

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

**VLIV KRÁTKODOBÉHO POUŽÍVÁNÍ BAREFOOT OBUVI NA
MOMENTY SIL KLOUBŮ DOLNÍ KONČETINY PŘI CHŮZI**

Diplomová práce

Autor: Bc. Michaela Habáňová

Studijní program: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Tomáš Klein, Ph. D.

Olomouc 2024

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Bc. Michaela Habáňová

Název práce: Vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na momenty sil v kloubech dolní končetiny při chůzi

Vedoucí práce: Tomáš Klein, Ph. D.

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Rok obhajoby: 2024

Abstrakt:

Tato diplomová práce je zaměřena na vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na momenty sil v kloubech dolní končetiny při chůzi. Do našeho výzkumu jsme zařadili 10 probandů (8 žen a 2 muži) s průměrným věkem $26 \pm 5,1$ let. Sledovanými parametry byly momenty sil v kyčelním kloubu, kolenním kloubu a v komplexu kotníku. Kinetické parametry pohybu ve těchto kloubech byly porovnány v chůzi naboso před a po měsíčním chození v barefoot obuvi, Ahinsa shoes, typ Chitra Bare. Měření probíhalo pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage V5 od Vicon Motion Systems (Londýn, Velká Británie).

Chůze v obuvi vykazuje statisticky významný vliv na kyčelní kloub v sagitální a transverzální rovině. V sagitální rovině došlo ke zvýšení flekčního momentu v momentě iniciálního kontaktu a zvýšení extenčního momentu v druhé polovině stojné fáze chůzového cyklu. V transverzální rovině došlo ke zvýšení zevně rotačního momentu sil v kyčelním kloubu, a to 2x během fáze postupného zatěžování. V kolenním kloubu došlo v sagitální rovině ke zvýšení extenčního momentu sil na začátku stojné fáze chůzového cyklu. Na momenty sil v komplexu kotníku neměla obuv žádný signifikantní vliv.

Z výsledků vyplývá, že i krátkodobé používání barefoot obuvi má vliv na kinetiku kloubů dolní končetiny. Dlouhodobější užívání by mohlo přinést výraznější změny, a tak by se další výzkum měl zaměřit na dlouhodobé nošení barefoot obuvi.

Klíčová slova:

Chůze naboso, barefoot, chůzový cyklus, moment síly, kinetika kloubů dolní končetiny

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Bc. Michaela Habáňová
Title: Effect of short-term use of barefoot footwear on the moments of force the in the joints of the lower limb during walking
Supervisor: Tomáš Klein, Ph. D.
Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology
Year: 2024

Abstract:

This thesis focuses on the effect of short-term use of barefoot footwear on the moments of forces in the joints of the lower limb during walking. We included 10 probands (8 females and 2 males) with a mean age of 26 ± 5.1 years. The parameters studied were the moments of forces at the hip joint, knee joint and ankle complex. The kinetic parameters of motion at these joints were compared in barefoot walking before and after one month of walking in barefoot shoes, Ahinsa shoes, Chitra Bare type. Measurements were performed using a Vicon Vantage V5 optoelectronic system from Vicon Motion Systems (London, UK).

Walking in the shoes showed a statistically significant effect on the hip joint in the sagittal and transverse planes. In the sagittal plane, there was an increase in the flexion moment at the moment of initial contact and an increase in the extension moment in the second half of the standing phase of the gait cycle. In the transverse plane, there was an increase in the externally rotational moment of hip forces, twice during the progressive loading phase. In the knee joint, there was an increase in the extension moment of forces in the sagittal plane at the beginning of the standing phase of the gait cycle. Footwear had no significant effect on the moments of forces in the ankle complex.

The results suggest that even short-term use of barefoot footwear has an effect on lower extremity joint kinetics. Longer-term use could produce more significant changes, so further research should focus on long-term barefoot shoe wear.

Keywords:

Barefoot walking, barefoot, gait cycle, moment of force, kinetics of lower limb joints

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

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

V Olomouci dne 30. dubna 2024

.....

Děkuji Tomáši Kleinovi, Ph. D. za jeho vedení během tvorby diplomové práce, za jeho ochotu, cenné rady a konzultace, které mi vždy velmi pomohly při tvorbě této práce. Poděkování patří také Mgr. Lence Murínové za realizaci měření a poskytnutí cenných rad. Děkuji i své rodině, která mě plně podporovala v průběhu celého studia.

Práce byla realizována v rámci projektu Interní grantové agentury Univerzity Palackého v Olomouci pod názvem „Vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi na kinetické parametry nohy a dolních končetin při chůzi“ (IGA_FTK_2021_010). Návrh výzkumného projektu byl 9.1.2021 schválen Etickou komisí FTK UP v Olomouci, pod jednacím číslem 14/2021.

OBSAH

Obsah	9
1 Úvod	12
2 Funkční anatomie nohy	13
2.1 Klenba nožní	13
2.2 Funkce nohy	16
2.2.1 Statická funkce nohy	16
2.2.2 Dynamická funkce nohy	17
2.3 Funkční typologie nohy	17
2.4 Kineziologie nohy	18
2.4.1 Hlezenní kloub	18
2.4.2 Subtalární kloub	18
2.4.3 Transverzotarzální kloub	19
2.4.4 Tarzometatarzální klouby	20
2.4.5 Metatarzofalangeální klouby	20
2.4.6 Interfalangeální klouby	21
3 Funkční anatomie kolenního kloubu	22
4 Funkční anatomie kyčelního kloubu	25
5 Chůze	28
5.1 Chůzový cyklus	28
5.1.1 Počáteční kontakt – initial contact	31
5.1.2 Postupné zatěžování – loading response	31
5.1.3 Mezistoj – midstance	31
5.1.4 Předšvih	32
5.1.5 Konečný stoj – terminal stance	32
5.1.6 Počáteční švih – initial swing	32
5.1.7 Mezišvih – midswing	32
5.1.8 Konečný švih – terminal swing	33
5.2 Kinematika dolní končetiny při chůzi	33
5.3 Kinetika kloubu dolní končetiny při chůzi	36
6 Obuv	43

6.1	Historie barefoot obuvi	43
6.2	Barefoot obuv.....	44
6.3	Problematika názvosloví minimalistické a barefoot obuvi	46
6.4	Výhody a rizika barefoot obuvi	47
6.5	Vliv barefoot obuvi při chůzi	48
7	Kinetická analýza pohybu.....	52
7.1	Vicon Motion System	53
8	Hlavní cíle diplomové práce	54
8.1	Hlavní cíl	54
8.2	Dílčí cíle.....	54
8.3	Výzkumné otázky.....	55
9	Metodika	56
9.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	56
9.2	Organizace sběru dat.....	56
9.3	Vstupní vyšetření.....	56
9.4	Průběh měření.....	57
9.5	Zpracování dat	58
10	Výsledky	60
10.1	Kyčelní kloub.....	60
10.2	Kolenní kloub	63
10.3	Hlezenní kloub	66
11	Diskuze	69
12	Limity studie	75
13	Závěr.....	76
14	Souhrn	77
15	Summary	79
16	Referenční seznam	81
17	Přílohy	95
17.1	Příloha 1. Vyjádření etické komise	95
17.2	Příloha 2. Náborový leták	96
17.3	Příloha 3. Informovaný souhlas	97
17.4	Příloha 4. Vstupní vyšetření.....	98

17.5 Příloha 5. Úvodní dotazník k výzkumu barefoot obuvi	99
--	----

1 ÚVOD

V dnešním světě se většina populace navrácí k co nejpřirozenějšímu stylu života. To se promítlo i do obouvání. Nyní je alternativní způsob obouvání ve velkém rozmachu. Lidé často vyhledávají různé typy barefoot obuvi, která nahrazuje chůzi naboso v městském prostředí. Rok 2009 byl zlomový pro popularitu pro tento typ bot. V USA vyšla kniha Christophera McDougalla "Born to Run", která vzbudila velký zájem o chůzi a běh naboso. Ta se z USA brzy rozšířila i do Evropy.

Názory na barefootovou obuv se mezi mnoha odborníky liší. Česká obuvnická a kožedělná asociace a mnoho ortopedů vnímají tuto obuv spíše negativně. Existuje však mnoho dostupných studií, které potvrzují benefity barefoot obuvi. Výzkumy naznačují, že změny antropometrie, kinetiky, biomechaniky a mnoho dalších parametrů vedou ke snížení počtu zranění. Studie Fullera a kol. (2016) a Murphyho, Curryho a Matzkina (2013) naznačuje, že přechod na barefootovou obuv by mohl být prospěšný pro širokou skupinu lidí.

Barefootová obuv musí splňovat různé parametry, které shrnuli Esculier et al. (2015) a Rixe et. Al. (2012). Tato bota je charakteristická extrémně tenkou podrážkou bez jakékoliv podpory klenby nohy a výraznou flexibilitou. Je lehká a má za úkol co nejvíce přiblížit chůzi naboso. Velmi často dochází k problémům s názvoslovím, a to v nerozlišování základních pojmů jako barefoot obuv (barefoot shoes), minimalistická obuv (minimalist shoes) a bosá chůze (barefoot).

V této diplomové práci se porovnávají momenty sil v kloubech na dolní končetině v chůzi. Měření je zaměřené na tři klouby dolní končetiny, a to na kloub kyčelní, kolenní a hlezenní. Pro získání dat byla využita 3D kinematická analýza chůze doplněná o 2 silové plošiny umístěné na zemi.

Existuje mnoho studií o dlouhodobém vlivu užívání barefoot obuvi na dolní končetiny. Není však mnoho dostupných studií, které by se zabývaly krátkodobým užíváním barefoot obuvi. Například takové, které zodpoví otázku, zda dochází k pozorovatelným změnám již v prvních týdnech po přechodu z konvenční obuvi na tento typ. Diplomová práce se zaměřuje na otázku krátkodobého užívání barefoot obuvi a její dopad na zatížení kloubů dolní končetiny.

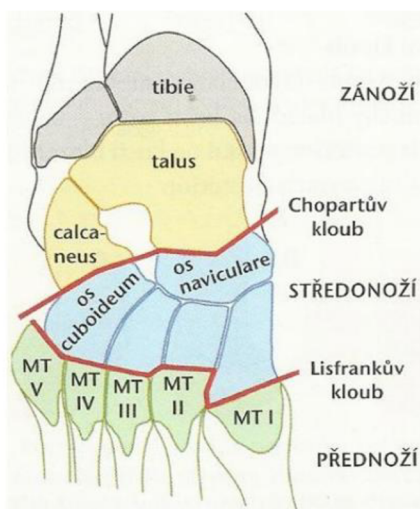
2 FUNKČNÍ ANATOMIE NOHY

Lidská noha je anatomicky definována jako část, která se nachází distálně od hlezenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009) a zprostředkovává kontakt těla s terénem (Dungl, 2005). Nohu tvoří celkem 26 kostí, 33 kloubů a více než 20 svalů. Dále svaly, šlachy a mnoho cév a nervů (Goonetilleke, 2012). Noha je rozdělena liniemi Chopartova a Lisfrancova kloubu na tři funkční oddíly na zánoží, středonoží a předonoží. Zánoží je tvořeno dvěma tarzálními kostmi, a to os talus a os calcaneus. Středonoží je tvořeno pěti tarzálními kostmi (os naviculare, os cuboideum, os cuneiforme mediale, intermedium a laterale). Předonoží je utvořeno z kosti nártní (ossa metatarsi) a kosti prstců nohy (ossa digitorum pedis) (Číhák, 2004; Vařeka & Vařeková, 2009).

Ve zjednodušeném modelu nohy odděluje Chopartův kloub zánoží od předonoží. Správné postavení jednotlivých částí nohy je důležitým předpokladem pro zamezení vzniku chronické bolesti. Toto postavení je důležité pro absorbování nárazů během chůze (Kendall, Bird, & Azari, 2014; Neumann, 2017).

Obrázek 1

Dorzální řez nohy (Kolář, 2009)



2.1 Klenba nožní

Klenba představuje strukturu, která je výsledkem pronatorního zkrutu nohy a propojuje klouby, šlachy, ligamenta a svaly. Model lidské nohy vychází z koncepce nožní klenby, kde klenba je statický údaj s vrcholovým klenákem, oblouky a pilíři. Tři

hlavní oblouky se sbíhají do tří pilířů, které jsou v kontaktu s podložkou v oblasti I. a V. Hlavičky metatarzu a dorzální části os calcaneus. Noha je díky klenbě schopná odolávat dynamickým změnám při neustále se měnícímu zatížení během chůze nebo kontrole polohy těžiště při stoji. Soudržnost klenby závisí na uspořádání kostí a kloubů nohy a na napětí jednotlivých vazů (Kapandji, 1982; Vařeka & Vařeková, 2009).

Klenba nožní chrání měkké tkáně a je velmi důležitou složkou pro pružnost nohy jako jeho celku. Během chůzového cyklu plní klenba nožní funkci tlumiče, který absorbuje nárazy během chůze (Kolář, 2009).

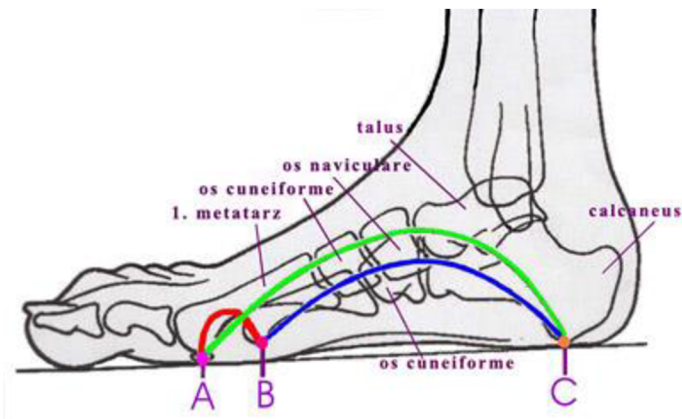
Klíčovou oblastí pro globální aferentní zdroj je klenba nožní, protože pokud je klenba nefunkční, tak je zdrojem zkreslené, nefunkční aferentace. Při správné stimulaci nožní klenby a lepším nastavení při zatížení dochází ke změně postavení pánve, a tím dochází k aktivaci hlubokých vrstev svalů dna pánevního (Skalka, 2002).

Na noze rozdělujeme celkem tři klenby. Dvě jsou klenby podélné, které dělíme na mediální a laterální a jednu klenbu příčnou, která je mezi hlavičkami I. a V. metatarzu (Ridola & Palma, 2001). Mediální a laterální klenby od sebe nejsou funkčně odděleny, ale navzájem se podporují. Laterální klenba má menší oblouk než klenba mediální, tudíž se klenba mediální lépe přizpůsobuje zátěži. Díky zvýšené odolnosti laterální podélné klenby v důsledku působení reakčních sil podložky dochází k zvýšení působení reakční síly na laterální hlavičky metatarzů. Díky tomu se zvýší pronační moment v subtalárním kloubu (Kirby, 2014).

Podélná mediální klenba je utvářena z os calcaneus, os talus, os naviculare, třemi ossis cuneiformia a třemi metatarzy. U lidské nohy je nejvyšším vrcholem tzv. klenák, který je průměrně 15–18 mm nad podložku. Podélnou laterální klenbu tvoří os calcaneus, os cuboideum a IV. a V. metatarz. Laterální klenba bývá oploštělá oproti mediální a její nejvyšší vrchol u fyziologicky klenuté nohy se nachází asi 3–5 mm nad podložkou (obrázek 2.) (Kirby, 2014). Larsen (2005) ve své knize popisuje nožní klenbu jako architektonické objekty, tzv. klenuté oblouky na různých stavbách. Kostní architektonika je pevně udržována díky klínovitě tvarovaným kamenům, které drží sami sebe a není potřeba nosných prvků uprostřed oblouku. Vařeková & Vařeka (2009) popisují klenbu nohy z funkčního dynamického hlediska a přirovnávají ji ke střeše nebo štaflím, kde jsou krokve udržovány kleštinami. Díky tomu noha může odolávat dynamickým změnám během zatížení a kontrolovat polohu COP ve stoji.

Obrázek 2

Klenba nohy: Laterální (modrá) a mediální (zelená) podélná klenba, příčná klenba (červená) (Ridola & Palma, 2001)



Fyziologický tvar klenby nohy je udržován jak kostmi, tak i ligamentózním aparátem, zejména kalkaneonaviculární ligamenta, navikulokuneiformní ligamenta a mediální ligamentum metatarzokuneiformního kloubu. Další velmi důležitou strukturou jsou svaly, m. abduktor hallucis, m. flexor digitorum brevis, m. flexor hallucis brevis, m. quadratus plantae a šlachy dlouhých svalů nohy m. tibialis posterior, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus, m. peroneus longus. Významnou roli má i plantární fascie (Véle 2006). Příčná klenba je udržována transversální hlavou m. adductor hallucis a m. opponens digiti minimi, podélnou laterální klenbu udržují m. peronei brevis a longus, m. flexor digiti minimi brevis, m. abductor digiti minimi a m. opponens digiti minimi. Podélnou mediální klenbu pomáhají udržovat m. tibialis posterior, m. peroneus longus, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a m. abductor hallucis longus (Kapandji, 1982).

U dítěte se nožní klenba vyvíjí s postupným zatěžováním nohy při bipedální lokomoci během ontogenetického vývoje. Tvarování nožní klenby u dítěte lze pozorovat mezi 2–3 rokem života, avšak názory na ukončení tvorby se různí. Někteří autoři datují toto ukončení do období předškolního věku. Jiní autoři tvrdí, že klenbu nožní u dětí lze ovlivňovat až do puberty (Periya & Alagesan, 2017).

2.2 Funkce nohy

Noha je považována za základnu lidského těla, jelikož nese váhu celého organismu. Pro lokomoční funkci dolní končetiny je důležité, aby noha, která je vývojově svojí stavbou anatomickou, fyziologickou a neurologickou uzpůsobena, plnila funkci statickou, aby absorbovala energii dopadu, a dynamickou, tzn. byla schopná provést odraz. Tyto dvě funkce vyžadují velkou komplexnost v jedné anatomické struktuře. Noha musí být pružná, aby byla schopná absorbovat energii při dopadu, ale také musí být dostatečně rigidní, aby byla schopna přenést dostatek síly pro provedení odrazu (D'Aout, 2008; Černá, 2016). Plosky nohou jsou schopné vnímat terén a udržovat rovnováhu. Důležitou funkcí nohy je čítí, jelikož je ploska vybavena mnoha proprioreceptory. Podílí se na zpětnovazebném řízení vzpřímeného držení těla, jeho posturální stabilitě a rovnovážných reakcích (Lewit & Lepšíková, 2008; Wright et al., 2011).

Noha má také funkci hmatovou, úchopovou, manipulační a grafologickou. Lidská noha je velmi důležitá při termoregulaci lidského těla, a to díky exteroceptivnímu čítí a potním žlázám (Lewit & Lepšíková, 2008; Wright et al., 2011).

2.2.1 *Statická funkce nohy*

Statická funkce nohy zajišťuje hlavně funkci opěrnou. Lidská noha funguje jako převodník hmotnosti díky svému podélnému a příčnému klenutí. Noha během stoje pruží (není rigidní). V závislosti na oscilaci středu tlakového působení (COP) mezi os calcaneus a předonožím se klenba nohy o několik milimetrů snižuje a zvyšuje s pohybem tibie (Wright et. Al., 2011).

U nohy se často popisuje tříbodová opora mezi os calcaneus a I. a V. metatarzem (Kapanji, 1982). Kolář (2009) ale popisuje nový pojem tzv. Čtyřbodová opora, kde je krom I. a V. metatarzu a bodu na os calcaneus ještě jeden v oblasti paty. Tyto dva body jsou laterální a mediální výběžek na os calcaneus.

2.2.2 Dynamická funkce nohy

Dynamická funkce zajišťuje biomechanické procesy, které jsou potřebné k provedení bipedální chůze a běhu. Na noze je optimální rozložení tlaků a sil, které působí na podložku během chůze a běhu (Franklin et al., 2015).

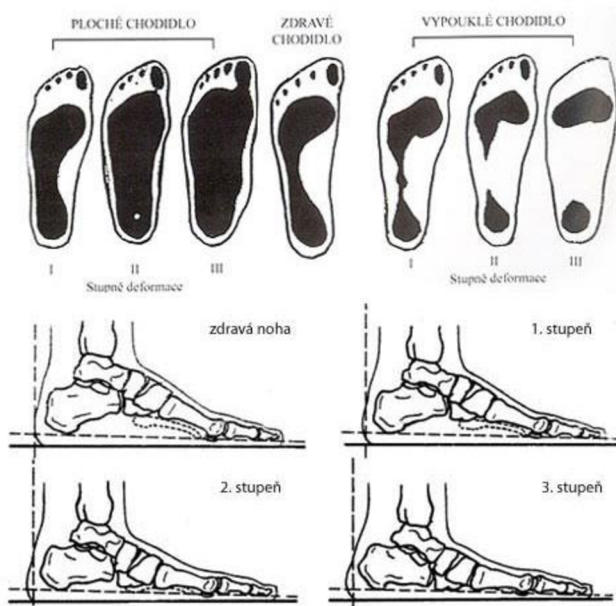
Dynamická funkce zajišťuje aktivní přizpůsobení se terénu, absorbování energie došlapu a její přeměna na energii pro odraz vpřed a reakci na změnu vnějších a vnitřních měnících se podmínek (Kirby, 2017; Toppischová & Šnoplová, 2008).

2.3 Funkční typologie nohy

Nohu dělíme do tří základních skupin – normální, plochou a vysokou (Obrázek 3.). Toto dělení není z hlediska funkce zcela významné (Vařeka & Vařeková, 2003).

Obrázek 3

Typy nohy (<https://www.podiatrickecentrum.cz>)

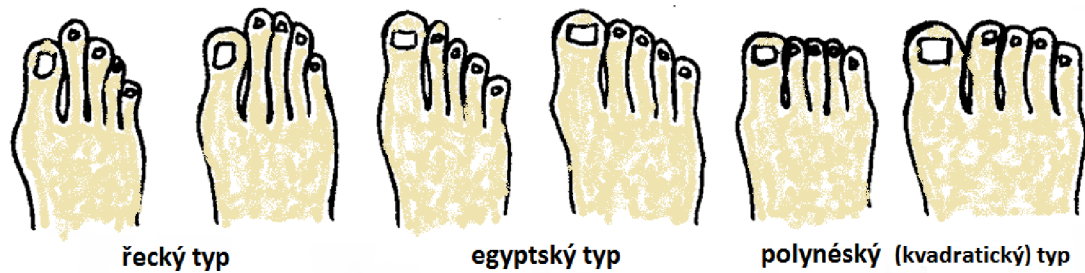


Dělení nohy z morfolického pohledu rozdělujeme na polynéský typ, egyptský typ a řecký typ. Polynéský typ nohy je často označován jako kvadratický typ pro jeho obdélníkový tvar. První tři metatarzy jsou stejně dlouhé. Asi 9% lidské populace žijící v Evropě má tento typ nohy. Egyptský typ nohy je vyznačován hlavně nejdelším I. metatarzem a ostatní metatarzy se postupně zkracují. Tento typ nohy je nejčastější

u evropské populace. U jedinců s tímto typem nohy se často objevuje ortopedická vada hallux valgus a hallux rigidus. U řeckého typu nohy je charakteristická různá délka II. Metatarzu a kožní řasa mezi II. a III. metatarzem. Tento typ nohy bývá často náchylný ke vzniku kladívkových prstů a digitus quintus varus (Vařeka, Vařeková, 2003).

Obrázek 4

Typy nohou z morfologického pohledu



2.4 Kineziologie nohy

2.4.1 Hlezenní kloub

Hlezenní kloub (articulatio talocruralis) je skloubení os talus s tibí a malleolus medialis a je popisován jako jednoosý kladkový kloub s jedním stupněm volnosti pohybu. Osa pohybu prochází hroty malleolus medialis a malleolus lateralis. Osa tohoto kloubu je zešikmená 20–25° vzhledem k frontální rovině a asi 8° vzhledem rovině transverzální. Výsledek pohybu vzhledem k průběhu osy je komplexní pohyb, kdy se noha při dorzální flexi pohybuje nahoru a lehce mediálně a při plantární flexi dolů a lehce laterálně (Palastanga & Soames, 2011; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.4.2 Subtalární kloub

Subtalární kloub představuje nejsilnější kost, která zajišťuje spojení s Achillovou šlachou. Dle Sinělnikova (1980) se subtalární kloub skládá ze dvou oddílů, a to zadního a předního. Zadní oddíl je popisován jako místo styku kosti hlezenní a kosti patní a přední oddíl je místo, kde se spojuje kost hlezenní, kost patní a kost loďkovitá. Číhák

(2001) popisuje navíc k tomuto skloubení kosti patní a kosti krychlové, avšak Vařeka, Vařeková (2009) toto skloubení popisují jako samostatnou anatomickou jednotku.

Subtalární kloub zajišťuje pronaci a supinaci nohy a hlavními komponentami jsou addukce/inverze a abdukce/everze. Za hlavní funkci nohy je považována kontrola polohy zánoží a také nepřímá kontrola distálních skloubení nohy. Pronační a supinační pohyby se dějí, pokud je os calcaneus relativně fixovaný ve stejné fázi chůze v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC) a celá dolní končetina poté rotuje kolem relativně stabilního os calcaneus. Díky tomu je člověk schopen provádět chůzi v nerovném, kopcovitém terénu a provést rychlou změnu směru bez ztráty rovnováhy (Neumann, 2010). Vařeka, Vařeková (2009) popisují tento mechanismus pomocí modelu „pantu“ mezi talem a kalkaneem, který spojuje dvě ramena ležící ve dvou na sebe relativně kolmých rovinách. Rotace jednoho ramene vůči jeho dlouhé ose má za následek rotaci ramene druhého taktéž kolem jeho dlouhé osy, kdy se současně mění i úhel, který ramena svírají. Tento pantový mechanismus zajišťuje přenos vnější či vnitřní rotace tibie na everzi či inverzi nohy a naopak.

Kirby (2001) udává, že díky pronaci v subtalárním kloubu se noha na začátku stojné fáze přizpůsobuje terénu a absorbuje náraz přenášející se na chodidlo. Konci stojné fáze se v subtalárním kloubu díky supinaci chodidlo mění na formu rigidní páky, která slouží k odrazu. V subtalárním kloubu popisuje tzv. Henkeho osu, která prochází supero-mediální částí talu, dále přes sinus tarsi k postero-laterální oblasti tuberculus calcaneum (Kapandji, 1982). Kolem této osy probíhá supinace a pronace nohy spolu s rotací tibie (pantový mechanismus).

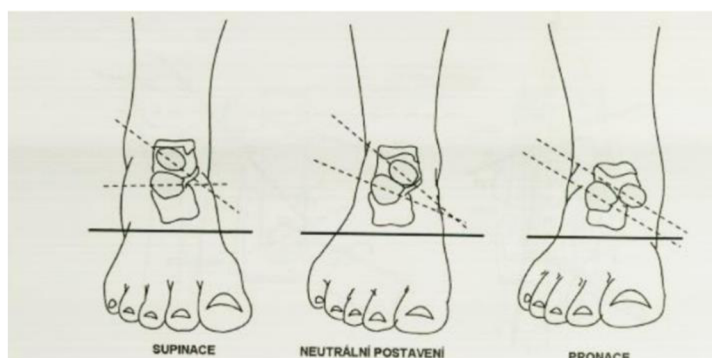
2.4.3 Transverzotarální kloub

Transverzotarální kloub neboli Chopartův kloub je tvořen dvěma klouby, a to kalkaneokuboidním a talonaviculárním a tvarem připomíná písmeno S. Tento kloub je +považován za funkční jednotku. Pohyby v tomto kloubu můžeme popsat podle dvou os, a to podle podélné a šikmé osy. V podélní ose probíhají pohyby ve středonoží a předonoží – pronace a supinace. Tuto funkci lze popsat pomocí modelu pívotu. V případě rotace bérce je sledována pouze rotace zánoží, předonoží zůstává v kontaktu s podložkou. Okolo šikmé osy popisujeme dorzální flexi s addukcí. Pohyby v Chopartově kloubu úzce souvisí s postavením v kloubu subtalárním. Při everzi/pronaci v subtalárním

kloubu jsou podélné osy kloubních ploch talu a calcaneu rovnoběžné s kostí loďkovitou a krychlovou. Kloub má v tomto pohybu maximální rozsah, ale je nestabilní. V inverzi/supinaci v subtalárním kloubu se osy sbíhají, tudíž roste stabilita v transverzotarzálním kloubu, ale zmenšuje se rozsah pohybu (Valmassy, 1996; Vařeka, Vařeková, 2009).

Obrázek 5

Vliv vzájemného postavení talu a kalkaneu v subtalárním kloubu na postavení os kloubních ploch Chopartova kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009)



2.4.4 Tarzometatarzální klouby

Tarzometatarzální neboli Lisfrankův kloub je složený kloub s malým funkčním významem. Skládá se ze tří kloubních jednotek. První spojení je mezi os cuneiforme mediale a bází I. metatarzu, druhé je mezi os cuneiforme intermedium et laterale a bázemi II. a III. metatarzu a třetí kloubní jednotku tvoří os cuboideum a IV. a V. metatarz. Kloubní štěrbina je klikovitého tvaru se zářezem v místě os cuboideum intermedium, kde je báze druhého metatarzu posunuta o 3–5 mm proximálním směrem. Hybnost v tarzometatarzálním kloubu je omezená na plantární flexi, extenzi a rotaci, ale pouze v prvním kloubním spojení, a to mezi os cuneiforme mediale a bází I. metatarzu (Vařeka, Vařeková, 2009).

2.4.5 Metatarzofalangeální klouby

Stavba těchto kloubů tvoří kloubní hlavice metatarzů a jamky na proximálních článcích. Pohyby v těchto kloubech se dějí ve dvou osách – transverzální a sagitální

a jsou velmi malé. Jde o plantární flexi a extenzi a abdukci a addukci. Kloubní jamky metatarzofalangeálních kloubů jsou mělké a na doplňují je klínovité fibrocartilagines plantares na plantární straně plosky (Vařeka, Vařeková, 2009).

2.4.6 Interfalangeální klouby

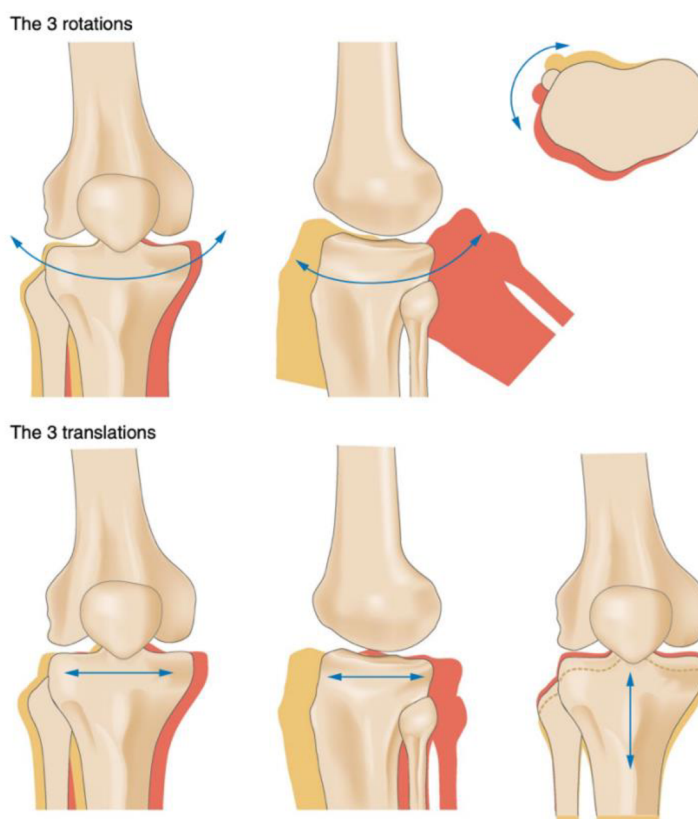
Interfalangeální klouby jsou kladkové. Mezičláňkové klouby IV. a V. prstu jsou často nahrazeny synostózami. Pohyby v těchto kloubech jsou velmi omezené a dějí se pouze v sagitální rovině. Jde o flexi a extenzi, která je rozdílná. Na proximálních kloubech je flexe větší než v distálních (Vařeka, Vařeková, 2009).

3 FUNKČNÍ ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub se skládá z mediálního tibiofemorálního, laterálního tibiofemorálního, patelofemorálního a proximálního tibiofibulárního kloubu. Pasivní stabilitu kolenního kloubu ve všech směrech zajišťuje řada vazů. Při každodenních činnostech nese koleno velkou část naší tělesné hmotnosti, což umožňuje široký rozsah pohybu při flexi-extenzi a vnitřní a vnější rotaci. Kolenní kloub je trochoginglymos, což znamená kombinaci válcového a kladkového kloubu. Hlavním principem kinematiky kolenního kloubu je valivý, kluzavý a rotační pohyb. Kolenní kloub nabízí šest stupňů volnosti pohybu. Rotační pohyb se skládá z flexe-extenze, vnitřní-externí a varus-valgus. Translační pohyb je možný v anteriorně-posteriorním a mediálně-laterálním směru a také kompresí a distrakcí kolenního kloubu (Obrázek 6). Všechny těchto šest volných pohybů je v kombinované komplexní funkci v rámci pohybového obalu (Śmigielski, 2015; Hirschmann., & Müller, 2015).

Obrázek 6

Kolenní kloub – stupně volnosti pro rotaci a translaci (Hirschmann., & Müller, 2015)



Menschik (1974) popsal systém zkřížených čtyřramenných vazeb jako základní prvek kinematiky kolenního kloubu a tato studie se stala inspirací a vysoce ovlivnila způsob uvažování o kinematice kolene pro další období.

Základním postavení kolenního kloubu je extenze s napjatými postranními vazy a všemi vazy na zadní straně kloubu a tento stav popisujeme jako „uzamknuté koleno“. Pokud kolenem proložíme tři základní roviny – frontální, sagitální a transversální, tak dostaneme tři přímky X, Y a Z, které se protnou v jednom místě v kloubu. Kolem vytvořených přímek lze teoreticky vysvětlit šest pohybů. Pohyby kolem osy Y jsou flexe a extenze, osa Z popisuje vnitřní a vnější rotaci a osa X abdukcii a addukci (Kolář, 2009, Dylevský, 2009).

Základními pohyby v kolenním kloubu v sagitální rovině je flexe, jejíž fyziologické rozsahy jsou mezi 120-150° a dále popisujeme pohyb do extenze, kdy se dolní končetina může dostávat do hyperextenze 5°, v hypermobilních jedincích až 15°. Pohyb kolene z extenze do flexe probíhá ve 3 fázích, kdy v první fázi probíhá počáteční rotace. Zde dojde k odemknutí kolenního kloubu a tibia se točí dovnitř, čímž se uvolní ligamentum cruciatum anterius. Ve druhé fázi popisujeme valivý pohyb, kdy se femur posouvá po tibií a po obou meniscích. V poslední třetí fázi probíhá posuvný pohyb, kdy se spojení femuru s tibií a menisky neustále zmenšuje, menisky se posouvají po tibií posteriorně a pohyb do flexe končí v meniskotibiálním spojení. Pohyb z flexe do extenze probíhá přesně v opačném pořadí. Posunem femuru, tibií a pately brání zkřížené vazy. Vzhledem ke změnám jejich napětí mají hlavní roli ve správné koordinaci již zmíněných třech kroků potřebných pro vykonání flexe a extenze. Patela se mírně posouvá při flexi distálně a při extenzi proximálně (Zheng, 2016; Kolář, 2009, Dylevský, 2009).

Kromě pohybu v sagitální rovině má kolenní kloub také vnitřní a vnější rotaci v horizontální rovině (Kim, 2015). Během posledních 10-15 stupňů před úplnou extenzí dochází k vnitřní rotaci mediálního kondylu femuru a k vnější rotaci tibiie. Současně se laterální meniskus pohybuje anteriorně a mediální meniskus posteriorně. Vzhledem k větší styčné ploše mediálního tibiofemorálního kloubu je délka mediálního femorálního kondylu větší než délka laterálního (Celebi et. al., 2013).

Skutečný kolenní kloub se pohybuje polycentrickým pohybem, při němž se střed otáčení během rotace mění (Kim, 2015). Rotace v kolenním kloubu jsou při extenzi kolene nemožné, proto se provádí pouze ve flexi, kdy je kloub odemknutý. Fyziologický

rozsah rotací je při vnitřní rotaci 10°, u zevní rotaci 30-40°. Největších rozsahů pohybu lze dosáhnout při flexi mezi 45-90° (Kolář, 2009, Dylevský, 2009). U kontrakce musculus quadriceps femoris se patella posunuje lehce laterálním směrem. Díky tomuto posunu popisujeme Q-úhel, který je ostrý 10-15°. Svírají ho osy lig. patellae a osa tahu musculus quadriceps femoris. Q-úhel můžeme změřit podle tří bodů – spina iliaca anterior inferior, střed čéšky a tuberositas tibiae. V případě, že je Q-úhel větší než 20°, tak je patella tažena velkou silou laterálně a dochází k jejímu částečnému vykloubení (Dylevský, 2009). Zheng (2016), uvádí, že biomechaniku kolenního kloubu ovlivňuje především rychlost chůze. Kinetika kolenního kloubu při chůzovém cyklu bude popsána v následujících kapitolách.

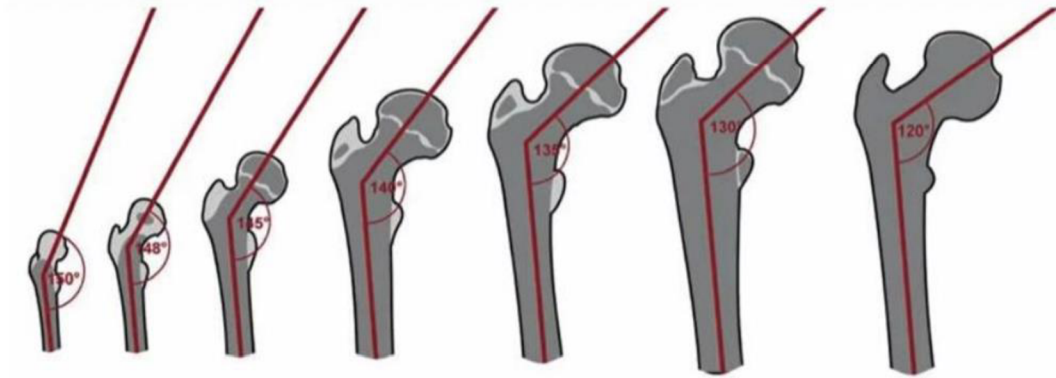
4 FUNKČNÍ ANATOMIE KYČELNÍHO KLOUBU

Spojení hlavice stehenní kosti s acetabulem tvoří kyčelní kloub. Tento kloub spojuje osový skelet s dolní končetinou a slouží k přenosu sil, které vznikají při každodenních činnostech, z osového skeletu na dolní končetiny. Schopnost kyčelního kloubu vyrovnávat síly v celém rozsahu pohybu zajišťuje stabilitu potřebnou k provádění každodenních úkonů, jako je vzpřímený stoj, udržování plynulé a vyvážené chůze, vstávání ze židle a zvedání břemen ze dřepu (Glenister & Sharma, 2023). Kongruence hlavice stehenní kosti s acetabulem umožňuje rotační pohyb potřebný k provádění těchto úkolů bez jakéhokoli zjistitelného translačního pohybu, který by destabilizoval kloub a zvýšil riziko vykloubení. Vrozená stabilita, kterou zajišťuje kostní anatomie kloubu, spolu se stabilizačními silami fibrózního pouzdra a nervosvalovou anatomíí vymezuje absolutní hranice pohybu kyčelního kloubu před vznikem kostního postižení (Heckmann, 2021). Kloubní pouzdro má cylindrický tvar a je všech stran, na přední straně je tloušťka až 10 mm a na zadní a spodní straně krčku slabší. V kloubním pouzdru je velký výskyt proprioceptorů a nociceptorů. Osa krčku prochází šikmo superiorně, mediálně a anteriorně (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Kapandji, 1982).

Kolodiazfyzární úhel je měřen mezi krčkem femuru a diafýzou ve frontální rovině. Velikost úhlu u novorozence je 150° a v průběhu ontogeneze se zmenšuje na 125°. Pokud je úhel větší než 140°, popisujeme tuto patologii jako coxa valga, pokud je úhel menší než 115° jedná se o coxa vara. Na formování tohoto úhlu se podílejí především svaly kyčelního kloubu – adduktory a zevní rotátory (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Kapandji, 1982).

Obrázek 7

Ontogenetický vývoj kolodiazfyzárního úhlu od narození po dospělost (Dungl, 2005)



Anteverzní úhel se měří v rovině transverzální a je mezi krčkem femuru a frontální rovinou. U novorozenců je tento úhel velký 30-40°, v dospělosti se zmenšuje na 7-15°. Pokud je velikost úhlu větší než 35° jedná se o coxa antetorta. Tato hodnota ovlivňuje rozsah rotačních pohybů v kyčelním kloubu, při chůzi vidíme vnitřně rotační postavení kloubu s omezenou zevní rotací v kyčli. Při velikosti úhlu menší než 5° popisujeme coxa retroverta. Při chůzi pozorujeme zevně rotační postavení kyčelního kloubu a omezenou vnitřní rotaci v kyčelním kloubu. Wibergův úhel popisuje míru krytí hlavičky jamkou a je dán vertikální linií procházející středem hlavičky femuru a linií, která protíná střed hlavičky femuru a horní okraj acetabula. Úhel by neměl být menší než 10° u dětí a u dospělého jedince by měl být okolo 20°, pokud je úhel pod 15°, tak se jedná o patologii, kterou nazýváme kloubní decentrace. V kyčelním kloubu je mnoho ligament, které jsou důležité pro stabilitu kloubu, ligamentum iliofemorale, který je nejsilnějším vazem v lidském těle, ligamentum pubofemorale a ligamentum ischiofemorale. Úloha ligament závisí na pozici kloubu, při vzpřímené pozici jsou ligamenta ve středním napětí (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Kapandji, 1982). Vzhledem k tomu, že je kyčelní kloub kulovitého tvaru, tak umožňuje provedení pohybu do všech rovin, a to sagitální, frontální i transverzální. Pohyb do flexe závisí na poloze kolenního kloubu. Při extendovaném koleni je možná flexe v kyčelním kloubu 90°, pokud je kolenní kloub ve flexi, je možná flexe v kyčli až 120° (Čihák, 2011). Véle popisuje maximální flexi v kyčli až 150° (Véle, 1997). Svaly, které se podílejí na flexi jsou m. Iliopsoas, m. sartorius, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae. Pohyb do extenze omezuje ligamentum iliofemorale. Pokud je kolenní kloub extendován, je rozsah pohybu 20°. Při flektovaném kolenním kloubu je rozsah 10°, jelikož zde není aktivita svalů na zadní straně stehna. Pánev se při extenzi klopi

anteriorně a zvětšuje se bederní lordóza. Pohyb do abdukce je v rozsahu 40-45° a je omezen elasticitou adduktorů, nárazem krčku femuru na okraj acetabula a napětím iliofemorálního a pubofemorálního ligamenta. Svaly, které se na abdukci podílejí jsou m. gluteus medius, m. gluteus minimus, m. tensor fasciae latae, m. piriformis a přední vlákna m. gluteus maximus. Pohyb do addukce je v rozsahu 30° a je omezen ischiofemorálním vazem. Hlavní svaly, které tento pohyb provádějí, jsou m. adduktor magnus, m. adduktor longus, m. adduktor brevis, m. gracilis, m. pectineus (Dylevský, 2009; Kapandji, 1982). Kongruence hlavice stehenní kosti s acetabulem umožňuje rotační pohyb potřebný k provádění těchto úkolů bez jakéhokoli zjizitelného translačního pohybu, který by destabilizoval kloub a zvýšil riziko vykloubení (Glenister & Sharma, 2023). Zevní rotace je v rozsahu 45° a pohyb omezuje ligamentum pubofemorale a úhel antevertze femuru. Pohyb do vnitřní rotace je 35° a je omezena lig. Ischiofemorale. Pokud je kyčelní kloub v extenčním postavení, tak jsou všechna ligamenta v napětí a nejvíce napjatá je dolní část ligamentum iliofemorale. Při flexi v kyčli jsou ligamenta v relaxaci a jedná se o nestabilní pozici (Dylevský, 2009; Kapandji, 1982). Kinetika kyčelního kloubu při chůzovém cyklu bude popsána v následujících kapitolách.

5 CHŮZE

Chůze je základní lokomoce člověka. Lidská chůze je charakteristická pro každého jedince a umožňuje přesun z místa na místo. Je zcela jedinečná v celé živočišné říši, jelikož vzpřímená bipedální lokomoce se objevuje pouze u člověka a u každého z nich je zcela individuální s jemnými variacemi vzhledem k věku a pohlaví (Kučera, 1985; Straus & Jonák, 2007).

Chůze je důležitým faktorem osobní integrity a sociální integrace. Vzpřímenou chůzi popisujeme u člověka jako vyzrálou kolem 4 let života. Neexistuje jednotná definice chůze, ale z hlediska mechaniky je chůze definována jako řízený pád, při kterém tělo padá ze stabilní pozice směrem dopředu ze stojné dolní končetiny na druhostrannou dolní končetinu (Janura & Zahálka, 2004). Chůze je složitý sekvenční fázový pohyb, který probíhá cyklicky podle určité časové posloupnosti (timing) a zasahuje celý pohybový systém od hlavy až k patě (Véle, 2006).

Dle Adamse & Perryho (2006) vyžaduje lidská chůze antigravitační svalovou podporu a kloubní mobilitu, která je důležitá k umožnění hladkého průběhu a k adekvátnímu motorickému řízení těla pro přesun váhy z jedné dolní končetiny na druhou.

Whittle (2007) popisuje čtyři základní podmínky pro chůzi. Patří sem udržení vzpřímené a stabilní postury, střídavá opora dolních končetin, koordinovaný pohyb dolních končetin ve švihové fázi chůzového cyklu umožňující plynulý kontakt chodidla s podložkou a svalová síla zajišťující pohyb vpřed. Inmann, Ralston a Todd (2006) považují za důležité neustálé působení reakční síly podložky a přítomnost dopředného periodického pohybu dolních končetin při chůzi.

5.1 Chůzový cyklus

Jak již bylo zmíněno, lokomoce je typickým znakem člověka. Podle Rose a Gamble (2006) definujeme chůzi jako rytmický pohyb dolních končetin, kdy je jedna dolní končetina v neustálém kontaktu s podložkou. White (2007) definoval chůzový cyklus jako interval mezi dvěma na sebe navazujícími opakujícími událostmi. Lidská chůze se dělí na tři části, a to zahajovací fázi, cyklickou fázi a fázi ukončení. Dále ji dělíme na fázi

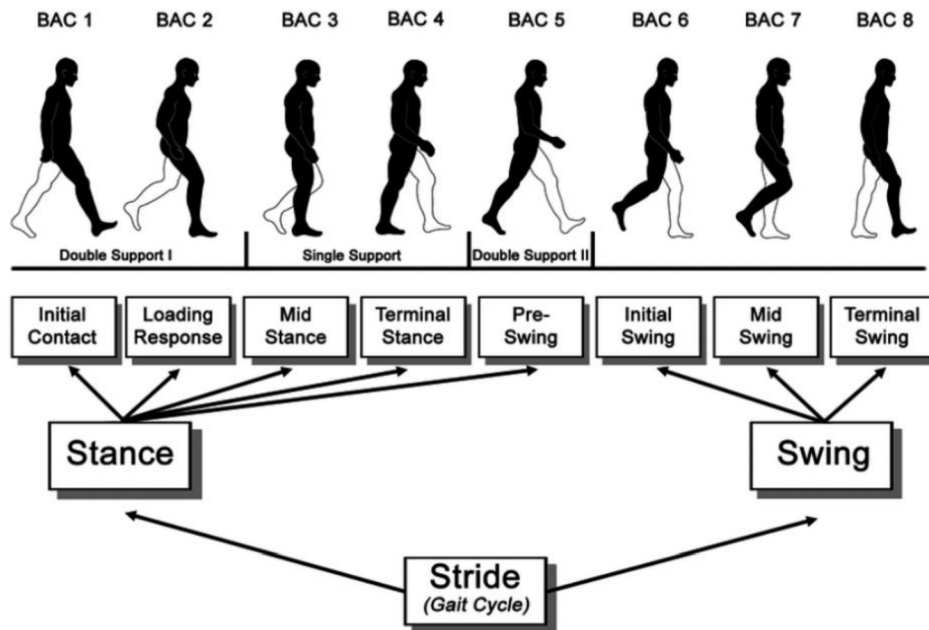
opěrnou (stance phase) a švihovou (swing phase) a během chůzového cyklu nastává 2x fáze opory (Neumanová et al., 2015).

Dungl (2015) tvrdí, že každý krok začíná noha jako flexibilní struktura, která se přizpůsobuje povrchu a dokončuje krok jako rigidní páka, přes kterou se přenáší váha celého těla směrem dopředu. Jednotkou chůze je chůzový cyklus. Tento cyklus je definován dvojkrokem, což jsou dva libovolné děje, které se opakují na jedné dolní končetině. Jednotlivé pohyby v rámci chůzového cyklu na sebe navazují a je obtížné určit jeho začátek a konec. V praxi se popisuje okamžik počátečního kontaktu nohy s podložkou (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007). Chůzový cyklus dělíme na dvě části, a to stojnou fázi a švihovou fázi. Během stojné fáze je ploska nohy v kontaktu s podložkou a ve švihové fázi začíná v momentě, kdy se ploska odlepí od podložky. Dle většiny autorů je v procentuálním vyčíslení švihová fáze asi 40 % chůzového cyklu a stojná fáze 60 %. (Kaufman & Sutherland, 2006; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010). Dle autorů Vaughan, Davis & O'Connor (1992) je tento poměr 62:38 (Obrázek 7). Toto procentuální zastoupení vždy záleží na rychlosti chůze. Když se kadence kroku zvyšuje, tak dochází ke zkracování stojné fáze (Kaufman & Sutherland, 2006; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010).

Dělení chůzového cyklu se v terminologii liší podle autorů. Nejvíce se využívá dělení podle Perryho z roku 1992. Stojná fáze se dělí na počáteční kontakt, postupné zatěžování, mezistoj, konečný stoj a předšvih. Švihová fáze chůzového cyklu se dělí na počáteční švih, mezišvih a konečný švih (Perry & Burnfield, 2010). Stojná fáze chůzového cyklu začíná dotykem paty švihové dolní končetiny na opěrnou plochu. Postupně se kontakt rozšiřuje z oblasti paty na celou plantu a nožní klenbou se dynamicky uchopuje členitá plocha oporné báze, aby na plosce vznikl pevný kontakt a kvalitní opora pro působení reaktivních sil (Véle, 2006).

Obrázek 8

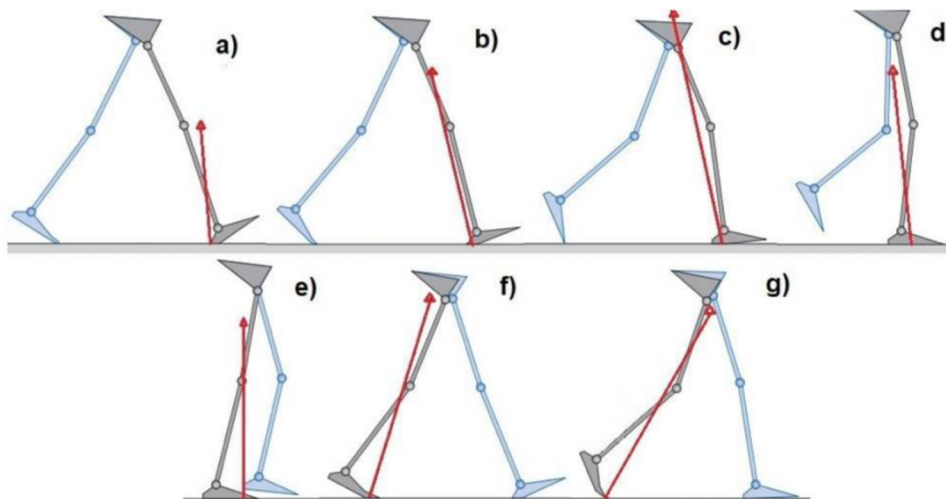
Periody chůzového cyklu dle Perry 1992



Nejvhodnější schéma chůzového cyklu popsaly Perry a Burnfield (2010). Ti berou v potaz i patologie v rámci chůzového stereotypu (Perry & Burnfield, 2010).

Obrázek 9

Zobrazení vektorů reakční síly (červeně) v jednotlivých fázích stojné fáze: a) počáteční kontakt, b+c) postupné zatěžování, d+e) mezistoj, f) konečný stoj, g) předšvih. (Whittle et al., 2012)



5.1.1 Počáteční kontakt – initial contact

Tato fáze chůzového cyklu je označována jako moment, kdy se dolní končetina poprvé dotkne podložky. Prvním kontakt s podložkou je místo na patní kosti, pokud neexistují žádné abnormality. Pata je v tomto případě střed otáčení, kolem které se dolní končetina pohybuje vpřed. Vzhledem k tomuto posteriorně posazenému bodu otáčení prochází moment reakční síly podložky za středem otáčení hlezenní kosti. V této fázi tedy dochází k plantární flexi hlezna (Perry & Burnfield, 2010; Shah, Solan, & Dawe, 2020).

5.1.2 Postupné zatěžování – loading response

Fáze postupného zatěžování navazuje na dopad paty a končí zvednutím palce druhé nohy od podložky. Během této fáze dochází k postupnému pokládání chodidla na zem a plnému zatížení stojné dolní končetiny. Velkou roli má excentrická plantární flexe hlezna a excentrická flexe kolene, které v této fázi absorbují kinetickou energii, která vzniká při přenesení váhy na dolní končetinu. Reakční síla se posouvá za osu obou těchto kloubů. Stabilita a rovnováha je zajištěna správnou reakcí dolní končetiny na nerovnosti podložky. Hlezenní kloub jde v této fázi do plantární flexe, kterou způsobí excentrická kontrakce m. tibialis anterior. Odlepením palce kontralaterální dolní končetiny z podložky končí fáze dvojí opory a začíná mezistoj (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Shah et al., 2020).

5.1.3 Mezistoj – midstance

Tato fáze chůzového cyklu začíná odrazem švihové dolní končetiny od podložky. Stojná dolní končetina má za úkol udržet těžiště nad opěrnou bází, protože v tomto momentu je opora pouze na jedné dolní končetině a střed otáčení se přesouvá z paty do hlezna. Důležitá je v této fázi stabilita kolenního kloubu. V této fázi dosahuje supinace hlezenního kloubu své maximum. Změna vektoru reakční síly podložky způsobí extenzi kolenního i kyčelního kloubu (Perry & Burnfield, 2010; Shah et al., 2020).

5.1.4 Předšvih

Předšvih začíná dotekem kontralaterální dolní končetiny na podložku, ke kterému dochází přibližně v 50 % chůzového cyklu. V této fázi dochází k maximální plantární flexi a supinaci v hlezenním kloubu a zároveň zevní rotace tibie. Díky tomuto dochází k velké stabilitě pro oporu (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

5.1.5 Konečný stoj – terminal stance

Tato fáze začíná odlepením paty od podložky a končí kontaktem paty druhostranné končetiny s podložkou. Moment síly v této fázi vyvolá dorzální flexi v hlezenním kloubu a hmotnost těla se suně dopředu nad předonoží. Osa otáčení se přesouvá směrem do oblasti hlaviček metatarzů (Perry & Burnfield, 2010; Shah et al., 2020).

5.1.6 Počáteční švih – initial swing

V počátečním švihu dochází k švihové fázi chůzového cyklu. Tato část začíná zvednutím dolní končetiny od podložky a končí v momentě, kdy švihová noha předběhne stojnou dolní končetinu (Perry & Burnfield, 2010; Whittle et al., 2012). Při této fázi se dolní končetina aktivně pohybuje z extendované pozice v kyčelním kloubu směrem dopředu, ale flexe i extenze kolenního kloubu je za fyziologických podmínek prováděna pasivně. Flexe kolene je důsledkem setrvačnosti flexe v kyčelním kloubu a následný pohyb dolní končetiny vpřed je způsobeno setrvačnou silou dolní končetiny (Whittle et al., 2012).

5.1.7 Mezišvih – midswing

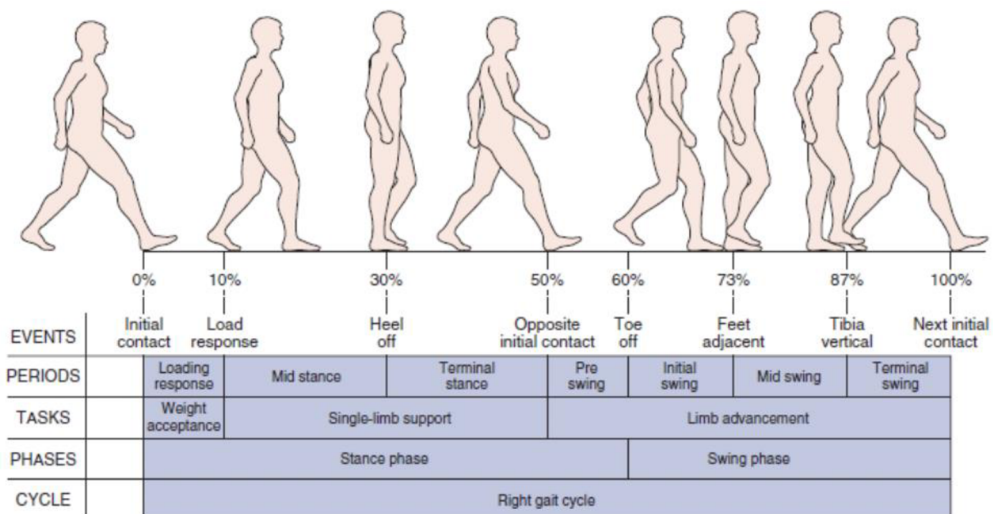
Tato fáze je z celého chůzového cyklu nejkratší. Končí v momentě, kdy tibie dosáhne vertikální polohy vzhledem k povrchu země. Během této fáze je stále pasivní extenze kolenního kloubu a dochází ke zdvihání špičky. Hlezo se dostává do neutrální pozice (Perry & Burnfield, 2010; Stergiou, 2020; Whittle et al., 2012).

5.1.8 Konečný švih – terminal swing

Tato fáze dotekem švihové dolní končetiny s podložkou. Stehno dolní končetiny zpomaluje pohyb vpřed, kolenní kloub je v maximální extenzi a hlezenní kloub je v neutrální pozici (Perry & Burnfield, 2010; Stergiou, 2020, Whittle et al., 2012).

Obrázek 10

Chůzový cyklus (Magee, 2014)



5.2 Kinematika dolní končetiny při chůzi

V opěrné fázi chůzového cyklu je hlezenní kloub v dorzální flexi, postupně přechází do neutrální pozice. Hlezenní kloub jde do plantární flexe v momentu, kdy se ploška dotkne podložky. Subtalární kloub jde ze supinačního postavení do pronačního a v transverzotalárním kloubu dochází k supinaci předonoží okolo longitudinální roviny. Tento pohyb předonoží vůči zánoží umožňuje pohyb transverzotalárního kloubu. Supinačnímu pohybu předonoží přispívají svou aktivitou svaly, které zabraňují pasivní plantární flexi – m. tibialis, m. extenzor digitorum longus a m. extenzor hallucis longus. Pronační pohyby v subtalárním kloubu způsobují addukci os talus a vnitřní rotaci bérce, který vyvolá flexi v kolenním kloubu (Rose & Gamble, 2006; Trew & Everett, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

Peña Fernández et al. (2020) ve svém výzkumu popisuje zvýšený pohyb do supinace v oblasti subtalárním kloubu. Tato studie také ukazuje, že v osa pohybu při

zatížení je směřována šikmo z postero-latero-inferiorního směru antero-medio-superiorně. Dle Vařeky a Vařekové (2009) je subtalární kloub v supinaci během švihové fáze. Perry a Burnfield (2010) tvrdí, že subtalární kloub je v neutrálním postavení během celé švihové fáze. V kyčelním kloubu popisujeme pohyb do extenze, který byl zahájen těsně před počátečním dopadem paty na povrch země. Pánev je ve frontální rovině a rotuje na stranu opěrné dolní končetiny, což znamená směrem do vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Flexe kolenního kloubu, plantární flexe v hlezenním kloubu a pronace zánoží je důležitá především při tlumení nárazu při došlapu, na kterém se podílí antagonisté těchto pohybů pracující v excentrické kontrakci (Vařeka & Vařeková, 2009).

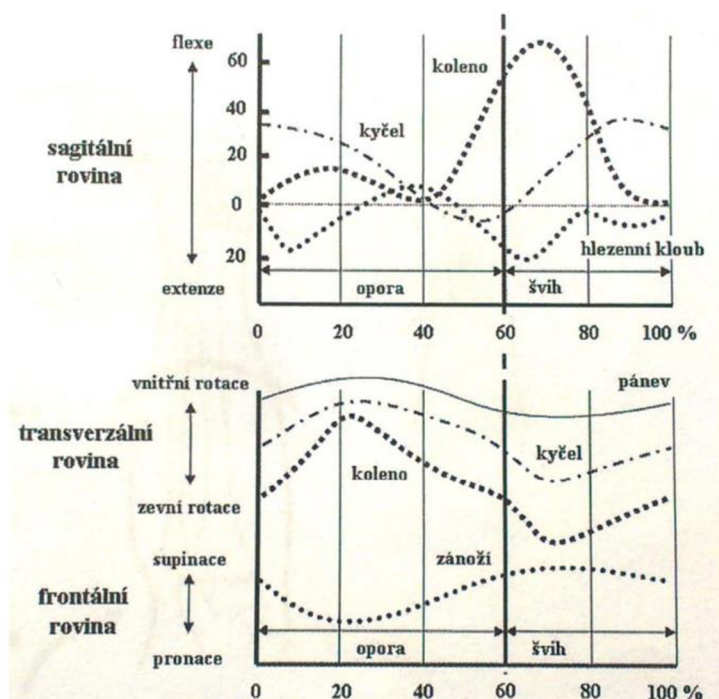
Ve střední opoře je hlezenní kloub v mírné plantární flexi, následně jde do dorzální flexe. V subtalárním kloubu je supinační postavení, které je způsobeno vlivem přenosu zatížení na předonoží a odlehčení calcaneu. V tranverzotalárním kloubu se popisuje relativní pronace, protože zatížená hrana plosky nedovolí pohyb zánoží do supinace. Dochází tak k uzamčení kalkaneokuboidního kloubu. Noha se následně stává pevným segmentem a následuje pevný odraz pomocí m. triceps surae. Kyčelní kloub se pohybuje stále směrem do extenze (Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

Při aktivním odrazu je hlezenní kloub v aktivní plantární flexi, následuje supinace subtalárního kloubu. Tímto se uzamkne transverzotarzální kloub a ten působí jako pevná páka pro tah m. triceps surae. Koleno jde do maximální extenze, což odpovídá asi 3° flexe a poté se iniciuje pohyb do flexe. Oblast kyčelního kloubu jde z maximální extenze do flexe (Vařeka & Vařeková, 2009).

Během švihové fáze je hlezenní kloub v plantární flexi, poté ve středním švihu přechází do neutrálního postavení a subtalární kloub je v otevřeném řetězci během této fáze. Calcaneus je díky tahu m. extensor digitorum longus v pronaci a při kontaktu s podložkou přechází do supinace aktivitou m. tibialis anterior. Kolenní kloub jde do flexe a během švihové fáze přechází do extenze (White, 2007, Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009). V kyčelním kloubu stále dochází k pohybu směrem do flexe. Během první poloviny této fáze přechází kolenní kloub z flexe do extenze (Vařeka & Vařeková, 2009). Při patologické aktivitě svalů na zadní straně stehna dochází k inhibici flexe v kyčli, která vede k omezení flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi (Mayer, 2002). Těsně před dotykem calcaneu s podložkou jde kolenní kloub z plné extenze do 5° flexe, čímž se zajistí jemný dopad kloubů nohy na zem při dopadu na podložku (Donatelli, 1996).

Obrázek 11

Kinematika chůzového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009)



Ve stojné fázi má koleno absorbuje náraz a stabilizuje přenos váhy těla (Perry & Burnfield, 2010). V oblasti kolenního kloubu je téměř plná extenze na začátku stojné fáze, flekční moment je vyvolán vektorem reakční síly podložky, která prochází kolem středu osy kolenního kloubu. Při iničiálním kontaktu je koleno ve flexi 5 stupňů. Hyperextenzi kolenního kloubu kontroluje m. semimembranosus a m. semitendinosus. Během střední opory se koleno nachází asi v 15° flexi. Při postupném zatěžování vnitřní kondyl femuru rotuje zevně a koná valivý, posuvný a smykový pohyb směrem dozadu (Kapandji, 1982).

M. quadriceps femoris zmenšuje flexi kyčelního kloubu. Vektor reakční síly jde kolenním kloubem, proto způsobí extenční moment. Za fyziologických podmínek nedochází k maximální extenzi, která je ovlivněna napětím kloubního pouzdra, zkřížených vazů a velkou aktivitou flexorů kolenního kloubu. V momentu, kdy kolenní kloub jde do maximální flexe v období předšvih, mění se pohyb směrem do extenze (Perry & Burnfield, 2010). Na konci stojné fáze vzniká flekční moment. Během toho se

dostává osa kolenního kloubu před vektor reakční síly podložky (Vařeka & Vařeková, 2009). Koleno se začíná postupně flektovat do 40° za předpokladu bezchybné neuromechaniky hlezenního kloubu (Mayer, 2002).

Při aktivním odrazu se koleno dostává do maximální extenze 3° a poté se mění opět ve flexi. Extenze trvá až do období odrazu palce od podložky a je podporována aktivitou m. rectus femoris. Ve švihové fázi je flexe i extenze prováděna pasivně a pohyb je přirovnán ke kyvadlu (Vařeka & Vařeková, 2009). Na konci švihu je kolenní kloub stabilizovaný aktivitou hamstringů a je v maximální flexi (Perry & Burnfield, 2010).

Kyčelní kloub rotuje směrem dovnitř, ale tento parametr se může měnit u každého jedince vzhledem k anatomii člověka a různorodým vývojem (Schache a kol., 2008). V momentě, kdy se calcaneus dotkne podložky je osa krčku v transverzální rovině a pánev je v antevertzi. Tento pokles pánve vzniká důsledkem excentrické kontrakce m. gluteus medius.

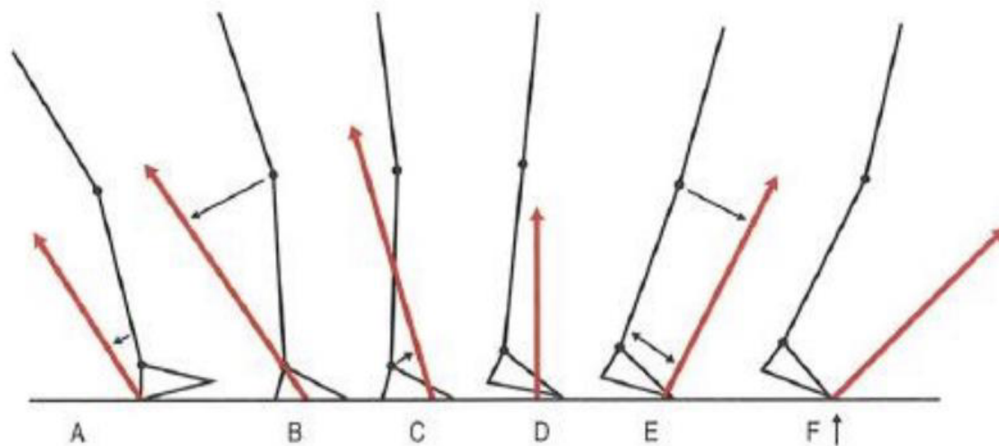
V opěrné fázi jde pánev z antevertzního postavení do retrovertze. Při švihové fázi je pohyb opačný (Neumannová et al., 2015). Těsně před dopadem calcaneu na podložku jde kyčelní kloub do zevní rotace a během fáze opory jde do vnitřní rotace. Při odrazu chodidla ve švihové fázi jde kyčelní kloub zpět do zevní rotace. Ve fázi střední opory jde kyčelní kloub do extenze a ta přetrvává až do fáze aktivního odrazu. Během této fáze jde kyčelní kloub do nulového postavení. Hyperextenzi zabraňuje excentrická kontrakce m. iliopsoas (Vařeka & Vařeková, 2009; Kapandji, 1982).

5.3 Kinetika kloubu dolní končetiny při chůzi

Kinetika zkoumá pohyb těles a zabývá se silami, které způsobí změny pohybového stavu těles. Na tělo při chůzi působí vnitřní a vnější síly, které vyvolají pohyb. Jsou to svalová síla, moment síly, reakční síla podložky a tíhová síla. Reakční síla podložky vzniká reakcí na tíhu a svalovou sílu, která působí mezi podložkou a těžištěm lidského těla během chůzového cyklu (Obrázek 12). Během chůze se velikost a směr reakční síly podložky mění. Velikost reakční síly podložky se během stojné fáze mění. Na začátku a konci stojné fáze jsou dvě maxima velikosti reakční síly (Kirtley, 2006; Whittle, 2006).

Obrázek 12

Vektor reakční síly (červeně) během oporové fáze chůzového cyklu (Kirtley, 2006).



Během chůzového cyklu v momentě doteku paty na podložku je hlezenní kloub v dorzální flexi a přechází do plantární flexe, když je celá ploska v kontaktu s podložkou. Tibie jde směrem dopředu během stoje a v hlezenní kloubu dojde k dorzální flexi. Díky tomu plantární flexory absorbují energii. V sagitální rovině popisujeme pohyb v oblasti nohy a hlezna pomocí modelu tří zhoupnutí, jejichž účelem je zajistit co nejplynulejší pohyb, při kterém dochází k co nejmenším ztrátám kinetické energie (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka, Vařeková, 2009).

Při dopadu calcanea na podložku vektor prochází přes zadní okraj patní kosti. Setrvačná síla tlačí plosku směrem k podložce. Patou prochází vektor reakční síly podložky a chodidlo je táhnuto k podložce (Perry & Burnfield, 2010). Při druhém zhoupnutí vektor reakční síly podložky prochází před hlezenním kloubem. Noha je v kontaktu s povrchem a bérec jde směrem dopředu, m. soleus a m. gastrocnemius drží polohu nohy proti dorzoflekčnímu pohybu chodidla (Kirtley, 2006; Whittle, 2006; Perry and Burnfield, 2010). Během oporové fáze jsou hodnoty momentu síly v záporných hodnotách. Ve střední opoře je hlezno stále v plantární flexi a v pozdní fázi chůzového cyklu jde do maximální dorzální flexe. Při odlepení špičky od podložky jde hlezenní kloub směrem do plantární flexe (Kirtley, 2006; Whittle, 2006; Perry and Burnfield, 2010). Kolenní kloub se při iniciaci opěrné fáze nachází v maximální extenzi. Vektor reakční síly podložky, která prochází středem kolene vyvolává flekční moment (Perry & Burnfield, 2010).

Třetí zhoupnutí nastává kolem hlaviček metatarzů (Perry, 1992). Běrec jde směrem dopředu a calcaneus se nadzvedává. Excentrická kontrakce svalů se mění na koncentrickou (Perry & Burnfield, 2010). Během oporové fáze jsou hodnoty momentu síly v záporných hodnotách. Ve střední opoře je hlezno stále v plantární flexi a v pozdní fázi chůzového cyklu jde do maximální dorzální flexe. Při odlepení špičky od podložky jde hlezenní kloub směrem do plantární flexe (Kirtley, 2006; Whittle, 2006; Perry and Burnfield, 2010). Kolenní kloub se při iniciaci opěrné fáze nachází v maximální extenzi. Vektor reakční síly podložky, která prochází středem kolene vyvolává flekční moment.

Při střední fázi opory jde kolenním kloubem vektor reakční síly, který způsobí extenční moment v kolenního kloubu, avšak k maximální extenzi nedojde vzhledem k aktivitě zkřížených vazů, kloubního pouzdra kolene a aktivitou flexorů. Ve fázi odrazu začíná flekční moment, který je vyvolaný vektorem reakční síly podložky. Tento flekční moment způsobí přesun osy kolenního kloubu před kolenní kloub (Vařeka & Vařeková, 2009). Při chůzi se kolenní kloub pohybuje v sagitální, transversální a frontální rovině. Většina pohybů kolenního kloubu se děje v sagitální rovině – flexe a extenze. Při počátečním kontaktu paty s podložkou by mělo být koleno ohnuté. Postavení kolene u lidí však může kolísat mezi mírnou hyperextenzí -2° až 10° flexe (Perry & Burnfield, 2010; Richards, 2018).

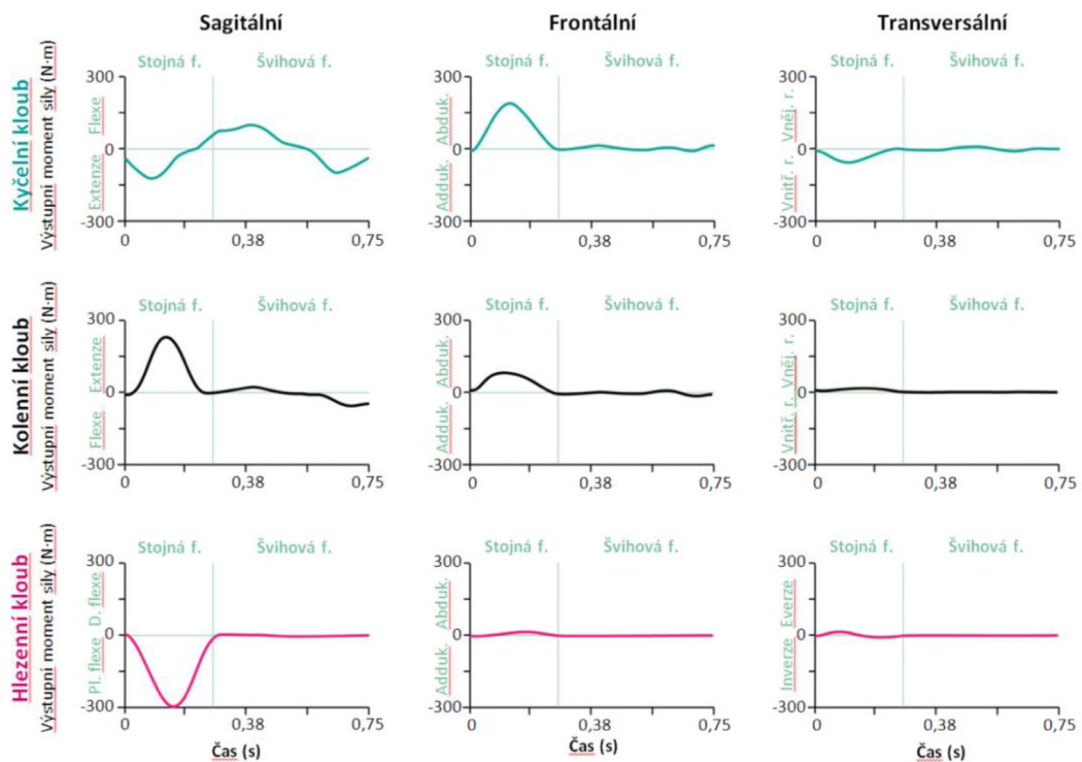
Během stojné fáze se síly působící na kyčelní kloub podílí na stabilizaci pánve. Extenční moment kyčelního kloubu je způsobený vektorem reakční síly podložky směřující za osu tohoto kloubu. Extenzory kyčle jsou v kontrakci na konci fáze švihové. Při došlapu paty na podložkou působí vektor reakční síly vertikálně nebo šikmo vpřed (Smidt, 1990; Vařeka & Vařeková, 2009; Richards, 2018). Na konci stojné fáze dochází k flexi kyčelního kloubu díky koncentrické kontrakci m. triceps surae a reakční síle podložky, které následně tlačí kolenní kloub směrem do flexe. Vektor reakční síly podložky směřuje vertikálně nebo šikmo dopředu. Opěrná fáze končí, když je koleno flektováno aktivitou m. triceps suare a reakční síle podložky (Gage, 1991; Perry & Burnfield, 2010; Robertson et al., 2004; Vařeka & Vařeková, 2009).

Pohyb kyčelního kloubu tvoří oblouk, který začíná při došlapu paty a končí při odrazu špičky. Pohyb kyčelního kloubu ve frontální rovině je při dopadu na patu v mírně abdukované poloze. Poté se přesune do addukce. Maximální abdukce dosáhne kyčelní kloub krátce po odlepení prstů, protože pánev klesá dolů, jelikož je dolní končetina ve

fázi švihů (Richards, 2018). Pohyb kyčelního kloubu v transversální rovině je pohyb mezi femurem a pánví, lze jej popsat jako vnitřní a zevní rotace. Při dopadu na patu je kyčelní kloub ve vnější rotaci 10°, ale jakmile se kolenní kloub flektuje a váha těla se přenáší dopředu, tak jde kyčelní kloub směrem do vnitřní rotace asi 5°, jelikož se pánev rotuje ve švihové fázi dopředu. K vrcholu vnitřní rotace dochází při opačném dopadu paty (Richards, 2018). Při oporové fázi chůzového cyklu je kyčelní kloub při dopadu paty ve flexované pozici a krátce po úderu paty v maximální flexi během časné opory. Během střední opory přechází kyčel z flexe do extenze a v pozdní fázi opory je kyčelní kloub v maximální extenzi. Při odrazu špičky se kyčel flektuje až do švihové fáze (Perry & Burnfield, 2010; Robertson et al., 2004).

Obrázek 13

Výstupní momenty sil v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu v krokovém cyklu běhu (4 m/s) atleta (Jednačka, 2013).



Moment síly v kloubech je důsledkem změny otáčivého pohybu těles. Pohyby končetin jsou způsobeny momenty sil, které vytvářejí naše svaly. Moment síly se nazývá jako otáčivý účinek síly. Z vektoru reakční síly, kinematických a antropometrických parametrů můžeme získat momenty sil, které vznikají v kloubech. Moment síly má

všeobecně rotační charakter, který je korigován tahem vazů a svaly. Vzhledem ke směru rotačního účinku síly v sagitální rovině je velmi zásadní, zda se vektor nachází před nebo za kloubem. Velikost momentu sil v kloubech je přímo úměrná velikosti působící síly a vzdálenosti tohoto bodu od vektorové přímky síly. Délka mezi přímkou vytvořenou vektorem a zvoleným bodem je rameno síly (Neumannová et al., 2015; Richards, 2018).

Lidské svaly vytvářejí momenty sil, které otáčejí končetiny, protože svaly vytvářejí síly, které působí na úpony a na kosterní systém. Ramena sil svalů se mění v závislosti na poloze jednotlivých kloubů našeho těla a změna úhlu v daném kloubu způsobí změnu ramene síly svalů (Richards, 2018).

Během chůze působí na dolní končetinu vnější reakční síla podložky. Pokud známe bod působení, úhel reakční síly podložky a polohu hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu, tak můžeme vypočítat momenty vyvolané reakční silou podložky kolem těchto kloubů. Z toho můžeme následně určit, které svalové skupiny se do pohybu zapojují, aby tento moment síly podpořily (Neumannová et al., 2015; Richards, 2018).

Při chůzi dochází při kontaktu nohy se zemí k interakci mezi chodidlem a podložkou. Tato interakce je charakterizována reakční silou, kterou noha vyvíjí na podložku, a reakční silou, kterou podložka vyvíjí na nohu. Podle třetího Newtonova zákona akce a reakce jsou tyto síly stejně velké, ale opačně orientované. Reakční síla podložky (GRF) má vliv na pohybový systém lidského těla. Její vektor je charakterizován devíti parametry: třemi souřadnicemi (x , y , z) popisujícími působíště vektoru, třemi základními složkami síly (F_x , F_y , F_z) ve směrech os x , y a z (vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální) a třemi momenty síly (M_x , M_y , M_z) vzhledem k počátku souřadnicového systému. V praxi se nejčastěji používá šest z těchto parametrů: tři složky vektoru GRF (F_x , F_y , F_z), dvě souřadnice počátku vektoru (x , y) a moment síly vůči vertikální ose (M_z). Tyto parametry poskytují důležité informace o biomechanice chůze a o zatížení kloubů a svalů dolních končetin.

Vertikální složka reakční síly země působí přímo přes kloub, proto nevytváří moment síly. Horizontální složka reakční síly podložky způsobí pravotočivý moment síly (Obrázek 14). Vertikální složka reakční síly podložky je před kolenním kloubem a způsobí tak extenční moment. Horizontální složka reakční síly podložky působí vpravo a pod kolenním kloubem a způsobí tak flekční moment. V kyčelním kloubu působí vertikální složka reakční síly podložky před kyčelním kloubem a vytváří flekční moment.

Horizontální složka působí vpravo a pod kyčelním kloubem a vytváří extenční moment (Richards, 2018; Perry & Burnfield, 2010; Whittle et al., 2012).

V hlezenním kloubu při dopadu nohy na patu prochází reakční síla země velmi blízko středu hlezna. To vytváří velmi malý moment síly. Jsou určité momenty, kdy se síla reakce nachází za hlezenním kloubem. Tím vzniká plantárně flekční moment. Po dopadu paty se reakční síla země přesune před hlezenní kloub, a tím vzniká dorzálně flekční moment (Richards, 2018).

V kolenním kloubu při dopadu paty prochází reakční síla země před kolenním kloubem a tím vzniká v koleni extenční moment. Poté se reakční síla podložky přesouvá za kolenní kloub a vyvolá flekční moment (Richards, 2018).

V kyčelním kloubu při dopadu paty prochází reakční síla podložky poměrně daleko před kyčelním kloubem a vzniká tím flekční moment. Po dopadu paty je stále reakční síla před kyčelním kloubem, ale vzdálenost se zmenšuje. Při středním stoji prochází reakční síla v zadní části kyčelního kloubu a vzniká tak extenční moment (Richards, 2018; Dames et al., 2019; Dames & Smith, 2016; Chen et al., 2015; Xu et al., 2019; Zhang et al., 2013).

Moment síly v kloubu se vypočítá jako součin síly a vzdálenosti vektoru síly od bodu otáčení. V lidském těle jsou body otáčení obvykle klouby. Během chůze se mění působení vektorů reakčních sil i středy otáčení. I malý pohyb tak může vést k řetězové reakci změn momentů v kloubech a zapojení svalových skupin do protikladných funkcí (Neumannová et al., 2015). Aktivita a koordinace svalů jsou klíčové pro fyziologický pohyb. Pokud se aktivita svalů změní a patologická činnost se zafixuje, dochází k opakování tohoto stavu nesčetněkrát za den. To může vést k chronickému přetěžování dané struktury, ať už kloubní, nebo svalově-šlachové (Whittle, 2007).

Obrázek 14

Momenty reakční síly na dolní končetině během chůze (Richards, 2018).

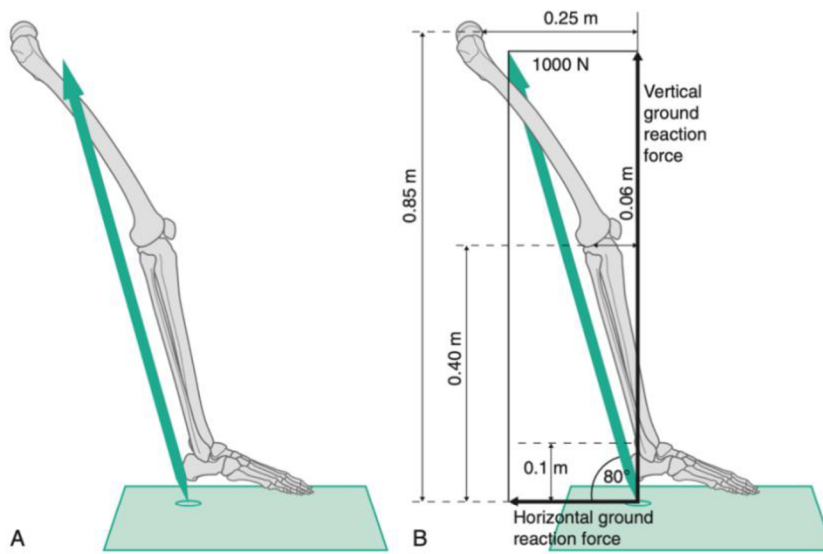


FIGURE 2.9 ■ (A and B) Joint moments in the lower limb during walking

6 OBUV

Běžná obuv mění lidský tvar nohy a působí proti jejímu fungování. Praktická obuv neexistuje, protože každá obuv upravuje formu a funkci nohy. Obuv není pro lidskou populaci přirozená, protože noha je zkonstruována pro plnění všech funkcí při stoji, sedu a běhu. Noha během dne tráví většinu času v běžné obuvi, která nohu deformuje (Howell, 2012).

Moderní obuv má silnou neohebnou podrážku, úzký tvar, který neodpovídá anatomickým parametrům nohy, a tím trpí kosti, vazy, šlachy, fascie, nervy a receptory na plosce (Pročková, 2019). Díky neideální obuvi je zkreslená reakce mechanoreceptorů, exteroceptorů, proprioreceptorů na plosce a je tak negativně ovlivněná funkce centrálního nervového systému. V dnešní době se bosá chůze téměř neprovozuje. Lidé přes den chodí téměř pořád v pevné neohebné obuvi a v domě se nevyzouváme nebo často nasazujeme papuče a ploska je tak vystavena tlusté vrstvě materiálu.

Obuv má obrovský vliv na chůzi, protože jen malá změna může změnit celý vzorec chůze. Nošením podpatků u žen, mužů nebo nebinárních osob může být narušena rovnováha a ekonomičnost celého chůzového cyklu (Wiedemeijer & Otten, 2018). Při výběru běžné obuvi si člověk vybírá pouze podle délky boty a šířka se při výběru vhodné obuvi téměř neřeší (Pytlová, 2020).

Existuje několik studií, které dokazují, že běžná konvenční obuv není pro lidskou nohu vhodná. Bota je zúžená v oblasti špičky, která má vliv na výšku nožní klenby. Obuv je také důležitá během dopadu nohy na zem. Člověk v obuvi nemá tak velký cit v noze a často tak mění sílu nárazu při dopadu. Došlap na podložku je tedy mnohem tvrdší, než by tomu bylo naboso (Howell, 2012).

6.1 Historie barefoot obuvi

První zmínky o obuvi se datují do období 40 000 let před naším letopočtem. Dochované exempláře jsou asi z doby 12 000 let našeho letopočtu. Tato obuv sloužila k ochraně chodidla v náročném terénu a ochraně proti vysokým teplotám. Nejstarší bota byla upletena údajně z pelyňku a připomínala pantofle (Pytlová, 2020).

V Evropě byla první obuv vyrobena z podešve vysoké 1mm z medvědí kůže, měla symetrickou podešev a byla nalezena v Ötzálských Alpách na konzervované mumii.

Skelet byl upleten z lipového lýčí a svršek byl ovinutý jelenicí, což už tenkrát zajišťovalo tepelnou funkci a ochranu proti poranění (Štýbrová & Chmelařová, 2016). Ze začátku bota plnila pouze módní doplněk do společnosti. Největší rozmach obuvi byl v průmyslové revoluci, kdy se vyrábělo mnoho bot různého tvaru a velikosti. Lidé nosili obuv větší, než byla jejich skutečná velikost, a to sebou neslo větší riziko bolestí, deformit nohou a muskuloskeletálních problémů v oblasti dolních končetin (Lee, Lin, & Wang, 2014; Pytlová, 2020). Vývoj obuvi prošel dlouhou cestou, například v barokním období se objevily první podpatky pro muže. Byly součástí jezdecké obuvi a zajišťovali stabilitu ve třmenech při jízdě na koni. Tato obuv však byla těžká a nepohodlná. Pro ženy podpatky představovaly kosmetický benefit, který mění křivky postavy, avšak tato změna byla doprovázena nefyziologickým postavením těla. Vysoké podpatky vedly k necentrování postavení hlezenního kloubu, zkrácení svalů lýtka a anteverti pánve. První zmínka o podpatcích se datuje do roku 1595, kdy se o nich zmiňují písaři anglické královny Alžběty. V té době se objevovaly problémy jako hallux valgus a deformity prstců (Štýbrová & Chmelařová, 2016).

V posledním desetiletí se lidé vrací k přirozené chůzi. Začala vznikat alternativní obuv, jejíž prioritou je přiblížit se přirozené chůzi naboso a zároveň chránit chodidlo při chůzi, a tak vznikla barefoot obuv (<https://www.vivobarefoot.cz>).

6.2 Barefoot obuv

Dolní končetina všech lidí na světě a stejně tak i ploska je vyvinuta k chůzi naboso. Obuv je věc, kterou vytvořil člověk jako reakci na nepohodlný došlap na povrch země, po kterém chodíme. Lidská noha v moderních botách během jejího vývoje zakrněla a odnaučila se hmatovou funkci, ztratila schopnost tepelné termoregulace. Ztratila se její pružnost a pevnost. (Pročková, 2016). Z tohoto důvodu se vyvinula bota, která by měla nohám umožnit přirozený pohyb celé plosky a prstců. Barefoot v překladu znamená "bosý". Přesná definice barefoot obuvi není stanovena. Odborníci se shodují na tom, že barefoot obuv musí splňovat určité znaky.

Vařeka a Vařeková (2009) tvrdí, že obuv výrazně ovlivňuje biomechanické parametry chůze a Libermann at. Al. (2010) také podporuje myšlenku, že konstrukční prvky obuvi mohou mít vliv na provedení chůze.

Podle Rixe et. Al. (2012) musí barefoot obuv splňovat několik požadavků, a to plochou tenkou podrážku bez zvýšeného podpatku a špičky. Podrážka musí být v rozmezí od 1–8 mm, vnitřní vložka musí být plochá bez vypolstrování a vyklenutí pro podporu klenby a také by měla být bota flexibilní.

Barefoot obuv se vyznačuje nízkou hmotností na jeden kus (půlpár) a plochou, flexibilní podrážkou ve všech směrech. Tloušťka podrážky se liší v závislosti na výrobcí, typu obuvi a modelu, a pohybuje se mezi 1,5 mm a 8 mm. Díky vlastnostem podešve má noha možnost vnímat terén a aktivně i pasivně se mu přizpůsobovat strukturami chodidla. Vnitřní prostor obuvi je obvykle rovný a bez polstrování, které by podpíralo klenbu nohy nebo jinak ovlivňovalo její postavení. Další autoři popisují barefoot obuv obdobně, a to širokou špičku s ohledem na tvar plosky s dostatečným prostorem pro prsty, plochá podrážka bez zvýšeného podpatku či zvednuté špičky, plochá vnitřní vložka, která nepodporuje klenbu. Dále podélně i příčně ohebná podrážka, která není tlustá. Bota musí na noze sedět a důležitá je nízká hmotnost boty (Petersen et. al., 2020; Paterson et al., 2021; Pytlová 2020).

Bowman (2017) udává, že horní část barefoot obuvi by měla být spojena s podrážkou tak, aby člověk nemusel během běžné chůze aktivovat svaly bérce na noze a prstů a držet tím tak obuv na noze. Další podmínky, kterým musí barefoot bota splňovat je dostatečně tenká podrážka 1,8–5 mm. Podrážka musí být pružná a ohebná ve všech směrech. Postavení paty musí být nulové, bez zvýšeného podpatku, žádná podpora nožní klenby, bota musí dobře na noze držet a oblast špičky musí být prostorná, aby měly prstce dostatek místa na pohyb.

Lewitová (2016) popisuje požadavky, které by měla barefoot obuv splňovat. Tenká podrážka v rozmezí 3–6 mm, bota by měla být široká s respektováním šíře daného chodidla, bez zúžení v oblasti špičky a tzv. Drop sklon zánoží vůči předonoží, který má mít nulovou hodnotu. Sandler & Lee (2015) dodávají, že barefoot obuv by měla mít široký prostor pro předonoží a ve špičce boty by nemělo docházet k nadzvedávání metatarzálních kostí. Podešev na těchto botách by měla být ušitá z jednoho materiálu, bez vzorku a chodidlo by mělo v botě dýchat.

Mezi hlavní znaky barefoot obuvi řadíme tenkou podrážku po celé délce, která podporuje maximální propriocepci. Nožní klenba je maximálně stimulována. Bota je ohebná v předozadním směru a ve zkrutu, což umožňuje pantový mechanismus

v subtalárním kloubu a cuneiformní kosti se při došlapu zaklíní. Noha zrigidní v páku a zkvalitní se tím odraz a optimální přenos sil (Ahinsa shoes, 2017).

Dle Larsena (2019) bychom měli být schopni každou barefoot obuv minimálním tlakem ohnout do 90 stupňů a také ji sešroubovat do tvaru spirály. Důležitá je co nejnižší hmotnost barefoot obuvi, aby byla co nejnižší spotřeba kyslíku a energie, což má následně pozitivní dopad na ekonomiku pohybu (Perl, Daoud, & Lieberman, 2012). Barefoot obuv má své kontraindikace a není vhodná pro jedince s polyneuropatií, vrozenými deformitami nohou, patní ostruhou nebo u lidí s rozdílnou délkou dolních končetin. Z fyzioterapeutického pohledu je tento typ obuvi vhodný jako kompenzační pomůcka (Moc Králová, 2017).

6.3 Problematika názvosloví minimalistické a barefoot obuvi

V anglické literatuře často najdeme pojem minimalistická obuv. Tento pojem ne vždy označuje boty, které svými parametry splňují obecnou charakteristiku barefoot obuvi. Parametry minimalistické obuvi se často liší v mnoha studiích. Běžně se setkáváme s pojmem "kompromisní obuv", která představuje pomyslný mezistupeň mezi minimalistickou a klasickou obuví. Tato obuv by měla svým tvarem co nejlépe respektovat anatomii lidské nohy, avšak požadavky na její další vlastnosti, jako je například tlumení nárazů nebo podpora klenby, mohou být oproti minimalistické obuvi méně striktní. V odborné literatuře se nicméně jak minimalistická, tak kompromisní obuv obvykle označuje souhrnným termínem "minimalistická obuv (Marchena-Rodriguez et. al., 2020; Pytlová, 2020).

V angličtině se pro minimalistickou obuv používá celá řada termínů, mezi nejčastější patří "minimalist footwear/shoes". Kromě nich se ale objevují i další, jako například "barefoot-inspired shoes". V češtině se tato obuv obvykle označuje jako "barefoot obuv" nebo jednoduše "bosá obuv". Toto pojmenování má odrážet snahu připodobnit chůzi v ní chůzi naboso (Lieberman, 2012; Nigg, 2009).

Esculier et. Al. (2015) sestavili tzv. index minimalistické obuvi, díky kterému došlo k standardizaci názvu minimalistická obuv. Mezi základní požadavky řadí malou hmotnost obuvi, velkou flexibilitu, malou podešev, absenci vyztužení stélky a nulový podpatek.

Curtis, Williams, Paoletti & D'Août (2021) popisují minimalistickou obuv jako botu, která poskytuje minimální zásah do fyziologického pohybu nohy díky její vysoké flexibilitě, malé hmotnosti boty a malému sklonu podrážky.

6.4 Výhody a rizika barefoot obuvi

Barefoot obuv se snaží noze poskytnout co nejbližší pocit chůze naboso a zároveň poskytuje ochranu. Benefity vychází z výše uvedených vlastností. Tvar většiny běžných bot neodpovídají anatomickému tvaru nohy člověka, protože ve většině případů je přední část boty úzká a vytvarovaná do špičky. Prsty na plosce jsou tisknuté k sobě, nemají dostatek prostoru pro pohyb a nezapojují se správně do odvíjení plosky při chůzi (Pročková, 2016). Rixe et. al. (2012) uvádějí, že při nošení barefoot obuvi získá jedinec lepší povědomí o povrchu a zlepšuje se tím somatosenzorická zpětná vazba. Díky tomu jsou lidé schopni pomalejší a šetrnější chůze a současně tak dochází ke změně došlapu z calcaneu na přední část plosky.

D'Aout, Pataky, Clercq, & Aerts (2009) při výzkumu vlivu obuvi na chodidlo zkoumali skupinu osob, které běžně chodí naboso a osob, které pravidelně využívají obuv. Zjistili, že skupina s běžnou obuví měla kratší a užší chodidlo, a také měli vyšší maximální tlaky na chodidle v oblasti paty a palce. Skupina chodící často naboso naopak vykazovala lepší rozložení tlaku na plosce nohy a nižší maximální hodnoty tlaku.

Pytlová (2020) shrnuje okamžité a dlouhodobé vlivy používání barefoot obuvi. Okamžité vlivy barefoot obuvi jsou větší pohyblivost chodidla, nižší maxima tlaku při doteku chodidla s podložkou, kratší kroky, větší frekvence kroků, zvýšená flexe kolene, COP se více vychyluje do stran a aktivnější svaly v oblasti zad a krku. Do dlouhodobých vlivů patří dobrá funkčnost plosky nohy, vyšší klenba nožní, širší přední část nohy a výraznější rozšíření přední části nohy při došlapu na podložku. Franklin et. Al (2015) dodává nižší maxima vertikální reakční síly země při počátečním kontaktu nohy s podložkou. Dle Moria et. al. (2009) dochází při nošení barefoot obuvi k větší everzi a v transverzální rovině k větší addukci (zevní rotaci).

Hollandera, Zwaard, Heldta & Braumanna (2016) došli ve své systematické studii k závěru, že při bosé chůzi je menší dorzální flexe hlezenního kloubu při počátečním kontaktu plosky s podložkou. Při chůzi v barefoot obuvi se při iniciálním kontaktu zvyšuje úhel flexe kolenního kloubu a při stojné fázi se tento úhel zmenšuje (Lieberman et al.,

2010 in Perkins et al., 2014). V této fázi chůze dochází ke snížení momentu síly extenze kolenního kloubu a dochází ke snížení napětí v oblasti patellofemorálního kloubu.

Barefoot obuv má i negativní dopad na člověka, protože vzhledem k velmi tenké podrážce může dojít k poranění chodidla při chůzi v terénu. Při chůzi v barefoot obuvi dochází k větší excentrické kontrakci m. Triceps surae a může tak dojít k patologiím Achillovy šlachy (Perkins et al., 2014).

Barefoot obuv má flexibilní podrážku díky které je umožněna rychlejší dorzální flexe metatarzů při pohybu těla dopředu. V případě, že m. Flexor brevis nemá dostatečnou sílu na zpomalení dorzální flexe metatarzů, dochází tak ke vzniku plantární fascitidy (Michaud, 2011). Výzkum Bergstra (2015) potvrdil výrazný nárůst tlaků předonoží u běžkyň v barefoot obuvi, a tím i zvýšené riziko únavových zlomenin v oblasti metatarzálních kostí nohy. Howell (2012) doporučuje postupný přechod z konvenční obuvi na barefoot. Začínat by se mělo na rovnějším povrchu a zařadit na začátku i samotnou bosou chůzi.

Rizikovým momentem při chůzi v barefoot obuvi je došlap, protože při prvním kontaktu s podložkou nedochází k došlapu přes patu, ale přes středonoží nebo předonoží. Tím se zvyšuje plantární flexe v hlezenním kloubu, a to způsobí excentrickou kontrakci m. triceps surae (Perkins et al., 2014). I když barefoot obuv napodobuje chůzi naboso, Katy Bowman (2017) ve své knize kritizuje "přirozenost" barefoot obuvi v městském prostředí. Opírá se o fakt, že se v přírodě nevyskytují rovné a hladké povrchy, které jsou běžné právě ve městech. Pro biomechaniku nohy je důležité se zaměřit i na vnější síly, které na ni působí v městském prostředí. Autoři, kteří se zabývají chůzí naboso a v barefoot obuvi se shodují, že se chodidlo musí na tuto změnu postupně adaptovat. Proto je důležité začít s chůzí na měkkém povrchu, jako například trávník a postupně přecházet na náročnější terén (Bowman, 2017).

6.5 Vliv barefoot obuvi při chůzi

Mnoho autorů tvrdí, že chůze v barefoot obuvi je spojena s lepší stabilitou a variabilitou chůze, což u starších jedinců může snížit riziko pádu. Stabilita chůze se ve většině studií určovala na základě úhlového zrychlení označených bodů na přední části plosky nohy. Závěrem studií tedy je, že nošení barefoot bot může poskytnout výhody

chůze naboso při prevenci pádů a nabízí nohám ochranu a podporu (Petersen et. al., 2020).

Smith et. Al. Ve své studii potvrzuje lepší stabilitu v barefoot obuvi v porovnání se stojem naboso na silové plošině. Dames et. Al. (2019) tvrdí, že v sagitální rovině dochází ke snížení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu a nižšímu stupni flexe během iniciálního kontaktu při stojné fázi chůzového cyklu. Sinclair (2014) ve své studii zkoumal efekt barefoot obuvi na kolenní kloub během běhu. Došel k výsledku, že při využívání barefoot obuvi při běhu se snížily patellofemorální kinetické parametry. Kinetika hlezenního kloubu je spojena s významným zvýšením síly Achillovy šlachy ve porovnání s konvenčním typem obuvi. Kung et. al (2015) zvýšení vnitřně rotačního momentu v kyčelním kloubu ve fázi postupného zatěžování v chůzi naboso než v chůzi s obuví.

Keenan et al. (2011) ve své studii potvrdili, že dochází ke snížení extenčního momentu v kyčelním kloubu v konečné fázi chůzového cyklu a zvýšení flekčního momentu v kolenním kloubu ve fázi postupného zatěžování. Xu et. al. (2017) se ve své studii zabývali kinetickým a kinematickým porovnáním chůze v barefoot obuvi a konvenční obuvi u zdravých jedinců. Výsledkem této studie bylo, že během fáze postupného zatěžování byl flekční moment v kyčelním kloubu nižší při chůzi naboso. Paterson et al. (2021) zkoumali prospěch barefoot obuvi a podpůrné konvenční obuvi u osob s osteoartrózou kolenního kloubu. Výsledkem bylo, že podpůrná konvenční obuv zlepšila bolest kolene při chůzi více než barefootová.

Noel Lythgo (2009) se ve své studii zabýval změnou rychlostí chůze, kadence kroků, délkou kroku. Také se zaměřil na krokový cyklus a zastoupení opory o jednu dolní končetinu a opěrnou bázi. Měření se zúčastnilo 898 dětí mezi 5 a 13 lety a 82 dospělých mezi 18 a 27 lety. Výsledek studie potvrdil, že při chůzi v barefoot botách se rychlost chůze zvýšila o 8 cm/s, délka kroku se zvýšila na 5,5 cm. Délka chůzového cyklu se zvedla na 11,1 cm, fáze opory se zvětšila o 0,5 cm a délka opory se prodloužila o 1,6 %. Jediný parametr, který se snížil je kadence kroku o 3,9 kroků za minutu.

Autoři Telfer, Langea a Sudduth (2017) ve své studii tvrdí, že při chůzi naboso dochází k addukčnímu momentu v kolenním kloubu, který může způsobovat menší náchylnost vůči artróze zejména v mediální části kolene. Shakoore & Block (2006) ve své studii hodnotily účinky barefoot obuvi na chůzi a zatížení kloubů dolní končetiny u osteoartrózy. Výsledek studie potvrdil, že maximální zatížení kloubů v kyčelních

kloubech se během chůze v barefoot obuvi snížil. Snížil se i addukční moment kolenního kloubu při chůzi. Kadence a rozsah pohybu v kloubech dolní končetiny se také výrazně změnili, avšak to nevysvětluje snížení maximálního zatížení kloubů.

Chůze naboso výrazně ovlivňuje i svaly v oblasti krku a zad. Ve studii Wirth, Hause a Mueller (2011) potvrzují zvýšenou aktivitu svalů v této oblasti právě při v barefoot obuvi. Největší zaznamenané změny při nošení barefoot obuvi jsou v kloubech hlezenních a kolenních. Dorzální flexe v kotníku při došlapu na patu je rozdílná v běžné a barefoot obuvi. U bosých nohou je dorzální flexe menší, než je tomu při nošení konvenční obuvi. Naopak je to při stojné fázi ve stádiu midstance (střední stoj). Curtis, Willems, Paoletti & D'Août (2021) zkoumali sílu flexorů na dynamometru ve skupině osob, které dali na šest měsíců barefoot obuv. Tito jedinci neměli žádnou zkušenost s nošením obuvi tohoto typu. Měření prováděli před a po intervenci. Výsledkem studie bylo, že síla flexorů se zvýšila v průměru o 57,4 %. Výsledek své studie následně porovnali se skupinou lidí, kteří barefoot obuv nosili v průměru 2 roky a závěrem bylo, že tyto dvě skupiny měli hodnoty téměř totožné.

Paterson et. al. (2017) zkoumali, zda minimalistická obuv může zmírnit bolest a zlepšit funkci u pacientů s osteoartrózou kolene. Jejich studie ukázala, že minimalistická obuv snižuje impuls a maximum addukčního momentu kolene, což jsou faktory spojené s bolestí a progresí artrotických obtíží. To naznačuje, že minimalistická obuv může být užitečná v klinické praxi pro zmírnění bolesti a zlepšení funkční zdatnosti u pacientů s osteoartrózou kolene. I když studie Patersona a spol. neprokázala okamžité snížení akutní bolesti při chůzi, jiná studie (Trombini-Souza a kol., 2015) ukázala, že minimalistická obuv může vést k dlouhodobému zmírnění bolesti u žen s osteoartrózou kolene ve věku 60–80 let. Existují však i studie, které naznačují, že konvenční obuv s podpurnými prvky může být pro pacienty s osteoartrózou kolene účinnější než minimalistická obuv. Například studie Patersona et. al. (2021) zjistila, že konvenční obuv s podpurnými prvky vedla k výraznějšímu snížení bolesti než minimalistická obuv. Hannigan a Pollard (2021) provedli biomechanickou analýzu chůze v minimalistické obuvi u pacientů s osteoartrózou kolene. Jejich studie ukázala, že minimalistická obuv zvyšuje vertikální složku reakční síly podložky (GRF) a zrychluje zatížení chodidla. Na druhou stranu maximalistická obuv (s vysokým podpatkem a dropem) vedla k významně vyššímu addukčnímu momentu kolene v porovnání s tradiční obuví. Závěrem můžeme

řící, že vliv minimalistické obuvi na osteoartrózu kolene není jednoznačný. Některé studie naznačují, že může být prospěšná pro zmírnění bolesti a zlepšení funkce, zatímco jiné studie naznačují, že konvenční obuv s podpurnými prvky může být účinnější. Další výzkum je zapotřebí, aby se objasnily účinky minimalistické obuvi na osteoartrózu kolene a aby se určilo, pro které pacienty je nejvhodnější.

7 KINETICKÁ ANALÝZA POHYBU

Pro sledování kinetických parametrů je nutný pohyb, který generuje sílu o určité velikosti a směru. Tato síla je zodpovědná za zatížení pohybového aparátu a případná zranění (Neumannová et al., 2015). Kombinací kinematické a kinetické metody lze s jistotou určit výstupní mechanický výkon kloubu. Ten se stanoví pomocí úhlové rychlosti z kinematické analýzy, lineárního a úhlového zrychlení, ramen proximálních a distálních reakčních sil a momentu síly v daném kloubu. K dosažení tohoto výsledku je nutná znalost inverzní dynamiky (Jandačka, 2011). Kinematická analýza pohybu se nejčastěji využívá na vyhodnocování záznamu pohybu využitím optoelektronických kamer (Neumanová, 2015). K dosažení 3D záznamu je důležité uspořádání kamer v prostoru. Kritériem je, aby vždy alespoň dvě kamery zachytily reflexní značku umístěnou na těle člověka (Janura & Zahálka, 2004). Hamill a Sebie (2004) popisují šest způsobů umístění reflexních značek na těle, a to značka umístěná přímo na kosti, značka umístěná nad antropometrickým bodem, které je identifikováno přesnou palpací. Dále značka na tyčince, která je umístěna na kůži, značka umístěná na těleso (bota), značka umístěná v podobě klastrů a kombinace klastrů a značek.

V inverzní dynamice se lidské segmenty modelují jako tuhá tělesa. Každé tělo je definováno 6 ohybovými rovnicemi pro stupně volnosti (3 pro rotační pohyb a 3 pro posuvný pohyb). Výsledkem jsou vektory výstupních reakčních sil kloubu a vektory výstupního momentu síly kloubu. Vnější síly lze měřit senzory využívajícími piezoelektrický jev nebo změnu odporu vodiče při deformaci. V laboratořích se běžně používají silové plošiny. Pro výpočet výstupního mechanického výkonu kloubu je nezbytná synchronizace s kinematickým a časoprostorovým výstupem (Hamill & Selbie, 2004). K určení hodnoty momentu sil a mechanického výkonu kloubu je nutné znát vertikální reakční sílu F , medio-laterální reakční sílu F_y a antero-posteriorní reakční sílu F_x . (Jandačka, 2011; Jandačka & Uhlář, 2011).

Základní kinetické parametry chůze jsou reakční síla podložky, výstupní silový moment síly v kloubech a výstupní mechanický výkon v kloubu. A mezi základní časoprostorové parametry chůze patří délka kroku, kadence a rychlost chůze (Perry&Burnfield, 2010). Výstupní moment síly v kloubech je účinek výsledné svalové

aktivity všech svalů procházející v kloubech. Aktivita svalů vygeneruje pohyb a vyrovnává zatížení kloubních struktur (Janura, 2014; Whittle, 2007).

7.1 Vicon Motion System

Jedná se o moderní optometrický systém, který vyhodnocuje polohy vybraných bodů na lidském těle. Obvykle se skládá z osmi speciálních vysokorychlostních kamer, které obsahují infračervené zářiče, kalibrační vybavení, ovládací panely pro kamerový systém a markery. Tyto markery mají různou velikost pro detekci pohybu. Jsou na těle člověka umístěny tak, aby odrážely infračervené světlo nasnímané vysokorychlostními kamerami. Toto infračervené světlo je snímáno kamerami jako řada horizontálních linek, a ty jsou Vicon Motion Systémem následně zpracovány. Tím je poté určena poloha markerů v 3D souřadnicích (Janura et al., 2012; Lelas et. al., 2003).

Kamery jsou umístěny tak, aby byl každý marker snímán alespoň dvěma kamerami. Dále je důležité, aby optické osy kamer svíraly úhel 90° . Většinou se kamery rozmísťují do tvaru elipsy. Před začátkem měření je důležitá synchronizace kamer (kalibrace systému). Snímání segmentů těla je zprostředkováno díky povrchovým značkám umístěných na těle, které jsou nalepeny na tělo co nejbližší ke kůži a zachycují následný pohyb v daném kloubu (Janura et al., 2012; Lelas et. al., 2003).

8 Hlavní cíle diplomové práce

8.1 Hlavní cíl

- Hlavním cílem této práce je posoudit vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kloubech dolní končetiny u dospělých jedinců během stojné fáze chůzového cyklu.

8.2 Dílčí cíle

- Posoudit vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kyčelním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu ve třech anatomických rovinách.
- Posoudit vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kolenním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu ve třech anatomických rovinách.
- Posoudit vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v komplexu kotníku během stojné fáze chůzového cyklu ve třech anatomických rovinách.

8.3 Výzkumné otázky

- V1)** Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kyčelním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu ve třech anatomických rovinách.
- a)** V sagitální rovině
 - b)** Ve frontální rovině
 - c)** V transverzální rovině
- V2)** Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kolenním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu ve třech anatomických rovinách.
- a)** V sagitální rovině
 - b)** Ve frontální rovině
 - c)** V transverzální rovině
- V3)** Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v komplexu kotníku během stojné fáze chůzového cyklu ve třech anatomických rovinách.
- a)** V sagitální rovině
 - b)** Ve frontální rovině
 - c)** V transverzální rovině

9 METODIKA

9.1 Charakteristika výzkumného souboru

Soubor probandů tvořilo celkem 30 dospělých ve věku od 18 do 40 let. Do této studie bylo vybráno pouze 10 z nich (8 žen a 2 muži), kteří podepsali informovaný souhlas.

Do výzkumu mohli být vybráni pouze jedinci, kteří neměli žádnou osobní zkušenost s nošením barefoot obuvi. Další inkluzivní kritéria byla absence zranění, deformity a bolesti dolních končetin a nohy a jiných poruch pohybové a nervové soustavy. Probandi nesměli v minulosti podstoupit žádnou závažnou operaci v oblasti pánve, dolních končetin nebo nohy. Možné limity se zjišťovali pomocí dotazníku, který každý proband vyplnil ještě před podstoupením vstupního vyšetření. Jedinci zařazení do výzkumu museli mít vlastní krokomeř, který během výzkumu monitoroval počet kroků za den.

Všichni probandi byli seznámeni s účelem a průběhem měření, poskytli informovaný souhlas se zaražením do studie a použitím získaných dat pro vědecké účely. Probandi měli možnost z výzkumu kdykoliv odstoupit. Návrh výzkumného projektu byl schválen Etickou komisí FTK UP v Olomouci dne 9.1.2020.

9.2 Organizace sběru dat

Nábor probandů byl realizován prostřednictvím letáku, který byl rozeslán emailem studentům Univerzity Palackého v Olomouci, dále byl výzkum nabízen přímo ve výuce nebo na pracovištích UP. Zájemci se přihlašovali skrz email. Poté vyplnili dotazník přes aplikaci Microsoft Forms (Příloha 5.), díky kterému bylo rozhodnuto, zda daný člověk splňuje podmínky pro zařazení do výzkumu.

9.3 Vstupní vyšetření

Měření probíhalo v prostorách Laboratoře chůze Centra kinantropologického výzkumu na Fakultě tělesné kultury UP, kde se konalo i vstupní vyšetření. Vstupní vyšetření vždy prováděl stejný fyzioterapeut. Na začátku vyšetření se probandi seznámili s průběhem výzkumu, který obsahoval vyšetření (Příloha 4) a následné hlavní měření.

Pokud souhlasili s průběhem výzkumu, tak podepsali informovaný souhlas (Příloha 3). Probandi si následně vyzkoušeli barefoot obuv značky Ahinsa shoes, typ Chitra Bare. Váha této obuvi je 200 g a výška podrážky 3 mm. Tento typ obuvi byl vybrán pro její univerzální tvar a možnost volby v několika barevných variantách. Důležitým kritériem při výběru obuvi na výzkum byl materiál obuvi, který musel být prodyšný a zároveň nepromokavý.

Díky tomu mohli probandi obuv nosit ve většině ročních období. Poté se zkontrolovalo, zda obuv sedí tvarově a velikostně. Testovala se Trendelengurgova zkouška (Kendall, et al., 2013) na obou dolních končetinách k vyšetření vnitřních rotátorů v kyčli. Určoval se Foot Posture index (Redmond, 2006). Každého probanda se dotazovalo na jeho anamnézu, což znamenalo přibližnou aktuální hmotnost a výšku a dominantní dolní končetinu. Dále jaký běžný typ obuvi ve svém volném čase používá, kolik během dne průměrně ujde kroků a jestli má ještě nějakou jinou aktivitu nežli běžnou chůzi.

9.4 Průběh měření

Experiment zahrnoval vstupní a výstupní měření a jeden měsíc trvající intervenci. Experimentální skupina byla poučena o postupném a pomalém přechodu z konvenční obuvi na barefoot obuv. Probandům bylo zdůrazněno, že barefoot obuv má velmi tenkou podrážku a netlumí nárazy paty o zem. Dále byli probandi poučeni, že by si před chůzí měli nohu stimulovat a promasírovat. Jedinci zařazení do výzkumu měli během prvních 2 týdnů ujít 17 500 kroků/týden v barefoot obuvi. V dalších dvou týdnech se počet kroků za týden zvýšil na 35 000 kroků/týden.

Měření probíhala v laboratoři chůze. Kinematické a kinetické parametry byly získány prostřednictvím optoelektronického systému Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) a silových plošin Kistler (Kistler Group, Winterthur, Švýcarsko). Probandovi bylo na tělo umístěno 34 reflexních značek jednotlivě přímo na pokožku, nebo v podobě čtyř reflexních značek umístěných na pevné plastové destičce. Značky byly umístěny na přesně definované anatomické prominence na pánvi, koleni a plosce nohy dle zvoleného kinematického modelu využívajícího principů *Calibrated Anatomical System Technique*. Značky umísťoval pokaždé stejný fyzioterapeut. Před finálním záznamem měl jedinec pět minut na to, aby si zvykl na chůzi v botách a chůzi

přes silové plošiny umístěné na zemi. Kalibrace Vicon systému probíhala vždy před každým měření.

Pro každé měření byl pořízen statický snímek stoje, během něhož probandi stáli volně s dolními končetinami na šíři pánve, horní končetiny zkřížené na ramenou před sebou. Statický snímek sloužil ke kalibraci kinematického modelu na konkrétního probanda a k definici souřadných systémů jednotlivých segmentů a jejich spárování s reflexními značkami pro sledování pohybu. Měření probíhalo vždy dvakrát, první probíhalo naboso a druhé v barefoot obuvi. Proband měl za úkol chodit libovolnou rychlostí po chodníku dlouhém 15 m, kde byly zabudované silové plošiny. Záznam se ukládal u každého probanda vždy 6x. Důležitý byl alespoň jeden úplný záznam každé nohy, kde byl kvalitní došlap přes patu a nezměněný pohybový stereotyp.

Druhé měření probíhalo pouze u experimentální skupiny, a to v obuvi s vlastními ponožkami. Markery se při tomto měření nalepily přímo na barefoot obuv bez jednoho v oblasti palce. Znovu proběhl jeden statický a šest dynamických záznamů. Pokud někdy během měření jeden z nalepených markerů odpadl, musel být znovu nalepen a celé měření muselo začít od začátku.

9.5 Zpracování dat

Získaná data se analyzovala v programu Vicon Nexus 2.8x (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie). Zde došlo k rekonstrukci a označení markerů a následně byla data importována do programu Visual 3D (C-Motion, Germantown, USA). V tomto programu se vypočítaly úhlové parametry sledovaných segmentů a následně i otáčivé účinky sil působící v kloubech mezi segmenty. Stojná fáze byla identifikovaná na základě vertikální složky reakční síly, která byla naměřena pomocí silových plošin. Křivky znázorňující momenty sil působící v kloubech během stojné fáze byly časově normalizovány na 101 datových bodů.

Pro statické zpracování kinematických křivek byla použita metoda SPM (Statické parametrické zpracování) pro analýzu vektorových polí (Pataky, Vanrenterghem & Robinson, 2015). K této analýze byla využita knihovna spm1d (www.spm1d.org) pro programovací jazyk Python 3.10 a pro statické zpracování dat pro dominantní a nedominantní dolní končetinu byly vypočteny průměrné hodnoty. Normální rozložení

dat bylo ověřeno testem D'Agostino-Pearson K2. Pro porovnání chůze před a po intervenci byl použit SPM párový t-test s hladinou významnosti $\alpha = 0,05$.

Sledovanými proměnnými byly momenty sil působící v kyčelním kloubu, v kolenním kloubu a v kotníku ve třech anatomických rovinách. Záporné hodnoty v grafech znázorňují v rovině sagitální flekční a dorzálně flekční moment síly, kladné hodnoty znázorňují extenční a plantárně flekční moment síly. V rovině frontální značí kladné hodnoty abdukční moment síly u kyčelního kloubu, addukční moment síly u kolenního kloubu a inverzní moment síly v kotníku, záporné hodnoty pak značí momenty sil addukční, abdukční a everzní u kyčle, kolene a kotníku. V transverzální rovině nabývají kladných hodnot otáčivé účinky sil působící vnitřní rotaci u kyčelního a kolenního kloubu a vnější rotaci v kotníku, záporné naopak momenty působící vnější rotaci u kyčelního a kolenního kloubu a vnitřní rotaci v kotníku.

10 VÝSLEDKY

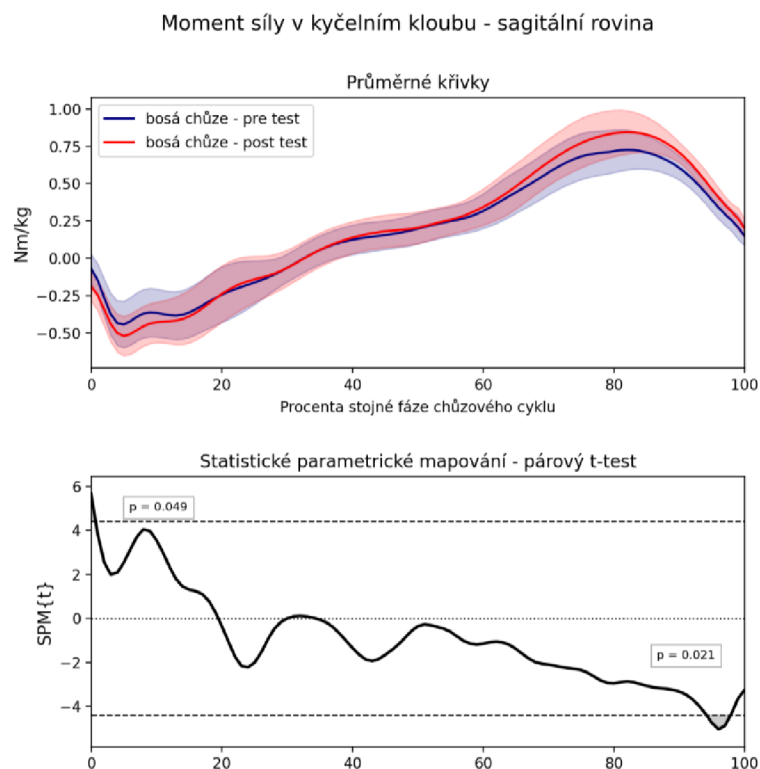
10.1 Kyčelní kloub

V1 a) Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kyčelním kloubu během stejné fáze chůzového cyklu v sagitální rovině?

V sagitální rovině lze v počátku stejné fáze při iniciálním kontaktu pozorovat větší flekční moment síly v kyčelním kloubu po měsíční intervenci v chůzi v barefoot obuvi ($p=0,045$). Následně na konci druhé poloviny stejné fáze je zaznamenán větší extenční moment síly v kyčelním kloubu ($p=0,021$).

Obrázek 15

Moment síly v sagitální rovině v kyčelním kloubu během stejné fáze chůzového cyklu. Záporné hodnoty v grafech znázorňují flekční moment síly, kladné hodnoty znázorňují extenční moment síly.

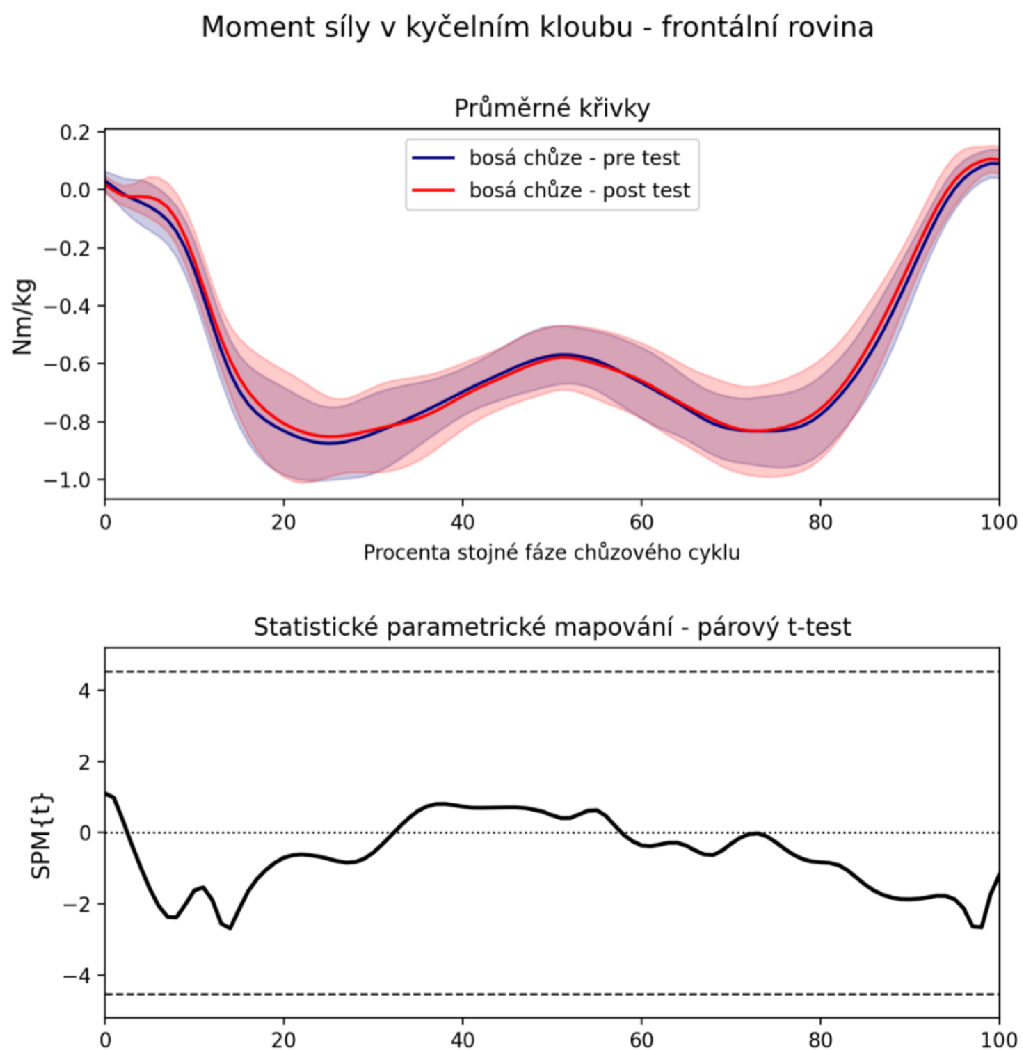


V1 b) Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kyčelním kloubu během stejné fáze chůzového cyklu ve frontální rovině?

Ve frontální rovině nedošlo ke statisticky významným změnám v momentech sil v kyčelním kloubu v porovnání po měsíční intervenci užívání barefoot obuvi.

Obrázek 16

Moment síly ve frontální rovině v kyčelním kloubu během stejné fáze chůzového cyklu. Kladné hodnoty značí addukční moment síly, záporné hodnoty abdukční moment síly.

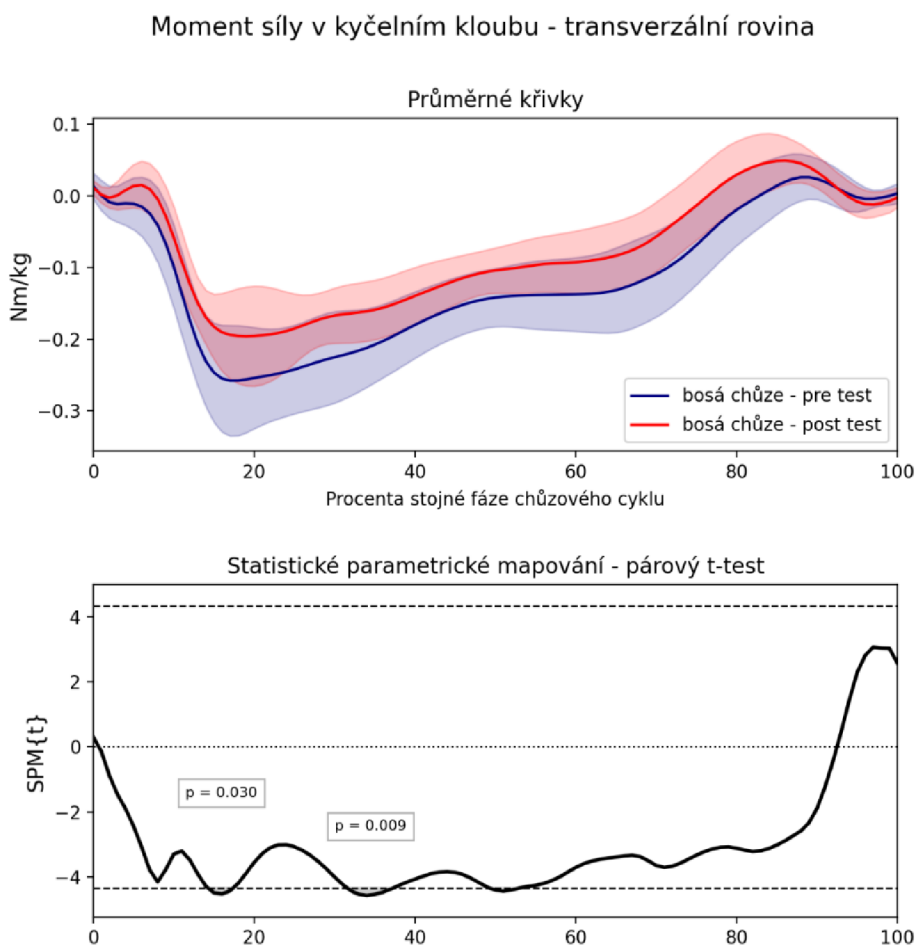


V1 c) Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kyčelním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu v transverzální rovině?

V transverzální rovině dochází k většímu zevně rotačnímu momentu v kyčelním kloubu v první polovině stojné fáze, a to v 15–35 % chůzového cyklu ($p=0,030$; $p=0,009$).

Obrázek 17

Moment síly v transverzální rovině v kyčelním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu. Kladných hodnoty značí vnitřní rotační moment síly, záporné hodnoty značí vnější rotační moment síly.



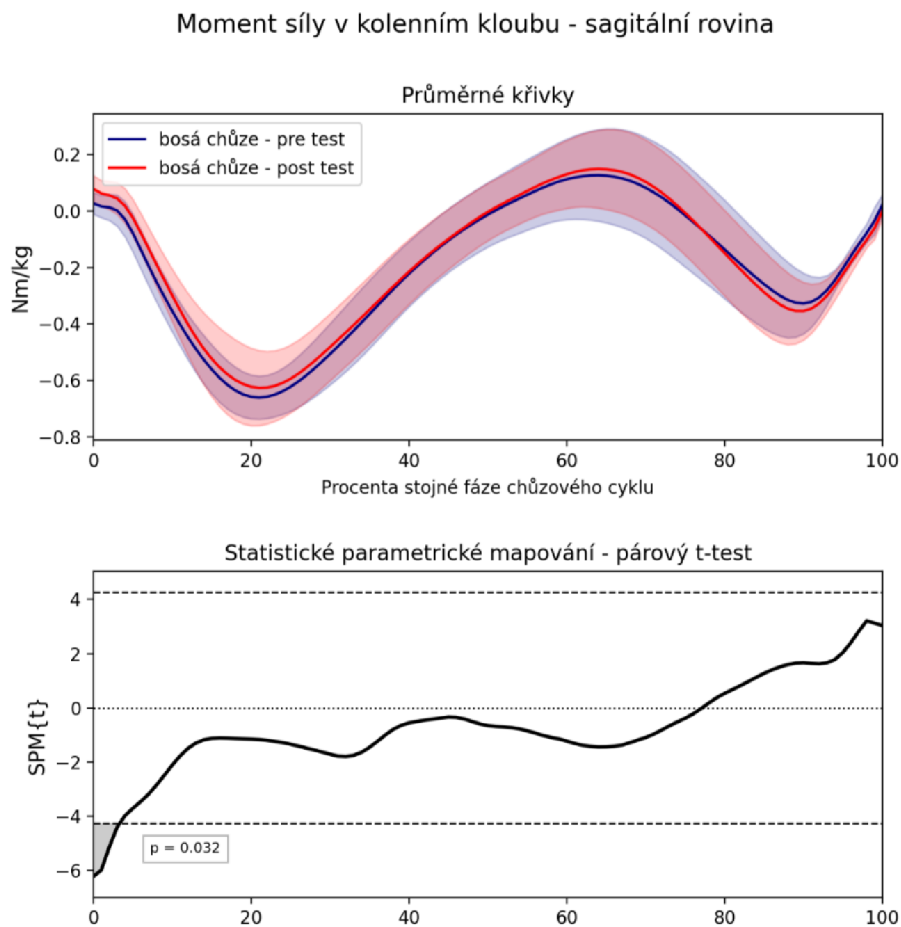
10.2 Kolenní kloub

V2 a) Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kolenním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu v sagitální rovině?

V sagitální rovině lze pozorovat větší extenční moment síly po měsíční intervenci v chůzi v barefoot obuvi ($p=0,032$). K této změně došlo při počátečním kontaktu plosky s podložkou.

Obrázek 18

Moment síly v sagitální rovině v kolenním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu. Záporné hodnoty v grafech znázorňují flekční moment síly, kladné hodnoty znázorňují extenční moment síly.

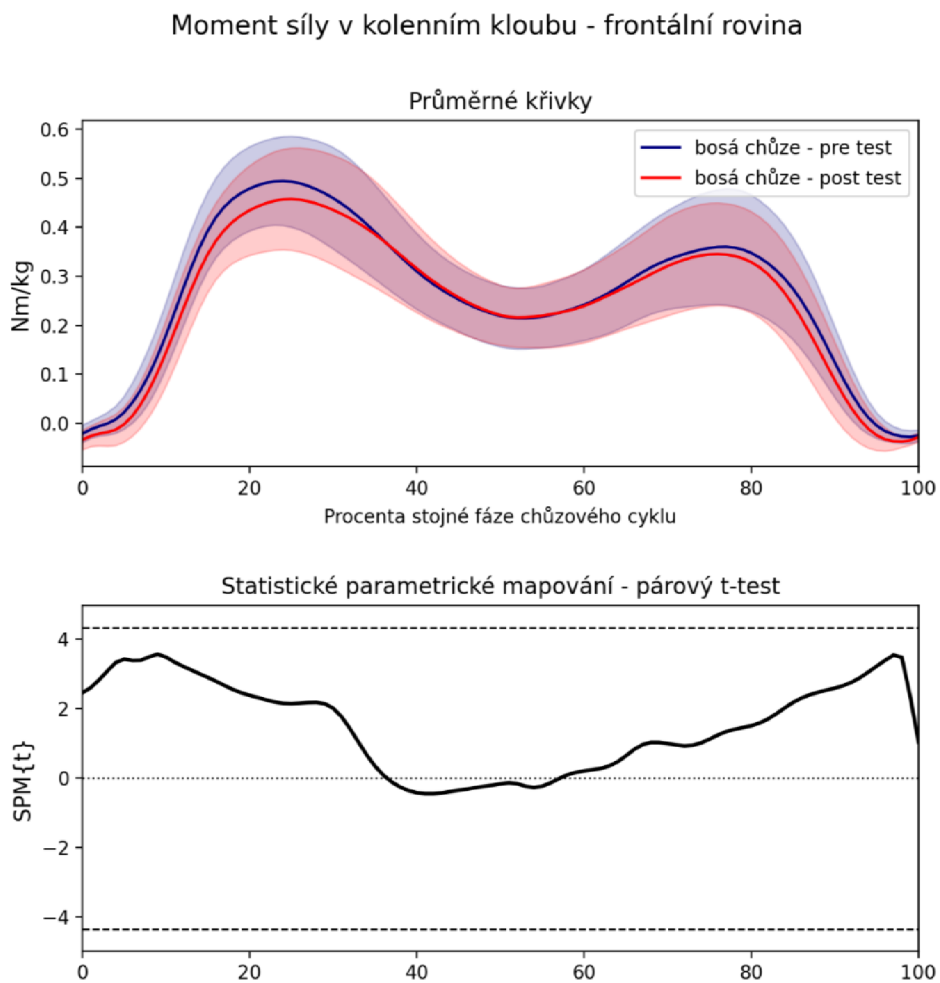


V2 b) Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kolenním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu ve frontální rovině?

Ve frontální rovině nedošlo ke statisticky významným změnám ve velikostech momentů sil v kolenním kloubu v porovnání po měsíční intervenci užívání barefoot obuvi.

Obrázek 19

Moment síly ve frontální rovině v kolenním kloubu během stojné fáze chůzového cyklu. Kladné hodnoty značí addukční moment síly, záporné hodnoty značí abdukční moment síly.

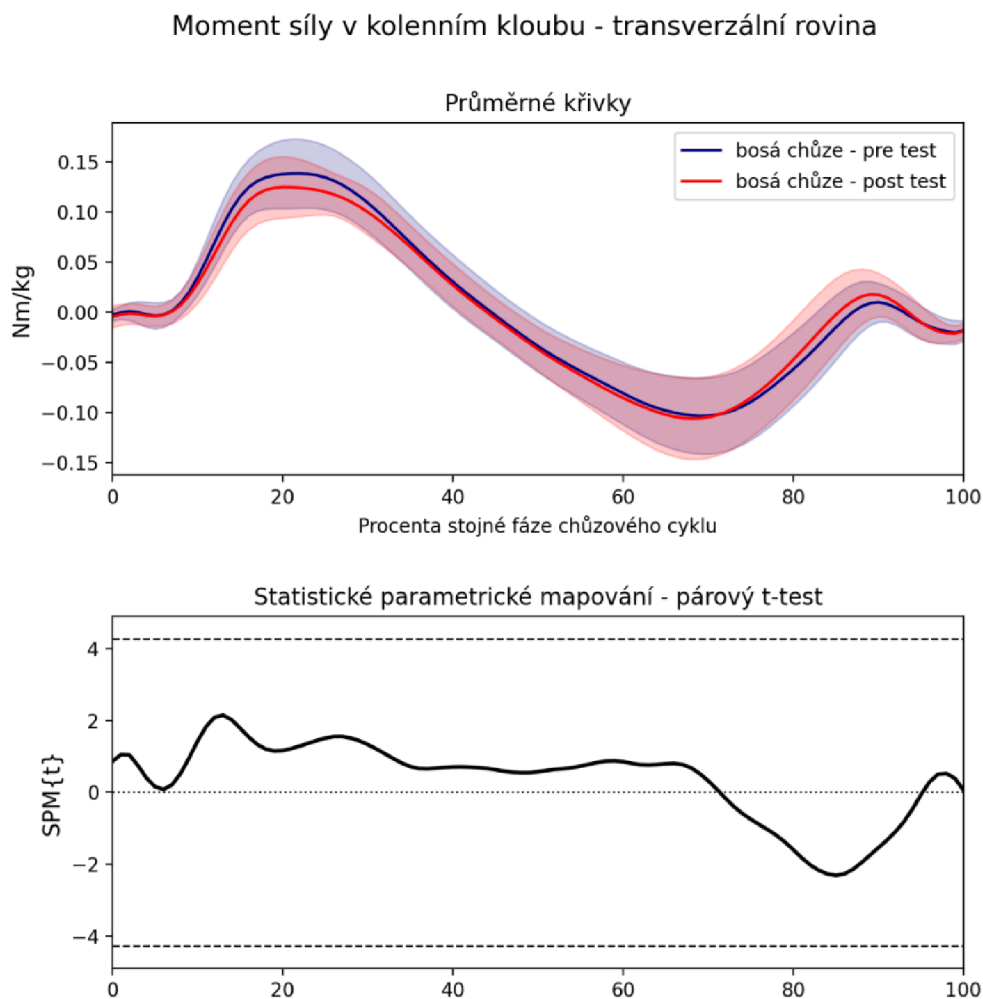


V2 c) Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v kolenním kloubu během stejné fáze chůzového cyklu v transverzální rovině?

V transverzální rovině nedošlo ke statisticky významným změnám ve velikostech momentů sil v kolenním kloubu po měsíční intervenci užívání barefoot obuvi.

Obrázek 20

Moment síly ve transverzální rovině v kolenním kloubu během stejné fáze chůzového cyklu. Kladných hodnoty značí vnitřně rotační moment síly, záporné hodnoty značí vnější rotační moment síly.



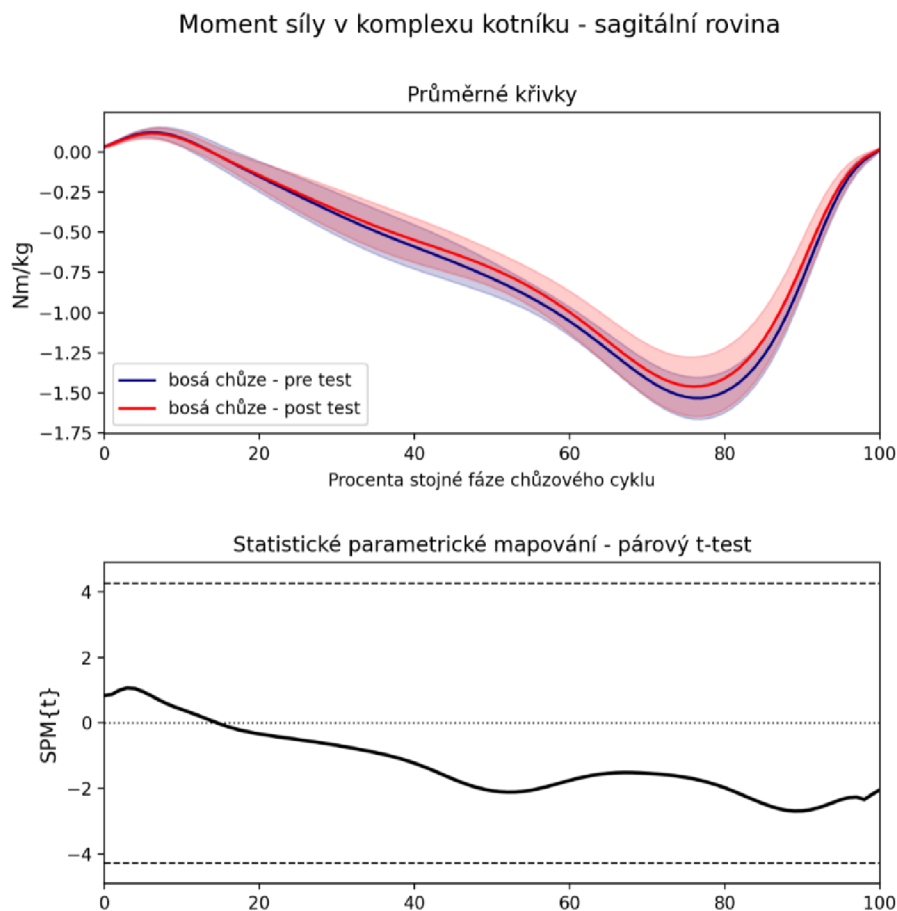
10.3 Hlezenní kloub

V3 a) Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v komplexu kotníku během stejné fáze chůzového cyklu v sagitální rovině?

V sagitální rovině nedošlo ke statisticky významným změnám ve velikostech momentů sil v komplexu kotníku po měsíční intervenci užívání barefoot obuvi během stejné fáze krokového cyklu.

Obrázek 21

Momenty síly v sagitální rovině v komplexu kotníku během stejné fáze chůzového cyklu. Záporné hodnoty v grafech znázorňují dorzálně flekční moment síly, kladné hodnoty znázorňují plantárně flekční moment síly.

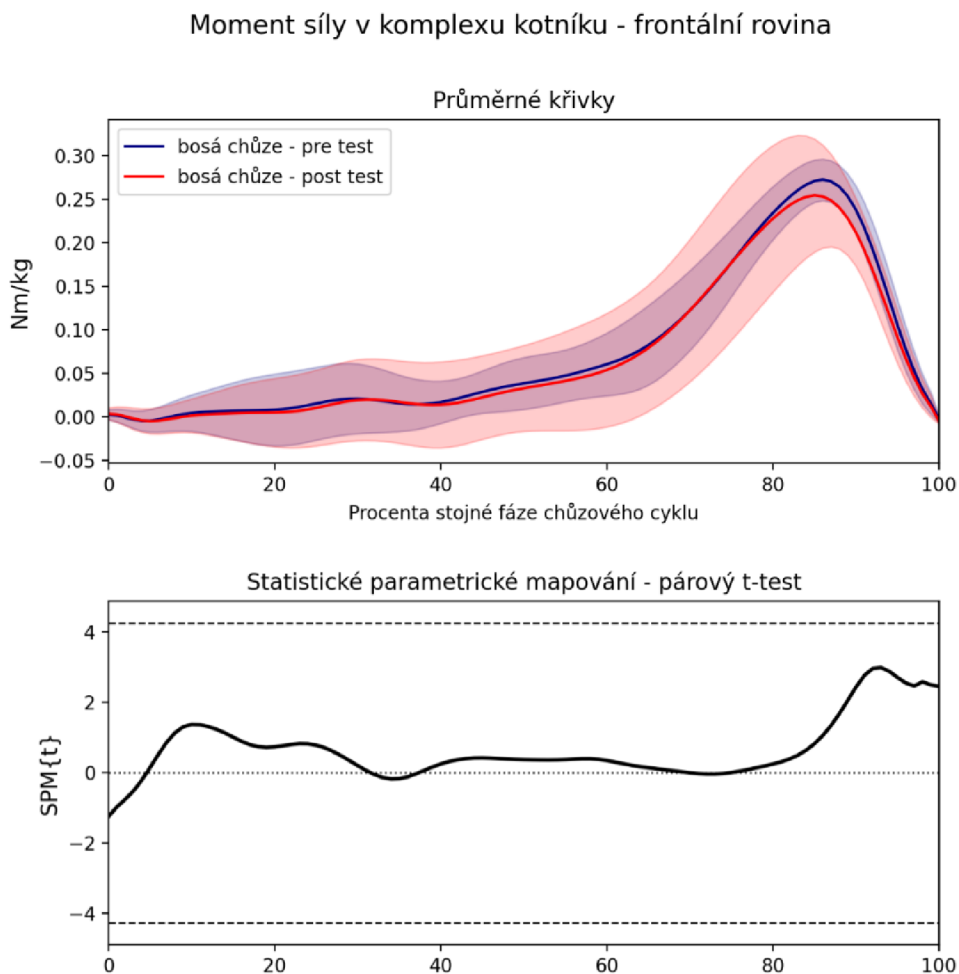


V3 b) Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v komplexu kotníku během stejné fáze chůzového cyklu ve frontální rovině?

Ve frontální rovině nedošlo ke statisticky významným změnám ve velikostech momentů sil v komplexu kotníku po měsíční intervenci užívání barefoot obuvi během stejné fáze chůzového cyklu.

Obrázek 22

Moment síly ve frontální rovině v komplexu kotníku během stejné fáze chůzového cyklu. Kladné hodnoty značí inverzní moment síly, záporné hodnoty značí everzní moment síly.

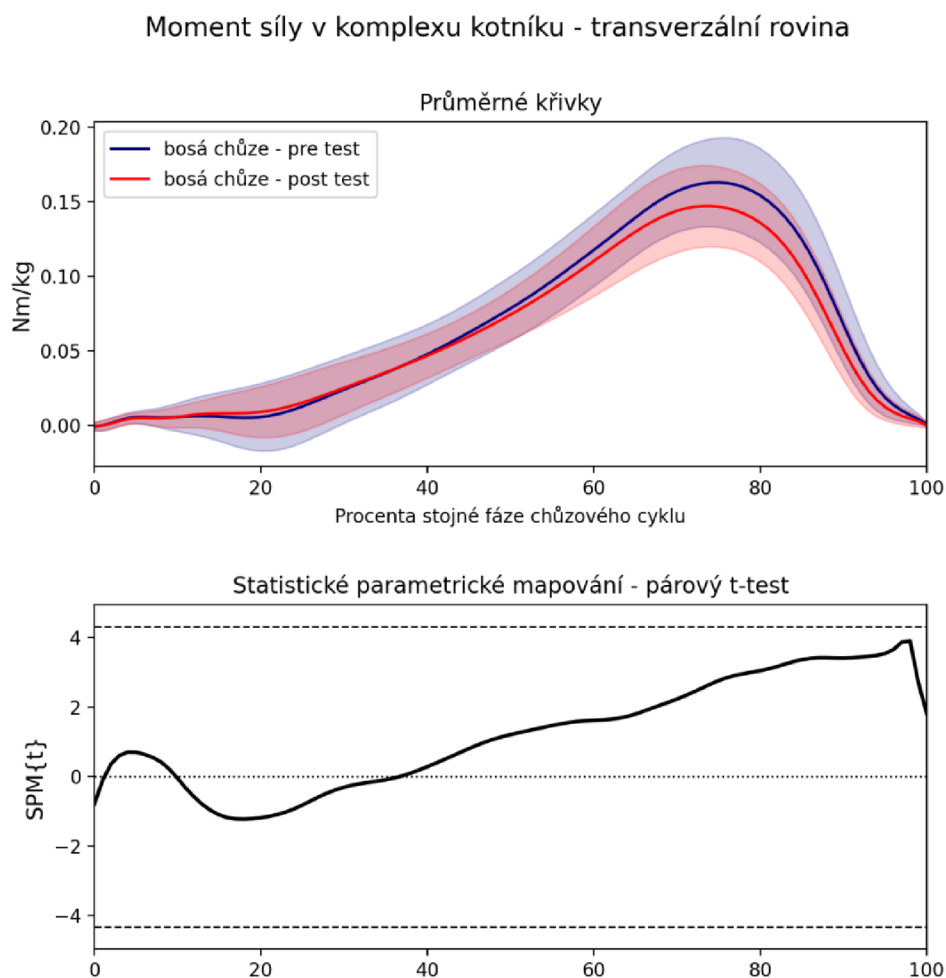


V3 c) Jaký je vliv krátkodobého používání barefoot obuvi na velikost momentů sil působících v komplexu kotníku během stejné fáze chůzového cyklu v transverzální rovině?

V transverzální rovině nedošlo ke statisticky významným změnám ve velikostech momentů sil v komplexu kotníku po měsíční intervenci užívání barefoot obuvi během stejné fáze chůzového cyklu.

Obrázek 22

Moment síly v transverzální rovině v komplexu kotníku během stejné fáze chůzového cyklu. Kladné hodnoty značí vnější rotační moment síly, záporné hodnoty značí vnitřní rotační moment síly.



11 DISKUZE

Obuv je nedílnou součástí našeho každodenního života, sloužící k ochraně chodidel před zraněním a vnějšími vlivy. V posledním desetiletí vzrůstá zájem veřejnosti o tzv. minimalistickou (barefoot) obuv a její dopad na lidský pohybový aparát. Motivace pramení z předpokládaných zdravotních benefitů plynoucích z užívání této obuvi. Někteří autoři poukazují na to, že minimalistická obuv umožňuje noze simulovat bosou chůzi, která představuje přirozený způsob lidské lokomoce. Z tohoto důvodu lze minimalistickou obuv vnímat jako přirozenější alternativu ke konvenční obuvi. Nicméně, důkazy o jejím vlivu na lidské zdraví a biomechanické parametry chůze jsou dosud nejednoznačné a výsledky studií se v některých ohledech rozcházejí (Bowman, 2017; Davis et. al., 2021; Petersen et. al., 2020).

Cílem této práce bylo zjistit krátkodobý vliv na zatížení kloubů dolní končetiny při chůzi v barefoot obuvi. V této práci jsme prováděli testování na obuvi značky Ahinsa shoes, typ Chitra Bare. Z našich výsledků je patrné, že došlo k určitým změnám v momentech sil u kyčelního a kolenního kloubu. Změny v komplexu kotníku nebyly signifikantní.

Mnoho studií se zabývá antropometrií, biomechanikou chůze, vlivem barefoot obuvi na klenbu nohy, ale studií týkající se momentů sil na kloubech dolní končetiny není mnoho. Problémem může být také názvosloví. Charakteristika barefoot obuvi je rozdílná v mnoha studiích. Například Lussiana, Hébert-Losier a Mourot (2015) ve své práci neuvádějí přesné parametry testované obuvi a charakterizují ji pouze jako lehkou, vysoce flexibilní a bez tlumícího materiálu. Důležitým parametrem barefoot obuvi je šířka špičky obuvi, která ovlivní pohyb subtalárního kloubu a následně celé dolní končetiny (Mahoney et al., 2019). Fuller et al. (2016) naopak přesně popisují parametry použité obuvi. Pružnost podrážky barefoot obuvi výrobci běžně neuvádějí, a to včetně námi testované obuvi značky Ahinsa. Domnívám se však, že pružnost a tloušťka podrážky jsou právě ty parametry, které nejvíce ovlivňují kinetiku dolní končetiny (Sinclair et al., 2013).

Mnoho autorů se zabývá vlivem barefoot obuvi ve sportovním odvětví, hlavně u běžců. Zabývají se hlavně srovnáváním různých typů běžecké obuvi a bosého běhu na

biomechanické parametry a jejich přínosy a limity. V porovnání s běžeckými studii je výzkum zaměřený na chůzi v barefoot obuvi stále poměrně neprobádaný.

V této práci jsme se zaměřili na kinetiku dolní končetiny při chůzi, a to při stojné fázi chůzového cyklu. Jak už jsem zmínila, tak v komplexu kotníku jsme statisticky významné změny nezaznamenali. Je důležité zmínit, že výsledky kinetické analýzy chůze se mohou lišit v závislosti na prostředí a metodice. Mnoho studií testuje chůzi na běžeckém trenážeru s přesně definovanou rychlostí, což může způsobit zkreslení dat (Franklin et al., 2015). V této studii se testoval krátkodobý vliv barefoot obuvi při chůzi v reálném prostředí, kde není možné ovlivnit rychlost chůze. Díky tomu jsme schopni efektivněji hodnotit vliv barefoot obuvi na dolní končetinu v reálném prostředí. Statisticky významné změny v kinetice dolní končetiny v chůzi naboso naznačují, že barefoot obuv může ovlivňovat pohyb dolní končetiny. Další výzkum je však nezbytný pro objasnění dlouhodobých dopadů barefoot obuvi na kinetiku dolní končetiny.

Naše výsledky ukazují na změnu v kyčelní kloubu v sagitální rovině, a to v počátku stojné fáze při iniciálním kontaktu. Došlo ke zvýšení flekčního momentu síly v kyčelním kloubu ($p=0,045$). Následně na konci druhé poloviny stojné fáze je zaznamenán větší extenční moment síly v kyčelním kloubu ($p=0,021$). Stoquart et. al. (2008) potvrzuje naše výsledky. Autoři popisují v kyčelním kloubu vyšší flekční moment v počáteční fázi stoje a větší extenční moment na konci stojné fáze. V této studii testovali 10 zdravých jedinců a nechali je chodit na běžícím pásu v pěti různých rychlostech: velmi pomalu, pomalu, středně, rychle a velmi rychle. Zvýšený flekční moment v kyčelním může být způsoben potřebou generovat větší sílu v kyčelním kloubu pro pohyb vpřed při vyšších rychlostech. Flekční moment síly je dán velikostí a pozicí reakční síly podložky, která způsobí flexi kyčelního kloubu. Vyšší flekční moment klade větší nároky na antagonistické extenzory, které jeho velikost musí vyrovnat, aby udržely požadovanou posturu. Kung (2015) také popisuje vyšší flekční moment v kyčelním kloubu při chůzi naboso, avšak ten se zabýval vlivem barefoot obuvi u dětí věku $10,2 \pm 1,4$ let. Výsledky se shromažďovaly během pětiminutové chůze naboso. V této studii zaznamenali také zkrácení délky kroku při chůzi naboso.

K opačný výsledkům došel Dames et. al. (2019), kteří zjistili, že v sagitální rovině dochází ke snížení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu při chůzi naboso, ale není zmíněno, v jaké fázi chůzového cyklu k tomu dochází. Tyto rozdíly ve výsledcích přisuzují rozdílné

metodice, protože měření probíhalo pouze na 3D kinematickém chodníku, zatímco v naší studii jsme se zaměřili na chůzi v přirozeném prostředí. I tato skutečnost mohla ovlivnit výsledky. Další faktor, který by mohl způsobit rozdíl v kinematických parametrech, je zkrácení kroku v případě chůze naboso, který však nebyl předmětem této studie, můžeme tak jen předpokládat. Tuto myšlenku ale potvrzuje Franklin et. al. (2015). Dle jeho závěrů dochází při chůzi naboso ke zkrácení kroku a nárůstu kadence. Lythgo et. al. (2009) také potvrzují, že během chůze naboso dochází ke zkrácení délky kroku.

Xu et. al. (2017) se ve své studii zabývali kinetickým a kinematickým porovnáním chůze v barefoot obuvi a konvenční obuvi u zdravých jedinců. Výsledkem této studie bylo, že během fáze postupného zatěžování byl flekční moment v kyčelním kloubu nižší při chůzi naboso.

Ve frontální rovině jsme nezaznamenali žádné významné odchylky. Studie pro porovnání, které by se zabývaly změnami v addukčních nebo v abdukčních momentech sil v kyčelním kloubu po krátkodobém nošení barefoot obuvi, nezaznamenaly signifikantní rozdíly.

V transverzální rovině došlo ke zvýšení vnějšího rotačního momentu po měsíční intervenci, a to 2x během fáze postupného zatěžování ($p=0,030$; $p=0,009$). V transverzální rovině popisuje Kung et. al (2015) zvýšení vnitřně rotačního momentu v kyčelním kloubu ve fázi postupného zatěžování v chůzi naboso než v chůzi s obuví. Což náš výsledek nepotvrzuje. Další studie, které by naši tezi potvrdily nebo vyvracely nebyly doposud uskutečněny.

Statisticky významný rozdíl v rámci našeho výzkumu byl zaznamenán při pohybech v kolenním kloubu v sagitální rovině. Byla zaznamenána změna ve zvětšení extenčního momentu síly v sagitální rovině během stejné fáze chůzového cyklu ($p=0,032$). Tato změna se projevila pouze při iniciálním dopadu paty na podložku. V dalších procentech stejné fáze chůzového cyklu se žádná změna neprojevila. Je otázkou, jaká by nastala změna po dlouhodobé intervenci. Faktor, který by mohl ovlivnit změnu v kinetických parametrech kolenního kloubu je ten, že dolní končetina je při doteku paty s podložkou ve větší extenzi kolenního kloubu, protože pata dopadá blíže na podložku, a to způsobí změnu v délce kroku. Ta bude kratší a pomalejší, což bude mít vliv na kinetické parametry dolní končetiny (Cranage et al., 2019; Franklin et al., Lythgo

et al., 2015; Moreno-Hernández et al., 2010). Zkrácení doby trvání stojné fáze chůzového cyklu kroku bez bot popisují i Dames et al., 2019 a Lythgo et al., 2009. Noha při chůzi naboso přichází o tlumivou funkci v podobě podpatku, což vede k tendenci tlumit dopad jinými mechanismy. Z tohoto důvodu může docházet k větší flexi kolenního kloubu (Perry & Burnfield, 2010). Závěry studie Taniguchi et. al. (2012) popisují zvýšení extenčního momentu síly v první polovině stojné fáze v chůzi naboso. Stejně se také na tuto problematiku dívají Xu et. al. (2017), kteří došli k závěru, že v při iniciálním kontaktu paty na podložku dochází ke zvýšení extenčního momentu síly při chůzi naboso. Tato studie byla provedena u 28 studentů (22 žen, 6 mužů) při chůzi po rovině na 10metrovém chodníku. Ve studii od Zhang et. al. (2013) testovali chůzi naboso a chůzi v obuvi u deseti zdravých mužů. V jejich studii došli k závěru, že nedochází k žádnému rozdílu v momentu síly v kolenním kloubu při chůzi naboso.

Většina autorů v kolenním kloubu popisuje flekční moment síly v kolenním kloubu, avšak se často rozcházejí v tvrzení, zda dojde v této rovině ke zvětšení nebo zmenšení tohoto parametru. Oeffinger et. al. (1999) popisují snížený flekční moment v kolenních kloubech při počátečním kontaktu paty s podložkou v chůzi naboso oproti chůzi v atletických botách. Bonacci et al., 2013 došli ke stejnému výsledku. Ve své studii zkoumali vysoce trénované běžce, kteří běhali naboso a v minimalistické (barefoot) obuvi, a konkrétně, zda běh v této obuvi kopíruje běh naboso. Ve svých výsledcích zaznamenali, že při běhu naboso dochází ke snížení flekčního momentu v koleni během mezistoje a snížení vnitřních momentů. Avšak v této studii šlo o zkoumání běhu, který má jiné parametry než chůze, tudíž mohou být výsledky rozdílné.

Paterson et al. (2021) zkoumali prospěch barefoot obuvi a podpůrné konvenční obuvi u osob s osteoartrózou kolenního kloubu. Výsledkem bylo, že podpůrná konvenční obuv zlepšila bolest kolene při chůzi více než barefootová. Podpůrná konvenční obuv snížila mediální tibiofemorální kontaktní sílu během postupného zatěžování a snížila impuls/rychlost zatížení v porovnání s plochou flexibilní obuví, a proto může být vhodnější u osob s mediální osteoartrózou kolenního kloubu a varózní malignitou. Naše experimentální skupina zahrnovala pouze zdravé jedince, ale můžeme se z výsledků těchto studií domnívat, že u osob s osteoartrózou není chůze v barefoot obuvi vhodná.

Mnoho studií popisuje změnu ve frontální rovině v kolenním kloubu, avšak námi naměřená data změnu v této rovině nezaznamenala. Důvodem může být opět příliš

krátká doba nošení barefoot obuvi. Například Kerrigan et al. (2011) a Telfer, Langea a Sudduth (2017) ve svých studiích popisují snižující se addukční moment v kolenním kloubu v chůzi v barefoot obuvi. Největší vliv na addukční moment v kolenním kloubu má rychlost chůze a měla by být pečlivě kontrolována ve studiích zkoumajících tuto proměnnou. Buchecker et. al. (2013) ve své studii také nezaznamenali žádný rozdíl ve frontální rovině v kolenním kloubu, ale na základě výsledků v extenzi v kyčelním a kolenním kloubu se domnívají, že používání barefoot obuvi může zmírnit riziko vzniku osteoartrózy kolenních a kyčelních kloubů u starších osob a může hrát důležitou roli, pokud jde o předcházení bolesti.

Tateuchi et. al. (2014) ve své studii zkoumali okamžitý účinek barefoot obuvi na momenty kolenního kloubu u žen s osteoartrózou a potvrdili tak myšlenku Buchecker et. al. (2013). Chůze v tomto typu bot prokázala okamžitý účinek na snížení addukčního momentu kolene v iniciační fázi stojné fáze. Toto zjištění představuje možnost využití barefoot obuvi pro snížení zatížení kolenního kloubu a zlepšení jeho stavu u pacientů s bolestí kolene. Domnívají se, že používání barefoot obuvi má potenciál jako pomůcka při léčbě pacientů s vyšším addukčním momentem kolenního kloubu.

Výsledky v komplexu kotníku nejsou v naší studii statisticky významné v žádné anatomické rovině. Avšak existuje mnoho studií, které změny v hlezenním kloubu potvrzují. Důvod proč se v naší práci změna neprojevila mi není znám. Můžeme se domnívat, že ke změnám v komplexu kotníku nedošlo z důvodu krátké intervence. Dalším důvodem může být použití jiného modelu nalepení markerů, které bylo použito ve většině studií, ale ne v našem výzkumu.

Zhang et al. (2013) popisují inverzí moment v kotníku v momentě odrazu palce od položky. Studie od Tan et. al. (2016) se zaměřili na chůzi v barefoot obuvi. Rozdělil probandy do dvou skupin, kdy jedna z nich nosila po dobu 6 týdnů barefootovou obuv. Došli k závěru, že v komplexu kotníku došlo ke zvětšení dorzálně flekčního momentu při chůzi, zejména při postupném zatěžování.

Dames & Smith (2016) a Chen et al. (2015) tvrdí, že v sagitální rovině v komplexu kotníku dochází ke zvýšení dorzálně flekčního momentu v horním hlezenním kloubu a díky tomu dochází ke zvětšení celkového rozsahu v tomto kloubu. To Dames et. al. (2019) vyvrací. Autoři této studie tvrdí, že dochází ke snížení dorzálně flekčního momentu síly při chůzi naboso.

Další studie porovnávala bosou chůzi s chůzí v komerční barefoot obuvi a v sandálech kmene Tarahumara (sandály s podrážkou z pneumatiky a koženým páskem). V této studii bylo zjištěno, že chůze naboso vedla k vyššímu impulzu a vrcholné hodnotě vertikální složky reakční síly podložky při došlapu nohy, a zároveň k pomalejšímu nárůstu síly do maxima. Studie dále zjistila, že vrcholná reakční síla podložky byla větší při došlapu nohy a v odrazové fázi chůze v barefoot obuvi (Wallace, 2018).

Na základě poznatků Wegenera et al. (2015) a Wolfa et al. (2008) by se dalo předpokládat, že v transverzální rovině v komplexu kotníku dochází ke zvýšení addukčního momentu sil. Můžeme se pozastavit nad tím, proč se v naší studii změna neprojevila, zda je to rozdílným typem použité obuvi nebo délkou intervence používání barefootových bot.

Závěrem můžeme říct, výzkum vlivu barefoot obuvi na momenty sil v kloubech dolní končetiny při chůzi je poměrně nový a není ještě dostatek studií, které by se touto problematikou zabývaly. Z výsledků našeho výzkumu můžeme říct, že došlo k malým signifikantním změnám i po měsíční intervenci nošení barefoot obuvi. Ukázalo se, že na případné zásadní změny je jeden měsíc příliš krátká doba. I přesto jsme pozorovali zvýšení flekčního a extenčního momentu síly v kyčelním kloubu při stojné fázi, zvýšení zevního rotačního momentu síly v kyčelním kloubu a zvýšení extenčního momentu síly v kloubu kolenním. Tato práce může posloužit jako pilotní studie a být základem pro zkoumání dlouhodobého efektu barefoot obuvi na momenty sil v kloubech dolní končetiny.

12 LIMITY STUDIE

Do limitujících faktorů této studie patří malý vzorek účastníků. Studie zahrnovala pouze 10 probandů, což omezuje spolehlivost závěrů. Umístění markerů na tělo probandů na kostěné struktury bylo prováděno stále stejnou fyzioterapeutkou. Není jasné, zda toto umístění bylo u všech účastníků zcela přesné, což může vést ke zkreslení naměřených dat. Během chůze naboso mohly pohyby jednotlivých markerů zkreslovat skutečný pohyb kloubů dolní končetiny. Tato skutečnost mohla způsobit nepřesné výsledky týkajícím se kinetiky nohy.

Jako limit studie můžeme brát i posouzení krátkodobého vlivu barefoot obuvi na dolní končetinu. Za tak krátkou dobu nejsme schopni posoudit, jak bota ovlivní chůzi v dlouhodobém horizontu.

13 ZÁVĚR

V této magisterské práci jsme zkoumali momenty sil v kloubech dolní končetiny. Při hodnocení potenciálního krátkodobého účinku chůze v barefoot obuvi u asymptomatických jedinců jsme zaznamenali pouze minimální rozdíl mezi hodnotami před a po zásahu.

Po porovnání hodnot získaných ze dvou měření chůze naboso byl u experimentální skupiny nalezen statisticky významný rozdíl u kyčelního kloubu v sagitální a transverzální rovině. V sagitální rovině došlo ke zvýšení flekčního momentu v chůzi naboso ($p=0,045$) a ke zvýšení extenčního momentu síly v druhé polovině stojné fáze chůzového cyklu ($p=0,021$). V transverzální rovině došlo ke zvýšení zevně rotačního momentu, a to v 15–35 % stojné fáze chůzového cyklu ($p=0,030$; $p=0,009$).

U kolenního kloubu došlo ke změně pouze v rovině sagitální, a to ke zvýšení extenčního momentu síly při iniciálním kontaktu paty s podložkou ($p=0,032$). V komplexu kolenního kloubu jsme signifikantní rozdíly nenašli v žádné z anatomických rovin.

Z výše uvedeného je zřejmé, že i krátkodobé používání barefoot obuvi má vliv na kinetické parametry dolní končetiny. Signifikantní vliv měla tato krátkodobá intervence na moment síly v sagitální rovině u kyčelního a kolenního kloubu a v rovině transverzální u kyčelního kloubu. Pro komplexnější pochopení vlivu barefoot obuvi při chůzi by bylo zapotřebí provedení provést důkladnější studii s větším počtem účastníků a ideálně i v delším časovém úseku a následně zvážit potenciální omezení.

14 SOUHRN

Hlavním cílem této diplomové práce bylo posouzení vlivu krátkodobého používání barefoot obuvi na kinetiku v kloubech dolní končetiny při chůzi. Konkrétně jsme se zaměřili na vliv barefoot obuvi na momenty sil v kloubech dolní končetiny. Získané výsledky byly porovnány při chůzi naboso po měsíčním užívání barefoot obuvi. Tyto pohyby byly porovnávány ve třech anatomických rovinách, a to sagitální, frontální a transverzální. V naší práci jsme se v přehledu poznatků věnovali funkční anatomii tří kloubů na dolní končetině. Dalšími kapitoly byly fáze chůzového cyklu, kinetika a kinematika dolní končetiny při chůzi. Zároveň byl zmíněn barefoový typ obuvi, jeho charakteristika a vliv barefoot obuvi při chůzi.

Do našeho výzkumu jsme zařadili 10 probandů (8 žen a 2 muži) s průměrným věkem $26 \pm 5,1$ let. Dynamický záznam byl zaznamenáván při chůzi naboso před a po měsíčním nošení barefoot obuvi Ahinsa shoes, typ Chitra Bare. Měření probíhalo pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage V5 od Vicon Motion System (Londýn, Velká Británie). Stojná fáze chůzového cyklu byla identifikovaná na základě vertikální složky reakční síly, která byla naměřena pomocí silových plošin. Pro statické zpracování kinematických křivek byla použita metoda SPM (Statické parametrické zpracování) pro analýzu vektorových polí. Pro porovnání chůze před a po intervenci byl použit SPM párový t-test s hladinou významnosti $\alpha = 0,05$.

Sledovanými parametry byly momenty sil v kyčelním, kolenním kloubu a v komplexu kotníku při chůzi naboso. Tyto parametry byly porovnány před a po měsíční intervenci spočívající v pravidelné chůzi v barefoot obuvi. Signifikantní rozdíly byly nalezeny při chůzi naboso u kyčelního kloubu v sagitální a transverzální rovině, u kolenního kloubu v sagitální rovině při chůzi naboso. V sagitální rovině v kyčli došlo ke zvýšení flekčního momentu síly na začátku stojné fáze a ke zvýšení extenčního momentu síly na konci druhé poloviny stojné fáze chůzového cyklu. V transverzální rovině došlo ke zvýšení zevně rotačního momentu v 15–35 % stojné fáze chůzového cyklu. V kolenním kloubu byla zaznamenána změna v rovině sagitální, a to zvýšení extenčního momentu síly při iniciálním kontaktu paty s podložkou. V komplexu kotníku jsme signifikantní rozdíly nenašli.

Z našich naměřených dat je patrné, že došlo k nepatrným změnám v kinetických parametrech kloubů dolní končetiny. Získaná data ukazují, že zkoumaná obuv ovlivní pohyb dolní končetiny i v takto krátké době. Tyto malé naměřené změny by při dlouhodobějším užívání mohly být výraznější a další výzkum by se mohl zaměřit na vliv dlouhodobého užívání barefoot obuvi na momenty sil v kloubech dolní končetiny.

15 SUMMARY

The main aim of the thesis was to assess the effect of short-term use of barefoot footwear on kinetics in the joints of the lower limb during walking. Specifically, we focused on the effect of barefoot footwear on the moments of forces in the joints of the lower limb. The results obtained were compared during barefoot walking after one month of barefoot shoe use. These movements were compared in three anatomical planes, namely sagittal, frontal and transverse. In our review of the findings, the functional anatomy of the three joints of the lower limb was discussed. Other chapters were the phases of the gait cycle, kinetics and kinematics of the lower limb during gait. At the same time, barefoot footwear type, its characteristics and the effect of barefoot footwear during gait were mentioned.

We included 10 probands (8 women and 2 men) with a mean age of 26 ± 5.1 years. Dynamic recording was recorded while walking barefoot before and after wearing barefoot shoes of Ahinsa shoes, Chitra Bare type for one month. Measurements were made using a Vicon Vantage V5 optoelectronic system from Vicon Motion System (London, UK). The standing phase of the gait cycle was identified based on the vertical component of the reaction force, which was measured using force platforms. The Static Parametric Method (SPM) was used to analyse the static kinematic curves using vector fields. The SPM paired t-test with a significance level of $\alpha = 0.05$ was used to compare gait before and after the intervention.

The monitored parameters were the moments of forces in the hip, knee and ankle joints during barefoot walking. These parameters were compared before and after a monthly intervention consisting of regular walking in barefoot shoes. Significant differences were found in the hip joint in the sagittal and transverse planes during barefoot walking, and in the knee joint in the sagittal plane during barefoot walking. In the sagittal plane at the hip, there was an increase in the flexion moment of force at the beginning of the standing phase and an increase in the extension moment of force at the end of the second half of the standing phase of the gait cycle. In the transverse plane, there was an increase in externally rotational moment at 15-35% of the standing phase of the gait cycle. In the knee joint, a change was noted in the sagittal plane, namely an

increase in the extensor moment of force at the initial heel-to-pad contact. No significant differences were found in the ankle complex.

From our measured data, it is evident that there were slight changes in the kinetic parameters of the lower limb joints. The data obtained show that the investigated footwear affects the movement of the lower limb even in such a short period of time. These small measured changes could be more pronounced with prolonged use and further research should focus on the effect of the long-term use of barefoot footwear on moments of force during walking.

16 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abousayed, M. M., Tartaglione, J. P., Rosenbaum, A. J., & Dipreta, J. A. (2016). Classifications in Brief: Johnson and Strom Classification of Adult-acquired Flatfoot Deformity. *Clinical orthopaedics and related research*, 474(2), 588–593. <https://doi.org/10.1007/s11999-015-4581-6>
- Adams, J. M., & Perry, J. (2006). Gait Analysis: Clinical Decision Making. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human Walking* (3rd ed., pp. 165-169). Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Albert, S. F., & Curran, S. A. (2018). *Lower Extremity Biomechanics: Theory and Practice Volume 1*. Bipedmed, LLC.
- Barr, A. E., & Backus, S. I. (2001). Biomechanics of Gait. In M. Nordin & V. H. Frankel (Eds.), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (3rd ed., pp. 438–457). Maryland, Md.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Bergstra, S. A., Kluitenberg, B., Dekker, R., Bredeweg, S. W., Postema, K., Van den Heuvel, E. R., Hijmans, J. M., & Sobhani, S. (2015). Running with a minimalist shoe increases plantar pressure in the forefoot region of healthy female runners. *Journal of science and medicine in sport*, 18(4), 463–468. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.06.007>
- Bonacci, J., Saunders, P. U., Hicks, A., Rantalainen, T., Vicenzino, B. G., & Spratford, W. (2013). Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. *British journal of sports medicine*, 47(6), 387–392. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091837>
- Bowman, K., 2017. *Celým tělem naboso: zdárný přechod na minimalistickou obuv*. Praha: Dharma Gaia. ISBN 978–80 - 7436 - 069 - 5
- Bubra, P. S., Keighley, G., Rateesh, S., & Carmody, D. (2015). Posterior tibial tendon dysfunction: an overlooked cause of foot deformity. *Journal of family medicine and primary care*, 4(1), 26–29. <https://doi.org/10.4103/2249-4863.152245>
- Buchecker, M., Lindinger, S., Pfusterschmied, J., & Müller, E. (2013). Effects of age on lower extremity joint kinematics and kinetics during level walking with Masai barefoot technology shoes. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 49(5), 675–686.

- Buldt, A. K., Allan, J. J., Landorf, K. B., & Menz, H. B. (2018). The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review. *Gait&posture*, 62,56–67.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.026>
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. D., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 10(4), 171–178.
[https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-t](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-t)
- Celebi, B., Yalcin, M., & Patoglu, V. (2013). AssistOn-Knee: A self-aligning knee exoskeleton. *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 996-1002
- Clippinger, K. S. (2007). *Dance anatomy and kinesiology: Principles and exercises for improving technique and avoiding common injuries*. Human Kinetics.
- Coughlin, M. J., & Jones, C. P. (2007). Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment. *Foot & ankle international*, 28(7), 759–777.
<https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0759>
- Cranage, S., Perraton, L., Bowles, K. A., & Williams, C. (2019). The impact of shoe flexibility on gait, pressure and muscle activity of young children. A systematic review. *Journal of foot and ankle research*, 12, 55.
<https://doi.org/10.1186/s13047-019-0365-7>
- Creaby, M. W., Hunt, M. A., Hinman, R. S., & Bennell, K. L. (2013). Sagittal plane joint loading is related to knee flexion in osteoarthritic gait. *Clinical Biomechanics*, 28(8), 916–920. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.07.013
- Curtis, R., Willems, C., Paoletti, P., & D'Août, K. (2021). Daily activity in minimal footwear increases foot strength. *Scientific reports*, 11(1), 18648.
<https://doi.org/10.1038/s41598-021-98070-0>
- Černá, K., 2016. Biomechanika, noha. Funkce nohy. Statické nosné (absorbovat energii dopadu) dynamické lokomoční (provedení odrazu). *Docplayer.cz* [on – line]. © 2018. [cit. 2022–03–25]. Dostupné z:
<http://docplayer.cz/7240001-Funkce-nohystaticke-nosne-absorbovat-energii-dopadu-dynamicke-lokomocni-provedeniodrazu.html>

- Čihák, R. (2016). *Anatomie* (Třetí, upravené a doplněné vydání, ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK). Grada
- 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
- Dames, K. D., Heise, G. D., Hydock, D. S., & Smith, J. D. (2019). Obese adults walk differently in shoes than while barefoot. *Gait & posture*, 70, 79–83. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.016>
- Dames, K. D., & Smith, J. D. (2015). Effects of load carriage and footwear on spatiotemporal parameters, kinematics, and metabolic cost of walking. *Gait & posture*, 42(2), 122–126. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.04.017>
- Davis, I. S., Hollander, K., Lieberman, D. E., Ridge, S. T., Sacco, I. C. N., & Wearing, S. C. (2021). Stepping back to minimal footwear: Applications across the lifespan. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 49(4), 228–243. doi: 10.1249/JES.0000000000000263
- Dungl, P., et al. (2005). *Ortopedie. 1 vyd.* Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Grada.
- 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
- Franklin, S., Grey, M. J., Heneghan, N., Bowen, L., & Li, F. X. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & posture*, 42(3), 230–239. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019>
- Franklin, S., Li, F. X., & Grey, M. J. (2018). Modifications in lower leg muscle activation when walking barefoot or in minimalist shoes across different age-groups. *Gait & posture*, 60, 1–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.027>
- Fuller, J. T., Buckley, J. D., Tsiros, M. D., Brown, N. A. T., & Thewlis, D. (2016). Redistribution of Mechanical Work at the Knee and Ankle Joints During Fast Running in Minimalist Shoes. *Journal of Athletic Training*, 51(12). doi: 10.4085/1062-6050-51.12.05

- Fuller, J. T., Thewlis, D., Tsiros, M. D., Brown, N. A. T., Hamill, J., & Buckley, J. D. (2019). Longer-term effects of minimalist shoes on running performance, strength and bone density: A 20-week follow-up study. *European Journal of Sport Science*, 9(3), 402–412. doi: <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1505958>
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith Press.
- Gheluwe, B. V., & Kirby, K. (2009). Foot biomechanics and podiatry: Research meets the clinical world. *Footwear Science*, 1(sup1), 79–80. <https://doi.org/10.1080/19424280903059661>
- Glenister, R., & Sharma, S. (2023). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.
- Goonetilleke, R.S. (Ed.). (2012). *The Science of Footwear* (1st ed.). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/b13021>
- Hamill, J., Russell, E. M., Gruber, A. H., & Miller, R. (2011). Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Science*, 3(1), 33–40. doi:10.1080/19424280.2010.542187
- Hamill, J., Selbie, W. S., & Kepple, T. M. (2004). Three-dimensional kinematics. *Research methods in biomechanics*, 2.
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., Chow, B. S., & Deland, J. T., 3rd (2013). Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & posture*, 37(3), 445–451. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.007>
- Hirschmann, M. T., & Müller, W. (2015). Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 23(10), 2780–2788. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3619-3>
- Hollander, K., Heidt, C., VAN DER Zwaard, B. C., Braumann, K. M., & Zech, A. (2017). Long-Term Effects of Habitual Barefoot Running and Walking: A Systematic Review. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(4), 752–762. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001141>
- Howell, D. (2012). *Naboso: 50 důvodů, proč zout boty*. Praha: Mladá fronta <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.007>

- Huber, G., Jaitner, T., & Schmidt, M. (2022). Acute effects of minimalist shoes on biomechanical gait parameters in comparison to walking barefoot and in cushioned shoes: a randomised crossover study. *Footwear Science*, *14*(2), 123–130.
<https://doi.org/10.1080/19424280.2022.2057593>
- Chen, J. P., Chung, M. J., Wu, C. Y., Cheng, K. W., & Wang, M. J. (2015). Comparison of Barefoot Walking and Shod Walking Between Children with and Without Flat Feet. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *105*(3), 218–225.
<https://doi.org/10.7547/0003-0538-105.3.218>
- Chen, T. L., Sze, L. K., Davis, I. S., & Cheung, R. T. (2016). Effects of training in minimalist shoes on the intrinsic and extrinsic foot muscle volume. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *36*, 8–13. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.05.010>
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z. Et al. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Kapandji, A. I. (1982). *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints* (2. English ed, Vol. 1, Upper limb). Churchill Livingstone.
- Kapandji, A. I. (c1998). *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints* (5th ed, Volume 2, Lower limb). Churchill Livingstone.
- Kaufman, K. R., & Sutherland, D. H. (2006). Kinematics of normal human walking. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.) *Human walking* (3rd ed., pp. 33-51). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Keenan, G. S., Franz, J. R., Dicharry, J., Della Croce, U., & Kerrigan, D. C. (2011). Lower limb joint kinetics in walking: the role of industry recommended footwear. *Gait & posture*, *33*(3), 350–355. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.019>
- Kendall, J. C., Bird, A. R., & Azari, M. F. (2014). Foot posture, leg length discrepancy and low back pain--their relationship and clinical management using foot orthoses--an overview. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, *24*(2), 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.03.004>

- Kendall, K. D., Patel, C., Wiley, J. P., Pohl, M. B., Emery, C. A., & Ferber, R. (2013). Steps toward the validation of the Trendelenburg test: the effect of experimentally reduced hip abductor muscle function on frontal plane mechanics. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 23(1), 45–51. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31825e66a1>
- Kim, J. H., Shim, M., Ahn, D. H., Son, B. J., Kim, S. Y., Kim, D. Y., Baek, Y. S., & Cho, B. K. (2015). Design of a Knee Exoskeleton Using Foot Pressure and Knee Torque Sensors. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 12(8), Article 112. <https://doi.org/10.5772/60782>
- Kirby, K. A. (1997). *Foot and lower extremity biomechanics: a ten year collection of Precision Intricast newsletters*. Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2001). Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(9), 465-487.
- Kirby, K. A. (2002). *Foot and lower extremity biomechanics II: Precision Intricast Newsletters, 1997-2002*. Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby, K. A. (2014). *Foot and lower extremity biomechanics IV: Precision Intricast Newsletters, 2009-2013*. Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén.
- Koshino, Y., Yamanaka, M., Ezawa, Y., Okunuki, T., Ishida, T., Samukawa, M., & Tohyama, H. (2017). Coupling motion between rearfoot and hip and knee joints during walking and single-leg landing. *Journal of electromyography and kinesiology*, 37, 75–83. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.09.004>
- Kučera, M. (1985). *Kvalitativní a kvantitativní změny bipedální lokomoce v průběhu vývoje*. Praha: Univerzita Karlova.
- Kung, S. M., Fink, P. W., Hume, P., & Shultz, S. P. (2015). Kinematic and kinetic differences between barefoot and shod walking in children. *Footwear Science*, 7(2), 95–105. <https://doi.org/10.1080/19424280.2015.1014066>
- Larsen, C. (2021). *Zdravé nohy pro vaše dítě: hravá gymnastika pro chodidla: 32 cvičení z úspěšné metody Spiraldynamik* (Druhé, upravené vydání, přeložil Mária SCHWINGEROVÁ). Poznání.
- Larsen, C., & Miescher, B. (2019). *Cviky pro zdravé nohy: zbavte se potíží tréninkem!: nejlepší cvičení podle Spiraldynamik*. Poznání.

- Larsen, C. (2020). *Zdravá chůze po celý život: trénink místo operace: nejlepší cvičení ze Spiraldynamik* (Druhé české přepracované vydání, přeložil Mária SCHWINGEROVÁ). Poznání.
- Lee, Y. C., Lin, G., & Wang, M. J. (2014). Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. *Journal of foot and ankle research*, 7(1), 44.
<https://doi.org/10.1186/s13047-014-0044-7>
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & posture*, 17(2), 106–112.
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00060-7](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00060-7)
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. (2012). *Whittle's gait analysis*. London: Elsevier Health Science.
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's gait analysis* (5th ed.). Edinburg: Elsevier Health Science.
- Lewit, K. (1996). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Heidelberg: Barth.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 99-104.
<https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2008-3/chodidlo-vyznamna-cast-stabilizacniho-systemu-2174>
- Lewitová, C.-M. H. (2016). O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*, 1(2), 5–8.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'eni, R. O., & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531–535.
<https://doi.org/10.1038/nature08723>
- Lythgo, N., Wilson, C., & Galea, M. (2009). Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait&posture*, 30(4), 502–506.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.07.119>
- Mahoney, J. M., So, E., Stapleton, D., Renner, K., Puccinelli, A., & Vardaxis, V. (2019). Evaluation of the subtalar joint during gait using 3-D motion analysis: Does the STJ achieve neutral position? *The Foot and Ankle Online Journal*, 12 (1). Doi: 10.3827/faoj.2019.1201.0004

- Marchena-Rodriguez, A., Ortega-Avila, A. B., Cervera-Garvi, P., Cabello-Manrique, D., & Gijon-Nogueron, G. G. (2020). Review of terms and definitions used in descriptions of running shoes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(10), 3562. Doi: 10.3390/ijerph17103562.
- Mayer, M. (2002). Paradoxy v neurokineziologii spastické chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 61-66.
- Mayer, M. (2000). Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 7 (2), 66-73.
- Mellová, Y. (c2010). *Anatómia človeka pre nelekárske študijné programy*. Osveta.
- Menschik, A. (1974). *Mechanik des Kniegelenkes*. i.
- Michaud, T. C. (1997). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Michaud, T. C. (c2011). *Human locomotion: the conservative management of gait-related disorders*. Newton Biomechanics.
- Moc Králová, D., Řezaninová, J., & Janoušek, D. (2017). Vliv praktických funkcí na fyziologickou hybnost v raném věku – rehabilitace jako prevence. *Rehabilitácia*, 54(1), 13-23. ISSN 0375-0922.
- Moreno-Hernández, A., Rodríguez-Reyes, G., Quiñones-Urióstegui, I., NúñezCarrera, L., & Pérez-SanPablo, A. I. (2010). Temporal and spatial gait parameters analysis in non-pathological Mexican children. *Gait & Posture*, 32(1), 78-81. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.010
- Morio, C., Lake, M. J., Gueguen, N., Rao, G., & Baly, L. (2009). The influence of footwear on foot motion during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 42(13), 2081–2088.
- Mueller, M. J., Zou, D., Bohnert, K. L., Tuttle, L. J., & Sinacore, D. R. (2008). Plantar stresses on the neuropathic foot during barefoot walking. *Physical Therapy*, 88(11), 1375-1384. doi: 10.2522/ptj.20080011
- Neumann D. A. (2010). Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 40(2), 82–94.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025>

- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Nigg, B.M. (2009). Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*, 1, 73–79.
- Oeffinger, D., Brauch, B., Cranfill, S., Hisle, C., Wynn, C., Hicks, R., & Augsburg, S. (1999). Comparison of gait with and without shoes in children. *Gait & Posture*, 9(2), 95-100. doi: 10.1016/S0966-6362(99)00005-3
- Ortoweb, 2017. Hallux valgus – vbočený palec. Ortoweb.cz [on – line]. Woit ve spolupráci s innoit.cz © 2017 [cit. 2022–01–29]. Dostupné z: https://www.ortoweb.cz/ortopedie_noha_hallux-valgus-vboceny-palec
- Palastanga, N., & Soames, R. (2011). *Anatomy and human movement, Structure and function*. Philadelphia, PA: Elsevier Health Sciences.
- Paterson, K. L., Bennell, K. L., Wrigley, T. V., Metcalf, B. R., Kasza, J., & Hinman, R. S. (2017). Effects of footwear on the knee adduction moment in medial knee osteoarthritis: classification criteria for flat flexible vs stable supportive shoes. *Osteoarthritis and cartilage*, 25(2), 234–241.
- Peña Fernández, M., Hoxha, D., Chan, O., Mordecai, S., Blunn, G. W., Tozzi, G., & Goldberg, A. (2020). Centre of Rotation of the Human Subtalar Joint Using Weight – Bearing Clinical Computed Tomography. *Scientific Reports*, 10(1). Doi: 10.1038/s41598-020-57912-z
- Periya, S. N., & Alagesan, J. (2017). Prevalence and incidence of flat foot among Middle East and Asian Population: An Overview. *International Journal of Pharmaceutical Science and Health*, 4(7), 1-12.
- 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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318247989e>
- Perry, J. (1992). *Gait analysis. Normal & pathological function*. Thorofare, NJ: Slack Inc.

- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis*. Normal and pathological function. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
- Petersen, E., Zech, A., & Hamacher, D. (2020). Walking barefoot vs. with minimalist footwear – influence on gait in younger and older adults. *BMC geriatrics*, 20(1), 88. <https://doi.org/10.1186/s12877-020-1486-3>
- Pita-Fernandez, S., Gonzalez-Martin, C., Alonso-Tajes, F., Seoane-Pillado, T., Pertega-Diaz, S., Perez-Garcia, S., Seijo-Bestilleiro, R., & Balboa-Barreiro, V. (2017). Flat Foot in a Random Population and its Impact on Quality of Life and Functionality. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*, 11(4), LC22–LC27. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/24362.9697>
- Pročková, P., 2016. Život naboso. Umění fyzioterapie. S. 55-59. ISSN 2464–6784
- Pytlová, L. (2020). *Barefoot: Žij naboso!: vše o chůzi naboso a v barefoot obuvi*. Praha: Alferia
- Quinlan, S., Sinclair, P., Hunt, A., & Yan, A. F. (2022). The long-term effects of wearing moderate minimalist shoes on a child's foot strength, muscle structure and balance: A randomised controlled trial. *Gait and Posture*, 92, 371–377.
- Rao, U. B., & Joseph, B. (1992). The influence of footwear on the prevalence of flat foot: A survey of 2300 children. *The journal of bone and joint surgery*, 74(4).
- Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical Biomech*, 1(1), 89–98. Doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., & Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of biomechanics*, 30(7), 729–732. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(97\)00001-8](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(97)00001-8)
- Ridola, C., & Palma, A. (2001). Functional anatomy and imaging of the foot. *Italian journal of anatomy and embryology = Archivio italiano di anatomia ed embriologia*, 106(2), 85–98.
- Richards, J. (2018). *The comprehensive textbook of clinical biomechanics* (Second edition). Elsevier.

- 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. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e31825640a6>
- Root M.L., Orien W.P., Weed J.H., & Hughes, R.J. (1971). *Biomechanical Examination of the Foot*. Vol 1. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.
- Root, M. L., Orien, W. P., & Weed, J. H. (1977). *Normal and abnormal function of the foot: clinical biomechanics*. Vol. II. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human Walking* (3rd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sandler, M., & Lee, J. (2015). *Bosé běhání*. Praha, Czech Republic: Mladá fronta.
- Seaman, T. J., & Ball, T. A. (2022). *Pes Cavus*. In *statpearls*. Statpearls Publishing.
- Schache, A. G., Baker, R., & Lamoreux, L. W. (2008). Influence of thigh cluster configuration on the estimation of hip axial rotation. *Gait & Posture*, 27(1), 60–69. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.01.002
- Shakoor, N., & Block, J. A. (2006). Walking barefoot decreases loading on the lower extremity joints in knee osteoarthritis. *Arthritis And Rheumatism*, 54(9), 2923–2927. doi: 10.1002/art.22123
- 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 & Research*, 62(7), 917-923. doi: 10.1002/acr.20165
- Skalka, P. (2017). Pánevní dno postavené na nohy. *Umění fyzioterapie*, 3, 37-42.
- 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. American volume*, 40-A (5), 1058–1062.
- Sinel'nikov, R. D. (1970). *Atlas anatomie člověka ve 3 svazcích* (3., přeprac. A dopl. Vyd). Avicenum.
- Sinclair, J., Greenhalgh, A., Brooks, D., Edmundson, C. J., & Hobbs, S. J. (2013). The influence of barefoot and barefoot-inspired footwear on the kinetics and kinematics of running in comparison to conventional running shoes. *Footwear Science*, 5(1), 45–53. <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.693543>

- Sinclair, J., & Taylor, P. J. (2014). Sex differences in tibio calcaneal kinematics. *Human Movement*, 15(2), 105-109
- Śmigielski, R., Zdanowicz, U., Drwięga, M., Cizek, B., Cizkowska-Łysoń, B., & Siebold, R. (2015). Ribbon like appearance of the midsubstance fibres of the anterior cruciate ligament close to its femoral insertion site: a cadaveric study including 111 knees. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 23(11), 3143–3150. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3146-7>
- Smith, B. S., Burton, B., Johnson, D., Kendrick, S., Meyer, E., & Yuan, W. (2015). Effects of wearing athletic shoes, five-toed shoes, and standing barefoot on balance performance in young adults. *International journal of sports physical therapy*, 10(1), 69–74.
- Stoquart, G., Detrembleur, C., & Lejeune, T. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology*, 38(2), 105–116. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.02.002>
- Straus, J., & Jonák, J. (2007). *Kriminalistická a technická analýza bipedální lokomoce / Jiří Straus, Jiří Jonák* (Vyd. 1.). Praha: Policejní akademie ČR v Praze.
- Svoboda Z, Janura M (2010) Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 1, 26–31
- Štýbrová, M., & Chmelařová, M. (2016). I za mlčícího mluví jeho boty. *Umění fyzioterapie*, 1(2), 60–63.
- Tan, J. M., Auhl, M., Menz, H. B., Levinger, P., & Munteanu, S. E. (2016). The effect of Masai Barefoot Technology (MBT) footwear on lower limb. *Gait&posture*, 43,76–86. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.017>
- Taniguchi, M., Tateuchi, H., Takeoka, T., & Ichihashi, N. (2012). Kinematic and kinetic characteristics of Masai Barefoot Technology footwear. *Gait & posture*, 35(4), 567–572. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.025>
- Telfer, S., Lange, M. J., & Sudduth, A. S. M. (2017). Factors influencing knee adduction moment measurement: A systematic review and meta-regression analysis. *Gait & posture*, 58, 333–339. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.025>
- Teyhen, D. S., Stoltenberg, B. E., Collinsworth, K. M., Giesel, C. L., Williams, D. G., Kardouni, C. H., Molloy, J. M., Goffar, S. L., Christie, D. S., & mcpoil, T. (2009).

- Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 391–396.
- Toppischová, M., & Šnoplová, A. (2008). Funkce nohy. *Bolest*, 11(2), 109–111
- Tiberio, D. (1988). Pathomechanics of Structural Foot Deformities. *Physical Therapy*, 68(12), 1840-1849.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human Movement* (3rd ed.). New York: Churchill Livingstone.
- Valmassy, R. L. (1995). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: C.V. Mosby.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94-102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vaughan, Ch. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (Vyd. 2., (V Tritonu 1.)). Triton.
- Vivobarefoot: Barefoot obuv [Online]. (2012). Retrieved January 23, 2024, from <https://www.vivobarefoot.cz/vivobarefoot/barefoot-obuv-vs-minimalistickaobuv>
- Wallace, I.J., Koch, E., Holowka, N.B., & Lieberman, D.E. (2018). Heel impact forces during barefoot versus minimally shod walking among Tarahumara subsistence farmers and urban Americans. *Royal Society Open Science*, 5.
- Wegener, C., Greene, A., Burns, J., Hunt, A. E., Vanwanseele, B., & Smith, R. M. (2015). In-shoe multi-segment foot kinematics of children during the propulsive phase of walking and running. *Human movement science*, 39, 200–211. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.11.002>
- Wegener, C., Hunt, A. E., Vanwanseele, B., Burns, J., & Smith, R. M. (2011). Effect of children's shoes on gait: a systematic review and meta-analysis. *Journal of foot and ankle research*, 4, 3. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-4-3>
- Weil L. S. (2000). Scarf osteotomy for correction of hallux valgus. Historical perspective, surgical technique, and results. *Foot and ankle clinics*, 5(3), 559–580.
- Whittle, M.W. (2007) *Gait Analysis an introduction*, 4th edition, Elsevier Ltd.

- Wiedemeijer, M. M., & Otten, E. (2018). Effects of high heeled shoes on gait. A review. *Gait&posture*, *61*,423–430.
- Winter, D. A. (1987). *The biomechanics and motor control of human gait* (1st ed.). University of Waterloo Press.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). John Wiley and Sons, Inc.
- Wolf, S., Simon, J., Patikas, D., Schuster, W., Armbrust, P., & Döderlein, L. (2008). Foot motion in children shoes: a comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait & posture*, *27*(1), 51–59.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.01.005>
- Wright, A. A., Cook, C. E., Baxter, G. D., Dockerty, J. D., & Abbott, J. H. (2011). A comparison of 3 methodological approaches to defining major clinically important improvement of 4 performance measures in patients with hip osteoarthritis. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, *41*(5), 319–327.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3515>
- Xu, Y., Hou, Q., Wang, C., Sellers, A. J., Simpson, T., Bennett, B. C., & Russell, S. D. (2017). Full Step Cycle Kinematic and Kinetic Comparison of Barefoot Walking and a Traditional Shoe Walking in Healthy Youth: Insights for Barefoot Technology. *Applied bionics and biomechanics*, *2017*, 2638908.
<https://doi.org/10.1155/2017/2638908>
- Yalçın, N., Esen, E., Kanatli, U., & Yetkin, H. (2010). Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, *44*(3), 241–245. <https://doi.org/10.3944/AOTT.2010.2233>
- 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), 45.
<https://doi.org/10.1186/1757-1146-6-45>
- Zheng, C. (2016). Study on Low Energy Consumption Driven Joint of Lower Exoskeleton Based on Energy Flow Characteristics of Human Body. *Harbin Institute of Technology*.

17 PŘÍLOHY

17.1 Příloha 1. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 30.12.2020 byl projekt základního výzkumu

Autor /hlavní řešitel/: **Mgr. Lenka Murinová**

Spoluřešitelé: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., Mgr. Tomáš Klein

s názvem **Vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi na kinetické parametry nohy a dolních končetin při chůzi**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **14/2021**

dne: **9. 1. 2021**

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

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 17 | 771 01 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 01 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

17.2 Příloha 2. Náborový leták

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 Footscan, 3D scanneru a filament 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.



<https://ahinsashoes.cz/products/chitra-bare-erna-1>

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 Murínová) a to do **14. 07. 2021**. Počet účastníků výzkumu je omezen, vybráni 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.

17.3 Příloha 3. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi na kinetické parametry nohy a dolních končetin při chůzi

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:

17.4 Příloha 4. Vstupní vyšetření

Datum:

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Výška: Hmotnost: Dominantní DK:

Běžně nošená obuv:

Obvyklá pohybová aktivita:

Chůze: Sport:

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

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

Poznámky: N: 0-5 N
 P: +6 až +9; VP: 10+
 S: -1 až -4; VS: -5 až -12

Trendelenburgův příznak:

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

17.5 Příloha 5. Úvodní dotazník k výzkumu barefoot obuvi

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?

Microsoft tento obsah nevytvořil ani neschválil. Data, která odešlete, se pošlou vlastníkovvi formuláře.



1/16/2022