

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV KRÁTKODOBÉHO POUŽÍVÁNÍ BAREFOOT OBUVI NA
ANTROPOMETRICKÉ PARAMETRY NOHY PŘI CHŮZI

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Hana Chlebníčková

Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2022

Jméno a příjmení autora: Bc. Hana Chlebníčková

Název diplomové práce: Vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na antropometrické parametry nohy při chůzi

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby diplomové práce: 2022

Abstrakt:

Cílem práce bylo posoudit vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na základní antropometrické parametry nohy při chůzi a na citlivost plosky nohy. Studie se zúčastnilo 21 probandů (16 žen a 5 mužů) s průměrným věkem $26 \pm 4,5$ let, průměrnou hmotností $64,2 \pm 14,5$ kg a průměrnou výškou $170,0 \pm 8,0$ cm. U každého jedince bylo pořízeno šest snímků nohy (tři snímky na dominantní a tři na nedominantní dolní končetině) pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger, z nichž byly určeny základní antropometrické parametry. K měření citlivosti plosky nohy byla využita monofilamenta řady Baseline 12-1664 Tactile Monofilaments.

Statisticky významný rozdíl byl nalezen pouze pro šířku nohy na nedominantní dolní končetině, a to jak u experimentální, tak i u kontrolní skupiny. Při testování citlivost byly zaznamenány změny u obou skupin, ale pouze v oblasti oblouku mediální nožní klenby, na distálním článku třetího prstu a malíku.

Výsledky této práce mohou pomoci doplnit doposud chybějící informace týkající se problematiky výběru vhodné obuvi a jejich možných dopadech na antropometrické parametry a citlivost nohy.

Klíčová slova: barefoot, obuv, antropometrické parametry, 3D skenování, citlivost nohy, chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

The author's full name: Bc. Hana Chlebníčková

Title of diploma thesis: The effect of short-term barefoot footwear use on anthropometric parameters of the foot when walking

Workplace: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Thesis supervisor: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Year of thesis defense: 2022

Abstract:

The aim of this thesis was to assess the effect of short-term barefoot footwear use on basic anthropometric parameters of the foot when walking and on the sensitivity of the sole of the foot. 21 probands participated in the study (16 females and 5 males) with a mean age of 26 ± 4.5 years, a mean weight of 64.2 ± 14.5 kg and a mean height of 170.0 ± 8.0 cm. Six foot images (three images of the dominant foot and three of the non-dominant foot) were taken for each individual with 3D scanner RS Scan Tiger, from which the basic anthropometric parameters were determined. Baseline 12-1664 Tactile Monofilaments was used to measure foot sensitivity.

A statistically significant difference was only found in the width of the non-dominant foot, both in the experimental and control group. During sensitivity testing, changes were noted in both groups, but only in the medial arch, the distal joint of the third toe and the fifth toe.

The results of this thesis may help fill in missing information regarding the issue of choosing suitable footwear and its possible effects on anthropometric parameters and foot sensitivity.

Keywords: barefoot, footwear, anthropometric parameters, 3D scanning, foot sensitivity

I agree to the lending of this diploma thesis in libraries.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr. a uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala jsem zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 13. 4. 2022

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavovi Janurovi, Dr. za odborné vedení, cenné rady a připomínky, které mi poskytl při zpracování magisterské práce. Také děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat.

OBSAH

1.	ÚVOD.....	8
2.	PŘEHLED POZNATKŮ	9
2.1.	Noha.....	9
2.1.1.	Funkční anatomie nohy	9
2.1.2.	Nožní klenba.....	12
2.1.3.	Typologie nohy	13
2.1.4.	Vybrané vady nohou	15
2.2.	Chůze	17
2.2.1.	Ontogeneze chůze	17
2.2.2.	Chůzový cyklus.....	18
2.3.	Barefoot obuv	21
2.3.1.	Historie a vývoj obuvi	21
2.3.2.	Parametry barefoot obuvi	22
2.3.3.	Benefity a rizika nošení barefoot obuvi	23
2.3.4.	Parametry chůze v různých typech obuvi.....	25
2.4.	Metody hodnocení nohou	26
2.4.1.	Antropometrie nohy	26
2.5.	Klinické vyšetření nohou	30
2.6.	Radiologické vyšetření	31
2.7.	Plantografie	32
2.8.	Podoskopie	36
2.9.	3D scanner.....	37
3.	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	39
3.1.	Hlavní cíl.....	39
3.2.	Dílčí cíle.....	39
3.3.	Výzkumné otázky.....	39

4.	METODIKA PRÁCE	40
4.1.	Organizace sběru dat.....	40
4.2.	Charakteristika výzkumného souboru	41
4.3.	Technické zařízení pro měření	42
4.4.	Měřené parametry nohy	43
4.5.	Průběh měření a způsob zpracování dat	44
4.6.	Statistické zpracování dat	45
5.	VÝSLEDKY	46
6.	DISKUSE.....	47
7.	ZÁVĚR	55
8.	SOUHRN	55
9.	REFERENČNÍ SEZNAM.....	58
10.	PŘÍLOHY	69

1. ÚVOD

Životní styl naší společnosti podléhá nejrůznějším trendům, na něž reaguje i obuvnický průmysl. Současným trendem zdravého obouvání se stala barefoot obuv a její produkce výrazně roste jak v ČR, tak i celosvětově. Někteří jedinci si tuto obuv kupují se záměrem se co nejvíce přiblížit chůzi naboso, jiní zase očekávají, že jim barefoot obuv pomůže vyřešit zdravotní problémy jako je například plochonoží nebo vbočený palec. Ale je tato obuv opravdu vhodná pro každého? A dochází používáním této obuvi k morfologickým změnám nohou? S těmito otázkami se čím dál častěji mnozí pacienti obrací na fyzioterapeuty a své lékaře z řad praktiků, ortopedů, fyziatřů a podiatrů.

Barefoot obuv je charakteristická extrémně tenkou podrážkou, absencí jakékoliv podpory klenby nohy a výraznou flexibilitou (Rixe, Gallo, & Silvis (2012)). Tyto boty jsou navrhovány tak, aby uživatel měl dostatečný prostor v botě a obuv neovlivňovala tvar a funkci lidské nohy (Pytlová, 2020). Barefoot obuv by měla být co nejlehčí, aby zbytečně nezatěžovala nohu a chůze v ní se co možná nejvíce přiblížila chůzi naboso (Esculier, Dubois, Dionne, Leblond, & Roy (2015)). Dle Lewitové (2016) nošením této obuvi dochází ke zvýšení citlivosti nohou, ke zlepšení proprioceptivní zpětné vazby a zlepšení řízení pohybu ve srovnání s konvenční obuví.

S ohledem na to, jaký vliv má obuv na tvar a funkci nohy je podstatné se zaměřit na objektivní posouzení těchto změn. K základním parametrům, které je důležité sledovat je délka, šířka a výška klenby nohy. Přestože barefoot obuv se stává velmi oblíbenou alternativou konvenční obuvi neexistuje doposud dostatečný počet studií zabývajících se chůzí v této obuvi. Většina z doposud provedených studií pojednává o vlivu dlouhodobého nošení barefoot obuvi. Avšak zda k určitým změnám dojde již po v prvních týdnech po přechodu na barefoot obuvi doposud nebylo zjištěno. Z těchto důvodů jsme se v diplomové práci rozhodli zabývat tím, zda má i krátkodobé užívání barefoot obuvi vliv na tvar nohy a citlivost plosky nohy.

2. PŘEHLED POZNATKŮ

2.1. Noha

Noha je jedna z nejsložitějších muskuloskeletálních struktur v lidském těle. Poskytuje stabilní oporu tělu a vyznačuje se poddajností potřebnou pro neustále se měnící dynamické podmínky (Rogati, Leardini, Ortolani, & Caravaggi, 2021). Nohy jsou jednou z nejzatěžovanějších částí lidského těla, poněvadž jsou téměř v neustálém kontaktu s podložkou. Současně představují i hmatovým orgán. „Cítit“ nejen rukama, ale i nohama je potřebné z důvodu bezpečného náslapu, odrazu, orientace při chůzi a také pro klidný jistý stoj (Lewitová, 2016).

2.1.1. Funkční anatomie nohy

Noha (pes) je distální část dolní končetiny skládající se z 26 kostí, 19 svalů a 107 vazů (Obrázek 1). Z funkčního hlediska můžeme nohu rozdělit do tří oddílů, a to zánoží, středonoží a předonoží.

Zadní část nohy je tvořena dvěma kostěnými strukturami – calcaneem (kostí patní) a talem (kostí hlezenní). Calcaneus svým tvarem připomíná čtyřboký hranol s mnoha palpovatelnými výběžky, drsnatinami a plochami. Jedná se o nejmohutnější kost nohy. Tato kost prostřednictvím talu přijímá část hmotnosti těla a přenáší ji na podložku. Jejím dvěma nejvýznamnějšími strukturami jsou tuber calcanei na zadní ploše calcaneu, na nějž se upíná Achillova šlacha. Druhou významnou strukturou na calcaneu je plocha sustentaculum tali, která vytváří podpěru pro talus.

Talus má tvar nepravidelného hranolu. Jeho horní plocha je vyklenuta a tvoří kladku (trochlea tali), díky níž vzniká spojení s tibií a fibulou. Kladka se ve své přední části rozšiřuje, což zapříčiňuje roztlačování vidlice tibie a fibuli při dorzální flexi nohy. Na této kosti dochází k rozkladu hmotnosti těla do třech směrů – ventromediálně přes os naviculare k prvnímu metatarzu, ventrolaterálně a dorzálně na calcaneus (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009). Na talus se neupíná žádný sval, což negativně ovlivňuje cévní zásobení této kosti a při úrazech je často ohrožen aseptickou nekrózou (Kapandji, 2011).

Mezi kosti tvořící středonoží řadí Vařeka a Vařeková (2009) os naviculare (kost člunkovou), os cuboideum (kost krychlovou) a ossa cuneiformia (kosti klínové). Os naviculare se nachází uprostřed mediálního oblouku podélné klenby nohy, kde vytváří spojení s talem a distálně s ossa cuneiformia. Na své mediální straně má palpovatelnou drsnatinu tuberositas osis navicularis, na kterou se upíná m. tibialis posterior.

Os cuboideum se nachází na malíkové straně nohy. Má kontaktní plochy pro skloubení s os cuneiforme laterale, os naviculare a calcaneem. Bojsen-Moller (1979) in Vařeka a Vařeková (2009) uvádí, že při pronaci kosti klínové vzhledem ke calcaneu dojde k uzamčení laterálního paprsku nohy.

Do středonoží řadíme ještě tři ossa cuneiformia. Os cuneiforme mediale, která je největší, os cuneiforme laterale a mezi nimi se nachází nejmenší z klínových kostí os cuneiforme intermedium. Tyto tři kosti artikulují s os naviculare, první až čtvrtou os metatarsale a os cuboideum.

Nejdistálnější oddíl nohy – předonoží formují ossa metatarsi (kosti nártní) a phalangi (články prstů). Ossa metatarsi jsou delší kůstky tvořené tělem, hlavicí a rozšířenou bází. Na I. metatarzu jsou kloubní plochy pro sezamské kosti palce, II. metatarzem prochází anatomická osa nohy a na pátém metatarzu je významná drsnatina tuberossitas ossis metatarsalis quinti, na kterou se upíná m. peroneus brevis. Phalangi nohy jsou stavbou velmi podobné jako phalangi na ruce, ale jsou výrazně zkráceny. Prsty tvoří tři články až na palec, který je pouze dvoučlánkový (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

Na noze je spousta kloubních spojení, a to jak pohyblivých, tak i těch u nichž je rozsah pohybu velmi omezen. Jedním ze zásadních kloubů je articulatio talocruralis (kloub hlezenní), někdy též označovaný jako horní kloub zánártní. Jedná se o složený kloub, jehož jamku tvoří vidlice tibie a fibuly a hlavicí trochlea tali. Hlavice talu je ventrálně rozšířena přibližně o 5 mm, což zabezpečuje, že je kloub stabilnější při dorzální flexi a při plantární flexi se naopak uvolňuje a je možný mírný pohyb do stran. K jeho stabilitě také přispívá kloubní pouzdro a vazy. Z vnitřní strany s kloubním pouzdem srůstá trojúhelníkovitý vaz označovaný jako lig. deltoideum. Ze zevní strany hlezna je skupina slabších vazů (lig. collaterale laterale). Součástí této skupiny je lig. talofibulare anterius, jež je hlavním stabilizátorem hlezenního kloubu a je nejčastěji postiženo při inverzním poranění hlezenního kloubu. Z důvodu, že je kloub hlezenní tvořený kladkou, je často chápán jako jednoosý. Pohyb hlezenního kloubu probíhá kolem bimaleolární osy, která je kvůli nestejně výšce kotníků zešikmena. Pohyb v tomto kloubu tedy není tak jednoduchý, jak je popisován, tedy jako prostá flexe a extenze (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

Dalším významným kloubem nohy je subtalární neboli dolní kloub zánártní. Ten lze dále rozdělit na další dvě části. Zadní oddíl tvoří samotný subtalární kloub a přední část je složena z art. talocalcaneonavicularis a art. calcaneocuboidea. Subtalární kloub má

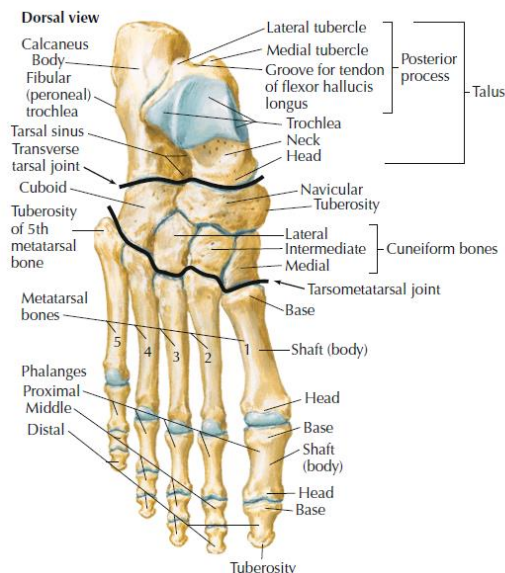
kulový tvar a artikuluje zde spolu talus a calcaneus. Přední část tvoří spojení mezi talem, calcaneem, os naviculare a os cuboideum. Stejně jako articulatio talocruralis i tento kloub je zpevněn kloubním pouzdrům a ligamenty, konkrétně lig. calcaneonaviculare a lig. bifurcatum. Pohyby v subtalárním kloubu probíhají kolem šikmé osy, která jde od laterální strany calcaneu k mediálnímu okraji os naviculare. Z toho důvodu jsou pohyby složité a velmi komplikované. Probíhá zde plantární flexe s addukcí a inverzí nebo naopak dorzální flexe s abdukcí a everzí nohy (Dylevský, 2009). Někteří autoři popisují pohyb v subtalárním kloubu pomocí modelu pantu. Pomyslný pant leží mezi calcaneem a talem a spojuje na sebe dvě kolmá ramena. Pokud proběhne rotace jednoho ramene kolem dlouhé osy, vyvolá to rotaci druhého ramene také kolem jeho dlouhé osy. V praxi to znamená, že vnitřní rotace tibie se přenesou na talus a následně dojde pomocí subtalárního kloubu k pronaci calcaneu, naopak při zevní rotaci tibie dojde k supinaci calcaneu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Art. tarsi transversa (transverzotarzální kloub) neboli Chopartův kloub tvoří spojení os naviculare s talem a os cuboideum s calcaneem. Název kloubu je odvozen od kloubní štěrbině, probíhající příčně přes nohu a připomínající svým tvarem písmeno S. Na mediální straně je distálně konvexní a na laterální straně je proximálně konvexní. Oba klouby zpevňují kloubní pouzdra a jsou zesíleny vazy a to lig. calcaneocuboideum plantare a z horní laterální části lig. bifurcatum. To bývá označováno jako „klíč k Chopartově kloubu“, poněvadž teprve po přetnutí tohoto ligamenta lze kloub otevřít. V tarzotransverzálním kloubu je možné provádět inverzi, everzi, addukci, abdukci a plantární flexi. Za běžných situací nejsou pohyby v Chopartově kloubu příliš velké, a přesto je poměrně důležitý i při běžné chůzi, kdy komunikuje se subtalárním kloubem a pomáhá, aby se noha lépe přizpůsobila terénu (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

Klouby subtalární a transversotarzální se ve svém pohybu vzájemně ovlivňují. S rostoucí supinací v subtalárním kloubu se zvyšuje stabilita v Chopartově kloubu, ale současně se snižuje rozsah pohybu v tomto kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Dalším kloubem nacházejícím se na noze je art. tarsometatarsalis (kloub tarzometatarzální), někdy též označován jako Lisfrankův. Jedná se o složený kloub, který nemá příliš velký funkční význam, poněvadž díky tvaru kloubních ploch a zpevnění krátkými silnými vazy je pohyblivost kloubu velmi omezena. To neplatí pro první tarzometatarzální kloub, v němž je možná plantární flexe, extenze a rotace (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

Mezi ossa metatarsi a phalangi jsou artt. metatarsophalangeae (klouby metatarzofalangeální). Pohyb v nich není příliš velký. Probíhá zde plantární a dorzální flexe, abdukce, addukce a v prvním metatarzofalangeálním kloubu je možná i rotace (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).



Obrázek 1. Kostní stavba nohy (Netter, 2020)

2.1.2. Nožní klenba

Aby bylo lidské tělo stabilní musí mít oporu minimálně ve třech bodech. U nohy tyto tři body představuje calcaneus a hlavičky prvního a pátého metatarzu. Mezi těmito třemi kostěnými strukturami jsou vytvořeny dvě nožní klenby, jež umožňují tlumit náraz nohy a zároveň chrání měkké tkáně před poraněním. Jedná se o velmi složitou mechanickou strukturu, která musí být pružná, aby usnadnila chůzi po nerovném povrchu a zároveň musí být dostatečně pevná, aby zajistila potřebnou oporu nohy (Kirby, 2017).

Podélná klenba nohy lze rozdělit na mediální a laterální klenbu. Mediální oblouk je tvořen z prvních tří metatarzů, tří ossa cuneiformia, os naviculare, talu, calcaneu a prvního a třetího phalangu (Babu & Burboni, 2021). Dle Babu a Burboni (2021) je vrcholem mediálního paprsku klenby horní kloubní plocha talu, zatímco Dylevský (2009) a Kapandji (2011) jako vrchol uvádí os naviculare, která se za normálního stavu nachází 15–18 mm nad podložkou.

Laterální paprsek podélné nožní klenby je ve srovnání s mediálním výrazně nižší. Ve svém nejvyšším místě dosahuje 3–5 mm nad podložku (Kapandji, 2011). Tento oblouk je tvořený os cuboideum, calcaneem, čtvrtým a pátým metatarzem a na ně navazujícím čtvrtým a pátým phalangem (Dylevský, 2009). K udržení výšky laterálního

oblouku podélné nožní klenby napomáhají vazy a svaly. Nejvíce se uplatňují m. peroneus brevis, m. peroneus longus a m. abductor digiti minimi (Kapandji, 2011).

Příčná nožní klenba lze rozdělit na proximální a distální. Distální část se rozpíná mezi první a pátou hlavičkou metatarzů, zatímco proximální oblouk tvoří ossa cuneiformia a os cuboideum. V oblasti těchto kostí je nejvyšší bod příčné klenby (Dylevský, 2009; Earls, 2021).

Pro kvalitní chůzi je nezbytným předpokladem udržení nožních kleneb. K jejich zachování slouží pasivní prvky jako je samotná architektura kostí, vazy, klouby a fascie, z nichž se největší měrou uplatňuje plantární fascie. Pokud dojde k jejímu porušení podélná klenba se výrazně prodlouží a zploští (Sharkey, Ferris, & Donahue, 1998) in Kirby (2017). Aktivní podporu vytvářejí svaly chodidla a bérce (Dylevský, 2009). Nadměrnému zploštění pomáhají především tyto svaly: m. abductor hallucis, flexor digitorum brevis, abductor digiti quinti, quadratus plantae. Dále se na udržení klenby podílí i svaly bérce: tibialis posterior, flexor digitorum longus, flexor hallucis longus, peroneus longus (Kirby, 2017).

Mediální podélná klenba má velký vliv na tlumení nárazů a odraz chodidla během chůze. Při dopadu paty je noha mírně v supinaci a během Mid Stance fáze chůzového cyklu dochází k pronaci předonoží, během níž se mediální paprsek nožní klenby vlivem působení reakční síly podložky prodlužuje a zplošťuje. Během tohoto děje se napínají šlachy a vazy a dochází k ukládání mechanické energie. V okamžiku, kdy mediální oblouk dosáhne maximální délky, začne docházet k jeho zkracování až do chvíle, než pata opustí podložku. Následovně se uložená elastická energie začne uvolňovat pro pohyb chodidla vpřed (Babu & Burboni, 2021).

Pokud dojde ke snížení podélné klenby nohy jedinci mohou trpět bolestí, únavou nohou, degenerací kloubů, kladívkovými prsty a dalšími deformitami jako např. hallux valgus. Pokud naopak dojde k patologickému zvýšení podélné nožní klenby, mohou se tito jedinci potýkat s nestabilitou kotníku, omezenou pohyblivostí chodidla a s problémy při výběru dobře padnoucí obuvi (Kirby, 2017).

2.1.3. Typologie nohy

Typologii nohy lze rozdělit do tří základních skupin. Jednou z nich je antropologická typologie nohy, která nemá příliš velký klinický význam, ale pro svoji jednoduchost je stále hojně využívána. Podle této typologie rozpoznáváme nohu řeckou, egyptskou a polynéskou.

Řecká noha se vyznačuje nejdelším druhým prstem a často bývá zaměňována s Mortonovou nohou. Můžeme ji pozorovat na antických sochách a také je tento typ hojně zastoupen v řecké populaci (Kapandji, 2011). Podle Vounotrypidis a Noutsou (2015) se objevuje až u 46 % řecké populace, zatímco u zbytku evropské populace se řecká noha vyskytuje v 8–22 % případů, což řadí tento typ na druhé místo četnosti výskytu. Aby mohla být noha označena jako Mortonova musí mít nejen nejdelší druhý prst, ale především druhý metatarz. Prominence tohoto metatarzu ovšem ještě nemusí nutně znamenat výskyt nejdelšího druhého prstu (Vařeka & Vařeková, 2009). Ve srovnání s ostatními typy nohou umožňuje tento tvar nejlepší přenos zátěže na předonoží. Naopak nevýhodou tohoto typu nohy je, že vlivem zátěže často dochází k bolestivosti druhého metatarzu a někdy i k únavovým zlomeninám (Kapandji, 2011). V běžné obuvi, která má většinou úzký tvar a je krátká, má tento typ nohy tendenci ke vzniku kladívkových prstů, halux valgus a quintus varus (Fleischer et al., 2018). Také se často objevují otlaky pod hlavičkami prvního, druhého a pátého metatarzu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Dalším typem nohy, která se vyskytuje v populaci nejčastěji, je noha egyptská. Označení egyptská se používá z důvodu, že ji můžeme pozorovat u soch egyptských faraonů (Kapandji, 2011). Tento typ má přibližně 70–80 % jedinců (Stewart, Shoaib, & Durami, 2006). Nejdelším prstem je v tomto případě palec a ostatní prsty se postupně zkracují. Tento tvar nohy má největší tendenci ke vzniku hallux valgus a hallux rigidus (Vařeka & Vařeková, 2009). Stewart et al. (2006) předpokládají, že jedinci s tímto typem nohy jsou ve spojení s používáním užšího typu obuvi vystaveni vyššímu riziku zarůstání nehtů na palci. To může způsobit velmi závažný problém například u diabetiků. Jako prevenci lze doporučit speciálně upravenou obuv se širokou špičkou nebo barefoot obuv.

Méně častým typem je noha kvadratická někdy též nazývaná jako polynéská. Vyznačuje se stejně dlouhými prvními třemi prsty. V evropské populaci se vyskytuje přibližně u 9 % jedinců (Vařeka & Vařeková, 2009).

Druhou skupinou je klasická klinická typologie nohy. Ta rozděluje nohu na normální, plochou a vysokou. Podrobnější popis těchto deformit je uveden v kapitole „Vybrané vady nohou“.

Třetí možností dělení typů nohy je funkční typologie. Jedná se o klasifikaci, kterou rozpracoval M. L. Root. Od té doby byla již mnohokrát přetvořena a upravována mnoha autory. Protože je tato typologie velmi rozsáhlá a složitá, je v této práci zmíněno jen hlavní rozdělení typů nohou a to na varózní zánoží, valgózní zánoží, varózní předonoží,

valgózní předonoží, supinované předonoží a pes equinus (Marenčáková, Svoboda, Vařeka, & Zahálka, 2016; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.4. Vybrané vady nohou

2.1.4.1. Vrozené vady nohou

Jednou z nejčastějších vrozených vad je pes equinovarus congenitus. Tato vada se objevuje u jednoho ze 700–1000 narozených dětí. Dvakrát častěji se vyskytuje u chlapců a v polovině případů se objevuje na obou dolních končetinách. Nohy jsou v abnormálním postavení otočeny proti sobě, v hleznu je trvalá plantární flexe a předonoží a středonoží setrvávají v addukci a inverzi. Současně dochází ke zkrácení Achillovy šlachy. Patogeneze této vady doposud není přesně známa (Kamínek, Gallo, & Ditmar, 2005).

Další vrozenou vadou je pes calcaneovalgus. Jedná se o deformitu, při níž je noha v neustálé maximální dorzální flexi. Pokud je dorzální strana nohy v přímém kontaktu s přední stranou bérce, jedná se o nejtěžší stupeň postižení. Prognóza této vady je poměrně dobrá. Léčba probíhá zpravidla konzervativně, za pomoci sádrování, polohování a cvičení (Delpont et al., 2015).

Pes adductus (metatarsus varus) je další vadou objevující se u novorozenců. Při tomto onemocnění můžeme pozorovat, že přední část nohy je v addukci a supinaci a nohy jsou tedy stočeny chodidly k sobě. Někdy tato vada bývá popisována jako kontraktura v tarzometatarzálním kloubu. Metatarsus varus se vyskytuje přibližně u jednoho až dvou narozených dětí na 1000 porodů. Etiologie tohoto onemocnění není doposud přesně dána a vada je zpravidla diagnostikována ihned po porodu (Ćirović et al., 2019).

Další vrozená vada digitus quintus superductus, někdy též označovaná jako digitus quintus varus, se řadí mezi lehčí vady. Pátý prst je mediálně vychýlen a často mírně supinován a díky tomu dochází k jeho přeložení přes ostatní prsty nohy. Řešení této vady je buď konzervativní pomocí fixací nebo operativní, kdy se přistupuje k plastice měkkých tkání (Fuhrmann & Pillukat, 2014).

2.1.4.2. Získané vady nohou

Pes planovalgus (podélně plochá noha) je vada zapříčiněná snížením nebo úplným vymizením podélné nožní klenby. Výskyt této deformity je poměrně častý a může vzniknout v každém věku. Obtíže se projevují především sníženou schopností jedince snášet statickou zátěž. U této vady je třeba rozlišovat, zda se jedná o vrozenou rigidní plochou nohu nebo vadu získanou. Získaná vada může být zapříčiněna poruchou na úrovni kostí, svalů, vazů, ale mnohdy jde o kombinaci těchto poruch. Příčina rozvoje plochonoží u

dospělých má původ ve vystavování nohy nadměrné zátěži, kterou noha není schopna snášet. Jedná se například o zvedání těžkých břemen, dlouhodobé stání, obezitu, hormonální vlivy a nošení nevhodné obuvi. Pro plochou nohu je typické nerovnoměrné rozložení tlaku, zvýšená everze patní kosti, nadměrná pronace nohy během stojné fáze a další deformity. Snižování podélné klenby se z počátku projevuje ponámahovou únavou nohou, později se začne snižovat podélný oblouk nožní klenby, pata se dostává do valgózního postavení, elevují se krajní metatarzy, vznikají kladívkové prsty, objevují se bolesti a křeče v lýtkách. Postupně vlivem snížení pružnosti nohy začínají bolesti kolen, kyčlí a bederní oblasti (Medek, 2003; Riegerová, Přidalová, & Ulbrichová, 2006). Léčba je zpravidla konzervativní. Pacient by měl nosit vhodnou obuv, pravidelně cvičit, aby se zabránilo vzniku kontraktur a udržela se hybnost kloubů nohy. Jako doplněk léčby zařazujeme fyzikální terapii. Prognóza vyléčení plochonoží není příliš příznivá, i přesto je potřeba s touto deformitou pracovat, aby nedocházelo k jejímu zhoršování (Medek, 2003).

Pes transversoplanus (příčně plochá noha) vzniká u většiny jedinců v průběhu života a je nejčastěji zapříčiněna nevhodnou obuví, typicky s úzkou špičkou a vysokými podpatky nebo chůzí po velmi tvrdém terénu. Jedinec s touto vadou často trpí bolestmi a otlaky pod hlavičkami 2., 3. a 4. metatarzu, poněvadž dochází k jejich poklesu a tím může dojít při statickém zatížení k prodloužení nohy u 2. nebo 3. paprsku nohy (Riegerová, Přidalová, & Ulrichová, 2006).

Naopak pes excavatus (vysoká noha) je typický extrémním vyklenutím podélné nožní klenby. Nejčastější projevem této vady je tzv. vysoký nárt. Při těžším stupni vady přestává mít noha kontakt středonoží s podložkou a začínají se u jedince rozvíjet drápopité prsty. Mezi nejčastější příčiny vzniku vysoké nohy patří zkrácené mm. peronei a m. tibialis posterior, nošení obuvi s vysokými podpatky nebo nedostatečná délka obuvi (Riegerová et al., 2006).

Méně častou deformitou je pes equinus. Při této vadě je noha držena v nepřetržité plantární flexi. Při chůzi se projevuje nemožností jedince došlápnout na patu. Tato deformita je obvykle způsobena neurologickými poruchami, svalovou dysbalancí mezi flexorovou a extenzorovou skupinou nebo kontrakturou m. triceps surae (Bekki, 2016).

2.4.1.3. Deformity prstů nohy

Kromě deformit nohy je při klinickém vyšetření potřeba sledovat i deformity prstů. Mezi nejčastější řadíme hallux valgus. Jde o progresivní deformitu postihující předonoží, při níž dochází k prominenci první metatarzu mediálním směrem se současným

valgózním postavením palce. Jedná se o vadu, která postihuje devětkrát častěji ženy než muže (Thomas & Barrington, 2003).

Opakem hallux valgus je hallux varus. Jedná se o deformitu složenou zpravidla ze tří složek, kterými jsou deviace halluxu mediálním směrem, supinace phalangů a zvýšená flexe v interphalangeálním kloubu. Tato deformita může být vrozená i získaná. Nejčastěji je zapříčiněna revmatoidní artritidou, traumatem nebo iatrogenním poškozením při nadměrné korekci hallux valgus. Cílem léčby této deformity je získat bezbolestné a funkční chodidlo (Devos, Bevernage, & Leemrijse, 2009).

Hallux rigidus neboli ztuhlý palec je deformita zapříčiněná osteoartrózou metatarzophalangeálního kloubu prvního prstu. Onemocnění se z počátku projevuje omezením pohyblivosti a zvýšením napětí při dorzální flexi palce, zejména při odvíjení nohy při chůzi. Dále se přidává bolestivost a degenerativní změny na hřbetní části kloubu. Po hallux valgus se jedná o druhou nejčastější deformitu palce. Stejně jako hallux valgus i hallux rigidus častěji postihuje ženy a mnohdy dochází k oběma deformitám současně. První obtíže se objevují zpravidla mezi čtvrtou a pátou dekádu života. Výjimku tvoří pouze velmi aktivní sportovci, u nichž se vlivem přetěžování tato deformita vyskytuje již v ranném věku (Götz, Grifka, & Handel, 2011).

2.2. Chůze

Chůze je popisována jako opakující se sekvence pohybů dolních končetin, při níž dochází k udržení postoje a současnému posunu těla vpřed (Perry, 1992). Nezávislá chůze vyžaduje dvě schopnosti, a to udržení rovnováhy a schopnost generovat pohyb (Bronstein, Brandt, Woollacott, & Nutt, 2004).

2.2.1. Ontogeneze chůze

Vývoj chůze je úzce spjat s vývojem postury, na níž jsou závislé všechny volní pohyby, a s celkovým vývojem motoriky. Přibližně prvních pět dní po narození nastává u dětí fyziologická hypertonie zapříčiněná změnou vnějších podmínek a ztrátou posturální jistoty. Od pátého dne do přibližně jednoho měsíce se u dětí objevuje tzv. novorozenecké (primitivní) kopání a „novorozenecká chůze“. Při primitivním kopání dochází ke střídavým pohybům na dolních končetinách, které se pravidelně flektují a extendují (Skaličková-Kováčiková, 2017). Tyto pohyby bývají často používány jako důkaz toho, že pohybové programy jsou vrozené.

Kromě primitivního kopání můžeme u novorozenců pozorovat tzv. stepping reflex neboli „novorozeneckou chůzi“. Tento chůzový automatismus vyvoláme u dítěte

v prvních 4 měsících života, když ho uchopíme v podpaží a budeme jej střídavě naklánět do stran. Odlehčená dolní končetina by měla provádět střídavě trojflexi obou dolních končetin spojenou s krokem dopředu (Skaličková-Kováčiková, 2017). Dle Thelenové (1992) in Vařeka (2009) nelze tvrdit, že tyto pohybové vzory jsou prekurzory budoucí chůze dítěte.

Během dalšího vývoje dítěte dochází k postupnému zlepšení zajištění postury a tím i k cílenějším pohybům v otevřených kinematických řetězcích. Thelenová (1992) in Vařeka (2009) uvádí, že se postupně u dětí objevuje namísto střídavého kopání, koordinovanější pohyb, a to kopání synchronní.

Největší vývoj lokomoce u dítěte probíhá ve třetím trimenonu. Přibližně v 7,5 měsíci se u dětí objevuje tzv. plížení, kdy jsou k pohybu střídavě využívány pouze ruce a dolní končetiny se pohybu neúčastí. V osmi měsících se začíná objevovat lezení po čtyřech. V tomto období je velmi důležité sledovat, zda je předváděný model zkřížený, protože už v tomto období lze určit, zda dítě bude bez problému chodit. Největší zlom nastává okolo devátého měsíce, kdy si dítě nakročí a vytáhne se do vertikály. Dále se objevuje kvadrupedální chůze ve vertikále. Opět bychom zde měli pozorovat zkřížený model. V rozmezí desátého a dvanáctého měsíce nastává první krok do volného prostoru.

Jako samostatnou bipedální lokomoci můžeme označit situaci, kdy je dítě schopno se samo postavit, otočit se a zastavit se během chůze bez potřeby další opory. Samostatné bipedální lokomoce je docíleno zpravidla mezi čtrnáctým a šestnáctým měsícem života (Skaličková-Kováčiková, 2017). Nutno také dodat, že ze začátku samostatné bipedální lokomoce se chůze označuje jako digitigrádní chůze, poněvadž dítě našlapuje převážně na přední část chodidla. Se zvýšením kvality chůze dochází k postupnému došlapu na patu, snižují se oscilace trupu a hlavy, kroky se postupně prodlužují a roste jejich frekvence (Vařeka & Vařeková, 2009).

Ačkoliv po roce a půl by dítě mělo být schopné samostatné chůze, její vývoj stále pokračuje i v batolecím období. Okolo 4. roku chůze odpovídá chůzi dospělého jedince, ovšem energetické nároky na chůzi zůstávají u dětí vyšší (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2.2. Chůzový cyklus

Chůzový cyklus je považován za základní jednotku chůze. Doba jeho trvání odpovídá jednomu dvojkroku, který představuje interval mezi kontaktem paty s podložkou a následujícím dotekem paty s podložkou téže dolní končetiny (Magee, 2014).

Každý chůzový cyklus bývá zpravidla rozdělen na dvě fáze a to stojnou (Obrázek 2), kdy je noha v kontaktu s podložkou a švihovou při níž je dolní končetina zvednuta nad

zemí a dochází k jejímu posunu vpřed (Perry, 1992). Při obvyklé rychlosti chůze 80 m/min se poměr fáze stojné a švihové udává jako 62 % ku 38 % chůzového cyklu. Se snižující se rychlostí chůze dochází k prodloužení stojné fáze a zkrácení fáze švihové. Stojnou fázi lze ještě dále dělit. Prvních 10 % zaujímá období, kdy jsou obě nohy v kontaktu s podložkou, 40 % je opora pouze o jednu končetinu a dalších 10 % jsou opět obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou. V případě, že je dvouoporová fáze vynechána nelze tento pohyb označit jako chůzi, ale jako běh (Perry, 1992). V každé fázi probíhá určitý slet pohybových vzorů, které vedou k výslednému pohybu, k chůzi.

Stojná fáze chůzového cyklu začíná počátečním kontaktem (Initial Contact) chodidla s podložkou, který trvá přibližně první 2 % chůzového cyklu. Zpravidla je tento kontakt prováděn přes patu, která se stává středem otáčení. Kyčel je flektována, koleno je v extenzi a kotník v dorzální flexi. Postupně dochází k narůstajícímu zatížení končetiny a kontrolu nad ní přijímají svaly. Současně jsou aktivní extenzory kyčle (hamstringy, m. guteus maximus, medius, minimus a adductor magnus) i extenzor kolene m. quadriceps femoris, který zajišťuje stabilní propnuté koleno. Dorzální flexe v hlezenním kloubu je zajištěna díky aktivitě m. tibialis anterior (inverze) a současnému zapojení m. extenzor digitorum longus a m. extenzor hallucis longus (everze) (Perry, 1992).

Na počáteční kontakt navazuje stádium zatěžování (Loading Response), které probíhá od 2 do 10 % chůzového cyklu. Dochází k postupnému zatěžování stojné dolní končetiny a trvá do chvíle, než druhá dolní končetina zahájí švih. V tomto stádiu dochází k flexi kolene pro tlumení nárazu. Hlezenní kloub přechází z dorziflexe do plantární flexe a přední část chodidla se dostává do kontaktu s podložkou (Perry, 1992). Současně v subtalárním kloubu probíhá pronace, která díky pantovému mechanismu vyvolá addukci talu a vnitřní rotaci bérce. Kyčel pokračuje dále do extenze a pánev se začne stáčet na stranu stojné dolní končetiny, čímž v kyčelním kloubu vzniká vnitřní rotace (Vařeka & Vařeková, 2009).

Chůzový cyklus pokračuje oporou pouze o jednu dolní končetinu. Dochází k postupnému přenosu zatížení do přední části chodidla. Toto stádium bývá označováno jako střední stoj (Mid Stance) a zabírá přibližně 10–30 % chůzového cyklu. Vlivem přesunu těla dopředu se potřeba dynamické stability přesouvá z kolene na kotník a nejdůležitějším se stává aktivita m. soleus a mm. gastrocnemii. Celková tělesná hmotnost je v tomto stádiu posunuta na stojnou dolní končetinu (Perry, 1992).

Na tento děj navazuje čtvrté stádium, kdy se dokončuje opora o jednu dolní končetinu a trvá do doby, než se druhá končetina dotkne podložky. Celá dolní končetina

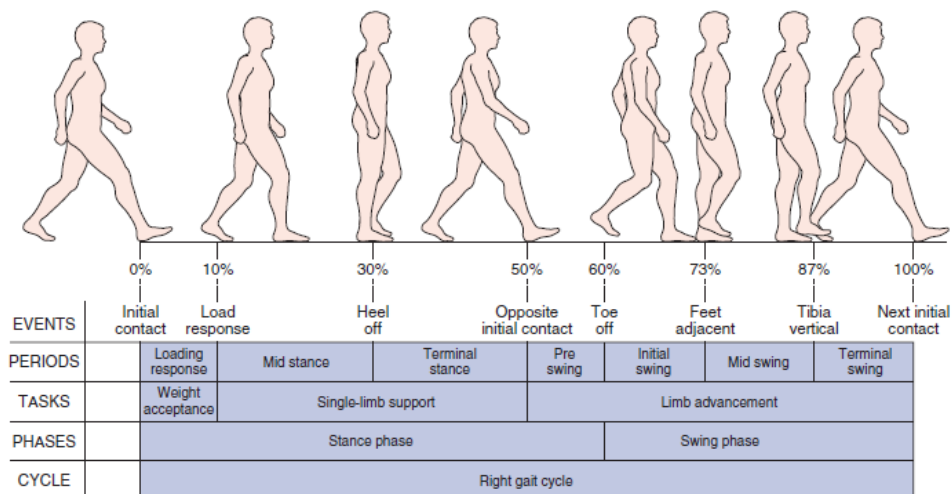
se začíná otáčet kolem předonoží a postupně se začíná zvedat pata od podložky se současnou extenzí kolene, které se poté začne mírně flektovat. Toto stádium zabírá 30–50 % chůzového cyklu, je označováno jako konečný stoj (Terminal Stance) a končí v okamžiku, kdy se pata kontralaterální nohy dostává do kontaktu s podložkou (Perry, 1992).

Posledním dějem stojné fáze je tzv. předšvih (Preswing). Ten probíhá v období 50–60 % chůzového cyklu. Díky přenosu hmotnosti na stojnou dolní končetinu dochází k uvolnění švihové dolní končetiny. Stojná fáze končí moment, kdy palec opustí podložku (Perry, 1992).

Poté následuje švihová fáze, započatá počátečním švihem (Initial Swing). Ten probíhá v 60–73 % chůzového cyklu a tvoří přibližně 1/3 celkového švihu. V tomto období dochází ke zvednutí nohy od podložky a posunu zadní dolní končetiny na úroveň nohy stojné. Toto stádium končí v okamžiku dosažení maximální flexe v kolenním kloubu (Perry, 1992).

V 73–87 % chůzového cyklu probíhá střední švih (Mid Swing), který začíná v okamžiku maximální flexe v koleni a končí ve chvíli, kdy je tibia ve vertikále.

Posledním stádiem chůzového cyklu je konečný švih (Terminal Swing) začínající od 87 % chůzového cyklu a končí ve chvíli, kdy je noha posunuta vpřed, koleno je extendováno, v kyčli se udržuje předchozí stupeň flexe a kotník zůstává v dorzální flexi. Během tohoto stádia dochází k excentrické aktivitě m. gluteus maximus a hamstringů, které zpomalují pohyb stehna vpřed. Na konci je dolní končetina připravena na zahájení nového chůzového cyklu (Perry, 1992).



Obrázek 2. Chůzový cyklus (Magee, 2014)

2.3. Barefoot obuv

2.3.1. Historie a vývoj obuvi

Přestože obuv v dnešní době považujeme za nezbytnou a zcela běžnou součást našeho všedního života, nebylo tomu tak vždy. Přesné začátky obouvání lidí nelze zcela určit z důvodu, že první obuv byla vyrobena pravděpodobně z přírodních snadno rozložitelných materiálů jako je např. kůže, stromová kůra, lýko a jiná rostlinná vlákna. Rozvoj prvního obouvání vědci odhadují na období 40 000 let před naším letopočtem. Nejstarší dochované exempláře pocházejí z doby před 12 000 lety (Pytlová, 2020). Tato obuv byla nalezena na území Oregonu. Jedná se o obuv velmi prostou, symetrickou, upletenou z kroucených vláken pelyňku (Štýbrová & Chmelařová, 2016). Hlavním cílem této obuvi bylo chránit chodidlo v náročném terénu před poraněním a vystavením chodidla extrémním teplotám (Pytlová, 2020).

Nejstarší nález obuvi v Evropě pochází z Ötztálských Apl. Podešev obuvi byla vyrobena z 1 mm tlusté medvědí kůže, nárt tvořila jelenice a skelet boty byl upleten z lipového lýčí. Z tepelných důvodů byla bota vystlána senem (Štýbrová & Chmelařová, 2016).

Rozvoj obuvi se vyvíjel v jednotlivých oblastech planety různě v závislosti na vnějších podmínkách. Ve starověkých civilizacích bylo lidské tělo pokládáno za dokonalé, což se projevilo i v obuvnictví, kdy se boty vyráběli přesně na míru a tvar obuvi se podřizoval liniím lidského chodidla. Obuvníci dokonce respektovali i asymetrii chodidel, proto často nacházíme rozdílný pár bot. Díky vnímání a respektování této asymetrie pravděpodobně odtud pochází současné rozdělení nohy na egyptskou, řeckou a polynéskou (Štýbrová & Chmelařová, 2016).

Na počátku středověku se obuv začala stávat módním doplňkem a její primární úlohou bylo ukázat společenské postavení, nosila se tedy převážně na společenských akcích a v soukromém životě stále převažovala chůze bosá (Štýbrová & Chmelařová, 2016). Boty se postupem času přestaly vyrábět podle potřeb uživatele, ale podle aktuálních módních trendů. To přineslo nepřehledné množství typů obuvi (Splichal, 2017).

V období gotiky a renesance se začaly objevovat výstřední typy bot. Muži často nosili velmi úzké boty zakončené dlouhou stočenou špičkou směrem nahoru o celkové délce až 70 cm (Pytlová, 2020). Nosit tyto boty mohli pouze občané z vyšších společenských vrstev (Štýbrová & Chmelařová, 2016). Ženy měly také svoji obuv, která je měla chránit před nečistotami na ulici. Byla podražena 15 až 20 cm v některých případech až 50 cm vysokým dřevěným nebo korkovým blokem (Pytlová, 2020). Chůze

v tomto typu byla velmi komplikovaná, nekomfortní a její uživatelky musely být doprovázeny služkami (Štýbrová & Chmelařová, 2016). Tyto typy bot nelze považovat rozhodně jako zdravé pro chodidla a zcela jistě nebyly ani pohodlné. Obuv pro běžnou populaci byla do této doby šita přesně na míru a byla tedy velmi komfortní pro uživatele (Pytlová, 2020).

Další rozmach obuv zaznamenala během průmyslové revoluce, kdy se boty začaly vyrábět sériově v předem daných tvarech a velikostech (Pytlová, 2020). Začala tak éra nošení obuvi, která dobře nesedí na nohu jednice a zvyšuje tak riziko bolestí, deformit nohou a muskuloskeletálních problémů dolních končetin (Lee, Lin, & Wang, 2014). V padesátých letech 20. století došlo k rozvoji syntetických materiálů, což mělo dopad i v obuvnictví. Tehdy poprvé přišly na trh sportovní boty (Splichal, 2017).

Během posledního desetiletí se velkým trendem stal návrat k co nejpřirozenějšímu způsobu života. To se odrazilo i ve stylu obouvání, avšak návrat k bosé chůzi je pro většinu současné populace nemyslitelný, a proto začala vznikat alternativní obuv, která se označuje jako barefoot nebo jako minimalistická obuv. Její prioritou je co nejvíce se přiblížit přirozené chůzi naboso a současně ochránit chodidlo před vnějšími vlivy prostředí (<https://www.vivobarefoot.cz>).

2.3.2. Parametry barefoot obuvi

Aby mohla být obuv označena jako barefoot, musí dle Rixe et al. (2012) splňovat následující požadavky: mít plochou tenkou (1–8 mm) podrážku bez zvýšeného podpatku a zvednuté špičky, vnitřní vložka musí být plochá bez polstrování a vyklenutí pro podporu klenby a v neposlední řadě by bota měla být flexibilní. Zda je obuv dostatečně pružná může i laik ověřit uchopením boty za patu a špičku a následně ji prohnou nahoru, dolů (Obrázek 3) a do rotací (Obrázek 4) (Esculier et al., 2015; Pytlová 2020). Dále by barefoot obuv měla být dostatečně široká, zejména v přední části boty by měl být nadměrek, aby nedocházelo k utlačování prstů během chůze. Bowman (2015) ve své knize dodává, že horní část barefoot obuvi by měla být natolik spojena s podrážkou, aby se uživatel nemusel snažit během chůze udržet obuv na noze a nemusel tak aktivovat svaly bérce a prstů. Kromě výše zmíněných parametrů nesmí mít barefoot obuv zpevněnou patu a její svrchní část by měla být vyrobena z prodyšného materiálu (Pytlová, 2020). Esculier et al. (2015) dodávají, že při výběru barefoot obuvi nesmí být opomenuta hmotnost boty, která by měla být co nejnižší. Čím vyšší hmotnost obuvi, tím je vyšší spotřeba kyslíku a větší výdej energie, což má negativní dopad na ekonomiku pohybu (Perl, Daoud, & Lieberman, 2012).

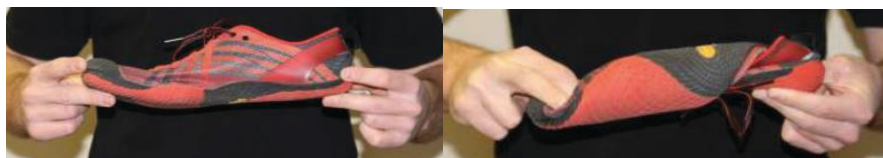
Aby byla barefoot obuv pro uživatele opravdu pohodlná, měl by být kromě výše uvedených parametrů zohledněn také typ a tvar nohy (Pytlová, 2020).

V některých zdrojích bývá zaměňována barefoot obuv s obuví minimalistickou. Minimalistická obuv má ovšem o něco jiné parametry než barefoot a podobá se spíše klasické obuvi. Podrážka těchto bot je silnější přibližně o 4–7 mm a může mít mírný sklon. Pata může být umístěna výše, ale nemělo by tam být tak velké tlumení, jako je tomu u konvenční obuvi. Špička těchto bot se také liší od barefoot obuvi a vypadá spíše jako u klasických bot, kde je zúžená (<https://www.vivobarefoot.cz>).

Lewitová (2016) upozorňuje na fakt, že nestačí zvolit jen správné parametry obuvi, ale je třeba se zaměřit i na výběr ponožek. Stejně tak jako boty i ponožky mohou utlačovat prsty a znemožňovat přirozenou funkci nohy. Proto je vhodné volit prodyšné ponožky bez elastanu, které jsou o 1 až 2 čísla větší. V případě nošení punčocháčů doporučuje odstranit špičky.



Obrázek 3. Testování podélné flexibility obuvi (výchozí testovací pozice vlevo, konečná testovací pozice vpravo) (Esculier et al. 2015)



Obrázek 4. Testování torzní flexibility obuvi (výchozí testovací pozice vlevo, konečná testovací pozice vpravo) (Esculier et al. 2015)

2.3.3. Benefity a rizika nošení barefoot obuvi

Barefoot obuv je poměrně novou záležitostí. Z tohoto důvodu doposud neproběhlo dostatek studií, které by jednoznačně rozhodly o tom, jaké jsou výhody a nevýhody nošení této obuvi.

S jistotou lze tvrdit, že v barefoot obuvi získáváme lepší povědomí o povrchu, po kterém chodíme. Zlepšuje se tak somatosenzorická zpětná vazba, díky níž jsou uživatelé barefoot obuvi schopni pomalejšího a šetrnějšího došlapu na chodidlo. Současně také dochází ke změně došlapu z paty na střední a přední část chodidla (Rixe et al., 2012).

Během nošení barefoot obuvi většina jedinců zmenší délku kroku. Podle výzkumů Perkinse, Hanney a Rothschilda (2014) tak dojde ke snížení pravděpodobnosti výskytu stresových zlomenin o 3–6 %.

O prospěšnosti barefoot obuvi píše Cudejko, Gardiner, Akpan a D’Août (2020), který zjistil, že u seniorů ohrožených pády dojde při používání barefoot obuvi k výraznému zlepšení posturální stability, stability chůze, mobility a zlepšení držení těla.

Další výhodou barefoot obuvi je, že nesmí mít podpatek a špička boty musí být v jedné rovině s patou. U konvenční obuvi se obvykle setkáváme s vyvýšením paty. U této, a ještě více u obuvi na vysokém podpatku, můžeme pozorovat změnu zatížení kloubů. Ta je způsobena zešíkmenou podstavou, na které stojíme. Lidské tělo se neustále snaží udržet vzpřímené postavení a aby to bylo možné, je třeba změnit postavení a zatížení v jednotlivých kloubech celého těla (Bowman, 2015).

Pokud jsou do bot vloženy stélky pro pasivní podporu příčné nebo podélné nožní klenby dochází k útlumu aktivity svalů chodidla. To má následný dopad na snížení ochrany paty, kotníků, kolen, kyčlí a páteře před nárazy (Lewitová, 2016).

Chodidla jsou stejně jako ruce podstatným orgánem hmatu. Nošením ponožek a běžné obuvi o tuto schopnost přicházíme. Barefoot obuv vede ke zvýšení citlivosti nohou a současně vlivem tenké podrážky dochází k rozvoji termoregulačních schopností nohy, které mají příznivý účinek pro lidský imunitní systém (Lewitová, 2016).

Pro správnou funkci musí mít nohy zachovanou dostatečnou pružnost a pevnost. Tu vazy získávají v období, kdy se dítě začne stavět. Pokud mu obujeme klasické boty, noha získá vnější podporu a vazy se přestanou vyvíjet a nedosahují dostatečné pevnosti a pružnosti. Z tohoto důvodu doporučuje Lewitová (2016) co nejvíce nechat dítě chodit naboso. Popřípadě by jako alternativa mohla být využita barefoot obuv.

Nošení barefoot obuvi může mít i negativní dopady na lidské zdraví. Jedním z nich je, že díky tenké podrážce může snadněji dojít ke zranění chodidla při chůzi v terénu.

Jak už bylo zmíněno výše, při chůzi v barefoot obuvi nedochází k prvnímu kontaktu s podložkou na patu, ale přes středonoží nebo předonoží. Dochází tedy ke zvýšení plantární flexe kotníku, což způsobuje zvýšenou excentrickou kontrakci m. triceps surae a dlouhodobě by to mohlo vést k patologiím Achillovy šlachy (Perkins et al., 2014). Další nevýhodou při rychlé chůzi v barefoot obuvi může být její flexibilní podrážka díky níž je umožněna rychlejší dorzální flexe prstů při pohybu těla vpřed. A pokud m. flexor digitorum brevis nemá dostatečnou sílu na zpomalení dorzální flexe prstů dochází poté k přenosu tahového napětí na plantární fascie a následně vznikají plantární fascitidy.

Naopak pokud se sníží rychlost chůze a nedochází tak k přetěžování flexorů prstů, ale pouze jejich stimulaci, může to při dlouhodobém nošení příznivě ovlivnit zvýšení podélné nožní klenby (Michaud, 2011).

Dle Lewitové (2016) by měly být boty obouvány co nejméně, jako např. v mrazu, na rozpálených površích, v továrnách a při bolestivých stavech.

2.3.4. Parametry chůze v různých typech obuvi

Je zřejmé, že obuv je jedním z vnějších podnětů, které ovlivňují parametry naší chůze. Jediná změna držení nohy například v důsledku nošení vysokých podpatků může ovlivnit celý vzorec chůze a může být narušena rovnováha a ekonomičnost chůze (Wiedemeijer & Otten, 2018).

Jedno z největších narušení přirozenosti chůze způsobují boty na vysokém podpatku. Vlivem jejich nošení dochází ke zvýšení maximálního tlaku na chodidlo, obzvláště pod halluxem a na předonoží (Snow, Williams, George, & Holmes, 1992). Speksnijder, Munckhof, Moonen a Walenkamp (2005) dospěli k závěru, že existuje lineární korelace mezi zvýšením podpatku a zvýšením maximálního tlaku na chodidlo.

Při chůzi na vysokém podpatku dochází ke zvýšení aktivity m. rectus femoris, m. gastrocnemius, m. tibialis anterior a m. soleus ve srovnání s chůzí naboso (Cronin, Barrett, & Carty, 2012; Mika, Oleksy, Mika, Marchewka, & Clark, 2012). Stefanyshyn, Nigg, Fisher, Flynn a Liu (2000) uvádějí, že aktivita m. soleus se úměrně zvyšovala s výškou podpatku. Při nošení obuvi s vysokými podpatky dochází ke snížení rychlosti chůze až o 6 % a ke zkrácení délky kroku (Esenyel, Walsh, Walden, & Gitter, 2003; Rao, Ripa, & Lightbourne, 2013).

Dvouoporová fáze je dle Rao et al. (2013) delší v obuvi na vysokých podpatcích. Naopak jednooporová stejná fáze je zkrácena při chůzi na podpatcích ve srovnání s chůzí naboso.

Stojnou fází chůzového cyklu se zabývali i Zhang et al. (2013), kteří dospěli k závěru, že celková doba této fáze je nejkratší při chůzi naboso, delší je pak v minimalistické obuvi jako jsou např. sandály a žabky a nejdelší trvání má při chůzi v běžné obuvi. Velikost reakční síly podložky je u všech typů obutí stejná (Keenan, Franz, Dicharry, Croce, & Kerrigan, 2011).

Co se týče posunu COP během stejné fáze, tak při chůzi naboso dochází k většímu mediolaterálnímu posunu COP, ale naopak k menšímu předozadnímu posunu COP ve srovnání s minimalistickou a konvenční obuví. Při chůzi na vysokých podpatcích je

celková doba přechodu chodidla z paty na předonoží je kratší a z tohoto důvodu dochází k menším odchylkám COP v mediolaterálním směru (Stefanyshyn et al., 2000).

Vlivem obuvi dochází ke změnám i v jednotlivých kloubech. Největší změny jsou zaznamenány v kloubech hlezenních a kolenních. Při došlapu na patu je dorzální flexe kotníku největší v běžné obuvi, nižší pak u minimalistické obuvi a nejmenší u bosých nohou. Při stojné fázi ve stádiu středního stoje (Mid Stance) je situace opačná. K největší dorziflexi dochází u bosých nohou, k menší u minimalistické obuvi a nejméně dorziflexe vyvíjí jedinci s konvenční obuví. Shakoor et al. (2010) uvádí, že při chůzi naboso a v žabkách dochází ke snížení addukce kolenního kloubu, což má dopad na snížení zátěže kolen.

2.4. Metody hodnocení nohou

K hodnocení nohou se přistupuje při podezření na možné patologie a funkční poruchy nohy. Hodnocení probíhá zpravidla ve stoji při zatížené dolní končetině nebo během chůze. Metody hodnocení nohou lze rozdělit do následujících kategorií: antropometrie, aspekce, podografie, podoskopie a vyšetření pomocí rentgenového záření. (Razeghi & Batt, 2002). Lewit (1996) toto rozdělení doplňuje o funkční vyšetření nohy.

2.4.1. Antropometrie nohy

Antropometrie se zabývá měřením a popisem tělesné stavby. Jejím hlavním cílem je určit vzdálenosti mezi přesně definovanými body na těle. Aby toto měření bylo co nejpřesnější, jsou jako body zpravidla vybrány kostní prominence nebo jiné dobře palpovatelné části lidského těla, které nejsou překryty tukem a svaly. Tato metoda je náchylná na nepřesnosti, a tudíž její zvládnutí potřebuje delší nácvik.

2.4.1.1. Délka, šířka, výška a obvody nohou

Celkovou délku nohy můžeme měřit dvojím způsobem. První variantou je přiložení měřidla k noze a odebrání míry od nejdelšího prstu po patu. V záznamu je vždy nutné uvést, který prst je nejdelší. Druhou možností je obkreslovací metoda, kdy vyšetřující obkreslí stojícímu probandovi chodidlo a následně změří délku od nejdelšího prstu k nejdálšímu bodu na patě. U toho způsobu měření musí být tužka při obkreslování stále držena kolmo k papíru. To je velmi náročné na provedení a mnohdy zde vznikají chyby měření (Haladová & Nechvátalová, 2011).

Kromě celkové délky nohy lze měřit i dílčí délky. Mezi tyto míry řadíme délku oblouku měřenou od pternionu k nejvíce prominujícímu bodu na hlavičce prvního

metatarzu. Dále můžeme měřit délku pata – mediální kotník, pata – laterální kotník a vzdálenost od paty ke špičce pátého prstu (Witana, Xiong, Zhao, & Goonetilleke, 2006).

Ze šířkových parametrů měříme u nohy celkovou šířku chodidla, a to od nejlaterálnějšího bodu hlavičky pátého metatarzu kolmo na podélnou (Brannockovu) osu chodidla. Dalšími parametry jsou šířka paty měřená 40 mm od nejzadnějšího bodu na patě, šířka kotníků měřená mezi nejvíce prominujícími body na vnitřním a zevním kotníku a šířka uprostřed chodidla, která se zjišťuje kolmo k podélné ose chodidla v polovině její délky (Witana et al., 2006).

Obvody nohy můžeme měřit v různých úrovních. Jedná se o tyto míry: obvod ve vodorovné rovině přes oba kotníky, přes patu a ohbí hlezenního kloubu a obvod přes hlavičky metatarzů (Haladová & Nechvátalová, 2011). Dle Witana et al. (2006) lze měřit obvod nohy také přes přibližný střed metatarzů ve vertikální rovině kolmé na Brannockovu podélnou osu nohy.

Dalším měřitelným antropometrickým parametrem je výška nohy. Zpravidla se určuje výška vnitřního kotníku ve vertikální rovině, kdy se měří vzdálenost od podlahy k nejvíce prominujícímu bodu na vnitřním kotníku. Stejně tak můžeme měřit i výšku zevního kotníku. Výšku nohy můžeme měřit také ve vertikální rovině, v polovině celkové délky chodidla (Kouchi, 2003).

2.4.1.2. Úhel podélné klenby

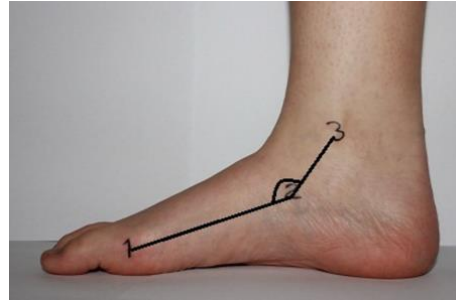
Jedná se o úhel, který svírá linie spojující malleolus medialis a tuberositas ossis navicularis s linií mezi hlavičkou prvního metatarzu a tuberositas ossis navicularis (Obrázek 5). Tento úhel se v praxi používá pro stanovení normální, ploché nebo vysoce klenuté nohy (Razeghi & Batt, 2002). Průměrný úhel podélné nožní klenby stanovil Hunt, Fahey a Smith (2000) na 150,3°.

Nilsson, Friis, Michaelsen, Jakobsen a Nielsen (2012) doporučují pro měření úhlu využít goniometr, jehož střed otáčení bude přiložen na tuberositas ossis navicularis a jedno z ramen bude sledovat orientační bod na hlavičce prvního metatarzu a současně druhé rameno bude směřovat ke středu malleolu medialis.

Měřením tohoto úhlu se zabývali Dahle, Mueller, Dalitto a Diamond (1991), kteří dospěli k závěru, že hodnoty úhlu nižší než 90° vypovídají o velmi snížené nožní podélné klenbě. Pokud se hodnoty úhlu pohybují mezi 120–150° jedná se o normálně klenutou nohu a hodnoty nad 180° značí vysoce klenutou nohu.

Součástí tohoto měření může být také vytvoření tzv. Feissovy linie. Jedná se o spojení hlavičky prvního metatarzu se středem malleolu medialis. Po vytvoření této

spojnice posuzujeme postavení tuberositas ossis navicularis. Pokud je tato drsnatina v úrovni spojnice, jedná se o normálně klenutou nohu. Pokud je nad touto spojnicí, jde o vysoce klenutou nohu a naopak pokud se tuberositas ossis navicularis vyskytuje pod touto spojnicí, jedná se o pes planovalgus (Spöndly-Nees, Dåsberg, Nielsen, Boesen, & Langberg, 2011).



Obrázek 5. Úhel podélné nožní klenby (Nilsson et al., 2012)

2.4.1.3. Úhel zánoží

Jde o úhel mezi osou procházející středem calcaneu a linií probíhající středem distální části bérce. Zjištěním tohoto úhlu získáváme informace o postavení nohy ve frontální rovině (Razeghi & Batt, 2002). Hunt et al. (2000) doporučují provádět měření v přirozené poloze stoje pomocí úhloměru. Dle deviace calcaneu, která přesáhne 5° mediálním nebo laterálním směrem, lze určit, zda je noha plochá nebo vysoká. Zjištění statické deviace patní kosti je významným prediktorem pro maximální everzi zánoží během stojné fáze chůzového cyklu.

2.4.1.4. Výška klenby

Jedná se o velmi jednoduché měření v sagitální rovině poskytující informace o výšce nožní klenby. Nejvyšším bodem je zpravidla os naviculare, jež je dobře palpovatelná a lze ji tedy použít jako výchozí bod měření. Popřípadě lze jako počáteční bod měření využít nejvyšší místo podél okraje měkkých tkání. Měří se kolmá vzdálenost pomocí posuvného měřidla mezi určeným bodem a podložkou na níž vyšetřovaný stojí (Nilsson et al., 2012; Razeghi & Batt, 2002).

Menz a Munteanu (2006) ve své studii dospěli k závěru, že ačkoliv je způsob tohoto měření velmi jednoduchý, má dobrou výpovědní hodnotu a významně se shoduje s výsledky radiografického měření. Tito autoři také kladou důraz na to, že by měření mělo probíhat opakovaně a konečným výsledkem by měla být průměrná hodnota měření. Jako průměrnou naměřenou hodnotu výšky nožní klenby považuje Nilsson et al. (2012) výšku v rozsahu od 3,7 do 4,7 cm.

Williams a McClay (2000) ve své studii upozorňují na fakt, že je vhodné výšku klenby posuzovat vždy s ohledem na délku nohy. Z tohoto důvodu Swedler, Knapik, Griera a Jones, (2010) stanovil tzv. bony arch index a long arch index pro určení optimální výšky nožní klenby. Bony arch index získáme jako poměr výšky podélné mediální nožní klenby a délky chodidla měřené od nejdorzálnějšího bodu calcaneu ke středu prvního metatarsophalangeálního kloubu. Long arch index získáme jako poměr výšky mediální podélné nožní klenby ku délce nohy měřené od nejdorzálnějšího místa calcaneu po nejdistančnější bod nejdelsího prstu nohy. Williams a McClay (2000) ve své studii dospěli k závěru, že průměrné hodnoty těchto indexů jsou 0,223 pro bony arch index a 0,142 pro long arch index. Pokud naměřené hodnoty nedosahují těchto průměrů, lze klenbu považovat za sníženou.

2.4.1.5. Navicular drop test

Jedná se o stále používanější test, který slouží ke zjištění vychýlení os naviculare v sagitální rovině během zatížení nohy (Menz, 1998).

Samotný test probíhá ve stoji s neutrální pozicí v subtalárním kloubu, kdy vyšetřovaný plně zatíží dolní končetinu a změří se kolmá vzdálenost od tuberositas ossis navicularis k podložce. Poté je proband vyzván, aby zcela odlehčil dolní končetinu a opětovně se změří vzdálenost. Při vyhodnocení se posuzuje o kolik mm došlo k poklesu tuberositas ossis navicularis při zatížení nohy (Menz, 1998). Jiné provedení tohoto testu doporučuje Razeghi a Batt (2002), kteří provádí měření v nulovém zatížení a následně druhé měření v 50 % zatížení.

Za normu se běžně považuje pokles os naviculare o 6-9 mm (Allen & Glasoe, 2000). Brody (1982) in Menz (1998) jako abnormální považuje až hodnoty nad 15 mm.

Pokud dojde k výraznějšímu poklesu tuberositas ossis naviculare, poukazuje to na insuficienci mediální podélné nožní klenby, způsobenou laxností vaziva nebo nedostatečnou svalovou podporou, což následně vede k nadměrné pronaci subtalárního kloubu (Razeghi & Batt, 2002).

Brody (1982) in (Menz, 1998) popsal navicular drop test jako statickou zkoušku. Ovšem v současné době se objevují pokusy převést tento test do dynamiky. Christensen et al. (2014) ve své studii popsal možnost, jak změřit navikulární pokles při chůzi naboso i v obuvi. Pro měření za chůze byl vyvinut stretch-senzor, který se připevní na kůži a díky své roztažitelnosti umožňuje změřit změnu polohy os naviculare. Výsledky studie ukazují, že měření vykazuje vysokou spolehlivost a shodu se statickým testem.

Gross (1995) navicular drop test zpochybňuje a upozorňuje, že nemusí být zcela reliabilní z důvodu obtížného nastavení subtalárního kloubu do neutrální pozice a z důvodu těžko nastavitelného 50 % zatížení nohy.

2.4.1.6. Navicular drift test

Jedná se o doplňující test, který posuzuje pohyb os naviculare mediálně v transverzální rovině. Měření probíhá velmi obdobně jako u navicular drop testu. Zaznamenává se poloha tuberositas ossis navicularis bez zatížení nohy a poté se provede opětovné měření v zatížení, kdy se nejmediálnější bod tuberositas ossis navicularis promítne na papír, na němž vyšetřovaný stojí (Menz, 1998). Pokud dojde k mediálnímu driftu os naviculare, dochází zpravidla také k pronaci nohy, everzi calcaneu, snížení mediální podélné klenby, abdukci předonoží a nadměrné vnitřní rotaci tibie (Dahle, et al., 1991).

Nespornou výhodou testu je jednoduchost a finanční nenáročnost provedení (Menz, 1998). Nevýhodou je skutečnost, že mediální drift je mnohdy velmi malý a tedy špatně detekovatelný pomocí jednoduchých měřidel (Razeghi & Batt, 2002). Z tohoto důvodu Kirmizi, Cakiroglu, Elvan, Simsek a Angin (2020) doporučují při provádění navicular drop i drift testu použít digitální měřidlo, jehož přesnost je podstatně vyšší než u ručních měřidel.

2.5. Klinické vyšetření nohou

Klinické vyšetření nohou je rozsáhlé a pro jeho dokonalé zvládnutí je zapotřebí mnoha zkušeností (Leiß, Schwarz, Baier, & Grifka, 2019). Vždy by mělo začínat podrobným odebráním anamnézy od pacienta se zaměřením na otázky týkající se onemocnění, operací a zdravotních obtíží nohou.

Vyšetření pokračuje aspekci v statickém stoji, kdy sledujeme postavení patních kostí (valgozitu/varozitu), tvar a tloušťku Achillovy šlachy, nerovnoměrné zatížení chodidel, oporu o prsty, deformity prstů (kladívkové prsty, drápopité prsty, hallux valgus/varus, abdukce a addukce prstů, digitus quintus varus) a jejich postavení, příčnou a podélnou nožní klenbu. Při aspekci bychom neměli opomenout ani stav kůže. Podstatné je sledovat její barvu, otlaky, mozoly, otoky, hematomy a jizvy (Kolář, 2020).

Při dynamickém vyšetření obvykle vyzveme vyšetřovaného, aby se co nejpřirozeněji prošel. Při tom sledujeme, jak dotýčný došlapuje, zda nemá tendenci k vychylování špičky zevně nebo vnitřně. Zaměřujeme se na délku kroku, rychlost chůze, šířku báze a souhyb horních končetin (Leiß et al., 2019). Dále lze při vyšetření využít

modifikovanou chůzi, jako je například chůze po špičkách, po patách, po zevní nebo vnitřní hraně chodidla.

Další kategorií klinického vyšetření je palpace. Tou zjišťujeme tonus svalů nohy, přítomnost reflexních změn, snížení příčné a podélné nožní klenby, stav Achillovy šlachy a případné deformity nohou. Dále vyšetřujeme aktivní a pasivní pohyby nohou.

Při vyšetření aktivních pohybů posuzujeme, zda je vyšetřovaný schopný provést pohyb selektivně, koordinovaně, v jakém rozsahu a o jaké svalové síle (Kolář, 2020). Při vyšetření pasivních pohybů zjišťujeme kloubní vůli a pasivní rozsah pohybu v jednotlivých kloubech (Lewit, 1996). Při podezření na určitou poruchu lze použít konkrétní funkční testy jako je např. Přední zásuvkový test, Talar tilt test, Thompsonův test (Kolář, 2020), Squeeze test, Frickův test (Leiß et al., 2019) nebo Véleho test (Véle & Pavlů, 2012).

Součástí klinického hodnocení nohou by mělo být i vyšetření povrchového a hlubokého cití. Povrchové cití je vyšetřováno dotykem smotku vaty, kouskem špejle, měkkou gumou nebo jiným bezpečným předmětem. Dále se vyšetřuje rozlišení tupých a ostrých předmětů, grafestézie a dvoubodová diskriminace. Pokračuje se zjištěním termického cití a nocicepce (Opavský, 2003). Pro přesnější zjištění citlivosti se využívá sady monofilament, pomocí níž se vyšetřující dotýká pacienta na předem definovaných místech nohy. Těmito místy jsou distální články palce a malíku z plantární strany, oblast prvního a pátého metatarzu z plantární strany, středonoží z mediální a laterální strany planty a střed paty. Z dorzální strany se nejčastěji testuje střed nártu a oblast mezi prvním a druhým prstem (Smieja et al., 1999). Kromě povrchového je vhodné zjistit i hluboké cití – propiocepci. Ta se vyšetřuje zjišťováním statestézie, kinestézie a vyšetření vibračního cití pomocí kalibrované ladičky, která se přikládá na vnitřní kotník, první metatarz nebo proximální článek palce z dorzální strany (Opavský, 2003). Modernější metodou zjištění vibračního cití je použití biothesiometru (Ehler, 2005).

Při klinickém vyšetření by nemělo být opomenuto posouzení obuvi, zejména je dobré sledovat opotřebení podrážky, z které lze vyčíst informace o tom, jak daný jedinec zatěžuje nohu (Biga, 2009).

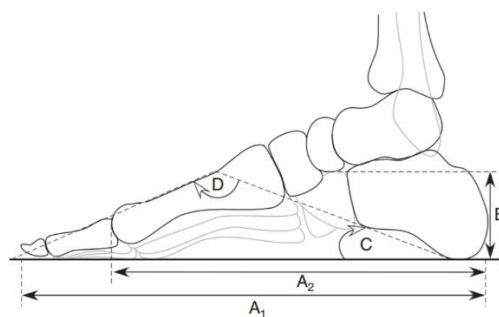
2.6. Radiologické vyšetření

Radiologické vyšetření se využívá pro potvrzení a upřesnění diagnózy stanovené klinickým vyšetřením nohy (Kowalski, 2008; Leiß et al, 2019). K RTG vyšetření se přistupuje zejména u vážných stavů pro posouzení kostní stavby nohy (Kristen, 2007).

Při radiologickém vyšetření se nejčastěji hodnotí stav nohy z anteroposteriorního, laterálního nebo šikmého rentgenovém snímku. Snímek se pořizuje v plném zatížení nohy (Razeghi & Batt, 2002).

Mezi vyhodnocované parametry z RTG snímků se řadí úhel mezi talem a prvním metatarzem (Obrázek 6). Jeho zvýšení poukazuje na pravděpodobný vznik ploché nohy. Dalším parametrem, který se zjišťuje, je talonaviculární úhel, který tvoří linie kloubních ploch talu a os naviculare. Běžně se tento úhel pohybuje mezi 15–20°, jestliže dojde k jeho zvýšení, dochází k výraznější abdukci předonoží (Henry, Shakked, & Ellis, 2019). Z laterálního rentgenového snímku se odčítá sklon calcaneu. Pro určení tohoto sklonu se měří úhel mezi tečnou na spodní straně calcaneu a podložkou, o kterou se noha opírá (Razeghi & Batt, 2002). Z RTG snímků lze také určit poměr mezi výškou a délkou podélné mediální nožní klenby. Výška představuje vzdálenost od podložky ke spodnímu okraji hlavičky talu a jako délka se bere vzdálenost od zadní plochy calcaneu k přední ploše hlavičky prvního metatarzu (Razeghi & Batt, 2002).

Přestože radiologická vyšetření vykazují vysokou spolehlivost, skutečnost, že jsou drahá a potenciálně nebezpečná, omezuje jejich rutinní použití v klinické praxi (Razeghi & Batt, 2002). V případě, že je RTG vyšetření nedostatečné, metodou další volby se stává CT nebo MRI vyšetření (Kristen, 2007).



Obrázek 6. Parametry odčítané z RTG snímku (A1 – délka nohy, A2 – zkrácená délka nohy, B – výška os naviculare, C – sklon calcaneu, D – úhel mezi calcaneem a prvním metatarzem (Menz & Munteanu, 2006).

2.7. Plantografie

Plantografie je jednou z nejdéle používaných vyšetřovacích metod nohou. Zabývá se otiskem chodidla, který bývá označován jako plantogram (Riegerová et al., 2006). K nejjednoduššímu vyhotovení plantogramu stačí pouze papír a navlhčené nebo obarvené chodidlo, které vyšetřovaný jedinec položí na připravený papír a stoprocentně zatíží stojnou dolní končetinu (Vařeka & Vařeková, 2009). Nespornou výhodou této metody je

její jednoduchost, dostupnost, neinvazivnost a nízké náklady na vyhotovení plantogramu (Giorgio, Montes, Thomé, Cyrillo, & Castelo, 2020). Naopak nevýhodou této metody je, že vlivem vyhotovení nekvalitního otisku chodidla dochází často k chybám při vyhodnocení plantogramu Lee et al. (2014).

K získání potřebných parametrů nohy z plantogramu mohou být použity následující metody:

Index Chippaux–Šmiřák

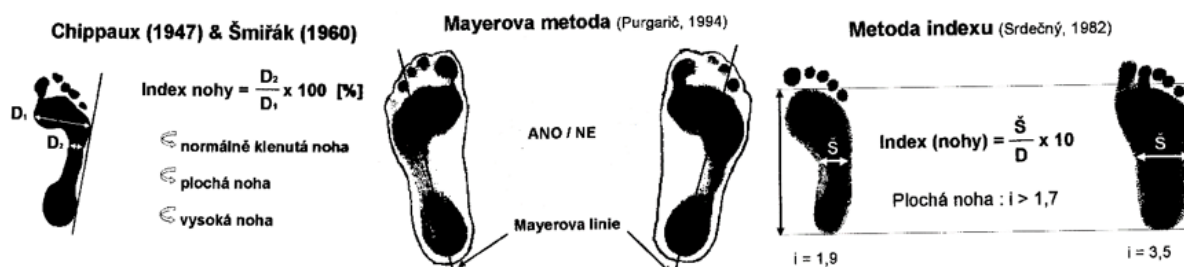
Tento index udává poměr mezi nejužším místem ve středu klenby a nejširším místem plantogramu zpravidla v přední části chodidla (Villarroya et al., 2009). Při měření se sestrojí tečna při laterálním okraji plantogramu a nejširší a nejužší místo se měří na kolmici k této tečně. Pokud se index pohybuje do 45 %, jedná se o nohu normálně klenutou. Jako mírně plochonoží označujeme nohu s indexem pohybujícím se mezi 45,1–50 %, jako středně plochou mezi 50,1–60 % a jako velmi plochou, když se index pohybuje mezi 60,1–100 % (Obrázek 7). Stejně tak můžeme do tří stupňů rozdělit i nohu vysokou. Mírně vysoká noha se pohybuje v rozmezí od 0,1 do 1,5 cm, středně vysoká od 1,6 do 3,0 cm a velmi vysoká nad 3,1 cm (Klementa, 1987).

Mayerova metoda

Jedná se o metodu, kdy se z plantogramu určí střed nejširšího místa v oblasti paty a dále se označí mediální okraj čtvrtého prstu. Tyto dva body se spojí pomocí přímky. Pokud je tato přímka překryta otiskem nohy ve střední části chodidla jedná se o podélně plochou nohu (Urban, Vařeka, & Svajčková, 2000).

Index nohy dle Srdečného

Srdečný (1977) pro zhodnocení ploché nohy používá index získaný poměrem mezi šířkou nohy v oblasti hlavičky pátého metatarzu vynásobenou deseti k délce chodidla bez prstů. Za správně klenutou nohu pokládá index do 1,6. Jakékoliv hodnoty nad 1,7 považuje za plochonoží.



Obrázek 7. Metody vyhodnocení plantogramu (Urban et al., 2000)

Fridlandova metoda

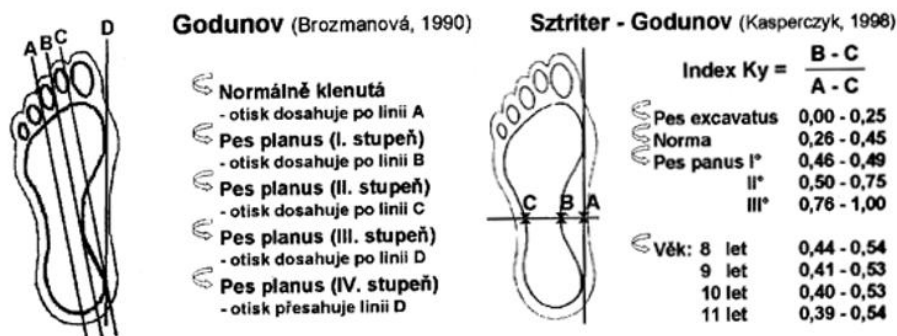
Plochou nohu z plantogramu hodnotil také Fridland. Jeho index lze získat jako poměr výšky nártu násobený číslem sto k délce nohy včetně prstů. Index nižší než 25 poukazuje na velmi plochou nohu, hodnoty v rozmezí 26–27 označuje jako nohu mírně oploštělou a jako normální označuje výsledek indexu mezi 28 a 29 (Srdečný, 1977).

Metoda Godunova

K hodnocení podle Godunova potřebujeme rozdělit otisk pomocí několika linií (Obrázek 8). Pro získání linie A spojíme nejdorzálnější bod paty a střed mezery mezi třetím a čtvrtým prstem. Pro získání linie C si vytvoříme rovnoběžku s linií A, která bude zároveň tečnou nejmediálnějšího bodu paty. Linie B prochází rovnoběžně středem mezi A a C. Poslední linii D získáme jako tečnu nejmediálnějšího okraje paty a nejmediálnějšího bodu plochonoží. Poté můžeme provést samotné hodnocení, kdy za normálně klenutou nohu se považuje otisk, který v nejužším místě dosáhl po linii A. Jakýkoliv širší otisk dosahující dále než po linii A se považuje za plochonoží (Brozmanová, 1990).

Sztriter–Godunov

Při tomto hodnocení plochonoží se vychází z výpočtu indexu označovaného jako „Ky“. Hodnocení začíná vytvořením tečny s nejvíce mediálními body plantogramu. K této tečně je v nejužším místě plantogramu vytvořena kolmice, která protíná otisk chodidla. Průsečík kolmice a nejlaterálnějšího bodu je označen písmenem C, průsečík na mediální straně písmenem B a průsečík již vytvořené kolmice a tečny jako bod A. Samotný index potřebný pro zhodnocení stavu nohy se získává jako poměr rozdílu B mínus C ku A mínus C. Pokud se index pohybuje v rozmezí mezi 0,00–0,25 jedná se o vysokou nohu, 0,26–0,45 se považuje za normálně klenutou nohu a hodnoty 0,46–1 značí plochonoží (Kasperczyk, 1998 in Urban et al., 2000).



Obrázek 8. Metody hodnocení plantogramu (Urban et al., 2000)

Giorgio et al. (2020) upozorňuje, že vyhodnocování parametrů nohy podle výše popsaných metod, nemusí být zcela přesné.

S rozvojem moderních technologií se od klasické plantografie začíná postupně upouštět a k hodnocení nohou bývá využívána spíše dynamická plantografie. Jedná se o metodu, která je stále dostupnější a umožňuje komplexní posouzení stavu a funkce chodidla a přispívá tak k lepší diagnostice pacientů (Alvarez, Vera, Chhina, & Black, 2008). K měření mohou být využity tlakové plošiny, tlakové chodníky nebo speciální senzorické vložky do bot (Vařeka & Vařeková, 2009). Dynamické plantografické plošiny jsou složeny z mnoha elektronických senzorů (kapacitních nebo odporových) citlivých na tlak. Tyto plošiny jsou zpravidla napojeny na počítačový systém umožňující zpracování dat a analýzu nohy. V současné době existuje na trhu mnoho typů senzorických platforem a některé z nich mohou být využity, jak pro statický, tak i pro dynamický záznam. Získané parametry se mohou u jednotlivých systémů lišit. Avšak zpravidla tyto zařízení dokážou změřit následující parametry: tlak, jeho rozložení v měřené oblasti a jeho změny v čase, pohyb COP, kontaktní plochu chodidla, šířku a délku nohy, osu chodidla, délku kroku a dvojkroku, úhel chůze a další (Skopljak, Muft, Sukal, Masic, & Zunic, 2014; <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz>). V ČR jsou v současnosti se nejčastěji využívají systémy Emed, Pedar, Footscan, Baropodometer, Footmaxx a eSoles MatScan (Obrázek 9).



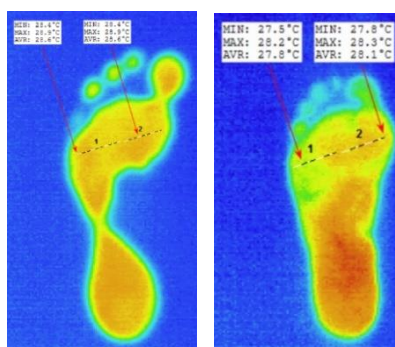
Obrázek 9. Tlaková plošina Emed® (vlevo) a senzorická vložka Pedar® (vpravo) (<https://www.novel.de>)

Tato metoda se využívá v mnoha oborech jako je ortopedie, rehabilitace, protetika, ortotika, ale také ve sportovní medicíně a tréninku (Michalíková, Bednarčíková, Staško, & Živčák, 2021).

Plošiny by měly být ideálně umístěné tak, že kolem nich je dostatečný prostor. Zároveň by měly být zarovnané s podlahou, aby vyšetřovaný nepoznal, která část plošiny

snímá jeho pohyb a minimalizovali jsme tak riziko přizpůsobení chůze vyšetřovaného (Michalíková et al., 2021).

Další možností získání plantogramu je plantografie využívající infračervené záření (Obrázek 10). Její výhodou ve srovnání s předchozími metodami je získání dalších informací především o struktuře cév, prokrvení nebo případné ischemii dolní končetiny (Urakov, Nikityuk, Kasatkin, & Lukoyanov, 2016).



Obrázek 10. Plantogram získaný pomocí infračerveného záření (vlevo normálně klenutá noha, vpravo plochá noha) (Urakov et al., 2016)

2.8. Podoskopie

S postupem času a rozvojem medicínských znalostí přestala být klasická plantografie dostatečnou metodou pro hodnocení chodidel. Ke konci 19. století došlo ke snaze kvantifikovat rozložení plantárních tlaků a byl vyvinut nový diagnostický přístroj tzv. podoskop (Ribeiro, Trombini-Souza, Iunes, & Monte-Raso, 2006). Tento přístroj se skládá ze základny tvořené zrcadlem, nad níž je odolná akrylátová deska, která je schopna vést polarizované světlo. V okamžiku, kdy se bosá chodidla dotknou speciálně nasvětlené akrylátové podložky, vzniká na spodní straně přístroje obraz chodidel. Díky této metodě lze identifikovat tlakové zatížení chodidel, ortopedické vady nohou, vady drobných kloubů, osové postavení v hlezenních kloubech a asymetrie nohou (Giorgio et al., 2020).

Nedostatkem této metody je nemožnost uchování snímků, což vede k problematickému zpětnému hodnocení stavu a sledování vývoje plochonoží (Vijayakumar, Senthilkumar, Chandratre, & Bharambe, 2021). Pro uchování otisků chodidla se začala využívat fotografická metoda, pomocí níž lze podogram uchovat. Tato metoda byla označena jako fotopodoskopie (Ribeiro et al., 2006).

V současné době se na trhu objevují i digitální podoskopy. Jejich největší výhodou je přenos získaných dat pomocí softwaru, kde probíhá jejich zpracování, vyhodnocení a uchování. Tyto systémy zpravidla měří délku a šířku chodidla, výšku podélné nožní

klenby a rozložení tlaku na chodidlo (Laowattanatham, Chitsakul, Tretriluxana, & Hansasuta, 2014).

2.9. 3D skener

S rozvojem moderních technologií se k diagnostice nohou začal využívat 3D skener. Jedná se o zařízení, které slouží k převodu reálného předmětu do digitální podoby. Během skenovacího procesu přístroj pomocí nejrůznějších technologií shromažďuje informace o rozměrech, tvaru, popřípadě barvě snímaného objektu umístěného v zorném poli skeneru. Dokáže tak vygenerovat 3D model nohy a měřit její lineární i geometrické parametry. Parametry získané z 3D scanningu nohy se liší podle jednotlivých zařízení a vyhodnocovacích softwarů. Po naskenování dochází k automatickému vyhodnocení délky a šířky nohy, výšky a délky podélné mediální klenby nohy a obvodů nohy. Všechny tyto parametry jsou velmi důležité pro výrobu obuvi na míru, úpravu ortopedických stélek a v neposledním řadě také pro podrobnou diagnostiku nohy (Ebrahim, 2015; Laštovička, Cuberek, Janura, & Klein, 2021; Rogati et al., 2021; Tóth & Živčák, 2014).

Jedná se o neinvazivní metodu, která je minimálně závislá na postupu vyšetřujícího, což vede ke snížení chyby měření a je značně rychlejší a komplexnější ve srovnání s výše popsány metodami. Data jsou získávána v elektronické podobě, což umožňuje jednodušší předávání záznamů mezi podiatry a zdravotníky. Nevýhodou této metody je poměrně vysoká pořizovací cena, a proto ve většině klinických praxí jsou stále využívány metody předchozí (Rogati et al., 2021).

Skenery lze rozdělit na mobilní a stacionární. Stacionární skenery mají obvykle velké rozměry a jsou vázány na jedno místo, na rozdíl mobilních, které lze snadno přemísťovat, což je jejich obrovskou výhodou. Dále můžeme skenery rozdělit na kontaktní, které při použití potřebují přímý kontakt se skenovaným předmětem. Naopak bezkontaktní přístroje používají k získání 3D modelu především laserové, optické nebo jiné technologie (Tóth & Živčák, 2014).

Optické skenery jsou založeny na fotografickém principu. Kdy je pořízeno několik snímků z různých úhlů a ty jsou při vyhodnocení zkombinovány tak, aby vznikl trojrozměrný obraz skenovaného předmětu (Tóth & Živčák, 2014).

Laserové skenery se začaly vyvíjet ke konci druhé poloviny 20. století (Ebrahim, 2015) a jejich fungování je založeno na triangulačním principu (Obrázek 11). Triangulace je popsána jako jev, při němž se vyslaný světelný paprsek odrazí od skenovaného předmětu a na základě úhlu dopadu a doby návratu laserového paprsku ke kameře, je vyhodnocena

poloha snímané oblasti v prostoru (Tóth & Živčák, 2014). Název toho principu je odvozen od vzniku pomyslného trojúhelníku mezi laserovým emitorem, bodem na skenovaném předmětu a místem dopadu paprsku na kameru (Ebrahim, 2015). Na stejném principu jako laserové skenery fungují i ultrazvukové skenery, které pro určení tvaru objektu využívají podélné mechanické vlnění. Ovšem jejich přesnost je nižší než u laserových skenerů (Tóth & Živčák, 2014).

Při výběru skeneru je dle Mendřického a Kellera (2015) nutno dbát na následující parametry: přesnost, rozlišení, měřící objem a rychlost skenování.



Obrázek 11. Znárodnění triangulace laserového skeneru (Mendřický & Keller, 2015).

Před samotným měřením se doporučuje omýt a osušit nohu, aby nedocházelo k ovlivnění výsledků vlivem přilnutí nečistot na chodidle. Stejně tak je důležité před měřením očistit i skenovací plošinu. Poté je vyšetřovaný vyzván, aby vstoupil na plošinu a pokusil se minimalizovat pohyb během měření (Lee et al., 2014). Při využívání většiny 3D skenerů je potřeba zachovat neměnné vnější podmínky během skenování. Zejména důležité je, aby během skenování nedocházelo ke změnám osvětlení, poněvadž by to mohlo způsobit chyby měření (Tóth & Živčák, 2014).

V posledních deseti letech se na trhu začínaly objevovat 3D skenery, které jsou schopny vytvořit trojrozměrný model i během pohybu snímaného objektu (Telfer & Woodburn, 2010). Dynamický 3D skener ve své studii využili Thabet, Trucco, Salvi, Wang a Abboud (2011), kteří dospěli k závěru, že naměřené statické a dynamické antropometrické parametry nohy se výrazně liší.

Lee et al. (2014) ve své studii porovnávali antropometrické parametry naměřené pomocí 3D scanneru a plantografu a dospěli k závěru, že při vzájemném srovnání byly hodnoty naměřené pomocí plantografu výrazně menší než hodnoty naměřené 3D skenerem.

3. CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1. Hlavní cíl

Zhodnotit vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na základní antropometrické parametry nohy a citlivost plosky nohy.

3.2. Dílčí cíle

1. Provést výběr parametrů pro hodnocení pomocí 3D skeneru.
2. Posoudit rozdíly v naměřených antropometrických parametrech u probandů z experimentální a kontrolní skupiny.
3. Zhodnotit citlivost plosky nohy u probandů z experimentální a kontrolní skupiny.

3.3. Výzkumné otázky

1. Má krátkodobé užívání barefoot obuvi vliv na základní antropometrické parametry nohy (délka nohy, šířka nohy, výška podélné mediální klenby)?
2. Má krátkodobé užívání barefoot obuvi vliv na změnu citlivosti plosky nohou?

4. METODIKA PRÁCE

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 (Příloha 1).

4.1. Organizace sběru dat

Nábor probandů do studie byl realizován prostřednictvím informačního letáku (Příloha 2) sdíleného na sociálních sítích, pomocí náborových emailů rozeslaných v rámci Univerzity Palackého v Olomouci a osobním kontaktem se studenty a pedagogy UPOL. Zájemci o účast ve studii se hlásili pomocí emailu uvedeného na informačním letáku. Obratem jim byla zaslána vstupní anketa (Příloha 3) přes aplikaci Microsoft Forms, pomocí které bylo rozhodnuto, zda daný jedinec splňuje všechny podmínky pro přijetí do studie.

Kritérium pro přijetí bylo věkové rozmezí od osmnácti do čtyřiceti let. Přijati byli pouze jedinci, kteří neměli závažné deformity nohou a prstů. Další podmínkou bylo, že účastníci nesměli mít předchozí zkušenost s nošením barefoot obuvi nebo minimalistické obuvi. Vyřazeni byli také jedinci praktikující bosochodectví. Mezi kritéria pro přijetí do studie patřila také možnost monitoringu pohybové aktivity pomocí vlastního krokoměru.

Kritéria pro vyřazení jedince z výzkumného souboru byla následující: závažné vrozené nebo získané vady nervového nebo pohybového systému, závažné úrazy nervového nebo pohybového systému, prodělané operace dolních končetin nebo plánovaný operační zákrok v průběhu výzkumu. Posledním kritériem pro vyřazení byla aktuální přítomnost bolestí pohybového aparátu.

Pokud zájemce o účast ve výzkumu splňoval všechny požadované podmínky byl pomocí emailu pozván na vstupní vyšetření (Příloha 4). To probíhalo pod vedením fyzioterapeuta v prostorách Laboratoře chůze Centra kinantropologického výzkumu Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Obsahem této schůzky bylo seznámení probanda s průběhem vyšetření i následného měření. Po seznámení s průběhem byl podepsán informovaný souhlas (Příloha 5). Poté proběhlo odebrání anamnézy a dalších potřebných informací k provedení výzkumu. Mezi tyto informace se řadila hmotnost a výška jedince, dominantnost dolní končetiny, běžně nošený typ obuv, obvyklá pohybová aktivita, přibližný počet ujitých kroků za den, popřípadě jiná pohybová

aktivita probanda. Dále byla provedena Trendelenburgova zkouška a určen Foot Posture Index. U jedinců z experimentální skupiny se na konci vstupního vyšetření určila vhodná velikost vybraného typu barefoot obuvi.

Primárním požadavkem při výběru vhodné barefoot obuvi bylo, aby obuv byla snadno k dostání na českém trhu. Dalšími kritérii byly tvar obuvi, který vzhledem k počtu uživatelů musel být co nejuniverzálnější, dostupnost vybraného typu obuvi pro ženy i pro muže a možnost výběru obuvi ve více barevných variantách. Zásadním kritériem výběru byl použitý materiál. Ten byl vybírán tak, aby barefoot obuv byla prodyšná a zároveň nepromokavá a bylo ji tak možné nosit ve více ročních obdobích. O výběru obuvi také rozhodoval styl obuvi, který byl vybrán tak, aby byla obuv použitelná pro každodenní nošení. Podstatným ukazatelem při výběru byly zkušenosti a recenze uživatelů, ale také cena obuvi sjednaná s výrobcem. Stanoveným kritériím nejvíce vyhovoval sportovní typ barefoot obuvi z řady Chitra Bare od českého výrobce Ahinsa shoes®.

Po absolvování vstupního vyšetření probíhala samotná měsíční intervence. Experimentální skupina dostala informační leták a zároveň byla poučena o přechodu z konvenční obuvi na barefoot obuv. Probandům bylo zdůrazněno, že přechod by měl být postupný, pomalý a že by nohy měli klást na zem jemněji, poněvadž tenká podrážka barefoot obuvi příliš netlumí nárazy paty o zem. Dále jim bylo doporučeno před samotnou chůzí krátké promasírování a nastimulování nohy. K dalším doporučením se řadil spíše přírodní měkčí terén a dostatek času, aby se mohli na chůzi soustředit a vnímat své tělo. První dva týdny intervence se probandům doporučovalo ujít v barefoot obuvi přibližně 17 500 kroků za týden. V následujících dvou týdnech se požadovaný počet ujitých kroků navýšil na 35 000 kroků za týden. Pokud proband během intervence pociťoval diskomfort nebo bolesti nohou, bylo mu doporučeno, aby barefoot obuv nepoužíval a následující den zkusil pouze krátkou procházku v této obuvi. Tuto skutečnost bylo nutné uvést do záznamového archu (Příloha 6). Záznamový arch byl probandům zaslán na konci každého týdne intervence. Účastníci tam uváděli počet kroků ujitých v každém dni, po jakém povrchu převážně chodili, jak se během chůze v barefoot obuvi cítili a jestli na sobě pozorovali nějaké změny, popřípadě měli prostor na uvedení svých dalších poznámek a sdělení.

4.2. Charakteristika výzkumného souboru

Základní výzkumný soubor tvořilo celkem 34 probandů z toho 26 žen a 8 mužů, kteří byli pomocí stratifikované permutační blokové randomizace rozděleni do

experimentální a kontrolní skupiny. Každou skupinu tvořilo 17 probandů. Obě měření dokončilo pouze 21 jedinců (16 žen, 5 mužů). Hlavními příčinou odstoupení probandů ze studie byla nemoc a karanténní opatření z důvodu právě probíhající pandemie Covid—19, nebo nemožnost dostavit se na měření ve stanovený termín. Průměrný věk probandů byl $26 \pm 4,5$ let, s průměrnou hmotností $64,2 \pm 14,5$ kg a průměrná výška probandů byla $170,0 \pm 8,0$ cm. Finální experimentální skupinu tvořilo 11 probandů (9 žen a 2 muži) a kontrolní skupinu 10 probandů (7 žen a 3 muži).

4.3. Technické zařízení pro měření

Pro testování citlivosti nohou byla vybrána řada monofilament Baseline 12-1664 Tactile Monofilaments (Fabrication Enterprises, White Plains, NY, USA). Sada obsahovala šest monofilament o velikosti 2,83; 3,61; 4,31; 4,56; 5,07 a 6,65 gramů.

Pro měření antropometrických parametrů byl využit 3D skener RS Scan Tiger (RSScan International NV, Paal, Belgie) (Obrázek 12). Základní charakteristické parametry 3D skeneru jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1. Základní parametry 3D skeneru RS Scan Tiger.

Rozměry přístroje se stupínky a madlem	755 mm x 832 mm x 1216 mm
Rozměr skeneru	730 mm x 430 mm x 320 mm
Rozměr skenovací plochy	400 mm x 200 mm x 180 ± 5 mm
Hmotnost	26 kg
Počet kamer	1 vícebarevná a 8 jednobarevných
Směrodatná odchylka měření	0,5 mm
Doba skenování	5–15 s
Software	3D – scan modul s automatickým vyhodnocením délky nohy, šířky nohy, délky a výšky mediální nožní klenby
Formát výstupního souboru	STL nebo OBJ



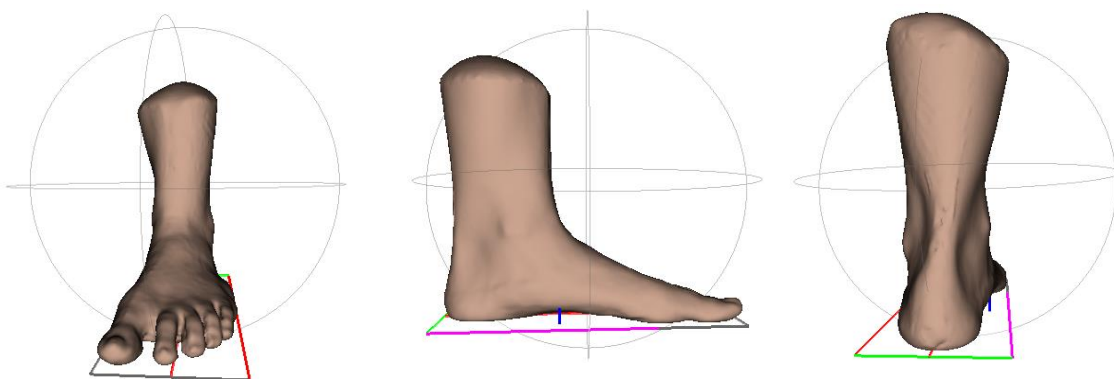
Obrázek 12. 3D skener RS Scan Tiger (<https://www.materialise.com>)

4.4. Měřené parametry nohy

Pomocí softwaru došlo po naskenování k automatickému vyhodnocení antropometrických parametrů nohy (Obrázek 13). Délka nohy byla určována od nejdorzálnějšího místa na calcaneu k nejdistančnějšímu místu nejdelšího prstu. Šířka byla měřena v nejširší části nohy, v oblasti mezi hlavičkami prvního a pátého metatarzu. V případě, že u probanda bylo nejširší místo nohy v oblasti prstů, díky jejich zvýšené abdukci, byly naměřené hodnoty tohoto probanda vyřazeny ze statistického zpracování. Posledním zjišťovaným parametrem byla výška podélné mediální nožní klenby, měřená od podložky k nejvyššímu místu mediálního oblouku.

Z měřených parametrů jsme nepracovali s obvodem nohy, jelikož při automatickém vyhodnocení tohoto parametru přístroj měří obvodovou linii na kolmici k podélnému okraji skenovací plochy. Abychom při této skutečnosti dosáhli u všech probandů srovnatelných výsledků, museli bychom před snímkováním instruovat probanda, aby uložil nohu rovnoběžně s okrajem skeneru. To by však neodpovídalo skutečnosti, že jsme zjišťovali parametry při co možná nepřirozenějším postoji. Důvodem pro vyřazení tohoto parametru byla také vysoká pravděpodobnost vzniku chyby měření nesprávným uložením nohy na skenovací plochu.

Citlivost nohou byla testována na osmi místech plosky nohy (distální článek prvního, třetího a pátého prstu z plantární strany, pod prvním a pátým metatarzem, mediální a laterální okraj středonoží z plantární strany a střed paty) monofilamenty o šesti různých velikostech.



Obrázek 13. Trojrozměrné modely nohy v programu Materialise Footscan 9 Essentials (červeně – délka nohy, zeleně – šířka nohy, modře – výška podélné mediální nožní klenby)

4.5. Průběh měření a způsob zpracování dat

Před zahájením výzkumu bylo probandovi vysvětleno, jak bude celé měření probíhat a jaké parametry budou zjišťovány. Poté byl vyzván, aby si zul obuv a sundal ponožky a pět minut chodil po předem připravené dráze co možná nejpřirozenější chůzí. Následovalo testování citlivosti, kdy byl proband vyzván, aby se položil na záda na lehátko, zavřel oči a v okamžiku, kdy ucítí dotek monofilamenta, tak aby to sdělil a zároveň určil oblast dotyku. K zaznamenávání výsledků byl použit záznamový formulář. Do něj kromě samotných výsledků byly zaznamenány případné mozoly, oděrky, jizvy nebo jiné vady kůže. Celkem bylo vybráno osm výše popsaných míst, které byly testovány v náhodném pořadí. Z důvodu, že se jednalo o zdravé jedince, nepředpokládali jsme u nich poruchu citlivosti a při testování se postupovalo od střední tloušťky monofilament k nejslabším. Pro kompletnost dat se na závěr přistupovalo i k otestování silnějších monofilament. Dotyk vlákna byl realizován pod úhlem 90° proti kůži, do chvíle než se monofilamentum prohnulo. Na každém místě bylo takto prohnuté vlákno drženo přibližně 1,5 sekundy a poté bylo odejmuto. V případě aplikace slabších monofilament (2,83 a 3,61 g) se aplikovalo na stejné místo až třikrát. Pokud proband zachytil alespoň jeden ze tří dotyků, považovala se odpověď za pozitivní. U silnějších monofilament (4,31 až 6,65 g) se stimul aplikoval pouze jednou.

Dále byly zjišťovány antropometrické parametry pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger. Před zahájením měření byla zastíněna okna laboratoře a zhasnuté světlo, aby nedocházelo k ovlivňování snímku vnějšími podmínkami. Přístroj byl před skenováním vždy očištěn bezalkoholovým čistícím prostředkem, aby se zamezilo případnému ulpění kapének potu, prachových částic či dalších nečistot na povrchu skeneru. Stejně tak i proband byl vyzván, aby si očistil chodidlo a odhalil dolní končetiny alespoň do poloviny lýtek. Poté byl instruován, aby se jednou nohou postavil na stupínek vedle skeneru a druhou nohu umístil přibližně do středu skeneru. Dále byl požádán, aby svoji hmotnost rovnoměrně rozložil na obě dolní končetiny, jednou horní končetinou se chytil madla a druhou nechal volně svěšenou podél těla. Dále byl instruován, aby se díval před sebe, snažil se nehýbat a po dobu skenování nemluvil (Obrázek 14). Celkově bylo pořízeno šest snímků, tři snímky pravé a tři snímky levé nohy. Po naskenování byl snímek vždy zkontrolován, zda je v pořádku. V případě špatného naskenování bylo měření opakováno.



Obrázek 14. Měření pomocí 3D skeneru.

Dále se pokračovalo měřením, jehož výsledky nebyly využity v této diplomové práci. Jednalo se zjišťování rozložení tlaků pod ploškami nohou pomocí přístroje 2M Footscan® (RSscan International NV, Paal, Belgie) a kinematickou analýzou chůze naboso a u experimentální skupiny také v barefoot obuvi pomocí optoelektronického systému Vicon® Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie).

Po měsíčním užívání barefoot obuvi bylo provedeno výstupní měření, které probíhalo zcela identickým způsobem.

Data získaná měřením byla zpracována pomocí programu Materialise Footscan 9 Essentials. Poté byla vyexportována a dále zpracována v programu Microsoft Office Excel 365. Ze získaných dat byly dopočítány průměrné hodnoty délky a šířky nohy a výšky podélné mediální nožní klenby, vždy u každého probanda pro dominantní a nedominantní končetinu zvlášť. Poté byla data předána ke statistickému zpracování.

Data získaná z testování citlivosti plosek nohou byla ze záznamového archu přepsána do elektronické podoby pomocí programu Microsoft Office Excel 365.

4.6. Statistické zpracování dat

Statistické vyhodnocení naměřených dat bylo zpracované pomocí software STATISTICA 13 (StatSoft Inc., Tulsa, OK, USA). Nejprve byly vypočítány základní popisné charakteristiky sledovaných veličin (aritmetický průměr, medián, směrodatná odchylka a interval spolehlivosti). Pro ověření normality rozložení dat jednotlivých proměnných byl použit Lillieforsův test. Vzhledem k tomu, že data nevykazovala normální rozložení, použili jsme pro porovnání významnosti rozdílů mezi opakovanými měřeními Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti byla stanovena jako $\alpha = 0,05$.

5. VÝSLEDKY

5.1. Výsledky k výzkumné otázce V₁

V₁: Má krátkodobé užívání barefoot obuvi vliv na základní antropometrické parametry nohy (délka nohy, šířka nohy, výška podélné mediální klenby)?

V tabulkách 2 a 3 jsou uvedeny základní popisné charakteristiky sledovaných antropometrických parametrů nohy u experimentální a kontrolní skupiny získané při vstupním a výstupním měření.

Tabulka 2. Základní popisné charakteristiky sledovaných antropometrických parametrů u experimentální skupiny při vstupním a výstupním měření.

		Experimentální skupina									
		Vstupní měření					Výstupní měření				
Proměnné		Prům.	SD	Med.	Int. spol. -95 %	Int. spol. 95 %	Prům.	SD	Med.	Int. spol. -95 %	Int. spol. 95 %
DDK	Délka	248,3	14,03	246,5	238,3	258,4	248,7	14,22	248,0	238,5	258,8
	Šířka	97,2	7,77	96,3	91,7	102,8	96,6	7,87	96,2	91,0	102,3
	Výška klenby	16,6	3,23	16,8	14,3	18,9	17,1	3,44	17,3	14,6	19,6
NDK	Délka	249,9	14,71	250,0	239,4	260,4	249,8	14,62	250,3	239,4	260,3
	Šířka	95,0	7,38	94,2	89,7	100,2	95,9	7,77	94,5	90,3	101,5
	Výška klenby	16,3	2,38	16,0	14,6	18,0	16,2	2,39	16,2	14,5	17,9

Legenda: Prům. – průměr, SD – směrodatná odchylka, Med. – medián, Int. spol. – interval spolehlivosti, NDK – nedominantní dolní končetina, DDK – dominantní dolní končetina

Tabulka 3. Základní popisné charakteristiky sledovaných antropometrických parametrů u kontrolní skupiny při vstupním a výstupním měření.

		Kontrolní skupina									
		Vstupní měření					Výstupní měření				
Proměnné		Prům.	SD	Med.	Int. spol. -95 %	Int. spol. 95 %	Prům.	SD	Med.	Int. spol. -95 %	Int. spol. 95 %
DDK	Délka	250,7	17,82	246,7	237,0	264,4	250,6	17,88	247,3	236,9	264,4
	Šířka	98,9	7,87	97,0	92,8	104,9	98,6	7,71	96,3	92,6	104,5
	Výška klenby	16,6	3,15	15,7	14,1	19,0	16,7	3,26	16,0	14,2	19,2
NDK	Délka	251,0	17,64	247,7	237,4	264,6	250,7	17,36	247,3	237,4	264,1
	Šířka	95,6	7,34	93,3	90,0	101,3	96,6	8,00	94,7	90,4	102,7
	Výška klenby	16,2	2,87	15,7	14,0	18,4	16,3	2,94	16,0	14,0	18,5

Legenda: Prům. – průměr, SD – směrodatná odchylka, Med. – medián, Int. spol. – interval spolehlivosti, NDK – nedominantní dolní končetina, DDK – dominantní dolní končetina

Tabulka 4 uvádí hodnotu testového kritéria Wilcoxonova párového testu a hodnotu pravděpodobnosti u experimentální i kontrolní skupiny.

Tabulka 4. Velikost testového kritéria a hodnoty pravděpodobnosti dle Wilcoxonova párového testu.

	Proměnné	Experimentální skupina		Kontrolní skupina	
		Z	p	Z	p
DDK	Délka	1,260	0,208	0,490	0,624
	Šířka	1,185	0,236	0,770	0,441
	Výška klenby	0,161	0,161	0,272	0,272
NDK	Délka	0,140	0,889	1,120	0,263
	Šířka	2,039	0,042	2,132	0,033
	Výška	0,415	0,161	0,930	0,272

Legenda: Z – velikost testového kritéria, p – hodnota pravděpodobnosti, NDK – nedominantní dolní končetina, DDK – dominantní dolní končetina

Ze všech měřených parametrů došlo ke statisticky významné změně na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ pouze u šířky nohy na nedominantní dolní končetině (Tabulka 4). Protože ke zvětšení šířky nohy v oblasti hlaviček prvního a pátého metatarzu došlo u

experimentální i kontrolní skupiny, lze z těchto výsledků usuzovat, že krátkodobé užívání barefoot obuvi nemá vliv na antropometrické parametry nohy.

5.2. Výsledky k výzkumné otázce V₂

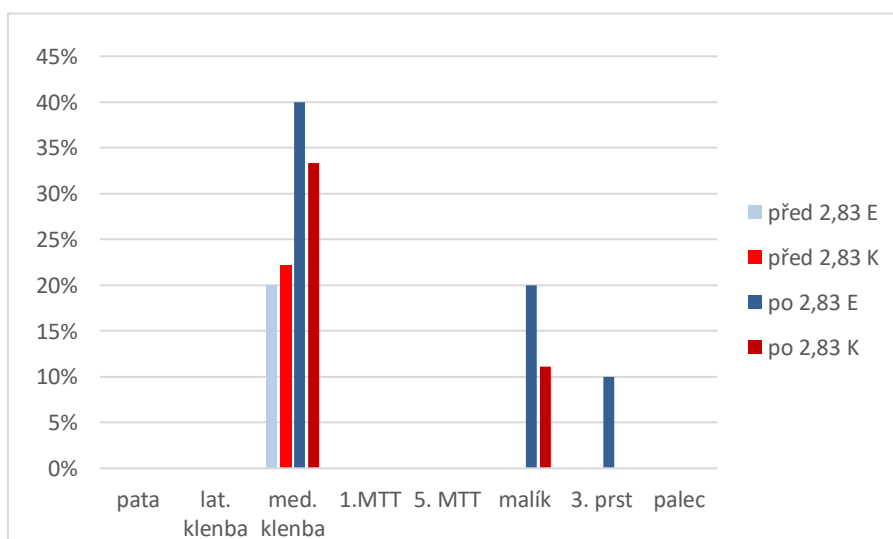
V₂: Má krátkodobé užívání barefoot obuvi vliv na změnu citlivosti plosky nohou?

Při testování citlivosti plošek nohou monofilamenty byly zjištěny odlišnosti pouze pro nejslabší monofilamentum (2,83 g). Ke změně citlivosti došlo ve třech z osmi testovaných míst, a to v oblasti oblouku mediální podélné klenby, distálního článku malíku a distálního článku třetího prstu.

U experimentální skupiny došlo při testování k největší změně citlivosti v oblasti oblouku mediální nožní klenby na nedominantní dolní končetině (Graf 1). Při vstupním měření dotek monofilamenta zaznamenalo 20 % testovaných, zatímco při výstupním měření tento kontakt zaznamenalo 40 % probandů. Stejně tak došlo ke zlepšení citlivosti i v oblasti malíku. Při vstupním měření nezaznamenal dotek monofilamenta žádný z probandů a při výstupním měření tento dotek zaznamenalo 20 % z nich. Ke zlepšení citlivosti v oblasti třetího prstu došlo u 10 % testovaných jedinců.

Ke zlepšení citlivosti na nedominantní končetině došlo i u kontrolní skupiny v oblasti mediální nožní klenby. Při vstupním měření zaznamenalo dotek monofilamenta 22,2 % jedinců a při výstupním 33,3 % jedinců. Ke zlepšení citlivosti v oblasti malíku došlo u 11,1 % probandů z kontrolní skupiny.

Graf 1. Změny citlivosti na nedominantní dolní končetině

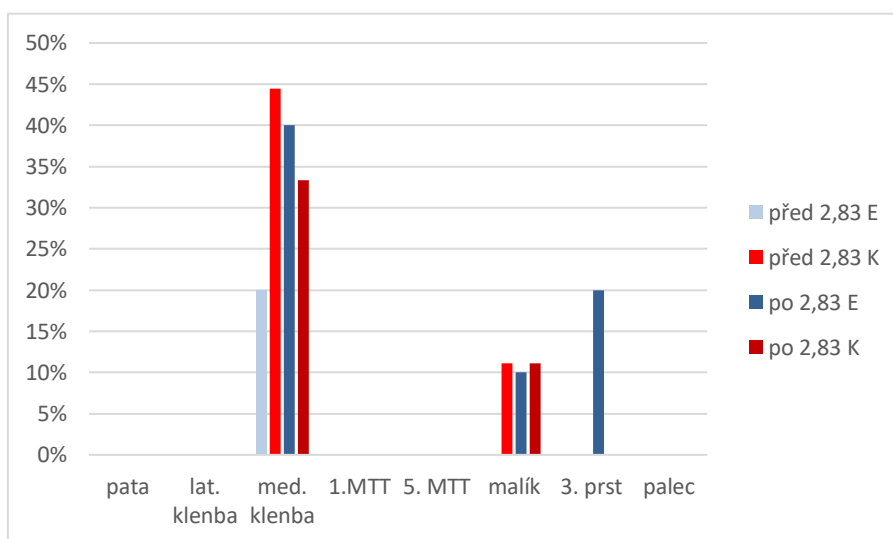


Legenda: lat. klenba – laterální klenba, med. klenba – mediální klenba, 1. MTT – první metatarz, 5. MTT – pátý metatarz, E – experimentální skupiny, K – kontrolní skupina

U dominantní dolní končetiny došlo po intervenci také k ovlivnění citlivosti. Z experimentální skupiny cítilo dotek nejslabšího monofilamenta v oblasti mediálního oblouku nožní klenby 20 % jedinců při vstupním vyšetření (Graf 2.). Při výstupním vyšetření dotyk zaznamenalo 40 % vyšetřovaných. Ke zlepšení citlivosti v oblasti malíku došlo u 10 % testovaných jedinců a u 20 % v oblasti třetího prstu.

U kontrolní skupiny došlo ke zhoršení citlivosti v oblasti mediálního oblouku podélné nožní klenby. V oblasti malíku jedinci z kontrolní skupiny zaznamenali dotek monofilamenta, ale při výstupním měření u nich nebyla zjištěna žádná změna citlivosti této oblasti v porovnání se vstupním měřením. V oblasti třetího prstu žádný z jedinců z kontrolní skupiny nebyl schopný zaznamenat dotek nejslabšího monofilamenta.

Graf 2. Změny citlivosti na dominantní dolní končetině



Legenda: lat. klenba – laterální klenba, med. klenba – mediální klenba, 1. MTT – první metatarz, 5. MTT – pátý metatarz, E – experimentální skupiny, K – kontrolní skupina

6. DISKUSE

Cílem práce bylo zhodnotit vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na základní antropometrické parametry nohy (délku a šířku nohy a výšku podélné mediální nožní klenby) s využitím 3D skeneru a zhodnotit citlivost plosek nohou za pomoci sady monofilament. Z důvodu, že barefoot obuv je relativně novou záležitostí a doposud nebyl realizován dostatek studií, které by se zabývaly krátkodobým užíváním barefoot obuvi, budou v následujících odstavcích diskutovány výsledky této práce v porovnání se studii zabývajícími se dlouhodobým nošením barefoot obuvi, se studii věnujícími se jedincům, kteří habituálně chodí bosí nebo se studii zkoumajícími běh v barefoot obuvi.

Chodidla mají vysokou míru adaptace na vnější prostředí. Dlouhodobé nošení špatně padnoucí obuvi nebo obuvi s nevhodným designem (např. boty na vysokém podpatku), může způsobit mnoho zdravotních problémů (Kadambande, Khurana, Debnath, Bansal & Hariharan, 2006), zejména deformace přední části chodidla (Wan, Yick, & Yu, 2017). Frey, Thompson, Smith, Sanders a Horstman (1993) ve své studii uvedli, že až 88 % dotázaných žen nosí menší obuv, než je jejich skutečná délka chodidla a že až 80 % z nich mělo nějaký druh deformity nohy. Vybrané deformity nohou jako je hallux valgus, hallux rigidus nebo pes planus jsou hlášeny převážně v USA a Evropě, naopak výskyt těchto onemocnění v oblastech, kde převládá bosá chůze je minimální, z čehož lze usuzovat, že konvenční obuv může významně ovlivňovat tvar a následně funkci nohy (Kadambande et al., 2006).

Liang, Meng, Popik a Chen (2019) považují využití 3D skenování nohy za velmi spolehlivou metodu pro zachycení tvaru nohy. Spolehlivost měření pomocí 3D skeneru je výrazně vyšší ve srovnání s měřením antropometrických parametrů pomocí ručních měřidel. Z tohoto důvodu byl 3D skener vybrán i pro tuto práci. Shu et al. (2016) použili ve své studii 3D scanning nohy u jedinců, kteří běžně chodí bosí a jedinců, kteří chodí v konvenční obuvi. Vzdálenost mezi halluxy a ostatními prsty byla u lidí chodících naboso výrazně větší než u běžně obouvaných jedinců. Ke stejnému závěru dospěli také Ashizawa, Kumakura, Kusumoto a Narasaki (1997), Liang et al. (2019), Kadambande et al. (2006) a Shu et al. (2016). Tito autoři kromě větší vzdálenosti mezi halluxy a ostatními prsty našli významné rozdíly v úhlu valgozity halluxu, který byl u neobutých jedinců menší.

Naopak signifikantní rozdíly nebyly v uvedených studiích nalezeny v délce chodidla, šířce paty, rozměru vypočítaného jako rozdíl délky chodidla a délky nártu apod..

Tyto závěry se shodují s výsledky naší práce, kde také nebyly nalezeny významné rozdíly v délce chodidla při porovnání experimentální a kontrolní skupiny. Významný rozdíl v hodnotách obvodu okolo hlaviček prvního a pátého metatarzu, který byl větší u neobutých jedinců našli ve své studii Liang et al. (2019). Tento rozdíl potvrzuje i dřívější studie Sim-Fooka a Hodgsona (1958) zabývající se habituálně bosými chodci z Jávy a Číny, ve které autoři popisují u těchto jedinců relativně dlouhá chodidla rozšířená v přední části.

Důvody proč u jedinců chodících naboso nebo v barefoot obuvi dochází k rozšíření přední části chodidla vysvětlují ve své studii Liang et al. (2019). Ti se domnívají, že při chůzi naboso dochází k repetitivní stimulaci chodidla, plantárních proprioceptorů a svalů planty. Tato dlouhodobá stimulace vede ke zvýšení sekrece růstového hormonu ve svalech chodidla, což zvyšuje svalovou hypertrofii a schopnost chodidla odolávat větší zátěži a zároveň dochází k rozvoji plantární propriocepce chodidla.

Hypertrofie svalů má za následek zvětšení celkového objemu přední části chodidla. Nárůst svaloviny v této oblasti lze také vysvětlit tím, že při bosé chůzi nebo chůzi v barefoot obuvi dochází ke změně chůzového stereotypu a tito jedinci nedošlapují na patu. Jejich první kontakt nohy s podložkou je v oblasti středonoží nebo předonoží (Liang et al., 2019).

Bosou chůzí nebo chůzí v barefoot obuvi se při každém kroku aktivují vnitřní svaly nohy podílející se na výšce nožní klenby a rychlosti jejího oploštění při chůzi (Bolgla & Malone, 2004). Tomuto oploštění přispívá také plantární fascie. Pokud dojde k oslabení vnitřních svalů, plantární fascie je více namáhána a u jedinců se pak objevuje plantární fascitida. Tou v současné době trpí přibližně 10 % populace, z čehož můžeme usuzovat, že oslabení vnitřních svalů nohy je u velké části populace a může být zapříčiněno nevhodnou obuví (Riddle, Pulisic, Pidcoe, & Johnson, 2003). Chůzí v barefoot obuvi dochází k posílení těchto vnitřních svalů, což by mělo vést ke zvýšení nožní klenby. Tento trend se však nepotvrdil z hlediska krátkodobého použití barefoot obuvi, které bylo realizováno v rámci této diplomové práce.

Ridge et al. (2019) ve své studii porovnávali vliv cvičení a nošení barefoot obuvi na svalový objem vnitřních svalů nohy a dospěli k závěru, že cvičením vnitřních svalů chodidla došlo za osm týdnů k nárůstu svalového objemu těchto svalů o 11,32 % výchozí hodnoty a chůzí v minimalistické obuvi došlo za stejné časové období k navýšení svalového objemu o 7,05 %. Z toho u třech svalů (m. abductor hallucis, m. flexor digitorum brevis a m. flexor digitorum longus) byl zaznamenán významný nárůst už po

čtyřech týdnech chůze v barefoot obuvi. Z toho lze usoudit, že i krátkodobé používání barefoot obuvi by mohlo mít určitý vliv na antropometrické parametry nohy vlivem nárůstu svalové hmoty, což se ale v naší práci nepotvrdilo. Dle Ridgeho et al. (2019) dochází vlivem cíleného posilování vnitřních svalů nohy k jejich rychlejšímu a většímu nárůstu ve srovnání s chůzí v minimalistické obuvi, ovšem adherence ke cvičení je u naší populace velmi nízká, a proto se z dlouhodobého hlediska jeví jako lepší varianta chůze v barefoot obuvi, protože je méně časově náročná a lze předpokládat, že jedinec u ní vydrží déle.

Kelly, Lichtwark a Cresswell (2015) upozorňují na fakt, že na posílení vnitřních svalů nohy má vliv i rychlost chůze. Jejich závěry studie pojednávají o tom, že při rychlejší chůzi se více zapojují vnitřní svaly chodidla a k jejich největší aktivitě dochází při běhu. Na svalové hypertonii se velmi odráží frekvence a intenzita prováděné fyzické aktivity (Liang et al., 2019). To může být jedním z limitů, proč v této práci nebyly zaznamenány žádné změny, poněvadž proběhlá aktivita jedinců nebyla dostatečně intenzivní. Posílení vnitřních svalů nohy je významné zejména z preventivních důvodů, protože nedostatečná síla těchto svalů je spojena s možnými zraněními při zátěži (Kelly et al., 2015).

Kadambande et al. (2006) se ve své studii zabývali antropometrickou analýzou mezi dlouhodobě neobutými a obutými jedinci. Dospěli k závěru, že nošením konvenčních bot nedochází ke zvýšení síly vnitřních svalů nohy, ale narůstá tuhost nohy, a to výrazněji u žen než u mužů. Tento výsledek vysvětlují tím, že konvenční obuv nemá vždy prostor pro přizpůsobení se různé šířce nohou. Při výběru obuvi se často bere v úvahu pouze délka nezátěžené nohy. Boty s úzkou špičkou nemají schopnost přizpůsobit se dynamice příčné metatarzální klenby nohy a omezují rozevření předonoží ve frontální rovině. Omezení rozevírání podélné nožní klenby nastává vestavěnou podporou mediálního oblouku nožní klenby v konvenční obuvi. Toto fyziologické rozvíření při nesení zátěže dlouhodobě vede ke zvýšení tuhosti chodidla.

V doposud publikované odborné literatuře není mnoho studií, které by se zabývaly hodnocením citlivosti plosky nohy u zdravých jedinců. Ve vztahu ke krátkodobému používání barefoot obuvi nebyly nalezeny žádné studie, které by mohly být porovnány s výsledky této práce.

Na plantárním povrchu nohy se nachází velké množství somatosenzorických receptorů citlivých na místní tlak a vibrace (Fiolkowski, Bishop, Brunt, & Williams, 2005). Chodidlo lze rozdělit do několika oblastí s rozdílným senzoryckým vnímáním. Na

vibrační cití je nejcitlivější pata a nejméně citlivý na vibrace je třetí prst (Alfuth & Rosenbaum, 2012). Za nejméně citlivou oblast na dotek se považuje pata, naopak nejcitlivějšími oblastmi jsou prsty a mediální oblouk podélné klenby. To se potvrdilo i v této práci, kde nejcitlivějšími místy byly oblouk mediální podélné nožní klenby, distální článek třetího prstu a malíku. Na změny citlivosti plosky nohy má vliv několik faktorů. Opakovanou zátěží chodidel dochází k místnímu ztluštění kůže díky zrychlené keratinizaci a zvýšení množství kolagenových vláken (Kim et al., 2010; Wang & Sanders, 2003). Strzalkowski, Triano, Lam, Templeton a Bent (2015) dospěli k závěru, že místa, která měla měkčí a tenčí kůži byla citlivější ve srovnání s místy s hrubší kůží. Citlivost může být ovlivněna nejen stavem kůže plosky, ale také věkem. Alfuth a Rosenbaum (2012) uvádí, že s vyšším věkem dochází ke zhoršenému vnímání taktilního i vibračního cití, což může být důvodem častých pádů seniorů.

Rozhraní mezi zemí a chodidlem, které vytváří obuv, může modulovat schopnost plantárních kožních receptorů detekovat cití nebo měnit intenzitu samotného smyslového podnětu. Tato modulace může mít jak pozitivní, tak i negativní účinky. Zlepšení taktilní stimulace kožních receptorů může mít pozitivní vliv na udržení posturální a dynamické stability (Alfuth & Rosenbaum, 2012; Corbin, Hart, McKeon, Ingersoll, Hertel, 2007; Erickson, Oliver, Baldini, & Bach, 2004). Kromě stability, ovlivňují taktilní vjemy z chodidla i nastavení jednotlivých kloubů během chůze a tím mění i styl chůze (Erickson et al., 2004). McDonnell a Warden-Flood (2000) ve své studii uvedli, že se snižující se citlivostí plosek nohou dochází ke snížení rychlosti chůze.

Burke (2012) uvádí, že obuv může snížit smyslovou ostrost, což snižuje schopnost člověka vnímat zátěž. Může tak docházet ke zranění běžců přetížením. Miller, Nigg, Liu, Stefanyshyn a Nurse (2000) uvádí, že úroveň plantární citlivosti na tlak a vibrace má vliv na vnímání pohodlí obuvi. Nošení nepohodlné obuvi má za následek posun plantárního tlaku směrem k mediálnímu předonoží a pod halluxy (Burke, 2012), což může při dlouhodobém nošení způsobit deformity nohy.

Z klinického hlediska se dá předpokládat, že různé morfologie nohou budou vykazovat různé funkce a patomechanismy nohy (Liang et al., 2019). Lidé chodící bosí mají širší předonoží a dochází u nich ke snižování plantárního tlaku v oblasti předonoží, což působí jako prevence zranění a je pravděpodobné, že jedinci s tímto typem nohy mají lepší předpoklady pro sportovní výkony (D'Août, Pataky, De Clercq, & Aerts, 2009). Na další morfologickou změnu nohy upozorňují D'Août et al., (2009), kteří dospěli k závěru,

že muži dlouhodobě chodící bosí mají nižší klenbu ve srovnání s muži ze západních zemí, kteří chodí standardně obuti v konvenční obuvi.

D'Août et al., (2009) doporučují, že by lidé měli co možná nejvíce chodit naboso a v případě, že to terén neumožňuje doporučují zvolit takový typ obuvi, který bude nohu chránit před zraněním, nebude ji omezovat a současně umožní chodidlu fungovat co nejvíce jako v neobutém stavu. Naopak Perkins, Hanne a Rothschild (2014) dospěli k závěru, že nelze určit jednoznačné závěry o benefitech a rizicích běhu naboso, v barefoot nebo konvenční obuvi.

Limity

Dalším limitem této práce bylo, že probandi neměli jednoznačně určený počet kroků, které musí v barefoot obuvi ujit. Byl jim zadán pouze doporučený počet kroků za týden. V dalších studiích by bylo vhodné zadat přesné počty kroků za den, aby nedocházelo ke značným rozdílům v ujité vzdálenosti mezi probandy. Dalším omezením této práce je, že každý z probandů využíval k monitorování pohybové aktivity své vlastní zařízení, což mohlo způsobit rozdíly v naměřených krocích mezi jednotlivými probandy. Limitem práce byl také malý počet probandů, kteří absolvovali měření v plném rozsahu, což bylo ovlivněno právě probíhající pandemií onemocnění Covid-19.

7. ZÁVĚR

V diplomové práci jsme posuzovali vliv krátkodobého nošení barefoot obuvi na antropometrické parametry nohou a citlivost plosek nohou. Pomocí 3D skeneru jsme porovnávali délku, šířku a výšku podélné mediální nožní klenby u jedinců chodících jeden měsíc v barefoot obuvi s jedinci chodících v konvenční obuvi. K posouzení citlivosti plosek byla použita sada testovacích monofilament.

Při porovnání výsledků před a po měsíční intervenci byl statisticky významný rozdíl u antropometrických parametrů zaznamenán pouze u šířky nohy na nedominantní dolní končetině, a to jak u experimentální, tak u kontrolní skupiny. U obou skupin došlo k rozšíření předonoží, konkrétně v oblasti mezi hlavičkou prvního a pátého metatarzu. Změny citlivosti byly zjištěny u experimentální i kontrolní skupiny, a to ve třech z osmi testovaných oblastí (mediální klenba, třetí prst, malík). Největší změna citlivosti byla zaznamenána u experimentální skupiny, k níž došlo v oblasti oblouku mediální podélné nožní klenby. Z důvodu, že testování probíhalo u zdravých jedinců, rozdíly citlivosti byly zaznamenány pouze u nejslabšího z použitých monofilament.

Na základě výsledků této práce lze předpokládat, že krátkodobé nošení barefoot obuvi v porovnání s konvenční obuví nemá vliv na antropometrické parametry nohy. Vlivem nošení barefoot obuvi může docházet, ke změně citlivosti v určitých oblastech plosky nohy. Tento fakt je potřeba ověřit v další studii s větším počtem jedinců.

8. SOUHRN

Pro zdravé nohy je velmi důležitý výběr správné a dobře padnoucí obuvi. Dlouhodobým nošením nevhodné obuvi může docházet, jak k ovlivňování tvaru nohy, tak i ke změnám její funkce. Možnou alternativou konvenční obuvi je barefoot obuv, která má velmi tenkou podrážku, poskytuje dostatečný prostor v botě pro nohu a není vybavena žádnou podporou nožní klenby.

Cílem práce bylo posoudit vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na základní antropometrické parametry nohy při chůzi. Studie se zúčastnilo 21 probandů (16 žen a 5 mužů) s průměrným věkem $26 \pm 4,5$ let, průměrnou hmotností $64,2 \pm 14,5$ kg a průměrnou výškou $170,0 \pm 8,0$ cm. U každého jedince bylo pořízeno šest snímků nohy (tři snímky nedominantní a tři snímky dominantní dolní končetiny) pomocí 3D skeneru RS Scan Tiger, z nichž byly určovány základní antropometrické parametry. K měření citlivosti plosky nohy byla využita monofilamenta řady Baseline 12-1664 Tactile Monofilaments.

Při vyhodnocení výsledků byl statisticky významný rozdíl zaznamenán pouze u jednoho z hodnocených parametrů, a to u šířky nohy měřené na nedominantní dolní končetině. K rozšíření chodidla v oblasti mezi hlavičkou prvního a pátého metatarzu došlo, jak u experimentální skupiny používající barefoot obuv, tak i u kontrolní skupiny, která chodidla po celou dobu výzkumu v konvenční obuvi. Ke změně citlivosti došlo také, jak u jedinců z experimentální, tak i z kontrolní skupiny. Změny citlivosti chodidel byly zaznamenány pouze v oblasti oblouku mediální nožní klenby, na distálním článku třetího prstu a malíku. Tyto změny byly zjištěny jen pro testování pomocí nejslabšího z použitých monofilament (2,83 g).

Výsledky této práce mohou pomoci doplnit scházející informace týkající se problematiky změny chodidla vlivem používání barefoot obuvi. V této práci byl hodnocen pouze krátkodobý vliv barefoot obuvi na chodidlo. Předmětem dalšího zkoumání by měl být dlouhodobý vliv barefoot obuvi na změnu antropometrických parametrů a změnu citlivosti nohou.

9. SUMMARY

Choosing good, properly fitting footwear is very important for healthy feet. Long-term use of unsuitable footwear may affect the shape of the foot and result in changes in its function. Barefoot footwear is a potential alternative to conventional footwear; it has a very thin sole, allows sufficient space for the foot in the shoe and does not contain any arch support.

The aim of this thesis was to assess the effect of short-term use of barefoot footwear on the basic anthropometric parameters of the foot when walking. 21 probands participated in the study (16 females and 5 males) with a mean age of 26 ± 4.5 years, a mean weight of 64.2 ± 14.5 kg and a mean height of 170.0 ± 8.0 cm. Six foot images (three images of the dominant foot and three of the non-dominant foot) were taken for each individual with 3D scanner RS Scan Tiger, from which the basic anthropometric parameters were determined. Baseline 12-1664 Tactile Monofilaments (Fabrication Enterprises, White Plains, NY, USA) was used to measure foot sensitivity.

An evaluation of the results only showed a statistically significant difference in one of the assessed parameters, namely the width of the non-dominant foot. Widening of the foot in the area between the head of the first and fifth metatarsals occurred both in the experimental group using barefoot footwear and in the control group, which wore conventional footwear throughout the research. There was also a change in sensitivity in both individuals from the experimental group and the control group. Differences in foot sensitivity were only noted in the medial arch and the distal joint of the third toe and the fifth toe. These changes were only found in testing using the smallest of the monofilaments (2.83 g).

The results of this thesis may help fill in missing information regarding the issue of a change in the shape of the foot after transitioning from conventional footwear to barefoot footwear and its short-term use. The long-term effect of barefoot footwear on a change in anthropometric parameters and foot sensitivity should be the subject of further research.

10. REFERENČNÍ SEZNAM

- Alfuth, M., & Rosenbaum, D. (2012). Effects of changes in plantar sensory feedback on human gait characteristics: A systematic review. *Footwear Science*, 4(1), 1–22. doi: 10.1080/19424280.2011.653990
- Allen, M. K., & Glasoe, W. M. (2000). Metrecom Measurement of Navicular Drop in Subjects with Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Athletic Training*, 35(4), 403–406.
- Alvarez, C., De Vera, M., Chhina, H., & Black, A. (2008). Normative data for the dynamic pedobarographic profiles of children. *Gait and Posture*, 28(2), 309–315. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.01.017
- Anonymous, (n.d.). *Dynamická plantografie*. Retrieved 7. 4. 2022 from World Wide Web: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>
- Anonymous, (n.d.). *Jaký je rozdíl mezi minimalistickou a barefoot obuví?* Retrieved 7.4.2022 from World Wide Web: <https://www.vivobarefoot.cz/vivobarefoot/barefoot-obuv-vs-minimalisticka-obuv>
- Anonymous, (n.d.). Pressure measurement systems. Retrieved 7. 4. 2022 from World Wide Web: <https://www.novel.de/products>
- Anonymous, (n.d.). 3D scanners. Retrieved 7. 4. 2022 from World Wide Web: <https://www.materialise.com/en/industries/motion/phits-suite/measure>
- Ashizawa, K., Kumakura, C., Kusumoto, A., & Narasaki, S. (1997). Relative foot size and shape to general body size in Javanese, Filipinas and Japanese with special reference to habitual footwear types. *Annals of Human Biology*, 24(2), 117–129. doi: 10.1080/03014469700004862
- Bekki, H. (2016). Fibromatosis of the soleus muscle presenting as pes equinus: A case report. *The Foot and Ankle Online Journal*. doi: 10.3827/faoj.2016.0903.0004
- Biga, N. (2009). Clinical examination of the foot and the ankle. Data collection and interpretation of the pathogenic causal sequence of disorders. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, 95(4), 41–48. doi: 10.1016/j.otsr.2009.03.008
- Bojsen-Møller, F. (1979). Calcaneocuboid joint and stability of the longitudinal arch of the foot at high and low gear push off. *Journal of Anatomy*, 129(1), 165–176.
- Bolgia, L. A., & Malone, T. R. (2004). Plantar Fasciitis and the Windlass Mechanism: A Biomechanical Link to Clinical Practice. *Journal of Athletic Training*, 39(1), 77–82.

- Bowman, K. (2015). *Whole body barefoot: transitioning well to minimal footwear*. USA: Propriometrics Press.
- Bronstein, A., Brandt, T., Woollacott, M., & Nutt, J. (2004). *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. London: Arnold.
- Buldt, A. K., & Menz, H. B. (2018). Incorrectly fitted footwear, foot pain and foot disorders: A systematic search and narrative review of the literature. *Journal of Foot and Ankle Research, 11*(1), 1–11. doi: 10.1186/s13047-018-0284-z
- Burke, J. R. (2012). Effects of footwear comfort perception on the neuromuscular control of balance. *International Journal of Neuroscience, 122*(4), 209–220. doi:10.3109/00207454.2011.639588
- Ćirović, D., Nikolić, D., Knežević, T., Bokan-Mirković, V., Pavićević, P., Radlović, V., & Petronić, I. (2019). Congenital pes metatarsus varus – Role of arterial abnormalities in feet and treatment duration and outcome in children. *Srpski Arhiv Za Celokupno Lekarstvo, 147*(1–2), 65–69. doi: 10.2298/SARH180115017C
- Corbin, D. M., Hart, J. M., McKeon, P. O., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2007). The effect of textured insoles on postural control in double and single limb stances. *Journal of Sport Rehabilitation, 17*(1), 363-372.
- Cronin, N. J., Barrett, R. S., & Carty, C. P. (2012). Long-term use of high-heeled shoes alters the neuromechanics of human walking. *Journal of Applied Physiology, 112*(6), 1054–1058. doi: 10.1152/jappphysiol.01402.2011
- Cudejko, T., Gardiner, J., Akpan, A., & D’Août, K. (2020). Minimal shoes improve stability and mobility in persons with a history of falls. *Scientific Reports, 10*(1), 1–10. doi: 10.1038/s41598-020-78862-6
- D’Août, K., Pataky, T. C., De Clercq, D., & Aerts, P. (2009). The effects of habitual footwear use: Foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science, 1*(2), 81–94. doi: 10.1080/19424280903386411
- Dahle, L. K., Mueller, M., Delitto, A., & Diamond, J. E. (1991). Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 14*(2), 70–74. doi: 10.2519/jospt.1991.14.2.70
- Delpont, M., Lafosse, T., Bachy, M., Mary, P., Alves, A., & Vialle, R. (2015). Anomalies des pieds à la naissance. *Archives de Pédiatrie, 22*(3), 331–336. <https://doi.org/10.1016/j.arcped.2014.11.009>
- Devos Bevernage, B., & Leemrijse, T. (2009). Hallux Varus: Classification and

- Treatment. *Foot and Ankle Clinics*, 14(1), 51–65. doi: 10.1016/j.fcl.2008.11.007
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Earls, J. (2021). *Understanding the Human Foot: An Illustrated Guide to Form and Function for Practitioners*. Chichester: Lotus Publishing.
- Ebrahim, M. A. (2015). 3D Laser Scanners' Techniques Overview. *International Journal of Science and Research*, 4(10), 323–331.
- Ehler, E. (2005). Diabetická neuropatie z pohledu neurologa. *Vnitřní lékařství*, 51(2), 477–479.
- Erickson, M. A., Oliver, T., Baldini, T., & Bach, J. (2004). Biomechanical assessment of conventional unit rod fixation versus a unit rod pedicle screw construct: A human cadaver study. *Spine*, 29(12), 1314–1319. doi: 10.1097/01.BRS.0000127182.36142.95
- Esculier, J. F., Dubois, B., Dionne, C. E., Leblond, J., & Roy, J. S. (2015). A consensus definition and rating scale for minimalist shoes. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(1). doi: 10.1186/s13047-015-0094-5
- Esenyel, M., Walsh, K., Walden, J. G., & Gitter, A. (2003). Kinetics of high – helled gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(1), 27–32.
- Fiolkowski, P., Bishop, M., Brunt, D., & Williams, B. (2005). Plantar feedback contributes to the regulation of leg stiffness. *Clinical Biomechanics*, 20(9), 952–958. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.03.013
- Fleischer, A. E., Hshieh, S., Crews, R. T., Waverly, B. J., Jones, J. M., Klein, E. E., Weil, L., & Weil, L. S. (2018). Association Between Second Metatarsal Length and Forefoot Loading Under the Second Metatarsophalangeal Joint. *Foot and Ankle International*, 39(5), 560–567. doi: 10.1177/1071100717753829
- Frey, C., Thompson, F., Smith, J., Sanders, M., & Horstman, H. (1993). American orthopaedic foot and ankle society women's shoe survey. *Foot and Ankle Society*, 14(2), 78–81. doi: 10.1177/107110079902001105
- Fuhrmann, R. A., & Pillukat, T. (2014). Transfer der extensor-digitorum-longus-sehne zur behandlung des flexiblen digitus quintus varus superductus. *Operative Orthopadie Und Traumatologie*, 26(1), 98–104. doi: 1007/s00064-012-0209-0
- Giorgio, A. C. Di, Montes, J. N. H. de, Thomé, G. R., Cyrillo, F. N., & Castelo, L. de A. (2020). Relação entre baropodometria, podoscopia e plantigrafia na avaliação da impressão plantar. *Journal Health Science Institute*, 38(2), 155–160.
- Götz, J., Grifka, J., & Handel, M. (2011). Hallux rigidus. *Orthopade*, 40(9), 819–834.

doi: 10.1007/s00132-011-1815-5

- Gross, M. T. (1995). Lower Quarter Screening for Skeletal Malalignment-Suggestion for Orthotics and Shoewear. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 389–405.
- Henry, J. K., Shakked, R., & Ellis, S. J. (2019). Adult-Acquired Flatfoot Deformity. *Foot and Ankle Orthopaedics*, 4(1), 1–17. doi: 10.1177/2473011418820847
- Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the spine and extremities*. Appleton.
- Hunt, A. E., Fahey, A. J., & Smith, R. M. (2000). Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Australian Journal of Physiotherapy*, 46(1), 9–16. doi:10.1016/S0004-9514(14)60309-3
- Chen, T. L. W., Sze, L. K. Y., Davis, I. S., & Cheung, R. T. H. (2016). Effects of training in minimalist shoes on the intrinsic and extrinsic foot muscle volume. *Clinical Biomechanics*, 36, 8–13. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.05.010
- Christensen, B. H., Andersen, K. S., Pedersen, K. S., Bengtsen, B. S., Simonsen, O., Kappel, S. L., & Rathleff, M. S. (2014). Reliability and concurrent validity of a novel method allowing for in-shoe measurement of navicular drop. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), 1–7. doi: 10.1186/1757-1146-7-12
- Inglis, J. T., Kennedy, P. M., Wells, C., & Chua, R. (2002). The role of cutaneous receptors in the foot. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 508, 111–117. doi: 10.1007/978-1-4615-0713-0_14
- Kadambande, S., Khurana, A., Debnath, U., Bansal, M., & Hariharan, K. (2006). Comparative anthropometric analysis of shod and unshod feet. *Foot*, 16(4), 188–191. doi: 10.1016/j.foot.2006.06.001
- Kamínek, P., Gallo, J., & Ditmar, R. (2005). Pes equinovarus congenitus - Část I: Klinický obraz, diagnostika. *Pediatric pro Praxi*, 4(2), 63–66.
- Kapandji, A. I. (2011). *The physiology of the joints: The lower limb*. Pencaitland: Handspring Publishing.
- Keenan, G. S., Franz, J. R., Dicharry, J., Croce, U. Della, & Kerrigan, D. C. (2011). Lower limb joint kinetics in walking: The role of industry recommended footwear. *Gait and Posture*, 33(3), 350–355. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.019
- Kelly, L. A., Lichtwark, G., & Cresswell, A. G. (2015). Active regulation of longitudinal arch compression and recoil during walking and running. *Journal of the Royal Society Interface*, 12(102). doi: 10.1098/rsif.2014.1076
- Kim, S. H., Choi, H. I., Choi, Y. J., Lee, Y. S., Sohn, K. C., Lee, Y., Kim, C. D., Yoon,

- T. J., Lee, J. H., & Lee, Y. H. (2010). Callus formation is associated with hyperproliferation and incomplete differentiation of keratinocytes, and increased expression of adhesion molecules. *British Journal of Dermatology*, *163*(3), 495–501. doi: 10.1111/j.1365-2133.2010.09842.x
- Kirby, K. A. (2017). Longitudinal arch load-sharing system of the foot. *Revista Española de Podología*, *28*(1), 18–26. doi: 10.1016/j.repod.2017.03.003
- Kirmizi, M., Cakiroglu, M. A., Elvan, A., Simsek, I. E., & Angin, S. (2020). Reliability of Different Clinical Techniques for Assessing Foot Posture. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *43*(9), 901–908. doi: 10.1016/j.jmpt.2020.02.002
- Kolář, P. (2020). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kouchi, M. (2003). Inter-generation differences in foot morphology: aging or secular change? *Journal of Human Ergology*, *32*(1), 23–48. doi: 10.11183/jhe1972.32.23
- Kristen, K. H. (2007). Biomechanik des fußgewölbes. Prä- und postoperative radiometrie. *Radiologe*, *47*(3), 202–209. doi: 10.1007/s00117-007-1484-x
- Laowattanatham, N., Chitsakul, K., Tretriluxana, S., & Hansasuta, C. (2014). Smart digital podoscope for foot deformity assessment. *Biomedical Engineering International Conference*. doi: 10.1109/BMEiCON.2014.7017410
- Laštovička, O., Cuberek, R., Janura, M., & Klein, T. (2021). Evaluation of Usability of the Tiger Full Foot 3D Scanner for the Measurements of Basic Foot Dimensions in Clinical Practice. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. doi: 10.7547/20-019
- Lee, Y. C., Lin, G., & Wang, M. J. J. (2014). Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. *Journal of Foot and Ankle Research*, *7*(1). doi: 10.1186/s13047-014-0044-7
- Leiß, F., Schwarz, T., Baier, C., & Grifka, J. (2019). Clinical examination of the foot. *Orthopade*, *48*(6), 541–552. doi: 10.1007/s00132-019-03748-z
- Lewit, K. (1996). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Heidelberg: Barth.
- Lewitová, C.-M. H. (2016). O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*, *1*(2), 5–8.
- Liang, Z., Meng, Y., Popik, S., & Chen, F. (2019). Analysis of foot morphology in habitually barefoot group. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, *41*. doi: 10.4028/www.scientific.net/jbbbe.41.1
- Magee, D. J., & Manske, R. C. (2014). *Orthopedic physical assessment*. St. Louis, Missouri: Elsevier.

- Marenčáková, J., Svoboda, Z., Vařeka, I., & Zahálka, F. (2016). Functional clinical typology of the foot and kinematic gait parameters. *Acta Gymnica*, 46(2), 74–81. doi: 5507/ag.2016.004
- McDonnell, M., & Warden-Flood, A. (2000). Effect of partial foot anaesthesia on normal gait. *Australian Journal of Physiotherapy*, 46(2), 115–120. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60319-6
- Medek, M. (2003). Plochá noha dospělých. *Solen*, 5(6), 315–316.
- Mendřický, R., & Keller, P. (2015). *3D skenery pro použití v průmyslu. 1*, 1–4.
- Menz, H. B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(3), 119–129. doi: 10.7547/87507315-88-3-119
- Menz, H. B., & Munteanu, S. E. (2006). Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(3), 479–486. doi: 10.2519/jospt.2006.0201
- Michalíková, M., Bednarčíková, L., Staško, R., & Živčák, J. (2021). the Comparison of the Dynamic Tests Results From Sensory Platforms. *Acta Technologica*, 7(4), 131–134. doi: .22306/atec.v7i4.123
- Michaud, T.C. (2011). *Human Locomotion: The Conservative Management of Gait-Related Disorders*. Newton, Massachusetts: Newton Biomechanics.
- Mika, A., Oleksy, Ł., Mika, P., Marchewka, A., & Clark, B. C. (2012). The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait and Posture*, 35(4), 677–680. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.12.001
- Miller, E. E., Whitcome, K. K., Lieberman, D. E., Norton, H. L., & Dyer, R. E. (2014). The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 74–85. doi: 10.1016/j.jshs.2014.03.011
- Miller, J. E., Nigg, B. M., Liu, W., Stefanyshyn, D. J., & Nurse, M. A. (2000). Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot and Ankle International*, 21(9), 759–767. doi: 10.1177/107110070002100908
- Nigg, B. (2009). Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*, 1(2), 73–79. doi: 10.1080/19424280903204036
- Nilsson, M. K., Friis, R., Michaelsen, M. S., Jakobsen, P. A., & Nielsen, R. O. (2012). Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, 5(1), 1–9. doi: 10.1186/1757-1146-5-3

- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- 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 Health*, 6(6), 475–480. doi: 10.1177/1941738114546846
- Perl, D. P., Daoud, A. I., & Lieberman, D. E. (2012). Effects of footwear and strike type on running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(7), 1335–1343. doi: 10.1249/MSS.0b013e318247989e
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*. Thorofare, N.J.: SLACK Incorporated.
- Pytlová, L. (2020). *Barefoot: Žij naboso!: vše o chůzi naboso a v barefoot obuvi*. Praha: Alferia.
- Rao, S., Ripa, R., & Lightbourne, K. (2013). Predictors of walking speed and stride length in high- and low-heeled footwear. *Footwear Science*, 5(3), 179–184. doi:10.1080/19424280.2013.808707
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Centre for Sports Medicine, Division of Orthopaedic and Accident Surgery*, 15, 282–291.
- Ribeiro, A., Trombini-Souza, F., Iunes, D., & Monte-Raso, V. (2006). Confiabilidade inter e intra-examinador da fotopodometria e intra-examinador da fotopodoscopia. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 10(4), 4–8. doi: 10.1590/s1413-35552006000400012
- Riddle, D. L., Pulisic, M., Pidcoe, P., & Johnson, R. E. (2003). Risk factors for plantar fasciitis: A matched case-control study. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 85(5), 872–877. doi: 10.2106/00004623-200305000-00015
- 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 and Exercise*, 51(1), 104–113. doi: 10.1249/MSS.0000000000001751
- Riegerová, J., Přidalová, M., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu (příručka funkční antropologie)*. Olomouc: Hanex.
- Rixe, J. A., Gallo, R. A., & Silvis, M. L. (2012). The barefoot debate: Can minimalist shoes reduce running-related injuries? *Current Sports Medicine Reports*, 11(3), 160–165. doi: 10.1249/JSR.0b013e31825640a6

- Rogati, G., Leardini, A., Ortolani, M., & Caravaggi, P. (2021). Semi-automatic measurements of foot morphological parameters from 3D plantar foot scans. *Journal of Foot and Ankle Research*, *14*(1), 1–8. doi: 10.1186/s13047-021-00461-z
- Schlee, G., Sterzing, T., & Milani, T. L. (2009). Effects of footwear on plantar foot sensitivity: A study with Formula 1 shoes. *European Journal of Applied Physiology*, *106*(2), 305–309. doi: 10.1007/s00421-009-1024-7
- Shakoor, N., Sengupta, M., Foucher, K. C., Wimmer, M. A., Fogg, L. F., & Block, J. A. (2010). Effects of common footwear on joint loading in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Care and Research*, *62*(7), 917–923. doi: 10.1002/acr.20165
- Sharkey, N. A., Ferris, L., & Donahue, S. W. (1998). Biomechanical consequences of plantar fascial release or rupture during gait: part I--disruptions in longitudinal arch conformation. *Foot & ankle international*, *19*(12), 812–820.
- Shu, Y., Zhang, Y., Fu, L., Fekete, G., Baker, J. S., Li, J., & Gu, Y. (2016). Dynamic loading and kinematics analysis of vertical jump based on different forefoot morphology. *SpringerPlus*, *5*(1). doi: 10.1186/s40064-016-3682-3
- Skaličková-Kováčiková, V. (2017). *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o.
- Sim-Fook, L., & Hodgson, A. R. (1958). A comparison of foot forms among the non-shoe and shoe-wearing Chinese population. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, *40*(5), 1058–1062. doi: 10.2106/00004623-195840050-00007
- Skopljak, A., Muftic, M., Sukalo, A., Masic, I., & Zunic, L. (2014). Pedobarography in diagnosis and clinical application. *Acta Informatica Medica*, *22*(6), 374–378. doi: 10.5455/aim.2014.22.374-378
- Smieja, M., Hunt, D. L., Edelman, D., Etchells, E., Cornuz, J., & Simel, D. L. (1999). Clinical examination for the detection of protective sensation in the feet of diabetic patients. International Cooperative Group for Clinical Examination Research. *Journal of General Internal Medicine*, *14*(7), 418–424. doi: 10.1046/j.1525-1497.1999.05208.x
- Snow, R. E., Williams, K. R., & Holmes, G. B. (1992). The Effects of Wearing High Heeled Shoes on Pedal Pressure in Women. *Foot & Ankle International*, *13*(2), 85–92. doi: 10.1177/107110079201300206
- Speksnijder, C. M., vd Munckhof, R. J. H., Moonen, S. A. F. C. M., & Walenkamp, G. H. I. M. (2005). The higher the heel the higher the forefoot-pressure in ten healthy women. *Foot*, *15*(1), 17–21. doi: 10.1016/j.foot.2004.10.001

- Splichal, E. (2021). *Barefoot strong: silní naboso: objevte tajemství pohybové dlouhověkosti*. Praha: Move Lab.
- Spörndly-Nees, S., Dåsberg, B., Nielsen, R. O., Boesen, M. I., & Langberg, H. (2011). The navicular position test - a reliable measure of the navicular bone position during rest and loading. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(3), 199–205.
- Srdečný, V. (1977) *Tělesná výchova zdravotně oslabených: učebnice pro posluchače pedagogických fakult*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Stefanyshyn, D. J., Nigg, B. M., Fisher, V., O'Flynn, B., & Liu, W. (2000). The influence of high heeled shoes on kinematics, kinetics, and muscle EMG of normal female gait. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(3), 309–319. doi: 10.1123/jab.16.3.309
- Stewart, D. A., Shoaib, T., & Durani, A. J. (2006). Arterial supply to type II muscle after fasciocutaneous free flap transfer. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 117(6), 2078–2115. doi: 10.1097/01.prs.0000214718.96404.fb
- Strzalkowski, N. D. J., Triano, J. J., Lam, C. K., Templeton, C. A., & Bent, L. R. (2015). Thresholds of skin sensitivity are partially influenced by mechanical properties of the skin on the foot sole. *Physiological Reports*, 3(6). doi: 10.14814/phy2.12425
- Swedler, D. I., Knapik, J. J., Grier, T., & Jones, B. H. (2010). Validity of plantar surface visual assessment as an estimate of foot arch height. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(2), 375–380. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181b571cc
- Štýbrová, M., & Chmelařová, M. (2016). I za mlčícího mluví jeho boty. *Umění fyzioterapie*, 1(2), 60–63.
- Telfer, S., & Woodburn, J. (2010). The use of 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, 3(1). doi: 10.1186/1757-1146-3-19
- Thabet, A. K., Trucco, E., Salvi, J., Wang, W., & Abboud, R. J. (2011). A dynamic 3D foot reconstruction system. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, August*, 599–602. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090133
- Thomas, S., & Barrington, R. (2003). Hallux Valgus. *Current Orthopaedics*, 17(4), 299–307, doi: 10.1016/S0268-0890(02)00184-6
- Tóth, T., & Živčák, J. (2014). A comparison of the outputs of 3D scanners. *Procedia Engineering*, 69, 393–401. doi: 10.1016/j.proeng.2014.03.004
- Urakov, A., Nikityuk, D., Kasatkin, A., & Lukoyanov, I. (2016). Infrared plantography as a method to evaluate the functional anatomy of the human foot. *Quantitative*

- InfraRed Thermography*. 10(60), 366–368. doi: 10.21611/qirt.2016.052
- Urban, J., Vařeka, I., Svajčková, J. (2000). Přehled metod hodnocení plantogramu z hlediska diagnostiky plochonoží. In *Diagnostika pohybového systému: metody vyšetření, primární prevence, prostředky pohybové terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Véle, F., & Pavlů, D. (2012). Test dle Véleho, neboli Véle-Test. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*, 19(2), 71–73.
- Vijayakumar, K., Senthilkumar, S., Chandratre, S. G., & Bharambe, V. (2021). An analysis of arches of the foot: Grading the severity of pesplanus and pescavus using a newly designed podoscope and parameters. *Journal of the Anatomical Society of India*, 70(2), 85–92. doi: 10.4103/JASI.JASI_61_20
- Vijayakumar, K., Subramanian, R., Senthilkumar, S., & Dineshkumar, D. (2021). An Analysis of Arches of Foot: A Comparison between Ink Foot Print Method and Custom Made Podoscope Device Method. *Journal of Pharmaceutical Research International*, 33(20), 249–256. doi: 10.9734/jpri/2021/v33i34b31866
- Villarroya, M. A., Esquivel, J. M., Tomás, C., Moreno, L. A., Buenafé, A., & Bueno, G. (2009). Assessment of the medial longitudinal arch in children and adolescents with obesity: Footprints and radiographic study. *European Journal of Pediatrics*, 168(5), 559–567. doi: 10.1007/s00431-008-0789-8
- Vounotrypidis, P., & Noutsou, P. (2015). E27. The Greek Foot: Is it a Myth or Reality? An Epidemiological Study in Greece and Connections to Past and Modern Global History. *Rheumatology*, 3–4. doi: rheumatology/kev091.027
- Wan, F. K. W., Yick, K. L., & Yu, W. W. M. (2017). Validation of a 3D foot scanning system for evaluation of forefoot shape with elevated heels. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 99, 134–144. doi: 10.1016/j.measurement.2016.12.005
- Wang, Y. N., & Sanders, J. E. (2003). How does skin adapt to repetitive mechanical stress to become load tolerant? *Medical Hypotheses*, 61(1), 29–35. doi: 10.1016/S0306-9877(03)00100-2
- Wiedemeijer, M. M., & Otten, E. (2018). Effects of high heeled shoes on gait. A review. *Gait and Posture*, 61, 423–430. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.036

- Williams, D. S., & McClay, I. S. (2000). Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: Reliability and validity. *Physical Therapy, 80*(9), 864–871. doi: 10.1093/ptj/80.9.864
- Witana, C. P., Xiong, S., Zhao, J., & Goonetilleke, R. S. (2006). Foot measurements from three-dimensional scans: A comparison and evaluation of different methods. *International Journal of Industrial Ergonomics, 36*(9), 789–807. doi: 10.1016/j.ergon.2006.06.004
- 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*(1), 1–8. doi: 10.1186/1757-1146-6-45

11. PŘÍLOHY

Příloha 1



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 směrnicemi 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

ZAPOJ SE DO VÝZKUMU DLOUHODOBÉHO VLIVU BAREFOOT OBUVI!

Pomoz vědě a zároveň získej adekvátní odměnu

Popis výzkumu:

Cílem výzkumu je vnést trochu světla (důkazů a faktů) do diskuze o vlivu dlouhodobého nošení barefoot obuvi na chůzi člověka, morfologii nohy a citlivost plosky nohy. Měření bude probíhat v Kampusu Neředín na FTK za použití kinematického kamerového (motion capture) systému Vicon Vantage, tlakové plošiny RSS Footscan, 3D scanneru a filamentu pro určení citlivosti plosky nohy.

Požadavky, aneb co musím splnit, abych se mohl přihlásit:

- žádné předešlé zkušenosti s nošením barefoot obuvi
- věk 18-40 let
- dobrý zdravotní stav nohou
- dobrý celkový zdravotní stav, bez závažných operací, zranění nebo poruch pohybové a nervové soustavy



Časová náročnost měření a odměna

Vybraní účastníci absolvují vstupní vyšetření fyzioterapeutem, v rámci kterého, v případě splnění kritérií, budou náhodně zařazeni do experimentální nebo kontrolní skupiny. Poté v průběhu několik měsíců absolvují 2 měření a v případě experimentální skupiny i intervenci v podobě nošení barefoot obuvi. Průběh měření je stejný s časovou dotací cca 1,5 hodiny/měření.

1. Vstupní vyšetření – srpen 2021
2. Měření 1 – srpen 2021
3. Intervence – nošení barefoot obuvi ve stanoveném režimu po dobu cca 3 měsíců
4. Měření 2 – cca říjen/listopad 2021 (výstupní měření)

Pro účely výzkumu bude účastníkům výzkumu zapůjčena barefoot obuv AHINSA Chitra bare v hodnotě 2 990,- Kč. Při absolvování všech částí výzkumu účastníci zařazení do experimentální skupiny zapůjčenou obuv obdrží jako odměnu za účast ve výzkumu zdarma (! pouze při absolvování celého výzkumu!). Účastníci z kontrolní skupiny obdrží finanční odměnu 500,- Kč.



Jak se přihlásit:

Do výzkumu se přihlaste zasláním e-mailu s předmětem „Výzkum barefoot“ a jednoduchou větou typu „Mám zájem přihlásit se do výzkumu barefoot obuvi“ na adresu lenka.murinova01@upol.cz (Mgr. Lenka Murinová) a to do **14. 07. 2021**. Počet účastníků výzkumu je omezen, vybraní budou ti, kteří se přihlásí dříve (a splní požadavky). S přihláškou tedy neotálejte a přihlaste se co nejdříve. Následně vám zašleme další informace ohledně termínů atd.

Příloha 3

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, neutrpěl/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

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, ...):

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 6

Průběžný dotazník v období nošení barefoot obuvi

Dotazník pro týden:

* Tento formulář zaznamená vaše jméno, vyplňte prosím své jméno.

1. Jméno a příjmení

2. Počet kroků v barefoot obuvi v pondělí

3. Počet kroků v barefoot obuvi v úterý

4. Počet kroků v barefoot obuvi ve středu

5. Počet kroků v barefoot obuvi ve čtvrtek

6. Počet kroků v barefoot obuvi v pátek

7. Počet kroků v barefoot obuvi v sobotu

8. Počet kroků v barefoot obuvi v neděli

9. V tomto týdnu jsem chodil/-a v barefoot obuvi převážně po terénu:

- přírodním (trávník, lesní/polní cesta...)
- umělém (asfalt, beton, dlažba...)
- jiném

10. O jaký povrch šlo?

11. Jak se při nošení barefoot obuvi cítíte? Zaznamenali jste na sobě nějaké změny...?

12. Prostor pro poznámky či jiné sdělení