

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Viktória Fojtlínová

**Variabilní obuv a její vliv na silové zatížení nohy při chůzi**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Olomouc 2020

## ANOTÁCIA

**Typ záverečnej práce:** Diplomová práca

**Názov práce:** Variabilní obuv a její vliv silové zatížení nohy při chůzi

**Názov práce v AJ:** Impact of variable footwear on the force of the foot during gait

**Dátum zadania:** 2018-01-31

**Dátum odovzdávania:** 2020-06-15

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Viktória Fojtlínová

**Vedúci práce:** Mgr. Tomáš Zemánek

**Oponent práce:** MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

### **Abstrakt v SJ:**

**Úvod:** Diplomová práca porovnáva zmenu silového zaťaženia nohy pri chôdzi na základe variability obuvi. Teoretická časť diplomovej práce prináša základné informácie o kineziológii a biomechanike chôdze, ďalej popisuje parametre a biomechaniku barefoot obuvi a bežnej športovej obuvi. Praktická časť tejto diplomovej práce zahŕňa výskum, ktorého sa zúčastnilo dvadsaťšesť zdravých ľudí.

**Cieľ:** Zdôrazniť vplyv variability topánok na silové zaťaženie nohy pri chôdzi. Do výskumu sme zaradili chôdzu naboso, v barefoot topánkach a v bežnej športovej obuvi.

**Metodika:** Experimentálnu skupinu tvorilo trinásť probandov, ktorí majú skúsenosť s chôdzou v barefoot topánkach s minimom dvoch rokov. Kontrolná skupina bola v rovnakom počte, kde probandi mali minimálnu alebo žiadnu skúsenosť s chôdzou v barefoot topánkach. Porovnávali sme zmenu silového zaťaženia v troch parametroch chôdze a to konkrétne pri heel strike, midstance a odraze vo variabilnej obuvi pomocou tenzomotorickej plošiny značky a typu Zebris FDM-S.

**Výsledky:** Výsledky poukázali na rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou v silovom zaťažení, so signifikantnou hladinou významnosti, pri chôdzi naboso v heel strike ( $p = 0,022$ ). Pri porovnaní v rámci experimentálnej skupiny signifikantná hladina významnosti bola potvrdená pri porovnaní chôdze naboso so športovou obuvou v heel strike ( $p = 0,000$ )

a odraze ( $p = 0,000$ ). Barefoot obuv so športovou obuvou vykazovala signifikantnú hladinu významnosti vo všetkých troch parametroch chôdze ( $p = 0,001$ ;  $p = 0,006$ ;  $p = 0,000$ ). Porovnanie chôdze naboso a v barefoot topánkach poukázalo na signifikantné hladiny významnosti pri midstance ( $p = 0,004$ ) a odraze ( $p = 0,000$ ). U kontrolnej skupiny pri porovnaní silového zaťaženia pri chôdzi naboso a v športových topánkach bola signifikantná hladina významnosti pri odraze ( $p = 0,001$ ).

**Záver:** Diplomová práca potvrdzuje rozdiel silového zaťaženia nohy pri chôdzi vplyvom variability topánok pri jednotlivých parametroch chôdze u porovnávaných skupín.

### **Abstrakt v AJ:**

**Introduction:** The diploma thesis compares foot force load differences in gait movements based on footwear variability. The theoretical part provides information about kinesiology and gait biomechanics, and it describes composition and biomechanics of barefoot shoes and conventional sports shoes. The practical section concludes research with twenty-six healthy people.

**Aim:** The aim of the thesis was to investigate and explain foot force load variations when walking in variable footwear. For research, we used three different footwear: barefoot shoes, conventional sports shoes and barefoot walking (no shoes).

**Methods:** The individuals with at least two years experience of walking in barefoot shoes have formed the experimental group. The control group was set by people with minimal or zero experience with walking in barefoot shoes. Utilising the tensomotor platform Zebris FDM-S, we measured the fluctuations of foot force load when walking in variable footwear using three parameters: heel strike, midstance and toe-off.

**Results:** The results confirmed the difference in foot force load between experimental and control groups when walking barefoot in heel strike, with significance level  $p = 0,022$ . Comparison between variable footwear within the experimental group revealed significance level  $p = 0,000$  when confronting barefoot walking against wearing sport shoes in heel strike, as well as in toe-off. Barefoot shoes measurements against sport shoes confirmed significance level in all three gait movement parameters as follows:  $p = 0,001$ ;  $p = 0,006$ ;  $p = 0,000$ . Comparison amongst barefoot walking and wearing barefoot shoes determined significance level  $p = 0,004$  in midstance, and  $p = 0,000$  in toe-off. Control group recorded significance level  $p = 0,001$  when differentiating walking barefoot against wearing sport shoes.

**Conclusion:** The thesis confirms and highlights the inequalities of foot force load in gait movements when using variable footwear. The differences were proven by the gained research measurements conducted on multiple walking parameters.

**Kľúčové slová v SJ:** barefoot, chôdza, silové zaťaženie, športová obuv

**Kľúčové slová v AJ:** barefoot, gait, foot force load, sports shoes

**Rozsah:** 79 strán/ 7 príloh

### **Prehlásenie**

Prehlasujem, že diplomovú prácu s názvom Variabilní obuv a její vliv na silové zatížení nohy při chůzi som vypracovala samostatne pod odborným vedením Mgr. Tomáša Zemánka.

Olomouc 15. Júna 2020

.....

podpis

## **Pod'akovanie**

Chcela by som poďakovať vedúcemu mojej diplomovej práce Mgr. Tomášovi Zemánkovi, za odborné vedenie, pomoc, cenné pripomienky a tolerantný prístup pri spracovávaní diplomovej práce. Ďalej by som chcela poďakovať aj Mgr. Dagmar Tečovej, ktorá mi bola nápomocná pri sprostredkovaní výskumu a spracovaní dát. V neposlednej rade by som chcela vysloviť vďaku všetkým probandom za ich spoluprácu a ochotu sa zúčastniť výskumu.

# Obsah

OBSAH	7
ÚVOD	9
1 PREHĽAD TEORETICKÝCH POZNATKOV	11
1.1 KINEZIOLÓGICKÝ ROZBOR CHÔDZE	11
1.1.1 POSTURÁLNA KONTROLA	11
1.1.2 KROKOVÝ CYKLUS	11
1.2 BIOMECHANIKA CHÔDZE	15
1.3 BAREFOOT OBUV	18
1.3.1 KOMPOZÍCIA BAREFOOT OBUVI	19
1.3.2 KROKOVÝ MECHANIZMUS V BAREFOOT OBUVI	20
1.4 BEŽNÁ – ŠPORTOVÁ OBUV	22
1.4.1 KOMPOZÍCIA BEŽNEJ – ŠPORTOVEJ OBUVI	24
1.4.2 KROKOVÝ MECHANIZMUS V BEŽNEJ – ŠPORTOVEJ OBUVI	26
2 CIEĽ A HYPOTÉZY	29
2.1 CIEĽ	29
2.2 VEDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY	29
3 METODIKA PRÁCE	32
3.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANEJ SKUPINY	32
3.2 METÓDA MERANIA	32
3.2.1 PRÍPRAVA A PRIEBEH MERANIA	32
3.2.2 SPRACOVANIE A VYHODNOCOVANIE VÝSLEDKOV	34
3.2.3 ŠTATISTICKÉ SPRACOVANIE VÝSLEDKOV	36
4 VÝSLEDKY	37
4.1 VÝSLEDKY K VEDECKEJ OTÁZKE Č.1	37

4.2	VÝSLEDKY K VEDECKEJ OTÁZKE Č.2	40
4.2.1	VÝSLEDKY HYPOTÉZ U EXPERIMENTÁLNEJ SKUPINY	40
4.2.2	VÝSLEDKY HYPOTÉZ U KONTROLNEJ SKUPINY	46
5	DISKUSIA	48
5.1	DISKUSIA K VEDECKEJ OTÁZKE Č.1	48
5.1.1	DISKUSIA K PRVEJ HYPOTÉZE	48
5.1.2	DISKUSIA K DRUHEJ HYPOTÉZE	50
5.2	DISKUSIA K VEDECKEJ OTÁZKE Č.2	51
5.2.1	DISKUSIA HYPOTÉZ U EXPERIMENTÁLNEJ SKUPINY	51
5.2.2	DISKUSIA HYPOTÉZ U KONTROLNEJ SKUPINY	55
5.3	LIMITY ŠTÚDIE	56
	ZÁVER	58
	REFERENČNÝ ZOZNAM	59
	ZOZNAM SKRATIEK	66
	ZOZNAM TABULIEK	68
	ZOZNAM PRÍLOH	69



## Úvod

Leonardo da Vinci popisuje ľudskú nohu ako umelecké a majstrovské dielo prírodného inžinierstva. Ľudská noha má obrovskú schopnosť adaptácie, získavania informácií a vzruchov. Je to časť tela, ktorá dokáže zmeniť svoju funkciu, svoj tvar a svoju schopnosť na základe rôznych vplyvov. Jedným z vplyvov sú aj topánky.

Naša každodenná aktivita – chôdza si zaslúži určité porovnanie a vysvetlenie benefitov, ktoré môže získať pri pohybe v barefoot topánkach. V dnešnej dobe si ľudia vyberajú topánky z hľadiska módy, uspokojenia a komfortu. Platia za módu, nie za zdravie. Položme si teda jednoduchú otázku: nosíme topánky alebo nosíme chodidlá? Ak by sme hľadali malú inšpiráciu v štúdiách, všetky nás budú odkazovať k základom, do histórie, kde minimalistické topánky boli na dennej báze. Vyzdvihuje sa funkcia nohy, voľnosť v pohybe a aktivácia všetkých mechanoreceptorov.

V posledných rokoch je väčší záujem o získavanie informácií ohľadom typu topánok, ich vplyvu na chodidlo a samotnú posturu. Pre veľa ľudí je však táto tematika stále nepreskúmaná a nová. Môžeme zhodnotiť, že aj vo výskumných databázach sa stále viac a viac objavujú štúdie, ktoré skúmajú vplyv barefoot obuvi/ chôdze naboso na posturu, zaťaženie, svalové využitie a podobne. Veľké množstvo z nich sa venuje iba porovnaniu a vysvetleniu pozitív barefoot obuvi pri behu. Otázka však znie, koľko ľudí z terajších „barefootákov“ sa rozhodlo pre tento typ obuvi práve kvôli behu? Chôdza je prirodzená a dostupná aktivita pre všetkých. Jedinečná možnosť ako využiť potenciál nohy a získať maximum voľnosti aj pri nosení topánok.

Cieľom tejto diplomovej práce je poukázať na vplyv variability topánok a ich rozdielneho silového zaťaženia v troch rôznych parametroch chôdze. Teoretická časť diplomovej práce popisuje kineziologický rozbor chôdze, biomechaniku chôdze, popis a charakteristiku typov obuvi s biomechanickým popisom. Praktická časť diplomovej práce sa zaoberá rozdielmi silového zaťaženia nohy pri chôdzi u experimentálnej (barefoot) a kontrolnej skupiny, ich spracovaním a vyhodnotením.

K vyhľadávaniu odborných článkov k spracovaniu diplomovej práce boli využité on-line databázy PubMed, Cochrane Library, Ovid, Google Scholars, Science Direct, Medline. K presnejšiemu vyhľadávaniu s ohľadom na cieľ diplomovej práce boli použité kľúčové slová: barefoot, chôdza, silové zaťaženie, športová obuv (barefoot, gait, impact force, sports shoes). K vypracovaniu diplomovej práce bolo použitých 57 zdrojov, ktoré sú presne uvedené v referenčnom zozname. Z celkového počtu je 49 článkov a štúdií, z toho 48 anglických a 1 česká. Knižné publikácie boli použité v celkovom počte 8, z toho 5 anglických a 3 českých.

Väčšina použitej literätúry je obsiahnutá v zahraničných článkoch a štúdiách, nakoľko problematika diplomovej práce patrí všeobecne k novej tematike.

# 1 Prehľad teoretických poznatkov

## 1.1 Kineziologický rozbor chôdze

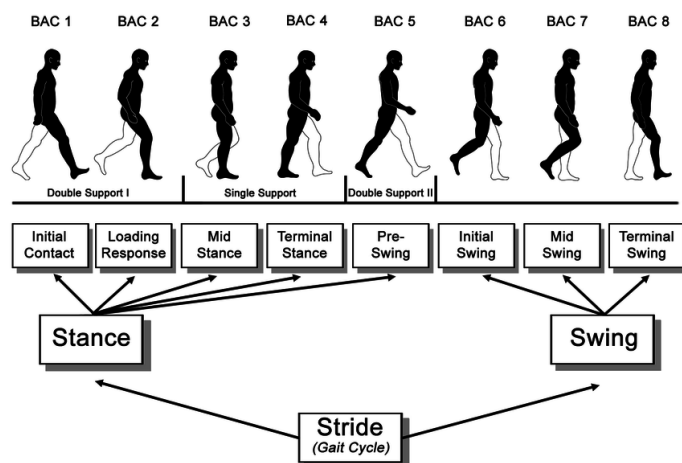
### 1.1.1 Posturálna kontrola

Podklad pre lokomóciu je posturálna stabilita a dynamická rovnováha. Poloha center of mass (COM) a konfigurácia nohy je riadená vzhľadom na smer gravitácie v reakcii na poruchu statickej polohy človeka (Borghese, Bianchi, Lacquaniti, 1996, s. 863). Ľudská noha je popísaná v dvadsiatich šiestich kostiach, niekoľkých kĺboch, ligament a mäkkých tkanív. Charakterizujeme 3 časti nohy a to: predonožie (forefoot), stredonožie (midfoot) a zadonožie (rearfoot). Forefoot sa pokladá za najpohyblivejšiu časť, ktorá obsahuje päť metatarzálnych kostí a štrnásť článkov prstov. Midfoot zahŕňa päť tarzálnych kostí usporiadaných do dvoch radov. Rearfoot reprezentuje talus ako hlavnú časť členkového kĺbu a kalkaneus, ktorý formuje pätu (McKinley, O'Loughlin, 2007, s. 213). Kontrola je proces, pri ktorom centrálny nervový systém vytvára vzory svalovej aktivity, ktoré sa využívajú pri COM a podpornej báze. Na ploske nohy sa nachádza stoštyri kožných mechanoreceptorov, ktoré reagujú na senzitivne zmeny pri tlaku, vibrácii, napätí a podieľajú sa ako prvok pri balancovaní a pohybovej kontrole. Kožné mechanoreceptory spolu s proprioreceptívnou aferenciou sa zúčastňujú pri plánovaní a korekcii pohybu, čo je základ pre statickú a dynamickú stabilitu (Franklin, Xavier, Grey, 2018, s. 1). Vizuálne, vestibulárne a propioceptívne systémy majú na starosti odovzdávanie informácií o posturálnej kontrole, čím vzniká aferentný mechanizmus. Vizuálne spracovanie je najdôležitejší sensorický informačný systém, vďaka ktorému je možná kompenzácia nedostatku iných sensorických systémov (Gerber et al., 2012, s. 1248). Členkový, subtalárny, tarzálny, metatarzálny kĺb a phalangeálne kĺby zabezpečujú plynulý pohyb COM. Nastavenie týchto kĺbov zodpovedá neustálej interakcii tela a terénu počas chôdze, čomu prislúchajú jednotlivé svaly a samotná stabilizačná funkcia daných oblastí.

### 1.1.2 Krokový cyklus

Základnou funkciou pre správnu chôdzu počas každého kroku je vzájomná súhra tela a nohy, ktorá utvára podpornú funkciu v danej fáze kroku. Každý krok (stride) obsahuje 8 fáz. Analýza chôdze jednotlivca vo fázach viac identifikuje funkčné rozmedzia v rôznych momentoch a v jednotlivých kĺboch (viď obrázok 1, s. 12). Fázy poukazujú aj na funkciu kĺbov ako jednotlivcov, ale taktiež ako súhrn funkcie danej končatiny (Perry, Burnfield, 2010, s. 9-10). Lokomócia - chôdza pozostáva z troch fáz, a to zahajovacia, cyklická a konečná fáza

ukončenia. Cyklickú fázu popisujeme ako krokový mechanizmus, cyklus, ktorý má stojnú a švihovú fázu. Stance phase (stojná fáza) začína kontaktom päty cez postupné zaťažovanie až ku konečnému položeniu plosky nohy na podložku. Midstance (stredná opora) končí akonáhle sa päta odlepí od podložky s aktívnym odrazom a pasívnym odlepením až po zdvihnutie špičky. Swing phase (švihová fáza) začína zahájením švihu, obdobím stredného švihu a ukončením švihu (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 51). Stojná fáza predstavuje 60 % z krokového cyklu a švihová zvyšných 40 %. Do úvahy treba brať aj individualitu pri chodení a nároky na chôdzu. Trvanie krokového cyklu je závislé na rýchlosti. Stojná a švihová fáza sú kratšie s nárastom rýchlosti kroku. Naopak, pri pomalšej rýchlosti dochádza k väčším zmenám v stojnej a švihovej fáze. Rýchla chôdza predlžuje oporu na jednej končatine a skracaje dvojitú oporu (Perry, Burnfield, 2010, s. 4-6).



**Obrázok 1** Funkčné delenie krokového cyklu podľa Perry (Perry, Burnfield, 2010, s. 4)

Stojnú fázu popisujeme v samostatných piatich fázach, ktoré sú s oporou o jednu alebo obe DK o podložku.

1. Initial contact (0 – 2 % krokového cyklu (GC)) počiatočný kontakt, kedy dochádza ku kontaktu päty o podložku a práve preto býva často táto fáza popisovaná ako „heel strike“. Váha je prenesená na DK, ktorá pokračuje v stojnej fáze. Dochádza k tlmeniu nárazov počas zachovania postupnosti a udržania posturálnej stability. Členok je v neutrálnej pozícii s ľahkou supináciou, koleno je takmer plne extendované a v bedrovom kĺbe je 20° flexia. Panva je mierne rotovaná vpred (5°) s kontralaterálnym 5° poklesom a 10° anteverziou. Flexia v BK je nestabilná kvôli orientácii vektoru anteriorne. Stabilita je zabezpečená aktiváciou m. gluteus maximus a m. adductor magnus spolu s pridanou silou z hamstringou. Hamstringy svojou silou pôsobia aj na

koleno, ako prevencia hyperextenzie. M. tibialis anterior udržuje dorzálnu flexiu čím bráni prepadávaníu špičky.

2. Loading response (2 – 12 % GC) je fáza prvej dvojitej opory. Fáza postupného zaťažovania predstavuje tlmenie nárazov, posun vpred a prenos váhy s udržaním stability. Koleno sa stáva hlavným komponentom tlmenia nárazov a BK ako stabilný bod medzi trupom a lokomočnou jednotkou. Ťažisko sa posúva do najnižšieho bodu a trup sa vychýľuje laterálne. Členok je v miernej plantárnej flexii s počiatočnou pronáciou a vnútornou rotáciou, KK a BK sú vo 20° flexii a panva zväčšila anteverziju na 10°. Pri dopade päty na podložku sa zaktivujú pretibiálne svaly, ktoré ťahajú tibiú vpred, na čo reaguje koleno svojou flexiou. Limitovaná flexia je ovplyvnená m. quadriceps femoris (hlavnú aktivitu robia mm. vasty) spolu s hamstringami, v počiatočnej fáze s dominantnou aktivitou m. semitendinosus a m. semimebranosus. Zväčšenie anteverzije panvy je ovplyvnené aktivitou brušných svalov.
3. Midstance (12 – 31 % GC) je fáza dvojitej opory, kontakt oboch DK o podložku, pričom sa ťažisko presunulo na najvyšší bod. Noha je v kontakte s podložkou, členok prechádza do dorziflexie, KK (5° flexia) a BK sa extendujú. Panva je bez rotácii s 10° anteverziou. M. gastrocnemius a m. soleus udržujú stabilitu tibie, m. quadriceps femoris sa koncentricky aktivuje a vo frontálnej rovine m. tensor fascia latae, m. gluteus medius a horná časť gluetus maximus stabilizujú panvu a zabezpečujú napriamené postavenie trupu.
4. Terminal stance (31 – 50 % GC) konečný stoj. Váha tela sa presúva na predonožie nohy. Členok ide spočiatku do plantárnej flexie, 7 aktívnych svalov, m. flexor hallucis longus slúži ako hlavný odrazový sval. Akonáhle príde k prenosu váhy na kontralaterálnu DK dochádza k rapídne rýchlej dorzálnnej flexii. KK a BK sú extendované. Panva je v 10° anteverzii a 5° rotácii vzad. Predonožie nohy slúži ako bod pre rotáciu, čomu je potrebné uzamknutie členka pomocou m. soleus a m. gastrocnemius (Perry, Burnfield, 2010, s. 138-144). M. gastrocnemius je dôležitý pri prenose pohybu z femuru na lýtko. Uplatňuje sa najmä v odraze krokového cyklu pri supinačnom postavení v subtalárnom kĺbe, čo spôsobí uzamknutie transverzotalárneho kĺbu. Sila m. triceps surae nemôže byť plne využitá ak dochádza k pronačnému postaveniu v subtalárnom kĺbe a odomknutiu transverzotalárneho kĺbu. Popísaná situácia môže nastať napr. pri planovalgizite (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 37-38). Extenzia v KK, BK je dosiahnutá pasívne z nastavenia tibie. Ku koncu terminal stance dochádza k strate stability nohy, členka, kolena, čo vedie k rapídnej plantárnej flexii s následnou flexiou KK (Perry, Burnfield, 2010, s. 143-144).

5. Pre-swing (50 – 62 % GC) predšvihová fáza, prenos váhy na kontralaterálnu DK. Dosiachnutie najväčšej plantárnej flexii v členku, odomyká sa KK s následnou flexiou aj v BK, zahajuje sa švih. Panva má rovnaké postavenie s pridaným 5° ipsilaterálnym poklesom. Aktivácia m. sartorius tesne pred odlepením nohy od podložky predstavuje jeden z komponentov pre flexiu BK ako aj abdukciu a vonkajšiu rotáciu v zmysle rovnováhy pri addukcii a vnútornej rotácii aktiváciou adduktorov (Perry, Burnfield, 2010, s. 144-146). Addukcia v stredonoží zabezpečí udržanie predonožia na podložke počas vonkajšej rotácie na DK na konci stojnej fázy a taktiež pomáha udržiavať central of pressure (COP) počas druhej dvojitej opory. Popísaný mechanizmus umožňuje ľuďom odlepenie prednej časti nohy, ktorá je najvzdialenejšia od osi otáčania členka (Holowka et. al., 2017, s. 28)

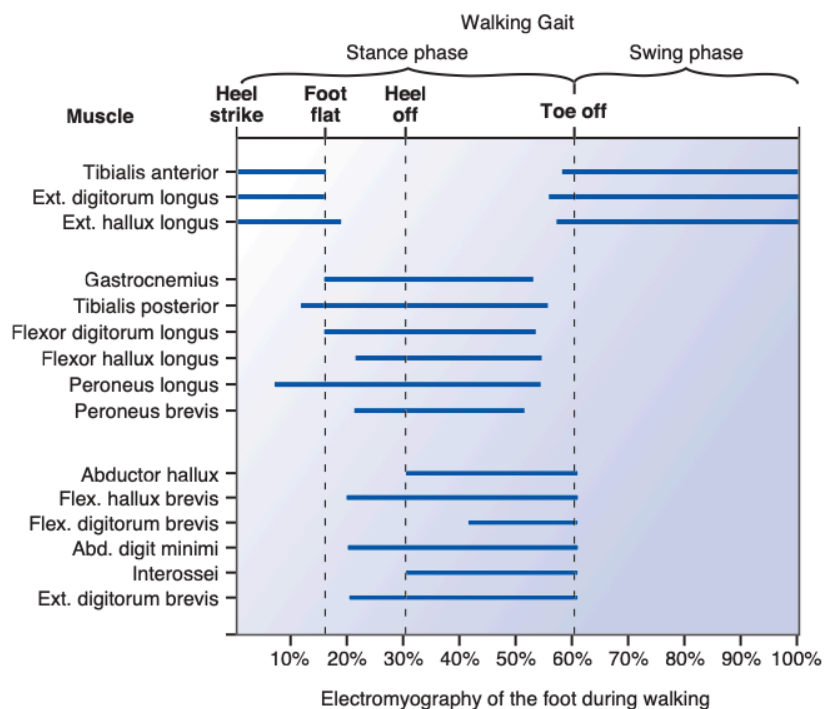
Švihová fázu popisujeme v troch fázach ako zdvihnutie končatiny od povrchu s pokračovaním v dĺžke kroku a prípravou pre stojnú fázu.

1. Initial swing (62 – 75 % GC) počiatkový švih, DK je bez kontaktu s oporou. Členok je v miernej plantárnej flexii, KK sa flexuje do 60° a BK je v 15° flexii (foot clearance). Panva je v 10° anteverzii a 5° zadnej rotácii. M. tibialis anterior spolu s dlhými extenzormi prstov udržiavajú nohu v dorzálnej flexii (neutrálnom postavení) nad podložkou. Najväčší podiel na flexii KK má m. biceps femoris (krátka hlava), dlhá hlava sa podieľa na extenzii BK. M. iliacus spôsobuje flexiu v BK.
2. Mid swing (75 – 87 % GC) stredná švihová fáza. Švihová končatina sa dostáva pred stojnú DK a tibia je vo vertikále. Aktivita v členkovom kĺbe je s nižšou intenzitou v porovnaní s výrazným nástupom m. tibialis anterior a dlhých extenzorov prstov v predchádzajúcej fáze. Aktivita m. adductor longus a m. gracilis je tiež minimálna s účelom flexie (25°) v BK, v KK je 25° flexia (pasívna extenzia). Na konci mid swing fázy sa hamstringy začínajú aktivovať na terminal swing.
3. Terminal swing (87 – 100 % GC) konečná švihová fáza. Päta dopadá na zem a zahajuje sa príprava k initial stance. Členok je v neutrálnej pozícii, KK je plne extendovaný a v BK je flexia (20°). Panva je v 10° anteverzii a 5° rotácii vpred. MM. vasty sa podieľajú na extenzii kolena, hamstringy pôsobia stabilizačne. (Perry, Burnfield, 2010, s. 138-149).

### 1.2.1.1 Svalová kontrola nohy a členka

Svaly podporujúce členok a nohu pozostávajú z dvanástich vonkajších a devätnásť vnútorných svalov. Autori popisujú vonkajšie svaly ako najpodstatnejšiu a najsilnejšiu zložku v aktívnej kontrole svalov pri chôdzi. M. soleus a m. gastrocnemius formujú achillovu šľachu,

čo je najsilnejší flexor členka. Plantárna flexia v členku počas midstance spôsobuje spomalenie pohybu tibie cez osu členka. Najsilnejší extenzor členka je m. tibialis anterior, ktorý je najaktívnejší počas počiastočnej stojnej fázy (heel strike až po foot flat, vid' obrázok 2). Extenzory členka a prstov sa aktivujú ako excentory pri spomalení došľapu nohy (prevencia „foot slap“) a počas švihovej fázy pri „foot clearance“. Najsilnejší vnútorný sval nohy a členka je m. tibialis posterior, ktorý je dynamickou oporou pre pozdĺžnu klenbu. Funkciu zohráva pri inverznom momente subtalárneho kĺbu počas strednej a konečnej stojnej fázy, čím uzamyká tarzálny kĺb a zabezpečuje fixáciu nohy počas toe-off. Znížená svalová sila môže vyvolať abdukciu predonožia, everziu päty, príp. pes planus. Dochádza k nedostatočnej fixácii nohy pri opore a človek nie je schopný vykonať stoj na jednej DK a taktiež nie je viditeľná inverzia päty v danom postavení. Primárne vonkajšie svaly členka a nohy sú peroneálne svaly. Mm. interossei sa aktivujú pri konečnej fáze a pokladajú sa za pomocné pri stabilizácii predonožia pri toe-off (Nordin, Frankel, 2001, s. 236-237).



**Obrázok 2** Svalová aktivita členka a chodidla počas krokového cyklu zaznamenaná pomocou elektromyografu (Nordin, Frankel, 2001, s. 239)

## 1.2 Biomechanika chôdze

V rámci krokového mechanizmu noha prechádza z tlmiča nárazov na pevnú oporu s odrazom počas loading response. Popísaný spôsob mechaniky nohy je na základe „windlass“ mechanizmu, ktorý sa spája s plantárnou aponeúrozou. Počas stojnej fázy kontrakcia m. triceps

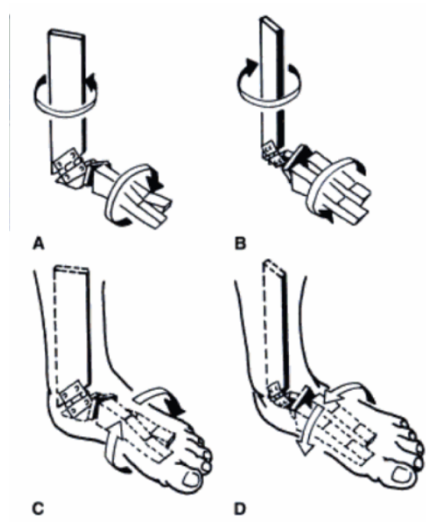
surae spôsobí odlepenie päty od zeme a súčasne príde k pasívnej dorziflexii v metatarsophalangeálnych kĺboch, ktorá vyvolá dorziflexiu v proximálnej časti phalangu na príslušnú metatarzálnu oblasť. Popísaným spôsobom príde ku sklzu plantárnej aponeurózy a k napnutiu s príslušným napätím. Napätie vyvolá stlačenie v strednej časti nohy, čo spôsobí zvýraznenie mediálnej pozdĺžnej klenby a vytvorenia stability v stredonoží, ktorá je potrebná na pohon realizovaný nosnou prednou časťou chodidla. Mechanizmus zapojenia sa viac využíva pri rýchlostnom charaktere, ako pomalšom, čo sa dáva do spojitosti s využitím zrýchlenej bipedálnej chôdze u našich predkov. Štúdia (Song, Gereyera 2011, Griffin et al., 2014, s.1) preukázala až 15 % šetrenie energie pri využití „windlass“ mechanizmu. Cieľom popísaného mechanizmu je pravdepodobne zvýšenie rýchlosti a podpora úspory energie počas bipedálnej chôdze (Griffin et al., 2014, s.1).

Bedrový kĺb (BK) sa pri initial phase flexuje do 30° s následnou extenziou (terminal stance) do 10°. Pre-swing a hlavnú časť švihovej fázy je bedrový kĺb flexovaný do 35° a následne sa opäť dostáva do extenzie, čím sa pripravuje na zahájenie initial contact. Maximálna addukcia BK (5°) nastáva na konci počiatkovej dvojitej opory alebo na začiatku midstance. Abdukcia (10°) je dosiahnutá pri toe-off s následnou addukciou pri švihovej fáze. Vonkajšia rotácia (5°) BK je pri initial stance, čiastočne pri loading response a v začiatkoch midstance. Ďalej opäť externe rotuje (15°) počas initial swing a potom kmitá medzi 3 – 5° vonkajšej rotácie počas terminal swing. Počiatková vnútorná rotácia (2°) BK nastáva v strede terminal phase a ďalej v midswing (3°). Iná vnútorná rotácia v BK nenastáva (Nordin, Frankel, 2001, s. 443).

Kolenný kĺb (KK) je pri zahájení stojnej fázy takmer plne extendovaný a svoje postavenie do 20 % flexie zmení pri počiatkovej midstance phase. Koniec spomínanej fázy je zase ukončený takmer plnou extenziou a výraznejšia 40° flexia nastane pri pre-swing. Daný pohyb je nasledovaný toe-off a dokončením flexie do 60 – 70° pri mid-swing. Ukončený pohyb v KK je extenziou ako príprava na zahájenie initial contact. Abdukcia/ addukcia v KK počas stojnej fázy je pomerne stabilná. K minimálnej addukčnej odchýlke KK od neutrálu (2 – 3°) môže nastať v stojnej fáze. Daný údaj je skôr závislý od individuálnosti kostrového aparátu. Abdukcia v KK do 10 % nastáva počas pre-swing a initial swing, pričom sa v terminal swing znovu získa addukčná pozícia KK. Rotácie v KK sú taktiež veľmi individuálne a závisia od kostí a ligament. Nordin a Frankel (2001, s. 444-445) uvádzajú hodnoty z výskumu (25 mužov), kedy KK je v externej rotácii (10 – 20°) počas stojnej fázy. Spomínané rotácie v KK sú úzko späté s flexiou/extenziou. Autori potvrdzujú, že počas flexie dochádza k vnútornej rotácii a pri extenzii naopak k externej rotácii (Nordin, Frankel, 2001, s. 444-445).



Talokrurálny kĺb, v initial stance je v neutrálnej pozícii prípadne v miernej plantárnej flexii (3 – 5°). V danom postavení pretrváva pri maximálnom dosiahnutí 7°. Dorzálna flexia členka do maxima 15° nastáva v midstance a DK rotuje anteriorne cez mediálny okraj opornej DK. Členok je počas terminal stance a pre-swing v plantárnej flexii (15°) a dochádza k prenášanju hmotnosti na druhostrannú DK. Nastáva toe-off, členok sa okamžite dorziflexuje a prechádza do neutrálnej pozície čo zabezpečuje „toe clearance“. Nakoniec plynule prechádza členok do miernej plantárnej flexie počas terminal swing, a prichádza k samotnej príprave na initial contact. Subtalárny kĺb slúži ako mitered hinge počas chôdze a zabezpečuje prenos vonkajšej a vnútornej rotácie tibie k rotáciám nohy a naopak. Mitered hinge, (Mann, 1993, Nordin, Frankel, 2001, s. 226) popisuje ako koordináciu členka a subtalárneho kĺbu. Vonkajšia rotácia tibie vyvolá inverziu (supináciu) subtalárneho kĺbu a to zabezpečí vnútornú rotáciu DK v počiatočnej fáze spolu so zošíkmením osi členkového kĺbu (vid' obrázok 3 – B, C). Vnútorná rotácia tibie naopak vyvolá everziu (pronáciu) subtalárneho kĺbu (vid' obrázok 3 – D).



**Obrázok 3** Mitered hinge (Nordin, Frankel, 2001, s. 228)

**Legenda:** A – vonkajšia rotácia vrchnej časti spôsobí vnútornú rotáciu spodnej časti B – vnútorná rotácia hornej časti spôsobí vonkajšiu rotáciu spodnej časti C – vonkajšia rotácia tibie spôsobí supináciu nohy D - vnútorná rotácia tibie spôsobí pronáciu nohy

Jeden z mechanizmov pri tlmení nárazu, kedy sa prenáša váha stojnej DK je práve everzia v subtalárnom kĺbe počas loading response a počiatočnej midstance. Spomínaná everzia zabezpečí odomknutie midtarzálneho kĺbu čo spôsobí čiastočnú flexibilitu predonožia. Midtarzálny kĺb je popisovaný ako transverzotarzálny (Chopartov) kĺb. Popisovaný kalkaneocuboideom z laterálnej strany a talovanikulárnym kĺbom z mediálnej strany.

Maximálna everzia v subtalárnom kĺbe je pri foot flat. Naopak inverzia v subtalárnom kĺbe pomáha pri získaní stability nohy počas jednostrannej opory a maximálna inverzia v danom kĺbe je pri toe-off. Extenzia v midtarzálnom kĺbe je ďalší mechanizmus tlmenia nárazov pri prenesení váhy na stojnú DK počas loading response a počiatkovej midstance. Pohybová interakcia medzi midtarzálnym a subtalárnym kĺbom je, že ak je subtalárny kĺb limitovaný, tak bude aj midtarzálny. Taktiež, ak nie je žiadny pohyb v talonavikulárnom kĺbe, tak nebude ani v subtalárnom kĺbe (Nordin, Frankel, 2001, s. 226-228, 445-446).

Prsty sú počas initial contact nad zemou v 25° extenzii v metatarzophalangeálnych kĺboch. Prsty prejdú do neutrálnej pozície na konci loading response, kedy je plný kontakt nohy s podložkou. Až počas terminal stance (keď sa päta zdvihne), metatarzálny kĺby extendujú do 21°. Prsty sú stále v kontakte s podložkou, odlepuje sa len päta. Extenzia spôsobuje napätie v plantárnej aponeuróze, čo vedie k pasívnej inverzii kalkanea a tiež k supinácii nohy a zdôraznenie pozdĺžnej klenby. Následná tuhosť intertarzálnych kĺbov od kalkanea po metatarzálnu pauzu spôsobí rigiditu celej nohy a pripraví na toe-off fázu. Počas pre-swing sú prsty v maximálnej extenzii (58°). Vo fáze samotného swingu sa prsty jemne flexujú ale zostávajú stále v extenzii, ktorá sa ešte o niečo zvýši ako predpríprava k initial contact (Nordin, Frankel, 2001, s. 447).

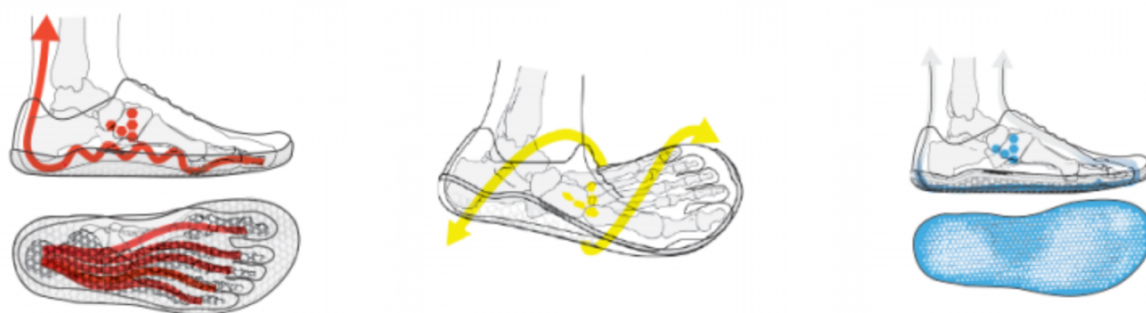
### 1.3 Barefoot obuv

Ľudská noha v porovnaní s našimi predkami, v zmysle žijúcich primátov sa pokladá za jedinečnú. Samotná noha je tvorená 26 kosťami, 33 kĺbmi a 19 svalmi (Franklin et al, 2015, s. 230). Noha, vďaka svojim vlastnostiam zabezpečuje pevnú oporu, ak je to potrebné napr. pri baletke alebo flexibilitu pri chôdzi naboso (Nordin, Frankel, 2001, s. 223). Barefoot obuv zabezpečuje lepší balans, čím sa neustále podporuje správna funkcia vestibulárneho aparátu (Vivobarefoot®, 2019, [www.vivobarefoot.com](http://www.vivobarefoot.com)). Pri chôdzi naboso náš mozog dostáva rôzne podnety na základe nerovnosti povrchu. (Sandler, Lee, 2015, s. 286). Chodidlo má schopnosť adaptácie k týmto povrchom, pričom telo je vzpriamené a pohybujúce sa vpred (McClanahan, 2006, s.17). Stimulujú sa nové nervové spojenia, znižuje sa riziko pádov a podporuje sa aktivácia svalov nohy (Curtis, D'Août, 2019, s.151). Nigg (2009 s. 79) predpokladá, že chôdza naboso aktivuje menšie svaly na ploske nohy a veľké svaly skrz členkový kĺb. Menšie svaly by mali zabezpečiť väčšiu stabilitu vďaka rýchlym senzitívnym zmenám s malým podielom sily. Počas chôdze je zaznamenaný aj pokles momentu flexie kolena (Keenan et al., 2009, s. 352-355). Chôdza v barefoot topánkach podporí cirkuláciu krvi, čím sa zníži riziko varixov, bolesti

a pocitu chladu nôh v zime. Vďaka voľnosti v barefoot obuvi a maximálnej podpore propriocepce a aktivity svalov nohy sa upraví postúra, ktorá mohla byť negatívne ovplyvnená aj chôdzou v bežnej – modernej obuvi. Dokázané bolo, že barefoot chôdza pomáha vo výkonnosti pamäti a zlepšení koncentrácie. Štúdia, ktorá bola naprieč 25 krajín s cieľom „shoeless learning“ teda výuka, kedy dieťa bude bez topánok počas vyučovania, poukázala na rôzne benefity. Profesor Heppel, ktorý je tvorcom výskumu popisuje, že nenosenie topánok v škole viedlo k lepšiemu učeniu, správaniu a zníženému stresu. Znížil sa hluk pri presune detí z tried a dokonca popisuje aj menšie číslo šikany. Deti sa v tomto prípade cítia viac ako doma a sú zrelaxované (Heppell, 2011, [www.heppell.net](http://www.heppell.net)).

### **1.3.1 Kompozícia barefoot obuvi**

Minimalistické topánky začali svoju kariéru v 70-tych rokoch, kedy bola predstavená obuv so zníženým opätkom s minimálnym odpružením, väčšou flexibilitou podrážky a bez podpory v oblasti klenby (Miller et al, 2014, s. 74). Barefoot obuv má určité charakteristické prvky, ktorými sa odlišuje od bežnej obuvi. Celá štruktúra barefootov je daná tak, aby bola noha v prirodzenom postavení, ako je to pri chôdzi naboso. Cieľom je, aby dochádzalo k aktivácii a posilneniu svalov spolu so znovuoobnovením všetkých zmyslov, ktoré noha má. Medzi základné charakteristiky patrí tenká podrážka, ktorá je v rozmedzí od 3 do 6 mm a umožňuje nohe maximálne využitie propriocepce. Pri niektorých značkách sa môžeme stretnúť aj s ochranou proti prepichnutiu podrážky, čo znižuje riziko zranenia o ostré predmety. Podrážka je flexibilná a noha má dostatok priestoru v topánke, čím nedochádza k žiadnej deformácii nohy (viď obrázok 4, s. 20). Obuv je v prednej časti rozšírená, aby nijako neobmedzovala prácu prstov a je bez akejkoľvek podpory nožnej klenby. Päta je voľná, bez pridaného tmiča, ako je zvykom u športových topánok. Typickým znakom je aj nulový drop, to znamená, že medzi špičkou a pätou topánky nie je žiadny sklon a daným postavením sa dosahuje optimálny a prirodzený postoj. Neposlednou výhodou barefootov je aj minimálna váha topánky (Ahinsa shoes®, 2018, [www.ahinsashoes.cz](http://www.ahinsashoes.cz)).



**Obrázok 4** Barefoot obuv ([www.vivobarefoot.sk](http://www.vivobarefoot.sk))

### 1.3.2 Krokový mechanizmus v barefoot obuvi

Bosá chôdza je jeden z najlepších stimulov ako získať cit pre rovnováhu (Sandler, Lee, 2015, s. 286). Pri chôdzi v barefoot obuvi, eventuálne na boso dochádza k maximálnemu využitiu a podpore subtalárneho kĺbu. Adaptívna schopnosť nohy sa prejaví zlepšením v sile svalov nohy a členka. Noha získa väčšiu flexibilitu, rovnováhu a propriocepciu (McClanahan, 2006, s.18). Pri chôdzi naboso je znížená počiatková vertikálna nárazová sila a rovnomernejšie rozloženie tlaku skrz nohu.

Pri chôdzi naboso/minimalistických topánkach dochádza k zníženej aktivite m. tibialis anterior v počiatkovej fáze (initial stance) pri porovnaní s bežnou obuvou a taktiež k zníženej aktivite m. peroneus longus. Nastáva aj väčšia a rýchlejšia everzia predonožia ako pri modernej športovej obuvi a zmena rýchlosti chôdze. Abductor hallucis a abductor digiti minimi vykazujú väčšiu svalovú silu pri chôdzi v barefoot obuvi v porovnaní s bežnou - športovou obuvou, kde sa naopak objavuje oslabenie daných svalov a nedostatočná podpora pozdĺžnej klenby. Nosenie barefootov zvyšuje podporu pozdĺžnej klenby jednak v statickej, ale aj dynamickej polohe (midstance). Prvá polovica stoja typická pre barefoot obuv v midfoot strike a forefoot strike je charakteristická menšou deformáciou pozdĺžnej klenby. Vnútorne svaly nohy patria k primárnym stabilizátorom klenby a taktiež sa podieľajú na stupni generovaného pohybu z vonkajších svalov nohy. Vnútorne svaly nohy, ktoré sa klenú skrz klenbu fungujú na báze mechanických pružín. Pri prechode zo stredného zaťaženia nohy na metatarsophalangeálnu časť dochádza k stiahnutiu spomínaných svalov, vystuženiu oblúka a k minimálnemu vychýleniu. Následne príde k pritiahnutiu kalkanea a metatarzov. Tento princíp nie je možný u rearfoot strike. V druhej polovici krokového cyklu sa zvyšuje ťažisko tela pomocou elastickej energie a potrebné svaly z prvej polovice majú možnosť čiastočného uvoľnenia. Svaly nohy majú funkciu rýchlej odpovede na mechanické stimuly.

Pri oslabení vnútorných svalov nohy môže dochádzať až k abnormálnym pohybom v porovnaní s požiadavkami na zaťaženie chodidla. Na základe toho, dochádza k rôznym zraneniam pri nosení bežnej obuvi (Lin-Wei Chen et al, 2016, s. 11, Miller et al., 2014, s. 74, 80). Nedostatočná podpora klenby je teda jeden z faktorov pre muskuloskeletárne problémy v oblasti DK, osteoartrózu (OA) kolenných kĺbov (KK), tendinopatiu m.tibialis posterior a stresové zlomeniny metatarzov (Holowka, Wallace, Lieberman, 2018, s. 1-10). Môžeme teda predpokladať, že veľké obmedzenie prirodzeného pohybu chodidla môže viesť k bolestiam, zraneniam a poraneniam nôh (Morio et al. 2009, s. 2088). Z toho vyplýva, že pri narastajúcich zraneniach by sa nemali riešiť ortopedické vložky do topánok či topánky, ktoré ešte viac podporujú oslabenie svalov, ale používanie barefoot obuvi pri dennej bežnej chôdzi a pri športových činnostiach (Lin-Wei Chen et al, 2016, s. 11).

Na základe výskumov sa môže predpokladať, že športové výkony v barefoot/minimalistických topánkach vykazujú zmenu zaťaženia v jednotlivých kĺboch (Sinclair, 2014, s. 396). Z histórie behu ľudskej rasy je známe, že beh v minulosti bol naboso alebo v minimálnej obuvi, čo predstavovalo sandále alebo mokasíny s minimálnou podporou a pružnosťou päty v porovnaní s dnešnými bežeckými topánkami. Forefoot strike (nášľap na predonožie) a midfoot strike (nášľap na stredonožie) boli preferované pri behu v barefoot/minimalistickej obuvi. Zabezpečovalo to ochranu nohy a DK od zranení, ktoré sú dnes u bežcov v športovej obuvi s čoraz väčším výskytom (Lieberman et al., 2010, s. 531). Beh v týchto topánkach vedie k nárastu vertikálnej osi zaťaženia, plantárnej flexii a k vrcholu everzie v zadonoží. Taktiež dochádza k redukcii extenzie v kolennom kĺbe (znížená excentrická kontrakcia m. quadriceps), zväčšeniu sily Achillovej šľachy so zníženou silou patellofemorálneho kĺbu. Znížený moment excentrie sa podľa Bonacci a kol (2013, s. 426) odôvodňuje pre zníženú dĺžku kroku pri nosení barefootov. Stojná končatina je bližšie k COM, čo znižuje moment sily m. quadriceps. Počiatočný COP je lokalizovaný v strede päty s rýchlym posunom cez stredonožie k predonožiu, kde sa rýchlosť spomalí. Najvyšší tlak predonožia je pod druhým metatarzom v 80% stojnej fázy. COP počas toe-off fázy je pod haluxom. Samotné metatarzálne články sú v kontakte s podložkou minimálne 50% času počas stojnej fázy. Barefoot chôdza zaznamenala najväčší silový bod pri „foot-floor“ impulze (noha - podložka) v oblasti tretieho metatarzu namiesto druhého (Nordin, Frankel, 2001, s. 239-240). Pri behu v barefoot obuvi je najviac zaznamenaná zmena v nášľape na predonožie (forefoot strike/ FFS) v porovnaní so športovou obuvou, kde je výrazný dopad na pätu (rearfoot strike/ RFS). Lieberman et al. (2010, s. 532) popísali, že u barefoot bežcov, ktorých nášľap je FFS majú polovičnú mieru zaťaženia ako u bežcov RFS. Pri FFS dochádza k využitiu rotačnej energie, ktorá sa šíri do vyšších oblastí tela a poháňa ho k výkonu. Taktiež bolo dokázané, že nezáleží

či sa v barefoot obuvi behá na tvrdom, či mäkkom povrchu. Pri nášľape na predonožie dochádza k zníženiu COG, na základe väčšej flexie v kolennom a členkovom kĺbe (Lieberman et. Al., 2010, s. 532-533). M. abductor digiti minimi vykazoval, ako jediný z troch vnútorných svalov (m. flexor digitorum brevis, m. abductor hallucis) významné rozdiely pri zmene obuvi pri behu. Popísaný sval predstavuje oblasť stredonožia, čo opisuje jeho výsledky pri prechode z RFS na MFS/ FFS. Proximálna časť sa upína na kalkaneus a distálna na laterálnu časť proximálneho phalangu. Jeho hlavnou funkciou je flexia piateho prstu a podpora pozdĺžnej klenby (Miller et al., 2014, s. 80). Goldman et al (2013, s. 424) popísali, že pri silovom tréningu s 90% maximálnym využitím izometrickej kontrakcie po dobu siedmich týždňov bolo zvýšenie vnútorných flexčných svalov prstov o 40 %. Podľa Millera et al (2014, s. 82) bolo toto tvrdenie potvrdené. Pri dvanásť týždňovej štúdií bežcov v športovej obuvi a experimentálnej skupine, ktorá prešla na barefoot obuv, bolo zaznamenané zvýšenie aktivity m. flexor digitorum brevis. U experimentálnej skupiny tiež aj u m. abductor digiti minimi. Za príčinu zvýšenia sily autori považujú zvýšené nároky na vnútorné svaly, ktoré zabezpečovali stabilizáciu klenby pri odraze od prstov. Na rozdiel od bežnej obuvi, kde je klenba stabilizovaná vonkajšou podporou klenby v topánke.

Pri testovaní behu u skupiny, ktorá bežne vykonáva danú činnosť v športových teniskách, pri prechode na barefoot obuv, bol zaznamenaný nižší uhol (asi o 40 %) dorziflexie pri kontakte s podložkou. Väčšia plocha chodidla pri dopade zabezpečuje nižší tlak, čím sa znižuje nárazová sila v oblasti päty. Potvrdilo sa, že pri prechode z odpruženej obuvi na barefoot obuv pri behu, dochádza ku kratšiemu kroku s vyššou frekvenciou. Rovnaký prípad nastal aj pri prechode na beh naboso. Skrátená dĺžka kroku má vplyv na zníženie nárazových vlastností a zvýšenia tlmenia nárazov (Squadron et al, 2014, s. 1202). Miller et al (2014, s. 80) taktiež popísali po 12 týždňovom experimente u bežcov, ktorí prešli na beh v minimalistickej obuvi (bez podpory klenby, odpruženia päty a pod.) zníženie dorziflexie pri dopade a teda celková zmena z RFS na MFS/ FFS vzorec. Spomínaný typ dopadu spôsobuje lepšiu prácu svalov a zvýšenie práce svalov nohy.

#### **1.4 Bežná – športová obuv**

Úloha nohy v rámci pohybovej kontroly a balansu je nám známa, no vplyv topánok na ľudské chodidlo a následná možnosť ovplyvnenia pohybovej kontroly spojená s variabilitou počas chôdze je motívom na preštudovanie. Antropologické dôkazy odhadujú začiatok nosenia obuvi približne pred 40 000 rokmi. Upozorniť treba, že obuv sa vyvinula z jednoduchých sandálov s otvorenou špičkou až po módné predmety, pričom v popredí je estetický dizajn pred

vplyvom na chodidlo. Ľudské chodidlo je dynamická multisenzorická prispôsobivá časť tela, ktorá stráca svoje vlastnosti akonáhle je tvarovaná a podporovaná topánkou. Obuv zabezpečí nohe ochranu pred povrchom, ale zato stratí schopnosť vnímať silu, prispôsobivosť a flexibilitu. Následne sa z nohy stane oslabená a tuhá časť tela. Mentálna mapa plosky nohy v mozgu ustupuje a znižuje sa vplyv hmatu pri ovládaní chodidla. Je známe, že v kultúrach, kde je chôdza na boso bežnou záležitosťou je prevalencia zranení chodidiel na dvoch percentách, k porovnaným 70 % u našej populácie, kde je zvyklosťou chôdza v topánkach. Vedie to aj k poznatku, že spoločnosť, ktorá chodí v topánkach má o 40 – 50 % slabšie chodidlo ako tí, čo chodia bosky. Vnímanie tvorí skutočnosť (Sandler, Lee, 2015, s. 104, 286).

V módnjej spoločnosti idú do popredia topánky so zúženou a zatvorenou špičkou, čo postupne vedie k častým deformitám prstov, ako je napríklad hallux valgus (Franklin et al, 2015, s. 230). Rozloženie a pohyb predonožia je ovplyvnený typom obuvi a pri nedostatočnom priestore môže dochádzať až k stresovým faktorom pod hlavičkami metatarzov (Morio et al. 2009, s. 2087). Pri spomínanej obuvi dochádza k zníženiu aferentných vstupov z receptorov a môže dochádzať k tlmenejšej prispôsobivosti chodidla na tvar, tlak a dotyk s podložkou (Franklin, Xavier, Grey, 2018, s. 1). Problém nastáva aj v staršom veku, kedy noha býva širšia ako sú dostupné topánky. S vekom sa začínajú používať barle, vychádzkové palice a dochádza k stabilizácii pomocou iných zmyslov a celkovej kompenzácie, ktorá vedie k oslabeniu (Sandler, Lee, 2015, s. 286). Hrozí väčšie riziko pádov, najmä pri chôdzi do a zo schodov. Pri danej aktivite je dôležitá funkcia Achillovej šľachy a lýtkových svalov, ktorých funkcia je opäť znížená a oslabená z bežnej – modernej obuvi (Rossi, 1999, s. 53, 56).

Noha, ako taká je veľmi špecifická a zmeny v štruktúre a v pozícii môžu ovplyvniť samotnú funkciu (Franklin et al, 2015, s. 230). Už v štúdií z roku 1995 (Sachithanandam, Joseph, s. 254) prikladali dôvod vzniku plochej nohy noseniu topánok. Zistili, že čím neskôr bola aktívna chôdza v topánkach, tým bol menší sklon k plochej nohe. Najväčší výskyt plochej nohy bol predpokladaný u detí, ktoré nosia topánky po dobu min. 8 hodín každý deň. Tiež veľké, ale menšie riziko bolo poznamenané aj u obéznych detí a detí s voľnejšími väzivami. Autori uvádzajú, že do dovŕšenia 6 roku života sa vyvíja pozdĺžna klenba (Sandler, Lee, 2015, s. 286). Podľa Franklin et al. (2015, s. 230-231) dlhodobé používanie obuvi vedie k anatomickým a funkčným zmenám spolu so zmenenou šírkou chodidla pri zaťažení, čo pravdepodobne vyplýva z obmedzenia štruktúry obuvi. Taktiež sa predpokladá už viackrát spomínané oslabenie svalov, čo je dôsledok neustálej podpory zabezpečenej v topánke (Franklin, Xavier, Grey, 2018, s. 5). Prirodzený mechanizmus adaptácie chodidla na rôzne povrchy je vo veľa prípadoch brzdený obuvou, ktorá je navrhnutá tak, aby čo najhrubšia podrážka obmedzila prísun vplyvov z povrchu (McClanahan, 2006, s.17). Spoločnosť, ktorá

preferuje bežnú obuv môže mať badateľné určité chybné vzorce pri chôdzi. Tieto odchýlky sa dajú upraviť do „nastavenia“ normálnej chôdze. Táto chôdza ale nemôže byť nikdy označovaná ako prirodzená. Z pohľadu biomechaniky to nie je možné skrz nastavenia nohy v topánke, posturálneho nastavenia, rovnováhy, mechaniky tela a celkového rozloženia hmotnosti v obuvi (Rossi, 1999, s. 50)

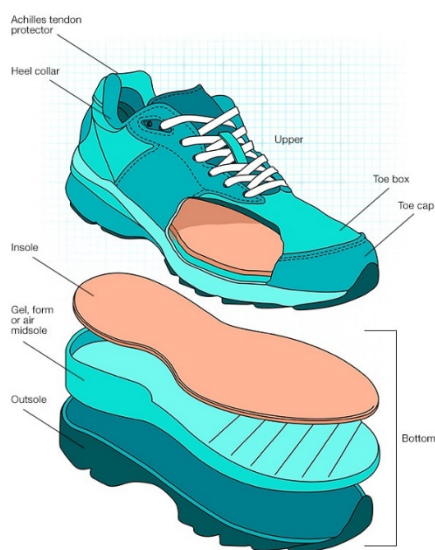
#### **1.4.1 Kompozícia bežnej – športovej obuvi**

Každá športová obuv má svoje charakteristické vlastnosti, no svojím spôsobom základné parametre majú všetky rovnaké. V porovnaní s barefoot obuvou je podrážka hrubšia (4 – 7 mm). Silná podrážka znižuje propriocepciu terénu, čím sa znižuje aktivácia jednotlivých zmyslov a je daný sklon medzi pätou a špičkou v rôznom pomere (Kaselj, 2012, [www.exercisesforinjuries.com](http://www.exercisesforinjuries.com)). Podrážka je tlmená, najhrubšia pod pätou a chodidlo má prednastavenú menšiu dorziflexiu ( $5^\circ$ ) v porovnaní s chodidlom v základnom postavení (Lieberman et al., 2010, s. 532). Topánky sú tlmené voči nárazom s podporou nožnej klenby, takže svaly nohy nemusia byť aktivované v takom veľkom množstve. Treba brať do úvahy aj hmotnosť topánok, ktorá sa pohybuje od malých k veľkým číslam. Keď si dané číslo vynásobíme denným počtom krokov, tak sa nemôžeme diviť, že sa večer, po celom dni, sťažujeme na bolesť nôh (Rossi, 1999, s. 58). Špička topánky je zväčša zúžená, čím sa zabraňuje prirodzenému postaveniu prstov. Topánka by sa mala prispôbovať tvaru chodidla a nie naopak. Bežné topánky so zúženou špičkou siahajú do histórie starovekého Egypta, kde sa tieto topánky považovali za určitý status a charakteristiku vyššej triedy. Zúžená špička opticky zmenšovala nohu a odlišovala vyššie postavené ženy od otrokýň a tých, čo pracovali na poliach (Rossi, 2001, s. 105). U športových topánok je špička často odpružená a vopred prednastavená v danom uhle, ktorý sa pohybuje od päť do dvadsať stupňov. V oblasti metatarzálnych hláv je zabezpečená podpora pomocou rôznych podporných vankúšikov. Na základe toho je funkcia prstov takmer úplne vyradená. Odrazová fáza v topánke často vychádza práve z tejto oblasti a je obmedzená na základe podstielok. Preto je potrebná sila navyše z vyšších oblastí – nôh, bedrových kĺbov, prepnutej panvy a ramien (Rossi, 1999, s. 53, 56)

Šport je súčasťou ľudského života niekoľko miliónov rokov. Výroba modernej športovej obuvi siaha do roku 1970 (Lieberman et al., 2010, s. 531). V minulosti klasické gumové cvičky, ktoré boli dobre známe v rôznych farbách sa vymenili za moderné športové tenisky s materiálom, ktorý zabezpečuje určité odpruženie vďaka air technológii alebo rôznym gélovým výstielkám. Dnešná doba ponúka na každý typ športu inú – špeciálnu obuv, s potrebnými vlastnosťami. Každý pár je zhotovený z rôznych typov materiálov a často na



základe požiadaviek jednotlivca, aby mu poskytovali silu a flexibilitu, kedy to najviac potrebuje (Nigg et al., 2015, s. 1293). Z výsledku rôznych analýz zranení boli dané odporúčania na báze viacerých odborníkov, že športové topánky by mali zabezpečovať podporu funkcie nohy, pričom treba brať do úvahy fyziologické postavenie a rozsah pohybu (ROM) nohy. Mali by zabrániť nadmerným rotačným pohybom a nárazovým silám. Samotný koncept na športovú obuv, s ohľadom na znížené riziko vzniku zranení, bol v zmysle limitovať nárazové sily počas dopadu, podporiť nohu počas stojnej fázy a viesť nohu v konečnej stojnej fázy. Na základe týchto požiadaviek bol aplikovaný mechanizmus odpruženia v športovej obuvi (Nigg, Segesser, 1992, s. 598). Popredné športové značky vyvíjali rôzne typy tenisiek s určitou víziou. Zúžená špička v zmysle zvyšovania rýchlosti, výroba tenisiek, ktoré budú špeciálne na behanie s rozdielom na kratšiu a dlhšiu vzdialenosť, stabilizácia Achillovej šľachy atď. Krátko na to sa na trhu objavili tenisky s tvarovanou podrážkou s absorpciou nárazu. Podrážka pozostáva z troch častí a to insole (tenká vrstva vyrobená napr. z EVA - ethyl vinyl acetate materiálu, a zabezpečuje klenbovú podporu), midsole (dôležitá časť odpruženia a teda zabezpečuje veľkú časť absorpcie nárazu) a outsole (uhlíková guma, ktorá pôsobí ako trakcia a absorbuje náraz), vid' obrázok 5 (Mayo Clinic, 2020, [www.mayoclinic.org](http://www.mayoclinic.org)).



**Obrázok 5** Moderná – športová obuv ([www.mayoclinic.org](http://www.mayoclinic.org))

Materiál vnútornej (midsole) vložky topánky zabezpečuje rozličný stupeň odpruženia, kontroluje pronáciu chodidla a výmenu mechanickej energie s podporou pozdĺžnej klenby. Uprednostňuje sa materiál ako pena, silikón, vzduchové bublinky alebo gél v zmysle odpruženia (Hoogkamer et al., 2018, s. 1010). Výroba začala byť čoraz viac populárna, no

neexistuje žiadna štúdia, ktorá by potvrdzovala dlhodobý zdravotný účinok nosenia takejto obuvi (Kerrigan et al., 2009, s. 1062). Už v roku vydania štúdie (1992) predpokladali, že môže prísť k zámene, kedy pri termíne a mechanizme odpruženia bude prioritný komfort pred prevenciou voči zraneniam. Na podporu odpruženia boli použité rôzne materiály, podpora nožnej klenby s vylúčením maximálnej everzie. Aj napriek tomu sa objavili názory, že rovnaký, prípadne lepší efekt môže byť zabezpečený vďaka senzorickej funkcii nohy, čo sa dosiahne čiastočne rigidnou podrážkou (Nigg, Segesser, 1992, s. 599).

Množstvo energie, ktoré sa dokáže nakumulovať v materiáli športovej obuvi závisí od poddajnosti. Všetky penové materiály sú viskoelastické a schopné rozptýliť energiu ako teplo. Najnovšie typy športových tenisiek znižujú energetický výdaj v priemere o 4 % (Hoogkamer et al., 2018, s. 1015). U bežcov sa často rozlišuje typ pronátorov (pri heel strike sa chodidlo mierne natáča dovnútra pri pohybe vpred) alebo supinátorov (pri heel strike sa chodidlo mierne natáča smerom von), na základe toho, sa im priraduje aj typ obuvi. Do súvislosti sa to dáva aj podporou klenby v topánke. Popisujú sa tri rôzne typy podpory, a to: neutrálna podpora klenby, nízka alebo vysoká podpora klenby. Nízka podpora klenby je typická u „pronátorov“ a vysoká podpora, naopak u „supinátorov“ (UConn Health, 2017, [www.health.uconn.edu/orthopedics-sports-medicine](http://www.health.uconn.edu/orthopedics-sports-medicine)). Ďalšou spojitosťou s podporou a typom obuvi sa popisuje aj rozdelenie športovej obuvi na neutrálnu, podporujúcu stabilitu a riadiacu pohyb (Knapik et al, 2010, s.198; Pollard et al, 2017, s. 1).

#### **1.4.2 Krokový mechanizmus v bežnej – športovej obuvi**

Moderná obuv obmedzuje voľný pohyb kĺbov počas pohybu v nohách, oslabuje svalstvo a znižuje kvalitu senzorických vstupov do nohy, ktoré ďalej komunikujú s mozgom. Noha v topánke obmedzuje funkciu mozgu o spracovávaní vstupov, ktoré prichádzajú z nohy. Mozog musí viac pracovať, aby získal informácie o balanse a súhre svalov. Často potom dochádza k nadmernej, prípadne zníženej aktivite svalov pri potrebnom úkone či držaní balansu v nečakaných situáciách. Dochádza k zamknutým kolenám, preťaženiu určitej skupiny svalov, asymetrickému stoju alebo príliš veľkej váhe na päťach (Daoud et al., s. 1332).

Kinetické rozdiely pri chôdzi naboso a v topánkach sú preukázané najmä v oblasti bedra a kolena. Pri chôdzi v topánkach dochádza k výraznému vrcholu varózneho postavenia kolien, momentu flexie a extenzie bedrového kĺbu v počiatkovej fáze stoja (Morio et al. 2009, s. 2088). Miyazaki et al (2002, s. 617) popisujú addukčný stav kolena ako predikciu k radiografickej progresii OA. Podľa Keenan et al. (2011, s. 354) sa pozorované zmeny v kĺbových momentoch dávajú do spojitosti so spomínanou zmenou dĺžky kroku. Rýchlosť spôsobuje zmenu biomechaniky kolena (Fredericks et al., 2015, s. 276). Dochádza taktiež k zmenám pri každej

reakčnej sile podložky s maximom vo vertikálnom a medio-laterálnom smere. Ďalší faktor, ktorý môže mať vplyv na moment varózneho postavenia kolien sú topánky, ktoré ako väčšina, majú rozdiel medzi výškou päty a predonožím (foot-drop). V súčasnosti sa v industriálnom priemysle odporúča umiestnenie päty s 10 mm nárastom k prednej časti chodidla (Keenan et al., 2011, s. 354). Kvôli vyvýšeniu v oblasti päty často dochádza k anteverzii v oblasti panvy, bolesti bedrových a kolenných kĺbov z behu pri vysokých nárazoch na pätu a pod (Daoud et al., s. 1327). Z čoho vyplýva, že aj malé zmeny, vyvolané obuvou, môžu mať čiastočný klinický význam (Keenan et al., 2011, s. 354).

Pri chôdzi v bežnej – športovej obuvi dochádza k zníženej aktivite m. gastrocnemius pri rovnovážnych mechanizmoch (Franklin, Xavier, Grey, 2018, s. 5). Silové zaťaženie nohy pri chôdzi v obuvi sa líši od chôdzi v barefoot. Znižuje sa silové rozloženie vo vrchole päty a zaťaženie predonožia je skôr mediálne s maximálnym tlakom pod prvým a druhým metatarzom. Znižuje sa aj celkové zaťaženie prstov (Nordin, Frankel, 2001, s. 240-241). Oslabenie sa prejaví aj vo zvýšenej pronácii a zaťažením plantárnej fascie (Lieberman et al., 2010, s. 534). Pokiaľ svaly nohy nie sú dostatočne silné, aby pomohli zastabilizovať pozdĺžnu klenbu, dochádza k flat foot (pes planus), čo nastáva skôr pri chôdzi v bežnej obuvi ako v barefoot (Holowka, Wallace, Lieberman, 2018, s. 10).

Chôdza v topánke je spojená aj s väčšou dĺžkou kroku a dorziflexiou pri styku nohy s podložkou. RRF/ FFT je tiež ovplyvnená typom obuvi (Fredericks et al., 2015, s. 276). Podrážka obmedzuje torznú a addukčnú pohyblivosť nohy v porovnaní s chôdzou naboso. Obuv má teda vplyv aj na prirodzený pohyb nohy a pohyb chodidla počas odrazu (Morio et al., 2009, s. 2081). Špička býva často odpružená a na základe toho, je funkcia prstov takmer úplne vyradená spolu s 18timi (z 19-tich) šliach, ktoré sa upínajú na prsty. Halux spolu s ostatnými prstami sú, ako bolo vyššie spomínané, imobilizované a krokový mechanizmus, v odrazovej fáze je iniciovaný z metatarzálnych hláv, ktoré sú nadmerne preťažované. Pri barefoot chôdzi je zaznamenaná odrazová fáza od metatarzálnych hláv zhruba v 54 stupňovej flexii. V bežnej obuvi dochádza k zníženiu uhlu flexie o 30 - 80% (Rossi, 1999, s. 53, 56). Akonáhle sa šírka prednej časti chodidla počas loading response zúži, vplyvom topánky, môže to vyprovokovať lokálny stresový faktor pod metatarsami (Morio et al. 2009, s. 2088). Charakteristické dorzálne osteofyty spolu s limitovanou dorzálnou flexiou pri halux rigidus môžu spôsobovať určité zmeny pri chôdzi. Proximálny phalang má laterálny posun spolu s pronáciou na prvom metatarze. Abnormálna pozícia halux valgus zapríčiňuje zníženie možnosti tlačiť metatarzálne články pri toe-off. Môže prísť k posunu týchto síl k druhému/ tretiemu článku, čo sa prejaví bolestivými plantárnymi callusmi – prenos lézie (Nordin, Frankel, 2001, s. 232-233).

Pri technike behu, kedy sa preferuje RFS čiže prvotný dopad cez päť sú typické nárazové sily, ktoré majú vysokú rýchlosť a zaťaženie so šírením smerom hore do DK. Dochádza k väčšiemu riziku získania zranení, najčastejšie dochádza k vzniku stresovej zlomeniny v oblasti tibie a plantárnej fascitíde (Lieberman et al., 2010, s. 531). Pri prvotnom dopade na päť je nárazová sila až do trojnásobnej hmotnosti tela (Lohman, Balan, Swen, 2011, s.156). Bežecké topánky, ktoré poskytujú vysokú podporu v oblasti päty sú známe vďaka hodnote pohodlnosti. Obmedzujú však propriocepciu a podporujú nášľap cez päť. Podľa Robbins, Waked (1997, s. 463) bežci, gymnasti a ďalšie športy dochádzajú k častým a výrazne ovplyvňujúcim kontaktom plochy nohy a podložky. Daný typ kontaktu sa môže odzrkadliť na ich výkone a prípadných zraneniach. Do spojitosti so zraneniami sa často prikladá kumulatívne nahromadenie tráum z nadmerného vertikálneho nárazu. Mäkké podložky na pristávanie či odpružené tenisky nezabezpečujú zníženie vertikálneho nárazu, skôr naopak. Pri dopade na mäkkší povrch dochádza k nižšej flexii v BK, KK kĺbe čo zvyšuje náraz vertikálnych síl. U barefoot obuvi nastáva mechanizmus, kedy v prípade ohrozenej situácie (napr. poranenie nohy) sa využíva flexia na zníženie nárazu. Podobný mechanizmus nie je možný u ľudí, ktorí nosia bežnú – modernú obuv, lebo dochádza k tlmeniu spomínaných mechanizmov (Robbins, Waked, 1997, s. 463, 466). Svaly hrajú dôležitú rolu pri tlmení nárazov, čo vedie k neuromuskulárnej reakcii centrálnej nervovej sústavy (CNS). Predpokladá sa, že beh naboso má vplyv na lepšie uloženie elastickej energie a jej opätovné využitie. Svalová aktivita u bežcov v športovej obuvi po tréningu so zaradením behu naboso bola pozitívne ovplyvnená. Beh naboso zlepšil svalovú aktivitu z dlho dobejšieho hľadiska, čo sa považuje ako pozitívum pri lepšej ekonomike behu (Azevedo, 2016, s. 11, 13).

## 2 Cieľ a hypotézy

### 2.1 Cieľ

Cieľom diplomovej práce je zaznamenať zmeny silového zaťaženia nohy pri chôdzi, ktoré nastávajú v barefoot a v bežnej športovej obuvi. Hlavným cieľom je zistiť veľkosť svalového zaťaženia pri chôdzi v jednotlivých etapách chôdze, v rôznej obuvi na plošine ZEBRIS FDM-S. Druhým cieľom diplomovej práce je zaznamenať prípadné zmeny, v rámci samostatných skupín preferovanej obuvi, na odchýlky v jednotlivých fázach chôdze.

### 2.2 Vedecké otázky a hypotézy

Vedecká otázka č.1: **Existuje rozdiel silového zaťaženia nohy pri chôdzi v barefoot topánkach a v športovej obuvi?**

Hypotéza  $H_{01}$ : Nie je štatisticky významný rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi naboso v silovom zaťažení nohy:

- a) pri dopade na pätu (heel strike),
- b) v strednom postavení (midstance),
- c) pri odraze.

Hypotéza  $H_{A1}$ : Je štatisticky významný rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi naboso v silovom zaťažení nohy:

- a) pri dopade na pätu (heel strike),
- b) v strednom postavení (midstance),
- c) pri odraze.

Hypotéza  $H_{02}$ : Nie je štatisticky významný rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi v športovej obuvi v silovom zaťažení nohy:

- a) pri dopade na pätu (heel strike),
- b) v strednom postavení (midstance),
- c) pri odraze.

Hypotéza  $H_{A2}$ : Je štatisticky významný rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi v športovej obuvi v silovom zaťažení nohy:

- a) pri dopade na pätu (heel strike),
- b) v strednom postavení (midstance),

- c) pri odraze.

Pozn: experimentálna skupina = barefoot obuv; kontrolná skupina = bežná športová obuv.

## **Vedecká otázka č.2: Existuje rozdiel silového zaťaženie nohy pri chôdzi v rôznych typoch obuvi v rámci jednotlivých skupín?**

### **Experimentálna skupina**

Hypotéza H<sub>03</sub>: Experimentálna skupina nevykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri dopade na pätu (heel strike) pri chôdzi:

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

Hypotéza H<sub>A3</sub>: Experimentálna skupina vykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri dopade na pätu (heel strike) pri chôdzi:

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

Hypotéza H<sub>04</sub>: Experimentálna skupina nevykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy v strednom postavení (midstance) pri chôdzi:

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

Hypotéza H<sub>A4</sub>: Experimentálna skupina vykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy v strednom postavení (midstance) pri chôdzi:

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

Hypotéza H<sub>05</sub>: Experimentálna skupina nevykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri odraze pri chôdzi:

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

Hypotéza H<sub>A5</sub>: Experimentálna skupina vykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri odraze pri chôdzi:

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

### **Kontrolná skupina**

Hypotéza H<sub>06</sub>: Kontrolná skupina nevykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri chôdzi naboso a v športovej obuvi:

- a) pri dopade na pätu (heel strike),
- b) v strednom postavení (midstance),
- c) pri odraze.

Hypotéza H<sub>A6</sub>: Experimentálna skupina vykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri chôdzi naboso a v športovej obuvi:

- a) pri dopade na pätu (heel strike),
- b) v strednom postavení (midstance),
- c) pri odraze.

## **3 Metodika práce**

### **3.1 Charakteristika testovanej skupiny**

Výskumného merania sa zúčastnilo 26 probandov vo veku 23 – 38 rokov. Všetci účastníci boli zdraví, bez závažnejších úrazov/ operácii, ktoré by mohli nejakým spôsobom ovplyvniť výsledky výskumu.

Experimentálna skupina pozostávala z 13 probandov, ktorých skúsenosť s chôdzou v barefoot obuvi je po dobu dlhšiu ako minimálne 2 roky. Výskumná skupina pozostávala z 8 žien a 5 mužov s priemerným vekom  $28,62 \pm 5,93$ , výškou  $171,54 \pm 10,49$  a priemernou váhou  $66,92 \pm 13,44$ . Priemerná veľkosť topánok bola  $40,09 \pm 2,73$ . Údaje o probandoch získané pomocou dotazníka, vid' príloha 7, s. 79.

Kontrolná skupina pozostávala z 13 probandov, ktorí bežne chodia v športovej obuvi, prípadne majú minimálnu skúsenosť s barefoot obuvou. Kontrolná skupina pozostávala z 11 žien a 2 mužov s priemerným vekom  $23,77 \pm 0,89$ , výškou  $169,85 \text{ cm} \pm 7,99 \text{ cm}$  a priemernou váhou  $65,92 \text{ kg} \pm 6,62 \text{ kg}$ . Priemerná veľkosť topánok odpovedá  $39,31 \pm 2,52$ . Všetky údaje o probandoch získané z dotazníka, vid' príloha 6, s. 78.

### **3.2 Metóda merania**

Meranie prebiehalo v kineziologickom laboratóriu vo Fakultnej nemocnici v Olomouci. Všetci účastníci výskumu boli oboznámení s podmienkami, priebehom merania, spracovania nameraných hodnôt a použitia ich osobných údajov v prospech diplomovej práce. Svoj súhlas potvrdili podpisom informovaného súhlasu, vid' príloha 3, s. 74). Všetci probandi vyplnili dotazník (vid' príloha 1 a 2, s. 70 – 73) zameraný na typ preferovanej obuvi, anamnestické údaje ochorení/ operácii, ktoré by mohli ovplyvniť výsledky výskumu a časové údaje preferovanej obuvi. Otázky boli smerované aj na údaje o veku, váhe a výške.

Samotné meranie prebiehalo vždy v rovnakých podmienkach, v miestnosti s dostatočnou teplotou a bez rušivých vplyvov.

#### **3.2.1 Príprava a priebeh merania**

K meraniu bola využitá tenzomotorická plošina značky a typu Zebris FDM-S. Rozmer plošiny odpovedá  $69 \times 40 \times 2,1 \text{ cm}$  so senzorom v rozmedzí  $54 \times 35 \text{ cm}$  (počet senzorov 2 560). Plošina dokáže popísať jednotlivé dáta v statickom alebo dynamickom programe. Na výskum diplomovej práce sme využili dynamické zaťaženie plošiny a nameraná dáta boli uložené a následne spracované. Meranie prebiehalo v rozmedzí mesiacov od 10/2019 – 02/2020.



Pomocou plošiny sme snímali zaťaženie vždy jednej DK pri kroku. Každý testovaný bol vyzvaný o cyklus krokov s individuálnym tempom a dĺžkou krokov. Každý proband vykonal minimálne jeden krokový cyklus, po ktorom urobil nášľap na plošinu. Vzďialenosť, ktorú proband prešiel pred nášľapom na plošinu bola individuálna, nemeraná. Daným spôsobom sme sa snažili vylúčiť stresový faktor, ktorý by mohol ovplyvniť dĺžku a individualitu chôdze so zámerom jasného nášľapu na plošinu. Meranie bolo vykonané na každú nohu, v každom type obuvi minimálne dvakrát. Počas celého merania bola zachovaná náhodnosť pravej a ľavej nohy pri nášľape na plošinu. Dáta sa spracovávali z grafického a číselného vyhodnotenia jednotlivých meraní pri nášľape na plošinu. V rámci diplomovej práce sme sa sústredili na silové zaťaženie v období dotyku päty o podložku (heel strike), zaťaženia nohy v strednom postavení (midstance) a pri odraze nohy od podložky. Experimentálna skupina absolvovala merania v troch rôznych podmienkach, a to v barefoot obuvi, naboso a športovej obuvi. Meranie u tejto skupiny začínalo s chôdzou v barefoot obuvi, ďalej naboso a nakoniec v športovej obuvi. Kontrolná skupina absolvovala len meranie nášľapu v športovej obuvi a naboso, v popísanom poradí. Všetci probandi boli inštruovaní, aby sa nesústredili na plošinu a vedeli, že sa meranie bude niekoľkokrát opakovať bez toho, že by mali znalosť o výbere všetkých ich pokusov nášľapu alebo nie.

Barefoot obuv bola akceptovaná, ak spĺňala nasledovné kritéria:

- Tenká a flexibilná podrážka (rozmedzie 3 – 6 mm)
- Rozšírenie v prednej časti
- Bez podpory nožnej klenby
- Nulový drop
- Voľná päta bez pridaného tlmiča

Bežná športová obuv bola akceptovaná, ak spĺňala nasledovné kritéria:

- Hrubšia a silná podrážka s minimálnou flexibilitou
- Zúženie v prednej časti
- Podpora nožnej klenby
- Pozitívny drop
- Prípadný tlmič na päte

Pri meraní bola badateľná odlišnosť od typov obuvi v rámci jednej preferencie, všetky však spĺňali základné kritéria pre jednotlivé typy obuvi.

### 3.2.2 Spracovanie a vyhodnocovanie výsledkov

Výber údajov k spracovaniu bol náhodný. Z nameraných hodnôt boli vybrané tri konkrétne číselné údaje (pre každú DK), ktoré zodpovedali jednotlivým fázam v krokovom cykle jedného merania a ich maximálnemu silovému zaťaženiu ( $N/cm^2$ ). Tieto údaje boli vybrané pri každom type obuvi, pre obe DK a v oboch skupinách. Údaje boli vybrané z programu, ktorý prislúcha plošine Zebris FDM-S. Ako výstup každého merania bolo grafické a číselné vyhodnotenie (viď príloha 4 a 5, s. 75 – 76). Pre konkrétne číselné údaje k trom parametrom chôdze sme si v programe spätne prehrali meranie (už k náhodne vybranej P/ L DK) a podľa zobrazenia krokového cyklu v danom čase sme priradili číselný údaj, zo samotného výstupu merania. Jednotlivé údaje sa zapisovali do tabuľky, ktorá obsahovala tri údaje pre každú nohu v troch/ dvoch rôznych typoch obuvi. BF označuje chôdzu v barefoot topánkach (viď tabuľka 1); B chôdzu naboso (viď tabuľka 2, s. 35) a Š chôdzu v športových topánkach (viď tabuľka 3, s. 36). Ako druh skupín rozlišujeme E – experimentálnu skupinu; K – kontrolnú skupinu. K spracovaniu a vyhodnoteniu hypotéz sme používali priemer hodnôt (aver.) pravej (P) a ľavej (L) nohy v troch rôznych parametroch chôdze k jednotlivým typom obuvi. Parametre chôdze sme označovali číselne (1, 2, 3) a to: P1/ L1 označuje dopad na pätu (heel strike); P2/ L2 stredné postavenie (midstance) a údaj P3/ L3 priradujeme k odrazu pri chôdzi.

**Tabuľka 1** Namerané hodnoty pri chôdzi v barefoot topánkach

<b>Druh skupín</b>	<b>BF P1</b>	<b>BF P2</b>	<b>BF P3</b>	<b>BF L1</b>	<b>BF L2</b>	<b>BF L3</b>	<b>Aver. BFP1 BF L1</b>	<b>Aver. BFP2 BF L2</b>	<b>Aver. BFP3 BF L3</b>
E1	9,5	10,5	51	15,5	12	57	12,5	11,25	54
E2	16	12	64	9,5	13	56	12,75	12,5	60
E3	12,5	11,5	34,5	10,5	10	54	11,5	10,75	44,25
E4	22	19	48,5	17,5	18	46	19,75	18,5	47,25
E5	13,5	16	37	11	15	56	12,25	15,5	46,5
E6	7	9,5	38,5	5,5	10,5	33,5	6,25	10	36
E7	12	12,5	60,5	10	10,5	35,5	11	11,5	48
E8	23,5	12,5	35,5	27	13,5	37,5	25,25	13	36,5
E9	15	12,5	37,5	18	13,5	28	16,5	13	32,75
E10	19	15	53,5	15	16	54,5	17	15,5	54
E11	28	13,5	72	16,5	22	87,5	22,25	17,75	79,75
E12	7,5	17,5	39	8	12,5	37,5	7,75	15	38,25
E13	7	20,5	46	9	15	41	8	17,75	43,5

**Tabuľka 2** Namerané hodnoty pri chôdzi naboso

<b>Druh skupín</b>	<b>B P1</b>	<b>B P2</b>	<b>B P3</b>	<b>B Ľ1</b>	<b>B Ľ2</b>	<b>B Ľ3</b>	<b>Aver. B P1 <math>\bar{B}_{\bar{\text{Ľ1}}}</math></b>	<b>Aver. B P2 <math>\bar{B}_{\bar{\text{Ľ2}}}</math></b>	<b>Aver. B P3 <math>\bar{B}_{\bar{\text{Ľ3}}}</math></b>
E1	7,5	15	44,5	10,5	15,5	57,5	9	15,25	51
E2	11	13	42	17,5	10,5	33	14,25	11,75	37,5
E3	18,7	10	36,5	21	15,5	34	19,85	12,75	35,25
E4	6	23	45,5	7,5	19	42	6,75	21	43,75
E5	7,5	22,5	40	8	24	49	7,75	23,25	44,5
E6	12	11	38,5	12,5	17	43,5	12,25	14	41
E7	12	15	78	9,5	17,5	59	10,75	16,25	68,5
E8	19	12,5	41	21	18	46	20	15,25	43,5
E9	17,5	16,5	40,5	11,5	16	38	14,5	16,25	39,25
E10	18	13,5	65	21,5	13,5	43	19,75	13,5	54
E11	13	16,5	66	14	22	76,5	13,5	19,25	71,25
E12	6,5	25	45,5	10,5	28	66,5	8,5	26,5	56
E13	12	17,5	34,5	17,5	23,5	45	14,75	20,5	39,75
K1	32,5	16	52	35,5	16	47,5	34	16	49,75
K2	14	12,5	49	15,5	16	44	14,75	14,25	46,5
K3	35	13	28,5	31,5	14	34,5	33,25	13,5	31,5
K4	28,5	21	46,5	31	21,5	56	29,75	21,25	51,25
K5	18	15	49	20	16	62,5	19	15,5	55,75
K6	29	16,5	61	33,5	14	59	31,25	15,25	60
K7	24	13	39	15,5	12	38,5	19,75	12,5	38,75
K8	15,5	27,5	54	11	31	62,5	13,25	29,25	58,25
K9	24,5	12	47,5	28	12,5	46,5	26,25	12,25	47
K10	15,5	13,5	24,5	15,5	14	37	15,5	13,75	30,75
K11	10	11,5	35,5	6	15	44	8	13,25	39,75
K12	26	10,5	46	26	12	44,5	26	11,25	45,25
K13	8	25	58	10	25	56	9	25	57

**Tabuľka 3** Namerané hodnoty pri chôdzi v športovej obuvi

Druh skupín	Š P1	Š P2	Š P3	Š Ľ1	Š Ľ2	Š Ľ3	Aver. Š P1	Aver. Š P2	Aver. Š P3
	$\bar{Š}_{\bar{Ľ1}}$	$\bar{Š}_{\bar{Ľ2}}$	$\bar{Š}_{\bar{Ľ3}}$						
E1	15,5	19	36	17	18	35,5	16,25	18,5	35,75
E2	33	13	30	24,5	13,5	29	28,75	13,25	29,5
E3	34,5	12,5	26	34	10,5	29	34,25	11,5	27,5
E4	32,5	21	32	20	19,5	38	26,25	20,25	35
E5	14,5	25	29	14,5	23,5	27,5	14,5	24,25	28,25
E6	13	17	32	13,5	16,5	31,5	13,25	16,75	31,75
E7	20,5	18,5	26,5	19,5	14,5	25,5	20	16,5	26
E8	25,5	13	22	24,5	11,5	24	25	12,25	23
E9	30	23	37,5	31	22,5	34	30,5	22,75	35,75
E10	23,5	32,5	28	25,5	30,5	26	24,5	31,5	27
E11	21	16	33	23,5	12	36	22,25	14	34,5
E12	24,5	34,5	38,5	24	35	50,5	24,25	34,75	44,5
E13	15,5	35,5	27,5	19,5	41	28,5	17,5	38,25	28
K1	16,5	15	22	19,5	17	20	18	16	21
K2	21,5	10	28	18,5	17,5	38,5	20	13,75	33,25
K3	22	17	21,5	22,5	11	20	22,25	14	20,75
K4	16,5	14	21	13,5	13,5	22	15	13,75	21,5
K5	14,5	10,5	18	14	11	18,5	14,25	10,75	18,25
K6	20	23,5	26	22,5	25	34,5	21,25	24,25	30,25
K7	18	23	33,5	18,5	25	39,5	18,25	24	36,5
K8	19,5	21	24,5	14,5	19,5	25,5	17	20,25	25
K9	22,5	21	23,5	20,5	19	20,5	21,5	20	22
K10	16	25	35	12,5	20	29	14,25	22,5	32
K11	35	15	29	27,5	17	33	31,25	16	31
K12	42	15	37	36,5	12,5	31	39,25	13,75	34
K13	25	23	27,5	35,5	28,5	37	30,25	25,75	32,25

### 3.2.3 Štatistické spracovanie výsledkov

Dáta boli vyhodnotené v programe JASP. U dát sme vypočítali popisnú štatistiku a overili normalitu dát Shapiro-Wilkovým W testom jednotlivo pre skupiny a parametre chôdze. Takmer pri každej hypotéze, bolo aspoň jedno meranie, pri ktorom sa nepotvrdila normalita ( $p < 0,05$ ). Na základe toho sme pre vypočítanie prvých dvoch hypotéz použili neparametrický Mann-Whitney test. Hypotézu  $H_{03}$ ,  $H_{04}$  a  $H_{05}$  sme vyhodnocovali pomocou analýzy rozptylu ANOVA pre opakované merania. Poslednú  $H_{06}$  hypotézu sme overovali párovým t-testom, nakoľko nám pri danom teste vyšla normalita dát ako pozitívna ( $p > 0,05$ ). Vyhodnotené dáta boli považované za štatisticky významné na hladine významnosti  $p < 0,05$ .

## 4 Výsledky

### 4.1 Výsledky k vedeckej otázke č.1

Hypotéza  $H_{01}$ : Nie je štatisticky významný rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi naboso v silovom zaťažení nohy:

- pri dopade na pätu (heel strike),
- v strednom postavení (midstance),
- pri odraze.

Hypotéza  $H_{A1}$ : Je štatisticky významný rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi naboso v silovom zaťažení nohy:

- pri dopade na pätu (heel strike),
- v strednom postavení (midstance),
- pri odraze.

**Tabuľka 4** Popisná štatistika a overenie normality dát pomocou Shapiro-Wilkovho testu pre  $H_{01}$  hypotézu

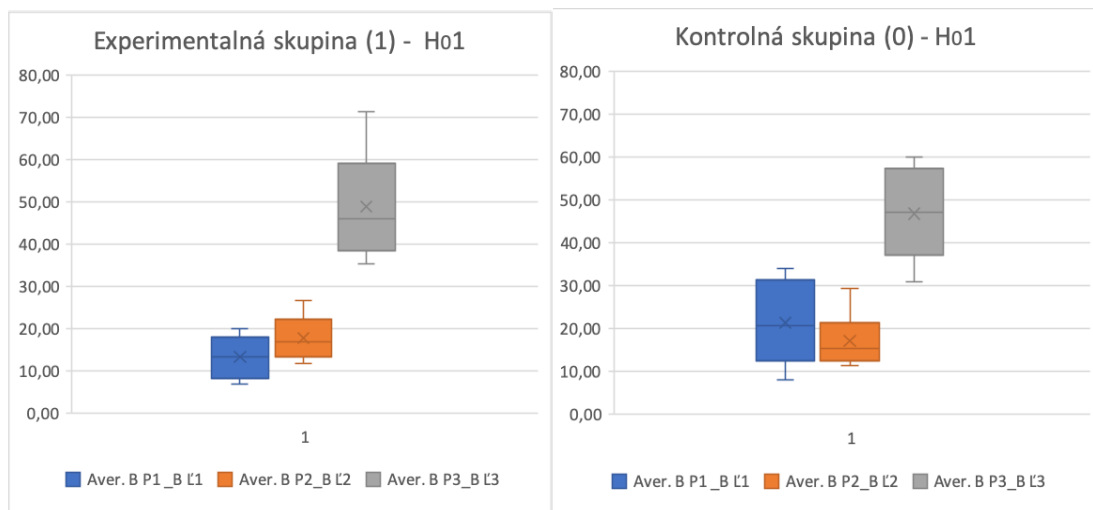
Aver.	B P1 B E1		B P2 B E2		B P3 B E3	
	0	1	0	1	0	1
Priemer	21.519	13.200	16.385	17.346	47.038	48.096
Median	19.750	13.500	14.250	16.250	47.000	43.750
Sm. odchýlka	9.118	4.624	5.430	4.427	9.687	11.499
Shapiro-Wilk	0.930	0.917	0.794	0.932	0.940	0.873
P-value of Shapiro-Wilk	0.339	0.227	0.006	0.365	0.459	0.058
Minimum	8.000	6.750	11.250	11.750	30.750	35.250
Maximum	34.000	20.000	29.250	26.500	60.000	71.250

Legenda: 0 = kontrolná; 1 = experimentálna skupina.

Aver. = priemerné hodnoty medzi pravou, ľavou DK.

**Tabuľka 5** Neparametrický Mann-Whitney U test pre vypočítanie hladiny významnosti u hypotézy  $H_{01}$

	W	df	p
Aver. B P1 B E1	129.500		0.022
Aver. B P2 B E2	66.500		0.369
Aver. B P3 B E3	89.500		0.817



**Obrázok 6** Porovnávacie grafy popisnej štatistiky u  $H_{01}$  pre experimentálnu a kontrolnú skupinu

### Komentár k hypotéze $H_{01}$

Vypočítali sme si popisnú štatistiku (obrázok 6) a Shapiro-Wilkovým W testom (tabuľka 4, s. 37) overili normalitu, a to jednotlivo pre tri parametre chôdze (1 – heel strike, 2 – midstance, 3 - odraz) v experimentálnej a kontrolnej skupine. Dáta u kontrolnej skupiny v strednom postavení boli bez normálového rozloženia ( $p < 0,05$ ). Na základe toho sme pre vypočítanie hypotéz použili neparametrický Mann-Whitney test (tabuľka 5, s. 37). Štatisticky významná hladina ( $p < 0,05$ ) nám vyšla len pri porovnaní experimentálnej a kontrolnej skupiny pri chôdzi naboso v silovom zaťažení pri dopade na pätu (Aver. B P1\_B L1).

**Hypotéza  $H_{02}$ : Nie je štatisticky významný rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi v športovej obuvi v silovom zaťažení nohy:**

- a) pri dopade na pätu (heel strike),
- b) v strednom postavení (midstance),
- c) pri odraze.

**Hypotéza  $H_{A2}$ : Je štatisticky významný rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi v športovej obuvi v silovom zaťažení nohy:**

- a) pri dopade na pätu (heel strike),
- b) v strednom postavení (midstance),
- c) pri odraze.

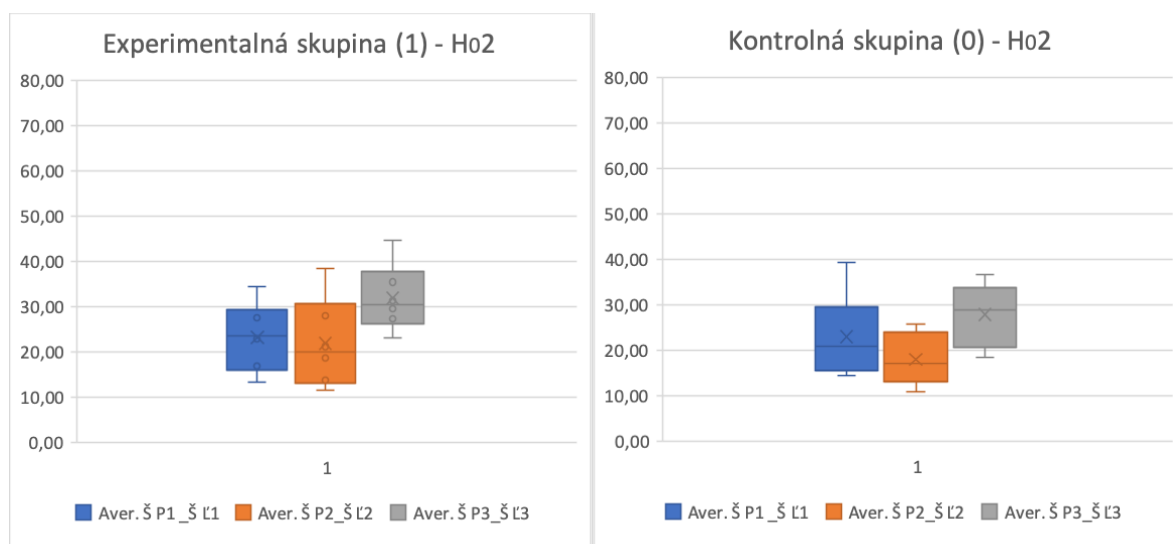
**Tabuľka 6** Popisná štatistika a overenie normality dát pomocou Shapiro-Wilkovho testu pre  $H_02$  hypotézu

	Aver. Š P1_Š Ľ1		Aver. Š P2_Š Ľ2		Aver. Š P3_Š Ľ3	
	0	1	0	1	0	1
<b>Priemer</b>	21.731	22.865	18.058	21.115	27.519	31.269
<b>Median</b>	20.000	24.250	16.000	18.500	30.250	29.500
<b>Sm. odchýlka</b>	7.524	6.369	4.959	8.810	6.224	5.710
<b>Shapiro-Wilk</b>	0.860	0.972	0.911	0.893	0.895	0.928
<b>P-value of Shapiro-Wilk</b>	0.038	0.919	0.190	0.108	0.115	0.322
<b>Minimum</b>	14.250	13.250	10.750	11.500	18.250	23.000
<b>Maximum</b>	39.250	34.250	25.750	38.250	36.500	44.500

Legenda: 0 = kontrolná; 1 = experimentálna skupina.

**Tabuľka 7** Neparametrický Mann-Whitney U test pre vypočítanie hladiny významnosti u hypotézy  $H_02$

	W	df	p
Aver. Š P1_Š Ľ1	71.000		0.505
Aver. Š P2_Š Ľ2	71.500		0.521
Aver. Š P3_Š Ľ3	59.000		0.200



**Obrázok 7** Porovnávacie grafy popisnej štatistiky u  $H_02$  pre experimentálnu a kontrolnú skupinu

## Komentár k hypotéze H<sub>02</sub>

V tabuľke 6 sme si vypočítali popisnú štatistiku (grafické zobrazenie vid' obrázok 7) a hodnoty overili Shapiro -Wilkovým W testom. Dáta u kontrolnej skupiny pri dopade na päťu boli bez normálového rozloženie ( $p < 0,05$ ). Na základe toho sme pre vypočítanie hypotéz použili neparametrický Mann-Whitney test (tabuľka 7, s. 39). Štatisticky významná hladina nám nevyšla ani u jedného parametru, prospech nulovej hypotézy, t.z. nie je štatisticky významný rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi v športovej obuvi v silovom zaťažení nohy pri všetkých troch parametroch.

## 4.2 Výsledky k vedeckej otázke č.2

### 4.2.1 Výsledky hypotéz u experimentálnej skupiny

Hypotéza H<sub>03</sub>: Experimentálna skupina nevykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri dopade na päťu (heel strike) pri chôdzi:

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

**Hypotéza H<sub>A3</sub>: Experimentálna skupina vykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri dopade na päťu (heel strike) pri chôdzi:**

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,**
- c) **v barefoot topánkach a v športovej obuvi.**

**Tabuľka 8** Faktory v rámci výberov pre hypotézu H<sub>03</sub>

Footwear	Dependent Variable
1	BF1
2	B1
3	S1

**Tabuľka 9** Rozkladová tabuľka popisných štatistík pre hypotézu H<sub>03</sub>

	Priemer	Median	Sm. odch.	Min	Max	N
<b>BF1</b>	14,058	12,500	5,775	6,250	25,250	13
<b>B1</b>	13,200	13,500	4,624	6,750	20,000	13
<b>S1</b>	22,865	24,250	6,369	13,25	34,250	13

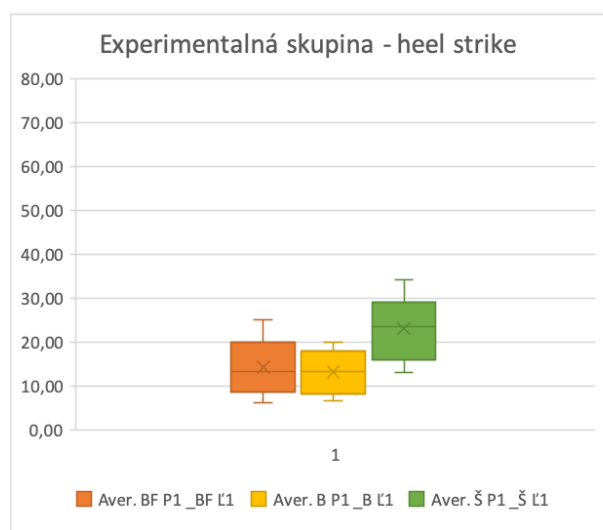


**Tabuľka 10** Testy na variabilitu v rámci výberu pre hypotézu H<sub>03</sub>

Source		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
<b>Footwear</b>	Sphericity Assumed	744,167	2	372,083	18,644	,000
	Greenhouse-Geisser	744,167	1,919	387,717	18,644	,000
	Huynh-Feldt	744,167	2,000	372,083	18,644	,000
	Lower-bound	744,167	1,000	744,167	18,644	,001
	<b>Error (footwear)</b>	Sphericity Assumed	478,965	24	19,957	
	Greenhouse-Geisser	478,965	23,032	20,795		
	Huynh-Feldt	478,965	24,000	19,957		
	Lower-bound	478,965	12,000	39,914		

**Tabuľka 11** Porovnanie skupín medzi sebou pomocou Post-hoc testu pre hypotézu H<sub>03</sub>

(I) footwear	(J) footwear	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval for Difference	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	,858	1,721	,627	-2,891	4,606
1	3	-8,808*	1,914	,001	-12,977	-4,638
2	3	-9,665*	1,609	,000	-13,171	-6,160



**Obrázok 8** Graf popisnej štatistiky pre H<sub>03</sub> hypotézu u experimentálnej skupiny

### Komentár k hypotéze H<sub>03</sub>

Najprv sme si označili faktory v rámci výberu pre vypočítanie hypotézy H<sub>03</sub> v tabuľke 8 (s. 40). Vypočítali sme popisnú štatistiku (tabuľka 9, s. 39; obrázok 8, s. 41) a testy na variabilitu v rámci výberu, viď tabuľka 10 (s. 41). Z výsledku vidíme, že vyšli významné rozdiely v rámci výberu. Na základe toho sme pomocou Post-hoc testu vypočítali samotné rozdiely medzi jednotlivými skupinami (typmi obuvi), viď tabuľka 11, s. 41. Štatisticky významná hladina v silovom zaťažení nohy pri dopade na pätu, v prospech alternatívnej hypotézy, nám vyšla pri porovnaní chôdze naboso so športovou obuvou a taktiež pri porovnaní chôdze v barefoot topánkach s chôdzou v športovej obuvi. V prípade porovnania chôdze v barefoot topánkach s chôdzou naboso nám nevyšla štatisticky významná hladina.

Hypotéza H<sub>04</sub>: Experimentálna skupina nevykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy v strednom postavení (midstance) pri chôdzi:

- d) naboso a v barefoot topánkach,
- e) naboso a v športovej obuvi,
- f) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

**Hypotéza H<sub>A4</sub>: Experimentálna skupina vykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy v strednom postavení (midstance) pri chôdzi:**

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

**Tabuľka 12** Faktory v rámci výberov pre hypotézu H<sub>04</sub>

Footwear	Dependent Variable
1	BF2
2	B2
3	S2

**Tabuľka 13** Rozkladová tabuľka popisných štatistík pre hypotézu H<sub>04</sub>

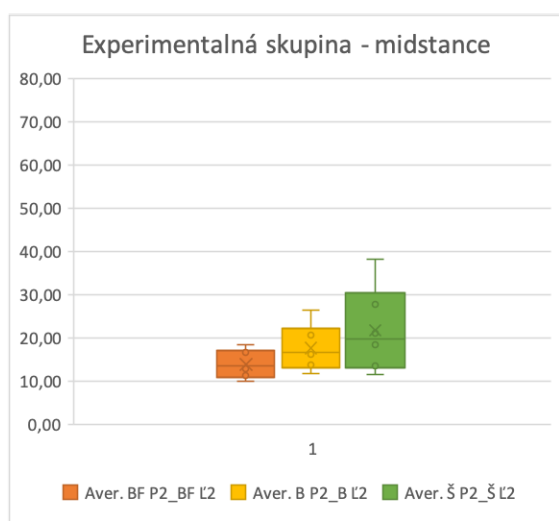
	Priemer	Medián	Sm. odch.	Min	Max	N
<b>BF2</b>	14,0000	13,000	2,86502	10,000	18,500	13
<b>B2</b>	17,3462	16,250	4,42712	11,750	26,500	13
<b>S2</b>	21,1154	18,500	8,80969	11,500	38,250	13

**Tabuľka 14** Testy na variabilitu v rámci výberu pre hypotézu H<sub>04</sub>

Source		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
<b>Footware</b>	Sphericity Assumed	329,474	2	164,737	7,971	,002
	Greenhouse-Geisser	329,474	1,313	250,955	7,971	,008
	Huynh-Feldt	329,474	1,410	233,691	7,971	,007
	Lower-bound	329,474	1,000	329,474	7,971	,015
<b>Error (footware)</b>	Sphericity Assumed	496,026	24	20,668		
	Greenhouse-Geisser	496,026	15,755	31,485		
	Huynh-Feldt	496,026	16,918	29,319		
	Lower-bound	496,026	12,000	41,335		

**Tabuľka 15** Porovnanie skupín medzi sebou pomocou Post-hoc testu pre hypotézu H<sub>04</sub>

(I) footwear	(J) footwear	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval for Difference	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-3,346*	,953	,004	-5,422	-1,271
1	3	-7,115*	2,151	,006	-11,802	-2,429
2	3	-3,769	2,001	,084	-8,130	,591



**Obrázok 9** Graf popisnej štatistiky pre H<sub>04</sub> hypotézu u experimentálnej skupiny

## Komentár k hypotéze H<sub>04</sub>

Najprv sme si označili faktory v rámci výberu pre vypočítanie hypotézy H<sub>04</sub> v tabuľke 12 (s. 42). Vypočítali sme popisnú štatistiku (tabuľka 13, s. 42; obrázok 9, s. 43) a testy na variabilitu v rámci výberu, viď tabuľka 14 (s. 43). Z výsledku vidíme, že vyšli signifikantné rozdiely v rámci výberu. Na základe toho sme pomocou Post-hoc testu vypočítali samotné rozdiely medzi jednotlivými skupinami (typmi obuvi) pre silové rozloženie v strednom postavení pri chôdzi (tabuľka 15, s. 42). Alternatívnu hypotézu potvrdzujeme v silovom zaťažení nohy v strednom postavení, pri chôdzi naboso s chôdzou v barefoot topánkach a pri porovnaní chôdze v barefoot topánkach a v športovej obuvi. Nulovú hypotézu potvrdzujeme pri porovnaní chôdze naboso s chôdzou v športovej obuvi.

Hypotéza H<sub>05</sub>: Experimentálna skupina nevykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri odraze pri chôdzi:

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

**Hypotéza H<sub>A5</sub>: Experimentálna skupina vykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri odraze pri chôdzi:**

- a) naboso a v barefoot topánkach,
- b) naboso a v športovej obuvi,
- c) v barefoot topánkach a v športovej obuvi.

**Tabuľka 16** Faktory v rámci výberov pre hypotézu H<sub>05</sub>

Footwear	Dependent Variable
1	BF3
2	B3
3	S3

**Tabuľka 17** Rozkladová tabuľka popisných štatistík pre hypotézu H<sub>05</sub>

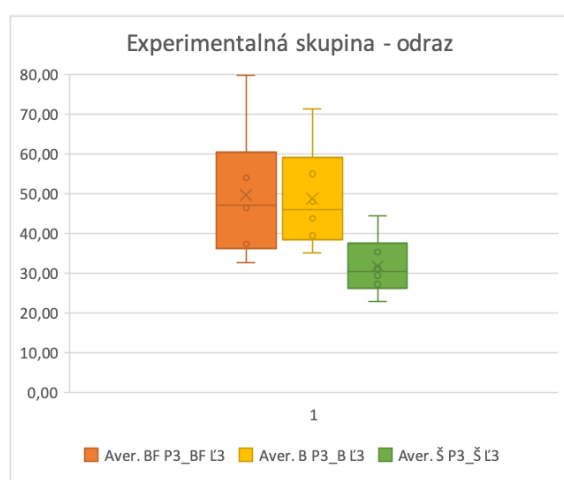
	Priemer	Medián	Sm. odch.	Min	Max	N
<b>BF3</b>	14,0000	46,500	2,86502	32,750	79,750	13
<b>B3</b>	48,0962	43,750	11,49889	35,250	71,250	13
<b>S3</b>	31,2692	29,500	5,71043	23,000	44,500	13

**Tabuľka 18** Testy na variabilitu v rámci výberu pre hypotézu H<sub>05</sub>

Source		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
<b>Footware</b>	Sphericity Assumed	7556,984	2	3778,492	75,219	,000
	Greenhouse-Geisser	7556,984	1,393	5424,861	75,219	,000
	Huynh-Feldt	7556,984	1,519	4975,783	75,219	,000
	Lower-bound	7556,984	1,000	7556,984	75,219	,000
<b>Error (footware)</b>	Sphericity Assumed	1205,599	24	50,233		
	Greenhouse-Geisser	1205,599	16,716	72,121		
	Huynh-Feldt	1205,599	18,225	66,151		
	Lower-bound	1205,599	12,000	100,467		

**Tabuľka 19** Porovnanie skupín medzi sebou pomocou Post-hoc testu pre hypotézu H<sub>05</sub>

(I) footwear	(J) footwear	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval for Difference	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-34,096*	3,111	,000	-40,874	-27,318
1	3	-17,269*	1,634	,000	-20,830	-13,708
2	3	16,827*	3,292	,000	9,654	23,999



**Obrázok 10** Graf popisnej štatistiky pre H<sub>05</sub> hypotézu u experimentálnej skupiny

## Komentár k hypotéze H<sub>05</sub>

Postup sme zachovali rovnaký, ako pri predchádzajúcich dvoch hypotézach, a to označenie faktorov v rámci výberu v tabuľke 16 (s. 44). Vypočítali sme popisnú štatistiku (tabuľka 17, s. 44; obrázok 10, s. 45) a testy na variabilitu v rámci výberu, vid' tabuľka 18 (s. 45). Na základe signifikantných rozdielov v rámci výberu sme pomocou Post-hoc testu vypočítali samotné rozdiely medzi jednotlivými skupinami (typmi obuvi), vid' tabuľka 19 (s. 45). Štatisticky významná hladina nám vyšla pri porovnaní, experimentálnej skupiny v silovom zaťažení nohy pri odraze, pri chôdzi vo všetkých testovaných parametroch a teda potvrdzujeme alternatívnu hypotézu H<sub>05</sub>. Nulovú hypotézu H<sub>05</sub> zamietame.

### 4.2.2 Výsledky hypotéz u kontrolnej skupiny

Hypotéza H<sub>06</sub>: Kontrolná skupina nevykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri chôdzi naboso a v športovej obuvi:

- pri dopade na pätu (heel strike),
- v strednom postavení (midstance),
- pri odraze.

**Hypotéza H<sub>A6</sub>: Kontrolná skupina vykazuje štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri chôdzi naboso a v športovej obuvi:**

- pri dopade na pätu (heel strike),
- v strednom postavení (midstance),
- pri odraze.**

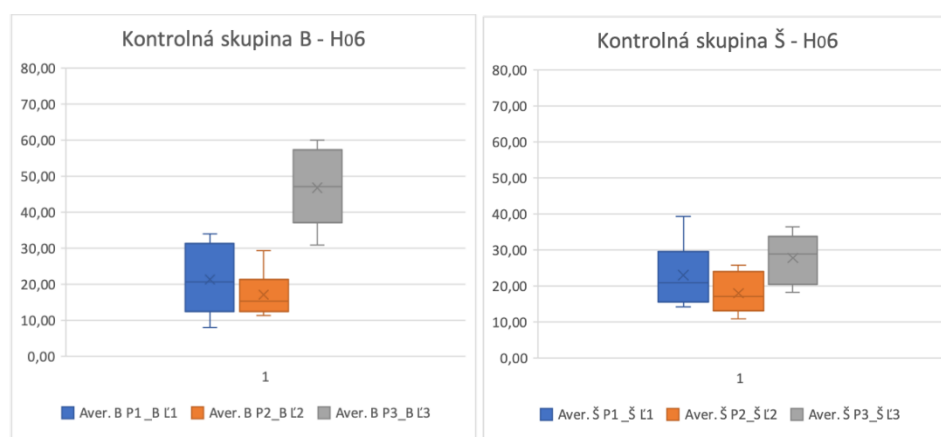
**Tabuľka 20** Popisná štatistika pre H<sub>06</sub> hypotézu

	Š-B P1/L1	Š-B P2/L2	Š-B P3/L3	Š-Š P1/L1	Š-Š P2/L2	Š-Š P3/L3
<b>Priemer</b>	21.519	16.385	47.038	21.731	18.058	27.519
<b>Median</b>	19.750	14.250	47.000	20.000	16.000	30.250
<b>Sm. odchýlka</b>	9.118	5.430	9.687	7.524	4.959	6.224
<b>Minimum</b>	8.000	11.250	30.750	14.250	10.750	18.250
<b>Maximum</b>	34.000	29.250	60.000	39.250	25.750	36.500

**Legenda:** Š-B = kontrolná skupina naboso; Š-Š = kontrolná skupina športová obuv

**Tabuľka 21** Parametrický párový t-test pre vypočítanie hladiny významnosti u  $H_06$

			t	df	p
Š-B P1/L1	-	Š-Š P1/L1	-0.060	12	0.953
Š-B P2/L2	-	Š-Š P2/L2	-0.946	12	0.363
Š-B P3/L3	-	Š-Š P3/L3	5.602	12	< .001



**Obrázok 11** Porovnávacie grafy popisnej štatistiky u  $H_06$  pre kontrolnú skupinu

### Komentár k hypotéze $H_06$

Hodnoty sme overili Shapiro-Wilkovým  $W$  testom, všetky s normálovým rozložením ( $p > 0,05$ ). Popisnú štatistiku sme uviedli v tabuľke 20, s. 46; obrázok 11, s. 47). Pre vypočítanie hypotéz sme použili párový t-test (tabuľka 21, s. 47). Štatisticky významná hladina ( $p < 0,05$ ) vyšla len v porovnaní silového zaťaženia nohy pri chôdzi naboso so športovou obuvou pri odraze. V prípade zvyšných dvoch parametrov, heel strike a midstance, potvrdzujeme nulovú hypotézu  $H_06$ .

## 5 Diskusia

Cieľom diplomovej práce bolo popísať a zistiť či existuje rozdiel silového zaťaženia nohy v troch rôznych fázach chôdze v barefoot topánkach, naboso a v bežnej športovej obuvi. Teoretickú časť diplomovej práce sme orientovali na popísanie kineziologického rozboru chôdze, biomechaniku chôdze a venovali sa jednotlivým popisom obuvi (barefoot, športová obuv) a ich biomechanikou pri chôdzi. V praktickej časti sme aplikovali výskumné meranie pre experimentálnu a kontrolnú skupinu, zamerané na chôdzu v troch/ dvoch typoch obuvi. Následne sme sa venovali spracovaniu výsledkov, rozdielu silového zaťaženia v troch parametroch chôdze a konečným vyhodnotením.

Barefoot topánky sú typ obuvi, ktoré sú vhodné pre kohokoľvek, bez rozdielu pohlavia a veku. V minulosti sa pojem „barefoot“ spájal najmä s anglickým prekladom, ako chôdza naboso, ktorá nebola tak častá u ľudí v modernom svete. Posledné roky však priniesli na trh barefoot topánky, ktoré svojím materiálom, flexibilitou a strihom napodobňujú v určitej miere chôdzu naboso. Podporujú zachovanie propriocepcie, voľnosti, flexibility, ako pri chôdzi naboso a zároveň tenkým materiálom chránia nohu pred poranením.

### 5.1 Diskusia k vedeckej otázke č.1

Diskusie k hypotézam  $H_{01}$  a  $H_{02}$ , ktoré zaznamenávajú rozdiely medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou.

#### 5.1.1 Diskusia k prvej hypotéze

V prvej hypotéze sme porovnávali experimentálnu s kontrolnou skupinou a ich silové zaťaženie pri chôdzi naboso v troch parametroch (heel strike, midstance a odraz). Pre overenie hypotéz sme použili neparametrický Mann-Whitney U test. Štatisticky významná hladina, a teda rozdiel medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou pri chôdzi naboso, nám vyšla len pri silovom zaťažení pri dopade na pätu ( $p = 0,022$ ; tabuľka 5, s. 37). Avšak všeobecné rozdiely pri silovom zaťažení môžeme vidieť aj v popisnej štatistike (tabuľka 4, s. 37), ktorú sme aj graficky zobrazili, vid' obrázok 6, s. 38. Graf popisuje priemerné hodnoty (aver.) troch parametrov, pri chôdzi naboso u porovnávaných skupín. Pri dopade na pätu (modrá farba) môžeme vidieť najväčšie rozdiely. U experimentálnej skupiny bolo vyvinuté omnoho menšie silové zaťaženie ako u kontrolnej skupiny. Už samotný prvotný dopad bol omnoho nárazovejší u kontrolnej skupiny a celkové silové zaťaženie presahovalo samotnú midstance fázu u danej skupiny. Midstance fáza (oranžová farba) sa pohybovala v pomerne rovnakých hodnotách.



U odrazu (šedá farba) boli hodnoty u experimentálnej skupiny vyššie, čo sa týka minimálnych aj maximálnych hodnôt. Z číselných, ale aj grafických údajov môžeme podotknúť, že u kontrolnej skupiny nie je viditeľná dominancia jedného parametru chôdze, na rozdiel od experimentálnej skupiny, kde je výrazný a dominantný silový odraz v porovnaní s jemnejším dopadom na pätu. Z daných zobrazení a výpočtov môžeme teda zhodnotiť, že experimentálna skupina vykazuje značné rozdiely pri samotnom porovnaní skupín. Chôdza v barefoot topánkach simuluje chôdzu naboso, čo môžeme vidieť už pri tomto grafe. Experimentálna skupina, ktorá je „skúsenejšia“ v daných podmienkach poukazuje na efektívnejší princíp a silové zaťaženie počas chôdze s dôrazom na odrazovú fázu. Kontrolná skupina síce vykazuje odlišnosti medzi parametrami chôdze k porovnaniu chôdze v športovej obuvi, no v daných podmienkach sú stále badateľné princípy, ktoré sú aplikované pri dennej bežnej chôdzi v športovej obuvi.

Roca-Dols et al. (2018) sa venoval štúdiu popisujúcej efekt obuvi na aktivitu m. peroneus longus a brevis pri chôdzi a behu, u 30 mužov v šiestich typoch obuvi (naboso, barefoot obuv, obuv s kontrolovanou pronáciou, športová obuv Air Chamber, športová obuv s materiálom EVA a športové tenisky s boost technológiou). Popisujú zníženú aktivitu m. peroneus longus pri chôdzi v športovej obuvi (Air Chamber a EVA) v porovnaní s chôdzou naboso, s najväčším úbytkom u športovej obuvi Air Chamber. V danom prípade sa predpokladá, že mechanizmus na báze vzduchovej technológie (air Chamber) a výstielky (EVA) môže znižovať svalovú aktivitu m. peroneus longus. Na základe zistení autori upozorňujú, že na danej báze vzduchovej technológie a podobne mechanicky navrhutej športovej obuvi, môže dochádzať k znižovaniu svalovej aktivity a pohone pri krokovom cykle. Pre m. peroneus brevis sa znížená aktivita preukázala u všetkých typoch obuvi k porovnávannej chôdzi naboso. Najväčšie zníženie však bolo namerané u športovej a u kontrolovanej pronačnej obuvi. Športová obuv EVA a taktiež pronáciou kontrolovaná obuv znížila aktivitu svalu ešte pred aktiváciou stojnej fázy v porovnaní s chôdzou naboso (Roca-Dols et al., 2018, s. 128-129).

Preferovaný dopad na nohu sa prejaví aj v rozdieloch nárazovej reakčnej sily. Výsledok sa prejaví najmä vo vysokých záťažových hodnotách v počiatočnej fázy krokového cyklu. FFS (forefoot strike) bežci sú schopní eliminovať náraz skrz excentrickú aktivitu posteriálnych svalov lýtky, čo výrazne zníži zaťaženie. S FFS sa spája aj kratší krok, čo sa dáva do spojitosti s dopadom nohy bližšie k COM. Zníži sa moment dopadu vertikálneho zaťaženia BK, KK a znížia sa aj momenty kĺbov (Altman, David, 2009, Altman, David, 2012, s. 245). Kratší krok, aj pri rearfoot strike, potvrdil signifikantne nižšie hodnoty v absorpcii energie u KK, BK s nižším zaťažením v týchto kĺboch (Heiderscheit et al., 2011, Altman, David, 2012, s. 245). Skrátenie dĺžky kroka len o 10 % pri udržovaní rovnakej rýchlosti behu vykazuje nižšie riziko

vzniku stresovej zlomeniny v oblasti tibie (Edwards et al. 2009, Altman, David, 2012, s. 245). V bežnej obuvi je vykazovaný dlhší krok s najnižšou frekvenciou. Rýchlosť je ovplyvnená frekvenciou a dĺžkou kroku signifikantne (Hollander et al., 2015, s. 7).

Na základe výsledkov štúdií a naším vlastným výskumom môžeme zhrnúť, že rozdiely medzi parametrami chôdze u porovnávaných dvoch skupín pri chôdzi naboso sú viditeľné. V experimentálnej skupine je vidieť lepšia adaptácia silového zaťaženia pri chôdzi naboso, najmä v heel strike parametri, čo vedie k predpokladu zníženej počiatočnej vertikálnej nárazovej sily s rovnomernejším rozložením tlaku skrz nohu a menšej aktivite m. tibialis anterior (Lin-Wei Chen et al, 2016, s. 11, Miller et al., 2014, s. 74, 80). Bohužiaľ sme v rámci štúdie nesníмали svalovú aktivitu pri chôdzi, vertikálne zaťaženie a pod., tak nevieme s istotou posúdiť a zhodnotiť, ktoré svaly boli výraznejšie a naopak, čo popisujú vyššie spomínané štúdie.

### 5.1.2 Diskusia k druhej hypotéze

Druhá hypotéza sa zaoberala porovnaním experimentálnej a kontrolnej skupiny a ich silového zaťaženia pri chôdzi v športovej obuvi, prioritnej u kontrolnej skupiny. Pomocou neparametrického Mann-Whitney U testu sme overovali hypotézu. Test nepotvrdil žiadnu signifikantnú hladinu významnosti  $p$  (tabuľka 7, s. 39). V tomto prípade potvrdzujeme  $H_02$  hypotézu, nie je štatisticky významný rozdiel v silovom zaťažení nohy pri chôdzi v športovej obuvi medzi experimentálnou a kontrolnou skupinou. Obrázok 7 (s. 39) zobrazuje graf popisnej štatistiky (tabuľka 6, s. 39). Porovnáva tri popisované parametre chôdze v športovej obuvi u oboch skupín. Z grafu je viditeľné, že rozdiely medzi skupinami nie sú až tak signifikantné, čo platí aj v rámci skupiny a parametrov chôdze. Pri experimentálnej skupine si však môžeme všimnúť zmenu silového zaťaženia vo všetkých troch parametroch chôdze k porovnaniu s predchádzajúcou hypotézou –  $H_01$ , teda chôdzou naboso. V športovej obuvi už pri heel strike nastáva výraznejší silový dopad, o takmer dvojnásobne vyššie hodnoty, ako pri chôdzi naboso. Taktiež odchýlky sú od jednotlivých skupín minimálne. Midstance predstavuje väčšie silové zaťaženie u experimentálnej skupiny, no treba podotknúť, že vynaložená sila pretrváva a zväčšuje sa v danej fázy kroku, na rozdiel od kontrolnej skupiny. Midstance u kontrolnej skupiny predstavuje nižšie silové zaťaženie ako počas zahajovacej fázy kroku. V danom prípade môže dochádzať k „zhúpnutiu“ na základe odpruženia topánky k plynulému prechodu odrazovej fázy. Podľa Roca-Dols et al. (2018, s. 128) pri Air Chamber a taktiež obuvi s kontrolovanou pronáciou bola zaznamenaná zvýšená aktivita svalu v konečnej stojnej fáze, čo sa pravdepodobne prikladá mechanizmu vzduchového odpruženia, ktorý spôsobuje laterálnu instabilitu pri plnom kontakte u Air Chamber. Posledný skúmaný parameter, odraz, je o niečo

výraznejší k heel strike u experimentálnej skupiny, no ani jedna skupina nevykazuje výrazný rozdiel, čo sa potvrdilo aj nie-signifikantným výsledkom hypotézy. V tomto prípade môžeme zhodnotiť, že pri chôdzi v športovej obuvi nie sú viditeľné, ani štatisticky signifikantné hodnoty, ktoré by poukázali zmenu v jednotlivých skúmaných parametroch chôdze na základe preferovanej dennej obuvi.

Pri druhej hypotéze môžeme do úvahy vziať rôznorodosť športovej obuvi, ktorá mohla meranie čiastočne ovplyvniť. U kontrolovanej skupiny boli parametre športovej obuvi takmer identické, s čím sme ale mali problém u experimentálnej skupiny. U danej skupiny s preferovanou barefoot obuvou bolo ťažké určiť presné špecifiká, nakoľko už nedisponujú daným typom obuvi. Požadované kritéria pre športovú obuv boli splnené, ale s väčšou odchýlkou, ako u kontrolnej skupiny. Môžeme aj podotknúť, že pri zmene typu obuvi nastala zmena pri absorpcii nárazov a charakteristického prevedenia chôdze v barefootoch/ naboso. Viditeľné je, že aj napriek preferovanému typu obuvi počas dňa, u experimentálnej skupiny, nezohrala táto skutočnosť veľkú rolu a nepreukázala signifikantný rozdiel s kontrolovanou skupinou.

## **5.2 Diskusia k vedeckej otázke č.2**

Diskusia k hypotézam  $H_{03}$ ,  $H_{04}$  a  $H_{05}$ , ktoré zaznamenávajú rozdiely medzi experimentálnou skupinou. A k hypotéze  $H_{06}$ , ktorá popisuje prípadný rozdiel v rámci jednotlivých typov obuvi u kontrolnej skupiny.

### **5.2.1 Diskusia hypotéz u experimentálnej skupiny**

Tretia hypotéza, obdobne ako nasledujúca štvrtá a piata skúma rozdiel zaznamenaný medzi tromi typmi obuvi u experimentálnej skupiny pre každý parameter chôdze jednotlivo.

#### **Diskusia k tretej hypotéze**

Tretia hypotéza porovnáva silové rozloženie pri heel strike počas chôdze v troch rôznych parametroch u experimentálnej skupiny. Pri vyhodnocovaní sme podľa variability testov (tabuľka 10, s. 41) zaznamenali značný rozdiel medzi skupinami, ktorý sme následne vyhodnocovali pomocou Post-hoc testu, viď tabuľka 11, s. 41. Pri danej hypotéze nám vyšla signifikantná hladina významnosti pri porovnaní chôdze v barefoot topánkach a v športovej obuvi ( $p = 0,001$ ) a taktiež pri porovnaní chôdze naboso a v športovej obuvi ( $p = 0,000$ ).

Popisnú štatistiku sme vyhodnotili pomocou tabuľky 9, s. 40 a graficky zobrazili, vid' obrázok 8, s. 41. Graf farebne odlišuje tri typy obuvi, a to: oranžová farba = barefoot obuv; žltá farba = chôdza naboso a zelená farba = športová obuv (rovnaké farebné zastúpenie aj pri H<sub>04</sub>, H<sub>05</sub>). Z grafického zobrazenia môžeme hneď poukázať na výsledok hypotézy, a teda významný rozdiel pri dopade na päťu pri porovnávaní chôdze v barefoot alebo naboso k chôdzi v športových topánkach. Hodnoty u športovej obuvi dosahujú značne vyššie čísla nielen u maximálneho silového zaťaženia, ale taktiež minimálneho, kde sú takmer totožné hodnoty s maximálnym silovým zaťažením v prvých dvoch prípadoch. Poukázať môžeme, že aj v rámci experimentálnej skupiny, ktorá preferuje chôdzu v barefoot topánkach dochádza k viditeľným zmenám pri parametroch chôdze na základe výberu obuvi. Predpokladáme, že dochádza k potlačeniu prirodzených mechanizmov, ktoré sa aplikujú pri chôdzi naboso/ barefoot topánkach, na úkor športovej topánky, ktorá svojimi parametrami bráni v danom mechanizme. Z daného zobrazenia a podobnej číselnej interpretácii chôdzi naboso a v barefoot topánkach môžeme poznamenať, že barefoot obuv svojou stavbou a parametrami je veľmi obdobná chôdzi naboso, v tomto prípade pri heel strike.

Štúdiá, skúmajúca symetriu chôdze a adaptáciu na typ obuvi počas chôdze naboso, v barefoot topánkach a v bežnej športovej obuvi u 22 mladých ľudí, vykazuje lepšiu symetriu uhla členkového kĺbu (ČK) ako u športovej obuvi a lepšiu silu a moment kĺbov ako pri chôdzi naboso. Podotýkajú však, že spoločnosť ľudí vyrástla v obuvi, na základe čoho si ozrejmla štýl a zaťaženie pri chôdzi. Čo značí, že pri prechode na chôdzu naboso, príp. barefoot obuv môže prísť k strate symetrie chôdze, ku ktorej je potrebné sa prispôbiť (Xu et al., 2017, s. 6). V našom prípade platí, že aj prechod z barefoot obuvi na športovú obuv vykazuje stratu prirodzených mechanizmov chôdze. Podľa Azevedo et al., 4 – 12 týždňov tréningu behu naboso (u bežných bežcov v športovej obuvi) speje k menšiemu zaťaženiu plosky nohy, zmenám v aktivácii svalov, preferovaniu midfoot strike/ forefoot strike a lepšej ekonomiky behu. Skúsení bežci naboso prezentujú lepšie tlmenie nárazov skrz nižšiu vertikálnu nárazovú silu, ktorá sa dáva do spojitosti so zmenou dopadu z päty na predonožie, s čím sa mení aj dĺžka a frekvencia kroku (2016, s. 2, 10). Nižšia nárazová reakčná sila bola zaznamenaná pri FFS behu naboso aj v štúdiu 10 probandov (Thompson et al., 2016, Monaldi et al., 2019, s. 1). Priemerné percentuálne vyjadrenie COP počas initial contact boli významný pri porovnaní behu naboso s behom v bežnej športovej obuvi. Poloha je závislá na preferovanom type dopadu, pri RFS (športová obuv) je COP lokalizovaný viac k zadnej časti chodidla a u FFS (naboso) je COP bližšie k predonožiu. Počas midstance boli taktiež preukázané významné rozdiely. U FFS zostáva COP stále v prednej časti chodidla, u RFS sa postupne začína presúvať zo zadonožia na predonožie. (Monaldi et al., 2019, s.7). De Cock popisuje COP v 60 % dĺžky

chodidla vo fáze 40 % stojnej fázy. V jeho štúdiu v podmienkach naboso vykazujú probandi až 80 % COP, čo môže byť zapríčinené inak meranou dĺžkou chodidla. Z výsledkov vyhodnotili inverziu počas initial contact, pri midstance bola noha takmer fixovaná k podlahe s minimálnymi zmenami smerujúcimi k inverzii alebo everzii. V štádiu zahájenia príprav k odrazu chodidlo začalo smerovať do everzie s vyvrcholením pri samotnom odraze. Postupnosť bola nameraná u oboch typov obuvi, ale s rôznymi hodnotami. Pri behu naboso bola znížená počiatočná inverzia nohy v porovnaní s behom v športovej obuvi. Popísaný rozdiel je o  $5,80^\circ$  nižší na osobu (De Cock et al., 2008, Monaldi et al., 2019, s.8). Pri pozorovaní uhla flexie kolena u bežcov naboso bol pozorovaný hladký prechod z extenzie KK počas initial contact do flexie pri midstance. Pri behu v športovej obuvi bol vyhodnotený rýchly a prudký pokles okamžite po initial contact. Zmeny vyplývajú z preferovaného dopadu. Ostré a rýchly zmeny uhlov môžu naznačovať väčšie rýchlosti a zmeny uhlov v kĺbe v podobných časových úsekoch. Rozdiel môže ovplyvniť vzor behu s väčším rizikom vzniku zranení (Monaldi et al., 2019, s.8). Štúdia 35 ľudí (22 mužov, 13 žien), ktorí predstavovali rekreačných bežcov sa podrobili výskumu so zameraním na zmenu uhlu v KK, členkovom kĺbe (ČK), initial contact, foot strike, frekvencií a dĺžke krokov pri rôznom type obuvi (naboso, barefoot obuv, minimalistická obuv s odpružením, bežná športová obuv s odpružením). Uhol v ČK vykazoval signifikantný rozdiel medzi všetkými typmi obuvi, v každej pozorovanej rýchlosti, s výnimkou porovnania odpružených minimalistických topánok so športovou obuvou. Najnižšia dorzálna flexia v ČK bola nameraná pri behu naboso s rozdielom  $1,73^\circ$  k barefoot obuvi. K odpruženej minimalistickej topánke bol rozdiel  $5,52^\circ$  a k športovej obuvi o  $5,68^\circ$ . Pri porovnaní dorziflexie pri heel strike v barefoot obuvi k minimalistickej odpruženej obuvi bol rozdiel nižší o  $3,78^\circ$ . Autori podotýkajú, že výsledný uhol ČK sa odzrkadľuje aj od rýchlosti behu, váhy tela a priemeru nabešaného týždenného výkonu. Zníženú dorziflexiu o 40 % pri prechode na barefoot obuv pri behu potvrdzuje aj štúdia od Squadrone et al. (2012, s. 1202). Rozdielny uhol pri KK bol len pri zmene rýchlosti a pohlaví, ženy vykazujú väčší uhol v KK ako muži. Čo sa týka preferencie dopadu, tak najvyššie hodnoty predstavujúce dopad na päťu boli namerané u bežnej obuvi. Beh naboso alebo v barefoot topánkach nevykazuje rozdiel v dopade na päťu. Pri behu naboso dochádza k menším krokom a vyššej frekvencie ako u chôdzi v barefoot topánkach (Hollander et al., 2015, s. 5-6).

### **Diskusia k štvrtej hypotéze**

V štvrtej hypotéze sme porovnávali silové zaťaženie midstance fázy u troch typov obuvi v experimentálnej skupine. Postup pri overovaní hypotéz sme zachovali rovnaký, ako pri tretej hypotéze. Na základe výsledku variability testov (tabuľka 14, s. 43) sme pomocou Post-hoc

testu získali hodnoty pre určenie rozdielov medzi konkrétnymi typmi obuvi. Signifikantná hladina významnosti nám vyšla pri porovnaní chôdze v barefoot obuvi k chôdzi naboso ( $p = 0,004$ ) a taktiež pri porovnaní chôdze v barefoot obuvi k športovej obuvi ( $p = 0,006$ ) počas midstance fázy u experimentálnej skupiny (tabuľka 15, s. 43). Z grafického zobrazenia (obrázok 9, s. 43) môžeme poznamenať rozdiely v silovom zaťažení počas midstance na základe typu obuvi. U barefoot obuvi popisovanú fázu krokového cyklu predstavujú malé hodnoty s porovnanými dvomi typmi obuvi. U športovej obuvi vidíme až takmer trojnásobné číselné vyjadrenie v danej fázy kroku.

Vo výskume (12 mužov) za účelom zistenia efektu dopadu nohy a vplyvu topánok pri behu výsledky poukazujú na významnú úlohu pri FFS (forefoot strike) pri behu. Priemerné hodnoty zaťaženia plosky nohy boli v oblasti celej nohy znížené pri FFS v porovnaní s RFS. Pri cielenom RFS behu naboso boli namerané nižšie hodnoty zaťaženia v midfoot, rearfoot a mediálnej časti nohy v porovnaní s bežnými topánkami (Sun et al., 2018, s. 14, 20-21). V športovej obuvi je znížená aktivácia m. gastrocnemius pri rovnovážnych mechanizmoch (Franklin, Xavier, Grey, 2018, s. 5). Azevedo et al. (2016, s. 10) popísali zníženú aktivitu m. gastrocnemius pri bežcoch v bežnej obuvi. V midfoot oblasti boli namerané nižšie hodnoty zaťaženia plosky nohy pri behu naboso ako v topánkach, pri FFS. Treba však brať do úvahy, že pri behu naboso a FFS dochádza k akumulácii tlaku, ktorý je dlhšie trvajúci v oblasti predonožia a strednej časti nohy, čo môže viesť k zraneniam v metatarzálnej oblasti. Pri prechode z RFS do FFS treba dbať na postupnosť a vyvarovať sa nárazovým zmenám (Sun et al., 2018, s. 14, 20-21). Najväčší risk pri barefoot behu je robiť príliš veľa, príliš rýchlo a príliš skoro. Telo potrebuje čas na adaptáciu, zmenu záťaže a typ dopadu. Bežci, ktorí sú zvyknutí na dopad na päťu s 10 – 14 mm výškou podpory päty by nemali okamžite prejsť na nulový drop topánky, bez odpruženia počas celej ubehnutej vzdialenosti. Prechod si vyžaduje čas, adaptáciu svalov a získavanie vnemov pri behu naboso (Altman, David, 2012, s. 248).

### **Diskusia k piatej hypotéze**

Posledná, piata hypotéza u experimentálnej skupiny porovnáva silové zaťaženie nohy pri odrazovej fázy kroku u troch typoch obuvi. Postup je zachovaný a totožný s predchádzajúcimi dvomi hypotézami. Z výpočtov variability testov (tabuľka 18, s. 45) sme si hypotézy overili pomocou Post-hoc testu, vid' tabuľka 19, s. 45). Signifikantná hladina významnosti nám v tomto prípade vyšla pri všetkých typoch obuvi,  $p = 0,000$ . Rozdiel pri odraze v daných typoch obuvi môžeme vidieť aj na obrázku 10, s. 45. Najviac badateľný rozdiel je pri barefoot obuvi a chôdzi naboso k chôdzi v športovej obuvi, kde je odrazová fáza v malých číselných hodnotách. V danom prípade môžeme vziať do úvahy aktivitu a insuficienciu svalov v daných typoch obuvi aktivovaných pri odrazovej fáze. Športová obuv svojimi charakteristickými

vlastnosťami, a to zúženou špičkou, odpružením a pozitívnym drop-om neumožňuje dostatočnú aktiváciu potrebných svalov pre odraz.

Posilnenie vnútorných svalov nohy v dospelom veku pomocou nosenia barefootov môže viesť spolu s ďalšími benefitmi k prevencii rizika pádov v staršom veku. Zaradenie barefoot obuvi do denných aktivít, ktoré absolvovalo 22 ľudí počas šiestich mesiacov, kedy barefoot obuv nosili minimálne šesťkrát do týždňa po minimum 70 % času chôdze, potvrdilo pozitívnu zmenu v sile flexorov prstov na nohe (Curtis, D'Août, 2019, s. 151-152). Aj Sinclair (2014, Monaldi et al., 2019, s. 2) na základe svojej štúdie popísal rozdiely medzi behom v bežeckých topánkach, barefoot obuvi a naboso. Extenčný moment v KK, sila, zaťaženie a tlak patellofemorálneho kontaktu sa preukázali ako signifikantne zvýšené v bežnej obuvi k porovnaniu s barefoot obuv/ behu naboso.

## **5.2.2 Diskusia hypotéz u kontrolnej skupiny**

### **Diskusia k šiestej hypotéze**

V poslednej šiestej hypotéze sme sa venovali porovnaniu silového zaťaženia nohy pri chôdzi v športovej obuvi s chôdzou naboso. Na základe pozitívneho výsledku overenia normality dát sme pre vypočítanie hypotéz použili párový t-test so signifikantnou hladinou významnosti u tretieho skúmaného parametru chôdze, u odrazu s výsledkom  $p = 0,001$  (tabuľka 21, s. 47). Z porovnávacích grafov (obrázok 11, s. 47) vidíme zastúpenie troch parametrov chôdze s farebným rozlíšením. Modrá farba označuje heel strike; oranžová farba midstance a šedá farba odrazovú fázu kroku. Zaujímavé zobrazenie je pri heel strike, kde sú namerané vyššie hodnoty pri chôdzi naboso ako v športových topánkach. Z grafu vidíme, že stereotyp a silové zaťaženie, ktoré je aplikované počas chôdze v športovej obuvi, ako prioritnej pri denných činnostiach, sa prenáša k obdobnému až k výraznejšiemu prevedeniu pri chôdzi naboso. Výsledný signifikantný rozdiel je značne viditeľný pri odraze u rozdielnych typoch obuvi. Maximálne hodnoty pri odraze v športovej obuvi sú v rozmedzí rovnakých čísel ako minimálne silové zaťaženie pri chôdzi naboso. V tomto prípade môžeme povedať, že aj napriek preferovanej dennej obuvi sa pri chôdzi naboso pri odraze nepreukázalo totožné silové zaťaženie a predpokladá sa väčšia a správna aktivácia svalov pri danej fáze kroku.

Pri porovnaní behu naboso k bežnej športovej obuvi bola preukázaná nižšia aktivita svalov najmä u m. tibialis anterior, m. vastus lateralis a m. biceps femoris počas stojnej fázy, meranej v období pred tréningom zameraným na zaradenie behu naboso. Po tréningu, ktorý trval 16 týždňov bola nameraná rovnaká aktivácia svalov pre oba typy behu s lepším mechanickým zaťažením (Azevedo et al., s. 6). Na základe toho, môžeme predpokladať, že pri

tréningu alebo zaradenia chôdze naboso v dlhších a častejších časových intervaloch počas dňa, by sme mohli docieľiť lepšie výsledky čo sa týka napr. heel strike pri chôdzi naboso, kedy by bola lepšia aktivácia vyššie spomínaných svalov, ktoré sa podieľajú pri absorpcii nárazu. Pri väčšom mechanickom zaťažení je automaticky vyššia aktivácia. Veľká aktivácia vedie k zraneniam a zlej ekonomike behu, čo značí, že adaptácia na nový typ obuvi si vyžaduje postupnosť, nižší výkon a správnu techniku (Azevedo et al., s. 8). Hrubá podrážka v porovnaní s tenkou barefoot podrážkou vykazuje väčšie hodnoty v chybe uhla dorziflexie meranej u 20 mladých mužov, ktorý absolvovali meranie v troch rôznych topánkach s inou hrúbkou podrážky. Topánky s hrubou podrážkou (5 cm pod päťou a 3 cm pod MTP kĺbmi), tenkou podrážkou (2,5 cm pod päťou, 1,5 cm pod MTP) pričom midsole pozostávala z EVA materiálu a naboso (Sekizawa et al, 2001, s. 222-223). Rozdiel sa dáva do spojitosti sa to dáva so štruktúrou obuvi a proprioreceptie nohy. Väčší okolitý tlak na pokožku zvyšuje aktivitu kožných receptorov a kĺbových mechanoreceptorov, čo vedie k vyššej stimulácii svalov. Hrubá podrážka pri danom výskume mala silnú a vysokú podporu päty čo zvyšovalo stabilitu zadnej časti nohy, najmä pri nadmerných pronačných pohyboch, kde sa vďaka termoplastickému materiálu zachovávala rigiditu nohy. Noha získavala informácie na základe tlaku topánky, ktorý znižuje funkciu mechanoreceptorov v oblasti prednej časti členku, kde topánka nemá svoje zastúpenie. Na základe toho, autori predpokladajú, že to môže mať za následok väčšie uhlové chyby pri dorziflexii. Hrúbka podrážky obuvi ovplyvňuje zmysel polohy kĺbov (Norris, 1986, Sekizawa et al., 2001, s. 226). Pri pozorovaní zranení u bežcov (krátke aj dlhé trate) v rokoch 2006 – 2011 u 36 RFS a 16 FFS poukázali na prítomnosť zranení o 2,5-krát častejšou frekvenciou u RFS ako FFS. Autori poukázali aj na bolesť v BK, KK, bedrovej časti chrbtice, stresové zranenia tibie, plantárnu fascitídu a stresové zlomeniny boli 2,7-krát častejšie u RFS (Daoud et al., 2012, Altman, David, 2012, s. 246). Beh naboso znižuje flexiu a addukciu v KK, vonkajšiu rotáciu BK, ako výsledok znížených momentov síl v týchto kĺboch (Kerrigan et al., 2009, Altman, David, 2012, s. 247). Lepšia stabilizácia nohy v stoji bez ponožky taktiež pozícia členka môže byť lepšia, keď je noha naboso, čo potvrdili aj ďalšie štúdie pri dynamickom pohybe (Shinohara, Gribble, 2009, Altman, David, 2012, s. 247).

### 5.3 Limity štúdie

Plošina značky ZEBRIS FDM-S, ktorá bola použitá pre výskum diplomovej práce síce spĺňala kritéria v zmysle prínosu číselných hodnôt a grafického zobrazenia potrebného pre výskum, avšak komplikovala meranie a mohla spôsobiť značné odchýlky. Nakoľko plošina nie je dostatočne dlhá nato, aby namerala celý krokový cyklus. S probandmi sme meranie museli



absolvovať na každú nohu jednotlivo, čo mohlo priniesť značné odchýlky medzi pravou a ľavou končatinou. Taktiež podložka nebola v jednej línii s podlahou (+ 2,1 cm od podlahy) čo sa tiež mohlo prejaviť na menších odchýlkach pri výsledných číselných hodnotách u jednotlivcov. Na základe našich skúseností sa na podobné meranie odporúča bežiaci pás (FDM-T), ktorý je jednak v jednej línii počas celého výskumu, dokáže snímať niekoľko krokových cyklov naraz, vyhodnotiť viac hodnôt a sprostredkovať aj video záznam. Za slabú stránku štúdie môžeme považovať aj rôznorodosť topánok, ktoré neboli presne špecifické na jeden model u probandov. Všetky typy, ale splňali kritéria, ako pri barefoot, tak pri športovej – voľnočasovej obuvi.

Spomenúť môžeme aj obťažnosť s vyhľadávaním literatúry nakoľko téma patrí k novej problematike a zatiaľ neexistuje knižná literatúra, ktorá by obsahovala dôveryhodné a výskumom potvrdené tvrdenia. Taktiež sme mali menší problém pri diskusii, kde sme bohužiaľ museli často dávať do príkladu štúdie, ktoré sa zameriavajú na porovnanie parametrov pri rôznorodosť topánok u bežcov a nie u typickej chôdze.

## **5.4 Prínos pre prax**

Už pri samotnom výbere diplomovej práce sme sa snažili o výber témy, ktorú by sme mohli aplikovať do praxe a uvádzať benefity, ktoré sú založené na vlastnom meraní a výsledkoch. Barefoot obuv začína naberať na svojej popularite a určite už väčšina z nás, ako fyzioterapeutov, sa stretla s otázkami od pacientov ohľadom benefítov, prípadne vlastných skúseností s nosením barefootov. Predchádzajúce štúdie ukazujú benefity, ktoré prináša barefoot obuv, no väčšina z nich je orientovaná na beh, nie na chôdzu. Výskum sme orientovali na bežnú populáciu, ktorá nemá žiadne limity v rámci zaradenia zmeny obuvi do bežného používania. Snažili sme sa podotknúť a dať do porovnania typ obuvi so silovým zaťažením nohy pri chôdzi, čo nie je častý zámer štúdií. Z našich výsledkov sa získa základná informácia o silovom zaťažení nohy pri chôdzi. Výsledky by mali poskytnúť informácie a benefity, ktoré barefoot obuv prináša na jednoduchých základoch, pre bežnú populáciu. Prínos z výsledkov by mohli brať do úvahy aj športovci, a teda hlavne bežci, ktorí patria či už k rekreačným alebo profesionálnym športovcom. Do vlastnej profesijnej praxe na báze výsledkov môžeme klientom odporučiť a zvážiť zaradenie barefoot obuvi do denného používania.

## Záver

Cieľom diplomovej práce bolo poukázať na vplyv variability topánok na silové zaťaženie nohy pri chôdzi. Z praktickej stránky diplomovej práce môžeme potvrdiť, že topánka má určitý vplyv na jednotlivé parametre chôdze, ktoré sa aj číselne vyhodnotili. Vo výskume dvadsiatich šiestich probandov sme poukázali ako rozdielny typ topánky dokáže zmeniť silové zaťaženie nohy pri chôdzi. Zhodnotili a porovnali sme faktory topánok medzi sebou v troch parametroch chôdze a aj v rámci jednotlivých skupín, čo nám poskytlo obraz o tom, ako noha dokáže citlivo reagovať a zmeniť silové zaťaženie pri chôdzi na báze topánky. Už pri samotnom meraní sme z grafického zobrazenia zaznamenali značné rozdiely, ktoré sa nám neskôr pri vyhodnocovaní potvrdili vďaka signifikantným hodnotám v jednotlivých hypotézach. Výsledné hodnoty nám ukázali v čom dochádza k značným rozdielom, čomu treba venovať väčšiu pozornosť a na čo upozorňovať už pri zmene z bežnej obuvi na barefoot obuv. Je dôležité mať na pamäti, že všetko potrebuje svoj čas a postupnosť. Prispôbiť sa chôdzi, prípadne behu v barefootoch si vyžaduje postupnosť so správnou technikou a opatrnosťou, aby sa predišlo zraneniam, ktoré môžu vyplývať z rýchlej zmeny na barefoot obuv. Je potrebné nechať nohám čas na prebudenie všetkých zmyslov, znovu prepojenie a regeneráciu, čo môže trvať aj niekoľko mesiacov.

Dôležité je si uvedomiť hlavný benefit, ktorý sa získa pri nosení barefoot obuvi a čo všetko dokážeme s daným typom topánky oddialiť či sa jedná o rôzne deformity alebo zranenia. V jednom odbornom periodiku Rossi W.A. spomína, že ženy v Spojených štátoch amerických platia okolo troch miliónov dolárov za chirurgickú úpravu hallux valgus, kladivkových prstov atď., ktoré sa vo väčšine prípadov dávajú do spojitosti s tvarom a typom topánky. Ako sa odbornejšie hovorí, posledná forma telesnej dekorácie je telesná deformácia. Autor upozorňuje, aby ľudia mali na pamäti, že všetky dizajnové kúsky topánok v módnom priemysle nie sú navrhnuté na prirodzenú nohu, ale už na čiastočne deformovanú nohu. Dizajnéri tvoria na báze trendu, vlastnej perspektívy a vkusu, nie na báze zachovania prirodzeného mechanizmu a tvaru nohy (2001, s. 106, 108). V súčasnej dobe výskyt hallux valgus, kladivkových prstov či iných deformít je čoraz častejším problémom aj v Európe. Preto by sa barefoot obuv mala dostať do povedomia väčšiny populácie. Zaradenie danej obuvi do bežných, a nie len špecializovaných barefoot predajní, by mohlo podporiť ľahšiu dostupnosť a tiež zabezpečiť znalosť barefoot obuvi pre bežných ľudí.

Do budúcnosti určite odporúčame viac výskumných meraní zameraných na chôzdu v barefoot topánkach a prípadných rozdieloch v porovnaní s inými typmi obuvi. Literatúra k danej téme je stále veľmi limitujúca. Veľkým prínosom by bol ucelený zdroj väčšieho rozsahu, ako je táto diplomová práca, ktorý by ponúkal jasný prehľad benefitov a prípadných rizík, ktoré môžu vzniknúť pri zaradení barefoot obuvi do denného používania.

## Referenčný zoznam

AHINSA SHOES®. 2018. Barefoot obuv navržená fyzioterapeuty [online]. [cit. 2019-09-23]. Dostupné z: <https://ahinsashoes.cz/barefoot-obuv>.

Altman A.R., David I.S. 2012. Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. *American College of Sports Medicine* [online]. 11(5), 244-250, [cit. 2020-05-13]. Dostupné z: doi 10.1249/JSR.0b013e31826c9bb9.

AZEVEDO A.P.DS., MEZENCIO B., AMADIO A.C., SERRÃO J.C. 2016. 16 weeks of progressive barefoot running training changes impact force and muscle activation in habitual shod runners. *Plos one* [online]. 11 (12), 1-16, [cit. 2020-05-06]. Dostupné z: doi 0.1371/journal.pone.0167234.

BIEWENER A.A., DALEY M.A. 2007. Unsteady locomotion: integrating muscle function with whole body dynamics and neuromuscular control. *The Journal of Experimental Biology* [online]. 210, 2949-2960, [cit. 2020-01-05]. Dostupné z: doi10.1242/jeb.005801.

BONACCI J., VICENZINO B., SPRATFORD W., COLLINS P. 2013. Take your shoes off to reduce patellofemoral joint stress during running. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 48(6), 425-428, [cit. 2019-04-23]. Dostupné z: doi 10.1136/bjsports-2013-092160.

BORHESE N.A., BIANCHI L., LACQUANITI F. 1996. Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of Physiology* [online]. 494(3), 863-879, [cit. 2019-04-21]. Dostupné z: doi 10.1113/jphysiol.1996.sp021539.

CURTIS R., D'AOÛT K. 2019. Daily activity in minimal footwear increases foot strength. *Footwear Science* [online]. 11, 151, [cit. 2020-04-08]. Dostupné z: doi 10.1080/19424280.2019.1606299.

DAOUD, A. I., GEISLER, G. J., WANG, F., SARETSKY, J., DAOUD, Y. A., LIEBERMAN, D. E. 2012. Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 44(7), 1325–1334, [cit. 2020-04-08]. Dostupné z: doi 10.1249/mss.0b013e3182465115

DÝLEVSKÝ I. Speciální kineziologie, 1.vydání, Grada Publishing, a.s., 2009. Praha. ISBN 978-80-247-1648-0.

FRANKLIN S., GREY M.J., HENEGHAN N., BOWEN L., LI FX. 2015. Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture* [online]. 42(3), 230-239, [cit. 2019-12-29]. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2015.05.019.

FRANKLIN S., LI FX., GREY M.J. 2018. Modification in lower leg muscle activation when walking barefoot or in minimalist shoes across different age-groups. *Gait & Posture* [online]. 60, 1-5, [cit. 2019-04-21]. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2017.10.027.

FREDERICKS W., SWANK S., TEISBERG M., HAMPTON B., RIDPATH L., HANNA J.B. 2015. Lower extremity biomechanical relationships with different speeds in traditional, minimalist and barefoot footwear. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. 14, 276-283, [cit. 2019-10-06]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4424455/>.

GERBER S.B., OSTA R.V., GRECCO L.A.C., PASINI H., MARCONI N..F., OLIVEIRA C.S. 2012. Interference of high-heeled shoes in statis balance among young women. *Human Movement Science Foot* [online]. 31(5), 1247-1252, [cit. 2019-04-21]. Dostupné z: doi 10.1016/j.humov.2012.02.005.

GOFFAR S.L., REBER R.J., CHRISTIANSEN B.C., MILLER R.B., NAYLOR J.A., RODRIGUEZ B.M., WALKER M.J., TEYHEN D.S. 2013. Changes in dynamic plantar pressure during loaded gait. *Physical Therapy* [online]. 93(9), 1175-1184, [cit. 2019-04-21]. Dostupné z: doi.org/10.2522/ptj.20120103.

GOLDMAN J.P., SANNO M., WILLWACHER S., HEINRICH K., BRUGGERMANN G.P. 2013. The potential of toe flexor muscles to enhance performance. *Journal of Sports Sciences* [online]. 31(4), 424-433 [cit. 2020-01-05]. Dostupné z: doi.org/10.1080/02640414.2012.736627.

GRIFFIN N.L., MILLER CH. E., SCHMITT D., D'AOUT K. 2014. Understanding the evolution of the windlass mechanism of the human foot from comparative anatomy: Insights, obstacles, and future directions. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 156(1), 1-10, [cit. 2019-09-20]. Dostupné z: doi.org/10.1002/ajpa.22636.

HEPPEL S., BOURNEMOUTH UNIVERSITY. 2011. Shoeless learning spaces [online]. [cit. 2020-04-07]. Dostupné z: <http://rubble.heppell.net/places/shoeless/default.html>.

HOLLANDER K., ARGUHI-WOLLESEN A., REER R., ZECH A., 2015. Comparison of minimalist footwear strategies for stimulating barefoot running: A randomized crossover study. *Plos one* [online]. 10(5), 1-11, [cit. 2020-05-06]. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0125880.

HOLLOWKA N.B., O'NEIL M.C., THOMPSON N.E., DEMEAS B. 2017. Chimpanzee and human midfoot motion during bipedal walking and the evolution of the longitudinal arch of the foot. *Journal of Human Evolution*. [online]. 104, 23-31, [cit. 2019-09-27]. Dostupné z: [doi.org/10.1016/j.jhevol.2016.12.002](https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2016.12.002).

HOLLOWKA N.B., WALLACA I.J., LIEBERMAN D.E. 2018. Foot strength and stiffness are related to footwear use in comparison of minimally – vs. Conventionally – shod populations. *Scientific reports* [online]. 8, 1-12, [cit. 2019-10-06]. Dostupné z: doi 10.1038/s41598-018-21916-7.

HOOGKAMER W., SHALAYA K., FRANK J.H., FARINA E.M., LUO G., KRAM R. 2018. A comparison of the energetic cost of running in marathon racing shoes. *Sports Medicine* [online]. 48, 1009-1019, [cit. 2020-03-22]. Dostupné z: [doi.org/10.1007/s40279-017-0811-2](https://doi.org/10.1007/s40279-017-0811-2).

KASELJ R. 2012. Traditional shoes vs. Minimalist shoes [online]. [cit. 2020-04-08]. Dostupné z: <http://exerciseforinjuries.com/traditional-shoes-vs-minimalist-shoes/>.

KAPANDJI I.A. 1987. The physiology of joints. Volume two. Lower limb, 5th edition. Edinburgh Churchill Livingstone. ISBN 978-81-312-2101-3.

KERRIGAN D.C., FRANZ J.R., KEENAN G.S., DICHARRY J., DELLA CROCE U., WILDER R.P. 2009. The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *Physical medicine & rehabilitation* [online]. 1(12), 1058-1063 [cit. 2019-12-28]. Dostupné z: doi 10.1016/j.pmrj.2009.09.011.

KNAPIK J.J., BROSCH L.C., VENUTO M., SWEDLER D.I., BULLOCK S.H., GAINESS L.S., JONES B.H. 2010. Effect on injuries of assigning shoes based on foot shape in air force basic training. *American Journal of Preventive Medicine* [online]. 38(1), 197-211 [cit. 2019-12-29]. Dostupné z: doi 10.1016/j.amepre.2009.10.013.

LIEBERMAN D.E., VENKADESAN M., WERBEL W.A. ET AL. 2010. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* [online]. 463(7280), 531-535, [cit. 2019-12-29]. Dostupné z: doi 10.1038/nature08723.

LIN-WEI CHEN T., SZE L.K.Y., DAVID I.S., CHEUNG R.T.H. 2016. Effects of training in minimalist shoes on the intrinsic and extrinsic foot muscle volume. *Clinical Biomechanics* [online]. 36, 8-13, [cit. 2020-01-01]. Dostupné z: doi 10.1016/j.clinbiomech.2016.05.010.

LOHMAN E.B., BALAN SACKIRIYAS K.S., SWEN R.W. 2011. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport* [online]. 12(4), 151-63, [cit. 2019-09-21]. Dostupné z: doi 10.1016/j.ptsp.2011.09.004.

MAYO CLINIC. 2020. Walking shoes: features and fit that keep you moving [online]. [cit. 2020-02-20]. Dostupné z: <https://www.mayoclinic.org/healthy-lifestyle/fitness/in-depth/walking/art-20043897>.

MCCLANAHAN R. 2006. Strengthen your feet and ankles to improve walking safety and performance. Walk about [online]. 17-19, [cit. 2020-01-03]. Dostupné z: <https://www.correcttoes.com/foot-help/wp-content/uploads/2019/08/WA-Strengthen-Your-Feet-003.pdf>.

MCKINLEY M.P., O'LOUGHLIN V.D. Human anatomy. 2nd edition, McGraw-Hill Publishing Company, 2007. New York. ISBN 10:0072965495.

MILLER E.E., WHITCOME K.K., LIEBERMAN D.E., NORTON H.L., DYER R.E. 2014. The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science* [online]. 3(2), 74-85, [cit. 2020-01-03]. Dostupné z: doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.011.

MIYAZAKI T., WADA M., KAWAHARA H., SATO M., BABA H., SHIMADA S. 2002. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases* [online]. 61(7), 617-622, [cit. 2019-09-21]. Dostupné z: doi 10.1136/ard.61.7.617.

MONALDI M., ALTERS M., BOWEN CH., CORLEW B., HALMICH R., RUSSELL D., RYAN D. 2019. Biomechanic analysis of barefoot vs. Shod running. *Aquila: The FGCU Student Research Journal* [online]. 5, 1-10, [cit. 2020-05-16]. Dostupné z: doi 10.24049/aq.5.1.3.

MORIO C., LAKE M.J., GUEGUEN N., RAO G., BALY L. 2009. The influence of footwear on foot motion during walking and running. *Journal of Biomechanics* [online]. 42(13), 2081-2088, [cit. 2019-09-21]. Dostupné z: doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.015.

NIGG B. 2009. Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science* [online]. 1, 73-79, [cit. 2019-09-21]. Dostupné z: doi 10.1080/19424280903204036.

NIGG B., BALTICH J., HOERZER S., ENDERS H. 2015. Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: preferred movement path and comfort filter. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 49, 1290-1294 [cit. 2019-09-21]. Dostupné z: doi 10.1136/bjsports-2015-095054.

NIGG B.M., SEGESSER B. 1992. Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Medicine and Science in sports and exercise* [online]. 24 (5), 595-602, [cit. 2020-05-06]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1569856>.

NORDIN M., FRANKEL V.H. 2001. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3 vydanie, Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISBN 0-683-30247-7.

PERRY J. Gait analysis. Normal and Pathological Function, 2. vydanie, SLACK Incorporated, 2010. United States of America. ISBN 978-1-55642-766-4.

POLLARD C.D., TER HAR J.A., HANNINGAN J.J., NORCROSS M.F. 2018. Influence of maximal running shoes on biomechanics before and after 5K run. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* [online]. 6(6), 1-5 [cit. 2020-03-22]. Dostupné z: doi 10.1177/2325967118775720.

ROBINS S., WAKED E. 1997 Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 78, 463-467 [cit. 2020-03-22]. Dostupné z: doi 10.1016/s0003-9993(97)90157-x.

ROCA-DOLS A., LOSA-IGLESIAS M.E., SÁNCHEZ-GÓMEZ R., LÓPEZ-LÓPEZ D., BECERRO-DE-BENGOA-VALLEJO R., CALVO-LOVO C. 2018. Electromyography comparison of the effects of various footwear in the activity patterns of the peroneus longus and brevis muscles. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials* [online]. 82, 126-132 [cit. 2020-05-06]. Dostupné z: doi 10.1016/j.jmbbm.2018.03.003.

ROSSI W.A. 2001. Fashion and foot deformation. *Podiatry Management* [online]. 103-118 [cit. 2019-12-29]. Dostupné z: <https://static1.squarespace.com/static/5acb4d675b409b3ac7b385fb/t/5af21d876d2a73fe26cf2aeb/1525816745969/Foot-Function-EBook-UK-Saxby-Wilkinson.pdf>.

ROSSI W.A. 1999. Why shoes make „normal“ gait impossible. *Podiatry Management* [online]. 50-61 [cit. 2019-12-28]. Dostupné z: <http://www.barefooters.org/wp-content/uploads/2018/10/Rossi-WhyShoesMake.pdf>.

SACHITHANANDAM V., JOSEPH B. 1995. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. *The journal of bone and joint surgery* [online]. 77(2), 254-257 [cit. 2020-01-05]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/f942/b86da0189eb6fee08e9de182f5b2ef4fd6f3.pdf>.

SANDLER M., LEE J. 2015. *Bosé běhání (The barefoot running)*. 1. vydanie, Mladá fronta a.s.. Praha, 2015. ISBN 978-80-204-3533-0.

SEKIZAWA K., SANDREY M.A., INGERSOLL CH.D., CORDOVA M.L. 2001. *Effects of shoe sole thickness on joint position sense* [online]. *Gait and Posture* 13(3), 221-228 [cit. 2020-05-11]. Dostupné z: doi 10.1016/s0966-6362(01)00099-6.

SINCLAIR J. 2014. Effects of barefoot and barefoot inspired footwear on knee and ankle loading during running. *Clinica Biomechanics* [online]. 29 (4), 395-399, [cit. 2019-09-23]. Dostupné z: doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.02.004.



SQUADRONE R., RODANO R., HAMIL J., PREATONI E. 2014. Acute effect of different minimalist shoes on foot strike pattern and kinematics in rearfoot strikes during running. *Journal of Sports Sciences* [online]. 33(11), 1196-1204, [cit. 2020-01-03]. Dostupné z: doi 10.1080/02640414.2014.989534.

SUN Y., YANG Y., WANG L., ZHANG X., FU W. 2018. Do strike patterns or shoe conditions have a predominant influence on foot landing? *Journal of Human Kinetics* [online]. 64, 13-23, [cit. 2020-05-13]. Dostupné z: doi 10.1515/hukin-2017-0205.

UCONN HEALTH. 2017. Finding the right running shoes [online]. [cit. 2020-02-20]. Dostupné z: <https://health.uconn.edu/orthopedics-sports-medicine/2017/08/12/finding-the-right-running-shoe/>.

VAŘEKA I., VAŘEKOVÁ R. 2009. Kineziologie nohy. 1. vydanie, Univerzita Palackého v Olomouci. Olomouc, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

VIVOBAREFOOT®. 2019. How being barefoot can affect your brain & mental health [online]. [cit. 2019-09-22]. Dostupné z: <https://www.vivobarefoot.com/rw/blog/december-2019/how-being-barefoot-can-affect-your-brain>.

WHITTLE M.W. 2007. Gait Analysis: An introduction. 4 vydanie, Butterworth Heinemann Elsevier, 2007. China. ISBN 9780750688833.

XU Y., HOU Q., WANG CH., SELLERS A.J., SIMPSON T., BENNETT B.C., RUSSELL S.D. 2017. Full step cycle kinematic and kinetic comparison of barefoot walking and traditional shoe walking in healthy youth: Insights for barefoot technology. *Applied Bionics and Biomechanics Volume* [online]. 1-7, [cit. 2020-05-04]. Dostupné z: doi 10.1155/2017/2638908.

XU Y., HOU Q., WANG C., SIMPSON T., BENNETT B., RUSSELL S. 2017. How well can modern nonhabitual barefoot youth adapt to barefoot and minimalist barefoot technology shoe walking in regard to gait symmetry. *BioMed Research International* [online]. 1-7, [cit. 2020-05-06]. Dostupné z: doi.org/10.1155/2017/4316821.

## Zoznam skratiek

<b>Aver.</b>	average, priemer hodnôt
<b>Art.</b>	Articulatio
<b>B</b>	chôdza naboso
<b>BF</b>	chôdza v barefoot topánkach
<b>BK</b>	bedrový kĺb
<b>cm</b>	centimeter
<b>CNS</b>	centrálny nervový systém
<b>COM</b>	center of mass
<b>COP</b>	center of pressure
<b>ČK</b>	členkový kĺb
<b>DK</b>	dolná končatina
<b>FFS</b>	forefoot strike
<b>GC</b>	gait cycle, krokový cyklus
<b>KK</b>	kolenný kĺb
<b>L</b>	ľavá dolná končatina
<b>Lig.</b>	ligamentum
<b>m.</b>	musculus
<b>MFS</b>	midfoot strike
<b>mm.</b>	musculi
<b>mm</b>	milemeter
<b>MTP</b>	metatarzophalangeálne
<b>príp.</b>	prípadne
<b>OA</b>	osteoartróza
<b>P</b>	pravá dolná končatina
<b>RFS</b>	rearfoot strike
<b>ROM</b>	range of motion; rozsah pohybu
<b>Š</b>	chôdza v športovej obuvi
<b>TMT</b>	tasometatarsalis

## Zoznam obrázkov a grafov

Obrázok 1 Funkčné delenie krokového cyklu podľa Perry (Perry, Burnfield, 2010, s. 4)	12
Obrázok 2 Svalová aktivita členka a chodidla počas krokového cyklu zaznamenaná pomocou elektromyografu (Nordin, Frankel, 2001, s. 239)	15
Obrázok 3 Mitered hinge (Nordin, Frankel, 2001, s. 228)	17
Obrázok 4 Barefoot obuv ( <a href="http://www.vivobarefoot.sk">www.vivobarefoot.sk</a> )	20
Obrázok 5 Moderná – športová obuv ( <a href="http://www.mayoclinic.org">www.mayoclinic.org</a> )	25
Obrázok 6 Porovnávacie grafy popisnej štatistiky u $H_01$ pre experimentálnu a kontrolnú skupinu	38
Obrázok 7 Porovnávacie grafy popisnej štatistiky u $H_02$ pre experimentálnu a kontrolnú skupinu	39
Obrázok 8 Graf popisnej štatistiky pre $H_03$ hypotézu u experimentálnej skupiny	41
Obrázok 9 Graf popisnej štatistiky pre $H_04$ hypotézu u experimentálnej skupiny	43
Obrázok 10 Graf popisnej štatistiky pre $H_05$ hypotézu u experimentálnej skupiny	45
Obrázok 11 Porovnávacie grafy popisnej štatistiky u $H_06$ pre kontrolnú skupinu	47

## Zoznam tabuliek

Tabuľka 1 Namerané hodnoty pri chôdzi v barefoot topánkach	34
Tabuľka 2 Namerané hodnoty pri chôdzi naboso	35
Tabuľka 3 Namerané hodnoty pri chôdzi v športovej obuvi	36
Tabuľka 4 Popisná štatistika a overenie normality dát pomocou Shapiro-Wilkovho testu pre $H_01$ hypotézu	37
Tabuľka 5 Neparametrický Mann-Whitney U test pre vypočítanie hladiny významnosti u hypotézy $H_01$	37
Tabuľka 6 Popisná štatistika a overenie normality dát pomocou Shapiro-Wilkovho testu pre $H_02$ hypotézu	39
Tabuľka 7 Neparametrický Mann-Whitney U test pre vypočítanie hladiny významnosti u hypotézy $H_02$	39
Tabuľka 8 Faktory v rámci výberov pre hypotézu $H_03$	40
Tabuľka 9 Rozkladová tabuľka popisných štatistík pre hypotézu $H_03$	40
Tabuľka 10 Testy na variabilitu v rámci výberu pre hypotézu $H_03$	41
Tabuľka 11 Porovnanie skupín medzi sebou pomocou Post-hoc testu pre hypotézu $H_03$	41
Tabuľka 12 Faktory v rámci výberov pre hypotézu $H_04$	42
Tabuľka 13 Rozkladová tabuľka popisných štatistík pre hypotézu $H_04$	42
Tabuľka 14 Testy na variabilitu v rámci výberu pre hypotézu $H_04$	43
Tabuľka 15 Porovnanie skupín medzi sebou pomocou Post-hoc testu pre hypotézu $H_04$	43
Tabuľka 16 Faktory v rámci výberov pre hypotézu $H_05$	44
Tabuľka 17 Rozkladová tabuľka popisných štatistík pre hypotézu $H_05$	44
Tabuľka 18 Testy na variabilitu v rámci výberu pre hypotézu $H_05$	45
Tabuľka 19 Porovnanie skupín medzi sebou pomocou Post-hoc testu pre hypotézu $H_05$	45
Tabuľka 20 Popisná štatistika pre $H_06$ hypotézu	46
Tabuľka 21 Parametrický párový t-test pre vypočítanie hladiny významnosti u $H_06$	47

## **Zoznam príloh**

Príloha 1 Dotazník k diplomovej práci – experimentálna skupina	70
Príloha 2 Dotazník k diplomovej práci – kontrolná skupina	72
Príloha 3 Informovaný súhlas so spracovaním osobných údajov	74
Príloha 4 Príklad grafického zobrazenia výstupu merania	75
Príloha 5 Príklad číselného výstupu merania	77
Príloha 6 Tabuľka dotazník kontrolná skupina	78
Príloha 7 Tabuľka dotazník experimentálna skupina	79

**Príloha 1** Dotazník k diplomovej práci – experimentálna skupina

Dátum merania:

**Meno:**

**Vek:**

**Hmotnosť:**

**Výška:**

**Veľkosť topánok:**

**Preferovaná obuv počas dňa:**

- a) Barefoot
- b) Športová obuv
- c) Iné:

**Na základe čoho, ste sa rozhodli pre barefooty?**

**Interval nosenia barefootov:**

- a) Takmer každý deň
- b) Minimálne raz do týždňa
- c) Príležitostne, raz do mesiaca
- d) Iné:

**Kedy preferujete chôdzu v barefootoch?**

**Pri akých aktivitách nosíte barefoot obuv?**

**Zaznamenali ste nejaké zmeny, zo zdravotného hľadiska, pri nosení barefoot obuvi? (Ak áno, konkrétne vypíšte)**

**Operácie, zranenia na dolných končatinách:**

- a) Áno (vypíšte)
- b) Nie

**Iné operácie, zranenia v priebehu posledných 15 rokov?**

- a) Áno (vypíšte)
- b) Nie

**Prítomné obmedzenia pri chôdzi:**

- a) Áno (vypíšte)
- b) Nie

**Súhlasím s dobrovoľnou účasťou výskumu a následným spracovaním osobných údajov na účel diplomovej práce - Variabilní obuv a její vliv na silové zatížení nohy při chůzi:**

- a) Áno
- b) Nie

**Príloha 2** Dotazník k diplomovej práci – kontrolná skupina

Dátum merania:

**Meno:**

**Vek:**

**Hmotnosť:**

**Výška:**

**Veľkosť topánok:**

**Preferovaná obuv počas dňa:**

- a) Barefoot
- b) Športová obuv
- c) Iné:

**Ako často nosíte športovú obuv?** (Mesiace/rok; denne..)

**Interval nosenia športovej obuvi:**

- e) Takmer každý deň
- f) Minimálne raz do týždňa
- g) Príležitostne, raz do mesiaca
- h) Iné:

**Pri akých aktivitách nosíte športovú obuv?**

**Zaznamenali ste nejaké zmeny, zo zdravotného hľadiska, pri nosení športovej obuvi a prípadnej chôdze naboso?** (Ak áno, konkrétne vypíšte)

**Hovorí Vám niečo pojem barefoot topánky?**

- a) Áno
- b) Nie (nasledujúcu otázku preskočte)

**Skúsili ste niekedy chôdzu v barefoot topánkach?**

- a) Áno
- b) Nie

**Boli by ste ochotní zmeniť svoju športovú obuv na barefoot?**



- a) Áno
- b) Nie

**Operácie, zranenia na dolných končatinách:**

- c) Áno (vypíšte)
- d) Nie

**Iné operácie, zranenia v priebehu posledných 15 rokov?**

- c) Áno (vypíšte)
- d) Nie

**Prítomné obmedzenia pri chôdzi:**

- c) Áno (vypíšte)
- d) Nie

**Súhlasím s dobrovoľnou účasťou výskumu a následným spracovaním osobných údajov na účel diplomovej práce - Variabilní obuv a její vliv na silové zatížení při chůzi:**

- a) Áno
- b) Nie

**Príloha 3** Informovaný súhlas so spracovaním osobných údajov

**Variabilní obuv a její vliv na silové zatížení nohy při chůzi**

Dátum merania:

**Meno:**

**Priezvisko:**

**Preferovaná obuv počas dňa:**

Svojím podpisom dávam súhlas s dobrovoľnou účasťou merania, s následným spracovaním mojich údajov na účely výskumu diplomovej práce Viktórie Fojtlínovej s názvom - Variabilní obuv a její vliv na silové zatížení nohy při chůzi. Diplomová práca je pod vedením Mgr. Tomáša Zemánka a výskum diplomovej práce je pod záštitou Fakultnej nemocnice v Olomouci, ktorá slúži ako školiace pracovisko pre Fakultu zdravotníckych vied - Univerzita Palackého v Olomouci.

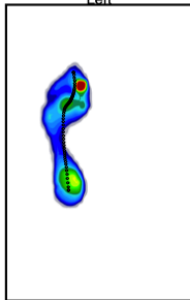
Podpis.....

# Príloha 4 Príklad grafického zobrazenia výstupu merania

## MPP

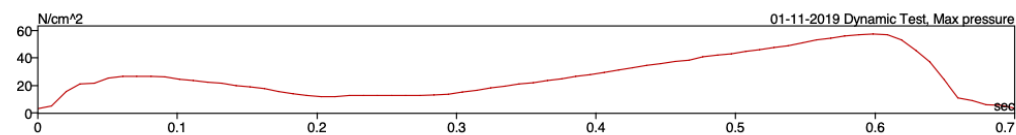
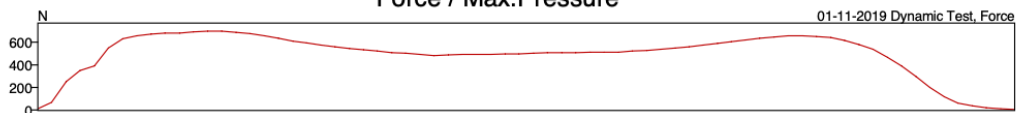
01-11-2019 Dynamic Test

Left



Gait line length, mm	Left	228.4	<div style="width: 57.1%; background-color: #f08080;"></div>
	Right	-	
Contact time, sec	Left	0.70	<div style="width: 17.5%; background-color: #f08080;"></div>
	Right	-	

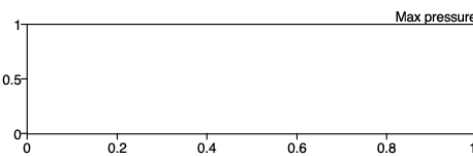
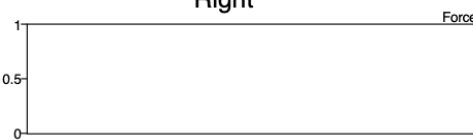
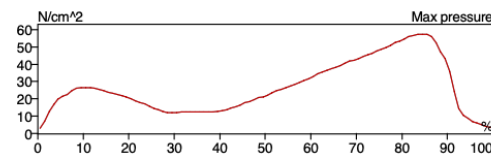
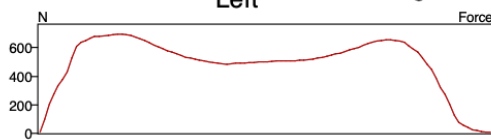
## Force / Max.Pressure



Left

## Average Force / Max.Pressure

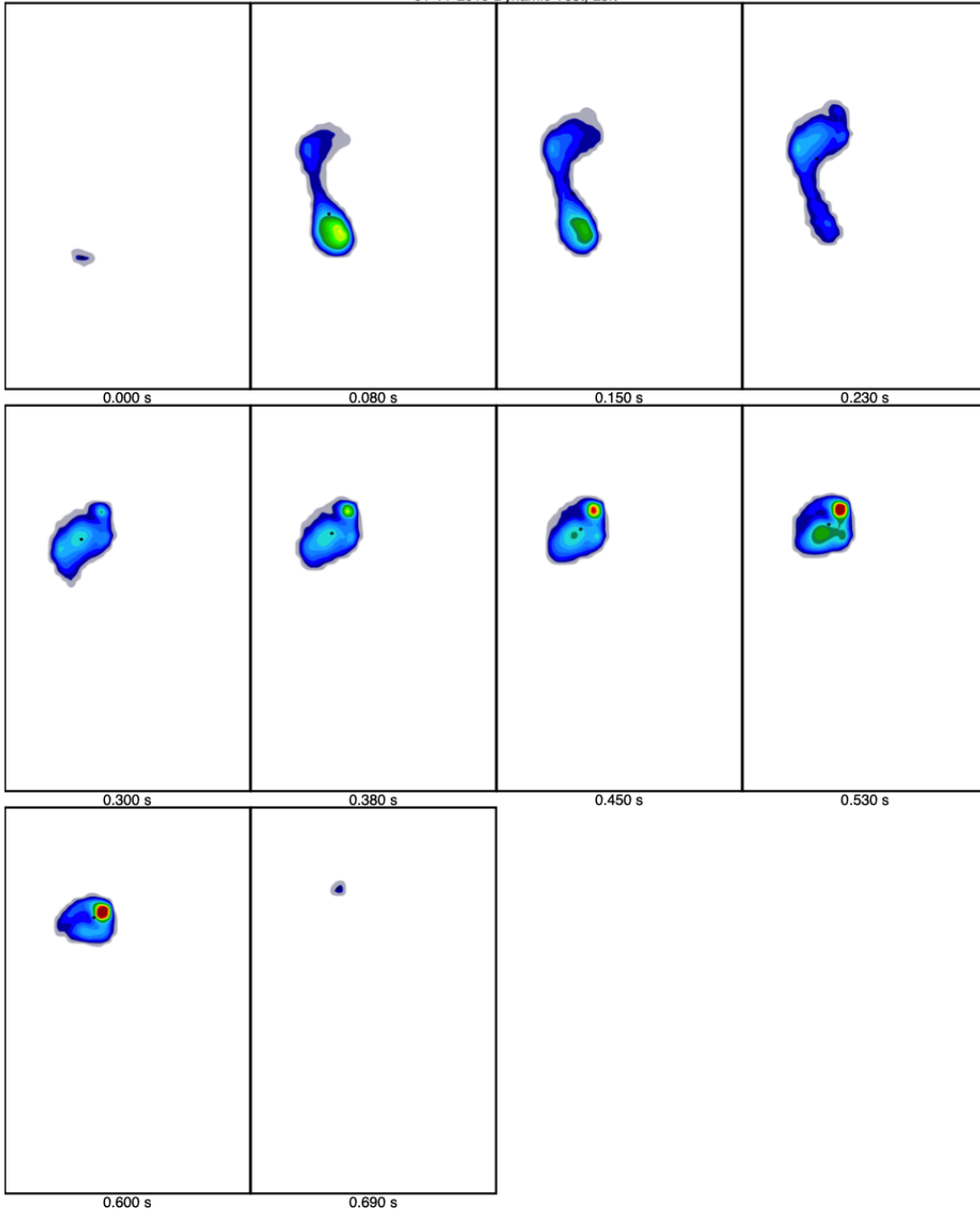
Right



Patient Comments

Record Comments

**Step Phases**  
01-11-2019 Dynamic Test, Left



## Príloha 5 Príklad číselného výstupu merania

Record 01-11-2019 Dynamic Test

Application DynPlat

Creation date 01/11/2019 12:01:55

Exercises {

#	Name	Start.sec	Length.sec	Start time
1	Left	0.00	1.45	

Frequency, Hz 100.000

Count 145

Time.ms Force,N Max pressure,N/cm<sup>2</sup>

Calibr

0	10.0	3.0
10	65.0	5.0
20	250.7	15.5
30	347.3	21.0
40	390.0	21.5
50	548.4	25.5
60	629.9	26.5
70	654.0	26.5
80	668.7	26.5
90	679.8	26.0
100	681.3	24.5
110	688.4	23.5
120	697.4	22.5
130	693.1	21.5
140	686.3	20.0
150	675.5	19.0
160	655.8	17.5
170	634.9	15.5
180	609.4	14.0
190	590.8	12.5
200	573.5	12.0
210	555.9	12.0
220	543.7	12.5
230	530.8	12.5
240	522.2	12.5
250	508.2	12.5
260	501.7	12.5
270	492.0	12.5
280	483.0	13.0
290	483.7	13.5
300	489.1	15.0
310	491.3	16.5
320	493.1	18.0
330	496.3	19.5
340	498.1	21.0





