

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV BAREFOOT OBUVI NA KINEMATICKÉ PARAMETRY
NOHY PŘI CHŮZI

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Kateřina Kašná, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Klein

Olomouc 2022

Jméno a příjmení autora: Bc. Kateřina Kašná

Název diplomové práce: Vliv barefoot obuvi na kinematické parametry nohy při chůzi

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého, Olomouc

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Tomáš Klein

Rok obhajoby diplomové práce: 2022

Abstrakt: Tato diplomová práce se zabývá okamžitým vlivem barefoot obuvi na kinematické parametry zánoží a tarzometatarzálního (TMT) komplexu během stojné fáze při chůzi. V rámci výzkumu bylo zkoumáno 8 žen a 2 muži, ve věku $26 \pm 5,1$ let. Jejich pohyb byl zaznamenáván při chůzi naboso a při chůzi v jednotné barefoot obuvi Ahinsa shoes, typ Chitra Bare. Probandi byli měřeni pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage V5 (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie).

Kinematické parametry pohybu zánoží vůči tibii při chůzi v barefoot obuvi byly porovnány s kinematickými parametry získanými při chůzi naboso. Výsledky ukazují, že chůze v obuvi měla statisticky významný vliv na pohyby zánoží v sagitální rovině a ve frontální rovině. V sagitální rovině ve smyslu zvětšení dorzální flexe při dopadu chodidla na zem a také ve druhé polovině stojné fáze. Ve frontální rovině se chůze v barefoot obuvi projevila zvětšením everze zánoží vůči tibii. Na pohyby v transversální rovině neměla obuv žádný signifikantní vliv. Barefoot obuv rovněž ovlivnila pohyby TMT komplexu vůči zánoží a to ve všech třech anatomických rovinách. V sagitální rovině zejména ve fázi předšvihů, kde byla pozorovatelná plantární flexe, narozdíl od chůze naboso kde převládala dorzální flexe. Ve frontální rovině došlo ke změně ve smyslu zmenšení inverze TMT komplexu vůči zánoží a to zhruba v období mezistoje a ve fázi předšvihů. V transversální rovině během větší části stojné fáze chůzového cyklu se při chůzi v barefoot obuvi TMT komplex nacházel ve výraznější addukci vůči zánoží než při chůzi naboso. Na základě pozorovaných kinematických změn lze prohlásit, že chůze v barefoot obuvi není srovnatelná s chůzí naboso.

Klíčová slova: chůze naboso, chůze v barefoot obuvi, barefoot obuv, kinematická analýza, kinematika zánoží, kinematika středonoží, TMT komplex

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Author's first name and surname: Bc. Kateřina Kašná

Title of the thesis: Effect of barefoot footwear on the kinematic parameters of the foot during walking

Site: The Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc

Supervisor: Mgr. Tomáš Klein

The year of presentation: 2022

Abstract: This thesis deals with immediate influence of footwear on kinematic parameters rearfoot and midfoot while walking. There were 8 women and 2 men included in the research with an average age of $26 \pm 5,1$ years. The movement was being monitored while walking barefoot as well as while walking in a unified type of barefoot shoes Ahinsa shoes, type Chitra Bare. All the participants were measured by an optoelectronic system Vicon Vantage V5 (Vicon Motion Systems, London, Great Britain).

The kinematic parameters of the rearfoot movements relative to the tibia when walking in barefoot shoes were compared with the kinematic parameters obtained when walking barefoot. The results show that walking in shoes had a statistically significant effect on foot movements in the sagittal plane and in the frontal plane. In the sagittal plane in the sense of increasing the dorsal flexion when the foot hits the ground and also in the second half of the standing phase. In the frontal plane, walking in barefoot shoes resulted in an increase in foot eversion relative to the tibia. Footwear had no significant effect on transverse movements. Barefoot footwear influenced the movements of the TMT complex relative to the rearfoot in all three anatomical planes. At the sagittal plane, especially in the preswing phase, where plantar flexion was observable, as opposed to barefoot walking where dorsal flexion predominated. In the frontal plane, there was a change in the sense of decrease the inversion of the TMT complex towards the rearfoot, roughly during the midstance phase and in the preswing phase. In the transversal plane, during most of the standing phase of the walking cycle, the TMT complex found itself in a more significant adduction to the legs when walking in barefoot footwear than when walking barefoot. Based on the observed kinematic changes, it can be concluded that walking in barefoot footwear is not comparable to walking barefoot.

Keywords: barefoot gait, gait in minimalist shoes, minimalist (barefoot) shoes, kinematic analysis, kinematics of the rearfoot, kinematics of the midfoot

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Tomáše Kleina, že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 6. 2022

.....

Děkuji Mgr. Tomáši Kleinovi za ochotu, cenné rady a konzultace, které mi pomohly při tvorbě této diplomové práce. Děkuji také Mgr. Lence Murínové za realizaci měření a poskytnutí cenných rad, i všem ostatním, kdo se podíleli na realizaci měření a vyšetření probandů, stejně tak i účastníkům, kteří se výzkumu zúčastnili. Děkuji i své rodině, spolužákům a přátelům, kteří mě plně podporovali v průběhu celého studia.

Práce byla realizována v rámci projektu Interní grantové agentury Univerzity Palackého v Olomouci pod názvem „Vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi na antropometrické a biomechanické parametry nohy a dolních končetin“ (IGA_FTK_2020_008). Návrh výzkumného projektu byl 9.1.2020 schválen Etickou komisí FTK UP v Olomouci, pod jednacím číslem 12/2020.

Obsah

Úvod	9
Noha.....	10
Funkční anatomie.....	10
Kineziologie kloubů nohy.....	12
Hlezenní kloub.....	12
Subtalární kloub.....	13
Transverzotarzální kloub.....	15
Tarzometatarzální kloub.....	16
Metatarzofalangeální klouby.....	16
Interfalangeální klouby.....	16
Klenba nožní.....	17
Typologie nohy.....	17
Funkce nohy.....	21
Chůze	22
Chůzový cyklus	22
Kinematika nohy při chůzi.....	23
Kinematika hlezenního kloubu.....	24
Kinematika subtalárního kloubu.....	24
Kinematika transverzotarzálního kloubu.....	25
Obuv	27
Vliv obuvi na nohu a chůzi.....	27
Bosá chůze	30
Barefoot obuv	31
Vliv barefoot obuvi na chůzi	33
Benefity a úskalí nošení barefoot obuvi	35
Kinematická analýza pohybu.....	37

Cíle a výzkumné otázky	39
Hlavní cíl	39
Dílčí cíle	39
Hypotézy	40
Odůvodnění hypotéz	40
Metodika.....	41
Charakteristika výzkumného souboru	41
Organizace sběru dat	41
Vstupní vyšetření.....	41
Měření.	41
Analýza dat.....	42
Zpracování dat.....	42
Výsledky.....	44
Zánoží sagitální rovina	44
Zánoží frontální rovina.....	46
Zánoží transversální rovina	47
TMT komplex sagitální rovina.....	48
TMT komplex frontální rovina	50
TMT komplex transverzální rovina.....	52
Diskuze.....	53
Limity studie	61
Závěry.....	62
Souhrn	63
Summary	64
Referenční seznam	65
Přílohy	77

Úvod

Lidé jsou jedním z mála druhů, kteří zvládli bipedální lokomoci a jejich noha se vyvinula tak, aby byla základem pro takto specializovanou chůzi. Samotná lidská noha obsahuje 26 kostí, 33 kloubů a 19 svalů (Dimon, 2008 in Franklin et al., 2015). Kostí jsou uspořádány tak, aby tvořily střední podélnou klenbu, díky čemuž je ideální pro svou funkci podpírání hmotnosti těla a rozprostření sil při chůzi (McKeon, et al. 2015 in Franklin et al., 2015). Kromě struktury kostí existuje na chodidle komplexní soubor svalů, vnitřních i vnějších (Kavounoudias, 2001 in Franklin et al., 2015). Kennedy et al. (2002) uvádějí na chodidle přítomnost 104 kožních mechanoreceptorů, které se nacházejí primárně tam, kde je noha v kontaktu se zemí. Souhrnně tyto faktory ukazují na roli lidské nohy při rovnováze a kontrole pohybu. Méně jasný je však dopad nošení obuvi na lidskou nohu, zda to může ovlivnit kontrolu pohybu a související proměnné během chůze, jako například kinematiku, biomechaniku, svalovou aktivitu atp.

Antropologické důkazy naznačují, že obuv se začala nosit přibližně před 40 000 lety. Tyto hypotézy vznikly na základě pozorování zkrácení délky prstů na nohou, což ukazuje na sníženou potřebu opory o malé prstce během lokomoce (Trinkaus, 2005 in Franklin et al., 2015). Obuv se vyvinula od jednoduchých sandálů s otevřenou špičkou ke složitějším módním kouskům, přičemž je u nich kladen stále větší důraz na design v souladu s módními trendy, ale jejich potenciální dopad na funkci nohy je stále přehlížen (Al-Abdulwahab, 2000 in Franklin et al., 2015).

Na obuv je v dnešní době kladen důraz mimo jiné také u běžců. Běhání naboso, na rozdíl od běhu v obuvi, v poslední době získalo značnou pozornost jak v médiích, tak na trhu, pro potenciál podporovat proces hojení, zvýšit výkon a snížit míru zranění. Stejně tak se zvýšil zájem o účinky běhu v minimalistických botách, neboť běh v nich by měl být podobný tomu naboso. Změny kinematiky, zatížení chodidla a jiných parametrů, které s sebou nese bosý běh, by podle výzkumů měl mít za následek snížený počet zranění běžců a také zlepšení jejich výkonu. Existuje však kontroverze, zda je bosý běh přínosný opravdu pro všechny běžce. Zatímco pro některé může být prospěšný, rozdíly v běžecké technice a individuální biomechanice mohou ve skutečnosti zvýšit riziko zranění při přechodu na bosý běh. Méně jsou však tyto aspekty diskutovány pro bosou chůzi a přechod na ni (Fuller et al., 2016; Murphy, Curry, & Matzkin, 2013).

Tato diplomová práce se zaměřuje na srovnání kinematických parametrů nohy ve stejné fázi při chůzi v barefoot obuvi a naboso.

Noha

Noha představuje akrální část dolní končetiny, která je funkčně spojena s hlezenním kloubem. Je strukturálně velmi členitá. Skládá se z 26 kostí, které tvoří 33 skloubení (Véle, 2006). Noha zprostředkovává kontakt těla s terénem. Má důležité funkce. Nese hmotnost těla a umožňuje lokomoci (Dylevský, 2009). Zajišťuje stabilní stoj a rovněž oporu pro chůzi (Véle, 2006).

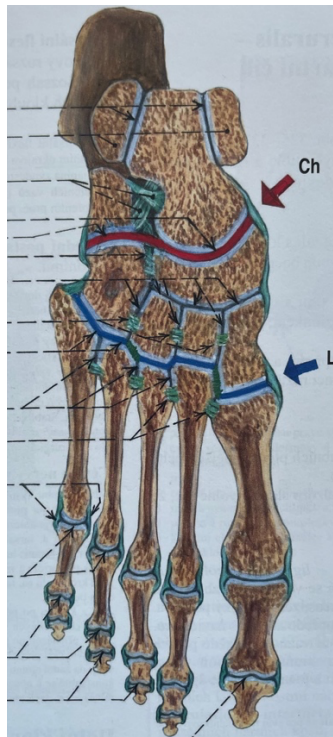
Funkční anatomie

Hlezenní kloub představuje skloubení distální části tibie a fibuly. Společně s talem tvoří složený kloub kladkový. Malleolus medialis tibiae a malleolus lateralis fibulae představují okraje vidlice, v níž se talus pohybuje (Bartoniček & Heřt, 2004). Toto skloubení je zásadní v řízení pohybů nohy. Díky pohybům v subtalárním kloubu může noha provádět supinaci a pronaci, která je nepostradatelná při adaptaci nohy na nerovnosti terénu. Spolu se svalovým systémem, který je tvořen dlouhými svaly bérce, upínajícími se distálně od horního zánártního kloubu, regulují volnost pohybu nohy při chůzi (Hirsch, Udupa & Stindel, 2000).

Subtalární kloub je skloubením talu a calcaneu. Podle Čiháka (2011) se jedná o válcovitý kloub, který tvoří s hlezenním kloubem funkční jednotku. Vzájemně se doplňují v rozsahu pohybu. Při omezení rozsahu pohybu v jednom kloubu, dochází kompenzačně ke zvětšení rozsahu v druhém. Lidé, kteří mají zvětšenou rotaci v hlezenním kloubu, mají zároveň zvětšený rozsah pohybu v subtalárním kloubu a zároveň zmenšen v kloubu hlezenním. Z tohoto důvodu chodí lidé s nehybným hlezenním kloubem s nohou v zevní rotaci (Čihák, 2011; Dungal 1989 in Vařeka & Vařeková, 2009; Dylevský, 2009). Hlavička talu vyčnívá dopředu a s naviculární kostí tvoří talocalcaneonaviculární skloubení. Mezi calcaneem a os cuboiedum je skloubení calcaneocuboidní a cuboideonaviculární skloubení je mezi os cuboideum a os naviculare (Čihák, 2011).

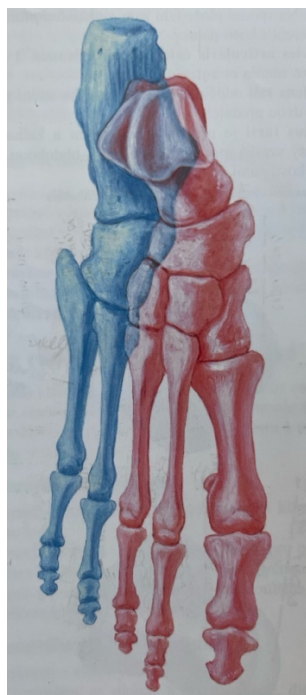
Noha samotná sestává ze tří částí, které jsou rozděleny liniemi transverzotarzálního kloubu (nebo také Chopartův kloub, zahrnuje kloub talonaviculární a calcaneocuboidní) a tarzometatarzálního kloubu (Lisfrankův kloub) (Obrázek 1). Jsou to zánoží, středonoží a předonoží. Zánoží je tvořeno talem, calcaneem a subtalárním kloubem. Středonoží se skládá z tarzálních kůstek (os naviculare, os cuboideum, ossa cuneiformia) a distální intertarzální klouby. Metatarzální kůstky, články prstců a jejich skloubení pak tvoří

předonoží (Čihák, 2011; Vařeka & Vařeková, 2003). V naší diplomové práci zkoumáme celý tarzometatarzální (TMT) komplex, což je spojení přednoží a středonoží.



Obrázek 1. Chopartův kloub a Lisfrankův kloub (Čihák, 2011).

Nohu můžeme rozdělit funkčně také do dvou paralelních paprsků. Mediálního a laterálního. Mediální paprsek se skládá z talu, os naviculare, ossa cuneiformia a I.–III. metatarzu. Laterální paprsek je tvořen calcaneem, os cuboideum a IV. a V. metatarzem (Obrázek 2). Paprsky spolu v zánoží sousedí ve vertikální rovině, v předonoží jsou však uloženy horizontálně. Důvodem je pronatorní zkrut, kterým noha procházela při vývoji. V proximální části ale nebyla pronace dokončena, proto se nyní nachází talus nad calcaneem (Vařeka & Vařeková, 2009).



Obrázek 2. Uspořádání skeletu nohy ve dvou proximodistálních pruzích (Čihák, 2011).

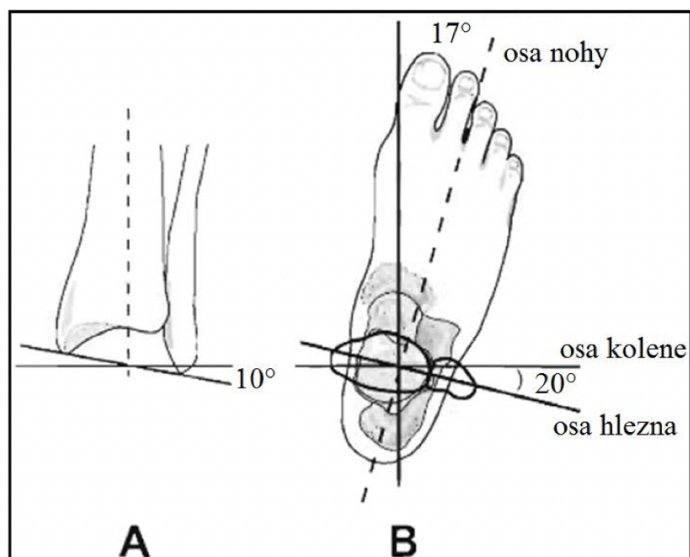
Svaly nohy můžeme rozdělit na dvě skupiny podle jejich funkce. Svaly dlouhé, nacházející se v oblasti bérce a lýtka, zajišťují stabilitu ve vzpřímeném stoji a také odvíjení chodidla při stojné fázi kroku. Svaly krátké, nacházející se v přední části nohy samotné, účinně tlumí nárazy, pomáhají noze při odrazu a při adaptaci na terén (Gross, Fetto & Rosen, 2005; Véle, 2006). Velké množství drobných ligament pak zajišťuje noze pasivní stabilitu. Společně s plantární aponeurózou pomáhají udržet klenby nohy (Dylevský, 2009).

Kineziologie kloubů nohy

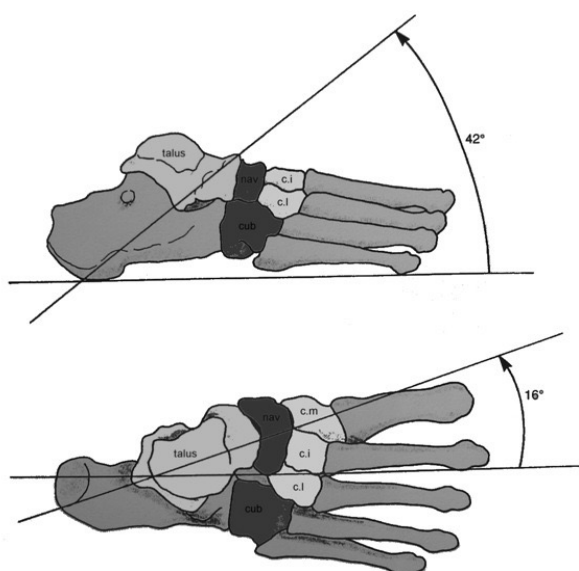
Hlezenní kloub.

Noha je složitou komplexní strukturou, kde jsou všechna skloubení funkčně propojena. Při pohybu v jednom, dochází k pohybu i v ostatních (Hirsch et al., 2000). Osa pohybu v tomto kloubu má šikmý průběh. Autoři jako Dylevský (2009) nebo Kapandji (1987) uvádějí že je zešikmena o 20–25° vůči frontální rovině a přibližně o 8° vůči transverzální rovině. Probíhá přes talus a hroty obou distálních částí bérceových kostí (Obrázek 3). Ty nejsou ve stejné výšce. Osa tak směřuje kaudo-kraniálně, dorzo-ventrálně a latero-mediálně. Jedná se o tzv. Henkeho osu (Obrázek 4), která není fixní a během pohybů nohy se její poloha mění (Dylevský, 2009; Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková,

2009). Při dorzální flexi dochází i k pohybům do abdukce a everze a při plantární flexi mírně do addukce a inverze (Neumann, 2010). Základní postavení v hlezenním kloubu je při držení chodidla v 90° vůči bércei. Pohyb do dorsiflexe je možný v maximálním rozsahu do 30° a do plantární flexe do 50° (Véle, 2006).



Obrázek 3. Osa hlezenního kloubu ve frontální (A) a transverzální (B) rovině (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)

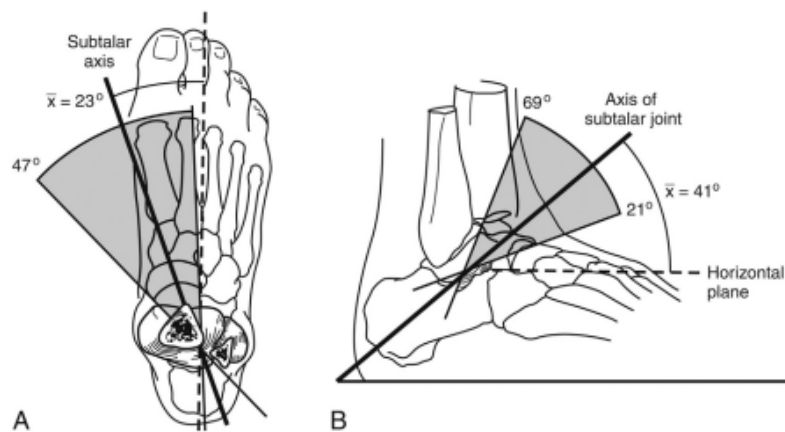


Obrázek 4. Henkeho osa (Kapandji, 1991).

Subtalární kloub.

Subtalární kloub je spojení mezi talem a calcaneem. Pohyb subtalárního kloubu je složitý. Díky konvexní zadní ploše calcaneu a odpovídající konkávní ploše talu lze

subtalární pohyb kloubu popsat jako rotaci, translaci nebo kombinaci obou (Jastifer & Gustafson, 2014). Podle Neumanna (2010) zde dochází k pohybu složením abdukce, addukce, inverze a everze. Výzkum Peña Fernández et al. (2020) ukazuje, že osa pohybu subtalárního kloubu v zatížení je směřována šikmo z postero-latero-inferiorního směru antero-medio-superiorně. Osa podle těchto autorů leží odkloněná přibližně 41° od frontální roviny a zhruba 23° mediálně od středové osy chodidla (Obrázek 5). Existují ale značné anatomické variace a hodnoty uváděné napříč studiemi se mohou lišit (Sheehan, 2010 in Jastifer & Gustafson, 2014).



Obrázek 5. Osy subtalárního kloubu (A) z laterálního pohledu a (B) antero-posteriorní pohled (Jastifer & Gustafson, 2014).

Hodnoty velikosti rozsahu pohybu v subtalárním kloubu jsou rovněž rozlišné napříč publikacemi. Podle studie Beimerse et al. (2008), lze však očekávat pohyb v rozsahu zhruba 27° – 50° do everze a inverze, přičemž pohyb do inverze je větší (Beimers et al., 2008; Jastifer & Gustafson, 2014). Rozsahy pohybů v subtalárním kloubu jsou značně menší než pohyby v kloubu talonaviculárním (Chen Wang et al., 2016).

Subtalární kloub se chová jinak v závislosti na tom, zda se pohyb děje v otevřeném nebo uzavřeném kinematickém řetězci. V otevřeném kinematickém řetězci je talus fixován v hlezenním kloubu a calcaneus se pohybuje, v uzavřeném kinematickém řetězci je tomu opačně. Pokud se chodidlo nachází na podložce, je calcaneus fixovaný zatížením a celá dolní končetina společně s trupem tak může rotovat kolem něj. Chodidlo se tak stává nezávislé na proximálních kloubech. Díky tomu jsme schopni udržet rovnováhu, rychle měnit směr chůze nebo chodit v nerovném terénu (Neumann, 2010). Vnitřní rotace

nohy způsobuje pronaci subtalárního kloubu a ta rovněž vyvolá přízpusobivou změnu pozice v transverzotarzálním kloubu (Jastifer & Gustafson, 2014).

Kapandji (1987) popisuje subtalární kloub pomocí klasického Inmanova a Mannova modelu pantu mezi talem a calcaneem, kdy rotace jednoho ramene vyvolá rotaci toho druhého. Zároveň se talus při vnitřní rotaci bérce pohybuje do addukce, při zevní rotaci do abdukce (Pohl, Messenger & Buckley, 2007 in Vařeka & Vařeková, 2009).

Rozsah rotací ramen je závislý na postavení osy pantu těchto ramen. Jestli že je úhel mezi jednotlivými rameny stejný, tedy 45° , pak rotace proximálního segmentu okolo jeho dlouhé osy vyvolá stejně velkou rotaci distálního segmentu okolo jeho osy. Pokud je však osa pantu blíže k rovině distálního segmentu, bude rotace proximálního segmentu výrazně větší než rotace distálního segmentu. Pokud naopak bude osa kloubu odchýlena od roviny distálního segmentu bude jeho rotace větší než rotace proximálního (Valmassy, 1996 in Vařeka & Vařeková, 2009).

Kirby (2000) tvrdí, že na začátku stojné fáze dochází k pronaci v subtalárním kloubu a chodidlo je tak schopné se přizpusobit terénu. Zároveň dochází v této fázi k pohlcení nárazu. Na konci stojné fáze chodidlo supinuje a mění se na rigidní páku, která pomáhá odrazu.

Transverzotarzální kloub.

Transverzotarzální kloub spojuje zánoží se středonožím. Podle Neumanna (2010) má tento kloub dvě osy rotace, šikmou a podélnou. Pohyb kolem nich je umožněn ve třech rovinách. Šikmá osa zajišťuje velký rozsah pohybu do dorzální a plantární flexe, do abdukce a addukce. Je odkloněna zhruba o 52° od transverzální roviny a o 57° od roviny sagitální. Podélná osa zajišťuje pohyb do inverze a everze, je odkloněna o 15° od transverzální roviny a 9° od sagitální roviny (Albert & Curran, 2018; Manter, 1941 in Michaud, 1997).

Největší pohyby se odehrávají v kloubu talonaviculárním a to ve všech rovinách (plantární a dorzální flexe, inverze a everze, vnitřní a zevní rotace), ve srovnání s ostatními klouby transverzotarzálního skloubení. Nejmenší pohyby se odehrávají v kloubu naviculo-cuboidním (Chen Wang et al., 2016). Podle Chen Wang et al. (2016) dochází při translačních pohybech v medio-laterálním směru v kloubech transverzotarzálního skloubení, k posunu o méně než 3 mm. Ve zbylých dvou rovinách je to méně než 2 mm.

Pohyby v Chopartově kloubu v uzavření kinematického řetězce jsou ovlivněny postavením subtalárního kloubu. Pohyby okolo obou os se prolínají, a tak v kloubu probíhá supinace a pronace. Při pronaci se Chopartův kloub odemyká a stává se tak na krátkou dobu nestabilní. Při supinaci se naopak kloub uzamkne a vznikne mechanismus páky, aktivuje se m. triceps surae a noha je schopna odrazu (Vařeka & Vařeková, 2009). Podle Okita, Meyers, Challis a Sharkey (2014) a Chen Wang et al. (2016) ale k žádnému uzamčení kloubu nedochází, jak zmiňuji později v kapitole o kinematice při chůzi.

Tarzometatarzální kloub.

Tarzometatarzální a intertarzální klouby tvoří společně Lisfrankův kloub. Tento kloub je možné ještě funkčně rozdělit na jednotlivé paprsky, linie. Složená linie tarzometatarzálních kloubů běží šikmo mediolaterálně, superioinferiorně, anteroposteriorně. Samotný první paprsek představuje funkční jednotku. Pohyb v tomto kloubu je spojením plantární flexe a abdukce (ve vztahu k mediální rovině) o rozsahu 15°. Osa pohybu v tomto kloubu je od frontální i sagitální roviny odkloněna přibližně o 45°. Směřuje šikmo dopředu a laterálně. Pronace a supinace jsou omezeny možnostmi okolní měkké tkáně. Druhý a třetí paprsek je tvořen metatarzem a příslušnou cuneiformní kostí, čtvrtý paprsek je tvořen pouze čtvrtým metatarzem a je v nich možná pouze flexe a extenze (Albert & Curran, 2018; Michaud, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009). Pátý paprsek je tvořen pouze pátým metatarzem. Linie tohoto kloubu směřuje šikmo dopředu a mediálně. Pohyb zde vzniká spojením plantární flexe a addukce (Vařeka & Vařeková, 2009).

Metatarzofalangeální klouby.

V metatarzofalangeálních kloubech je pohyb prováděn ve dvou osách. V rovině sagitální a transverzální. Základním pohybem je plantární a dorzální flexe. V I. metatarzofalangeálním kloubu je mimo to možná ještě i rotace. Jinak není v těchto kloubech velký rozsah pohybu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Interfalangeální klouby.

Interfalangeální klouby mají pouze příčnou osu, která jim umožňuje pohyb v sagitální rovině do flexe a extenze. Extenze je však omezená a rozsah pohybu do flexe je

v proximálních interfalangeálních kloubech větší než v distálních (Dungl, 1989 in Vařeka & Vařeková, 2009).

Klenba nožní

Kostra nohy sestává z podélné a příčné klenby. Díky tomu je tvar lidské nohy specifický. Vrcholem podélné klenby je talus. Nožní klenba chrání měkké tkáně chodidla, jako jsou nervy a cévy, a podmiňuje pružnost nohy (Čihák, 2011). Noha je tak schopna se dobře přizpůsobit terénu, po kterém se pohybuje (Véle, 2006).

Noha má tři základní opěrné body. Tuber calcanei, hlavička I. metatarzu a hlavička V. metatarzu. Těmito body jsou tvořeny tři klenby. Dvě podélné, mediální a laterální, a jedna příčná. Mediální je více klenutá, je poddajnější a funkčnější při zatížení. Tvoří ji 5 kostí: calcaneus, talus, os naviculare, os cuneiforme mediale a 1. metatarz. Vrcholem této klenby je os naviculare, vzdálená od podložky 15–18 mm. Pro udržení podélné klenby jsou důležitá ligamenta, která jsou orientována podélně. Největší význam má z nich zejména ligamentum plantare longum. Dále se na udržení klenby podílejí plantární fascie a svaly které ji zdvíhají. Konkrétně pro mediální podélnou klenbu jsou to m. tibialis posterior, m. peroneus longus, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus a m. abductor hallucis. Laterální podélnou tvoří tři kosti. Calcaneus, os cuboideum a V. metatarz. Od podložky je vzdálená 3–5 mm a zdvíhají ji m. peronei a m. abductor digiti minimi (Čihák, 2011; Kapandji, 1987; Kirby, 2014; Vařeka & Vařeková, 2009).

Příčná klenba je tvořena hlavičkami I.–V. metatarzu. Nejvyšším bodem je hlavička II. metatarzu. Funkcí příčné klenby je především ochrana měkkých struktur plosky a také částečná absorpce sil při zatížení. Na zdvihu této klenby se podílejí zejména m. adductor hallucis, m. peroneus longus a m. tibialis posterior (Kapandji, 1987).

Aktivita svalů nohy ovlivňuje postavení pánve, aktivitu svalů pánevního dna, zapojení bránice, a postavení hrudníku. Pokud je klenba nohy nefunkční, je nefunkční také opora nohy a také je zde špatné svalové napětí. Dochází k narušení aferentace z plosky, která v této oblasti hraje velmi významnou roli a má vliv na postavení celého těla (Kolář, 2009; Skalka, 2017).

Typologie nohy

Nejjednodušší a nejčastěji používanou je klasická klinická typologie. Vychází z tříbodového modelu nohy a popisuje klinický nález podle výšky klenby nohy

a rozděluje je na normální, plochou a vysoce klenutou. K diagnostice se používá podogram. Jedinci s normální nohou zpravidla nemívají bolesti při chůzi, ani jiné patologické projevy a deformity. Jejich noha má napřímené předonoží a zánoží. Osa calcaneu je kolmá k podložce (Dungl et al., 2005; Hillstrom et al., 2013; Yalcin, Esen, Kanatli & Yetkin, 2010). Plochá noha se vyznačuje snížením podélné klenby, vysoce klenutá noha má naopak podélnou klenbu přehnaně vysoko. Zároveň je pro tento typ nohy typické varózní zánoží a/nebo valgózní předonoží, často společně se snížením příčné klenby. Vzniká v důsledku zkrácení plantárních ligament a plantárních svalů. Často bývají přítomny otlaky pod hlavičkami II. a III. metatarzu (Kapandji, 1987; Michaud, 1997; Root et al., 1977; Vařeka & Vařeková, 2003).

Další možností dělení je antropologická typologie nohy. Antropologové popisují na noze řadu parametrů, důležitá je z tohoto pohledu zejména délka jednotlivých prstů nohy, tzv. „digitální formule“. Podle ní se rozeznává noha řecká, polynéská, egyptská a jejich podtypy.

Polynéský typ má asi jen 9 % evropské populace. Tento typ nohy má tvar obdélníku, první tři prstce jsou stejně dlouhé. Většina evropské populace má egyptský typ nohy. Pro tu je typický nejdelší palec. Další prstce se postupně směrem k malíku zkracují. Největší klinický význam má však řecký typ nohy, zvaný také Mortonova noha. Vyznačuje se nejdelším druhým prstcem. Podle Kapandjiho (1987) tento typ nohy umožňuje nejlepší přenos zátěže na předonoží. Zatížení tohoto prstce může ale také vést k jeho přetížení, následné hypertrofii, bolesti, a dokonce až k únavové zlomenině nebo k projevům Mortonovy neuralgie (Vařeka & Vařeková, 2003; Vařeka & Vařeková, 2009).

Tato dělení nám ale nic neříkají o funkci nohy jako o orgánu. Jde pouze o popis konkrétního klinického nálezu bez ohledu na jeho přesné příčiny a bez ohledu na dynamickou funkci chodidla při chůzi (Hillstrom et al. 2013; Dungl et al., 2005).

Nejnovější a nevýznamnější je funkční typologie nohy, protože zohledňuje také její dynamickou funkci a zdůrazňuje, že noha je dynamický komplex.

Při hodnocení a léčbě muskuloskeletální symptomatologie související s nohou je běžně v každodenní praxi používán obsoletní Rootův koncept (Root, Weed & Orien 1977; Root, Orien, Weed & Hughes, 1971). Podle tohoto konceptu vychází jednotlivé funkční typy z postavení subtalárního kloubu vzhledem ke kloubu transverzotarzálnímu. Root zavedl pojem „neutrální pozice subtalárního kloubu“, při kterém se určuje vzájemné postavení předonoží (rovina hlaviček metatarzálních kostí) a zánoží (rovina plantárních

hrbolů calcaneu). Spojil zde morfologii nohy s funkcí nohy při chůzi (Root et al., 1977 in Jarvis, Nester, Bowden & Jones, 2017).

Tuto pozici můžeme zjistit palpačně, kdy hlavice talu v talonaviculárním skloubení je v maximální kongruenci kloubních ploch. Je tedy stejně palpovatelná na mediální i laterální straně pod kotníky. Noha v tomto postavení není ani v pronaci, ani v supinaci. Osa dolní třetiny bérce a osa zadní plochy paty je totožná, za současné shodnosti paralelní roviny předonoží s rovinou plosky pod patou (Root et al., 1971 in Buchanan & Davis, 2013). Podstatou tohoto konceptu je, že normální noha by měla mít patu postavenou vertikálně a subtalární kloubu se při chůzi dostane ve středním stoji do neutrální pozice. Takovýto obraz je synonymem pro správnou funkční nohu. Ostatní odchylky označil Root jako vnitřní deformity chodidla (Root et al., 1971 and Root et al., 1977 in Jarvis, Nester, Bowden & Jones, 2017).

Rootuv koncept je však na základě poznatků z novějších studií zpochybňován, a to včetně jednotlivých poloh kloubů (Harradine & Bevan, 2009; Harradine, Gates & Bowen, 2018; Jarvis et al., 2017; Jarvis, Nester, Jones, Williams & Bowden, 2012; Mahoney et al., 2019; Menz, 1995; Picciano, Rowlands & Worrell, 1993).

Jarvis et al. (2017) na základě svého výzkumu dospěli k závěru, že není vhodné používat pojem „neutrální pozice subtalárního kloubu“. Dle výsledků jejich studie se subtalární kloub během středního stoje do neutrální pozice vůbec nedostane. Závěrem tedy je, že deformity, jak je určuje Root (1971), nemají žádný vztah ke kinematice chodidla při chůzi. To podkopává platnost konceptu jako měřítko pro normální a abnormální funkci nohy a jako základ pro ortotický předpis. Inverze calcaneu v neutrální pozici, nemá žádný vliv na kinematiku zánoží během středního stoje (Jarvis et al., 2017).

Navzdory těmto neshodám je však často shledán pozitivní účinek s využíváním tohoto konceptu při ortézování. Postupy založené na tomto konceptu se jeví jako pozitivní. Tzv. zlatým standardem je podle autorů Hawke, Burns Radford a du Toit (2008) tento koncept při ortézování bolestivé deformity ve smyslu pes cavus nebo při plantární fascitidě, revmatoidní artritidě či hallux valgus (Hawke, Burns Radford & du Toit, 2008 in Harradine et al., 2018). Podrobnější zkoumání této problematiky však není cílem mé práce.

Základní rozdělení deformit nohou dle Roota je na varózní zánoží, varózní předonoží, valgózní předonoží, valgózní zánoží, supinované předonoží a plantárně flektovaný první prst. Ke všem těmto funkčním typům se řadí ještě jejich podtypy.

Kompenzované, částečně kompenzované nebo nekompenzované varózní zánoží a varózní předonoží, valgózní předonoží a plantárně flektovaný první paprsek mohou být flexibilní, semiflexibilní nebo rigidní (Root et al., 1971 in Vařeka & Vařeková, 2009).

Nejčastější deformitou, která se v populaci objevuje je varózní zánoží. Jedná se o kostní deformitu, u které je osa paty v supinačním postavení vůči ose dolní třetiny bérce. Bérec může mít rovněž varózní postavení. V zatížení se projeví jako obraz valgózní paty vzhledem k bérci (Vařeková & Vařeka, 2005). V případě kompenzovaného varózního zánoží dochází při zatížení v subtalárním kloubu k pronaci, následně jde talus do plantární flexe a addukce, calcaneus jde do everze. Pata se stává valgózní a oploští se podélná klenba nohy. V důsledku toho vzniká hypermobilita předonoží a dochází k přetížení supinátorů. Na začátku odrazu je tak noha více zatěžována pod hlavičkami II. a III. metatarzu, často se zároveň v těchto místech tvoří otlaky. Nekompenzovaná varozita zánoží neumožňuje pronaci v subtalárním kloubu, proto je větší zatížení přenášeno na laterální okraj plosky, kde také následně mohou vznikat otlaky.

Méně častou strukturální vadou je varózní předonoží. Tento typ nohy má rovinu plosky předonoží v supinaci vůči rovině plosky pod patou. Objevuje se ve dvou variantách, a to buď kompenzované nebo nekompenzované. Při kompenzované varozitě se pata při zatížení dostává do valgosity. Dochází zde k pronaci calcaneu v subtalárním kloubu a k plantární flexi talu s addukcí. Zároveň dochází k supinaci v metatarzofalangeálním kloubu a k plantární flexi v I. paprsku. Předonoží se stává hypermobilní. Kompenzačně dochází k nesprávnému zapojení svalů během fáze střední opory a prstce jsou v proximálních člácích stavěny do supinace. Výsledkem toho dlouhodobého kompenzačního mechanismu je přetížení mediálního okraje nohy, vznik kladívkových prstů, ostruhy nebo třeba plantární fascitidy (Vařeka & Vařeková, 2005; Villarroya-Aparicio et al., 2015). U nekompenzované varozity předonoží je přetěžován laterální okraj nohy pod hlavičkou V. metatarzu a při odrazu je přetěžován mediální okraj pod interfalangeálním kloubem palce (Vařeka & Vařeková, 2005).

Valgózní předonoží je posledním typem. Předonoží je zde v pronačním postavení vůči rovině plosky pod patou. Při flexibilní valgositě má předonoží možnost pronovat okolo podélné osy transversotarzálního kloubu. Noha tak při zatížení může dosáhnout celým předonoží na podložku. Transversotarzální kloub má však menší schopnost odolat zátěži. Rigidní valgozita neumožňuje kompenzační mechanismus supinace. Aby se předonoží dotklo celou plochou podložky, je zapotřebí aby proběhla supinace v calcaneu

a dorziflexe s abdukci talu (Boal, de Bengoa Vallejo, Rodriguez, Lopez & Iglesias, 2016; Vařeka & Vařeková, 2005).

Valgózní zánoží se v populaci vyskytuje jen zřídka kdy (Vařeka & Vařeková, 2009).

Funkce nohy

Noha je velice komplexním orgánem, na který jsou kladené vysoké nároky. Musí zajistit jak funkci statickou (nosná – dopad nohy na podložku) tak dynamickou (v průběhu kroku – zajištění odrazu, lokomoce). Tyto protichůdné funkce jsou nesmírně důležité pro chůzi.

V určitém okamžiku musí být noha dostatečně flexibilní, aby zvládla odpružit chodidlo, přizpůsobit se terénu a vzápětí se musí stát zpevněnou, aby byla schopna vytvořit páku a provést efektivní odraz (D'Aout, 2008; Dylevský, 2009; Wright et al., 2011). V závislosti na oscilaci středu tlakového působení noha neustále pruží, a to i během klidného stoje. Je k tomu uzpůsobena svou stavbou příčné a podélné klenby (Wright et al., 2011). Samotná noha je schopná tyto oscilace aktivně korigovat. Chová se zároveň jako tlumič nárazů vzniklých při dopadu nohy na zem, zajišťuje pružnost kroku a optimální zakřivení klenby pro přizpůsobení se povrchu (Kirby, 2014; Vařeka & Vařeková, 2009).

Noha je také významným orgánem propriocepce. Je vybavena bohatou zásobou exteroceptorů a proprioceptorů, prostřednictvím kterých můžeme získávat aferentní informace pro centrální nervovou soustavu o rovnováze a pohybu nohy a dokážeme zpětnovazebně řídit vzpřímené držení těla, posturální stabilitu a rovnováhu. Díky tomu se můžeme dobře orientovat v prostoru při chůzi, dobře se odrážet a bezpečně našlapovat, můžeme stát jistě a bez známek únavy (Franklin et al., 2015; Lewit & Lepšíková, 2008; Wright et al., 2011).

Funkce nohy je rozhodující pro kvalitu lokomoce a posturální stabilizaci. Svým nastavením ovlivňuje funkčnost všech proximálně uložených segmentů pohybové soustavy (Toppischová & Šnoplová, 2008). Například postavení femuru je ovlivněno nožní klenbou, ale tato propojenost funguje i naopak (Kapandji, 1987). Pokud dojde k porušení pohybové funkce nohy a tento stavu není nijak řešen, mohou se později objevit bolesti kloubů dolních končetin nebo páteře (Toppischová & Šnoplová, 2008).

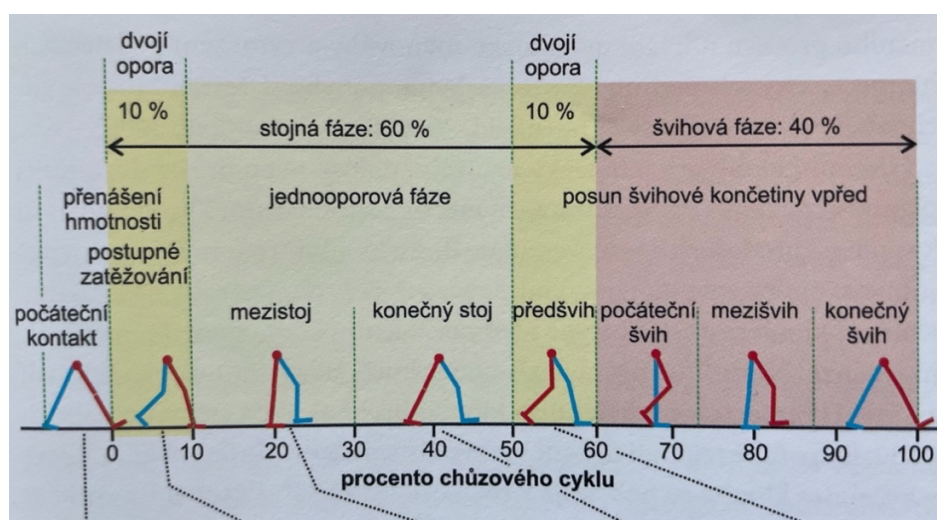
Chůze

Chůze je základním lokomočním stereotypem člověka. I přesto, že se chůze vyznačuje množstvím společných rysů, je charakteristická pro každého jedince a je podmíněna řadou faktorů, jako je například prostředí, ve kterém se pohybujeme, zdravotní stav, psychické rozpoložení, ale také biomechanické parametry jednotlivých segmentů lidského těla.

Platných definic chůze existuje celá řada. Můžeme ji však charakterizovat jako jeden ze způsobů lokomoce, při kterém dochází ke střídání zatížení jedné a druhé končetiny za vzpřímeného držení těla. V literatuře se však nachází spousta různých definic chůze, které jsou autory popisovány podle různých parametrů (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda & Jakubec, 2015). Základní požadavky, které se vztahují k řídicímu a pohybovému systému člověka, by však měly být přítomny u všech variant chůze. Pokud není zajištěna některá z podmínek, z fyziologického vzoru se stává patologický a chůze se stává energeticky náročnější (Neumannová et al., 2015).

Chůzový cyklus

Chůze je činnost cyklického charakteru. Skládá se z dvou hlavních fází, které se opakují – fáze oporná a švihová. Podle Gage (1991), Rose a Gamble (2006) je při průměrné rychlosti poměr mezi stojnou a švihovou fází 60:40. Švihová fáze se však se zvyšující se rychlostí prodlužuje a stojná se zkracuje. Během chůzového cyklu nastává dvakrát fáze dvojí opory, která tvoří kolem 10 % obou oporných fází (Neumanová et al., 2015). Určitými událostmi jsou tyto fáze rozděleny na jednotlivá období (Obrázek 6).



Obrázek 6. Fáze chůzového cyklu (Neumannová et al., 2015).

Stojnou fázi zahajuje kontakt paty (Initial contact). Někdy je tato fáze označována také jako „úder paty“ (Heel strike). Ta se stává středem otáčení a pohyb probíhá okolo ní (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006 in Neumannová et al., 2015). Pokud se budeme dívat v této fázi i na kolenní kloub, tak ten je těsně před úderem paty na zem v maximální extenzi. Hyperextenzi v této chvíli zabraňují ischiocrurální svaly (Hamill & Knutzen in Neumanová et al., 2015).

Následuje období postupného zatěžování. Je to perioda mezi počátečním kontaktem nohy a odrazem palce druhé dolní končetiny. V této fázi dochází k adaptaci končetiny na zatížení. Toto období trvá až do okamžiku položení celé plosky. V hlezenním kloubu probíhá pohyb bérce kolem fixované patní kosti, flexe v kolenním kloubu je nyní brzděna excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris (Hamill & Knutzen, 2008; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009 in Neumanová et al., 2015).

Nastává fáze středního stoje, která končí zdvihem stejnostranné paty. Mělo by zde dojít ke stabilizaci kolenního kloubu a přenesení těžiště nad opěrnou bázi (Adams & Perry, 2006 in Neumanová et al., 2015). Pokud je chůze fyziologická, zůstává ploska po celou dobu této fáze v kontaktu s podložkou.

Následuje konečný stoj, který začíná zdvihem paty stejné dolní končetiny a končí dotykem paty kontralaterální dolní končetiny (Ciannini, 1994 in Neumanová et al., 2015).

Dochází k aktivnímu odrazu a přichází konečná část stojné fáze – předšvih. Začíná kontaktem plosky kontralaterální končetiny s podložkou a končí v okamžiku, kdy palec opustí podložku. Začíná fáze švihová. První částí je počáteční švih, který trvá od okamžiku zvednutí nohy od podložky až do provedení maximální flexe v kolenním kloubu a zahájení dorzální flexe v hlezenním kloubu. Poslední dvě části tvoří mezišvih a konečný švih, během kterého se dolní končetina opět připravuje na kontakt paty s podložkou (Adams & Perry, 2006; Gage, 1991; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006 in Neumanová et al., 2015).

Kinematika nohy při chůzi

Noha tvoří s kotníkem komplexní strukturu, která je schopna absorbovat síly při došlapu a zároveň tvoří oporu a hnací sílu pro dopředný pohyb. Zároveň musí být při tom všem schopna reagovat na nerovný povrch a jiné odchylky.

Jak je již zmíněno výše, většina kloubů nohy se při pohybech nechová jako jednoduchý pantový kloub, ale odráží se zde vliv jednotlivých ploch kloubů, které se při pohybu orientují ve více rovinách (Harris, Smith & Marks, 2008).

Kinematika hlezenního kloubu.

Hlezenní kloub zaujme během chůzového cyklu čtyři různé pozice. Tři z nich proběhnou ve stejné fázi a jedna během fáze švihové (Perry & Burnfield, 2010). Rozsah pohybu v hlezenním kloubu se pohybuje v rozmezí 20° až 35°. Tento pohyb při chůzi je charakterizován jako „three rockers“ (tři zhoupnutí) (Neumannová et al., 2015). Než se pata dostane na podložku, je hlezenní kloub v neutrální pozici nebo v lehké dorzální či plantární flexi. Po kontaktu paty s podložkou je zahájen přenos váhy těla na stojnou dolní končetinu, tibie rotuje dovnitř a talus jde do addukce. Tyto pohyby jsou vyvolány pronací v subtalárním kloubu (Rose & Gamble, 2006 and Whittle, 2007 in Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Leardini et al., 2007 in Vařeka & Vařeková, 2009). Následně se v hlezenním kloubu vystřídají plantární flexe, při které se dostává přední část nohy k podložce a tibie se s vnitřní rotací pohybuje dopředu přes zatížené chodidlo, dorzální flexe 10° ve fázi středního stoje, a nakonec opět výrazná plantární flexe 20° až 25°. Ta trvá až do konce stejné fáze a ve švihové fázi se pohybuje zpět do dorzální flexe. S rostoucí rychlostí provedení pohybu se rozsah zvyšuje. Pohyb v hlezenním kloubu není jen čistá flexe a extenze, ale zároveň také probíhá v rovině frontální a transverzální. Důvodem je zešikmení bimaleolární osy, jak je uvedeno v kapitole o kineziologii hlezenního kloubu (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010).

Kinematika subtalárního kloubu.

Během stejné fáze je v sagitální rovině viditelný pohyb, který začíná plantární flexí calcaneu. Tento pohyb trvá přibližně do doby, než se dostanou prsty na podložku. Tato plantární flexe je následována prolongovanou dorzální flexí, kdy se tibie posouvá dopředu nad plantigrádní chodidlo, váha se přenáší na předonoží a tato flexe pokračuje až do odlepení paty od podložky. Na závěr dochází k rychlé plantární flexi calcaneu vzhledem k tibii, pravděpodobně v důsledku obrovské síly způsobené m. triceps surae během propulze (Mahoney et al., 2019). Ve frontální rovině zůstává calcaneus relativně fixovaný v inverzní pozici až do chvíle položení prstů na zem. Následuje everze za současného odlepení paty. Postupně se zvyrazňuje a vyvolává vnitřní rotaci tibie s addukcí talu. Během konečné fáze stoje se calcaneus dostane rychle opět do inverzního pohybu, který

trvá až do odlepení palce ze země. Tibie rotuje zevně (Mahoney et al., 2019; Vařeka & Vařeková, 2009).

V subtalárním kloubu se při chůzi odehrává také supinace a pronace. Přičemž větší pohyb se odehrává podle Peña Fernández et al. (2020) do supinace. Podle autorů Vařeka a Vařeková (2009) je subtalární kloub ve švihové fázi stále v supinaci, ale například podle autorů Perry a Burnfield (2010) je v neutrálním postavení po celou dobu švihové fáze. Při počátečním švihu se calcaneus dostává do pronace a noha se tak začíná pohybovat v otevřeném kinematickém řetězci. Během střední švihové fáze je subtalární kloub stále v pronaci a do supinace se dostává až těsně před kontaktem paty s podložkou (Levine, Richards & Whittle, 2012; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009). Polohu subtalárního kloubu může ovlivnit i rychlost chůze. Z výsledků studie Mahoney et al. (2019) vyplývá, že pronace patní kosti ve vztahu k tibii se zvětšuje s rostoucí rychlostí chůze.

Kinematika transverzotarzálního kloubu.

Rozsah pohybů v tomto kloubu není velký. Noha má během pohybu všestranné funkce. Transverzotarzální kloub společně s talonaviculárním kloubem a kloubem calcaneocuboidním zajišťují noze tuhost a pružnost při dynamických pohybech (Blackwood et al., 2005 and Tweed et al., 2008 in Phan, Shin, Min Lee & Koo, 2019). Toto skloubení hraje rovněž velkou roli při absorpci nárazu při kontaktu chodidla s podložkou.

Podle Phan, Shin, Min Lee a Koo (2019) můžeme během stojné fáze v talonaviculárním a calcaneocuboidním skloubení vidět dorzální flexi s everzí a zevní rotací. Ty trvají od dopadu paty na zem přibližně 10 % stojné fáze. Během středního stoje dochází v obou kloubech k menší rotaci ve všech třech rovinách, než na počátku a konci stojné fáze. Velikosti rozsahů pohybů do dorzální a plantární flexe a do inverze a everze jsou velice podobné v obou kloubech. Talonaviculární kloub má však jednoznačně větší rozsah pohybu do vnitřní a zevní rotace než calcaneocuboidní kloub. Na konci stojné fáze se v talonaviculárním kloubu odehrává plantární flexe, inverze a vnitřní rotace, zatímco v calcaneocuboidním skloubení se odehrává především inverze (Phan et al., 2019).

Perry a Burnfield (2010) zastávají názor, že v transverzotarzálním kloubu probíhá pouze dorzální flexe v maximálním rozsahu do 5°. Děje se tak v okamžiku prvního kontaktu chodidla s podložkou, během fáze jedné opory a ve středním stoji a to proto, že dochází ke snížení mediální podélné klenby. Vařeka a Vařeková (2009) ale tvrdí, že zde

probíhá pronace a supinace. Pohyb začíná mírnou pronací při počátečním kontaktu. Pronace v tomto okamžiku probíhá ale jen vzhledem k podložce. Vzhledem k subtalárnímu kloubu probíhá v Lisfrankově kloubu supinace. Ve fázi postupného zatěžování zůstává pozice tohoto skloubení stejná jako při počátečním kontaktu. Ve fázi středního stoje se předonoží nemůže dále pohybovat, a proto v tomto období dochází v Chopartově kloubu k relativní pronaci, tedy zánoží supinuje. A to až do chvíle ukončení stejné fáze. Relativní pronace v kloubu přetrvává i během předšvihové fáze, dochází k uzamčení subtalárního kloubu, noha se tak stává rigidní a je připravena provést odraz (Vařeka & Vařeková, 2009). Existenci tohoto fenoménu však nepodporují výsledky studie Chen Wang et al. (2016). Bylo zjištěno, že rotační pohyby v talonaviculárním a calcaneocuboidním kloubu, probíhají po celou dobu stejné fáze, a to ve všech třech rovinách. Nedochází k jejich zastavení, ale dokonce jsou rotační pohyby na konci stejné fáze větší než v předchozí fázi (Chen Wang et al., 2016). Ke stejnému výsledku dospěli ve své studii také Okita, Meyers, Challis a Sharkey (2014) a tedy, že nedochází ke zvýšení tuhosti kloubů středního tarzu během středního stoje.

Podle Vařeky a Vařekové (2009) je Chopartův kloub během celé švihové fáze v maximální pronaci a teprve až v konečné fázi švihu kloub supinuje. Celé chodidlo je v období švihové fáze v mírné supinaci (Vařeka & Vařeková, 2009).

Při hodnocení kinematických parametrů nohy při chůzi je třeba brát ohled na rychlost chůze, protože se zvyšující se rychlostí se jednotlivé pohyby v kloubech mohou, především v sagitální rovině, měnit. Dochází například ke zvětšení plantární flexe zánoží i předonoží (Tulchin, Orendurff, Adolfsen, 2009 in Mahoney et al., 2019). Podle jiných autorů nejsou pohyby zánoží nijak ovlivněny rychlostí chůze (Dubbledam et al., 2010 and Torburn, Perry & Gronley, 1998 in Mahoney, 2019).

Obuv

Obuv, stejně jako kterákoliv jiná část oblečení, chrání tělo před vnějšími vlivy. Nohy, jsou do jisté míry tvárné a aktivním přístupem můžeme pracovat s jejich citlivostí, tvarem i vlastnostmi. Mnoho se dá změnit a také naučit (Lewitová, 2016). Obuv hraje velice významnou roli v našem životě. Noha v ní tráví jeho poměrně velkou část, a proto ji značně ovlivňuje, zároveň s ní také celé tělo. Tento význam obuvi si uvědomujeme a hledáme tak správné a zdravé obutí, které přispívá k prevenci, ale také k terapii poruch nohy (Lewitová, 2016; Williams, 2018).

Vhodná obuv umožňuje jedinci přirozený pohyb, který mu sama neurčuje ani nemění. Bota musí být pohodlná, nesmí nikde tlačit. Měla by tedy být dostatečně velká a široká, zejména v oblasti prstů a nártu, nadměrek (volný prostor uvnitř obuvi před prsty, nutný k volnému pohybu chodidla) by měl být do 5 mm, podpatek by neměl být vyšší než 3 cm. Zároveň by měl botu tvořit flexibilní, lehký a přírodní materiál, který noze poskytne dostatečnou ochranu před zevními vlivy (Ridge et al., 2019).

Vliv obuvi na nohu a chůzi

Při chůzi hraje hlavní roli výběr obuvi. Obuv byla po tisíciletí tradičně vyráběna z přírodních materiálů, zejména z kůže. V poslední době však těží z flexibility, kterou jí poskytují moderní technologie s množstvím různých materiálů a designových inovací. I přes veškerou tuto pestrost a dostupnost pro všechny spotřebitele, je výběr správné obuvi problematický. Mnoho jedinců nosí špatně padnoucí obuv. Při pravidelném nošení obuvi s nevhodným tvarem, stylem nebo konstrukcí dochází na chodidlech ke změnám a ke vzniku bolestí, které nejsou všechny zcela objasněny a vysvětleny. Neexistuje shoda ohledně toho, co je špatně padnoucí bota. Dobře padnoucí botu, která nepoškodí nohu ani mechaniku chůze je nutné individuálně přizpůsobit každému jedinci (Branthwaite & Chockalingam, 2019).

Existuje velké množství výzkumů, zabývajících se vlivem různých typů obuvi na nohu a chůzi. Ať už z pohledu kinematických změn, kinetických, dynamických nebo třeba změny koordinace (Borgia, Silvernail & James Becker, 2020; Willy & Davis, 2014). Vzhledem k tématu mé práce se v následujících kapitolách budu věnovat zejména problematice změn kinematických parametrů. Výzkumů s touto problematikou je rovněž nepřehledné množství. Někteří autoři se ve svých názorech liší, avšak většinou se shodují na společném základu.

Při pohybu naboso a v obuvi působí na tělo rozdílné podněty. Každá obuv, včetně barefoot obuvi, mění fungování nohy. Obuv omezuje přístup k informacím z okolí a je nejvíce omezujícím kusem oblečení, který nosíme. Při výběru dnešních bot se dá většinou vybrat pouze jejich délka, nikoliv šířka. To bývá často problém, protože úzké špičky bot tlačí prsty k sobě a zabraňují jejich roztažení od sebe. Nejvíce jsou dovnitř tlačeny palec s malíčkem, a proto se často vtáčejí dovnitř (Pytlová, 2020). Rovněž prstce ztrácejí svou uchopovací funkci (Stolwijk, Duysens et al., 2013). To bývá běžné například u lezecké obuvi, která bývá i o několik čísel menší než velikost běžně užívané obuvi. Na nohou pak můžeme vidět různé deformity, jako kladívkovité prsty nebo hallux valgus. Vysoká míra lezců, až 91 %, trpí během sportu bolestmi nohou (Buda, Di Caprio, Bedetti, Mosca & Giannini, 2013). Omezený pohyb prstců způsobuje snížení jejich síly a tím i celé nohy (Pytlová, 2020). Zúžená špička má ale také vliv na výšku nožní klenby. Z výzkumu Willemse et al. (2017) vyplývá, že u lidí, kteří nosili úzké boty před dovršením 6 let věku, můžeme pozorovat vyšší výskyt plochonoží než u lidí, kteří tuto obuv začali nosit později.

Obuv rovněž mění sílu nárazu při dopadu nohy na zem. Obutý člověk necítí tolik dopad, a proto nemá zapotřebí jej nějak zvlášť tlumit. Zpravidla tedy dopadá na zem tvrdě. Veškerý náraz utlumí bota s měkkou výstelkou. Silný náraz na zem se ale šíří dále přes kotník a koleno do těla, a to musí v moderní obuvi (podle Pytlové, se jedná o tuhou obuv s úzkou špičkou) vstřebávat větší otřesy (Wearings et. al., 2014 in Pytlová, 2020). Vliv měkké stélky na člověka není podle Pytlové (2020) nijak vědecky podložený. Ve své práci ale uvádí, že vyměkčená obuv může způsobovat zvýšenou rotaci chodidla v její podélné ose. Takováto rotace snižuje stabilitu nohy a bývá často příčinou zvrtnutého kotníku (Pytlová, 2020). Morio (2009) také tvrdí, že člověk má v měkké botě horší možnost opory nohy o pevný bod a její stabilita je tak snížena. Svaly nohy jsou v dnešní botě (podle Pytlové je to bota neohebná, s vysokou, měkčenou, ale tuhou podrážkou, zužující se do špičky, často je vyráběna podle vzoru jiných bot, nerespektuje tvar nohy, snaží se respektovat módní trendy) pasivní, noha je méně zpevněná, a proto je náchylnější k extrémním vytočení. Rovněž je ve vyměkčené obuvi snížen polohocit (Pytlová, 2020). To potvrzuje i studie Franklina et al. (2015), jejímž výsledkem je, že obutí lidé mají zhoršenou kinestézii a hůře tak vnímají pozici nohou v terénu oproti lidem, kteří byli vyšetřováni bosí. Tento výzkum byl však prováděn pouze v klidovém stoji. Jisté však je, že obuv brání nohám ve vnímání zevních podmínek, což má jistě dopad i na chůzi (Franklin et al., 2015). Mezi obutou nohou a zemí je kus tvrdé umělé hmoty, tedy podrážky. Klouby nohy jsou uzavřeny v nepoddajné botě a pokud člověk dopadne na zem

tuhou podrážkou na nerovný povrch země, musí se všemu přizpůsobit kotník, jako nejbližší volný kloub. Působí na něj velké síly a noha i bérce se pohybují prudce do různých směrů (Pytlová, 2020).

Pokud je na botě zvednutá špička, prsty nemají možnost dostat se do kontaktu se zemí a dochází ke špatné funkci příčné klenby. Podle Lewitové (2016) by bota měla být bez podpatku. Již malý podpatek totiž způsobuje dorzální flexi metatarzofalangeálních kloubů, zvyšuje se jejich zatížení a noha se dostává do horšího výchozího postavení pro správnou funkci flexorů prstů. Dorzální flexory prstů se stávají přetíženými. Franklin et al. (2015) také tvrdí, že podpatek má vliv na svalový aparát nohy. Pokud člověk nosí podpatky vyšší než 5 cm po dobu alespoň dvou let, dochází ke zkrácení šlach v oblasti pod kotníkem a také m. gastrocnemius. Vyvýšení zadní části paty nedovoluje maximální protažení Achillovy šlachy a způsobuje tak její tuhost (Franklin et al., 2015; Pytlová, 2020). Na noze pak můžeme pozorovat výraznější plantární flexi a je snížen aktivní rozsah pohybu nohy (Franklin et al., 2015).

Obutí také mění některé parametry chůze. Franklin et al. (2015) ve studii uvádějí, že probandi měli vyšší rychlost chůze v botách, na které byli zvyklí, se srovnání s chůzí naboso. Rovněž byl krok v botách delší než krok bosý. To potvrzují ve studii i Xu, Hou et al. (2017). Ti popisují také vliv obuvi na symetrii kroku a stranovou symetrii úhlů v jednotlivých kloubech dolní končetiny. Například při běhu v botách se zvyšuje symetrie kroků oproti běhu naboso.

Vyšší rychlost chůze a zvětšení délky kroku se snížením kadence potvrzuje také studie McHenryho, Krugera, Extencia, Tarimada a Harrise (2019). Mimo to uvádí tato studie také vliv chůze v obuvi na subtalární a talocruralní kloub. Noha v obuvi je při iniciálním kontaktu ve větší dorzální flexi než při bosé chůzi, plantární flexe ve středním stoje se na obuté noze zmenšuje. Naopak je to u subtalárního kloubu, kdy je v tomto kloubu větší dorzální flexe u počátečního kontaktu při chůzi naboso. Zhang, Paquette a Zhang (2013) ve své studii srovnávali chůzi naboso s chůzí v žabkách, pantoflích a teniskách. Výsledkem je rovněž zmenšení dorzální flexe při iniciálním kontaktu u chůze naboso v porovnání s chůzí v žabkách a pantoflích. Největší dorzální flexe byla zaznamenána u chůze v teniskách. Při porovnávání plantární flexe od fáze středního stoje až po terminální kontakt nohy s podložkou, byla největší při chůzi v teniskách a nejmenší při bosé chůzi. Podle Moria et al. (2009) boty omezují přirozený pohyb, ale také mohou vnucovat konkrétní pohybový vzor. Zejména, jak se v jejich výzkumu ukázalo, se jedná

o inverzi předonoží v konečné fázi stoje při odrazu. Obuv podle nich rovněž může měnit zatížení dolních končetin a také směřovat nohu více do addukce.

Bosá chůze

Zdravá noha by měla být pružná, obratná a silná, a to všechno proto aby unesla váhu člověka při kontaktu s povrchem země. Pro vytvoření těchto hlavních atribut je nejdůležitější období dítěte v době kdy se začíná samo stavět a chodit. Zdokonalovat se dají i později, ale už jen velmi omezeně. Pytlová (2020) tvrdí, že pokud v období největšího rozvoje nohu uzavřeme v tuhé botě, vlastnosti zdravé nohy se vyvinou pouze částečně. Bosá chůze je jedním z nejjednodušších způsobů, jak docílit toho, aby byla noha zpevněná a byla dobrou pružinou, která správně tlumí nárazy těla na zem. Zdravá noha se vyznačuje rovněž rovnými prsty, které nejsou v klidném stoji v dráповitém postavení, správným klenutím kleneb, dobrým prokrvením a napětím svalů (Pytlová, 2020). Vliv obuvi na nohu v dětství naznačuje i studie Zech et al. (2018), kde na základě ročního pozorování dětí ve věku od 6 do 18 let, popisují rozdílnost vývoje motorického projevu. Bosá chůze u poloviny sledovaných dětí byla prospěšná pro rozvoj rovnováhy a skokových dovedností, zatímco u druhé poloviny obutých dětí bylo vypořádáno zlepšení sprinterských schopností.

Chůze v botách má na člověka okamžitý vliv, ale dlouhodobé používání některé obuvi může vést dokonce ke změně struktury a funkce nohy (Pytlová, 2020). Jak je již zmíněno výše, mimo zkrácení délky kroku, zkrácení doby stojné i švihové fáze, dopadá noha při bosé chůzi na zem více naplocho, tedy v menší dorzální flexi, což potvrzuje mimo jiné i studie Damesa, Heisea, Hydocka a Smitha (2019) nebo Hamilla, Russella, Grubera a Millera (2011). Výsledek jejich studie potvrzuje, že při iniciální kontakt zahajuje bosá noha s podložkou až v oblasti středonoží (Hamill et al., 2011). Je tedy zvětšená kontaktní plocha mezi nohou a zemí, a tudíž dochází k většímu rozložení zátěže a ke snížení maxima tlaku při dopadu (Franklin et al., 2015). U lidí zvyklých na chůzi v botách dochází k výraznějšímu rozšíření přední části nohy při zatížení dolní končetiny. Zároveň dochází ke zkrácení mediální podélné klenby v konečné fázi stoje (Wolf et al., 2008). Bosá noha má také při chůzi jednoznačně vyšší pohyblivost. To dokazuje například studie Wolfa et al. (2008) nebo Moria (2009), který tvrdí, že při bosé chůzi je viditelná znatelně větší everze předonoží. Ta se odehrává podstatně dříve než při chůzi v obuvi. Podle Moria (2009) je míra everze ve fázi pozdního stoje až o 60 % větší při

bosé chůzi. Přesná velikost se však mezi jednotlivci liší. Podle Sinclaira, Hobbse, Currigana, Giannandrea a Taylora (2014) se při bosé chůzi zvětšuje everze také v kotníku a vnitřní rotace tibie, včetně její rychlosti.

Podle studie Wolfa et al. (2008), zaměřené na děti, na konci stojné fáze chodidlo pronuje (vzhledem k podélné ose nohy) a předonoží supinuje (vzhledem k ose chodidla) (Wolf et al., 2008). Zvětšuje se také rozsah pohybu do everze, inverze a addukce celého chodidla (Morio, 2009). Wolf et al. (2008) také uvádějí že při bosé chůzi dochází k časovému posunu střídající se flexe a extenze. Konkrétně maximální plantární flexe ve fázi postupného zatěžování nastává o něco dříve, stejně tak ve fázi počátečního švihů.

Při chůzi naboso jsou aktivnější svaly v oblasti zad a krku, jak tvrdí ve své studii Wirth, Hauser a Mueller (2011). Jde hlavně o svaly v oblasti beder (m. iliocostalis), na přední straně krku (m. sternocleidomastoideus) a zadní straně krku.

Barefoot obuv

Na začátek se pokusím objasnit rozdílnost v terminologii většiny prací. V literatuře konkrétně narážíme na problematiku barefoot obuvi a tzv. minimalistické obuvi. Tato problematika vychází zejména z jazykového překladu. V anglické literatuře se nesetkáme s pojmem barefoot, jako s označením pro obuv. Barefoot je pojem popisovaný jako „wearing nothing on the feet“, v překladu znamená „bosý“, „naboso“, „bosky“ nebo také „nenosit nic na nohách“ nebo „mít bosé nohy“ (Lingea, 2006; Lexico, 2012).

V anglicky psané literatuře je tedy zaveden pouze pojem „minimalist shoes“ v překladu minimalistická obuv. Tento pojem však ne vždy označuje boty, které by svými parametry splňovaly podmínky pro v češtině zmiňovanou barefoot obuv. Často se jedná o boty určené na běh, které ve srovnání s „tradičními“ běžeckými botami více napodobují běh, který se podobá tomu naboso a při tom poskytují určitou formu ochrany před nástrahami terénu (Winn, n.d.). Často se také parametry jednotlivé obuvi studii od studie liší.

V česky psané literatuře je to poněkud složitější, neboť mnoho autorů a výrobců obuvi tyto termíny zaměňuje nebo je používá jako synonyma nebo každé popisuje s rozlišným významem a každý název v podstatě zastupuje jiný druh obuvi. Ani tady však není přesně stanovena definice těchto dvou typů obuvi.

Nejednoznačnost pojmu „minimalistický“ a nedostatek faktů podložených biomechanickými analýzami, vyústily ve výrobu nesčetného množství modelů a značek

založených na různých koncepčních myšlenkách a přístupech. I přestože formální a specifická definice pro barefoot obuv, respektive minimalistickou obuv, chybí, má tato obuv několik specifických parametrů, díky kterým je můžeme odlišit od jiné, klasické obuvi (Hamill, Russell, Gruber & Miller, 2011 in Squadrone, Rodano, Hamill & Preatoni, 2015).

Vivobarefoot, jedna z průkopnických značek na trhu s barefoot obuví, na svém webu uvádí několik rozdílů. Z výše zmíněného překladu vyplývá, že úkolem barefootové boty je napodobit pocit chůze nebo běhu naboso. Tloušťka podrážky barefoot bot by měla být od 3 do 6 mm, podle Pročkové (2016) je to 1,5–8 mm. Měl by tak být zajištěn co nejlepší možný kontakt nohy s terénem. Na rozdíl od minimalistických či klasických běžeckých bot by měla být podrážka stejně vysoká po celé své délce, tzn. že barefoot boty by měly mít "nulový drop", tedy bez rozdílu mezi tloušťkou podrážky pod špičkou a pod patou. Rovněž by barefoot obuv neměla mít žádnou podporu nožní klenby, měla by mít ale anatomicky tvarovanou špičku a zajišťovat tak prstům dostatek prostoru k pohybu (Vivobarefoot, 2012–2022). Jiná česká barefootová značka obuvi klade důraz mimo tyto parametry ještě také na ohebnost podrážky a minimální hmotnost boty (Ahinsa shoes, n.d.). Mezi nejznámější výrobce takového druhu obuvi patří například Vibram®, FiveFingers®, Merrell®, Barefoot™, New Taylor & Francis Balance® a Minimus™ (Squadrone et al., 2015).

Minimalistické boty se podle webu Vivobarefoot, více podobají klasickým botám. Jejich podrážka je silnější než u barefoot obuvi a noha v ní má nepřirozený sklon, drop je zde zhruba 4–8 mm. Stejně jako u klasické obuvi, se přední část boty zužuje do špičky. Podle autorů této stránky takováto bota snižuje propriocepci chodidla (Vivobarefoot, 2012–2022). O přesnou definici pojmu „minimalist footwear“, tedy minimalistické obuvi, se pokusil Coetzee, Albertusa, Tama a Tucker (2018) ve svém přehledovém článku. Dali zde dohromady poznatky z několika studií, zabývajících se vlivem obuvi na biomechanické změny při běhu. Na základě výsledků této literatury definují minimalistickou obuv jako obuv s vysoce flexibilní podrážkou, váhou 200 g nebo méně, s výškou paty 20 mm nebo méně a s dropem 7 mm nebo méně. Aby bylo možné označit obuv jako minimalistickou, musí podle autorů Coetzee et al. (2018) splňovat všechny tři parametry. Zároveň nesmí mít tato bota žádnou podporu klenby (jako např. ortopedická vložka), žádnou tuhou výztuhu z uhlíkových vláken nebo jakoukoliv jinou strukturu, která by měnila interakci boty se zemí.

Proti tomu stojí dnešní moderní trendy a vývoj moderních běžeckých bot, které jsou pravým protikladem barefoot obuvi. Vyznačují se velmi silnou polstrovanou podrážkou (>20 mm), minimálními stabilizačními vlastnostmi, mají drop a zužují se do špičky (Agresta, et al., 2018).

Znovu zmiňuji, že definice pro minimalistickou a barefoot obuv není sjednocená. Proto se v různých studiích objevují boty s odlišnými parametry, většinou jsou však v metodice tyto parametry popsány. Ve své práci používám spíše pojem ‚minimalistická obuv‘, protože čerpám převážně z cizojazyčných zdrojů. Zároveň později uvádím přesné parametry obuvi použité při testování.

Vliv barefoot obuvi na chůzi

V posledních letech se nošení minimalistické obuvi stále častěji prosazuje při sportovních a rekreačních činnostech. Jak již bylo zmíněno, jejím smyslem je co nejvíce napodobit přirozenou chůzi naboso a zároveň poskytovat dostatečnou ochranu před zevními vlivy. Navzdory rostoucí popularitě těchto bot, není příliš mnoho známo o vlivu na parametry chůze (Petersen, Zech & Hamacher, 2020).

Autoři Petersen, Zech a Hamacher (2020) zkoumali ve své studii, jestli jsou si podobné chůze naboso a chůze v minimalistické obuvi. Dospěli k závěru, že tyto dvě chůze si nejsou podobné a nelze všechny benefity, které přináší chůze naboso, generalizovat a přenést je do spojitosti s chůzí v minimalistické obuvi. Nicméně shledali chůzi v minimalistické obuvi jako přínosnou ve zlepšení stability při chůzi, a tedy zmenšením rizika pádu, zejména u starších osob.

Běžci obvykle dopadají na zem patou. Jejich první kontakt podložky je tedy zánožím. To je v kontrastu s běžci, kteří běhají naboso a dopadají spíše na středonoží nebo dokonce předonoží. To jim umožňuje absorpci sil vzniklých při nárazu a zároveň se vyhnout nadměrnému tlaku na patu (Lieberman et al., 2010 in Perkins, Hanney & Rotschild, 2014). Dochází tedy ke snížení dorzální flexe v kotníku při dopadu. To je nejčastěji pozorovanou změnou při běhu či chůzi naboso nebo v minimalistické obuvi (Franklin et al., 2018; Jandová, Charousek & Janura, 2019). Konkrétně u běžců ve studii Jandové, Charouska a Janury (2019) došlo k výraznému posunu největšího zatížení směrem dopředu k předonoží během fáze počátečního kontaktu při běhu v minimalistické obuvi. To potvrzují i autoři Squadrone et al. (2015), kteří předpokládají, že používání minimalistické obuvi má za následek okamžité změny kinematických parametrů při

dopadu nohy na podložky. Rozsah těchto změn podle nich závisí na různých typech obuvi. Ve své studii rozdělují dva typy minimalistické obuvi, a to v závislosti na výšce podrážky pod patou. Skupina 1 měla v jejich výzkumu vyšší podrážku (22–26 mm) než skupina 2 (7–13 mm). Vyšší podrážka pod patou, tedy větší objem materiálu pro ochranu paty při nárazu, dokáže lépe tlumit náraz a zmírnit tak bolest při dopadu. Proto běžci ze skupiny 2 (s nižší podrážkou) dopadali na zem více na plocho, tedy blíže do oblasti středonoží, s menší dorzální flexí. Podobně na toto vyztužení paty reaguje také koleno, které s tlustší podrážkou zůstává více extendované při dopadu než v botách s menší podrážkou (Squadrone et al., 2015). Odlišného názoru jsou však Willy a Davis (2014). Tito autoři sice potvrzují větší extenzi kolene při dopadu ve více polstrovaných botách, ale zároveň tvrdí že v minimalistické obuvi dopadá noha na zem ve větší dorzální flexi v kotníku. Tímto si také vysvětlují větší flexi v koleni při dopadu, která redukuje vliv sil působících na nohu, pokud je chodidlo při dopad ve větší dorziflexi. Změny v dopadu nohy na podložku, jak je několikrát zmiňováno výše, mohou být spojovány s potencionálními kinetickými a kinematickými změnami reakčních sil, změnou rychlosti zatížení chodidla, kloubních momentů a sil, rozsahů pohybu, změnou aktivace svalů a celkovou ekonomikou běhu (Kerrigan et al., 2009 in Perkins, Hanney & Rothschild, 2014).

Podle jiných autorů může obuv s vysokou podporou klenby přispívat k oslabování svalů nohy, snížením jejich činnosti a pohybu (např. absorpcí sil a snížením schopnosti kontroly pohybu). Zvýšení přísunu stimulů svalům nohy, může být zprostředkováno různými mechanismy. Mimo jiné také nošením minimalistické obuvi a specifickým cvičením. V minimalistické obuvi jsou kladeny větší nároky na aktivaci svalů k podpoře nohy, kvůli snížené podpoře klenby, tedy snížené podrážce. Pozitivní efekt této obuvi na zvyšování síly svalů nohy potvrdili ve své studii Ridge et al. (2019), konkrétně na flexi prstů a palce. Výsledkem 12 týdnů trvající longitudinální studie, je rovněž zvýšení síly svalů, zejména těch, které podporují podélnou klenbu nohy. Tuto studii provedli Miller et al. (2014) u běžců, kteří přešli z klasické běžecké obuvi na obuv minimalistickou. Reakcí na tento druh obuvi je výraznější zlepšení využití chodidla, respektive podélné klenby jako pružiny. Krátké svaly na tuto změnu reagují svou hypertrofií, a to zejména musculus flexor digitorum brevis a abduktor digiti minimi. Podle Fullera et al. (2019) dochází také ke zvětšení síly svalů zajišťujících plantární flexi chodidla. Zároveň tvrdí, že běhání v minimalistické obuvi nemá vliv na zvýšení výkonnosti a na ekonomičnost běhu, ani na zvýšení denzity kostí. Franklin et al. (2018) zjistili, že při chůzi naboso

a v minimalistické obuvi dochází k nižší aktivaci dorsálních flexorů hlezna (m. tibialis anterior a m. peroneus longus). Oproti tomu ale při chůzi naboso a v minimalistické obuvi dochází k vyšší aktivaci m. gastrocnemius medialis v porovnání s konvenční obuví.

Sinclair et al. (2014) tvrdí, že chůze v minimalistické obuvi je spojena s větší everzí kotníku a s větší vnitřní rotací tibie. Vzhledem k tomuto faktu, autoři předpokládají, že běh v minimalistické obuvi bude spojen s větším výskytem zranění než při běhu v konvenční běžecké obuvi. Toto tvrzení je v kontrastu s jinými studiemi, z kterých vyplývá, že během v minimalistické obuvi nebo na bosu by mělo dojít ke snížení incidence úrazů vzniklých při běhu (Lieberman et al., 2010 in Squadrone et al., 2015).

D'Août, Stassijns, Aerts a Willems (2015) měřili rozložení tlaku chodidla a čas odvíjení v různých fázích chůze naboso, v minimalistické a konvenční obuvi. Tyto parametry byly téměř shodné u chůze naboso a v minimalistické obuvi, kdežto u běžného obutí byly odlišné. Lišila se hlavně rychlost odvíjení chodidla při stejné fázi. Na začátku stejné fáze bylo odvíjení rychlejší, ve střední části naopak pomalejší, z čehož vyplývá, že v běžné denní obuvi není odvíjení chodidla při chůzi tak plynulé.

Studie, kterou prováděli Xu et al. (2017), poskytuje údaje o tom, že minimalistická obuv zajišťuje větší symetrii kloubních úhlů během chůze než chůze v neutrální obuvi, ale také větší zatížení kloubů dolních končetin než chůze naboso.

Najdou se ale také autoři, kteří tvrdí, že z pohledu kinematiky, nedochází k žádným výrazným změnám při chůzi v různých typech obuvi, ať už v minimalistické nebo ve vysoce vyztužené. A to jak při iniciálním kontaktu, tak při plném zatížení ve stejné fázi, v rozsahu pohybu předonoží nebo v pozici tibie či kolenního kloubu (Borgia, Freedman Silvernail & Becker, 2020). Borgia et al. (2020) zároveň také tvrdí, že při běhu v minimalistické nebo vysoce vyztužené obuvi zůstává pohyb stejný pro koleno v sagitální rovině, pro zánoží ve frontální rovině a v transverzální rovině pro tibii.

Benefity a úskalí nošení barefoot obuvi

Fenoménem posledních let se stává bosé běhání, a to z důvodu prevence zranění, zvýšení efektivity běhu a výkonu. Minimalistická obuv byla vytvořena za účelem napodobení bosého běhu, ale zároveň bez ztráty ochrany chodidla. Velká část dnešní literatury zabývající se konkrétními riziky a výhodami běhu naboso nebo v minimalistické obuvi je neoficiální a nejasná (Jenkins & Cauthon, 2011).

Všechny biomechanické změny, spojované s během naboso nebo v minimalistické obuvi mohou zamezit vzniku zranění spojených s během a/nebo mohou zvýšit výkonnost běžce (Robbins, Waked, 1998 and Franz, Wierzbinski, Kram, 2012 in Perkins et al., 2014). Jak je ale již v úvodu zmíněno, ne pro všechny běžce jsou tyto změny benefitem (Fuller et al., 2016; Murphy, Curry, & Matzkin, 2013).

Snížení dorzální flexe při iniciálním kontaktu chodidla s podložkou při chůzi nebo běhu naboso či v minimalistické obuvi, má za následek snížení lokálního talku pod patou (Bonacci et al., 2013). Při běžném obutí eliminuje tento náraz a tlak vytužení a zvednutí paty, což umožňuje běžci mít chodidlo v dorzální flexi (Lieberman et al., 2010 in Perkins et al., 2014). Zvýšení plantární flexe při běhu s nižší podrážkou vyústí ve zvýšenou excentrickou práci musculus triceps surae, což může vést ke zvýšenému riziku vzniku patologie Achillovy šlachy (Bonacci et al., 2013). Při chůzi naboso nebo v minimalistické obuvi se při iniciálním kontaktu zvyšuje flexe kolene a během stojné se zmenšuje (Bonacci et al., 2013; Lieberman et al., 2010 in Perkins et al., 2014; Yo, Kuan-Lun & Tzyy-Yuang, 2013). Výsledkem může být zmenšení momentu síly extenze kolene, a tak dojde ke snížení napětí patellofemorálního kloubu. Proto může být běh v minimalistické obuvi prospěšný pro běžce trpící bolestmi kolenních kloubů s častými zraněními (Perkins et al., 2014).

Zkrácená délka kroku a kratší čas kontaktu chodidla se zemí má za následek zmenšení síly působící na chodidlo při chůzi, avšak zvýšená kadence může mít ve skutečnosti kumulativní účinek společných sil v průběhu času. Velmi omezené důkazy naznačují, že zkrácení délky kroku může snížit pravděpodobnost stresové zlomeniny o 3 % až 6 % (Edwards, Taylor, Rudolphi, Gillette & Derrick, 2009).

Denní nošení minimalistické obuvi podle Petersen et al. (2020) zlepšuje stabilitu a sílu svalů chodidla, které jsou důležité pro zabezpečení správného chůzového stereotypu a zároveň snížení rizika pádu. U starších dospělých, může minimalistická obuv pomoci překonat bariéry spojené s chůzí naboso, jako je právě nestabilita a strach z pádu.

Perkins et al. (2014) ve svém systematickém přehledu uvádějí, že navzdory různým technologickým možnostem a designu minimalistických bot není možné, aby plně nahrazovaly chůzi či běh naboso, pravděpodobně kvůli rozdílné mechanice a ekonomice bosého běhu. Zároveň také tvrdí, že udělat jednoznačný závěr a shrnutí rizik a benefitů, spojených s nošením minimalistické obuvi nebo s chůzí naboso, není možné.

Kinematická analýza pohybu

Pomocí kinematických metod můžeme sledovat a zaznamenávat pohyb, aniž by nás zajímalo, jakým způsobem k němu dochází. Kinematická analýza pohybu popisuje polohu segmentů těla, úhly v kloubech, rychlosti a zrychlení, dráhu a čas (Janura & Zahálka, 2004; Levine, Richards & Whittle, 2012; Svoboda & Janura, 2010). Mezi kinematické metody patří goniometrie, chronografie, akcelerometrie, stroboskopie nebo videografická metoda, která je nejčastěji používanou. Videografická metoda funguje na principu optoelektrických systémů. Tato metoda zahrnuje všechny typy kamer, od obyčejných po jednoduchou 2D video analýzu. Rovněž lze také využít systémů na elektromagnetickém principu nebo systémů s akustickými senzory. Speciální vícekamerové systémy s infračerveným přísvitem získávají prostorové souřadnice bodů, které se následně složí dohromady a my můžeme vidět každý segment těla jako dvojrozměrný obraz (Janura et al., 2012). Snímání polohy segmentů je zprostředkováno pomocí fotoreflexních povrchových značek, které jsou nalepeny na těle, co nejbližší ke kůži, aby bylo možné zachytit co nejpřesnější pohyb v daném kloubu. Jednotlivé značky jsou snímány kamerami a následně v systému umístěny a popsány v trojrozměrném souřadnicovém prostoru (Cappozzo, Catani, Della Croce & Leardini, 1995; Reinschmidt, et al., 1997).

Vicon Motion System (Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie) je optoelektronický systém, kterým je možné měřit pohyby celého těla, od drobných pohybů prstů, obličejů až po větší segmenty jako jsou pohyby nohy, ruky nebo třeba páteře. Všechny tyto pohyby jsou snímány vysokorychlostními kamerami s infračervenými zářiči. Snímány jsou reflexní markery, které jsou umístěny buď jednotlivě na těle nebo je jich více pohromadě (tzv. cluster). Tyto markery odráží infračervené světlo, které je následně snímáno kamerou jako řada horizontálních linek, ty jsou systémem zpracovány a je určena jejich poloha v 3D souřadnicovém prostoru (Cappozzo et al., 1995; Levine et al., 2012).

Před zahájením měření pohybu je nutná kalibrace, aby mohly být body nasnímány s přesně definovanou vzdáleností mezi sebou a přeneseny do odpovídajícího měřítka mezi skutečnou a obrazovou soustavou souřadnic (Janura et al., 2012; Lelas, Merriman, Riley & Kerrigan, 2003).

Markery by neměly žádným způsobem měřený pohyb ovlivňovat (Cappozzo et al., 1995; Levine et al., 2012). Rovněž by mělo docházet k nejmenšímu pohybu mezi

markerem na kůži a kostí, neboť tento pohyb způsobuje chyby v měření. K chybám může dále docházet z důvodu špatně zvolené metodiky, špatným statistickým výpočtům či ze strany měřitele (Janura & Zahálka, 2004; Levine et al., 2012).

Kinematickou analýzu pohybu lez využít v různých odvětvích, jako například ve zdravotnictví, ve filmovém průmyslu, ve výzkumu, v průmyslu nebo také ve sportu v rámci prevence úrazů nebo zlepšení výkonu (Dobbelsteen et al., 2001; Heath, 2005; Churchland, Afshar & Shenoy, 2006).

Cíle a výzkumné otázky

Hlavní cíl

Hlavním cílem této diplomové práce je posouzení okamžitého vlivu barefoot obuvi na kinematické parametry segmentů nohy u asymptomatických dospělých osob.

Dílčí cíle

1. Posoudit rozdíly v úhlových parametrech pohybu zánoží vůči tibii během stojné fáze chůzového cyklu při chůzi naboso v porovnání s chůzí v barefoot obuvi ve třech anatomických rovinách.

2. Posoudit rozdíly v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu během stojné fáze chůzového cyklu při chůzi naboso v porovnání s chůzí v barefoot obuvi ve třech anatomických rovinách.

Hypotézy

Hypotéza H1: V sagitální rovině dochází při chůzi v barefoot obuvi k větší dorzální flexi zánoží vůči tibii v závěru stojné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

Hypotéza H2: Ve frontální rovině dochází při chůzi v barefoot obuvi k výraznější everzi zánoží vůči tibii během větší části stojné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

Hypotéza H3: V transverzální rovině při chůzi v barefoot obuvi se zánoží vůči tibii náchází ve výraznější abdukci po větší část stojné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

Hypotéza H4: V sagitální rovině při chůzi v barefoot obuvi dochází k menší plantární flexi TMT komplexu vůči zánoží v závěru stojné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

Hypotéza H5: Ve frontální rovině při chůzi v barefoot obuvi dochází k menší everzi TMT komplexu vůči zánoží v závěru stojné fáze chůzového cyklu než při chůzí naboso.

Hypotéza H6: V transverzální rovině při chůzi v barefoot obuvi dochází k větší addukci TMT komplexu vůči zánoží než při chůzí naboso.

Odůvodnění hypotéz

Na základě výzkumu Petersena et al. (2020) nebo Bonacciho et al. (2013) můžeme předpokládat, že se barefoot obuv na noze při chůzi bude chovat spíše jako klasická obuv. I když smyslem barefoot obuvi je připodobnit chůzi co nejvíce té bosé, jak je již zmíněno výše (Vivobarefoot, 2012–2022).

Hypotézy H1–H3 se opírají o práci Češkové (2021), která porovnávala chůzi naboso a ve sportovní obuvi.

Hypotézy H4–H6 se opírají o práci Wegenera et al. (2015), kteří taktéž porovnávali chůzi a běh naboso a ve sportovní obuvi.

Metodika

Charakteristika výzkumného souboru

Pro měření bylo vybráno 10 probandů (8 žen a 2 muži), kteří byli seznámeni s průběhem výzkumu (vstupní vyšetření a měření) a podepsali informovaný souhlas (Příloha 1). Probandi měli možnost kdykoliv z výzkumu odstoupit. Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 2).

Všichni probandi byli bez předchozí zkušenosti s nošením barefoot obuvi a bez výrazných deformit nohou a prstů.

Exkluzivními kritérii pro výběr probandů byly přítomné bolesti pohybového aparátu, závažné úrazy nervového a/nebo pohybového systému, závažné vrozené nebo získané vady nervového a/nebo pohybového systému, operace v oblasti dolních končetin v minulosti nebo její plánované podstoupení v průběhu výzkumu. Případná omezení byla zjišťována pomocí dotazníku (Příloha 3).

Organizace sběru dat

Vstupní vyšetření.

Vyšetření se uskutečnilo v prostorách Laboratoře chůze Centra kinantropologického výzkumu Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci pod vedením fyzioterapeutky.

Každý proband si vyzkoušel obuv od Ahinsa shoes, typ Chitra Bare (tloušťka podrážky 3 mm, drop 0 mm, váha boty EU vel. 38 200 g), zda vyhovuje tvar boty a zvolení si správné velikosti. Proběhlo určení Foot Posture Indexu (Redmond, 2006), vyšetření Trendelenburgovy zkoušky (Kendall, et al., 2013) na obou dolních končetinách a závěrem doptání se na hmotnost, výšku a dominantní dolní končetinu probanda, běžně nošený typ obuvi, obvyklou pohybovou aktivitu (odhadovaný průměrný počet kroků za den), případně zda má i jinou pohybovou aktivitu než chůzi (Příloha 4).

Měření.

Kinematické a kinetické parametry dolních končetin a nohy při chůzi byly zaznamenány pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) a silových plošin Kistler (Kistler Group, Winterthur, Švýcarsko). Samotnému měření předcházel pětiminutový interval chůze bez záznamu, aby si proband zvykl na laboratorní podmínky a chůzi v nové obuvi. Zároveň byla

provedena také kalibrace systému Vicon. Následně bylo na probanda umístěno 34 reflexních značek přímo na pokožku, či upevněných na plastové destičky, tzv. clustery. Umístění na předem definované anatomické prominence prováděl vždy stejný fyzioterapeut na základě palpce. Markery a clustery byly umístěny na pánev, dolní končetiny a jednotlivé segmenty nohy probanda dle metody calibrated anatomical system technique (CAST) pro sledování pohybu segmentů se šesti stupni volnosti. Konkrétně kalibrační (epikondyly femuru, malleoly mediální a laterální, distální hlavičky 1. a 5. metatarzu a palcový nehet) a sledovací (calcaneus – 3 markery, středonoží – 3 markery, sustentaculum tali, trochlea peronei).

První měření proběhlo naboso. Nejdříve byl nahrán statický záznam. Proband se postavil doprostřed snímaného prostoru a byl instruován k volnému stoji s nohama na šířku pánve, ruce zkřížené na ramenou a s pohledem před sebe. Byl vyzván, aby se během záznamu nehýbal a nemluvil. Poté probíhal záznam dynamických parametrů. Proband byl instruován k chůzi libovolnou rychlostí po 15 m dlouhém chodníku se zabudovanými silovými plošinami, během čehož byl proveden záznam šesti pokusů.

Druhé měření proběhlo v obuvi s ponožkami. Na obuv byly znovu nalepeny markery. Tentokrát bez markeru na palci. Opět proběhl statický záznam a dynamický záznam ve stejném rozsahu.

Sledovanými proměnnými bylo úhlové nastavení zánoží vůči tibii a úhlové nastavení TMT komplexu (středonoží s metatarsálními kostmi) (Myerson, Fisher, Buergess & Kenzora, 1986 in Arastu & Buckley, 2012) vůči zánoží v sagitální, frontální a transverzální rovině během stojné fáze.

Analýza dat

Zpracování dat.

Nasnímaná data byla zpracována v programu Vicon Nexus 2.8x (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie), kde byly markery zrekonstruovány a označeny. Dále byla data převedena do programu Visual 3D (C-Motion, Germantown, USA), kde byly dopočítány úhlové parametry pro sledované segmenty. Stojná fáze byla určena z vertikální složky reakční síly zaznamenané pomocí silových plošin. Výsledné křivky úhlového nastavení segmentů během stojné fáze byly časově normalizovány na 101 datových bodů.

Ke statickému zpracování kinematických křivek byla použita metoda pro analýzu vektorových polí Statistické parametrické zpracování (SPM) (Pataky, Vanrenterghem &

Robinson, 2015) s využitím knihovny spm1d (www.spm1d.org) pro programovací jazyk Python 3.10. Pro potřeby statistického zpracování byly z dat pro dominantní a nedominantní dolní končetinu vypočteny průměrné hodnoty. Normální rozložení dat bylo ověřeno pomocí testu D'Agostino-Pearson K2. K posouzení rozdílů mezi podmínkami byla použita SPM verze t-testu na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.

Výstupní proměnné byly relativní úhel pohybu zánoží vůči tibia a TMT komplexu vůči zánoží ve třech anatomických rovinách v průběhu stejné fáze chůzového cyklu v barefoot obuvi a naboso. Směr k pozitivním hodnotám v grafu značí v sagitální rovině dorzální flexi, směr k záporným hodnotám plantární flexi. Ve frontální rovině směr k pozitivním hodnotám značí everzi, k záporným inverzi. V transverzální rovině je v pozitivních hodnotách zaznačena abdukce, v záporných addukce.

Ke statistickému porovnání rychlosti chůze v obuvi a naboso byl po ověření normálního rozložení dat pomocí testu Shapiro-Wilk použit t-test na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.

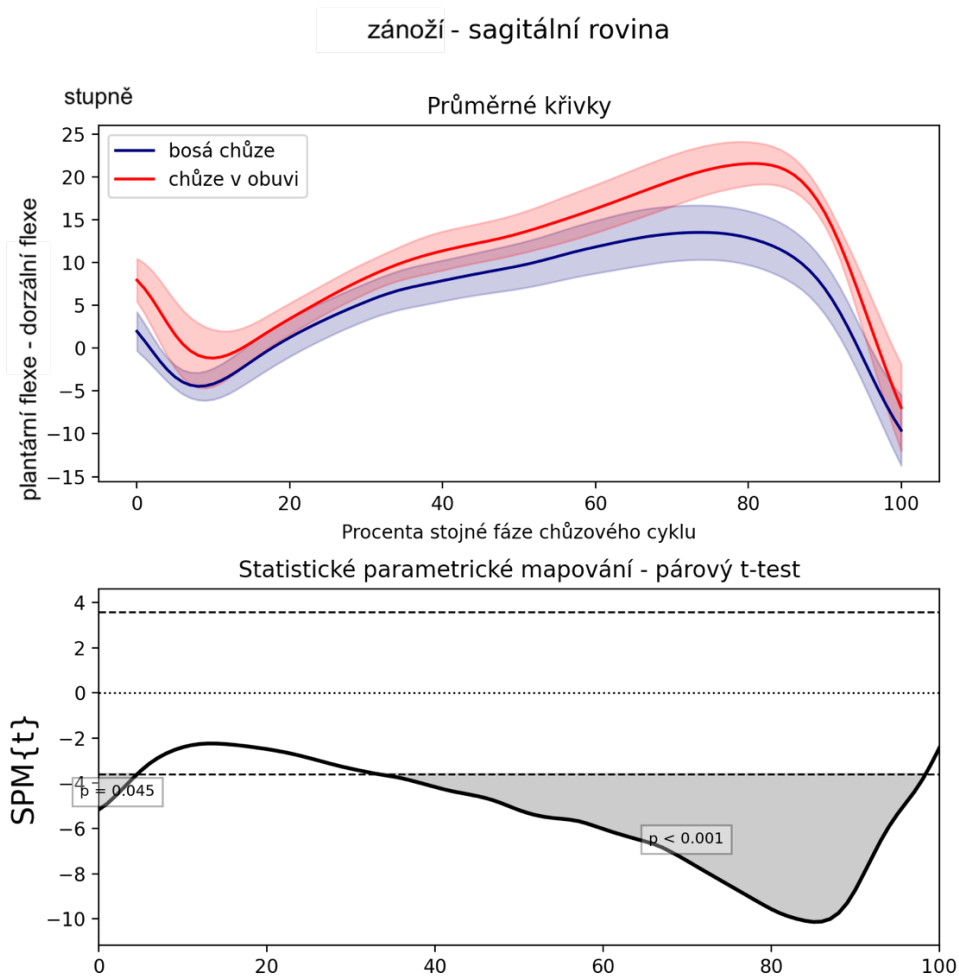
Výsledky

Měření se zúčastnilo celkem 10 lidí ve věku $26 \pm 5,1$ let. Mezi průměrnou rychlostí chůze naboso (1,16 m/s) a v obuvi (1,17 m/s) nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p=0,411$)

Zánoží sagitální rovina

Hypotéza H1: V sagitální rovině dochází při chůzi v barefoot obuvi k větší dorzální flexi zánoží vůči tibii v závěru stejné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

V sagitální rovině (Obrázek 7) lze v počátku stejné fáze pozorovat nastavení zánoží vůči tibii do větší dorzální flexe při chůzi v obuvi ($p=0,045$). Následně v druhé polovině stejné fáze se zánoží při chůzi v obuvi opět nacházelo ve větší dorzální flexi ($p<0,001$).



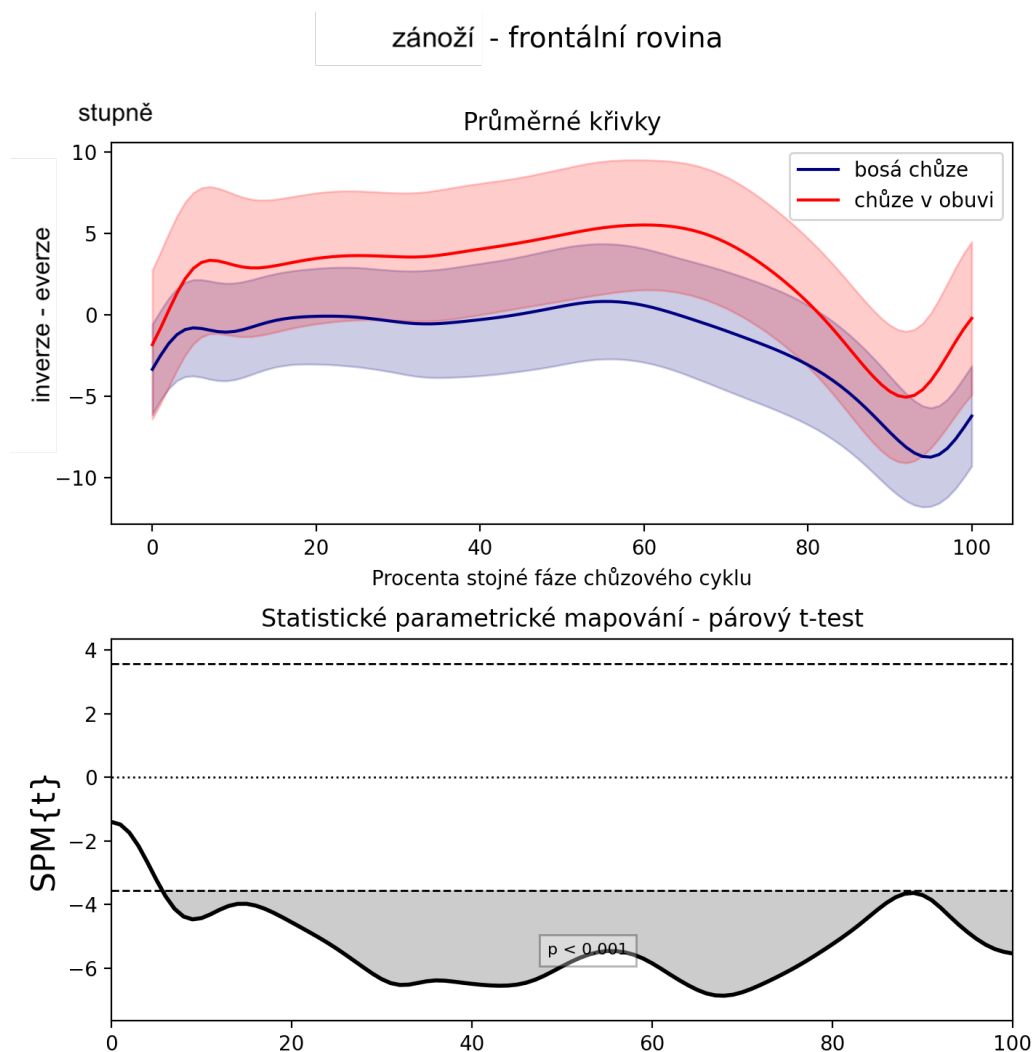
Obrázek 7. Pohyb zánoží vůči tibii v sagitální rovině při chůzi naboso a v barefoot obuvi během stejné fáze chůzového cyklu.

Hypotéza H1 byla potvrzena, v sagitální rovině došlo při chůzi v barefoot obuvi k větší dorzální flexi zánoží vůči tibii v závěru stojné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

Zánoží frontální rovina

Hypotéza H2: Ve frontální rovině dochází při chůzi v barefoot obuvi k výraznější everzi zánoží vůči tibii během větší části stojné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

Ve frontální rovině se zánoží vůči tibii v obuvi pohybovalo převážnou většinu stojné fáze v everzi, na rozdíl od chůze naboso ($p < 0,001$) (Obrázek 8).



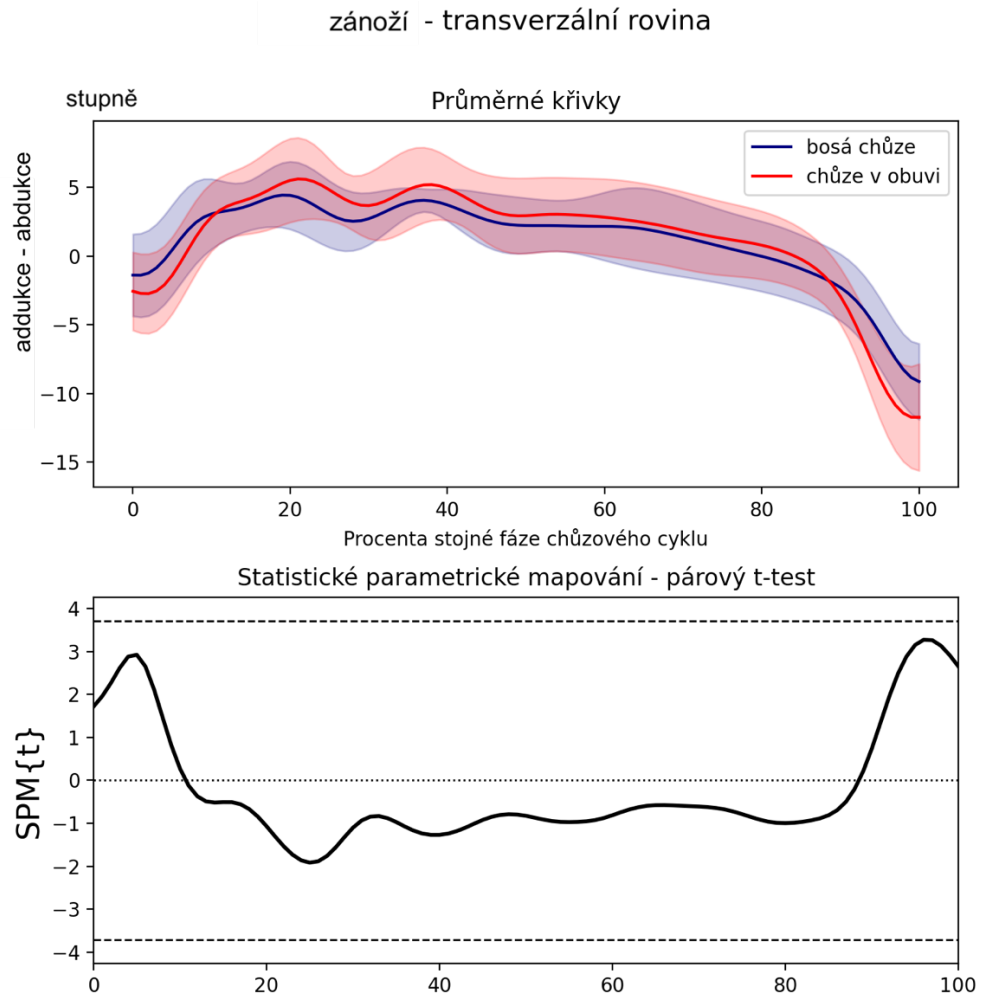
Obrázek 8. Pohyb zánoží vůči tibii ve frontální rovině při chůzi naboso a v barefoot obuvi během stojné fáze chůzového cyklu.

Hypotéza H2 byla potvrzena, ve frontální rovině došlo při chůzi v barefoot obuvi k výraznější everzi zánoží vůči tibii během větší části stojné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

Zánoží transversální rovina

Hypotéza H3: V transversální rovině při chůzi v barefoot obuvi se zánoží vůči tibii nachází ve výraznější abdukci po větší část stejné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

V trasnverzální rovině nedošlo ke statisticky významným změnám v pohybech zánoží vůči tibii při chůzi v barefoot obuvi v porovnání s chůzí naboso (Obrázek 9).



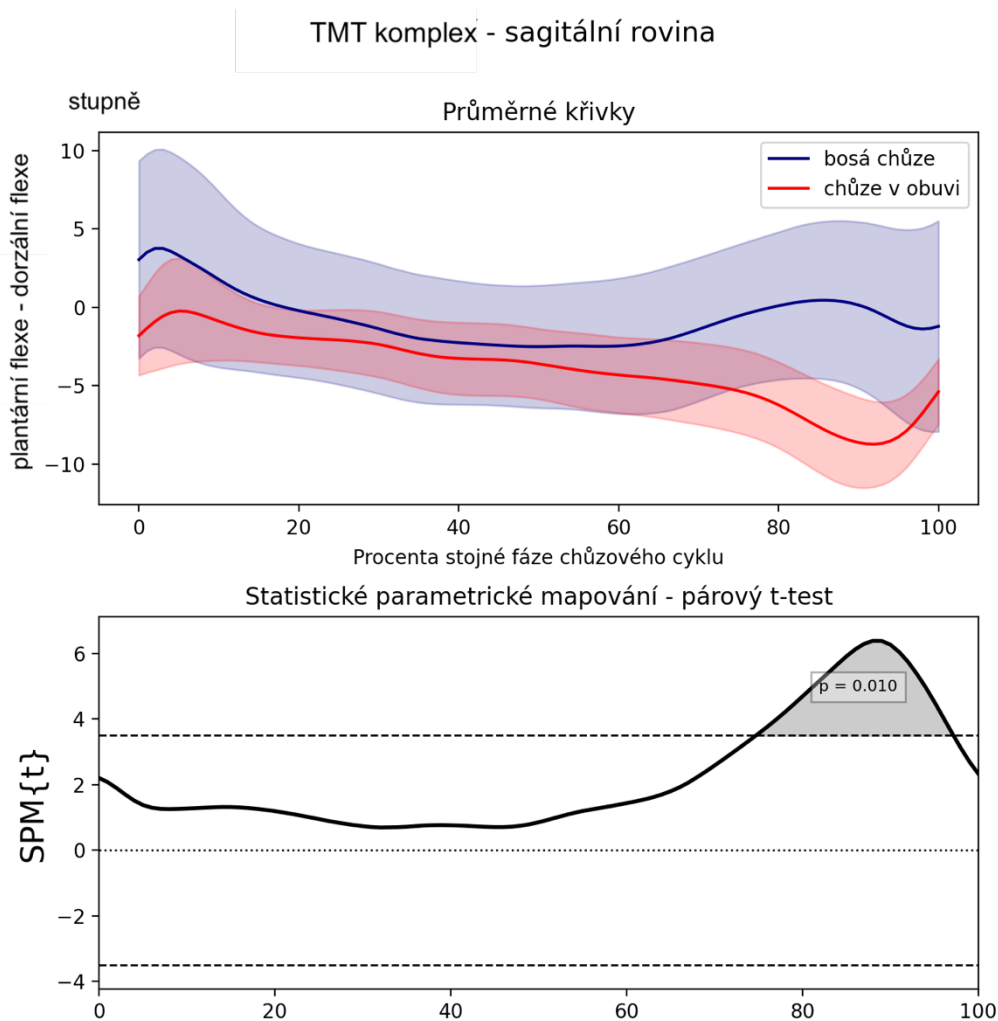
Obrázek 9. Pohyb zánoží vůči tibii v transversální rovině při chůzi naboso a v barefoot obuvi během stejné fáze chůzového cyklu.

Hypotéza H3 nebyla potvrzena, v transversální rovině při chůzi v barefoot obuvi se zánoží vůči tibii nenacházelo ve výraznější abdukci po větší část stejné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso. Pohyb zánoží při chůzi v barefoot obuvi byl v transversální rovině ve stejné fázi srovnatelný s pohybem při chůzi naboso.

TMT komplex sagitální rovina

Hypotéza H4: V sagitální rovině při chůzi v barefoot obuvi dochází k menší plantární flexi TMT komplexu vůči zánoži v závěru stojné fáze chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso.

V sagitální rovině se TMT komplex při chůzi v barefoot obuvi nacházel v závěru stojné fáze chůzového cyklu (80–100 %) v plantární flexi vůči zánoži, na rozdíl od chůze naboso, kde převládala dorzální flexe ($p=0,010$) (Obrázek 10).



Obrázek 10. Pohyb TMT komplexu vůči zánoži v sagitální rovině při chůzi naboso a v barefoot obuvi během stojné fáze chůzového cyklu.

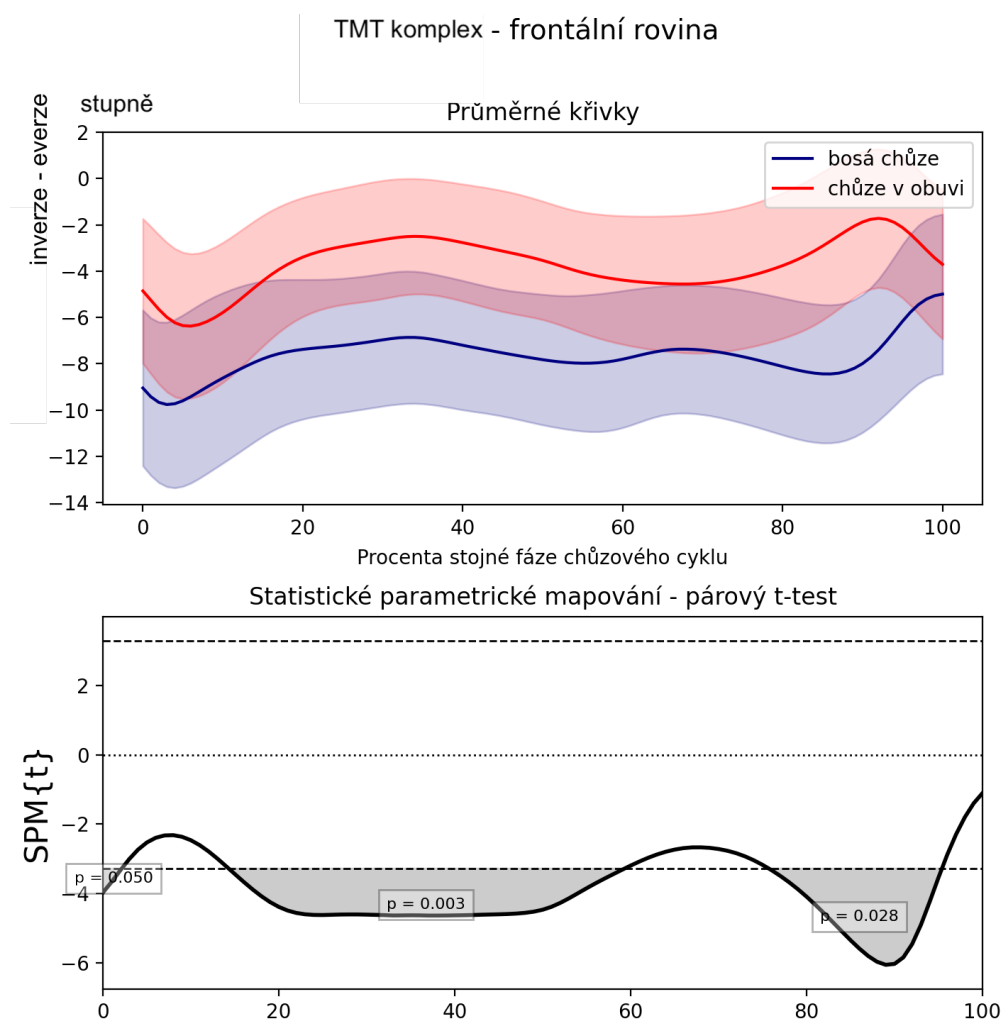
Hypotéza H4 nebyla potvrzena, v sagitální rovině při chůzi v barefoot obuvi nedošlo k menší plantární flexi TMT komplexu vůči zánoži v závěru stojné fáze

chůzového cyklu ve srovnání s chůzí naboso. Naopak, při chůzi v barefoot obuvi se TMT komplex vůči zánoží pohyboval v závěru stojné fáze do větší plantární flexe, na rozdíl od chůze naboso, kde se TMT komplex pohyboval do dorzální flexe vůči zánoží.

TMT komplex frontální rovina

Hypotéza H5: Ve frontální rovině při chůzi v barefoot obuvi dochází k menší everzi TMT komplexu vůči zánoží v závěru stejné fáze chůzového cyklu než při chůzi naboso.

Ve frontální rovině se TMT komplex při chůzi v barefoot obuvi nacházel v menší inverzi vůči zánoží a to ve 20–50 % stejné fáze chůzového cyklu ($p=0,003$) a v 80–95 % stejné fáze chůzového cyklu ($p=0,028$) ve srovnání s chůzí naboso (Obrázek 11).



Obrázek 11. Pohyb TMT komplexu vůči zánoží ve frontální rovině při chůzi naboso a v barefoot obuvi během stejné fáze chůzového cyklu.

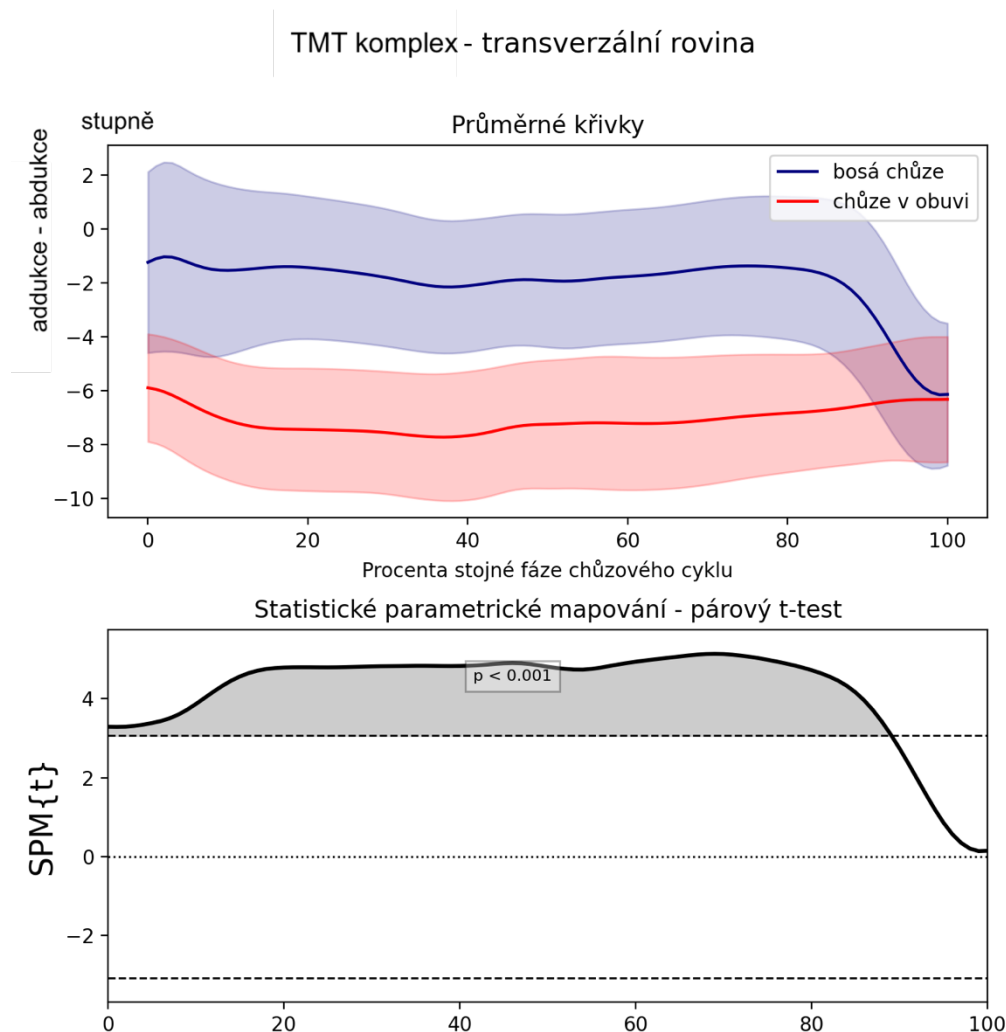
Hypotéza H5 nebyla potvrzena, ve frontální rovině při chůzi v barefoot obuvi nedošlo k menší everzi TMT komplexu vůči zánoží v závěru stejné fáze chůzového

cyklu než při chůzi naboso. Ve frontální rovině se TMT komplex při chůzi v barefoot obuvi i naboso nacházel v inverzi vůči zánoží a to po celou dobu stejné fáze chůzového cyklu. Při chůzi naboso byla inverze větší po celou dobu stejné fáze, v závěru byl pak rozdíl největší.

TMT komplex transverzální rovina

Hypotéza H6: V transverzální rovině při chůzi v barefoot obuvi dochází k větší addukci TMT komplexu vůči zánoží než při chůzi naboso.

V transverzální rovině při chůzi v barefoot obuvi se TMT komplex (Obrázek 12) nacházel ve výraznější addukci vůči zánoží než při chůzi naboso. Došlo k tomu během větší části (0–90 %) stejné fáze chůzového cyklu.



Obrázek 12. Pohyb TMT komplexu vůči zánoží v transverzální rovině při chůzi naboso a v barefoot obuvi během stejné fáze chůzového cyklu.

Hypotéza H6 byla potvrzena, v transverzální rovině při chůzi v barefoot obuvi došlo k větší addukci TMT komplexu vůči zánoží než při chůzi naboso. TMT komplex se při chůzi v obuvi nacházel v addukci vůči zánoží během větší části stejné fáze chůzového cyklu.

Diskuze

Obuv je nedílnou součástí lidského oděvu. Byla vynalezena za účelem ochrany nohy před poraněním, zevními vlivy a přenosem infekce. Tuto funkci plní každodenně i v dnešní době (Menant et al., 2008; Squadrone & Gallozzi 2009). Barefoot obuv se jeví jako vhodná alternativa konvenčního obouvání, díky své schopnosti zachovat ochranu chodidla před zevními vlivy a zároveň pro přiblížení se bosé chůzi (Mrkvová, 2018; Wirth et al., 2011; Wolf et al., 2008). Přejít na barefoot obuv však většina lidí začíná řešit až v průběhu svého života, kdy už je chodidlo navykklé na konvenční obuv. Barefoot obuv se v posledním desetiletí stala trendem své doby, má však své příznivce i odpůrce a není dostatek vědeckých důkazů, které by domnělé efekty barefoot obuvi podpořily nebo vyvrátily.

Tato diplomová práce se zabývala okamžitým vlivem barefoot obuvi na kinematické parametry nohy během stojné fáze chůzového cyklu v porovnání s chůzí naboso.

Z našich výsledků je patrné, že barefootová obuv ovlivnila kinematické parametry obou sledovaných segmentů téměř ve všech anatomických rovinách. Pouze pro pohyby zánoží vůči tibii v transverzální rovině nebyly pozorovány žádné statisticky významné rozdíly, ačkoliv na základě práce Češkové (2021) jsme očekávali, že dojde k výraznější abdukci zánoží vůči tibii. Proto byla jedna z hypotéz vyvrácena. Z její práce je patrné, že se změna pohybu neprojevila na vyšších segmentech (koleno, kyčel), a proto může být jedním z důvodů rozdílných kinematických parametrů pro transverzální rovinu chyba vzniklá odlišným pohybem markeru na botě oproti noze. Dalším z důvodů našich rozdílných závěrů může být rozdílný typ obuvi použitý při měření. V případě práce Češkové (2021) se jednalo o sportovní halovou obuv, jejíž přesné parametry ve své práci neuvádí.

Doposud neexistuje mnoho prací, které by zkoumaly rozdíl mezi barefootovou obuví a bosou chůzí. Podporuje to také fakt, že pojem barefoot obuv není celosvětově jednotný a přesná kritéria, která by měla barefoot obuv splňovat, neexistují. Jak je již dříve zmíněno, v zahraničí se s pojmem „barefoot obuv“ nesetkáme. Tento pojem nahrazuje minimalistická obuv, případně „barefoot inspired footwear“ (Sinclair et al., 2013a). Jednotlivé typy a jejich parametry se však studii od studie liší. Například Peteresen, Zech a Hamacher (2020) nebo Lussiana, Hébert-Losier a Mourot (2015) ve své práci neuvádějí přesné parametry testované minimalistické obuvi a charakterizují ji

pouze jako obuv která je lehká, vysoce flexibilní a bez tlumícího materiálu. Oproti tomu Willy a Davis (2014) ve své práci charakterizují minimalistickou obuv tloušťkou podrážky a její tuhostí. Fuller et al. (2016) ve své práci opět porovnávají konvenční obuv s minimalistickou, kde naopak detailně popisují parametry minimalistické obuvi, která se však rovněž nedá srovnat s naší použitou barefoot obuví z důvodu velké tloušťky podrážky (22 mm) a velkého dropu (5 mm). Nejvíce se naší testované obuvi blíží obuv, kterou použili ve studii McCaathy, Fleming, Donne a Blanksby (2014). Jedná se o Vibram FiveFingers Classic obuv, která je svými vlastnostmi (konkrétně tloušťkou podrážky, nulovým dropem a váhou) velice podobná našemu typu, avšak jak již z názvu boty vyplývá, má rozdělené prsty, což naše bota nemá. Podobnou obuv zkoumali také ve své studii Squadrone et al. (2015). Jejich výzkum porovnával chůzi v různých typech minimalistické obuvi, jejichž kritérii byla nízká hmotnost, malá tloušťka podrážky, snížený drop, schopnost tlumení nárazů paty a pružnost. Diskutabilní však u všech těchto typů bot zůstává právě jejich konkrétní pružnost, neboť tento údaj výrobci u jednotlivých typů neuvádějí, výjimkou není ani naše použitá obuv značky Ahinsa. Proto není možné některé typy obuvi detailněji porovnat s naší testovanou obuví. Avšak konkrétně pružnost s tloušťkou podrážky by dle mého názoru mohly být parametry obuvi, které ovlivňují kinematiku nohy nejvíce (Sinclair et al., 2013a). To také může být příčinou neshodných výsledků našeho výzkumu v porovnání s prací Češkové (2021). Často opomenutým faktorem zůstává šířka špičky nebo její zvednutí v přední části. Boty poněkud omezují pohyb v oblasti přední části chodidla a nedovolují tak, aby se noha v zatížení rozložila a využila všechny své struktury (Franklin et al. 2015). Toto omezení může ovlivnit i kinematiku subtalárního kloubu (Mahoney et al., 2019).

Nejvíce pramenů týkajících se problematiky barefoot obuvi nalézáme spíše ve sportovním odvětví, konkrétně u běžců, kde jsou srovnávány vlivy různých typů obuvi a také bosého běhu. V návaznosti na srovnání biomechanických parametrů jsou pak diskutovány jejich jednotlivé přínosy nebo úskalí (Bonacci et al., 2013; Borgia, Silvernail & Becker, 2020; Willy & Davis, 2014). Náš výzkum se zabýval kinematikou nohy při chůzi a tu nemůžeme porovnávat s během, neboť samotná změna rychlosti kinematické parametry chodidla mění (Mahoney et al., 2019; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010). Z našich výsledků zároveň vyplývá, že barefootová obuv statisticky významně neovlivnila rychlost chůze, proto můžeme v našem případě tento parametr jako možnou příčinu změny kinematiky nohy vyloučit. V této souvislosti je také na místě zmínit, že v metodologiích se různí prostředí a podmínky zvolené pro testování. Často

bývá pro testování chůze či běhu zvolen běžecký tretražér s předem definovanou rychlostí, což může ve finále zkreslovat naměřená data (Franklin et al., 2015; Squadroneho et al., 2015; Willy & Davis, 2014).

Statisticky významný rozdíl v rámci našeho výzkumu byl zaznamenán při pohybech zánoží v sagitální rovině, zejména při dopadu a ve druhé polovině stojné fáze. Při dopadu můžeme pozorovat zvýšení dorzální flexe při chůzi v obuvi. Ke stejnému výsledku se přiklání také například Fuller et al. (2016), Sinclair et al. (2013a) nebo Squadrone et al. (2014). Výsledky výzkumu Squadrone et al. (2014) jednoznačně ukazují, že při pohybu v minimalistické obuvi, charakteristické nižší podrážkou a nižším dropem, se chodidlo v počátku stojné fáze (heel strike) nacházelo v menší dorzální flexi než při běhu naboso. V jejich výzkumu rovněž zkoumali okamžitý efekt různých typů minimalistické obuvi na kinematické parametry nohy. Byl zde však použit jiný model nalepení markerů než v případě našeho výzkumu. Konkrétně byly markery umístěny pouze na laterální (lat.) na mediální (med.) epikondyly femuru, na lat. a med. malleolus, lat a med. calcaneus a poté na hlavičky prvního a pátého metatarsu. Vzhledem k odlišnému modelu umístění markerů na chodidlo ve studii Squadrone et al. (2014), nemůžeme rozlišit jednotlivé pohyby zánoží a středonoží, ale pouze pohyb chodidla vůči bérce. Závěrem však zůstává, že se noha v minimalistické obuvi ve stojné fázi chovala spíše jako při bosém běhu než jako při běhu v konvenční sportovní obuvi. Výsledky této studie se shodují rovněž se závěrem výzkumu Squadrone a Gallozziho (2009). Willy a Davis (2014) ve svém výzkumu srovnávali běh ve standartní a minimalistické obuvi a měli podobná očekávání, tedy že s přechodem na běh v minimalistické obuvi se bude na začátku stojné fáze dorzální flexe v kotníku zmenšovat. Nicméně závěrem jejich studie je opačný výsledek, v minimalistické obuvi se chodidlo při dopadu nacházelo ve větší dorzální flexi ($p=0.025$). Zároveň měl běh v minimalistické botě za následek větší flexi kolena při dopadu. Tato zvýšená flexe kolena mohla být strategií ke snížení nárazových sil spojených s dorziflexním dopadem nohy na zem. Proč došli k tomuto rozdílnému výsledku mi není známo. Pravděpodobně zde hráli roli faktory jako například model umístění markerů, stejně jako jejich umístění skrze otvory v botě přímo na kůži, jiný model minimalistické obuvi nebo zaznamenávání kinematických parametrů při běhu na běžecském páse.

Ve druhé polovině stojné fáze jsme pozorovali zvýšenou dorzální flexi zánoží pro chůzi v obuvi. Ta může podle Kunga, Finka, Humeho a Shultze (2015) přímo souviset se zvýšenou délkou kroku zaznamenanou při chůzi v obuvi. Na tento parametr jsme se však

v našem výzkumu nezaměřovali, a proto se můžeme jen domnívat, zda byl důvod větší dorzální flexe v našem případě stejný.

Při chůzi v barefoot obuvi jsme ve frontální rovině zaznamenali zvýšení everze zánoží vůči tibii. Tento výsledek koresponduje s výsledkem studie Sinclaira et al. (2014). Šlo sice o výzkum zaměřený na skupinu běžců, ale porovnávali zde kinematiku nohy při běhu naboso s během v různých typech minimalistické obuvi, z nichž některé se svými parametry značně podobaly našemu typu použité obuvi. Zároveň pro umístění markerů na chodidlo použili stejný biomechanický model CAST. V každém z testovaných modelů se noha chovala jinak. Ačkoliv nemůžeme rychlost běhu srovnávat s rychlostí chůze našich probandů a zároveň nelze nalézt shodu v použitém typu obuvi, ve dvou případech došlo k potvrzení naší hypotézy a při běhu v minimalistické obuvi se zánoží nacházelo ve větší everzi než při běhu naboso. Jedním z testovaných modelů byl konkrétně Vibram FiveFingers, který jsem již dříve zmiňovala. Typ minimalistické obuvi s uzavřenou špičkou (Vivo barefoot ultra), který se více podobal našemu modelu, nechával při chůzi zánoží v menší everzi než při bosé chůzi, ale zároveň se noha stále chovala spíše jako při chůzi naboso než v konvenční obuvi s vyšším tlumením dopadu. Příčinou rozdílu mezi výsledky pro chůzi v této obuvi a v naší obuvi by mohla být opět jiná tloušťka podrážky a jiná pružnost boty. Sinclair et al. (2014) zohledňují i transversální rovinu, ale pouze pro pohyby, tedy rotace, tibie vůči calcaneu, nikoliv naopak. Zaznamenán byl signifikantní efekt obuvi na rotaci tibie. Ta se zvětšila při chůzi v minimalistické obuvi. Z úvodu víme, že vnitřní rotace tibie je spojená s pohybem talu do addukce a s pronací v subtalárním kloubu (Rose & Gamble, 2006 and Whittle, 2007 in Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Leardini et al., 2007 in Vařeka & Vařeková, 2009). Dalo by se tedy přepokládat, že větší rotace tibie bude spojená s větší everzí zánoží během stejné fáze, což opět potvrzuje naši hypotézu a výsledek pro pohyb zánoží ve frontální rovině.

Výsledky napříč studiemi tedy naznačují, že chůze v minimalistické obuvi je spojena s větším stupněm everze zánoží (Sinclair et al., 2014). Čím více se obuv blíží podobě bosého chodidla, tím větší je nárůst everze. Je pravděpodobná souvislost s extrémními minimálními vlastnostmi obuvi, která postrádá zvýšenou podporu mediální podélné klenby. Nicméně, stejně jako většina moderní obuvi, jak konvenční, tak i minimalistická, má větší odpružení, tuhou patu, mediální podporu klenby a varózně koncipované šití pro zamezení nadměrné everze kotníku (Shorten, 2000 in Sinclair et al., 2013a). I když by se tedy mohlo zdát, že větší tloušťka podrážky konvenční obuvi povede k nadměrné everzi kotníku, kombinace tlumení a celkové koncipování boty účinně everzi

zamezuje (Sinclair et al., 2013a). To však nepotvrzuje výsledek výzkumu Češkové (2021) na základě kterého byla vytvořena naše hypotéza. Ta ale ve svém závěru udává, že změny v podobě vychýlení nekorespondují s pohyby nohy v botě, nýbrž s pohybem boty samotné.

Ačkoli použití různých biomechanických modelů nohou, typů bot a metodologií ztěžuje přímé srovnání mezi studii, podobnosti jsou evidentní. Rozdíly v hodnotách předchozích studií mohou být způsobeny umístěním některých markerů zevně obuvi, spíše než přímo na kůži skrz otvory v botě (Wegener et al., 2015; Wolf et al., 2008). Navzdory skutečnosti, že obouvání je pro nás nedílnou součástí denního režimu, obvykle se pozorují a popisují kinematické modely nohy naboso. Pochopení kinematiky obuté nohy však vyžaduje popis polohy nohy/jednotlivých kostí uvnitř obuvi. V mnoha studiích je snaha tuto problematiku vyřešit různými způsoby. Pro nejlepší zachycení pohybu kostí se používají například sandály. U těch ale nelze předpokládat, že by se chovaly stejně jako uzavřená obuv. Ta mění biomechaniku chodidla díky materiálu svršku boty a šněrování (Zhang, Paquette & Zhang, 2013). Pro zkoumání kinematiky chodidla v botě se také často zevně boty vyřezávají otvory, které umožňují umístit značky na povrch kůže. V současnosti však není jasné, jaká velikost je vhodná, aby měly markery dostatek prostoru pro pohyb, ale zároveň aby otvory neměnily vlastnosti boty (Bishop, Arnold, Fraysse & Thewlis, 2015; Wolf et al., 2008). Existuje však také způsob, jak zkreslení pohybu markerů obejít, aniž bychom nějak ovlivňovali vliv boty na chodidlo nebo umísťovali markery zevně obuvi. Snímání kinematiky nohy v botě je možné pomocí fluoroskopie, nebo také skioskopie. Jedná se o zobrazovací metodu, využívající rentgenových paprsků, která poskytuje pohyblivý obraz vnitřních částí těla v reálném čase (Gieroba, Bain & Cundy, 2015). V literatuře posledních let se objevuje několik skioskopických studií uvádějících kinematiku chůze naboso (McHenry, Exten, Long & Harris, 2016), ale jen velmi málo se věnuje kinematice nohy v obuvi (Campbell, Wilson, LaPrade & Clanton, 2014; Wang et al., 2016).

Při pohybech zánoží vůči tibi v transverzální rovině jsme nepozorovali žádný statisticky významný rozdíl mezi oběma podmínkami. Pro pohyby v transverzální rovině, máme omezenou možnost porovnání kinematických parametrů při chůzi v minimalistické obuvi, a to jak pro pohyby zánoží, tak pro pohyby středonoží. Pokud bychom opět uvažovali, že se noha v barefoot obuvi bude chovat při chůzi spíše jako v konvenční botě než jako bosá noha, měli bychom pozorovat pro pohyby zánoží vůči tibi změny ve fázi předšvihů jako tomu bylo v práci Češkové (2021). Na základě práce Wegenera et al.

(2015) a Wolfa et al. (2008) by ale očekávanou změnou byla výraznější addukce bosého zánoží ve fázi předšvihů. Jelikož ve všech třech případech byly hodnoceny pohyby zánoží vůči tibii a zároveň jsou křivky tvarově velmi podobné, můžeme se jen dohadovat, z jakých důvodů se výsledky liší. Dle mého názoru by pro pohyby v transverzální rovině mohla být limitující právě rozdílná pružnost použitých bot, kdy naše barefootová obuv by mohla být nejpružnější, a tak nejlépe zvládla kopírovat pohyby zánoží.

Statisticky významné změny jsme zaznamenali pro pohyby TMT komplexu vůči zánoží a to ve všech třech anatomických rovinách. Pro srovnání pohybů středonoží v minimalistické obuvi, respektive TMT komplexu, jsem se v literatuře nesešla s adekvátním výzkumem. Pohyby středonoží se ve studii zabývali Wegener et al. (2015), ačkoliv testovali konvenční běžeckou obuv (tloušťka podrážky pod patou 33 mm, drop 10 mm, váha 246 g EU vel. 38). Tato studie sloužila jako podklad pro vytvoření některých našich hypotéz. Dvě z nich však na základě výsledků nebyly potvrzeny. Příčinou odlišného výsledku pro pohyby středonoží, respektive TMT komplexu, je zejména použití rozdílného modelu pro umístění markerů. Jejich model respektoval pohyby prvního metatarzofalangeálního skloubení, proto při chůzi v obuvi nechali markery i na distálním článku palce a na hlavičce prvního a pátého metatarsu. Rovněž umístili markery přímo na kůži, skrze otvory vytvořené v botě. Tyto rozdíly v metodice pravděpodobně vyústily v rozdílnost našich výsledků, a to i při chůzi naboso. Například v sagitální rovině se překvapivě na konci stojné fáze středonoží pohybovalo do výrazné plantární flexe, zatímco v našem případě se pohyb TMT komplexu vůči zánoží v konečné fázi odehrál do větší dorzální flexe. Pokud se podíváme na pohyby TMT komplexu v rovině frontální, zjistíme, že se výsledky rovněž neshodují. Weger et al. (2015) ve studii popisují zmenšení everze při chůzi v botě, zatímco z našich výsledků vyplývá, že se TMT komplex pohyboval po celou dobu stojné fáze v inverzi. Důvod toho rozdílu mi není znám, pravděpodobně za to opět může srovnávání jiné obuvi a použití jiného biomechanického modelu. Pro pohyby v transverzální rovině jsou křivky našich výzkumů podobné, v obou případech byla zaznamenána větší addukce středonoží, v našem případě TMT komplexu, při chůzi v obuvi. Otázkou zůstává, proč se při pohybech v této rovině naše výsledky shodovaly. Zřejmě pro pohyby v transverzální rovině nebylo tak zásadní odlišné umístění markerů. Závěrem této studie však zůstává fakt, že pohyby středonoží se v obuvi při chůzi zmenšují. Myslím si, že důvodem zmenšení pohybů středonoží (respektive TMT komplexu) v obuvi, nemusí být pouze jejím omezujícím vlivem, ale vlastně také podporou, kterou bota vykonává za nohu zejména v době odrazu. Bosá noha musí při

propulzi vytvořit dostatečnou podporu a změnit se v tuhou páku pro odraz, což při chůzi v obuvi vykonává tuhý materiál podrážky a svršku boty (Kirby, 2000; Keenan et al., 2011 and Lin et al., 2013 in Kung et al., 2015).

Ve výsledcích pro pohyby zánoží v sagitální rovině můžeme pozorovat také zvýšenou plantární flexi v závěru stojné fáze. Tyto výsledky překládají také Wolf et al. (2008), kteří předpokládají, že zvýšená plantární flexe v kotníku v závěru stojné fáze při chůzi v obuvi je kompenzačním mechanismem pro omezenou plantární flexi středonoží.

Kromě rozdílů v porovnání s konvenčními botami, výsledky také ukázaly rozdíly mezi jednotlivými modely minimalistické obuvi (Sinclair et al., 2014). To podporuje tezi Sinclaira et al., (2012), že minimalistická obuv, chceme-li barefoot obuv, ne zcela napodobuje kinematiku bosého chodidla, ať už při běhu nebo při chůzi. Některé modely více než jiné. S tím souhlasí také Bonacci et al. (2013) nebo Sinclair et al. (2013a). Tuto skutečnost si autoři vysvětlují tak, že byt' je podrážka minimalistické obuvi snižena, pořád plní svou funkci tlumení nárazu a odpružení (Sinclair et al., 2013a). Nárůst plantární flexe při došlapu související s běháním naboso je považován za primární mechanismus, kterým se běžci přizpůsobují tomuto stavu (De Wit et al. 2000, Warburton 2001, Griffin et al. 2007). Odlišně se však na tuto problematiku dívají Squadrone a Gallozzi (2009), kteří zastávají názor, že minimalistická obuv je schopna imitovat bosý běh. Při porovnání použité metodiky jednotlivých výzkumů, ale opět nalézáme rozdíly, zejména v typu použité obuvi.

Problematika pohybu zánoží a středonoží, je mnohem složitější a nemůžeme se omezit pouze na pohyby v těchto segmentech. Je potřeba pozorovat provázanost pohybů zánoží s rotací tibie, flexí kolenního kloubu, a také s pohyby kyčelního kloubu, čemuž v našem výzkumu nevěnujeme pozornost (Češková, 2021; Koshino et al., 2017; Vařeka et al., 2018). Je také nutné zmínit, že některé odchylky mohou být dány chybou vznikající pohybem boty vůči noze, nikoliv jiným kinematickým chováním chodidla, potažmo celé dolní končetiny bez obuvi (Bishop, 2015; Češková, 2021; Sinclair et al., 2013b). Také s ohledem na to, že barefoot obuv se různí designem nebo i použitými materiály a nelze ji považovat za analogickou. Stejně tak je potřeba brát v potaz pohyby kůže vůči kostěným anatomickým strukturám při chůzi naboso, což může narušit přesnost analýzy pohybu (Schallig et al., 2021).

Závěrem tedy můžeme říci, že chůze v barefootové obuvi, není totožná s chůzí naboso, neboť změny v kinematických parametrech jsou očividné. Stále by se však tento druh obutí dal považovat za vhodnou alternativu se zachováním ochrany chodidla před

zevními vlivy ve snaze se bosé chůzi přiblížit (Sinclair et al., 2012). Je však nutné brát v potaz také to, že každá barefootová obuv má jiné parametry, je vyrobena z jiných materiálů a v závislosti na tom může chodidlo ovlivňovat jiným způsobem.

Limity studie

Mezi limity studie patří velikost výzkumného souboru účastníků ($n = 10$). Větší počet probandů by zajistil spolehlivější výsledky měření.

Potencionálně limitujícím faktorem mohlo být také nepřesné umístění markerů na prominující kostěné struktury fyzioterapeutkou.

Není jasné, jak moc jsou rozdíly v naměřených parametrech dány změnou kinematiky nohy, anebo jestli jsou dány pohybem obuvi vůči noze samotné. Stejně tak při chůzi na boso mohly pohyby jednotlivých markerů zkreslovat pohyby kůže proti kostěným strukturám.

Za limit by se dalo také považovat posouzení okamžitého vlivu barefoot obuvi, neboť nám výsledky neukazují, jak bota ovlivní celkově chůzi v konečném důsledku.

Závěry

V rámci této diplomové práce byl zkoumán pohyb kloubů chodidla v testované obuvi a bez ní. Po srovnání úhlových parametrů zánoží vůči tibii a TMT komplexu vůči zánoží u asymptomatických dospělých jedinců bylo zjištěno několik statisticky významných změn.

Chůze v obuvi ovlivňuje pohyby zánoží vůči tibii v sagitální a frontální rovině. V sagitální rovině se na počátku stejné fáze zánoží vůči tibii pohybovalo ve větší dorzální flexi než při chůzi naboso ($p=0,045$). Následně v druhé polovině stejné fáze se zánoží při chůzi v obuvi opět nacházelo ve větší dorzální flexi se srovnání s chůzí naboso ($p<0,001$).

Ve frontální rovině se zánoží vůči tibii v obuvi pohybovalo převážnou většinu stejné fáze v everzi, na rozdíl od chůze naboso ($p<0,001$).

Pohyby zánoží vůči tibii v trasnverzální rovině obuv nijak zásadně neovlivnila. Nebyly prokázány žádné statisticky významné změny.

Pohyby TMT komplexu vůči zánoží byly signifikantně ovlivněny chůzí v obuvi. V sagitální rovině v závěru stejné fáze chůzového cyklu (80–100 %) se TMT komplex nacházel v plantární flexi vůči zánoží, na rozdíl od chůze naboso, kde převládala dorzální flexe ($p=0,010$).

Ve frontální rovině se TMT komplex při chůzi v barefoot obuvi nacházel v menší inverzi vůči zánoží a to ve 20–50 % stejné fáze chůzového cyklu ($p=0,003$) a v 80–95 % stejné fáze chůzového cyklu ($p=0,028$) ve srovnání s chůzí naboso.

V transverzální rovině při chůzi v barefoot obuvi se TMT komplex nacházel ve výraznější addukci vůči zánoží než při chůzi naboso. Docházelo k tomu během větší části (0–90 %) stejné fáze chůzového cyklu.

Souhrn

Tématem této diplomové práce bylo určení okamžitého vlivu barefoot obuvi na kinematické parametry nohy během stojné fáze chůzového cyklu. Tyto parametry byly porovnány s kinematickými parametry nohy při chůzi na bosu. Konkrétně bylo zkoumáno, zda má barefoot obuv vliv na kinematické parametry pohybů zánoží vůči tibii a TMT komplexu vůči zánoží. Tyto pohyby byly zaznamenány ve všech třech anatomických rovinách.

V přehledu poznatků je pozornost věnována noze, její anatomii, kineziologii jednotlivých kloubů. Dále chůzovému cyklu a kinematice jednotlivých skloubení během chůze, barefoot obuvi a jejímu vlivu na nohu při chůzi současně se všemi úskalími a benefity, které s sebou tento typ obuvi přináší. Zároveň je také zmíněna bosá chůze a její vliv na jednotlivé biomechanické parametry. Poslední kapitola pojednává o kinematické analýze pohybu, konkrétně měření pomocí optoelektronických systémů.

V rámci výzkumu bylo měřeno 10 osob, konkrétně 8 žen a 2 muži průměrného věku $26 \pm 5,1$ let. Každý proband absolvoval chůzi v jednotné barefoot obuvi Ahinsa shoes, typ Chitra Bare. Pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage V5 (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) bylo provedeno šest záznamů chůze ve zmíněné obuvi a šest záznamů chůze naboso. Naměřené hodnoty byly následně zpracovány a statisticky analyzovány.

Pro pohyby zánoží vůči tibii byly zaznamenány nejmarkantnější rozdíly v sagitální rovině, a to zejména ve fázi předšvihů a ve frontální rovině byla zaznamenán statisticky signifikantní změna v průběhu celé stojné fáze. V transverzální rovině nedošlo k žádným statisticky významným změnám.

Při zkoumání pohybů TMT komplexu vůči zánoží byl naopak pozorován největší rozdíl v transverzální rovině během celé stojné fáze. Rozdíly při pohybech byly pozorovatelné také v sagitální a frontální rovině. V sagitální rovině zejména v období předšvihů, stejně tak ve frontální rovině, kde byl zaznamenán rozdíl také ve fázi mezistoje.

Z výše uvedených výsledků vyplývá, že zkoumaný typ obuvi měl vliv na kinematiku nohy během stojné fáze chůzového cyklu a nelze ji tedy považovat za analogickou bosé chůzi.

Summary

The topic of this diploma thesis was to determine the acute influence of barefoot shoes on the kinematic parameters of the foot during the standing phase of the walking cycle. These parameters were compared with the kinematic parameters of the foot when walking barefoot. Specifically, it was investigated whether barefoot footwear affects the kinematic parameters of the movements of the rearfoot relative to the tibia and the TMT complex relative to the rearfoot. These movements were recorded in all three anatomical planes.

In the overview of knowledge, attention is paid to the foot, its anatomy, kinesiology of individual joints. Furthermore, the walking cycle and the kinematics of individual joints during walking, barefoot shoes and its effect on the foot when walking at the same time with all the pitfalls and the benefits that this type of footwear brings. At the same time, barefoot walking is also mentioned and its influence on individual biomechanical parameters. The last chapter deals with kinematic analysis of motion, specifically measurements using optoelectronic systems.

Within the research, x persons were measured, specifically 8 women and 2 men of average age $26 \pm 5,1$ years. Each proband completed walking in a uniform barefoot shoe Ahinsa shoes, type Chitra Bare. Using the Vicon Vantage V5 optoelectronic system (Vicon Motion Systems, London, UK), six walking footage was recorded and six barefoot footage recordings were performed. The measured values were then processed and statistically analyzed.

The most striking differences in the sagittal plane were recorded for the movements of the rearfoot against the tibia, especially in the preswing phase, and in the frontal plane a statistically significant change was recorded during the entire standing phase. There were no statistically significant changes at the transversal plane.

In contrast, when examining the movements of the TMT complex relative to the rearfoot, the largest difference in the transverse plane was observed during the entire standing phase. Differences in movements were also observable in the sagittal and frontal planes. In the sagittal plane, especially in the preswing period, as well as in the frontal plane, where a difference was also recorded in the midstance stage.

These results show that the examined type of footwear had an effect on the kinematics of the foot during the standing phase of the walking cycle and cannot therefore be considered analogous to barefoot walking.

Referenční seznam

- Agresta, C., Kessler, S., Southern, E., Goulet, G. C., Zernicke, R., & Zandler, J. D. (2018). Immediate and short-term adaptations to maximalist and minimalist running shoes. *Footwear Science*, 10(2), 95–107. doi:10.1080/19424280.2018.1460624
- Ahinsa shoes (n.d.). *Fyzioterapie a barefoot*. Retrieved from <https://ahinsashoes.cz/barefoot-obuv>
- Albert, S. F., & Curran, S. A. (2018). *Lower Extremity Biomechanics: Theory and Practice Volume 1*. Bipedmed, LLC.
- Arastu, M. A., Buckley, R. E. (2012). Tarsometatarsal joint complex and midtarsal injuries. *Chir. Orthop. Traumatol. Cech.*, 79(1), 21–30. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22405545/>
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf Jessenius.
- Beimers, L., Tuijthof, G. J. T., Blankevoort, L., Jonges, R., Maas, M., & Niek van Dijk, C. (2008). In-vivo range of motion of the subtalar joint using computed tomography. *Journal of Biomechanics*, 41, 1390–1397. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.02.020
- Bishop, C., Arnold, J. B., Fraysse, F., & Thewlis, D. (2015). A method to investigate the effect of shoe-hole size on surface marker movement when describing in-shoe joint kinematics using a multi-segment foot model. *Gait & Posture*, 41, 295–299. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.002>
- Boal, E. P., de Bengoa Vallejo, R. B., Rodriguez, M. F., Lopez, D. L., & Iglesias, M. E. L. (2016). Geometry of the Proximal Phalanx of Hallux and First Metatarsal Bone to Predict Hallux Abducto Valgus: A Radiological Study. *PloS one*, 11(11). doi: 10.1371/journal.pone.0166197
- Bonacci, J., Saunders, P. U., Hicks, A., Rantalainen, T., Vicenzino, B. G., & Spratford, W. (2013). Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. *Br J Sports Med*, 47, 387–392. doi: 10.1136/bjsports-2012-091837
- Borgia, B., Silvernail, J. F., & Becker, J. (2020). Joint coordination when running in minimalist, neutral, and ultra-cushioning shoes. *Journal of Sports Sciences*, 38(8), 855–862. doi: 10.1080/02640414.2020.1736245

- Branthwaite, H., & Chockalingam, N. (2019). Everyday footwear: An overview of what we know and what we should know on ill-fitting footwear and associated pain and pathology, *The Foot*, 39, 11–14. doi: <https://doi.org/10.1016/j.foot.2019.01>.
- Buda, R., Di Caprio, F., Bedetti, L., Mosca, V., & Giannini, S. (2013). Foot Overuse Diseases in Rock Climbing An Epidemiologic Study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(2), 113–120. Retrieved from <https://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=e7b82c88-304f-49de-a81e-78cc31fdcdcf%40sessionmgr101>
- Buchanan, K. R., & Davis, I. (2013). The relationship between forefoot, midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(9), 559–566. doi: 10.2519/jospt.2005.35.9.559
- Campbell, K. J., Wilson, K. J., LaPrade, R. F., & Clanton, T. O. (2014). Normative rearfoot motion during barefoot and shod walking using biplane fluoroscopy. *Knee Surg. Sport. Traumatol. Arthrosc.*, 24(4), 1402–8. doi: 10.1007/s00167-014-3084-4
- Coetzee, D. R., Albertusa, Y., Tama, N., & Tuckerb, R. (2018). Conceptualizing minimalist footwear: an objective definition. *Journal of Sports Sciences*, 36(8), 949–954. doi: <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1346816>
- Češková, T. (2021). *Vliv obuvi na kinematické parametry dolní končetiny*. Diplomová práce (magisterská). Olomouc: Univerzita Palackého Olomouc
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I (3rd ed.)*. Praha: Grada.
- D'Août, K., Stassijns, G., Aerts, P., & Willems, C. (2015). Plantar pressure and foot roll-off timing during walking barefoot, in a minimal shoe, and in conventional footwear. *Footwear Science*, 7(1), 119–120. doi: 10.1080/19424280.2015.103864
- D'aout, K. (2008). The evolutionary history of the human foot. *Advances in Plantar Pressure Measurements in Clinical and Scientific Research*. Shaker Publishing BV, 44–68. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/242093215_The_evolutionary_history_of_the_human_foot
- Dames, K. D., Heise, G. D., Hydock, D. S., & Smith, J. D. (2019). Obese adults walk differently in shoes than while barefoot. *Gait & Posture*, 70, 79–83. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.016>
- De Wit, B., De Clerq, D., & Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33, 269–279. doi: 10.1016/s0021-9290(99)00192-x

- Dobbelsteen, J. J., Brenner, E., & Smeers, J. B. (2001). Endpoints of arm movements to visual targets. *Experimental Brain Research*, 138(3), 279–287. doi: 10.1007/s002210100689
- Dungl, P., et al. (2005). *Ortopedie. 1 vyd.* Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie.* Praha: Grada.
- Edwards, W. B., Taylor, D., Rudolphi, T. J., Gillette, J. C., & Derrick, T. R. (2009). Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. *Med Sci Sports Exerc*, 41, 2177–2184. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181a984c4
- Franklin, S., et al. (2018). Modifications in lower leg muscle activation when walking barefoot or in minimalist shoes across different age-groups. *Gait & Posture Elsevier*, 60, 1–5. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.027>
- Franklin, S., Grey, M., J., et al. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture*, 42(3), 230–239. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019>
- Fuller, J. T., Buckley, J. D., Tsiros, M. D., Brown, N. A. T., & Thewlis, D. (2016). Redistribution of Mechanical Work at the Knee and Ankle Joints During Fast Running in Minimalist Shoes. *Journal of Athletic Training*, 51(12). doi: 10.4085/1062-6050-51.12.05
- Fuller, J. T., Thewlis, D., Tsiros, M. D., Brown, N. A. T., Hamill, J., & Buckley, J. D. (2019). Longer-term effects of minimalist shoes on running performance, strength and bone density: A 20-week follow-up study. *European Journal of Sport Science*, 9(3), 402–412. doi: <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1505958>
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy.* Oxford: Mac Keith Press.
- Gieroba, T. J., Bain, G. I., & Cundy, P. J. (2015). Review of the Clinical Use of Fluoroscopy in Hand Surgery. *Hand Surgery*, 20(02), 228–236. doi:10.1142/s021881041530003x
- Griffin, J. R., Mercer, J. A., & Dufek, J. S. (2007). Kinematic comparison of running barefoot and in the barefoot shoe Free 5.0. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39, 73. doi: <http://dx.doi.org/10.25669/gfnd-vvms>
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu.* Praha: Triton.
- Hamill, J., Russell, E. M., Gruber, A. H., & Miller, R. (2011). Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Science*, 3(1), 33–40. doi:10.1080/19424280.2010.542187

- Harradine, P., & Bevan, L. A. (2009). The review of the theoretical unified approach to podiatric biomechanics in relation to foot orthoses therapy. *J Am Podiatr Med Assoc*, *99*, 317–325. doi: <https://doi.org/10.7547/0980317>
- Harradine, P., Gates, L., & Bowen, C. (2018). If It Doesn't Work, Why Do We Still Do It? The Continuing Use of Subtalar Joint Neutral Theory in the Face of Overpowering Critical Research. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *48*(3), 130–132. doi:10.2519/jospt.2018.0604
- Harris, G. F., Smith, P. A., & Marks, R. M. (2008). *Foot and Ankle Motion Analysis. Clinical treatment and technology*. New York: CRC Press.
- Heath, M. (2005). Role of Limb and Target Vision in the Online Control of Memory-Guided Reaches. *Motor Control*, *9*(3), 281–309. doi: 10.1123/mcj.9.3.281
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., Chow, B. S., & Deland, J. T. (2013). Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & posture*, *37*(3), 445–451. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.007
- Hirsch, B. E., Udupa, J. K., & Stindel, E. (2000). Tarsal joint kinematics via 3 D imaging. *Critical reviews in diagnostic imaging*, *41*(6), 403–449. doi: 10.3109/10408370091179253
- Chen Wang, M. D., Geng, X., Wang, S., Xin Ma, M. D., Xu Wang, M. D., Jiazhang Huang, M. D., & Wang, K. (2016). In vivo kinematic study of the tarsal joints complex based on fluoroscopic 3D-2D registration technique. *Gait & Posture*, *49*, 54–60. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.06.009
- Churchland, M. M., Afshar, A., & Shenoy, K. V. (2006). A Central Source of Movement Variability. *Neuron*, *52*(6), 1085–1096. doi: 10.1016/j.neuron.2006.10.034
- Jandová, S., Charousek, J., & Janura, M. (2019). Comparison of foot loading and foot strike pattern in women running in minimalist and conventional sports shoes. *Acta Gymnica*, *49*(1), 40–46. doi: 10.5507/ag.2019.003
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z. et al. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Jarvis, H. L., Nester, C. J., Bowden, P. D., & Jones, R. K. (2017). Challenging the foundations of the clinical model of foot function: further evidence that the root

- model assessments fail to appropriately classify foot function. *Journal of Foot and Ankle Research*, 10(1). doi:10.1186/s13047-017-0189-2
- Jarvis, H. L., Nester, C. J., Jones, R. K., Williams, A., & Bowden, P. D. (2012). Inter-assessor reliability of practice based biomechanical assessment of the foot and ankle. *J Foot Ankle*, 5(14). doi: <https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-14>
- Jastifer, J. R. & Gustafson, P. A. (2014). The subtalar joint: Biomechanics and functional representations in the literature. *Foot*, 24, 203–209. doi: <https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.06.003>
- Jenkins, D. W., & Cauthon, D. J. (2011). Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. *J Am Podiatr Med Assoc*, 101, 231–246. doi: 10.7547/1010231
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints. Volume 2. Lower Limb. (5th ed.)*. New York
- Kapandji, I. A. (1991). *The Physiology of the Joints. Volume 2., Lower Limb. Translated by L. H. Honoré*. Edinburgh: Churchill Livingstone
- Kendall, K. D., Patel, C., Wiley, J. P., Pohl, M. B., Emery, C. A., & Ferber, R. (2013). Steps toward the validation of the Trendelenburg test: the effect of experimentally reduced hip abductor muscle function on frontal plane mechanics. *Clin J Sport Med.*, 23(1), 45–51. doi: 10.1097/JSM.0b013e31825e66a1
- Kennedy, P. M., & Inglis, J. T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *Journal of Physiology*, 538(3), 995–1002. doi: 10.1113/jphysiol.2001.013087
- Kirby, K. A. (2000). Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the american podiatric medical association*, 90(1), 1–5. doi: 10.7547/87507315-90-1-30
- Kirby, K. A. (2014). *Foot and Lower Extremity Biomechanics IV: Precision Intricast Newletters, 2009-2013*.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Koshino, Y., Yamanaka, M., Ezawa, Y., Okunuki, T., Ishida, T., Samukawa, M., & Tohyama, H. (2017). Coupling motion between rearfoot and hip and knee joints during walking and single-leg landing. *Journal of electromyography and kinesiology*, 37, 75–83. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.09.004>

- Kung, S. M., Fink, P. W., Hume, P., & Shultz, S. P. (2015). Kinematic and kinetic differences between barefoot and shod walking in children. *Footwear Sci.*, 7, 95–105. doi: <https://doi.org/10.1080/19424280.2015.1014066>
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & Posture*, 17(2), 106–112. doi:10.1016/s0966-6362(02)00060-7
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. (2012). *Whittle's gait analysis*. London: Elsevier Health Science.
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's gait analysis (5th ed.)*. Edinburg: Elsevier.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo–významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 15(3), 99–104. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2008-3/chodidlo-vyznamna-cast-stabilizacniho-systemu-2174>
- Lewitová, C. H. (2016). O dětských nohách. *Umění fyzioterapie*, (1), 5–7
- Lewitová, C. H. (2016). O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*, (2), 5–8.
- Lexico (2021). *Oxford English and Spanish Dictionary, Thesaurus, and Spanish to English Translator*. Retrieved from <https://www.lexico.com/definition/barefoot>
- Lingea (2006). *Anglicko-český, česko-anglický, velký slovník...nejen pro překladatele, 1. vydání*. Lingea s.r.o.
- Lussiana, T., Hébert-Losier, K., & Mourot, L. (2015). Effect of minimal shoes and slope on vertical and leg stiffness during running. *J. Sport Health Sci.*, 4(2), 93–100. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2013.09.004>
- Mahoney, J. M., So, E., Stapleton, D., Renner, K., Puccinelli, A., & Vardaxis, V. (2019). Evaluation of the subtalar joint during gait using 3-D motion analysis: Does the STJ achieve neutral position? *The Foot and Ankle Online Journal*, 12 (1). doi: 10.3827/faoj.2019.1201.0004
- Menant, J. C., Steele, J. R., Menz, H. B., Munro, B. J., & Lord, S. R. (2008). Optimizing footwear for older people at risk of falls. *Jurnal Of Rehabilitation Research And Development*, 45(8), 1167–1182. doi: 10.1682/JRRD.2007.10.0168
- Menz, H. B. (1995). Clinical hindfoot measurement: a critical review of the literature. *Foot*, 5, 57–64. doi: [https://doi.org/10.1016/0958-2592\(95\)90012-8](https://doi.org/10.1016/0958-2592(95)90012-8)

- McHenry, B. D., Exten, E., Long, J. T., & Harris, G. F. (2016). Sagittal fluoroscopy for the assessment of hindfoot kinematics. *J. Biomech. Eng.*, *138*(3). doi: 10.1115/1.4032445
- McHenry, B. D., Kruger, K. M., Extenc, E. L., Tarimad, S., & Harris, G. F. (2019). Sagittal subtalar and talocrural joint assessment between barefoot and shod walking: A fluoroscopic study. *Gait & Posture*, *72*, 57–61. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.024>
- Michaud, T. C. (1997). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Miller, V. et al. (2014). The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science*, *3*(2), 74–85. doi: 10.1016/j.jshs.2014.03.011
- Morio, C. et al. (2009). The Influence of Footwear on foot motion during walking and running. *Journal of Biomechanics*, *42*(13), 2081–2088. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/26706074_The_influence_of_footwear_on_foot_motion_during_walking_and_running
- Morio, C., et al. (2009). The influence of footwear on foot motion during walking and running. *Journal of Biomechanics*, *42*(3), 2081–2088. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.06.015
- Moseley, L., et al. (1996). Three-dimensional kinematic of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. *Clinical biomechanics*, *11*(1), 39–45. doi: [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00036-4](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00036-4)
- Mrkvová, K. (2018). *Biomechanické rizikové faktory chůze vbarefoot obuvi*. Diplomová práce (Mgr.). Ostrava: Ostravská Univerzita. Lékařská fakulta.
- Murphy, K., Curry, E. J., & Matzkin, E. G. (2013). Barefoot running: does it prevent injuries? *Sports Med*, *43*(11), 1131–8. doi: 10.1007/s40279-013-0093-2.
- Neumann, D. A. (2010). *Kinesiology of the musculoskeletal system. Foundations for rehabilitation*. 2. Vyd. Missouri: MOSBY Elsevier, USA.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Okita, N., Meyers, S. A., Challis, J. H., & Sharkey, N. A. (2014). Midtarsal joint locking: new perspectives on an old paradigm, *J. Orthop. Res.*, *32*(1), 110–115. doi: 10.1002/jor.22477

- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, *48* (7), 1277–1285. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.02.051
- Peña Fernández, M., Hoxha, D., Chan, O., Mordecai, S., Blunn, G. W., Tozzi, G., & Goldberg, A. (2020). Centre of Rotation of the Human Subtalar Joint Using Weight-Bearing Clinical Computed Tomography. *Scientific Reports*, *10*(1). doi: 10.1038/s41598-020-57912-z
- Perkins, K. P., Hanney, W. J., & Rothschild, C. E. (2014). The Risks and Benefits of Running Barefoot or in Minimalist Shoes: A Systematic Review. *Sports Physical Therapy*, *6*(6), 475–480. doi: 10.1177/1941738114546846
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
- Petersen, E., Zech, A., & Hamacher, D. (2020). Walking barefoot vs. with minimalist footwear – influence on gait in younger and older adults. *BMC Geriatrics*, *20*(88). doi: <https://doi.org/10.1186/s12877-020-1486-3>
- Phan, C. B., Shin, G., Min Lee, K., & Koo, S. (2019). Skeletal kinematics of the midtarsal joint during walking: Midtarsal joint locking revisited. *Journal of Biomechanics*, *95*(2). doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.07.031
- Picciano, A. M., Rowlands, M. S., & Worrell, T. (1993). Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *J Orthop Sports Phys Ther.*, *18*, 553–558. doi: <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.4.553>
- Pročková, P. (2016). Život naboso. *Umění fyzioterapie*, *1*(2), 55–59
- Pytlová, L. (2020). *Barefoot: žij naboso!*, Praha: Grada Publishing.
- Ramanathan, A.K., et al. (2011). The influence of shoe sole's varying thickness on lower limb muscle activity. *Foot Ankle Surg*, *17*(4), 218–23. doi: 10.1016/j.fas.2010.07.003
- Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech*, *1*(1), 89–98. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002
- Reinschmidt, C., Van Den Bogert, A. J., Lundberg, A., Nigg, B. M., Murphy, N., Stacoff, A., & Stano, A. (1997). Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait & Posture*, *6*(2), 98–109. doi: 10.1016/S0966-6362(97)01110-7

- Ridge, S. T., Olsen, M. T., Bruening, D. A., Jurgensmeier, K., Griffin, D., Davis, I. S., & Johnson, A. W. (2019). Walking in minimalist shoes is effective for strengthening foot muscles. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, *51*(1), 104–113. doi: 10.1249/MSS.0000000000001751
- Robbins, S., Waked, E., & McClaran, J. (1995). Proprioception and stability: Foot Position Awareness as a Function of Age and Footwear. *Age and Ageing*, *24*, 67–72. doi: 10.1093/ageing/24.1.67
- Root, M. L., Orien, W. P., & Weed, J. H. (1977). *Normal and abnormal function of the foot: clinical biomechanics. Vol. II*. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Walkins.
- Schallig, W., Streekstra, G. J., Hulshof, Ch. M., Kleipool, R. P., Dobbe, J. G., Maas, M., Harlaar, J., Krogt, M. M., & Noort, J. C. (2021). The influence of soft tissue artifacts on multi-segment foot kinematic. *J Biomech.*, *7*, 120. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110359
- Sinclair, J., Greenhalgh, A., Brooks, D., Edmundson, C. J., & Hobbs, S. J. (2013a). The influence of barefoot and barefoot-inspired footwear on the kinetics and kinematics of running in comparison to conventional running shoes. *Footwear Science*, *5*(1), 45–53. doi: <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.693543>
- Sinclair, J., Greenhalgh, A., Taylor, P.J., Edmundson, C.J., Brooks, D., & Hobbs, S.J. (2013b). Differences in tibiocalcaneal kinematics measured with skin and shoe mounted markers. *Human Movement*, *14*, 64–69. doi: <https://doi.org/10.2478/humo-2013-0005>
- Sinclair, J., Hobbs, S. J., Currigan, G., Giannandrea, M., & Taylor, P. J. (2014). Tibiocalcaneal kinematics during barefoot and in barefoot-inspired shoes in comparison to conventional running footwear. *Movement & Sport Sciences*, *83*, 67–75. doi: 10.1051/sm/2013104
- Sinclair, J., Taylor, P. J., Edmundson, C. J., Brooks, D., & Hobbs, S. J. (2012). Influence of the helical and six available cardan sequences on 3-D ankle joint kinematic parameters. *Sports Biomechanics*, *11*, 430–437. doi: 10.1080/14763141.2012.656762
- Skalka, P. (2017). Pánevní dno postavené na nohy. *Umění fyzioterapie*, *3*, 37–42.
- Squadrone, R., & Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *Jurnal of Sports*

- Medicine and Physical Fitness*, 49(1), 6–13. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19188889>
- Squadrone, R., Rodano, R., Hamill, J., & Preatoni, E. (2015). Acute effect of different minimalist shoes on foot strike pattern and kinematics in rearfoot strikers during running. *Journal of Sports Sciences*, 33(11), 1196–1204. doi: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2014.989534>
- Stolwijk, N., M., & Duysens, J., et al. (2013). Flat Feet, Happy Feet? Comparison of the Dynamic Plantar Pressure Distribution and Static Medial Foot Geometry between Malawian and Dutch Adults. *PLoS ONE*, 8(2). doi: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0057209>
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace—systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 26–31. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2010-1/vyuziti-3d-kinematicke-analyzy-chuze-pro-potreby-rehabilitace-system-vicon-mx-32750>
- The essentials of motion capture, (n.d). *Vicon Motion System*. Retrieved from <https://www.cs.ubc.ca/wiki/pub/Imager/MotionCapture/3.EssentialsofMotionCapture.pdf>
- Toppischová, M., & Šnoplová, A. (2008). Funkce nohy. *Bolest*, 11(2), 109–111.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94–102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2005). Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 156–166.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. 1. vyd., Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- Vařeka, I., Janura, M., & Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 25(2), 81-86. Retrieved from <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2018-2-14/kineziologie-chuze-105730>
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vyd., Praha: Triton.
- Villarroya-Aparicio, A., Franco-Sierra, M. Á., García-Muñoz, I., Marcén-Román, Y., Alonso-Vázquez, A., & Rodríguez-Blanco, C. (2015). Impact of forefoot varus on

- standing and gait kinematics in children. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 18(3), 171–180. doi: 10.1016/j.ijosm.2014.11.002
- Vivobarefoot (2012–2022). *Barefoot boty versus minimalistické boty*. <https://www.vivobarefoot.cz/on-line-shop/barefoot-boty-versus-minimalisticke-boty>
- Wang, C., Geng, X., Wang, S., Ma, X., Wang, X., & Huang, J. et al. (2016). The impact of high-heeled shoes on ankle complex during walking in young women—in vivo kinematic study based on 3D to 2D registration technique. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 28, 7–16. doi: 10.1016/j.jelekin.2016.01.005
- Warburton, M. (2001). Barefoot running. *Sport Science*, 5(3). Retrieved from <http://sports.org/jour/0103/mw.htm>
- Wearings, S. C. et al. (2014). Force-Deformation Properties of the Human Heel Pad during Barefoot Walking. *Medicine and Science in Sport and Excercise*, 46(8), 1588–94. doi: 10.1249/MSS.0000000000000281
- Wegener, C., Greene, A., Burns, J., Hunt, A. E., Vanwanseele, B., & Smith, R. M. (2015). In-shoe multi-segment foot kinematics of children during the propulsive phase of walking and running. *Human movement science*, 39, 200–211. doi: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.11.002>
- Willems, C. et al., (2017). Biomechanical implications of walking with indigenous footwear. *American Journal of Physical Anthropology*, 162(4), 782–793. doi: <https://doi.org/10.1002/ajpa.23169>
- Williams, A. E. (2018). Special theme article: science and sociology of footwear. *Journal of Foot & Ankle Research*, 11(1), 10–11. doi: 10.1186/s13047-018-0293-y
- Willy, R. W., & Davis, I. S. (2014). Kinematic and Kinetic Comparison of Running in Standard and Minimalist Shoes. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 46(2), 318–323. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182a595d2
- Winn, Y. (n.d.) *Minimalist/Barefoot Running Basics*. Retrieved from <https://www.rei.com/learn/expert-advice/basics-of-barefoot-minimalist-running.html>
- Wirth, B., Hauser, F., & Mueller, R. (2011). Back and neck muscle activity in healthy adults during barefoot walking and walking in conventional and flexible shoes. *Footwear Science*, 3(3), 159–167. doi: <https://doi.org/10.1080/19424280.2011.633104>

- Wolf, S., Simon, J., Patikas, D., Schuster, W., Armbrust, P., & Döderlein, L. (2008). Foot motion in children shoes—A comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait & Posture*, *27*(1), 51–59. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.01.005
- Wright, W. G., Ivanenko, Y. P., & Gurfinkel, V. S. (2011). Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *Journal of Neurophysiology*, *107*(5), 1513–1521. doi: 10.1152/jn.00256.2011
- 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*, 1–7. doi: 10.1155/2017/4316821
- Yalcin, N., Esen, E., Kanatli, U., & Yetkin, H. (2010). Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc*, *44*(3), 241–5. doi: 10.3944/AOTT.2010.2233
- Yo, S., Kuan-Lun, L., & Tzyy-Yuang, S. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait Posture*, *38*(3), 490–494. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.030
- Zech, A., Venter, R., de Villiers, J. E., Sehner, S., Wegscheider, K., & Hollander, K. (2018). Motor Skills of Children and Adolescents Are Influenced by Growing up Barefoot or Shod. *Front. Pediatr*, *6*(115). doi: 10.3389/fped.2018.00115
- Zhang, X., Paquette, M. R., & Zhang, S. (2013). A comparison of gait biomechanics of flip-flops, sandals, barefoot and shoes. *Journal of Foot and Ankle Research*, *6*(45). Retrieved from <http://www.jfootankleres.com/content/6/1/45>

Přílohy

Příloha 1. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi na antropometrické a biomechanické parametry nohy a dolních končetin

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 2. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne **17. 12. 2019** byl projekt výzkumné práce

Autor (hlavní řešitel): **Mgr. Lenka Murínová**

s názvem

Vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi na antropometrické a biomechanické parametry nohy a dolních končetin

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **12 / 2020**
dne: **9. 1. 2020**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

za etickou komisí FTK UP
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
člen komise

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Úvodní dotazník k výzkumu barefoot obuvi

1. Jméno a příjmení

2. Pohlaví

žena

muž

3. Datum narození

4. Jaký je Váš statut?

Student

Pracující

Jiné

5. Jaký studijní program studujete?

- Bakalářský studijní program
- Magisterský studijní program
- Doktorský studijní program

6. V jakém ročníku?

- 1. roč.
 - 2. roč.
 - 3. roč.
 - 4. roč.
 -
- Jiné

7. V jaké oblasti pracujete?

8. Máte zkušenost s chůzí v barefoot obuvi?

- Ano
- Ne

9. Jaká je Vaše zkušenost s nošením barefoot obuvi?

Pouze jsem si ji zkusil/a, ale neužíval/a ji

Nosil/a jsem ji krátkodobě

Nosil/a jsem ji dlouhodobě

Jiné

10. Provádíte chůzi naboso? (tzv. bosochodectví, ve vnějším prostředí)

Pravidelně

Příležitostně

Vyjimečně

Naboso nechodím

Jiné

11. Máte nějakou deformitu na úrovni noh?

Vbočený palec (Hallux valgus)

Podélně ploché nohy

Příčně ploché nohy

Kladívkovité prsty

Nemám žádnou deformitu

Jiné

12. Trpíte bolestmi pohybového aparátu?

Ano

Ne

13. Jakými bolestmi trpíte (místo a charakter bolesti), v jakém časovém rozsahu (např. posledních 7 dnů, více než 3 měsíce)?

14. Utrpěli jste v minulosti závažný úraz nervosvalového (pohybového) aparátu?

Ano, utrpěl/a jsem úraz nervosvalového (pohybového) systému.

Ne, netrpěl/a jsem takový úraz.

Jiné

15. Jaký/ v jakém rozsahu?

16. Trpíte vrozenou vadou nervosvalového (pohybového) aparátu?

Ano, trpím vrozenou vadou nervosvalového (pohybového) aparátu.

Ne, netrpím vrozenou vadou nervosvalového (pohybového) aparátu.

Jiné

17. Jakou vrozenou vadou trpíte?

18. Podstoupil/a jste nebo plánujete v průběhu výzkumu podstoupit operaci v oblasti dolních končetin?

- Ano, podstoupil/a jsem operaci.
- Ano, plánuji podstoupit operaci.
- Ne, nepodstoupil/a jsem operaci ani neplánuji podstoupit.

Jiné

19. Jakou operaci v oblasti dolních končetin jste podstoupil/a?

20. Jakou operaci v oblasti dolních končetin plánujete podstoupit?

21. Máte možnost sledovat, kolik ujdete kroků za den? (pomocí aplikace v chytrém telefonu, hodinek...)

- Ano
- Ne

Jiné

22. Jakou velikost obuvi běžně nosíte?

23. Jaká je Vaše motivace k účasti na výzkumu?

Příloha 4. Vstupní vyšetření

Datum:

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Výška: Hmotnost: Dominantní DK:

Běžně nošená obuv:

Obvyklá pohybová aktivita:

Chůze: Sport:

Velikost obuvi (Chitra bare)..... Provedení:

	Levá	Pravá	Levá	Pravá
Palpace hlavičky talu				
Zakřivení nad a pod vnějším kotníkem				
Inverze/ everze kalkanea				
Prominence talonavikulárního kloubu				
Kongruence mediální podélné klenby				
Abdukce/ addukce předonoží vůči zadonoží				
Celkem				

Poznámky: N: 0-5 N

P: +6 až +9; VP: 10+

S: -1 až -4; VS: -5 až -12

Trendelenburgův příznak:

Poznámky (nejdelší prst, přítomnost otlaků, ...):