztlumeny podrážkou. Avšak u chůze naboso odpadá tlumení podrážkou, kdežto tlumení pomocí funkce nohy zůstává.

Proto bychom očekávali, že nalezneme rozdíl alespoň při tomto měření, což se však nestalo. Proto by byla potřeba pro stanovení závěrů provést studii s větším počtem probandů.

Ani porovnání chůze v obuvi a chůze naboso nepřineslo očekávané výsledky. Čekali bychom, že budou odlišnosti u kontrolní skupiny u obou veličin. Signifikantní rozdíl však byl pouze u LPF, kdy byla průměrná hodnota naměřena nižší u chůze naboso. To lze vysvětlit tím, že při chůzi naboso došlapovali probandi více opatrně, a tedy i s menším nárazem. Jelikož jim chyběla tlumivá podrážka, museli chůzi více tlumit sami. Zároveň to pro ně byla nepřirozená situace, a více proto chůzi kontrolovali vědomě.

Tímto argumentem bychom mohli vysvětlit, i proč nebyl naměřen rozdíl v LPF u barefootové skupiny. Jelikož předpokládáme, že chůze naboso a v barefootech si je dostatečně podobná, nebyla by chůze naboso pro tyto probandy velikou změnou. Proto by se zde neuplatnil adaptační mechanismus na nezvyklé podmínky ve formě opatrnější chůze.

Tyto výsledky částečně odpovídají i závěrům jiných studií. Keenan a spol. (2009) zkoumali rozdílnost chůze naboso a s atletickou obuví a naměřili snížené ground reaction forces ve všech osách při chůzi naboso. (27) To odpovídá nálezům u naší kontrolní skupiny.

Hůře však vysvětlíme výsledky získané u veličiny loading rate. U kontrolní skupiny nebyl nalezen signifikantní rozdíl, kdežto u barefootové skupiny ano, a to nižší LR při chůzi naboso. Avšak dle našich předpokladů bychom očekávali výsledky přesně obráceně. Je potřeba znovu připomenout, že probandů v této studii bylo velmi málo, a měření proto bylo zatíženo velkou chybou. Je tedy vždy možné, že jsme získali falešně rozdílný výsledek. Přesto se můžeme pokusit najít vysvětlení.

Veličina loading peak force je vysoce závislá na hmotnosti (dle regresní analýzy vyšla p hodnota = $9 \cdot 10^{-15}$). Proto nelze ji až tolik ovlivnit. Kdežto loading rate více závisí na stereotypu chůze. Proto je možné, že u kontrolní skupiny přetrvával navykly stereotyp chůze v obuvi i při chůzi naboso. To však nevysvětluje objevený rozdíl u barefootové skupiny. Zde spíše usuzuji na chybu vzniklou při testování malého vzorku probandů, jelikož jinak pro výsledky nenacházím vysvětlení. Především tedy v tomto případě by bylo na místě přeměření studie.

5. ZÁVĚR

Výsledky této studie nepřinesly očekávané závěry. Bohužel se nám nepodařilo prokázat dostatečný rozdíl mezi skupinami co se týče nárazových sil, a nemůžeme tedy tak plně přispět k hledání odpovědi na tlumení nárazů při chůzi v barefoot obuvi.

Naopak jsme z doprovodných veličin zjistili, že se odlišuje chůze u lidí, kteří jsou zvyklí nosit barefooty, a lidí, kteří nosí konvenční městskou obuv. Rozdíly mezi způsobem chůze byly objeveny při měření naboso a nikoli při měření s obuví. Zatímco nemůžeme s jistotou tvrdit, že chůze v barefootové obuvi je stejná jako chůze v konvenční obuvi kvůli malému počtu pozorování, můžeme si dovolit říct, že má barefootová obuv dlouhodobý vliv na stereotyp chůze. Dále jsme objevily rozdíl mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi u kontrolní skupiny ve všech zkoumaných parametrech, ovšem s rozdílnou hladinou významnosti. Nalezené výsledky u bosé chůze odpovídaly výsledkům v barefootové obuvi: obojí mělo sníženou SD, DSD a SL, zatímco SSD a C byly zvýšené. U barefootové skupiny jsme našly také rozdíly mezi chůzí v obuvi a naboso, avšak u méně parametrů než u KS: rozdíl se ukázal pouze u SD, SL a C.

Závěrem je tedy, že nošení barefootové obuvi má dlouhodobý vliv na stereotyp chůze, který je natolik výrazný, že jej odhalila i tato malá studie. Zato rozdíl mezi chůzí v konvenční a barefootové obuvi nemusí být tak výrazný, a proto jsme jej nepotvrdili. Zároveň není chůze v barefootové obuvi identická s chůzí naboso, přestože je jí velice podobná.

Příspěvkem této studie je spíše její použitelnost jakožto pilotní studie, která se může stát inspirací pro rozsáhlejší měření. Jelikož se stále vedou debaty na téma, zda je nošení barefootové obuvi zdravé i v městském prostředí, bylo by vhodné toto téma hlouběji prozkoumat, aby se tak mohly zodpovědět otázky stanovené s této práci.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

(1) RIDGE, ST., OLSEN, MT., BRUENING, DA., JURGENSMEIER, K., GRIFFIN, D., DAVIS, IS., JOHNSON, AW.: Walking in Minimalist Shoes Is Effective for Strengthening Foot Muscles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2018; 51(1), 104-113. Dostupné z: https://ovidsp-dc2-ovid-com.ezproxy.is.cuni.cz/ovid-a/ovidweb.cgi?&S=HNOFPDNIPEBCNKHIPPJCGEHCHDJAA00&Link+Set=S.sh.22%7c1%7csl_10&Counter5=SS_view_found_article%7c00005768-201901000-00014%7covft%7covftdb%7covft&Counter5Data=00005768-201901000-00014%7covft%7covftdb%7covft

[a/ovidweb.cgi?&S=HNOFPDNIPEBCNKHIPPJCGEHCHDJAA00&Link+Set=S.sh.22%7c1%7csl_10&Counter5=SS_view_found_article%7c00005768-201901000-00014%7covft%7covftdb%7covft&Counter5Data=00005768-201901000-00014%7covft%7covftdb%7covft](https://ovidsp-dc2-ovid-com.ezproxy.is.cuni.cz/ovid-a/ovidweb.cgi?&S=HNOFPDNIPEBCNKHIPPJCGEHCHDJAA00&Link+Set=S.sh.22%7c1%7csl_10&Counter5=SS_view_found_article%7c00005768-201901000-00014%7covft%7covftdb%7covft&Counter5Data=00005768-201901000-00014%7covft%7covftdb%7covft)

(2) MCKEON, PO., HERTEL, J., BRAMBLE, D., DAVIS, I: The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*. 2015; 49(5). Dostupné z:

https://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=60&SID=F1NL7zKp7H89fOq91BA&page=1&doc=1

(4) MCKENZIE, J.: The foot as a half-dome. *British Medical Journal*. 1955; 1, 1068-1070. Dostupné z:

https://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=68&SID=F1NL7zKp7H89fOq91BA&page=1&doc=2

(5) ČIHÁK, R.: Anatomie I, vyd. 2. Grada Publishing, 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5

(6) STEARNE, SM., MCDONALD, KA., ALDERSON, JA., NORTH, I., OXNARD, CE., RUBENSON, J.: The Foot's Arch and the Energetics of Human Locomotion. *Scientific Reports*. 2016; 6, article number 19403. Dostupné z:

https://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=57&SID=F1NL7zKp7H89fOq91BA&page=1&doc=2

(7) KELLY, LA., KUITUNEN, S., RACINAIS, S., CRESSWELL, AG.: Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*. 2012; 27(1), 46-51. Dostupné z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S026800331100194X>

(8) REESER, LA., SUSMAN, RL., STERN, JT.: Electromyographic Studies of the Human Foot: Experimental Approaches to Hominid Evolution. *Foot and Ankle*. 1983; 83, 198-211.

Dostupné z:

https://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=2&SID=F2R5JrvJN4Yw5PWJFeI&page=2&doc=13

(9) HUDÁK, R., KACHLÍK, D. spol.: Memorix anatomie, vyd. 1. Praha: Triton, 2013. ISBN 978-80-7387-674-6

(10) NETTER, FH.: Netterův anatomický atlas člověka, vyd. 6. Praha: Computer Press, 2016. ISBN 978-80-264-1176-5

(11) VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R.: Kineziologie nohy, 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 189 s. ISBN 9788024424323

(12) VAŘEKA, I., JANURA, M., VAŘEKOVÁ, R.: Kineziologie chůze. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*. 2018; 25. Dostupné z:

https://www.researchgate.net/publication/327594975_Kineziologie_chuze/link/5b990287299bf14ad4d307b3/download

(13) CARAVAGGI, P., PATAKY, T., GUNTHER, M., SAVAGE, R., CROMPTON, R.: Dynamics of longitudinal arch support in relation to walking speed: contribution of the plantar aponeurosis. *Journal of Anatomy*. 2010; 217(3), 254-261. Dostupné z:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2972539/>

(14) MEI, QC., GU, YD., XIANG, LL., YU, PM., GAO, ZX., SHIM, V., FERNANDEZ, J.: Foot shape and plantar pressure relationships in shod and barefoot populations. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2020; 19(4), 1211-1224. Dostupné z:

<https://link.springer.com/article/10.1007/s10237-019-01255-w>

(15) YU, PM., LIANG, MJ., REN, F.: Locomotion Variations of Arch Index and Interlimb Symmetry in Shod and Barefoot Populations. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2020; article number 7610789. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/abb/2020/7610789/>

- (16) LIEBERMAN, DE., CASTILLO, ER., OTAROLA-CASTILLO, E., SANG, MK., SIGEI, TK., OJIAMBO, R., OKUTOYI, P., PITSILADIS, Y.: Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. *Plos One*. 2015; 10(7), article number e0131354. Dostupné z: https://ovidsp-dc2-ovid-com.ezproxy.is.cuni.cz/ovid-a/ovidweb.cgi?&S=EBJGFPNMGLEBCNHBIPPJJFOGIMJFAA00&Link+Set=S.sh.46%7c1%7csl_10&Counter5=SS_view_found_article%7c00005768-201704000-00017%7covft%7covftdb%7covfts&Counter5Data=00005768-201704000-00017%7covft%7covftdb%7covfts
- (17) FRANKLIN, S., GREY, MJ., HENEGHAN, N., BOWEN, L., LI, FX.: Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait and Posture*. 2015; 42(3), 230-239. Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.is.cuni.cz/science/article/pii/S0966636215004993>
- (18) MEI, QC., FERNANDEZ, J., FU, WJ., FENG, N., GU, YD.: A comparative biomechanical analysis of habitually unshod and shod runners based on a foot morphological difference. *Human Movement Science*. 2015; 42, 38-53. Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.is.cuni.cz/science/article/pii/S0167945715000639>
- (19) LIEBERMAN, DE., VENKADESAN, M., WERBEL, WA., DAOUD, AI., D'ANDREA, S., DAVIS, IS., MANG'ENI, RO., PITSILADIS, Y.: Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010; 463(7280), 531-U149. Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/nature08723?ref=nf>
- (20) OEFFINGER, D., BRAUCH, B., CRANFILL, S., HISLE, C., WYNN, C., HICKS, R., AUGSBURGER, S.: Comparison of gait with and without shoes in children. *Gait and Posture*. 1999; 9(2), 95-100. Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.is.cuni.cz/science/article/pii/S0966636299000053>
- (21) KURUP, HV., CLARK, CIM., DEGA, RK.: Footwear and orthopaedics. *Foot and Ankle Surgery*. 2011. Dostupné z: https://scholar.google.cz/scholar?q=history+of+footwear&hl=cs&as_sdt=0&as_vis=1&oi=scholar

(22) VIVOBAREFOOT. About us Vivo. *Vivobarefoot.com* [online]. [cit. 12.02.2021]

Dostupné z: <https://www.vivobarefoot.com/uk/about-us-vivo>

(23) VIVOBAREFOOT. Barefoot boty versus minimalistické boty. *Vivobarefoot.cz* [online].

[cit. 12.02.2021] Dostupné z: <https://www.vivobarefoot.cz/on-line-shop/barefoot-boty-versus-minimalisticke-boty>

(24) HOLLANDER, K., HEIDT, C., VAN DER ZWAARD, BC., BRAUMANN, KM., ZECH, A.: Long-Term Effects of Habitual Barefoot Running and Walking: A Systematic Review. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2017; 36(4), 752-762. Dostupné z:

https://ovidsp-dc2-ovid-com.ezproxy.is.cuni.cz/ovid-a/ovidweb.cgi?&S=EBJGFPMGLEBCNHBIPPJJFOGIMJFAA00&Link+Set=S.sh.22%7c1%7csl_10&Counter5=SS_view_found_article%7c00005768-201704000-00017%7covft%7covftdb%7covfts&Counter5Data=00005768-201704000-00017%7covft%7covftdb%7covfts

(25) PETERSEN, E., ZECH, A., HAMACHER, D.: Walking barefoot vs. with minimalist footwear - influence on gait in younger and older adults. *BMC Geriatrics*. 2020; 20(1), 88.

Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12877-020-1486-3>

(26) SCOTT, LA., MURLEY, GS., WICKHAM, JB.: The influence of footwear on the electromyographic activity of selected lower limb muscles during walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(6), 1010-1016. Dostupné z:

<https://www-sciencedirect-com.ezproxy.is.cuni.cz/science/article/pii/S1050641112001186>

(27) KEENAN, GS., FRANZ, JR., DICHARRY, J., DELLA CROCE, U., KERRIGAN, DC.: Lower limb joint kinetics in walking: The role of industry recommended footwear. *Gait and Posture*. 2011; 33(3), 350-355. Dostupné z:

<https://www-sciencedirect-com.ezproxy.is.cuni.cz/science/article/pii/S0966636210002705>

(28) D'AOUT, K., PATAKY, TC., DE CLERCQ, D., AERTS, P.: The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science*. 2009; 1(2), 81-94. Dostupné z:

https://www.researchgate.net/publication/266333875_The_effects_of_habitual_footwear_use_Foot_shape_and_function_in_native_barefoot_walkers

(29) CHAIWANICHSIRI, D., JANCHAI, S., TANTISIRIWAT, N.: Foot Disorders and Falls in Older Persons. *Gerontology*. 2009; 55 (3), 296-302. Dostupné z:

<https://www.webofscience.com/wos/woscc/full-record/WOS:000266098500008>

(30) ANGELINI, L., HODGKINSON, W., SMITH, C., DODD, JM., SHARRACK, B., MAZZA, C., PALING, D.: Wearable sensors can reliably quantify gait alterations associated with disability in people with progressive multiple sclerosis in a clinical setting. *Journal of neurology*. 2020; 267 (10), 2897-2909. Dostupné z:

<https://www.webofscience.com/wos/woscc/full-record/WOS:000559593300004>

(31) LYTHGO, N., WILSON, C., GALEA, M.: Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait and Posture*. 2009; 30 (4), 502-506. Dostupné z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636209003142>

(32) MORENO-HERNANDEZ, A., RODRIGUEZ-REYES, G., QUINONES-URISTEQUI, I., NUNEZ-CARRERA, L., PEREZ-SANPABLO, AI.: Temporal and spatial gait parameters analysis in non-pathological Mexican children. *Gait and Posture*. 2010; 32 (1), 78-81.

Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210000809>

(32) TAM, N., ASTEPHEN, J., COETZEE, D., PLETSEN, L., & TUCKER, R: Loading rate increases during barefoot running in habitually shod runners: Individual responses to an unfamiliar condition. *Journal of Gate and Posture*. 2016; 46, 47-52. Dostupné z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636216000540>

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | |
|--|----|
| Obrázek 1: Foot core system. Zdroj: (2) | 18 |
| Obrázek 2: Kupolovitá stavba nohy. Zdroj: (4) | 20 |
| Obrázek 3 s popisem: Svalové tahy udržující klenbu nohy. Zdroj: (5), doplněný o 6. šipku pro musculus triceps surae..... | 22 |
| Obrázek 4: Změna postavení patní kosti u pes planus, červeně: fyziologické postavení zdravé nohy, modře: postavení kostí u pes planus..... | 33 |
| Obrázek 5: Krokový cyklus. Zdroj (30) | 56 |

SEZNAM TABULEK

| | |
|--|----|
| Tabulka 1: schéma provedených měření | 38 |
| Tabulka 2: popisná statistika měřených skupin pro věk a pohlaví..... | 39 |
| Tabulka 3: popisná statistika měřených skupin pro výšku..... | 40 |
| Tabulka 4: popisná statistika měřených skupin pro hmotnost | 41 |
| Tabulka 5: popisná statistika měřených skupin pro BMI..... | 42 |
| Tabulka 6: popisná statistika hodnot loading peak force pro měřené skupiny při chůzi naboso | 43 |
| Tabulka 7: popisná statistika hodnot loading peak force pro měřené skupiny při chůzi v obuvi | 43 |
| Tabulka 8: výsledná p hodnota párových T-testů pro LPF | 45 |
| Tabulka 9: výsledná p hodnota dvouvýběrových T-testů pro LPF | 48 |
| Tabulka 10: výsledky regresní analýzy pro testování LPF | 48 |
| Tabulka 11: popisná statistika hodnot loading rate pro měřené skupiny při chůzi naboso..... | 50 |
| Tabulka 12: popisná statistika hodnot loading rate pro měřené skupiny při chůzi v obuvi..... | 50 |
| Tabulka 13: výsledná p hodnota párových T-testů pro LR..... | 52 |
| Tabulka 14: výsledná p hodnota dvouvýběrových T-testů pro LR..... | 54 |
| Tabulka 15: popisná statistika vybraných parametrů krokového cyklu | 56 |
| Tabulka 16: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro SD | 58 |
| Tabulka 17: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro DSD | 60 |
| Tabulka 18: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro SSD | 61 |
| Tabulka 19: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro SL..... | 62 |
| Tabulka 20: výsledná p hodnota párových a dvouvýběrových T-testů pro C..... | 64 |
| Tabulka 21: Shrnutí testovaných hypotéz | 66 |

SEZNAM GRAFŮ

| | |
|---|----|
| Graf 1: box plot pro rozložení věku v měřených skupinách | 40 |
| Graf 2: histogram četnosti pohlaví v měřených skupinách | 40 |
| Graf 3: box plot pro rozložení výšky v měřených skupinách | 40 |
| Graf 4: box plot pro rozložení hmotnosti v měřených skupinách | 41 |
| Graf 5: box plot pro rozložení BMI v měřených skupinách | 42 |
| Graf 6: box plot pro rozložení LPF při chůzi naboso v závislosti na skupinách..... | 44 |
| Graf 7: box plot pro rozložení LPF při chůzi v obuvi v závislosti na skupinách..... | 44 |
| Graf 8: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na pokrývce nohy | 45 |
| Graf 9: rozdělení LPF v barefootové skupině | 46 |
| Graf 10: rozdělení LPF v kontrolní skupině..... | 47 |
| Graf 11: rozdělení LPF u všech probandů..... | 47 |

| | |
|---|----|
| Graf 12: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na hmotnosti..... | 49 |
| Graf 13: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na BMI | 49 |
| Graf 14: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na výšce..... | 49 |
| Graf 15: scatter plot pro rozložení LPF v závislosti na věku | 49 |
| Graf 16: box plot pro rozložení LR při chůzi naboso v závislosti na skupinách | 51 |
| Graf 17: box plot pro rozložení LR při chůzi v obuvi v závislosti na skupinách..... | 51 |
| Graf 18: scatter plot pro rozložení LR v závislosti na pokrývce nohy..... | 52 |
| Graf 19: rozdělení LR v barefootové skupině | 53 |
| Graf 20: rozdělení LR v kontrolní skupině | 53 |
| Graf 21: rozdělení LR všech probandů | 53 |
| Graf 23: box plot pro rozložení stride duration při chůzi naboso | 57 |
| Graf 22: box plot pro rozložení stride duration při chůzi v obuvi..... | 57 |
| Graf 24: scatter plot pro rozložení SD v závislosti na pokrývce nohy..... | 58 |
| Graf 25: box plot pro rozložení double support duration při chůzi v obuvi..... | 59 |
| Graf 26: box plot pro rozložení double support duration při chůzi naboso | 59 |
| Graf 27: scatter plot pro rozložení DSD v závislosti na pokrývce nohy..... | 60 |
| Graf 28: box plot pro rozložení single support duration při chůzi v obuvi | 61 |
| Graf 29: box plot pro rozložení single support duration při chůzi naboso..... | 61 |
| Graf 30: scatter plot pro rozložení SSD v závislosti na pokrývce nohy..... | 61 |
| Graf 31: box plot pro rozložení step length při chůzi v obuvi | 62 |
| Graf 32: box plot pro rozložení step length při chůzi naboso | 62 |
| Graf 33: scatter plot pro rozložení SL v závislosti na pokrývce nohy | 63 |
| Graf 34: box plot pro rozložení cadence při chůzi v obuvi..... | 64 |
| Graf 35: box plot pro rozložení cadence při chůzi naboso..... | 64 |
| Graf 36: scatter plot pro rozložení C v závislosti na pokrývce nohy | 64 |
| Graf 37: Přehled p hodnot dvouvýběrových T-testů; test rozdílnosti průměrné hodnoty veličiny mezi skupinami..... | 66 |
| Graf 38: Přehled p hodnot párových T-testů pro BS; test rozdílnosti průměrné hodnoty veličiny mezi chůzí naboso a v obuvi | 67 |
| Graf 39: Přehled p hodnot párových T-testů pro KS; test rozdílnosti průměrné hodnoty veličiny mezi chůzí naboso a v obuvi | 67 |
| Graf 40: Přehled p hodnot párových T-testů pro celkovou populaci; test rozdílnosti průměrné hodnoty veličiny mezi chůzí naboso a v obuvi | 67 |

SEZNAM PŘÍLOH

| | |
|--|----|
| Příloha 1: Informovaný souhlas | 81 |
| Příloha 2: Souhlas etické komise | 83 |

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas účastníka studie

Porovnání schopnosti tlumení nárazů při chůzi v barefootové versus konvenční obuvi

Průběh a popis studie

Cílem této studie je rámcově porovnat tlumení nárazů při chůzi v běžné vs v barefootové obuvi.

Účastníci budou požádáni o informace ohledně pohlaví, věku, sportovní aktivitě, případných aktuálních zdravotních potíží a zkušenosti s barefoot obuví. Dále bude provedeno antropometrické měření a bude změřena váha a výška účastníka.

Studie se bude zabývat měřením sil vznikajících v kontaktu se zemí (ground reaction forces) při chůzi po rovném povrchu. Porovnávány budou dvě skupin účastníků: první skupina bude sestávat z probandů zvyklých na chození v barefoot obuvi, druhá skupina z probandů, kteří nemají s barefoot obuví zkušenosti. K měření bude využito 3D běhátko (3D Treadmill) zapůjčené na Fakultě tělesné výchovy a sportu UK. Účastník bude požádán, aby se na běhátku prošel vlastní zvolenou rychlostí. Měření bude nejprve provedeno ve vlastní obuvi, kterou si s sebou účastník donese, korelující se zařazením do daných skupin (tedy probandi zvyklý na barefoot obuv půjdou v barefoot obuvi, zatímco probandi v druhé skupině půjdou v městské obuvi). Poté bude u obou skupin zaznamenávána chůze naboso.

S naměřenými daty bude zacházeno podle nařízení na ochranu osobních údajů (GDPR). Výsledky poté budou publikovány anonymně.

S účastí na studii nejsou spojená žádná rizika.

Účast na studii je bez finanční kompenzace a je zcela dobrovolná.

Já, níže uvedený, dávám souhlas k účasti ve studii s názvem:

Porovnání schopnosti tlumení nárazů při chůzi v barefootové versus konvenční obuvi

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Iniciály (identifikační kód):

1. Zcela dobrovolně souhlasím s účastí v této studii.
2. Byl(a) jsem plně informován(a) o účelu této studie, o procedurách s ní souvisejících a o tom, co se ode mne očekává. Měl(a) jsem možnost položit jakýkoliv dotaz, týkající se použité metody i účelu této studie a potvrzuji, že všechny mé dotazy byly zodpovězeny.
3. Souhlasím, že budu plně spolupracovat se zdravotníky studie a budu je ihned informovat, pokud se objeví změny mého zdravotního stavu nebo nečekané či neobvyklé projevy.

4. Víím, že mohu kdykoli svobodně ze studie odstoupit.

5. Chápu, že informace v mé zdravotnické dokumentaci jsou významné pro vyhodnocení výsledků studie. Souhlasím s využitím těchto informací s vědomím, že bude zachována důvěrnost těchto informací.

Vedoucí práce: Mgr. Magdalena Marková

Autor práce: Lucie Zindulková, lucie.zind@gmail.com

Datum:

Podpis účastníka studie:.....

Já, níže podepsaná Lucie Zindulková, tímto prohlašuji, že jsem dle mého nejlepšího vědomí vysvětlil/a cíle, postupy, výhody a rovněž také rizika a diskomfort vyplývající z této studie účastníku této studie nebo jeho zákonnému zástupci. Účastník poskytl svůj informovaný souhlas k účasti ve studii. Kopie informovaného souhlasu bude dobrovolníkovi poskytnuta.

Datum:

Podpis autora studie:.....

Příloha č. 2: Souhlas etické komise

Lucie Zindulková
Studentka 3. ročníku oboru fyzioterapie
3. lékařská fakulta UK
Ruská 87
Praha 10
100 00

V Praze, 25. května 2021

Vedoucí diplomové práce:
Mgr. Magdalena Marková

Věc: Vyjádření Etické komise 3.LF UK k žádosti o posouzení výzkumného projektu „Porovnání schopnosti tlumení nárazů při chůzi v barefootové versus konvenční obuvi“.

Vážená paní kolegyně,
Etická komise 3. LF UK nemá námitek proti provedení výzkumného projektu „Porovnání schopnosti tlumení nárazů při chůzi v barefootové versus konvenční obuvi“ v rozsahu Vámi uvedeném a za dodržení podmínek uvedených v Informovaném souhlasu.

Přílohy:

Protokol studie
Informace pro účastníky studie

S mnoha pozdravy

UNIVERZITA KARLOVA
3. lékařská fakulta
Etická komise
Ruská 87, 100 00 Praha 10
IČO: 00216208 DIČ: CZ00216208



Marek Vácha
Předseda Etické komise
3. LF UK, Praha
Ruská 87
Praha 10, 100 00