



Bakalářská práce

Biomechanické aspekty bipedální lokomoce člověka v barefoot obuvi

Studijní program:

B7401 Tělesná výchova a sport

Studijní obor:

Rekreologie

Autor práce:

Denisa Herčíková

Vedoucí práce:

Mgr. Václav Bittner, Ph.D.

Katedra matematiky

Liberec 2023



Zadání bakalářské práce

Biomechanické aspekty bipedální lokomoce člověka v barefoot obuvi

Jméno a příjmení:

Denisa Herčíková

Osobní číslo:

P19000404

Studijní program:

B7401 Tělesná výchova a sport

Studijní obor:

Rekreologie

Zadávající katedra:

Katedra tělesné výchovy a sportu

Akademický rok:

2020/2021

Zásady pro vypracování:

1. Vytvořit přehled biomechanických deskriptorů bipedální lokomoce člověka.
2. Shrnout aktuální poznatky o biomechanice bipedální lokomoce v klasické a barefoot obuvi.
3. Na základě zjištěných poznatků analyzovat biomechanické rozdíly bipedální lokomoce člověka v závislosti na druhu použité obuvi.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování práce:

tištěná/elektronická

Jazyk práce:

čeština

Seznam odborné literatury:

Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F., & Belli, A. (2005). Mechanical Comparison of Barefoot and Shod Running. *International Journal of Sports Medicine*, 26(7), 593-598. <https://doi.org/10.1055/s-2004-821327>.

Hall, J. P. L., Barton, C., Jones, P. R., & Morrissey, D. (2013). The Biomechanical Differences Between Barefoot and Shod Distance Running: A Systematic Review and Preliminary Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 43(12). <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0084-3>.

Hamill, J., Russell, E. M., Gruber, A. H., & Miller, R. (2011). Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Science*, 3(1), 33-40. <https://doi.org/10.1080/19424280.2010.542187>.

Jungers, W. L. (2010). Barefoot running strikes back. *Nature*, 463(7280), 433-434. <https://doi.org/10.1038/463433a>.

Özkaya, N., Leger, D., Goldsheyder, D., & Nordin, M. (2017). *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation* (4th ed. 2017). Springer International Publishing.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.

Vedoucí práce:

Mgr. Václav Bittner, Ph.D.

Katedra matematiky

Datum zadání práce:

30. června 2021

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2022

L.S.

prof. RNDr. Jan Pícek, CSc.
děkan

doc. PaedDr. Aleš Suchomel, Ph.D.
vedoucí katedry

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

Anotace

Cílem bakalářské práce je formou komparativní analýzy vypracovat přehled aktuálních poznatků o biomechanice bipedální chůze v klasické a barefoot obuvi. V úvodních kapitolách je stručně popsána anatomie lidského chodidla, nožní klenba, fylogeneze a ontogeneze nohy a biomechanika chůze. Další kapitola se věnuje popisu analýze pohybu z hlediska distribuce kontaktních sil a tlaků při chůzi a 3D kinematické analýze. Práce se dále zabývala vymezením pojmu barefoot obuv a analýzou poznatků ze studií o bosé chůzi a chůzi v barefoot a konvenční obuvi.

Klíčová slova: biomechanika bipedální lokomoce, barefoot obuv, bosá chůze

Annotation

The aim of the bachelor thesis is to provide an overview of the current knowledge on biomechanics of bipedal gait in classic and barefoot footwear in the form of a comparative analysis. The introductory chapters briefly describe the anatomy of the human foot, the foot arch, the phylogeny and ontogeny of the foot and the biomechanics of gait. The next chapter is devoted to the description of motion analysis in terms of the distribution of contact forces and pressures during gait and 3D kinematic analysis. The thesis also discusses the definition of barefoot footwear and analysis of findings from studies on barefoot walking and walking in barefoot and conventional footwear.

Keywords: biomechanics of bipedal locomotion, barefoot shoes, barefoot walking

Obsah

Úvod.....	8
1 Cíle práce.....	9
2 Vybrané poznatky z kineziologie bipedální lokomoce člověka	10
2.1 Vybrané poznatky z anatomie a senzomotoriky nohy	10
2.2 Klenba nožní.....	14
2.3 Fylogeneze lokomoce člověka	15
2.4 Ontogeneze lokomoce člověka.....	17
2.5 Krokový cyklus	19
3 Biomechanické deskriptory bipedální lokomoce člověka	22
3.1 Distribuce kontaktních sil a tlaků při chůzi po horizontální podložce	22
3.2 3D Kinematická analýza.....	25
4 Přehled aktuální poznatků o chůzi v barefoot obuvi	31
4.1 Charakteristika barefoot obuvi	31
4.2 Studie týkající se pevnosti chodidla a změn geometrie vlivem nošení různé obuvi.....	32
4.3 Studie týkající se změn v kinematice či dynamické chůze.....	35
4.4 Shrnutí	41
5 Diskuse	44
6 Závěr.....	47
7 Seznam literatury	49
8 Seznam příloh.....	53

Úvod

Chůze je pro nás nejpřirozenější způsob pohybu, v níž strávíme značnou část dne. Mnoho lidí neklade dostatečný důraz na výběr vhodné obuvi, a přitom v ní prožijeme většinu svého života. Málokdy je dnešní obuv vytvářena s ohledem na anatomii chodidla, obzvláště na tvar a funkci nohy. Lze říci, že tvar chodidla a rozsah pohybů jsou u jedinců s bosými a obutými chodidly prakticky stejné až do doby, kdy začnou používat obuv, která nohu stlačuje. Na základě empirických zkušeností můžeme konstatovat, že si moderní společnost navykla na úzký a uzavřený profil bot, který má ve společnosti většinové zastoupení, nicméně se už nebere ohled na tvar a strukturu chodidla, jako to bylo v minulých dobách. V důsledku těchto aspektů a rozhodnutí se objevuje mnoho zdravotních problémů nebo deformit, které nesou následky obutí vycházejících z neznalosti a nerespektování anatomie lidské nohy. Ve městech se setkáváme s tvrdými povrchy, na které jsme po staletí nebyli zvyklí. Naše nohy nejsou na tento typ povrchu přizpůsobené, a proto musíme nosit boty jako ochranu před poraněním. V přírodě je sice možnost chodit naboso, kde cítíme povrch pod nohama a chodidla tak nejsou sevřena v pevné obuvi, ale v dnešní moderní době je to spíše už výjimkou. Alternativou k bosým nohám se proto staly barefoot boty nebo minimalistická obuv, které se nejvíce přibližují bosým nohám.

Barefoot boty nabízí tenkou a pružnou podrážku, která zajišťuje zpětnou senzickou vazbu mozku. Dále neomezují přirozenou funkci nohy nebo pohyb chodidla, nedeformují chodidlo díky dostatečně široké podrážce, ale zároveň plní funkci boty, což je ochrana proti zranění, klimatickým změnám počasí či ostrým předmětům.

Existuje již mnoho studií, které se zaměřily na porovnání barefoot obuvi, konvenční obuvi a chůze naboso. V mé práci jsem se snažila na základě komparativní analýzy dostupných studií zhodnotit, jaký vliv má chůze v barefoot obuvi na kinematiku a distribuci tlaků na biomechaniku chůze v porovnání s konvenční obuví nebo bosou chůzí. Zároveň jsem si položila několik otázek, jak pro koho jsou vhodné barefoot boty nebo jaké jsou rizika a výhody jejich nošení.

1 Cíle práce

Hlavním cílem práce je na základě syntézy poznatků analyzovat biomechanické aspekty bipedální lokomoce člověka v barefoot obuvi.

1. Vytvořit přehled biomechanických deskriptorů bipedální lokomoce člověka.
2. Shrnout aktuální poznatky o biomechanice bipedální lokomoce v klasické a barefoot obuvi.
3. Analyzovat rozdíly časových závislostí vybraných biomechanických deskriptorů bipedální lokomoce člověka podle druhu použité obuvi.

V souvislosti s hlavním cílem práce byly stanoveny následující výzkumné otázky.

V1: V čem se liší chůze v barefoot obuvi, konvenční obuvi a chůze naboso?

V2: Jaká jsou rizika a výhody nošení barefoot obuvi?

V3: Jak se mění kloubní úhly při chůzi při různých podmínkách obutí?

V4: Změní se distribuce tlaků na chodidle s ohledem na nošenou obuv?

2 Vybrané poznatky z kineziologie bipedální lokomoce člověka

2.1 Vybrané poznatky z anatomie a senzomotoriky nohy

Noha je označována jako distální článek dolní končetiny. Základní uspořádání nohy je sice stejné jako ruky, ale ruka se liší od nohy svými stavebními a funkčními odlišnostmi díky své funkci při vzpřímeném stojí a chůzi. Rozdílů si můžeme všimnout na kostře nohy, pro kterou je charakteristické zkrácení prstů, zesílení zánártních kostí a menší pohyblivost mezi jednotlivými články prstů (Dylevský, 2009a). Noha zabezpečuje styk těla s povrchem, po kterém se hýbeme. Chodidlo považujeme spíše za podpurný orgán i když nelze vyloučit potenciální schopnost úchopu (Véle, 2006).

Struktura nohy z hlediska kostí je obdobně složitá jako u ruky, protože je složena z 26 kostí, které dohromady tvoří klenbu nožní (Véle, 2006). Kostru nohy můžeme rozdělit na tři části: zánártí, nárt a články prstů (Dylevský, 2009a). Kostí nacházející se na kostře nohy jsou: kosti zánártní (*ossa tarsi*), kosti nártní (*ossa metatarsi*), články prstů (*ossa digitorum* čili *phalanges*) a sesamské kůstky (*ossa sesamoidea*) (Čihák, 2011) (Obrázek viz příloha č. 1).

Zánártí je složeno ze sedmi zánártních kostí, kterými jsou: kost hlezenní (*talus*), kost patní (*calcaneus*), kost loďkovitá (*os naviculare*), tři kosti klínové (*os cuneiforme mediale, intermedium et laterale*) a kost krychlová (*os cuboideum*). Také zde kromě sedmi zánártních kostí ještě najdeme dva proximodistální pruhy - vnitřní, výše položený pruh, který se táhne od kosti hlezenní přes kost loďkovitou a tři kosti klínové na první tři kosti nártní, a vnější, níže položený pruh do kterého patří kost patní, před ní kost krychlovou a na ni navazující IV. a V. metatars. Nárt je tvořený z pěti kostí, které jsou očíslovány jako I.-V. metatars. Dohromady formují část hřbetu nohy a distální část chodidla. Svoji stavbou, vývojem a osifikací se podobají metakarpálním kostem na ruce. (Čihák, 2011). Články prstů tvoří kostru prstů nohy. Na palci jsou dva články a ostatní prsty jsou tříčlánkové. Anatomicky jsou obdobně uspořádány jako články prstů u ruky, důležitým rozdílem je, že články prstů nohy jsou zřetelně kratší, než ruky (Dylevský, 2009a). Sesamské kůstky jsou oválné kůstky, které najdeme ve dvojici u metatarsofalangového kloubu palce. Jsou zanořené v úponových šlachách krátkých svalů palce (Čihák, 2011).

Na noze je vytvořeno několik desítek kloubních spojů a terminologie definuje více než desítku kloubů. Z těchto důvodů noha zajišťuje jak statickou, tak dynamickou funkci. Sice z funkčního hlediska je pohyb v určitých spojích omezen, ale určitý pružící efekt musí být zachován pro správnou funkci nohy (Dylevský, 2009a).

Horní kloub zánártní je složený kloub, ve kterém se spojují tibia a fibula s talem. Také označovaný jako kloub hlezenní. Tvarem reprezentuje kladkový kloub. Po okrajích kloubních ploch se upíná kloubní pouzdro, které je vpředu a vzadu slabé a volné. Tudíž je kloubní pouzdro zesíleno postranními vazy. Mezi pohyby v horním hlezenním kloubu řadíme plantární flexi a dorsální flexi (Čihák, 2011). Kloub je určen pro stabilitu, to znamená že je stabilní při přebírání velkých sil končetinou, při zastavení a otáčení a dalších mnoha pohybech dolní končetiny (Hamill, 2015).

Dolní kloub zánártní je pojmenování pro kloubní spojení mezi talem a dalšími kostmi. Umožňuje šikmé naklání kostry nohy vůči talu, vložené do vidlice talokrurálního kloubu. Kloub obsahuje dva hlavní oddíly, kterými jsou *articulatio subtalaris* - zadní oddíl mezi skloubením talu a calcaneem, a *articulatio talocalcaneonavicularis* - přední oddíl mezi spojením dvou kloubních ploch talu s calcaneem a kulovitá část hlavice talu s *os naviculare*, jedná se o kloub sféroidního tvaru (Čihák, 2011). Hlavní funkcí subtalární kloub je tlumit rotaci dolní končetiny během opěrné fáze chůze a dále se podílí na tlumení nárazů (Hamill, 2015).

Kloub Chopartův neboli *articulatio tarsi transversa* je kloubní linií tvořenou štěrbinou talonavikulární v tibiální části a *articulatio calcaneocuboidea* ve fibulární části. Kloub má tvar ležatého písmene S, protože tibiální část leží konvexně distálně a fibulární část proximálně. I když je tvořen dvěma klouby, je vlastně považován za funkční jednotku. Pouzdro obou kloubů je zpevněno předozadně procházejícími vazy na dorsální i na plantární straně. Malé pohyby v Chopartově kloubu jsou důležité pro pružnost nohy jako celku. *Articulatio calcaneocuboidea* označuje spojení distálního konce *calcaneus* s *os cuboideum*. Kloub má minimální pohyblivost, a proto je z hlediska funkce prakticky tuhý (Čihák, 2011). Společně se subtalárním kloubem má za příčinu velmi pohyblivé chodidlo při tlumení nárazů při kontaktu se zemí a také přizpůsobování se nerovnému povrchu. Při supinaci nohy se stává rigidnější a stabilnější, tudíž vytváří tuhou páku ve fázi postoje (Hamill, 2015).

Articulatio cuneonavicularis je tuhý kloub, jenž spojuje tři *ossa cuneiformia* a *os naviculare*, *ossa cuneiformia* navzájem a dále pak *os cuneiforme laterale* s *os cuboideum*. Zesílení kloubu pomáhají vazy na dorsální a plantární straně a vazy na plantární straně připívají k udržování nožní klenby (Čihák, 2011).

Kloub Lisfrankův tvoří funkční jednotku, která zahrnuje kloubní linií *articulationes tarsometatarsales* a *articulationes intermetatarsales*. Jedná se o řadu pevných kloubů, které jsou zapojené do pérovacích pohybů nohy. Vlastní funkcí kloubu jsou malé pasivní pohyby při změně zátěže nohy. Kloubní pouzdra kloubů jsou krátká a tuhá. Vazy z plantární strany mají význam pro udržování klenby nohy. *Articulationes tarsometatarsales* jsou spojení tří

navazujících kloubních štěrbin mezi distální řadou ossa tarsi a bazemi ossa metatarsi. Articulationes intermetatarles jsou kloubní spojení bočných ploch bází sousedních metatarsálních kostí v kloubních dutinách společných s předchozími klouby. Articulationes metatarsophalangeae tvoří spojení hlavice metatarsálních kostí s jamkami na proximálních článcích prstů. Jejich uspořádání i tvar kloubních ploch se blíží stavbě articulationes metacarpophalangeae u ruky. Jestliže jsou při kloubu vytvořeny sesamské kůstky, najdeme na daných místech hlavic podélné rýhy. Articulationes interphalangeae pedis označujeme kladkové klouby mezi články prstů. Pohyblivost je menší oproti podobným kloubům u ruky. Při stoji můžeme vidět poskládání článků prstů tak, že vytvářejí podélné, dorsálně konvexní oblouky (Čihák, 2011).

Svaly, které vykonávají funkce nohy, lze rozdělit do dvou odlišných skupin. Do první skupiny patří dlouhé zevní svaly (extrinsic muscles), které najedeme v oblasti lýtka a bérce a druhou skupinou jsou krátké svaly na vlastní noze (Véle, 2006).

Skupinu dlouhých zevních svalů členíme do třech podskupin podle polohy svalů na bérce přední, laterální a zadní. Do přední skupiny svalů bérce patří m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus, kteří slouží k extenzi prstů na noze supinaci nohy. Laterální skupina zahrnuje m. fibularis longus a m. fibularis brevis, jenž zajišťují pronaci, abdukci a pomocnou flexi nohy. Zadní skupina svalů bérce obsahuje dvě vrstvy svalů povrchovou a hlubokou, které plní flexi nohy a prstů. V povrchové vrstvě jsou m. triceps surae, m. plantaris a v hluboké vrstvě se nalézají m. popliteus, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus (Čihák, 2011). Obecně tyto svaly vykonávají funkce jako udržení stabilní polohy ve vzpřímeném stoji, udržení klenby a slouží k odvíjení chodidla při chůzi (Véle, 2006).

Krátké svaly vlastní nohy se nacházejí na hřbetu nohy tak i na chodidle. Svaly nohy dělíme na svaly na hřbetu nohy a v plantě, které lze poté rozdělit do čtyř podskupin – svaly palce, svaly malíku, svaly střední skupiny a mm. interossei. Do svalů hřbetu nohy patří m. extensor hallucis brevis a m. extensor digitorum brevis, který zajišťují extenzi palce a prstů. Svaly palce jsou m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis a m. adductor hallucis, plní funkci abduktora a krátkého flexoru palce. Do skupiny malíku patří m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis a m. opponens digiti minimi, zajišťují abdukci a addukci malíku. Střední skupiny obsahuje m. flexor digitorum brevis, mm. lumbricales I.-IV. a m. quadratus plantae, které vytvářejí flexi prstů. Poslední skupinou jsou mm. interossei jinak také mezikostní svaly obsahující tři plantární a čtyři dorsální svaly, provádějí extenzi, flexi kloubů, a dále svírají

a rozvírají vějíř prstů (Čihák, 2011). Vnitřní svaly se podílí na adaptaci nohy na terén, jak propioceptivně, tak i taktilně (Véle, 2006).

Chodidla jsou stavěna na vnímání povrchu a díky tomu nám zajišťují držení těla vzpřímeně. Vše je to zabezpečeno pomocí mnoha receptorů na chodidle různého typu nervového zakončení, které vysílají signály do nervové soustavy (Sandler, Lee, 2015). Před jakýmkoliv provedením pohybu, probíhá v mozku řada rozhodnutí ohledně toho, jaký pohyb bude proveden a za jakým účelem. Současně během tohoto rozhodování, se odehrává i přípravný proces nastavení jak dráždivosti svalů na danou úroveň, tak i úroveň zásobovacího systému. Dá se říci, že řízení pohybu je taková oboustranná výměna informací mezi mozkiem a výkonnými složkami pohybového aparátu. Z receptorů přichází do mozku senzorycké informace a mozek naopak posílá motorické příkazy do svalů. Pomocí informací je možné řízení průběhu pohybu zpětnou vazbou. Senzorické informace musí být vysílány abundantně v nadměrném počtu, aby se zamezilo selhání či vytracení informace během cesty do mozku. Všechny smyslové podněty se mění v receptorech na elektrické potenciály, které po nervových vláknech cestují jako signály až do CNS, které jsou zpracovány a následně umožňují vnímání pohybu. Podněty z proprioceptorů ve svalech a vazivě nevnímáme jasně, což znamená, že pohyb vnímáme, ale už nedokážeme říci, které svaly měly za úkol pohyb. Na nociceptivní podněty reaguje každý člověk jinak (Véle, 2012).

Díky senzomotorice můžeme přijímat podněty z vnějšího a vnitřního prostředí. Senzitivní systém zahrnuje vnímání bolesti, chladu a tepla, dále tlaku a v neposlední řadě pohybu a polohy těla a jeho jednotlivých částí. Vjemy přijímáme receptory na těle, které lze rozdělit na proprioceptory, exteroceptory a volná nervová zakončení, jimiž jsou nociceptory (Ambler, 2006). Senzorická aference je přípravnou fází pro vznik pohybu. Exteroceptivní podněty přichází z vnějšího prostředí a působí na smyslové orgány. Proprioceptivní podněty naopak přicházejí ze svalových, šlachových, vazivových a vestibulárních receptorů. Informují tělo o poloze těla, a vzájemném postavení a pohybech jednotlivých částí těla. Poslední jsou nociceptivní podněty, jež upozorňují na přicházející poškození dané tkáně. Vnímáme je jako tlak či bolest (Véle, 2012).

Mezi proprioceptory patří svalová vřeténka, šlachová tělíska a kloubní receptory. Svalová vřeténka jsou uložena ve svalu a reagují na pasivní protažení svalu. Šlachová tělíska najdeme na rozhraní svalu a šlachy, podobně jako svalová vřeténka reagují na pasivní protažení svalu, ale více citlivá jsou na svalovou kontrakci, tudíž se aktivují při napnutí šlachy (Trojan, 2005). Nejvýznamnějším kloubním receptorem je Vaterovo-Paciniho tělísko, uložené v kloubních pouzdrech, který působí na dotyk, tlak a vibraci. Dále jsou tu i další kloubní receptory, který

registrují polohu a rychlost pohybu v kloubu nebo kloubní bolest. Mezi termoreceptory řadíme chladové receptory Krauseho tělíska, a tepelné receptory Ruffiniho tělíska, umístěny v kůži, které reagují na pokles a vzestup teploty (Dylevský, 2009b).

2.2 Klenba nožní

Noha má tři opěrné body, jimiž jsou hrbol patní kosti, hlavičku prvního metatarzu a hlavičku pátého metatarzu. Právě mezi těmito opěrnými body se vyskytují dva systémy kleneb: příčná a podélná. (Dylevský, 2009a). Tudíž můžeme klenbu nožní označit za málo pohyblivé kloubní spojení mezi kostmi zánártními, nártními a články prstů, které doplňují vazy, šlachy svalů a napětí svalů nohy a bérce, klenby nám tak umožňují pružné našlapování nohy při chůzi (Merkunová, Orel, 2008).

Nožní klenba je výsledkem dlouhého vývoje zkrutu, jež se v oblasti zánoží dostal do vertikály a na úrovni hlaviček metatarzů dosáhl horizontály. Specifický tvar a funkce nohy vyšla z konceptu klenby. Celou nožní klenbu ohraničují tři hlavní oblouky (zevní, vnitřní a příčný oblouk), které se posléze sbíhají do tří pilířů. Opírají se o podložku v místě hlaviček I. a V. metatarzu a dorzální části patní kosti. Tento koncept je již v dnešní době překonán. Vhodnější je přirovnání ke střeše, kde jsou krokve udržovány v požadovaném postavení kleštinami (Vařeka&Vařeková, 2009).

Podélné klenutí je tvořeno mediálním a laterálním obloukem, mezi kterými probíhá řada dalších oblouků. Konkrétně jde o pět oblouků, jejichž základ je na jednotlivých metatarzech. Největší paprsek je na I. metatarzu, který svírá největší úhel s podložkou a u dalších paprsků se zmenšuje. Podélnou klenbu zabezpečuje pasivní elasticita vazů spolu s plantární aponeurózou a zároveň aktivní kontrakce svalů. Mediální oblouk se nachází mezi hlavičkou I. metatarzu a výběžky patní kosti s vrcholem v oblasti os naviculare. Je tvořen pěti strukturami jdoucí za sebou následovně: I. metatarz, os cuneiforme mediale, os naviculare, talus a calcaneus. Během lokomoce ve stoje se jedná o nejvíce zatížený oblouk. Mediální podélný oblouk je závislý na vnitřní struktuře kostí, kloubů a na soudržnosti plantárních ligament. Laterální oblouk se klene V. metatarzu a výběžky patní kosti. Dále se v něm nachází os cuboideum a calcaneus a vrcholem klenby je štěrbina kalkaneokuboidního kloubu, kde se setkává přední a zadní pilíř oblouku. Laterální oblouk je vyplněn měkkými tkáněmi, které jsou v kontaktu s podložkou (Vařeka&Vařeková, 2009). Udržení podélné klenby se účastní vazy plantární strany nohy, které jsou orientované v podélném směru a nejvýznamnějším z nich je ligamentum plantare longum. Samotné vazy nestačí k udržení klenby, proto se na ní podílejí také svaly táhnoucí se

longitudiálně chodidlem. Mezi tyto svaly patří m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a povrchově probíhající krátké svaly nohy (Čihák, 2011).

Příčné klenutí se klene po celé délce nohy, skládající se řadou příčných oblouků. Přední oblouk se rozprostírá mezi hlavičkami I. a V. metatarzu, střední oblouk se klene přes ossa cuneiformia k os cuboideum, zadní oblouk tvoří os naviculare a os cuboideum. Obecně je oblouk relativně plochý a vyplněn měkkými tkáněmi, jež spočívají na podložce (Vařeka&Vařeková, 2009). K udržení klenby na plantární straně slouží napříč probíhající systémy vazů a šlašitý třmen, který ji společně s dvěma svaly m. tibialis anterior a m. fibularis longus podchycují (Čihák, 2011).

Uspořádání kostí a kloubů nohy a také napětí vazů, které jednotlivé elementy spojují, zajišťují celistvost podélné a příčné klenby. Svaly na noze slouží k udržení rovnováhy, přizpůsobení se nerovnému terénu a lokomoci. Dočasně mohou sloužit i jako stabilizátory kleneb, ale trvale klenbu neudrží. Na udržení nožní klenby a zpevnění nohy v době střední opory a odrazu se podílí i plantární aponeuróza, což je vazivový útvar na plantární ploše nohy, jdoucí od hrbolu patní kosti až k metatarzofalangeálních kloubů (Vařeka&Vařeková, 2009) (Obrázek viz příloha č. 2).

2.3 Fylogeneze lokomoce člověka

Jak píše Kračmar (2016) chůze je druhově typický atribut člověka. Vychází z převažující formy lokomoce pomocí čtyř končetin (Romer, 1970). Charakteristickým znakem pohybu vyšších živočichů, tedy i člověka, je rytmické střídání pohybových fází. Pohyb je řízen CNS reagující na podněty z vnitřního i zevního prostředí (Véle, 2006). Lokomoce většiny primátů má nespécializovaný charakter a klasickou kvadrupedii, což znamená, že ovládají nejrůznější lokomoci ve stromech, na zemi i ve vodě. Na rozdíl od člověka mají ruce i nohy velmi dobré uchopovací schopnosti (Vančata, 2002). Jak už bylo zmíněno, co se týká podobnosti chůze u některých hominidů pozorujeme plantigrádní a digitigrádní pohyb, kotníkochodectví, pěštní chůzi nebo bipedální lokomoci s krátkými úseky. Digitigrádní pohyb je, kdy se končetin opírají o prsty a hlavičky metakarpů, oproti tomu plantigrádní, kdy primáti našlapují na celou plochu dlaně i prstů. Kotníkochodectví se vyznačuje oporou o dorzální stranu středních článků prstů a v neposlední řadě pěštní chůze, kdy se jedná o opírání se o dorzální plochu proximálních článků prstů (Richmond et al., 2001). Ačkoliv mnoho živočišných druhů je schopno bipedie, tak člověk je z nich všech nejlépe adaptován na ekonomickou bipedální chůzi. Jednou evoluční linií lokomoce u hominidů je brachiace, charakterizována užíváním předních končetin (Fleagle et al., 1981). Až druhá linie lokomoce se projevuje bipedií a

projevuje se ve prospěch zadních končetin (Vančata, 2005). Kvadrupedální lokomoce primátů se od ostatních primátů liší v provádění kroků s většími rozsahy protrakce přední končetiny a retrakce zadní končetiny, dále provádí relativně delší kroky s nízkou frekvencí a oporná fáze končetiny trvá déle. Ale stále je energeticky stejně náročná (Raichlen, 2005). Dále je jiné zapojení svalů ramenního pletence, za což může diferenciaci předních a zadních končetin a částečná získaná manipulační funkce a vyšší nárok na mobilitu přední končetinu, což způsobilo menší snášenlivost zátěže při lokomoci (Larson & Stern, 2007). Používají diagonální sekvenci kroků, kdy se končetiny pohybují diagonálně spolu (Schmitt, 2003). Rozložení váhy na rozdíl od ostatních savců mezi předními a zadními končetinami absorbují většinu reakční síly od podložky zadními končetinami (Hanna et al., 2006). Tento výčet znaků a odlišností primátů od ostatních savců, mohl vést nakonec k evoluci bipedální lokomoce (Schmitt, 2003).

V evoluci lokomoce od primátů k člověku nastaly dvě zásadní změny dolní končetiny. Jedná se o vertikalizaci těla konkrétně v gluteální krajině a oblast nohy, která je v přímém kontaktu se zemí (Vančata, 2005). Druhou změnou v oblasti nohy u člověka je vymizení opozice palce. U rodu *Homo habilis* již byl palec addukovaný, tudíž již měl podmínky pro určitou formu chůze, ale stále to nebylo dokončeno do dnešní podoby (D'Août & Aerts, 2008). Nohy primátů plní funkci nohy jako u ruky, a tím je úchop (Frey & Povinelli, 2012), jelikož noha je vysoce pohyblivá. Člověk má nohu podstatně méně pohyblivou a je především adaptovaná na stoj a chůzi. Úchopové funkce lze stále vidět spíše u dětí v období kojeneckém a batolecím (Gravano et al., 2011; Lieberman, 2012).

Co se týče napřímění člověka, tak je jasné, že se primáti od jisté doby v postuře i lokomoci vertikalizovali, ale dnes stále není zřejmé proč (Gracia et al., 2009). Teorií je několik, ale každá z nich se opírá o fakt, že se jedná o energetickou efektivitu bipedální lokomoce oproti kvadrupední. Nepopiratelné je, že ranní homonidé již zvládli lokomoci po dvou končetinách, i když stále po pokrčených nohou a jen po určitou dobu (Vančata, 2003). Jisté biomechanické podobnosti s lidskou chůzí prokazuje chůze gibbonů. Jak naznačují výzkumy, prefáze bipedality mohla vzniknout již na stromech (Yamazaki, 1984). Taktéž lidoopi již zvládají chůzi po dvou končetinách a vzpřímit se při chůzi, ale stále převažuje lokomoce po čtyřech. Proto můžeme říci, že lidé se vyvinuli z předků, kteří svoji vzpřímenou polohu museli přizpůsobit gravitační síle (Hirata et al., 1998). Dále se prodloužily pyramidové dráhy pro pletenec pánevní, a to mělo za následek vstup aferentních informací pro stimulaci postury (Vančata, 2003). Pro zvýšení výhodnosti bipedální lokomoce došlo k přiblížení pohybu dolních končetin v sagitální rovině, což znamená zmenšení bikondylárního úhlu, tudíž je možná lokomoce více v sagitální rovině (Kračmar & Bačáková, 2009).

Bipedie je obecně nejspecializovanější způsob lokomoce primátů. Bipedální lokomoce se sice účastní pouze prodloužené dolní končetiny, ale i horní končetiny představují důležitou roli při udržování rovnováhy, tempa či dynamičnosti lokomoce. Pro tento způsob lokomoce je zásadní rozvinutá motorická a senzitivní mozková kůra a mozeček, bez kterých by to nešlo (Vančata, 2002). Lidská noha se chová jako pružný přenosový článek, kterým je propulzní síla dolní končetiny přenášena od podložky. Pružnost chůze i stoje je zajištěna především příčnou a podélnou klenbou, což zvyšuje efektivitu chůze u rodu Homo (Dylevský, 2009; Jungers et al., 2009). Noha slouží k vyrovnávání terénní nerovnosti a podílí se na udržení plynulé chůze a vzpřímeném stoji. Horní končetina během vývoje bipedální lokomoce získala cílenou manuální funkci a současně se méně účastnila posturální kontroly. Tím se kvadrupedální stoj a chůze proměnily v bipedální stoj a chůzi (Véle, 2006).

I když někteří primáti mají stejných počet kostí na chodidle jako moderní člověk, existují však jemné rozdíly v proporcích chodidla a v morfologii těchto kostí, což vede k tomu, že lidské chodidlo je dobře přizpůsobené úskalím bipedalismu dopadajícího na paty a šimpanzí chodidlo přizpůsobené stromolezectví. Po přechodu z Australopithecus na Homo se délka a zakřivení prstů zmenšily, kotník a odpovídající svalstvo se zmenšily a objevily se plné nožní oblouky. Palec na noze se posunul, aby se vyrovnal s ostatními prsty spíše, než aby se zakřivil dovnitř, což umožnilo účinnější odraz pro bipedalismus.

Lidský palec je tlustý ve srovnání s palcem primáta a je zarovnan s ostatními prsty, což umožňuje chodidlu odrážet se od země. Tento "velký palec" je u šimpanzů nejen elegantnější, ale zakřivuje se směrem k ostatním prstům, což umožňuje větší ohybový pohyb. Tyto vlastnosti platí obecně také pro prsty na nohou. U lidí jsou tyto kosti robustnější a mohou pomoci absorbovat část tlaku při vytlačení, zatímco u primátů jsou tyto kosti prodloužené a zakřivené s vyšší mírou flexibility (Obrázek viz příloha č. 3). U lidí má druhý až pátý prst vnější torzi, která otáčí hlavu metatarzu tak, aby byla v jedné rovině se zemí, zatímco základny jsou umístěny v příčné klenbě nohy. Lidé mají robustní přední talofibulární vaz, který pomáhá stabilizovat kotník. Tento vaz typicky chybí u primátů v kotníku. Lidské chodidlo má navíc silnou plantární aponeurózu a dlouhý plantární vaz, které společně pomáhají zpevnit chodidlo při odrážení. Tyto tkáně chybí nebo jsou slabě vyvinuté u primátů (McNutt, 2018).

2.4 Ontogeneze lokomoce člověka

Embryonální vývoj nohy začíná v raném stadiu těhotenství. Již během 4. týdne se objevují u plodu končetinové pupeny, jež se koncem 6. týdne vyvíjí v digitální ploténku. Později okolo 8. týdne se digitální ploténka začíná štěpit a dostává se do vějířovitého tvaru. Již

u embryí v 8. týdnu jsou vzájemné poměry kostí velmi podobné jako u dospělých. Vějířovité postavení II.-V. metatarzu postupně mizí a v 12. týdnu dostává noha plodu dospělý tvar, kdy I. metatarz zůstává v abdukci k ose nohy. Vývoj kostí dolní končetiny probíhá v proximodistálním směru, kdy kondezace mezechymu a později chondrifikace začíná osifikace. Osifikace tibie a fibuly je během 9.-10. týdne těhotenství. Na noze se jako první osifikuje kalkaneus v 15. týdnu, talus a další kosti tarzu v 7. měsíci a metatarzy a články prstů v 9. měsíci (Kawashirna & Uthoff, 1990). V 7. týdnu mezi chondrifikujícími skeletálními elementy se objeví první známky kloubů a během druhé poloviny těhotenství se díky svalové činnosti přeměňují do finální podoby (Srdínko, 1930).

V novorozeneckém období dítě zaujímá polohu s asymetrickým držením těla, tudíž nemá žádnou opěrnou bázi. Dítě naléhá na podložku od tváře přes hrudník až k oblasti pupku. Horní i dolní končetiny jsou flektovány a zatím nemají opěrnou funkci. V tomto období se také neobjevují rovnovážné funkce, ale vyskytují se naopak některé primitivní reflexy (Vojta, 1993; Kolář, 2009). Ve věku mezi 4. a 6. týdnem dítě zvládá optickou orientaci, začíná zvedat hlavu proti gravitaci a předloktí opírá o podložku. Horní končetiny tedy začínají plnit opěrnou funkci. Tím se mění i celkové držení těla. V poloze na zádech zvládá dítě krátkodobě zvednout dolní končetiny nad podložku. Objevuje se posturální aktivita fyzických svalů. Ve věku tří měsíců se díky dozrávání řídicích procesů mění posturální kontrola a začíná se objevovat cílená motorika horní končetiny. Kojenec v poloze na bříše s oporou drží tělo o lokty a symfýzu a na zádech jsou to linea nuchae, úroveň dolních lopatek a zevní kvadrant hýždřových svalů (Kolář, 2009).

Uprostřed druhého trimenonu je hlava, horní končetina a rameno drženy proti gravitaci, oporu tvoří loket a další struktury (Kolář, 2009). Dítě umí přemístit těžiště do strany na jeden loket a uvolnit druhou ruku k úchopu (Cíbochová, 2004). Koncem tohoto období se dítě opírá o kořen ruky a přední stranou stehna v poloze na bříše a dále v šestém měsíci je již opřeno o dlaň a přední část kolen. Vzniká reciproční vzor nároku a opory, během přetáčení ze zad na břicho, jelikož jedna dolní končetina se stává opěrnou a druhá náročnou (Kolář, 2009).

První lokomoce se objevuje v sedmém měsíci. Dítě se začíná plazit, ale dolní končetiny nedokáží využít svůj plný potenciál. Z plazení se dostává do polohy na čtyřech a dostává se do šikmého sedu (Cíbochová, 2004). V poloze na čtyřech se opírá o dlaň, mediální kondyl kolene a přední stranu stehna druhostranné dolní končetin (Vojta & Peters, 1995; Kolář, 2009). V osmém a devátém měsíci se vyskytuje vzpřímený klek a dítě se dostává přes šikmý sed do vzpřímeného sedu (Cíbochová, 2004). Šikmý sed je přechodná lokomoční poloha a slouží pro úchop. Poté následuje lezení po čtyřech, kdy se již zvedá trup od podložky, opora probíhá přes

ruce a kolena (Vojta & Peters, 2010). Všechny tyto polohy vedou k vertikalizaci do stoje a následného zahájení bidedální lokomoce.

Ve čtvrtém trimenonu se vyvíjí schopnost stát bez opory (Hadders-Algra, 2005). Již začátkem tohoto období se dítě vertikalizuje do stoje. Příprava na vertikalizaci probíhá nárokem v poloze na čtyřech a vzpřímeným klekem, jež vyústí nejprve v nezralou chůzi (Vojta & Peters, 1995). Charakteristická je tím, že nedochází ke švihu dolní končetiny, nášlap je na celé chodidlo a dítě provádí krátké kroky (Cíbochová, 2004). S vývojem centrální nervové soustavy se zdokonaluje chůze. Prodlužuje se krok, též délka oporné fáze kroku a přidává se souhyb horních končetin (Vaughan, 2003; Ledebt, 2000). Chůzi tedy lze považovat za vyzrálou ve věku asi čtyř let (Vojta & Peters, 2010).

2.5 Krokový cyklus

Noha je součástí systému posturální stability v bipedálním stoji, je přímo v kontaktu s podložkou a přenáší váhu těla i reakční sílu podložky. Aktivně se podílí na generaci sil aktivně korigujícího kmitání vzpřímeného stoje a je zdrojem proprioreceptivních a exteroceptivních informací pro řídicí systém (Vařeka & Vařeková, 2009). Noha plní dvě hlavní funkce, mezi které patří přesun hmotnosti těla a zajištění vzpřímené polohy. Aby bylo tělo stabilní a mohlo vykonávat svoje funkce, musí být podepřeno ve třech bodech a těžiště se musí nacházet mezi těmito body (Dylevský, 2009a).

Chůze je základní a specifický způsob lidské lokomoce po dvou dolních končetinách. Chůzi dělíme na tři hlavní části: zahajovací fáze, cyklická fáze a fáze ukončení. Během cyklické fáze vykonává dolní končetina opakované, cyklické pohyby. Krokový cyklus se vyznačuje dvěma hlavními fázemi, jimiž jsou fáze oporná a švihová, které jsou poté rozděleny určitými událostmi na jednotlivá období. V krokovém cyklu mezi švihovou a opornou fází lze určit fázi dvojí opory a fázi jedné opory (Vařeka & Vařeková, 2009). Dále si definujeme krok, což je vzdálenost mezi místy dopadu pravé a levé nohy a také dvojkrok, jež definujeme jako vzdálenost mezi místy dopadu paty jedné dolní končetiny na začátku a konci jejího krokového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Během cyklu chůze je přibližně 60 % času stráveno ve fázi oporné a 40 % ve fázi švihové. Při průměrné rychlosti chůze tvoří fáze dvojí opory končetin 10 % cyklu chůze (celkem 20 %), zatímco fáze opory jedné končetiny představuje zbývajících 80 % fáze oporné (Dicharry, 2010). Jednotlivé fáze krokového cyklu se vždy nacházejí v určitém intervalu, pro úder paty se jedná o interval 0-2 %, akceptace váhy 2-12 %, období střední opory 12-31 %, úder paty se jedná o interval 0-2 %, akceptace váhy 2-12 %, období střední opory 12-31 %, úder paty se jedná o interval 0-2 %, akceptace váhy 2-12 %, období střední opory 12-31 %, úder paty se jedná o interval 0-2 %, akceptace váhy 2-12 %, období střední opory 12-31 %.

pozdní oporová fáze 31-50 %, předšvih 50-62 %, počáteční švih 62-72 %, mezišvih 75-78 % a konečný švih je 87-100 % (Earls, 2021) (Obrázek viz příloha č. 4).

Hlavní práci pro přesun z místa na místo vykonávají svaly dolních končetin. Horní končetiny přispívají jen svojí setrvačností k chůzi oproti jiným savcům. Ve švihové fázi se svaly podílejí na rovnovážných reakcích a skutečnou práci vykonávají v oporné fázi nejvíce plantární flexory v hlezenním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

První fází je oporná fáze, která je zahájena dotykem paty na podložku obdobím postupného zatěžování, kdy hlezenní kloub zahajuje pasivní plantární flexi, při které je na podložku postupně položena ploska nohy. V subtalárním kloubu dochází k pronaci a v transverzotarzálním kloubu naopak k supinaci předonoží, jež má za následek maximální volnost v transverzotarzálním kloubu a tím umožňuje přizpůsobení chodidla povrchu. K supinaci v transverzotarzálním kloubu pomáhají aktivita svalů m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. Dále dochází k addukci talu a vnitřní rotaci bérce, které vyvolají flexi v kolenním kloubu a společně s plantární flexí nohy tlumí náraz při došlapu. V kyčelním kloubu je vyvolán pohyb do extenze a pánev tak rotuje na stranu nové oporné končetiny. Celkově dochází k vnitřní rotaci celé dolní končetiny (Vařeka & Vařeková, 2009). Během této reakce se na zatížení podílí quadriceps, gluteals, tibialis anterior a peroneals k absorbování nárazu v hlezenním a kolenním kloubu a k přenosu zátěže a stabilizaci kyčelního kloubu. Až do této chvíle tělo fungovalo v podmínkách dvojité opory s oběma nohama v kontaktu se zemí. Poté se druhá noha začne zvedat ze země, aby zahájila švihovou fázi, a přichází fáze jedné opory (Kaufman & Sutherland, 2005).

V další fázi po kontaktu plným chodidlem na podložku následuje období střední opory zakončené okamžikem odlepením paty. Hlezenní kloub provádí pasivní dorziflexi a v subtalárním kloubu začíná supinace. Je to zapříčiněno částečným přesunem zatížení na předonoží a částečným odlepením paty. Bérec se dostává do zevní rotace, koleno přechází do extenze a v transverzotarzálním kloubu dochází k pronaci, to vede k uzamčení a zpevnění kalkaneokuboidního kloubu. Všechny již zmíněné pohyby dělají z nohy pevnou páku, kterou je možno využít k odrazu tahem m. triceps surae. Kyčelní kloubu pokračuje pohyb do extenze (Vařeka & Vařeková, 2009).

Díky aktivitě lýtkových svalů, nejvíce již zmíněným m. triceps surae, dochází k období aktivního odrazu. Nejdůležitější období pro pohyb vpřed, probíhá v hlezenním kloubu k plantární flexi, nadále pokračuje supinace zánoží, a v předonoží stále probíhá pronace. Dochází k tahu m. peoneus longus a plantární aponeurózy, jež společně vytvoří pevnou páku nohy a využitím lýtkových svalů dochází k aktivnímu odrazu. Kolenní kloub dosahuje

maximální extenze a opět zahajuje flexi, kdežto kyčelní kloub pokračuje do extenze, jelikož dosáhl nulového postavení (Vařeka & Vařeková, 2009) Jakmile je druhá noha umístěna před tělem, aby "zachytila" pád a zahájila opornou fázi, tělo přechází do terminálního stoje a fáze dvojitých opor (Kaufman & Sutherland, 2005).

Poslední je období pasivního odlepení končící okamžikem zvednutí špičky, kdy nadále pokračuje supinace zánoží, plantární flexe v hlezenním kloubu a relativní pronace předonoží, jež zapříčiní pasivní odlepení špičky nohy od podložky. Kolenním kloubem probíhá zahájená flexe a kyčelní kloub putuje do rychlé flexe (Vařeka & Vařeková, 2009).

Zaměříme-li se na oblast nohy a hlezna, tak Perry (1992) popisuje model tří zhoupnutí v oporné fázi. Jedná se o umožnění plynulého pohybu nohy s minimální ztrátou kinetické energie. První zhoupnutí začíná dotykem paty na podložku, pohyb brzdí síla předních svalů bérce a následuje zhoupnutí přes patní kost (Obrázek viz příloha č. 5). V období střední opory prochází síly přes hlezenní kloub a tím je vyvoláno druhé zhoupnutí. Zatížením těla je noha fixována k zemi, bérce se pohybuje vpřed, dochází k supinaci zánoží a dorzální flexi brzdí plantární flexory hlezenního kloubu. Třetí zhoupnutí nastává v době ukončení dorziflexe v hlezenním kloubu kolem hlaviček metatarzů, kdy se pata zvedá od země (Vařeka & Vařeková, 2009).

Druhou fází krokového cyklu je švihová fáze, kterou dělíme na období zahájení švihu, období středního švihu a období ukončení švihu. V období počátečního švihu se v okamžiku zvednutí špičky v hlezenním kloubu mění pohyb z počáteční plantární flexe a přechází do dorziflexi. V období středního švihu dochází ke zrychlení nohy tak, aby se dostala pod tělo, a poté se začne zpomalovat, když se začne natahovat dopředu. Dorziflexe kotníku uvede nohu zpět do neutrální polohy a hamstringy působí na zahájení zpomalení nohy (Kaufman & Sutherland, 2005). Ke konci švihové fáze je nakrátko pohyb v plantární flexi. Po ztrátě kontaktu nohy s podložkou patní kost pronuje a těsně před kontaktem podložky opět dojde k supinaci. Transverzotarzální kloub je ze začátku v pronaci a před dopadem paty dochází k supinaci (Vařeka & Vařeková, 2009). Období ukončení švihu zahrnuje rychlé zpomalení díky aktivaci hamstringů a postavení nohy a chodidla tak, aby se připravili na kontakt díky aktivaci kvadricepsů a dorziflexe hlezenního kloubu (Kaufman & Sutherland, 2005).

3 Biomechanické deskriptory bipedální lokomoce člověka

Analýzu pohybu lze měřit a realizovat na několika úrovních, jež jsou závislé na cílech dané analýzy a technickém vybavení. Při kvalitativní analýze se popisuje a hodnotí pohyb bez měření konkrétních fyzikálních veličin. Záleží na zkušenostech a znalostech vyšetřovatele, který daný pohyb sleduje. Při tomto šetření jsou menší nároky na technické a přístrojové vybavení, které nám přináší určité informace o pohybu. Tento způsob neumožňuje přesně určit velikost výstupních veličin. Příkladem kvalitativní analýzy může být vizuální posouzení reálného pohybu nebo jeho záznamu. Sice nám přináší řadu informací, ale tento druh metody nedokáže přesně určit velikost vstupních veličin. Pro číselné hodnoty je ale potřeba vybrat jiný způsob analýzy, jimiž jsou kvantitativní způsoby analýzy pohybu. Pro jejich získání je nezbytná daná úroveň materiálního vybavení, která měří s co nejmenší chybou. V biomechanice rozdělujeme metody podle charakteru měřené veličiny. Dynamické metody jsou ty, které měří sílu a jestliže sledujeme pohyb bez ohledu na příčiny, mluvíme o metodách kinematických (Janura & Zahálka, 2004).

Pro výpočet kroku a časových veličin je třeba měřit časové údaje o událostech počátečního kontaktu a odlepení prstů od země. Měření tohoto charakteru lze získat pomocí nejrůznějších přístupů, od použití jednoduchých nástrojů jako jsou stopky, až po sofistikované soustavy fotoelektrických monitorů. Nožní spínače mohou být umístěné na plantární povrch chodidla nad kostními výběžky paty a metatarzálními hlavičkami v různých konfiguracích v závislosti na požadovaných informacích. Při obtížích s umístěním spínačů na chodidlo, lze využít vložky do bot s instrumentovaným jedním nebo dvěma spínači chodidla, nebo celého chodidla, který je citlivý na kontakt. Události chůze můžeme také kvantifikovat pomocí kamerového měření pohybu, nebo pomocí technologie silové platformy. Pro měření prostorové polohy a orientace segmentů těla je k dispozici řada alternativních technologií jako například elektrogoniometrie, akcelerometrie a digitalizátory na bázi videa (Peterson & Bronzino, 2008). V této práci se budeme věnovat dynamickým metodám, konkrétně distribuci reakčních sil a tlaků na podložku a poté 3D kinematické analýze.

3.1 Distribuce kontaktních sil a tlaků při chůzi po horizontální podložce

Znalost sil a tlaků působících během jakékoliv pohybové činnosti, nám umožňuje lépe porozumět, jak lidé používají své tělo a jeho končetiny a jaký to má vliv na tělo a uvnitř něho. Díky tomu, tak můžeme lépe porozumět mechanismům výkonu ale i zranění. Mechanické fungování člověka je výsledkem působení řady sil jako například svalová síla, gravitace, odpor vzduchu či kontaktní síla. Síly jsou vektory a jako takové mají vlastnosti vektoru, včetně

velikosti a směru (Hamill, 2015). Gravitaci a odpor vzduchu lze odhadnout podle matematických vzorců, ale u kontaktní síly toto neplatí, a proto je nutné je změřit (Payton, 2007). Kontaktní síla zahrnuje působení, tlaky nebo tahy, které vyvíjí jeden objekt v přímém kontaktu s jiným objektem (Hamill, 2015). Změřit, je můžeme přímou reprezentací pohybu, nebo je použít v analytických vzorcích. Vzhledem k úzkému vztahu chodidla se zemí při pohybu, jsou využívány siloměrné plošiny umístěné na zemi (Payton, 2007). Při pohybu člověka se za nejdůležitější považují kontaktní síly jako síla reakce na zem, síla reakce kloubu, tření, odpor tekutin, inerciální síla, svalová síla a síla pružnosti (Hamill, 2015).

Typická silová plošina může změřit šest veličin konkrétně tři složky síly a tři složky momentu síly. Tato soustava os představuje síly působící na těleso a ty se striktně označují jako reakční síly (Payton, 2007). Téměř při všech pozemských pohybech člověka na něj v určitém okamžiku působí síla reakce na zem. Jedná se o reakční sílu, kterou poskytuje povrch, po němž se člověk pohybuje. Jedinec na zem tlačí silou a zem tlačí zpět na jedince stejnou silou v opačném směru. Síla mění svou velikost, směr a místo působení během doby, kdy je jedinec v kontaktu s povrchem (Hamill, 2015).

Pomocí silových plošin můžeme změřit trojrozměrný vektor síly reakce na zem, svislý moment reakce na zem a bod působení vektor síly reakce na zem – střed tlaku (Peterson & Bronzino, 2008). Silové plošiny také lze využít pro výpočty vnitřní kinetiky kloubů (Payton, 2007). Silová plošina je většinou zapuštěná do země a má povrch ve stejné rovině jako povrch země. Toto zařízení měří síly chodidla na povrchu provádějícího nebo sílu jedince, který na plošinu pouze stojí. Obvykle se měří v newtonech, ale údaje o reakční síle na zem se škálují vydělením složky síly proti tělesné hmotnosti jedince (Hamill, 2015). Silové plošiny s typickými rozměry měřicí plochy $0,5 \times 0,5$ m se skládají z několika tenzometrů nebo soustav piezoelektrických snímačů pevně spojených dohromady (Peterson & Bronzino, 2008). Plošina má v každém ze svých čtyř rohů snímač zatížení. Každý snímač zatížení je konstruován tak, aby byl citlivý na síly podél každé z os X, Y nebo Z. Princip činnosti spočívá v tom, že při působení vnější síly F se v siloměrech vytváří reakční síla, která udržuje rovnováhu. Celkem dvanáct jednotlivých reakčních sil je vytvářeno třemi komponenty každého ze čtyř snímačů zatížení (Payton, 2007).

Časový průběh každé reakční síly, působení síly nebo středu tlaku a třetího momentu lze dále kvantifikovat a získat tak naměřené veličiny, které mohou být užitečné pro další analýzu. Pro vertikální silovou křivku F_y jsou obvykle zajímavé proměnné jako doba trvání kontaktu a velikost prvního a druhého vrcholu. Dále jsou užitečné některé odvozené proměnné jako impuls síly a míra zatížení (Payton, 2007).

Další technika měření kinetických aspektů lidské lokomoce zahrnuje použití senzorů ke sledování rozložení tlaku při kontaktu se zemí. Síla je rozložena po celé ploše kontaktu, není soustředěna v jednom konkrétním bodě působení. Obvykle lze její rozložení měřit pomocí velké soustavy malých snímačů síly, které přesně určují místa s vysokým tlakem a poskytují rozložení zatížení po celé kontaktní ploše. Součet těchto rozložených sil by se měl rovnat velikosti normálové síly měřené silovou plošinou. Tento systém se využívá při hodnocení designu sportovní obuvi anebo vlivu ortopedických vložek na funkci nohy. Tlakové systémy mohou být buď zabudované v zemi nebo ve formě stélky boty (Payton, 2007).

Síla reakce na zem měřené pomocí silových desek se vztahují k silám, které působí na tělo během celé fáze postoje. Analýza reakčních sil podložky působících na centrum tlaku se obvykle člení na vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní silové grafy (Dicharry, 2010). Souhrnně se označují jako smykové složky, protože působí rovnoběžně s povrchem země (Hamill, 2015). Počátek síly působící na chodidlo se označuje jako centrum tlaku. Reakční síla podložky (GFR) se vztahují k silám, které působí na tělo během celé oporné fáze. Společné zpracování centra tlaku, reakčních sil podložky (GFR) a kinematiky kloubu umožňuje výpočet kinetiky kloubních momentů, přesněji řečeno ukazuje vnější GFR, setrvačnost a gravitace interagují s vnitřním napětím svalů, šlach, vazů a kostěných struktur, které stabilizují kloub (Dicharry, 2010).

Reakční síly podložky se průběžně mění s časem a jsou obecně prezentovány jako funkce času. Vertikální složka reakční síly má při chůzi maximální hodnotu 1 až 1,2 BW. Vertikální složka síly při chůzi má charakteristický bimodální tvar, to znamená, že má dvě maximální hodnoty (Obrázek viz příloha č. 6). První modální maximum se objevuje v první polovině opory a charakterizuje část opory, kdy se po kontaktu s chodidlem spustí celé tělo. Síla stoupá na BW, když dochází k plnému zatížení a hmotnost těla je urychlována směrem vzhůru. Síla pak klesá, jak se koleno ohýbá, čímž dochází k částečnému odlehčení. Druhý vrchol představuje aktivní zatlačení proti zemi za účelem přechodu do dalšího kroku (Hamill, 2015). Při chůzi jsou typické vrcholové vertikální síly podobné těm, které se vyskytují při stoji na jedné noze. Vrcholové síly při dopadu jsou poměrně malé a působí krátkou dobu během každého cyklu chůze (Dicharry, 2010). Anteroposteriorní složka GFR dosahuje velikosti 0,15 BW. Během chůze vykazuje v první polovině fáze opory zápornou sílu v důsledku horizontální třecí síly. A poté přechází do kladných hodnot v blízkosti poloviny stoje, protože síla je generována svaly tlačící zpět proti zemi (Hamill, 2015). Anteroposteriorní složka reakční síly začíná působit na začátku krokového cyklu po počátečním kontaktu směrem dozadu, což způsobuje zpomalení pohybu těla. Velikost této síly se vrací zpět po dosažení maxima síly právě směrem dozadu. Ve směru dopředu je

maximum síly dovršeno ke konci koncového švihů. Poté dochází k poklesu síly na nulové hodnoty, když se chodidlo odlepuje od podložky, tato síla nás informuje o délce brzdění a akceleraci v stojné fázi. U mediolaterální složky síla působí nejdříve v laterálním směru a až poté se obrací a po zbytek trvání stojné fáze zůstává mediální orientaci. Avšak na konci stojné fáze má opět laterální směr (Svoboda, 2020). Mediolaterální složka GFR je velmi variabilní a nemá u jednotlivých jedinců konzistentní hodnoty. To může být způsobeno velkou různorodostí v umístění chodidla. Velikost této složky se pohybuje okolo 0,01 BW (Hamill, 2015).

Při chůzi dochází k výměně kinetické a potenciální energie. Vnější práce při chůzi má dvě složky, jednu způsobenou setrvačnými silami v důsledku změn rychlosti ve směru dopředu a druhou způsobenou cyklickým posunem těžiště směrem nahoru. Práce vykonaná při zrychlování v bočním směru tvoří jen malou část celkové práce, jak dokládají malé síly a malé posuny. Pohyb těžiště při chůzi byl modelován jako obrácené kyvadlo. Při každém kroku se těžiště nachází buď za, nebo před bodem kontaktu chodidla se zemí. Když je těžiště za kontaktním bodem, jako ve fázi došlapu na patu, způsobují GFR záporné zrychlení a kinematičká energie se snižuje kvůli ztrátě rychlosti vpřed. Souběžným jevem se ztrátou kinematičká energie je zvýšení těžiště při klenutí těla nad opěrnou končetinou. Tím se zvyšuje potenciální energie, která dosahuje maximální úrovně uprostřed oporné fáze. Jakmile se těžiště posune dopředu od místa kontaktu, kinematičká energie se zvýší, protože gravitační potenciální energie se snižuje se snížením výšky těžiště (Hamill, 2015).

Při analýze jakéhokoliv lidského pohybu je potřeba vzít v úvahu řadu sil. Proto pro zjednodušení a lepší pochopení se používá silový diagram (Obrázek viz příloha č. 7), který ukazuje vektorové znázornění vnějších sil působící na tělo. Jedná se tyčový obrázek systému. Systémem se myslí celé lidské tělo nebo jeho jednotlivé části a jakékoliv další objekty. Vnější síly jsou síly působící mimo systém, nikoliv zevnitř systému. Vnitřní síly se tedy na silovém diagramu nezobrazují. Při kreslení silového diagramu určitého segmentu musí být segment izolován od zbytku tělesa. Segment se nakreslí odděleně od zbytku tělesa a zakreslí se všechny vnější síly působící na tento daný segment. Svalové síly, které procházejí proximálními nebo distálními klouby tohoto segmentu, jsou vůči systému vnější. Nelze identifikovat všechny svaly a jejich síly působící přes kloub. K vyjádření součtu všech svalových sil se používá idealizovaná čistá svalová síla, to znamená jediný vektor síly (Hamill, 2015).

3.2 3D Kinematičká analýza

Videozáznamy sportovních a cvičebních aktivit obvykle pořizují biomechanici, aby mohli provést podrobnou analýzu pohybových vzorců jedince. Výhodami a přednostmi jsou

minimální rušení cvičence, flexibilita prostředí a zajištění trvalého záznamu pohybu. Videoanalýza může mít povahu kvalitativní nebo kvantitativní povahy. Kvalitativní analýza zahrnuje podrobné, systematické a strukturované pozorování pohybového vzorce sportovce. Kvantitativní analýza obsahuje podrobné měření z videozáznamu, které umožňuje kvantifikovat klíčové výkonnostní parametry. Je časově náročná, protože vyžaduje ruční digitalizaci řady tělesných orientačních bodů na velkém počtu videozáznamů (Payton, 2007).

Před jakoukoli analýzou je nutné určit prostorovou vztažnou soustavu, ve které se pohyb odehrává. V biomechanice je mnoho možností, pokud jde o referenční systém. Většina laboratoří však používá kartézskou souřadnicovou soustavu. Kartézský souřadnicový systém se také označuje jako pravoúhlý referenční systém. Tento systém může být buď dvourozměrný, nebo trojrozměrný. 2D systém má dvě pomyslné osy, které jsou k sobě kolmé. Pokud je popisovaný pohyb rovinný, využívá se 2D systém. Výsledkem 2D vztažné soustavy jsou čtyři kvadranty (Hamill, 2015). První přístup je mnohem jednodušší, ale předpokládá, že analyzovaný pohyb je konfinován do jediné, předem definované roviny pohybu. Jakékoli měření pohybu mimo tuto rovinu bude podléhat perspektivní chybě, což snižuje jeho přesnost. Dokonce i činnosti, které se zdají být dvourozměrné, jako je například chůze, budou pravděpodobně zahrnovat pohyby ve více než jedné rovině; dvourozměrná analýza by je neumožnila přesně kvantifikovat (Payton, 2007). Pakliže se nejedná o rovinný pohyb, ale o trojrozměrný pohyb, používá se 3D kinematická analýza. Systém má tři osy, z nichž je každá je kolmá nebo ortogonální k ostatním a popisuje polohu vzhledem k horizontální ose nebo ose x , k vertikální ose nebo ose y a k mediolaterální ose nebo ose z . Tudiž se v tomto systému nachází tři osy, z nichž je každá kolmá nebo ortogonální k ostatním. K přesné lokalizaci částí těla nebo jakéhokoliv bodu zájmu je zapotřebí tři informace, a to konkrétně výška, šířka a hloubka. V tomto systému mohou souřadnice označovat libovolný bod v prostoru, nikoliv pouze rovinu jako 2D systému (Hamill, 2015). Trojrozměrná analýza umožňuje kvantifikovat skutečné prostorové pohyby interpreta. Tento přístup eliminuje chybu perspektivy, ale postupy filmování a analýzy videa jsou složitější a nároky na vybavení jsou také větší (Payton, 2007). Při 2D nebo 3D analýze se pro každý snímek dat použije globální nebo stacionární souřadnicový systém, přičemž počátek je v každém snímku na stejném místě. Tímto způsobem lze každé umístění koncového bodu segmentu vztáhnout podle stejných os x - y a identifikovat je v každém snímku po dobu trvání pohybu (Hamill, 2015).

Kinematické údaje shromážděné v určitých biomechanických studiích jsou založeny na polohách koncových bod segmentů generovaných z každého snímku videa s časovým intervalem na základě snímkové frekvence fotoaparátu. Máme tak všechny informace potřebné

k vypočítání rychlosti. Při výpočtu však není generována rychlost na obou koncích časového intervalu. Rychlost vypočítaná mezi dvěma videosnímky představuje průměr rychlostí za časový interval mezi snímky. V některých případech můžeme vypočítat rychlost v určitém okamžiku neboli okamžitou rychlost. Rychlost pohybu člověka je zřídka konstantní a často se v průběhu pohybu mění (Hamill, 2015).

U lidské lokomoce lze zkoumat faktory, jako je krokové frekvence, trvání kroku, trvání fáze postoje nebo opory, trvání švihové fáze. Při kinematické analýze je časový interval mezi jednotlivými snímky určen vzorkovací nebo snímkovou frekvencí kamery či snímače. To tvoří základ pro časování pohybu. V biomechanice se využívají vysokorychlostní videokamery, které mohou pracovat při 60, 120, 180 nebo 200 snímcích za sekundu. Obvykle je klíčová událost na začátku pohybu určena jako počáteční snímek pro digitalizaci. Například při analýze chůze lze za první událost považovat kontakt paty chodidla na straně kamery se zemí, to nastane v nulovém čase a všechny následující události v pohybu se časují od této události. Pokud je prováděna kvantitativní analýza, využívá se metrický systém. Ke každé veličině měrného systému je přiřazen rozměr a ke každému rozměru je přiřazena veličina. Základními rozměry v soustavě SI jsou hmotnost, délka, čas a teplota a základními veličinami jsou kilogram, metr, sekunda a stupně Kelvina (Hamill, 2015).

Při provádění studie analýzy pohybu pomocí videa je důležité vybrat vhodné vybavení. Klíčovým vybavením pro videoanalýzu jsou videokamery k pořízování snímků pohybu, záznamové a úložné zařízení, systém přehrávání pro umožnění prohlížení videosnímků, souřadnicový digitalizátor, který umožňuje měření z videosnímků a v poslední řadě software pro zpracování a analýzu, díky němuž můžeme kvantifikovat vybrané parametry (Payton, 2007).

Pro 3D kinematickou analýzu je základním požadavkem, aby pohyb zaznamenávaly dvě a více kamery současně, přičemž každá z jiného úhlu pohledu. Důležitá je volba algoritmu použité k rekonstrukci trojrozměrných souřadnic reálného světa z dvojrozměrných souřadnic obrazu. Nejpoužívanějším algoritmem 3D kinematické analýzy používaném v pohybové biomechanice je algoritmus přímé lineární transformace. Tento přístup nevyžaduje tak vysoké nároky na pečlivé zarovnání kamery a umožňuje tak větší flexibilitu při výběru umístění kamery. Metoda přímé lineární transformace určuje lineární vztah mezi dvojrozměrnými obrazovými souřadnicemi například tělesného orientačního bodu a trojrozměrnými souřadnicemi tohoto orientačního bodu v reálném světě. Aby bylo možné stanovit vztah mezi dvojrozměrnými souřadnicemi obrazu a trojrozměrnými souřadnicemi reálného světa, je třeba definovat prostor objektu nebo výkonový objem pomocí sady kontrolních bodů, jejichž

trojrozměrné souřadnice reálného světa jsou známy. Toho se obvykle dosáhne pomocí tuhého kalibračního rámu známých rozměrů, který obsahuje sadu viditelných značek. Pro rekonstrukci trojrozměrných souřadnic je vyžadováno minimálně šest nekoplanárních kontrolních bodů, doporučuje se však 15-20 a více kontrolních bodů. Souřadnice kontrolních bodů musí být známy vzhledem ke třem ortogonálním protínajícím se osám. Snímky kontrolních bodů jsou zaznamenávány každou z kamer používaných v sestavě. Ty se pak digitalizují a vytvoří se z nich sada dvourozměrných souřadnic každého kontrolního bodu z každého pohledu kamery. Standardní přístup při trojrozměrné analýze spočívá v tom, že kamery zůstávají nehybné, zatímco se účinkující pohybuje v jejich zorném poli. V případě, že se představení odehrává na dlouhé dráze, byly použity techniky trojrozměrného filmování zahrnující panoramatické kamery a panoramatické a naklápěcí kamery (Payton, 2007).

K úhlovému pohybu dochází tehdy, když se všechny části tělesa pohybují o stejný úhel, ale nepodléhají stejnému lineárnímu posunu. Úhlová kinematika popisuje úhlový pohyb bez ohledu na příčiny pohybu. K úhlovému pohybu dochází kolem osy otáčení, to znamená přímkou kolmé k rovině, v níž dochází k otáčení. Téměř veškerý lidský pohyb zahrnuje rotaci segmentů těla. Segmenty se otáčejí kolem středů kloubů, které tvoří jejich osy otáčení. Úhel je složen ze dvou přímek, dvou rovin nebo kombinace, které se protínají v bodě zvaném vrchol. V biomechanické analýze jsou protínající se přímky obecně segmenty těla. Pokud je podélná osa segmentu nohy jednou stranou úhlu a podélná osa segmentu stehna druhou stranou, je vrcholem kloubní centrum kolene. Při úhlovém pohybu se při měření úhlů používají tři jednotky, a to následující stupeň, počet otáček kolem kružnice a radián. V biomechanice se používají obecně dva typy úhlů. Prvním je absolutní, který popisuje orientaci segmentu v prostoru. Druhým je relativní úhel, jež může popisovat třeba velikost flexe nebo extenze v kloubu (Hamill, 2015). Z úhlových parametrů při chůzi se budeme věnovat úhlům v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a poté náklonu pánve.

Úhlová kinematická analýza chůze obvykle zahrnuje grafické znázornění kloubních úkonů v závislosti na čase. Hlavní pozornost byla věnována charakteristikám úhlových poloh a posunů v kritických okamžicích pohybového cyklu. K největšímu rozsahu pohybu dochází v sagitální rovině, a to se velmi často používá pro popis charakteristik chůze. Výpočet úhlů v sagitální rovině lze provést pomocí 2D analýzy. Pohyb v ostatních rovinách však může být pro úspěšnou chůzi stejně důležitý, ale získávání těchto úhlů vyžaduje 3D kinematickou analýzu (Hamill, 2015).

Při kontaktu se zemí při chůzi i běhu dochází k reakci na zatížení, která absorbuje hmotnost těla. Úhlovou kinematikou, která tuto reakci doprovází, je flexe v kyčli, flexe v koleni a

dorziflexe kotníku. Jak tělo pokračuje nad chodidlem v polovině kroku, tyto pohyby pokračují až do závěrečné fáze stoje, kde dochází ke změně do extenze kyčle, extenze kolena a plantarflexe (Hamill, 2015).

Pánev a její hodnoty a náklon hodnotíme ve třech rovinách, a to sagitální úroveň, úklon pánve v rovině frontální a rotaci pánve v transverzální rovině. V sagitální rovině má křivka pravidelný sinusový tvar tím pádem je po celý krokový cyklus v anteroflexi (Svoboda, 2020). V období dopadu paty na zem je pánev ve frontální rovině v neutrálním postavení. Poté během fáze zatěžování se úklon pánve zvyšuje na stranu kontralaterální končetiny. Následně se pánev dostává do neutrální pozice a těsně před odrazem z palce dojde k maximálnímu úklonu pánve na opačné straně těla. Ve švihové fázi je pánev opět v neutrální pozici. Obvykle je úklon pánve v rozmezí hodnot 5° až 7° (Michaud, Gard & Childress, 2000). V transverzální rovině je pánev v maximální rotaci vpřed vzhledem ke středu těla, když je ve fázi počátečního kontaktu, poté se vrací zpět do neutrálního postavení. Následně pánev rotuje dozadu až do maximální rotace vzad při kontaktu paty země druhé končetiny (Svoboda, 2020).

Počáteční úhel flexe v kyčli při chůzi se pohybuje v rozmezí 35° až 40° a 45° až 50° . V počáteční fázi kontaktu chodidla se zemí se kyčelní kloub addukuje v udávaném rozmezí 5° až 10° a 8° až 12° (Obrázek viz příloha č. 8). Po došlapu se v průběhu opory velikost flexe v kyčli snižuje až do doby, kdy dojde k odlepení špičky, při kterém se extenze v kyčli snižuje o 0° až 3° při chůzi. Také dochází k pohybu kyčelního kloubu od abdukce v rozsahu 2° až 5° . Při odlepení končetiny od země ve švihové fázi se maximální hodnoty flexe v kyčli uvádějí v rozmezí 35° až 50° u chůze. Abdukce v kyčli v počáteční části švihové fáze se uvádí v rozmezí 3° až 8° a v pozdní části švihové fáze se jedná o rozmezí 0° až 5° (Hamill, 2015).

Úhel v koleni je při dopadu ohnutý, uvádí se 10° až 15° pro chůzi. Po dopadu se koleno ohýbá v rozmezí 20° až 25° . Pohyby flexe kolene pomáhá snížit tělo v postoji. K maximální flexi kolene dochází v polovině kroku, poté se koleno natahuje až do odrazu. Plné extenze není dosaženo tedy při došlapu, hodnoty se pohybují od 10° do 40° . Ve švihové fázi je důležitá flexe v koleni, která zkracuje švihovou nohu předtím, než flexe v kyčli vynese končetinu dopředu. Rozsah flexe kolene se uvádí 50° až 65° (Hamill, 2015).

Při chůzi je hlezenní kloub při dopadu na patu plantarflexován v udávaném rozsahu 5° až 6° a při odrazu se pohybuje v 10° až 12° dorzální flexi, než se vrátí do 15° až 20° plantarflexe. Během švihové fáze pokračuje chodidlo v 18° až 20° plantarflexi a poté se dorziflexuje v udávaném rozsahu 2° až 5° v přípravě na další dopad paty (Hamill, 2015) (Obrázek viz příloha č. 9).

Ke změnám úhlové kinematiky kloubů dolních končetin při chůzi dochází v reakci na změny prostředí. Například při chůzi do kopce dochází k řadě úprav v dolní končetině. Z funkčního hlediska je everze patní kosti nezbytná, protože umožňuje noze zaujmout plochou polohu na zemi. Maximální hodnoty úhlu zadní části chodidla jsou podle literatury od $-9,2^\circ$ do $-12,9^\circ$ při středním došlapu. Záleží na anatomické stavbě chodidla u jedince a vlivu obuvi (Hamill, 2015). Plná dorziflexe metatarzálních kloubů není pro chůzi potřebná. Významnou část pákového efektu, a tedy i stability, zajišťuje první paprsek a jeho muskulotendinózní struktury od pozdního stoje až po odlepení špičky. Chodidlo a kotník fungují jako pohyblivá páka. Jejich schopnost přejít do otevřené sbalené polohy (plné pronace), aby absorbovaly a odvedly náraz, je rozhodující pro dosažení kontaktu a zamezení nadměrného přenosu nárazu vzhůru kinematickým řetězcem. Chodidlo musí být schopno resupinace při odrazu pro maximalizování síly (Dicharry, 2010).

4 Přehled aktuální poznatků o chůzi v barefoot obuvi

4.1 Charakteristika barefoot obuvi

Jak již bylo zmíněno výše, chodidla nám zprostředkovávají kontakt s podložkou, mají tak funkci stabilizační, a dále i uchopovací nebo senzomotorickou. Dále nám naše chodidla zprostředkovávají informace o tělesné teplotě a její regulaci. Bota nám zajišťuje ochranu před chladem nebo případným poraněním. Běžná moderní obuv znemožňuje cítit povrch, po kterém se pohybují, má silnou podrážku neohebnou, tvar neodpovídá anatomii chodidla, často na podpatku a uvnitř se nachází stélka, která podpírá klenbu a dále slouží k tlumení a pružení. Bota se tak chová jako fixační dlaha, která neumožňuje správné fungování svalů, vazů, kloubů i nervů (Lewitová2016; Pročková, 2016).

Z těchto důvodů byly vyvinuty boty, které označujeme barefoot nebo minimalistická obuv, která nenarušuje přirozený pohyb a fungování a poskytuje dostatečnou ochranu nohy. Označení barefoot pochází z angličtiny a v překladu znamená „bosý“ nebo „naboso“. Velmi často překládáme barefoot jako „bosé boty“, avšak tento překlad je poněkud nepřesný. V naší zemi se proto ujal popularitě výraz barefoot boty. Jak už vyplývá z názvu, barefoot obuv se chce co nejvíce přiblížit chůzi naboso (Vivobarefoot, 2013).

Barefoot boty jsou opatřeny tenkou a pružnou podrážkou, která je ohebná ve všech směrech a v celé její délce, která umožní propriorecepci na chodidle, přirozené odvíjení nohy od podložky a vnímání povrchu. V návaznosti na podrážku obsahují neutrální podpatek, jinak také nulové zvednutí paty, což zajišťuje přirozený pohyb kloubů nohy v plném rozsahu a postavení nohy. Tvar boty je dostatečně široký, což znamená, že odpovídá anatomii lidské nohy, prsty nohy mají prostor, a tak se zachová jejich funkce při chůzi. Svršek boty je tvořený z lehkého, pohodlného materiálu a vnitřní stélka nemá žádnou podporu nožní klenby (Bowman, 2017; Pročková, 2016).

Rozdíl mezi minimalistickou a barefoot obuví je v podstatě jen v tloušťce podrážce. Barefoot obuv, jak již bylo řečeno, mají velmi tenkou podrážku od 1,5 do 8 mm. Naproti tomu minimalistická obuv má podrážku o něco silnější, obvykle cca 1 cm (Pročková, 2016). Dále minimalistická obuv má sklon mezi špičkou a patou a občas podporu nožní klenby. Obecně lze říci, že minimalistická obuv je vzdálenější od bosé chůze, protože má některé vlastnosti konvenční moderní obuvi (Vivobarefoot, 2013).

V současné době se můžeme setkat s dvěma názory na obouvání. První skupina se přiklání k nošení klasické obuvi z důvodu pevného vedení nohy botou a zejména podepření nožní klenby. Naproti tomu druhá skupina přichází s názorem, že noha nepotřebuje žádnou pomoc a

je sama o sobě dokonalá. Rozdíl vidíme, když se podíváme na nohy, které chodí bosí nebo barefoot nebo v konvenční obuvi. Bosá noha je silná, pružná a dobře prokrvená, dále jsou klouby v centralizovaném postavení, vějíř prstů široce rozprostřený a noha vnímá povrch. Noha v konvenční obuvi je naopak velmi tuhá, přecitlivělá a rigidní. Vazivově-tukový polštář paty je oploštělý, klouby jsou decentrované, prsty ztrácí svojí funkci a palec je vbočen dovnitř (Pročková, 2016).

Když přecházíme na minimalistickou či barefoot obuv je potřeba začít postupně a nohy připravit na bosou chůzi. Začínáme po kratších úsecích po přírodním povrchu, snažíme se vnímat terén, nerovnosti a soustředíme se způsob chůze, postupně můžeme úseky prodlužovat. Také je vhodné využití rehabilitačních cvičení pro aktivaci nohy (Bowman, 2017; Pročková 2016).

4.2 Studie týkající se pevnosti chodidla a změn geometrie vlivem nošení různé obuvi

Abu Jor (2020) zkoumal vliv různých tvarů prstů s různými velikostmi obuvi a vyrovnání kostí chodidla. Pro studii byl vybrán muž s neznámými obtížemi chodidel, po posouzení velikosti chodidla, byl zachycen předozadní pohled na chodidlo účastníka pro každou z devíti možností obuvi i pro bosý stav. Na studio bylo shromážděno devět kategorií bot s různými profily, tvarem, rozměry prstové části a velikostí. Na rentgenovém přístroji byl zachycen předozadní pohled na chodidlo, byly pořízeny jako pro bosou nohu, tak i pro devět různých stavů obuvi. Pomocí rentgenových snímků byly shromážděny tři různé úhly kostí chodidla a bylo provedeno manuální měření úhlů. Z výsledků měření bylo zjištěno, že velikost obuvi ovlivňuje kosterní systém nohy. Dopady na nohu se lišili podle velikosti obuvi a tvarů prstové části. Velikost úhlového vychýlení kostí vzhledem k bosé noze se postupně snižovala od velikosti 41 do 43. Jestliže se velikost boty zvýšila, snížilo se úhlové vychýlení kostí. Špičatá bota má menší prostor pro prsty, je obtížné zajistit dostatek místa pro prsty, a to mělo za následek dodatečný tlak na metatarzofalangeální, proximální a distální meziprstní klouby. Falangy tak byli nuceni se vychýlit z původního postavení. Tohle všechno vede ke křečím a deformitám. Nejhorší výsledek poskytla obuv se zakončením do špičky a ještě menší velikost než pozorovaný nosil běžně.

Rory Curtis (2021) měřila vliv denní aktivity v minimální obuvi na sílu svalstva chodidla u dospělých po dobu 6 měsíců. Zúčastněno bylo 46 účastníků z Velké Británie, kteří byli rozděleny na dvě skupiny. Na začátku a konci experimentu se měřila síla flexe prstů. Účastníci první skupiny přecházeli z konvenční obuvi na barefoot obuv po dobu šesti měsíců,

museli nosili jeden typ barefoot obuvi, alespoň 70 % času kdy jsou obuti, nejméně 6 dní v týdnu. Druhá skupina kontrolní nosila svoji běžnou obuv ve stejném minimální rozsahu jako první skupina. Obě skupiny si zapisovaly týdenní záznamy o aktivitách, aby mohly sledovat pokroky. Minimální obuv byla od běžné obuvi lehčí, širší, s tenčí a méně poddajnou podrážkou s menší tuhostí v ohybu. Výsledky neukázali žádnou změnu u kontrolní skupiny v síle flexe prstů, za to u první skupiny, jež nosila minimální obuv, byla vidět výrazná změna. Ukázalo se, že minimální obuv zvyšuje sílu flexe prstů na nohou o 57,4 %. Tento výsledek tak naznačuje, že každodenní aktivita v minimální obuvi zvyšuje vnitřní svalovou sílu chodidla u dospělých. Je to způsobeno menší ohybovou tuhostí minimální obuvi v porovnání s konvenční obuví nebo také absencí strukturální pružiny prstů. Tato tuhost přispívá k odporu, který je nutný k tomu, aby se chodidlo při odrazu stalo tuhým pákou, a snižuje tak nároky na svaly chodidla při chůzi. To vede k úbytku svalů na chodidle. Skupina, která nosila minimální obuv se zvýšila výška navikulární kosti, což způsobuje zvýšení statické výšky podélné klenby. Avšak šířka chodidla u inverzní skupiny se významně nelišila od účastníků druhé skupiny. Chodidlo kontrolní skupiny bylo přibližně o 4 mm širší než chodidlo intervenční skupiny, ale u obou skupin se šířka chodidla během studie nezměnila.

Další studií zaměřenou na měření svalů na nohou se zabýval Nicholas B. Holowka (2018), který porovnával vnitřní velikost svalů nohou a biomechaniku nohou s ohledem na všechny aspekty života tělesných proporcí a aktivity. Pro studii bylo shromážděno 75 mužů z kmene Taruhumara z Mexika, kteří nosili minimalistické boty a 26 mužů ze Spojených států s běžnou konvenční obuví. Pomocí antropometrie, která měřila délku dolní končetiny, ultrazvuku, pedografické plošiny a kamer. Pomocí ultrazvukového snímače měřil plochu průřezu svalů nohy, konkrétně m. abductor hallucis, m. flexor digitorum brevis a m. abductor digiti minimi. Podografická plošina zaznamenávala vertikální reakční sílu na zem. Došli k závěru, že výška klenby ve stoji a tuhost je o 27 % vyšší u účastníků s minimální obuví než s konvenční obuví. Účastníci s konvenční obuví měli o 31 % nižší klenbu, oproti tomu lidé s minimální obuví se našel jen jeden. V průměru měli účastníci s konvenční obuví o 12 % delší nohu a o 7 % vyšší průměrnou rychlost chůze. Bylo prokázáno, že lidé, kteří nosí minimální obuv mají plochu průřezu svalů nohou vyšší, konkrétně se jedná o abduktor hallucis a abduktor digiti minimi a staticky i dynamicky tužší chodidla než lidé, kteří nosí běžnou konvenční obuv. Účastníkům v konvenční obuvi se mnohem více deformovala klenba. Moderní obuv snižuje úlohu svalů chodidla při udržování klenby, což vede k menšímu růstu nebo i atrofii a v nejhorším případě k zhroucené klenby.

Dále také Sara T. Ridge (2019) se zaměřila na posílení vnitřních svalů chodidla. Do studie zapojila bylo 65 účastníků, kteří byli zařazeni do jedné ze tří skupin: chůze v minimální obuvi, cvičení na posílení nohou a kontrolní skupina. První skupina po dobu 8 týdnů chodila v barefoot obuvi s tím, že každý týden navyšovali počet kroků a zároveň snižovali počet kroků v běžné obuvi. Druhá skupina se učila sérii cviků, kterou prováděli minimálně 5 dní v týdnu a měla posílit jejich vnitřní a vnější svaly chodidla. Na začátku studie, uprostřed běžící studie a na konci bylo provedeno ultrazvukové vyšetření plochy průřezu svalů a test síly pomocí dynamometru. Výsledky ukázaly, že všechny svaly se u prvních dvou skupin výrazně zvětšily během 8 týdnů. V kontrolní skupině nedošlo k žádné změně. Po čtyřech týdnech u druhé skupiny se významně zvětšilo šest svalů a u první tři svaly. Ukázalo se tedy že s dostatečným stimulem u obou skupiny došlo k významnému zvýšení svalové síly. Povzbudivé zjištění bylo, že nošení minimální obuvi mělo podobné zlepšení jako cílené cvičení. Chůze v minimální obuvi tak ukazuje, že účinná, protože vyžaduje větší aktivaci svalů k podpoře chodidla. Studie prokázala že barefoot obuv poskytuje dostatečný podnět k vyvolání hypertrofie a silových změn v chodidle. Podnětem je zátěž na vnější a vnitřní svaly chodidla v průběhu fáze stoje a to způsobuje adaptaci svalu a zvyšování jejich síly a velikosti. Chůze v barefoot botách má tak vliv na posílení krátkých svalů nohy jako pravidelné cvičení minimálně 5 dní v týdnu, i když skupina, která pravidelně cvičila dosáhla větší změn.

Evi Peterson (2020) se zabýval tím, zda je chůze v minimalistické obuvi srovnatelná s chůzí naboso, pokud jde o parametry stability a variability chůze. V rámci studie se přihlásilo 31 mladších osob a 33 starších osob, kteří chodili po rovném terénu jednou naboso a podruhé v minimalistické obuvi. Pro snímání kinematických dat byly použity bezdrátové inerciální senzory připevněné k pravému chodidlu. Výsledky ukázaly významný vliv podmínek na výsledky lokální dynamické stability, variability minimální vzdálenosti mezi prsty a variability délky kroku. Minimalistická obuv přinesla sníženou variabilitu chůze a zvýšenou lokální dynamickou stabilitu, nebyl zjištěn žádný vliv na variabilitu doby kroku. Celkově lze říci, že chůze v minimalistické obuvi je spojena s lepší stabilitou chůze a ukazateli variability, s nižším rizikem pádu u obou věkových skupin. Ale i tak chůze v minimalistické obuvi není stejná jako chůze naboso a pozitivní účinky chůze naboso nelze nutně zobecnit na chůzi v minimalistické obuvi. U starších osob bylo zjištěno menší lokální dynamická stabilita chůze ve srovnání s mladšími osobami, naopak starší lidé vykazovaly lepší (nižší) variabilitu chůze než mladší. Vyplývá z toho, že minimalistická obuv může být dobrým tréninkem pro snížení rizika pádu a alternativou k chůzi naboso nebo také přechodem mezi konvenční obuví a chůzí naboso.

Thomasz Cudejko (2020) se zaměřil na vliv minimální obuvi na posturální a dynamickou stabilitu a fyzické funkce u starších osob ve srovnání s běžnou obuví. Každý rok dojde k pádu u 30-60 % starších lidí a u 10-20 % z nich má za následek zranění, hospitalizaci a v nejhorším případě smrt. Nejčastější důvodem pádu je právě posturální a dynamickou nestabilitou (chůzí). Obuv hraje důležitou roli v posturální stabilitě, tím že nám zprostředkovává somatosenzorickou zpětnou vazbu k chodidlu prostřednictvím hmatového a propioceptivního systému. Pro posouzení posturální stability, prošli účastníci test, při kterém účastník při chůzi po 8 m chodníku zatlačí na tlakovou plošinu. Účastníci měli tři druhy obuvi – bosá noha, konvenční obuv a minimální obuv. Studie se zúčastnilo 22 účastníků s průměrným věkem 55 let. Výsledky ukázaly, že chůze byla stabilnější v minimální obuvi díky širší podrážce, než v konvenční obuvi, protože vyvýšená pata u konvenční obuvi změnila těžiště těla dopředu, což změnilo držení těla a rozložení plantárního tlaku. Obuv s vyšším podpatkem také vede k laterální nestabilitě z důvodu vyššího úhlu vyklopení. Také to lze vysvětlit zvýšenou koncentrací somatosenzorickými informacemi z kožních receptorů v chodidle, hlavně v přední části a laterální části chodidla. Minimální obuv má širší podrážku, což umožňovalo rovnoměrnější rozložení tlaků po celém chodidle. Co se týče porovnání chůze naboso a v minimální obuvi nebyly nalezeny žádné rozdíly v posturální a dynamické stabilitě ani ve funkci nohy.

4.3 Studie týkající se změn v kinematice či dynamické chůze

Catherine Willems (2017) se ve své studii věnovala zkoumání biomechanických důsledků chůze v domorodé obuvi Kolha-puri (minimalistické sandále) ve srovnání s chůzí naboso u populace Jihiindů. Studie se zúčastnilo deset osob z jižní Indie, jež chodili naboso a v domorodé obuvi nejdříve po umělém dlážděném podkladu a poté znovu na přírodním povrchu. Srovnání chůze bylo zaměřeno na kinematiku, kinetiku a svalovou aktivitu, konkrétně vrcholové zrychlení chodidla při počátečním dopadu, hlavní rotace hlezenního kloubu, plantární flexi/dorsiflexi a inverzi/everzi a vzorce a velikost aktivity dvou hlavních vnějších svalů chodidla – m. tibialis anterior a m. gastrocnemius. Subjekty byly vybaveny 3D akcelerometry, který byl pomocí oboustranné pásky připevněn ke kůži na laterální straně prvé patní kosti a pevně připevněn další páskou k noze, dále dvouosým goniometrem k měření rotace dorzální/plantární a inverzi/everzi. Svalová aktivita se měřila pomocí elektromyografických elektrod, které byly připevněny na kůži, také byly pořízeny boční videozáznamy chůze. Výsledky měření přinesli následující poznatky. Na umělém povrchu při chůzi naboso je doba trvání kroku o něco kratší než v botách (Obrázek viz příloha č. 10). To samé platí i pro chůzi na přírodním podkladu. Dopady nohy při počátečním kontaktu jsou vyšší při chůzi naboso než

v botách. Co se týká kinematiky kotníku, byla pozorována vyšší inverze kotníku při chůzi naboso zejména na přírodním povrchu a také menší míra plantární extenze na nártu u naboso chodících (Obrázek viz příloha č. 11). Rozdíly mezi podmínkami nošení byla minimální. Vzorce aktivity svalů byl velmi podobný u obou případů. Aktivita m. gastrocnemius medialis má hlavní vrchol během fáze push-off (odvinutí paty) ve střední/pozdní fázi stoje a menší vrchol těsně před dotykem. Ve všech podmínkách byla celková aktivita podobná, akorát na přírodním podkladu při bosém stavu dochází k nižší aktivaci svalu než při obutém. M. tibialis anterior vykazuje hlavní aktivitu kolem okamžiku touch-down (odrazu palce) a menší během švihové fáze, celkově se jeho aktivita při různých podmínkách neliší. Závěrem lze říci, že chůze v obuvi Kolhapuri je velmi podobná chůzi naboso.

Olfat Mohamed (2005) zkoumal vliv terénu na tlak nohy při chůzi. Do studie se zúčastnilo dvacet osob ve věku 23 až 40 let, kteří chodili po třech typech terénu, a to polstrovaném koberci, po trávě a po betonu s obuví a bez obuvi naboso. Cílem studie bylo změřit vliv koberce, trávy a betonu na proměnné plantárního tlaku při chůzi naboso a v obuvi. Při měření se využil systém pro měření tlaku v obuvi Pedar, který měřil tlaky na plantární ploše chodidla při chůzi. Každá stélka měla tloušťku 2 mm a 99 kapacitních snímačů tlaku a pro přesnost se ještě využila další pěna stélky. Testované osoby obuli vlastní nošenou sportovní obuv, chodily bosé a obuté s vložkami Pedar po třech 15metrových terénech. Každý otisk chodidla byl poté rozdělen do pěti oblastí. Jednalo se o oblasti: pata, mediální střední část chodidla, laterální střední část chodidla, palec s hlavičkou prvního metatarzu a menší prsty s příslušnými hlavičkami metatržů. Pro statickou analýzu byl použit průměr všech kroků v každém pokusu pro následující parametry: maximální tlak, maximální střední tlak, časový interval tlaku, kontaktní plocha a střední síla. Chůze naboso po betonu způsobovala výrazně vyšší tlaky než chůze po trávě nebo po koberci pod přední částí chodidla. Například v oblasti nártu zvýšila chůze po betonu maximální tlak o 29 % oproti chůzi po trávě a o 39 % oproti chůzi po koberci. U maximálního i maximálního středního tlaku byli výsledky vyšší v porovnání na betonu ve srovnání s trávou a kobercem v oblasti paty. To bylo způsobeno především zmenšením kontaktní plochy. Chůze naboso způsobovala na trávě vyšší časový integrál tlaku, než po koberci ve všech částech plantární plochy chodidla. Kontaktní plocha chodidla je výrazně menší při chůzi po betonu, než je tomu na trávě nebo koberci. Po koberci a trávě byla kontaktní plocha podobná. Co se týče vlivu terénu na chůzi v obuvi, tak chůze v obuvi na betonu vykazovala výrazně vyšší maximální tlak pod menšími prsty než chůze po koberci nebo trávě. Maximální tlak pod menšími prsty při chůzi po betonu byl o 12 % vyšší než na koberci a o 11 % vyšší než na trávě. Naopak výsledky ukázaly, že terén neměl významný

vliv na kontaktní plochu ani na střední sílu. Efekt obuvi na koberec přinesl, že vrcholové tlaky byly o 22 % nižší pod patou a o 12 % nižší pod menšími prsty při chůzi v obuvi než při chůzi naboso po koberci. Naproti tomu v laterální oblasti středu chodidla došlo k významnému zvýšení maximálního tlaku o 20 % při chůzi v obuvi po koberci než při chůzi naboso. Pouze kontaktní plocha paty byla významně ovlivněna stavem obuvi při chůzi po koberci. Hodnoty maximálního tlaku a maximálního středního tlaku byly při chůzi po trávě v obuvi významně nižší pod patou a na menších prstech než při chůzi naboso. Vrcholové tlaky pod palcem, střední částí chodidla nebyly stavem obuvi a naboso nijak významně ovlivněny. kontaktní plocha byla ovlivněna pouze obuví pouze pod patou a laterální částí chodidla při chůzi po trávě. Také kontaktní plocha byla vyšší v botách než ve stavu naboso. Při chůzi po betonu se významně snížily hodnoty maximální tlaku pod patou a přední části chodidla oproti chůzi naboso. Kontaktní plocha byla významně větší ve všech oblastech s výjimkou laterální střední části chodidla při chůzi v obuvi než při chůzi naboso. Obecně lze říci, že terén neměl významný vliv na tlaky obuvi pod žádnou oblastí chodidla. Také terén neměl vliv na kontaktní plochu a střední sílu v žádné oblasti chodidla při chůzi v obuvi. Terén ovlivňuje plantární tlaky při chůzi, zejména naboso. Chůze v botách po betonu výrazně snížila plantární tlaky až o 29 %, díky zvětšení kontaktní plochy oproti chůzi naboso.

Výzkum Karsten Hollander (2022) zjišťovala porovnání chůze naboso a v obuvi u mladších a starších dospělých v interiérových a exteriérových podmínkách a jak to ovlivňuje stabilitu a variabilitu chůze. Výzkumu se zúčastnilo 32 mladších do věku 35 let a 42 starších účastníků do věku 65 let. Venku chodili po betonovém chodníku a uvnitř po linoleu ve sportovní hale. Na obou místech byli vyznačené dráhy o délce 25 metrů. Účastníci chodili naboso a ve standardní odpružené obuvi. K pořízení kinematických dat využili bezdrátové inerciální senzory. Lokální dynamická stabilita, hodnotící malé poruchy ovlivňující trajektorie pohybu v čase, se mezi věkovými skupinami výrazně lišila, u starších lidí byla nižší než u mladších. Variabilita minimální vůle prstů se lišila mezi venkovními a vnitřními podmínkami a dále ve stavu obutí. Minimální vzdálenost mezi prsty byla vyšší ve venkovním prostředí a při podmínkách pro obuv. Variabilita délky kroku se u starších účastníků snížila při chůzi naboso v porovnání s chůzí v obuvi v interiéru, ale zvýšila se při chůzi venku. Pouze u starších dospělých se variabilita doby kroku snížila při chůzi naboso ve srovnání s chůzí v obuvi. Výsledky naznačují, že chůze naboso ve srovnání s chůzí v botách se liší ve standardních parametrech chůze (Obrázek viz příloha č. 12). Minimální vzdálenost mezi prsty byla vyšší u obou věkových skupiny při chůzi v botách a variabilita doby kroku byla vyšší při chůzi v botách u starších účastníků. V případě zkoumání standardních parametrů chůze vedla chůze naboso

ke zkrácení délky kroku, doby kroku, rychlosti chůze a minimální vzdálenosti mezi prsty a snížila se lokální dynamická stabilita chůze. Chůze naboso by tedy mohla být účinnou strategií pro snížení rizika pádu. Někteří účastníci odmítli chodit venku bosí, tudíž by minimální obuv mohla být dobrým kompromisem, protože minimální obuv chrání chodidlo a jen minimálně zasahuje do mechaniky chodidla. Ale je potřeba dávat pozor při přechodu na takovou obuv, protože může být snížena kontrola rovnováhy. Účastníci chodili rychleji v botách a v interiéru.

Studie Giny Huber (2022) měla za cíl porovnat biomechanické parametry chůze při nošení minimalistické obuvi bez polstrování, v běžné odpružené obuvi a naboso. Pro studii bylo shromážděno 32 účastníků, kdy během tří sezení v laboratoři účastníci chodili na běžeckém pásu s tlakovou platformou v náhodném pořadí naboso, v minimalistické obuvi bez polstrování a běžné obuvi s polstrováním. Kinematické parametry této studie zahrnovaly kadenci, délku kroku, úhel sklonu chodidla a délka trajektorie centra tlaku během stojné fáze. Výsledky ukázali, že délka a kadence kroku se výrazně lišila mezi všemi třemi stavy. Chůze naboso vedla k nejnižší délce kroku a nejvyšší kadenci. Délka trajektorie centra tlaku a progrese došlapu se významně lišila u stavu při chůzi v odpružené obuvi, od obou ostatních stavů, zatímco u chůze v minimalistických botách a naboso se nijak nelišil signifikantní rozdíl pro délku trajektorie centra tlaku. Zvýšené tlumící vlastnosti konvenční obuvi byli spojeny s prodloužením délky kroku a snížením kadence. Naopak chůze naboso vedla ke zkrácení délky kroku a zvýšením kadence. Důvody proč se tak děje jsou buďto v potřebě chodit opatrněji kvůli vyšší propriocepci, nebo se snaže snížit síly nárazu při dopadu nohy na zem. Snížené tlumení u minimalistické obuvi vedlo ke zvýšení tlaků v přední a zadní části chodidla ve srovnání s běžnou obuví. Minimalistická obuv je tak dobrý kompromis mezi chůzi naboso a konvenční obuví. Každý stav vytváří vlastní odlišný vzorec chůze, přičemž minimalistická obuv je o něco blíže chůzi naboso.

Catherine Willems (2021) zkoumala čtyři populace, konkrétně Indickou, Skandinávskou, Namibijskou a Západní. Použity byly typy obuvi - Kolhapuri – typ sandálů, Nuvttohat – boty ze sobí kůže, izolace se používá sušená tráva, sandál Juj'hoan San – z kůže antilopy, vzadu má řemínek a šňorování mezi palcem a ostatními prsty a komerční minimalistickou obuv Vivobarefoot. Plantární tlaky byly měřeny pomocí silové plošiny, z nichž deska u Namibijců byla instalována venku, zbytek měl tvrdý povrch uvnitř. Vrcholová plantární distribuce tlaků mezi minimalistickými botami a chůzi naboso byla podobná a rozdíly však pozorujeme v rozložení tlaků, co se týká vizualizace, ale neprojevují se v analýzách jako významné. I v obutém stavu lze snadno identifikovat oblast paty, halluxu a hlavičky metatarzu

při nošení minimalistické obuvi. Ukázalo se, že chůze naboso ve srovnání s chůzí v obuvi přináší mírně vyšší nárazové zrychlení, přinejmenším na tvrdém podkladu. Co se týče, odvíjení chodidla v minimalistické obuvi, tak vykazuje některé časové vzorce podobné chůzi naboso. Ale také některé vzorce podobné chůzi v konvenční obuvi a to jak pro proximální/distální, tak pro laterální/mediální analýzu. Chůze v minimalistické obuvi se zdá být středním bodem mezi chůzí naboso a chůzí v běžné obuvi. Samotné tlaky na tlakové desce domorodé a minimalistické obuvi se našly shody mezi otisky bosých nohou, až tak že odhalují dobrou míru anatomických detailů, jako je například vymezený hallux. Tlaky naměřené na desce odpovídají tomu, co chodidlo prožívá. Podrážky bot byly několik mm silné, relativně tvrdé, ale pružné.

Geoffrey S. Keenan (2011) se zaměřil na kinetiku kloubů dolní končetiny při chůzi v konvenční sportovní obuvi. Zúčastnilo se jí 68 mladých osob, kteří podstoupili kinematické hodnocení vnějších kloubních momentů dolní končetiny při chůzi naboso a při chůzi v současné standardní sportovní obuvi. Byla provedena i sekundární analýza porovnávací vrcholové vnější momenty kolenních kloubů při chůzi naboso s chůzí ve třech různých typech standardní obuvi: stabilní, s kontrolou pohybu a odpružené. Na tělo měli účastníci při testu umístěno 16 retroreflexních značek na pánvi a dolní končetině. Během jednotlivých testů bylo vždy pořízeno 15sekundový záznam dat pomocí trojrozměrného snímání kamer spolu s údaji o reakční síle na zem na běžeckém páse se silovými plošinami. Chůze v obuvi byla spojena s nárůstem délky kroku. Byly zjištěny významné rozdíly kinematických proměnných v oblasti kotníku, kolene a kyčle pro chůzi naboso a v obuvi. Došlo k významnému zvýšení vrcholového varózního momentu v kolenním kloubu, flexe v kyčelním kloubu a okamžiky extenze v kyčli během počáteční fáze stoje při chůzi v obuvi. Také došlo ke snížení ohybových momentů v koleni. Stav s obuví byl spojen s se zvýšením první vrcholové mediální reakční síly na zem, dále vrcholové brzdné a první vrcholové vertikální reakční síly na zem. I přes rozdíly u chůze naboso a v obuvi, reakční síly na zem byly relativně podobné. výsledky poukázali na nárůst čistých kloubních momentů v koleni a kyčli, včetně 9,7 % nárůstu prvního vrcholového varózního momentu při chůzi v obuvi. Velký nárůst souvisí s prodloužením kroku, který byl doprovázen významnými rozdíly v reakční síle na zem. Rozdíly v koleni zůstávají nehledě na typ nošené obuvi. Co se týče kyčle, zjistili se větší addukční momenty kyčle. Souhrnně lze říci, že kinematické rozdíly mezi chůzí naboso a v obuvi se projevují především v kyčli a koleni.

Studie od Qichang Mei (2020) zkoumala vztah tvaru chodidla a plantárního tlaku, jež se zúčastnilo 136 mužů z toho 68 naboso (jihoidická populace) a 68 obvykle obutých (čínská populace). Účastníci z indické populace od narození chodili bosy a, nebo nosili pouze boty bez omezení špičky, zatímco účastníci z čínské populace nosili celý život různé druhy

obuvi. zúčastněné osoby navštívili laboratoř pohybu za účelem snímání tvaru chodidla za použití 3D skeneru chodidla a měření plantárního tlaku pomocí silové plošiny. Mezi skupinami při chůzi naboso a v obuvi byly pozorovány rozdíly v šířce chodidla, poměru šířky a délky, šířce paty, vzdálenosti prvního a druhého prstu a úhlu halluxu. Vysoké vrcholové tlaky byly pozorovány v oblasti paty, mediálního přednoží a halluxu u skupiny s botami, ale rovnoměrně rozložené v zadní a přední části chodidla u bosé skupiny, včetně mediální a laterální paty, prvního až třetího metatarzu. Analýza ukázala, že přesnost předpovědi plantárního tlaku je 72,5 % pro chůzi naboso a pro skupinu v botách to bylo 78,2 %. Tělesná hmotnost a výška významně ovlivnily velikost plantárního tlaku v důsledku toho, že reakční síla na zem souvisela s hmotností a výškou. Změny však byly rovnoměrné napříč chodidlem a nebyly citlivé na morfologii chodidla. Analýza citlivosti morfologie chodidla ukázala, že plantární tlak byl méně citlivý na celkovou délku chodidla, šířku přednoží, poměr šířky a délky a šířku paty a citlivější na vzdálenost prvního a druhého prstu a index klenby. Chůze naboso byla citlivější na perturbaci vzdálenosti prvního a druhého prstu v mediálním tlaku přednoží, zatímco chůze v obuvi vykazovala malou odezvu napříč chodidlem. Obě skupiny byly citlivé na tlak přednoží na narušení indexu klenby. Dále byla chůze dominantnější na laterální straně přednoží, oproti tomu chůze v obuvi vykazovala rovnoměrnější odezvu na tlak přednoží.

Seung-Bum Park (2011) se zabýval analýzou biomechanických faktorů mezi barefoot obuví a bosou nohou. Do studie bylo zařazeno 10 dvacetiletých mužů se zdravou chůzí. Metodika spočívala v měření úhlu kontaktu se zemí, úhlu flexe a extenze kotníku pomocí ultravysokorychlostní kamery a kontaktní plochy, vrcholové síly, vrcholového tlaku a vrcholového středního tlaku pomocí analýzy plantárního tlaku. Každý experiment byl proveden při typické rychlosti chůze 4,2 km/h. Při testu s ultravysokorychlostní kamerou se měřila změna úhlu mezi chodidlem (botou) a zemí v místě kontaktu (dopad paty) a při hodnocení úhlu flexe a extenze kotníku se měřila změna úhlu flexe a extenze kotníku během chůze v místě kontaktu (dopadu paty) po zobrazení zadní osy a země v přímce. Do pravé boty byl vložen snímač tlaku podle typu stélky a pomocí něj byly změřeny tlaky přední část chodidla, mediální střední část chodidla a laterální plantární část chodidla, laterální střední část chodidla a zadní část chodidla a vyděleny součtem, čímž byly získány kontaktní plochy, maximální síla, vrcholový tlak a maximální střední tlak. Analýza úhlu kotníku a úhlu země při chůzi ukázala, že celkový průměr u kontrolní skupiny byl 124,11°, u barefoot obuvi je 121,29° a naboso 115,05°. U úhlu země byl průměr barefoot bot 16,96°, průměr kontrolních bot 16,77° a naboso 12,98°. Z hlediska kontaktní plochy měla barefoot obuv větší kontaktní plochu než kontrolní obuv, a to o 1,43 % v přední části chodidla, 0,66 % v mediální části chodidla a 0,16 % v zadní části chodidla. Při

maximální síle má bota barefoot o 1,74 % menší přední část chodidla, o 22,04 % menší mediální střední část chodidla a o 11,24 % menší laterální střední část chodidla ve srovnání s průměrem kontrolní skupiny. Při maximálním tlaku byla bota barefoot o 2,01 % menší v přednoží, o 1,90 % menší v přednoží, o 10,00 % menší v mediálním přesahu a o 11,24 % menší v laterálním přesahu než bota kontrolní skupiny. V porovnání s kontrolním průměrem byla barefoot obuv o 1,23 % menší v přednoží, o 3,30 % menší v mediálním meziprstí a o 12,03 % menší v laterálním meziprstí ve srovnání s kontrolním průměrem celého těla. Barefoot boty se nejvíce podobaly chůzi naboso, pokud je o úhel kotníku při chůzi. Z hlediska úhlu dopadu na zem se kontrolní skupina podobala chůzi naboso. Studie ukázala, že barefoot obuv má na snížení maximálního tlaku, vrcholového tlaku a maximálního středního tlaku, také poskytuje větší kontaktní plochu.

V systematickém přehledu od Simona Franklina (2015) zaměřený na přehled kinematických a kinetických rozdílů u bosého chodidla a konvenční obuvi, dospěli k závěru, že u při chůzi naboso pozorujeme prostorově-časové rozdíly jako zkrácení délky kroku a zvýšení kadence, dále plošší uložení chodidla, zvýšená flexe kolena a snížená reakce vrcholové vertikální síly na zem při počátečním kontaktu. Osoby chodící naboso mají nižší vrcholové plantární tlaky a tlakové impulsy oproti lidem nosící běžnou obuv. Dále dochází k snížení procenta času dvojí opory, zvýšení času švihů a snížení času kroku. Co se týká změny pohybu chodidla, se u populace zvyklé na chůzi v botách mění šířka přednoží a šíření přednoží při zátěži během chůze naboso. V botách jsou menší změny mediální podélné délky klenby oproti bosé noze. Chůze naboso vedla také ke změně úhlu kotníku při počátečním kontaktu s nárůstem plantární extenze ve srovnání se sportovní obuví nebo sandály. Dalšími změnami jsou snížená everze, addukce, zevní rotace a torze chodidla při nošení bot. Vrcholové plantární tlaky a tlakové impulsy u osob chodící naboso jsou nejnižší v oblasti paty a metatarzů. Naopak u obutých osob sledujeme nižší vrcholové plantární tlaky pod oblastí prstů a středonoží.

4.4 Shrnutí

Z výsledků výše uvedených studií, bylo zjištěno že velikost obuvi nejen ovlivňuje kosterní systém nohy, ale také výběr vhodné obuvi má vliv na tvar prstové části nohy, stabilitu i sílu svalstva zapojených na chodidle. Jak ukazuje studie Curtise (2021) každodenní aktivita v minimální obuvi zvyšuje vnitřní svalovou sílu chodidla, tak i přispívá ke zvýšení statické výšky podélné klenby. K podobnému výsledku dospěl Holowka (2018) svým výzkumem, když prokázal, že lidé nosící minimalistickou obuv mají větší plochu průřezu svalů nohy než u lidí s konvenční obuví. Při nošení barefoot obuvi delší období, dochází k větší aktivitě svalů chodidla podobně jako u pravidelného cvičení svalů nohy, jak ukázaly výsledky studie od Ridge

(2019). Dále lze říci, že chůze v minimalistické obuvi podporuje stabilitu chůze s nižším rizikem pádu u starších lidí, jak popisuje ve své studii Peterson (2020). Také Jor (2020) představil ve své práci, že špičatá obuv má vliv metatarzofalangeální, proximální a distální meziprstní klouby.

Chůze v obuvi a naboso se liší podle terénu hlavně z pohledů plantárních tlaků na nohu. Mohamed (2005) přinesl výsledky, které ukazují, že chůze naboso po betonu způsobovala výrazně vyšší tlaky než chůze po trávě nebo po koberci pod přední částí chodidla. Co se týče vlivu terénu na chůzi v obuvi, tak chůze v obuvi na betonu vykazovala výrazně vyšší maximální tlak pod menšími prsty než chůze po koberci nebo trávě. Lze tak říci, že terén ovlivňuje plantární tlaky při chůzi, zejména naboso. Ve studii Willems (2017) se ukázalo, že na umělém povrchu při chůzi naboso je doba trvání kroku o něco kratší než v botách, dále jsou dopady nohy vyšší při počátečním kontaktu při chůzi naboso než v botách a vyšší inverze kotníku při chůzi naboso zejména na přírodním povrchu a také menší míra plantární extenze na nártu u naboso chodících. Dále výsledky Hollandera (2022) naznačují, že chůze naboso vede ke zkrácení délky kroku, doby kroku, rychlosti chůze a minimální vzdálenosti mezi prsty a snížila se lokální dynamická stabilita chůze. Podobné výsledky přinesla i studie od Hubera (2022), která poukázala na snížení délky kroku a vyšší kadenci chůze naboso a také se délka trajektorie centra tlaku a progresu došlapu se významně lišila u stavu při chůzi v odpružené obuvi, od chůze v minimalistických botách a naboso.

Cudejko (2020) poukázal na změnu těžiště a rozložení plantárního tlaku v konvenční obuvi a v minimalistické obuvi, kdy minimální obuv má širší podrážku, což umožňovalo rovnoměrnější rozložení tlaků po celém chodidle oproti konvenční obuvi. V další studii od Willems (2021) se ukazuje, že chůze naboso ve srovnání s chůzí v obuvi přináší mírně vyšší nárazové zrychlení, přinejmenším na tvrdém podkladu a co se týče, odvíjení chodidla v minimalistické obuvi, tak vykazuje některé časové vzorce podobné chůzi naboso. V práci Qichang Mei (2020) a jeho analýza, ukázala na vysoké vrcholové tlaky v oblasti paty, mediálního přednoží a halluxu u skupiny s botami, ale rovnoměrně rozložené v zadní a přední části chodidla u bosé skupiny, včetně mediální a laterální paty, prvního až třetího metatarzu. Chůze naboso byla citlivější na perturbaci vzdálenosti prvního a druhého prstu v mediálním tlaku přednoží, zatímco chůze v obuvi vykazovala malou odezvu napříč chodidlem.

Výsledky studie Keenana (2011) poukázali na nárůst čistých kloubních momentů v koleni a kyčli, včetně 9,7 % nárůstu prvního vrcholového varózního momentu při chůzi v obuvi. Rozdíly v koleni zůstávají nehladě na typ nošené obuvi. Co se týče kyčle, zjistili se větší addukční momenty kyčle. Park (2011) zjistil ve svojí studii, že barefoot boty se nejvíce

podobaly chůzi naboso, pokud je o úhel kotníku při chůzi a také barefoot obuv má vliv na snížení maximálního tlaku, vrcholového tlaku a maximálního středního tlaku. V přehledu od Franklina (2015) výsledky přinesli prostorově-časové rozdíly jako zkrácení délky kroku a zvýšení kadence, dále plošší uložení chodidla, zvýšená flexe kolena a snížená reakce vrcholové vertikální síly na zem při počátečním kontaktu u chůze naboso. Dále pozorujeme vrcholové plantární tlaky a tlakové impulsy u osob chodící naboso, že jsou nejnižší v oblasti paty a metatarzů a naopak u osob v obuvi sledujeme nižší vrcholové plantární tlaky pod oblastí prstů a středonoží.

5 Diskuse

Všechny studie v této práci potvrzují rozdíly v biomechanice chůze v konvenční obuvi, barefoot obuvi a chůzi naboso z pohledu rozložení plantárního tlaku na chodidle, tak změn v kinematice chůze nebo zapojení svalů nohy a anatomické struktury. Je již dokázané, že používání obuvi ovlivňuje strukturu a mechaniku chodidla, a to má za následek změnu ve funkci chodidla. Chůzi můžeme považovat za přirozený způsob pohybu, jelikož strávíme značnou část dne chůzí a je to účinnější aktivita z hlediska času a energie. Proto chůze v minimalistické obuvi může být ideálním prostředkem ochrany nohy a zároveň velmi málo zasahuje do anatomie chodidla a nejvíce se přibližuje chůzi naboso. Minimalistická obuv se snaží minimálně zasahovat do přirozeného pohybu díky své flexibilitě, nízkému poklesu paty ke špičce, hmotností a absencí zařízení pro kontrolu pohybu a stability.

Konvenční obuv má ve většině malý prostor pro prsty, což vede k deformitám převážně v oblasti prstů a ke křečím. Dále je běžná podpora klenby v moderní obuvi, a jak ukázali výsledky studie Holowka (2018) výška klenby a její tuhost je o 27 % vyšší u lidí, kteří nosili minimalistickou obuv oproti konvenční obuvi, kde klenba byla nižší až o 31 %. Také v průměru měli lidé s konvenční obuví o 12 % delší nohu, jejich rychlost chůze byla vyšší a mnohem více se jim deformovala klenba. Moderní obuv snižuje zapojení svalů nohy při udržování klenby, což vede v nejhorším případě zhroucení klenby nebo menšímu růstu a atrofii. V minimalistické obuvi se podle Curtise (2021) zvýší výška os naviculare, což vede k zvýšení výšky podélné klenby.

Dalším problémem konvenční obuvi je vyvýšená pata, která mění těžiště těla a tím se dále mění držení těla a rozložení plantárního tlaku. Minimalistická obuv má širší podrážku a nulový podpatek. Cudejko (2020) nezjistil žádné rozdíly v posturální a dynamické stabilitě ani ve funkci nohy v porovnání chůze naboso a v barefoot obuvi. U minimalistické obuvi a chůzi naboso můžeme také pozorovat snížení doby kroku, délky kroku a také rychlosti chůze v porovnání s chůzí v botách (Hollander, 2022). Důvodů je hned několik, ale nejčastěji z důvodu vyšší propriorecepce, nebo ve snaze snížit síly nárazu při dopadu nohy na povrch. Zvýšené tlumící vlastnosti konvenční obuvi jsou naopak spojeny s prodloužením délky kroku a snížením kadence (Huber, 2022).

Každý rok téměř třetina starších lidí zažije alespoň jeden pád (Curtis, 2021), proto zvýšení vnitřní svalové síly chodidla může mít vliv na rovnováhu a stabilitu a snížit riziko pádu. Ke zvýšení svalové síly chodidla mohou právě posloužit barefoot boty. To že v konvenční obuvi se málo zapojují svaly a celkově díky tloušťce podrážky je velmi malá zpětná vazba z podložky

díky senzomotorice a receptorů chodidla je jasné. Studie od Ridge (2019), poukázala na účinnost chůze v minimalistické obuvi na aktivaci zapojených svalů při chůzi, jež se může vyrovnat pravidelnému posilování svalů nohy. Studie prokázala že barefoot obuv poskytuje dostatečný podnět k vyvolání hypertrofie a silových změn v chodidle. To bylo způsobeno zátěží na vnější a vnitřní svaly chodidla v průběhu krokového cyklu. Podobných výsledků se dobral i Curtis (2021), který prokázal, že se může zvýšit síla flexe prstů na nohou až o 57 % v minimalistické obuvi a celkově dojde ke zvýšení vnitřní svalové síle. Toto je způsobeno menší ohybovou tuhostí minimální obuvi v porovnání s konvenční obuvi nebo také absencí strukturální pružiny prstů.

Velmi diskutovaným tématem je vhodnost povrch pro chůzi. Bosá chůze je pro nás evolučně přirozená, ale bohužel v dnešní moderním světě, je skoro nemožné chodit naboso. Většina lidí bydlí ve městech, kde se vyskytuje asfalt nebo beton, kde je tedy nutností obuv. Ve studii Willems (2017) se dobralo výsledků, že obecně chůze naboso má vyšší dopady na nohu při počátečním kontaktu než v botách jak na umělém nebo přírodním povrchu, dále pozorujeme vyšší inverzi kotníku a menší míru plantární extenze nártu na přírodním povrchu u chůze naboso. Jiné studii od Willems (2021), se ukázalo mírně vyšší nárazové zrychlení zejména na umělém tvrdém povrchu. V další studii od Mohameda (2005) výsledky ukázaly výrazně vyšší tlaky při chůzi po betonu naboso než u chůze po trávě či koberci až o 39 %. Také se při chůzi po betonu zmenšuje kontaktní plocha chodidla než na přírodním povrchu. Vliv terénu má tak dopad na plantární tlaky nohy, jelikož v obuvi jsou tyto tlaky nižší na jakémkoliv povrchu. Při chůzi po betonu se významně snížily hodnoty maximální tlaku pod patou a přední části chodidla oproti chůzi naboso. Obecně tak říci, že terén neměl vliv na tlaky obuvi na žádnou část chodidla, oproti tomu má terén vliv na plantární tlaky při chůzi naboso, proto se přikláním k názoru, že bosou chůzi je dobré vykonávat na přírodním površích a do města zvolit obuv, která splňuje parametry barefoot obuvi. Lidé s necitlivými chodidly by se proto měli vyhýbat chůzi naboso po tvrdých površích, aby se zabránilo zvýšenému plantárnímu tlaku.

Co se týče, odvíjení chodidla v minimalistické obuvi, tak vykazuje některé časové vzorce podobné chůzi naboso. Ale také některé vzorce podobné chůzi v konvenční obuvi, a to jak pro proximální/distální, tak pro laterální/mediální analýzu (Willems, 2021). Při chůzi v obuvi můžeme předpokládat změny v kloubních úhlech dolní končetiny na rozdíl od chůze naboso, kdy nemáme mezi chodidlem a povrchem žádnou překážku. V práci od Keenana (2011) výsledky přinesli nárůst čistých kloubních momentů v koleni a kyčli, včetně 9,7 % nárůstu prvního vrcholového varočního momentu při chůzi v obuvi, také větší addukční momenty v kyčle. Nejvíce se tak kinematické změny projevují v kyčelním a kolenním kloubu. V jiné

práci Parka (2011) jsou úhly naboso nejnižší, v konvenční obuvi nejvyšší díky vyvýšenému podpatku a u barefoot obuvi je to někdy mezi těmito dvěma výsledky. Barefoot boty se tak nejvíce podobaly chůzi naboso, pokud je o úhel kotníku při chůzi.

V neposlední řadě je potřeba zmínit vedle pozitiv i rizika, která se mohou vázat s nošením barefoot obuvi. U lidí, kteří celý život nosili konvenční odpruženou obuv, mohou při přechodu na minimalistickou obuv nastat negativní změny. Jelikož celý život měla noha díky konvenční obuvi polstrovanou podrážku, tak právě kvůli nepřítomnosti tlumící podrážky u barefoot obuvi je větší riziko zranění či úrazu. Na to se vážou i změny v krokové cyklu a s nimi spojená chronická zranění. Díky chybějícímu polstrování dochází k zvýšení nárazového zatížení na nohu, a to vede k změnám biomechaniky pohybu. Pokud máme špatně naučený vzor chůze, může nám barefoot obuv přinést více negativních než pozitivních benefitů. Dále může docházet k přetěžování svalů chodidla a celkově dolní končetiny, protože svaly nejsou na tuto dávku zátěže zvyklé. Nesmíme neopomenout, že většina konvenční obuvi má podporu nožní klenby. S přechodem na minimalistickou obuv není klenba navyknutá na nulovou podporu a v důsledku náhle změny může dojít ke spadnutí klenby nebo plochým nohám.

Barefoot obuv by mohla být dobrým kompromisem mezi chůzí naboso a v konvenční obuvi, protože minimalistická obuv chrání chodidlo a jen minimálně zasahuje do mechaniky chodidla. Ale je potřeba dávat pozor při přechodu na takovou obuv, protože může být snižená snižena kontrola rovnováhy, oslabené svaly chodidla nebo zvýšená citlivost chodidla. Dle mého názoru je potřeba začít pomalu a postupně aplikovat chůzi v barefoot obuvi v kombinaci s komerční obuví a v ideální případě to pro jistotu konzultovat s fyzioterapeutem či jiným odborníkem.

6 Závěr

V posledních letech se u nás dostává čím dál více do popředí barefoot obuv. Toto téma je často diskutováno a pohledy na problematiku se různí. Cílem bakalářské práce bylo analyzovat a shrnout biomechanické aspekty barefoot obuvi při chůzi.

Vzhledem k otázce V1: „*V čem se liší chůze v barefoot obuvi, konvenční obuvi a chůze naboso?*“, můžeme říci, že na základě výsledků vybraných studií, bylo zjištěno, že konvenční obuv ovlivňuje anatomickou strukturu chodidla, stabilitu či zpětnou vazbu proprioreceptorů nohy. Běžná obuv tedy nejen deformuje, ale i narušuje funkce chodidla tím, že omezuje pohyby v mnoha kloubech na noze. Prsty na nohou mohou hyperextenzovat téměř do pravého úhlu za normálních okolností, ale pravidelné nošení obuvi toto neumožňuje, protože bota působí jako dlaha. Barefoot obuv díky širší podrážce zajišťuje větší prostor pro prsty a větší kloubní pohyblivost. Tenká a pružná podrážka nabízí zvýšenou senzomotoriku chodidla, a to vede ke zkrácení délky kroku a rychlosti chůze. Oproti tomu osoby chodící naboso mají nižší vrcholové plantární tlaky a tlakové impulsy oproti lidem nosící běžnou obuv. Dále dochází ke snížení procenta času dvojí opory, zvýšení času švihů a snížení času kroku.

K otázce V2: „*Jaká jsou rizika a výhody nošení barefoot obuvi?*“, se ukázalo, že minimalistická obuv zohledňuje anatomii chodidla, hlavně tvar, protože má širší podrážku v oblasti prstů, nulové patní vyvýšení a podrážka je podstatně tenčí a pružnější. Každodenní nošení barefoot obuvi posiluje vnitřní a vnější svaly chodidla, přispívá k jejich většímu zapojení, tím se zlepšuje stabilita chůze a má vliv na zvýšení výšky klenby a není nutná její podpora jako tomu je u konvenční obuvi. Zároveň hrozí i rizika spojená s přechodem na barefoot obuv, jako je vyšší riziko zranění nebo chronické onemocnění v důsledku oslabených svalů, nulové podpory klenby nebo změny v biomechanice chůze.

Co se týče otázky V3: „*Jak se mění kloubní úhly při chůzi při různých podmínkách obutí?*“, bylo zjištěno, že v barefoot botách se mnohem méně mění úhly v kloubních momentech dolní končetiny, než je tomu u komerční obuvi. Chůze naboso vede ke změně úhlu kotníku při počátečním kontaktu s nárůstem plantární extenze ve srovnání se komerční obuví. Dalšími změnami je snížená everze, addukce, zevní rotace a torze chodidla při nošení bot. Nejvíce se změny projevují v kyčelním a kolenním kloubu u obuvi. Každopádně barefoot boty se nejvíce podobají chůzi naboso, pokud jde o úhel kotníku při chůzi.

U poslední výzkumné otázky V4: „*Změní se distribuce tlaků na chodidle s ohledem na nošenou obuv?*“, lze říci, že je prokazatelný vliv plantárních tlaků a terénu na chodidlo. Umělý povrch zvyšuje plantární tlaky a také se prodlužuje doba trvání kroku oproti chůzi

naboso. Díky širší podrážce barefoot obuvi je rozložení tlaků po celém chodidle rovnoměrnější a odvíjení chodidla při chůzi se přibližuje chůzi naboso. Minimalistická obuv má vliv na snížení maximálního tlaku, vrcholového tlaku a maximálního středního tlaku. Naopak u osob nosící komerční obuv sledujeme nižší vrcholové plantární tlaky pod oblastí prstů a středonoží.

Závěrem tedy lze říci, že barefoot obuv se přibližuje nebo je dokonce v některých momentech přirovnatelná chůzi naboso. Minimalistická obuv je tak dobrým kompromisem mezi chůzí naboso a konvenční obuví. Každý stav vytváří vlastní odlišný vzorec chůze, přičemž minimalistická obuv je o něco blíže chůzi naboso.

7 Seznam literatury

- AMBLER, Z., c2006. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén. ISBN 80-7262-433-4.
- Barefoot obuv vs minimalistická obuv vs klasické běžecké boty. In: *Vivobarefoot.cz* [online]. VIVOBAREFOOT. © 2012–2023, 2013 [cit. 2023-07-14]. Dostupné z: <https://www.vivobarefoot.cz/komunita/blog/barefoot-obuv-vs-minimalisticka-obuv-vs-klasicke-bezecke-boty>
- BOWMAN, K., 2017. *Celým tělem naboso: zdárný přechod na minimalistickou obuv*. Přeložil Jana ČEŘENOVÁ. V Praze: DharmaGaia. ISBN 978-80-7436-069-5.
- CÍBOCHOVÁ, R., 2004. *Psychomotorický vývoj dítěte v prvním roce života*. *Pediatric pro praxi*. roč. 6. s. 291-297.
- CUDEJKO, T., GARDINER, J., AKPAN, A. a D'AOÛT, K., 2020. Minimal footwear improves stability and physical function in middle-aged and older people compared to conventional shoes. *Clinical Biomechanics* [online]. 71, 139-145 [cit. 2023-07-04]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.11.005
- CURTIS, R., WILLEMS, C., PAOLETTI, P. a D'AOÛT, K., 2021. Daily activity in minimal footwear increases foot strength. *Scientific Reports* [online]. 11(1) [cit. 2023-07-04]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-021-98070-0
- ČIHÁK, R., 2016. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL. ilustroval Jan KACVINSKÝ. ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.
- DICHARRY, J., 2010. Kinematics and Kinetics of Gait: From Lab to Clinic. *Clinics in Sports Medicine* [online]. 29(3). 347-364. ISSN 02785919. Dostupné z: doi:10.1016/j.csm.2010.03.013
- DYLEVSKÝ, I., 2009a. *Funkční anatomie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3240-4.
- DYLEVSKÝ, I., 2009b. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-324-0.
- EARLS, J., 2021. *Zrození k chůzi: proč a jak chodíme po dvou: myofasciální výkonnost a tělo v pohybu*. Přeložil René SOUČEK. Praha: Grada Publishing, 240 s. ISBN 978-80-271-1749-9.
- FRANKLIN, S., GREY, M. J., HENEGHAN, N., BOWEN, L. a LI, F. X., 2015. Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture* [online]. 42(3), 230-239 [cit. 2023-07-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.05.019
- HADDERS-ALGRA, M. 2005. Development of postural control during the first 18 months of life. *Neural plasticity*. vol. 12. no. 2-3. p. 99-108.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K. M., a DERRICK, T. R., 2015. *Biomechanical basis of human movement*. 4th edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health. ISBN 978-1-4511-7730-5.

- HOLLANDER, K., PETERSEN, E., ZECH, A. a HAMACHER, D., 2022. Effects of barefoot vs. shod walking during indoor and outdoor conditions in younger and older adults. *Gait & Posture* [online]. 95, 284-291 [cit. 2023-07-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2021.04.024
- HOLOWKA, N. B., WALLACE, I. J. a LIEBERMAN, D. E., 2018. Foot strength and stiffness are related to footwear use in a comparison of minimally- vs. conventionally-shod populations. *Scientific Reports* [online]. 8(1) [cit. 2023-07-04]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-018-21916-7
- HUBER, G., JAITNER, T. a 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* [online]. 14(2), 123-130 [cit. 2023-07-04]. ISSN 1942-4280. Dostupné z: doi:10.1080/19424280.2022.2057593
- JANURA, M., & ZAHÁLKA, F., 2004. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- JOR, A., AREFIN, S., HASSAN, F. a BISWAS, S., 2020. *Investigation of Shoe Size and Toe Box Shape Variation Effect on Skeletal Alignment of Adult Foot* [online]. [cit. 2023-07-12]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/355499113_Investigation_of_Shoe_Size_and_Toe_Box_Shape_Variation_Effect_on_Skeletal_Alignment_of_Adult_Foot
- KAUFMAN, K. R. & SUTHERLAND, D. H., 2005. Kinematics of Normal Human Walking. *Human Walking* (3rd edition). Rose J. and Gamble JG. Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins
- KAWASHIMA, T., & UHTHOFF, H. K., 1990. Development of the foot in prenatal life in relation to idiopathic club foot. *Journal of pediatric orthopedics*. 10(2). 232-237.
- KEENAN, G. S., FRANZ, J. R., DICHARRY, J., CROCE, U. D. a KERRIGAN, D. C., 2011. Lower limb joint kinetics in walking: The role of industry recommended footwear. *Gait & Posture* [online]. 33(3), 350-355 [cit. 2023-07-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.019
- KOLÁŘ, P., 2009. *Neuromotorický vývoj a jeho vyšetření*. In: Houdek. L. (ed.). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. s. 96-105. ISBN: 978-80-7262-657-1
- KRAČMAR, B., CHRÁSTKOVÁ M. a BAČÁKOVÁ, R., 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-3379-4.
- LEDEBT, A., 2000. Changes in arm posture during the early acquisition of walking. *Infant Behavior & Development*. 23. 79-89
- LEWITOVÁ, Clara-Maria H., 2016. O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*. 2016(2). 5-8. ISSN 2462-6784.
- MCNUTT, E. J., ZIPFEL, B. a DESILVA. J. M., 2018. The evolution of the human foot. *Evolutionary Anthropology: Issues, News, and Reviews* [online]. 27(5). 197-217. ISSN 10601538. Dostupné z: doi:10.1002/evan.21713

- MEI, Q., GU, Y., XIANG, L., YU, P., GAO, Z., SHIM, V. a FERNANDEZ, J., 2020. Foot shape and plantar pressure relationships in shod and barefoot populations. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* [online]. 19(4), 1211-1224 [cit. 2023-07-04]. ISSN 1617-7959. Dostupné z: doi:10.1007/s10237-019-01255-w
- MERKUNOVÁ, A. a OREL, M., 2008. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1521-6.
- MICHAUD, S. B., GARD, S. A., & CHILDRESS, D. S., 2000. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 37 (1). 1-10.
- MOHAMED, O., CERNY, K., JONES, W. a BURNFIELD, J. M., 2005. The Effect of Terrain on Foot Pressures During Walking. *Foot & Ankle International* [online]. 26(10), 859-869 [cit. 2023-07-04]. ISSN 1071-1007. Dostupné z: doi:10.1177/107110070502601012
- PARK, Seung-Bum, LEE, Kyung-Deuk, KIM, Dae-Woong, YOO, Jung-Hyeon a KIM, Kyung-Hun, 2010. *Comparative Analysis on the Biomechanical Factors between Barefoot and Barefoot Shoes* [online]. [cit. 2023-07-12]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/268061633_Comparative_Analysis_on_the_Biomechanical_Factors_between_Barefoot_and_Barefoot_Shoes
- PAYTON, C. J., ed., 2007. *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise* [online]. Routledge. ISBN 9781134109036. Dostupné z: doi:10.4324/9780203935750
- PETERSEN, E., ZECH A. a HAMACHER, D., 2020. Walking barefoot vs. with minimalist footwear – influence on gait in younger and older adults. *BMC Geriatrics* [online]. 20(1) [cit. 2023-07-04]. ISSN 1471-2318. Dostupné z: doi:10.1186/s12877-020-1486-3
- PETERSON, D. R. a BRONZINO, J. D., ed., 2007. *Biomechanics* [online]. CRC Press. ISBN 9780429126970. Dostupné z: doi:10.1201/9781420008197
- PROČKOVÁ, P., 2016. Život naboso. *Umění fyzioterapie*. 2016(2). 55-59. ISSN 2462-6784.
- RIDGE, S. T., OLSEN, M. T., BRUENING, D. A., JURGENSMEIER, K., GRIFFIN, D., DAVIS, I. S. a JOHNSON, A. W., 2019. Walking in Minimalist Shoes Is Effective for Strengthening Foot Muscles. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 51(1), 104-113 [cit. 2023-07-04]. ISSN 1530-0315. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000001751
- SANDLER, M. a LEE, J., 2015. *Bosé běhání*. Přeložil Anna KUDRNOVÁ, přeložil Jan PIPEK. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-3533-0
- SRDÍNKO, O., 1930. *Učebnice embryologie člověka a obratlovců*. Praha: Josef Sringer
- SVOBODA, Z., ROSICKÝ J. a JANURA, M., 2020. *Chůze osob s transtibiální amputací*. V Olomouci: Univerzita Palackého. Fakulta tělesné kultury. ISBN 978-80-244-5634-8.
- TROJAN, S., 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 80-247-1296-2.
- VAŘEKA, I. a VAŘEKOVÁ, R., 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024424323.

VAUGHAN, C. L., 2003. Theories of bipedal walking: an odyssey. *Journal of Biomechanics*. 36. 513-523.

VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton. 376 s. ISBN: 80-754-837-9

VÉLE, F., 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton. ISBN 9788073876081.

VOJTA, V., 1993. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada

VOJTA, V. & PETERS, A., 1995. *Vojtův princip*, Praha: Grada

VOJTA, V. & PETERS, A., 2010. *Vojtův princip*. 3. vyd. Praha: Grada. 166 s. ISBN: 978-80-247-2710-3

WILLEMS, C., CURTIS, R., PATAKY, T. a D'AOÛT, K., 2021. Plantar pressures in three types of indigenous footwear, commercial minimal shoes, and conventional Western shoes, compared to barefoot walking. *Footwear Science* [online]. 13(1), 1-17 [cit. 2023-07-04]. ISSN 1942-4280. Dostupné z: doi:10.1080/19424280.2020.1825535

WILLEMS, C., STASSIJNS, G., CORNELIS, W. a D'AOÛT, K., 2017. Biomechanical implications of walking with indigenous footwear. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 162(4), 782-793 [cit. 2023-07-04]. ISSN 00029483. Dostupné z: doi:10.1002/ajpa.23169

8 Seznam příloh

Příloha č. 1: Kostí nohy

Příloha č. 2: Mechanismy udržující klenbu nohy

Příloha č. 3: Rozdíl morfologie chodidla

Příloha č. 4: Krokový cyklus

Příloha č. 5: Kontaktní tlak chůze

Příloha č. 6: Graf o síle

Příloha č. 7: Silový diagram

Příloha č. 8: Grafy úhlů dolní končetiny

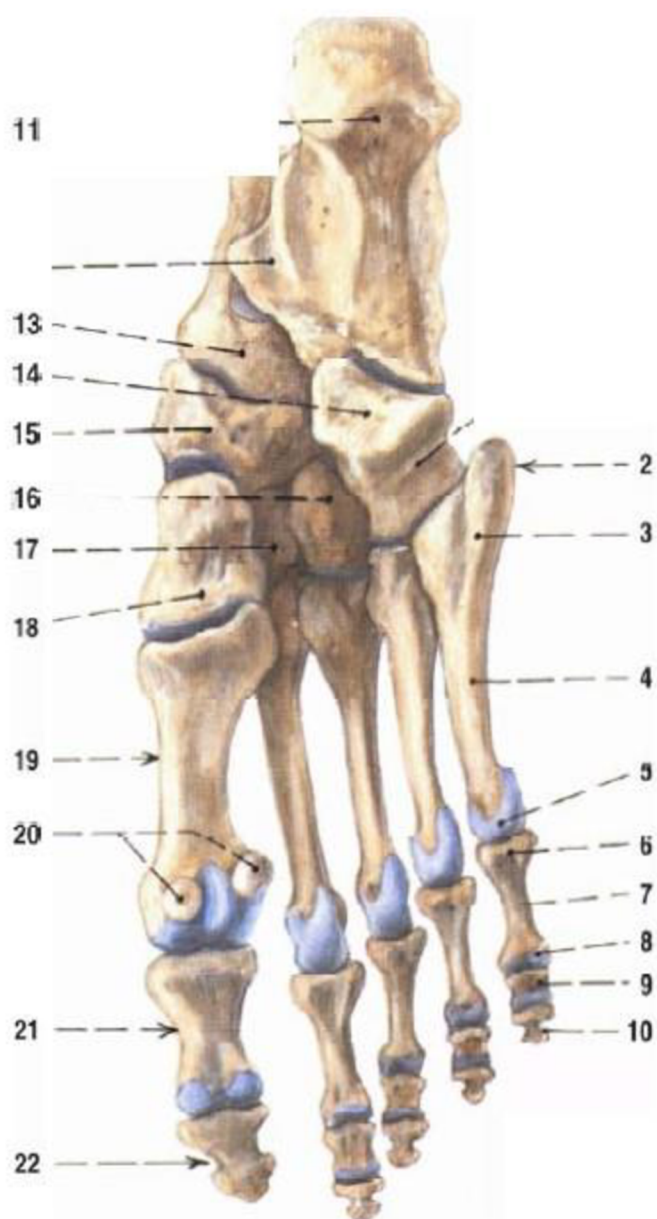
Příloha č. 9: Absolutních úhlů nohy

Příloha č. 10: Časoprostorové výsledky chůze

Příloha č. 11: Kinematika kotníku

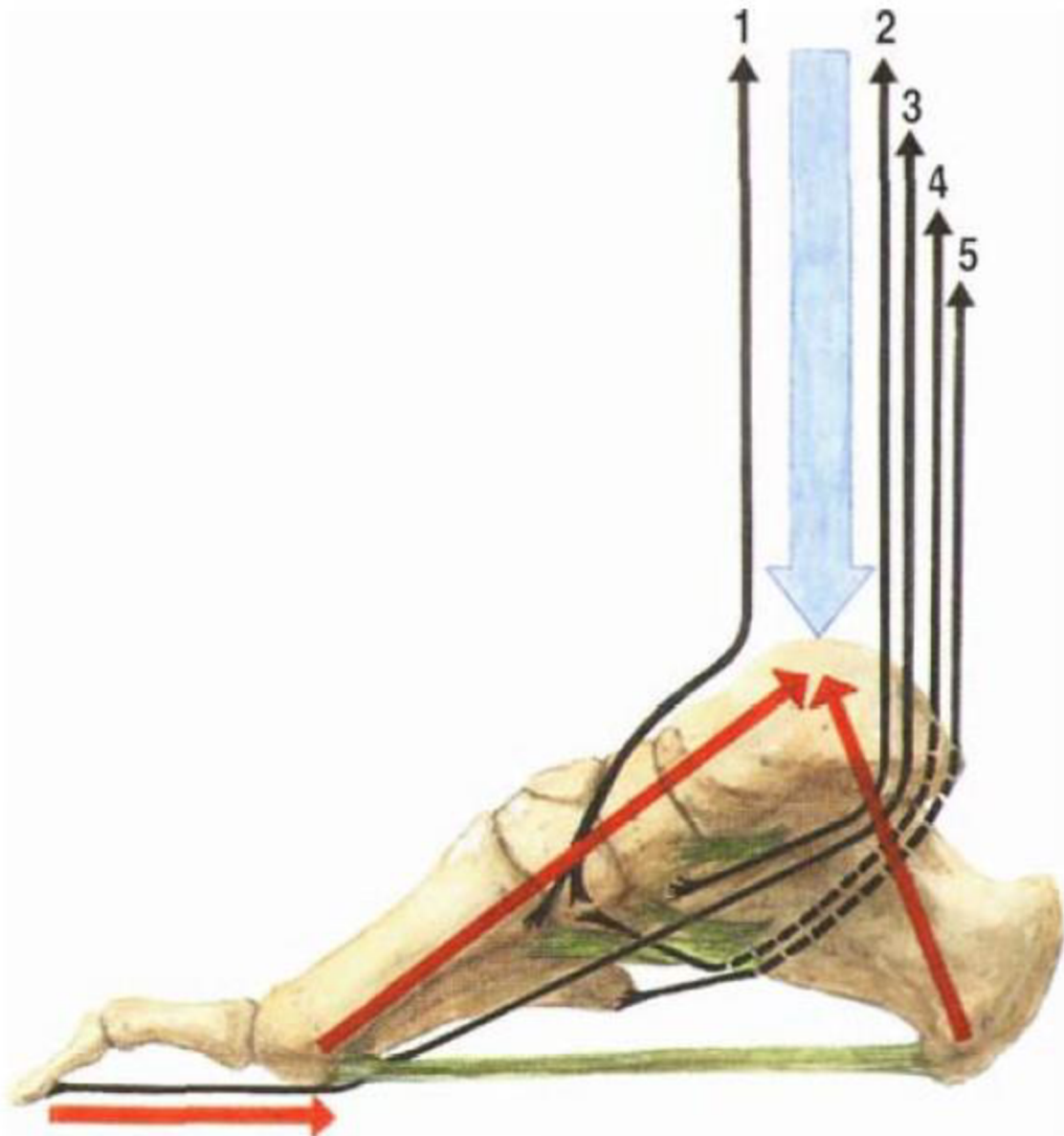
Příloha č. 12: Vliv obuvi na kinematiku

Příloha č. 1: Kostí nohy (Zdroj: Čihák, 2011)



Obr. 286. KOSTI NOHY; pravá strana; pohled na plantární plochu

- 1 sulcus tendinis musculi fibularis longi (na os cuboideum)
- 2 tuberositas osis metatarsi quinti
- 3 basis ossi metatarsi quinti
- 4 corpus ossis metatarsi quinti
- 5 caput ossis metatarsi quinti
- 6 basis phalangis (proximalis digiti quinti pedis)
- 7 corpus phalangis (proximalis digiti quinti pedis)
- 8 caput phalangis (proximalis digiti quinti pedis)
- 9 phalanx media (digiti quinti pedis)
- 10 phalanx distalis (digiti quinti pedis)
- 11 calcaneus
- 12 sustentaculum tali
- 13 talus
- 14 os cuboideum
- 15 os naviculare
- 16 os cuneiforme laterale



Obr. 333. MECHANISMY UDRŽUJÍCÍ KLENBU NOHY

modře - působící zatížení nohy

červeně - výslednice tahů svalů bérce

zeleně - ligamenta nohy pomáhající udržovat klenby

černě - směry tahů svalů

1 musculus tibialis anterior

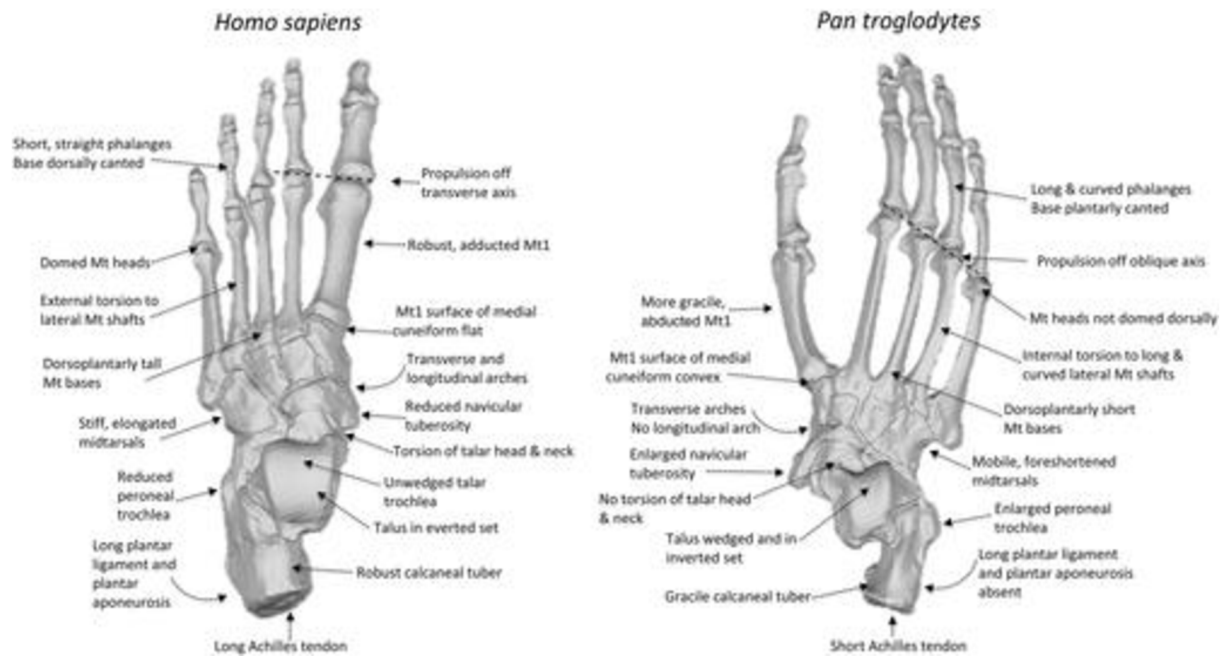
2 musculus tibialis posterior

3 musculus flexor hallucis longus a m. flexor digitorum longus

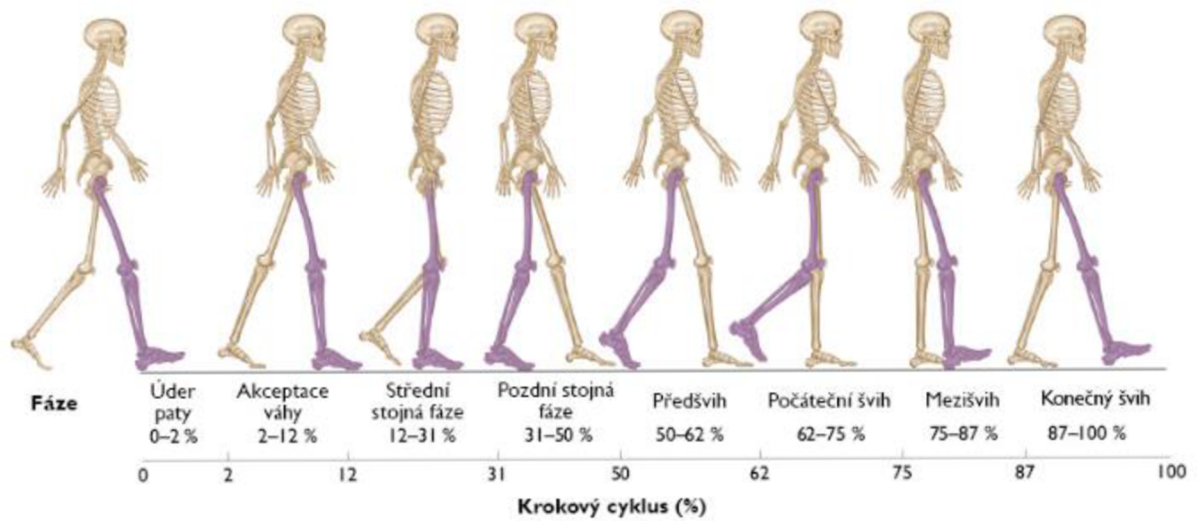
4 musculus fibularis longus

5 musculus fibularis brevis

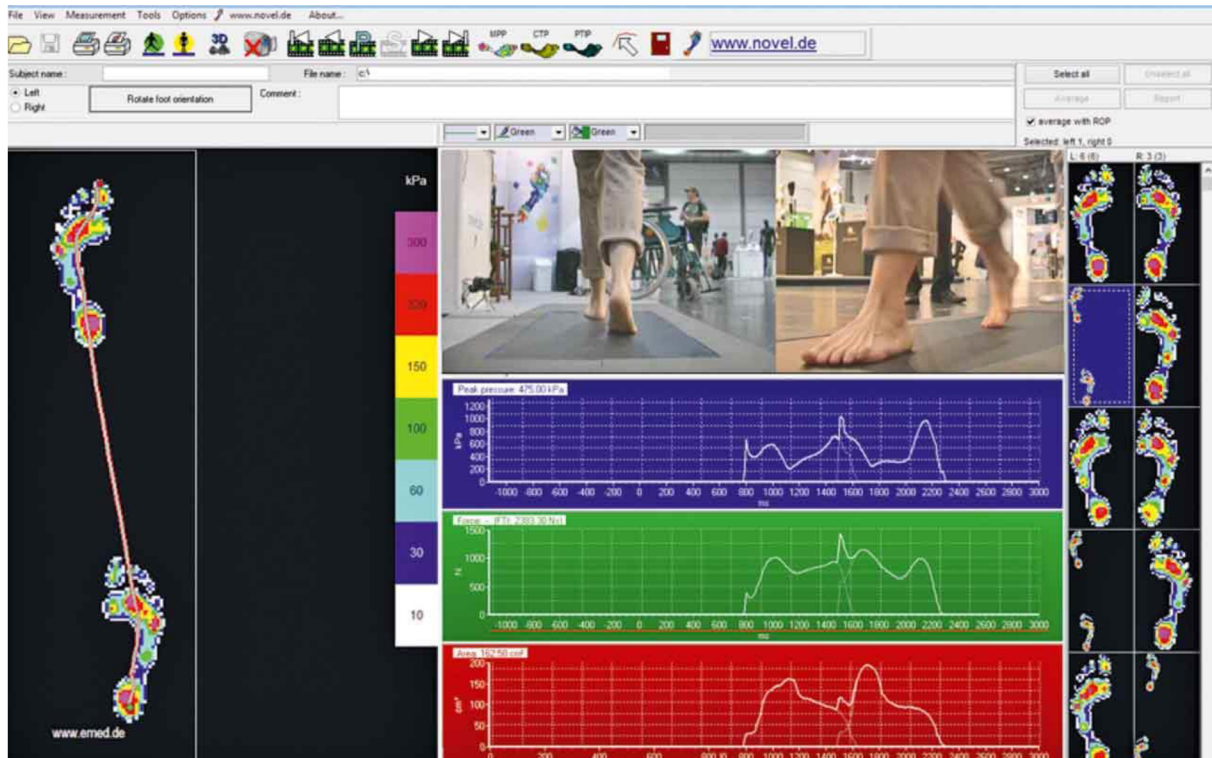
Příloha č. 3: Rozdíl v proporcích a morfologii chodidla člověka a primáta (Zdroj: McNutt, 2018)



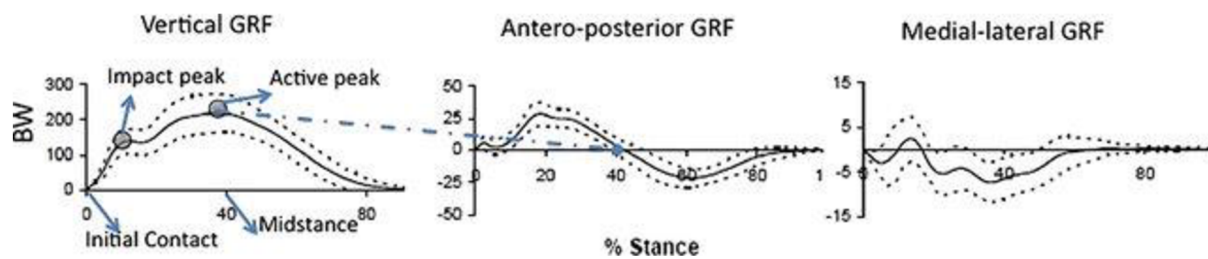
Příloha č. 4: Rozdělení krokového cyklu (Zdroj: Earls, 2021)



Príloha č. 5: Průběh kontaktního tlaku, síly během krokového cyklu (Zdroj: <https://www.novelusa.com/emed>)



Příloha č. 6: Vzorový graf o síle ve vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální složce (Zdroj: Dicharry, 2010)



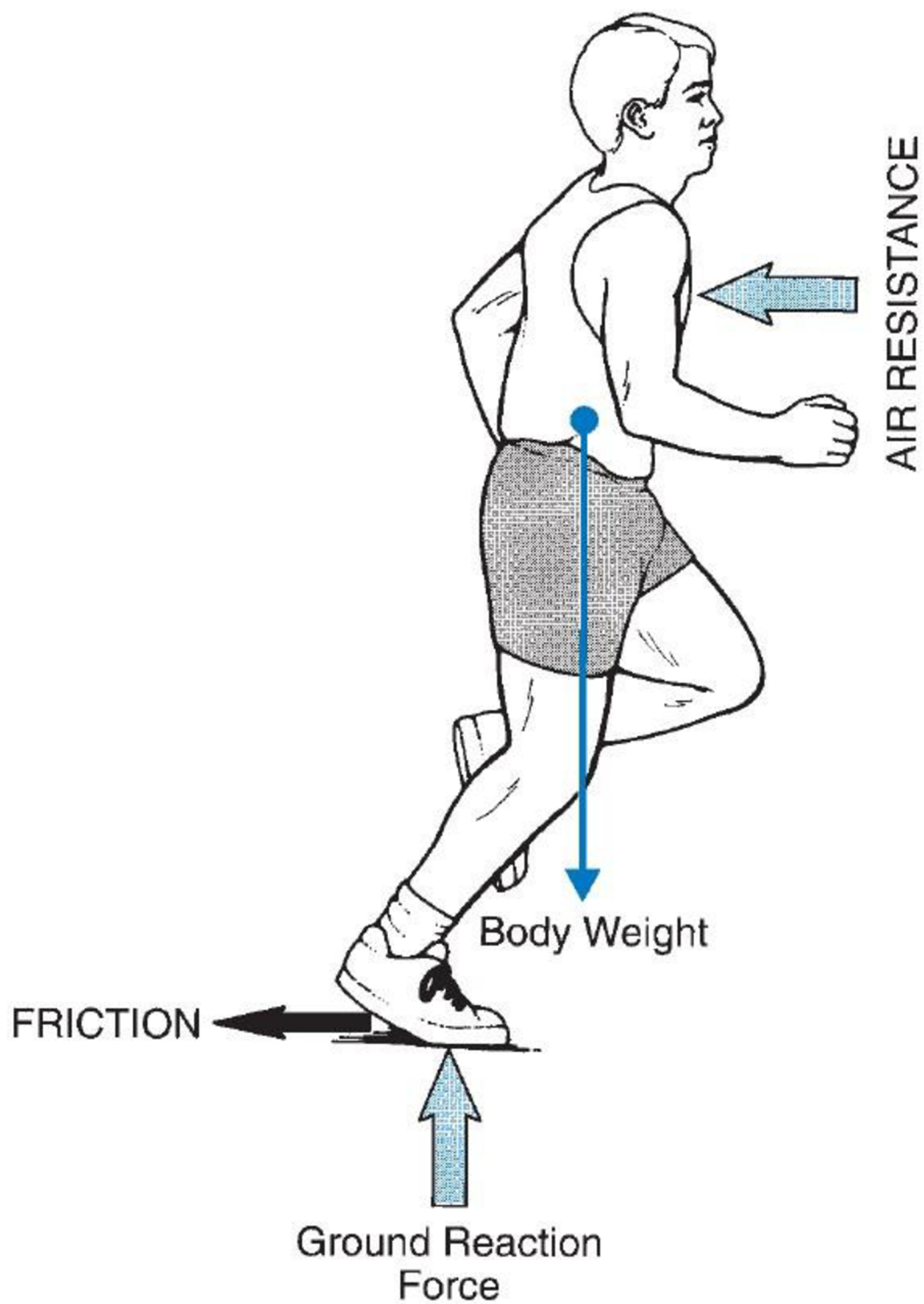


FIGURE 10-19 A free body diagram of a runner with the whole body defined as the system.

Příloha č. 8: Grafy úhlů v kyčli (A), koleni (B) a kotníku (C) při chůzi (Zdroj: Hamill, 2015)

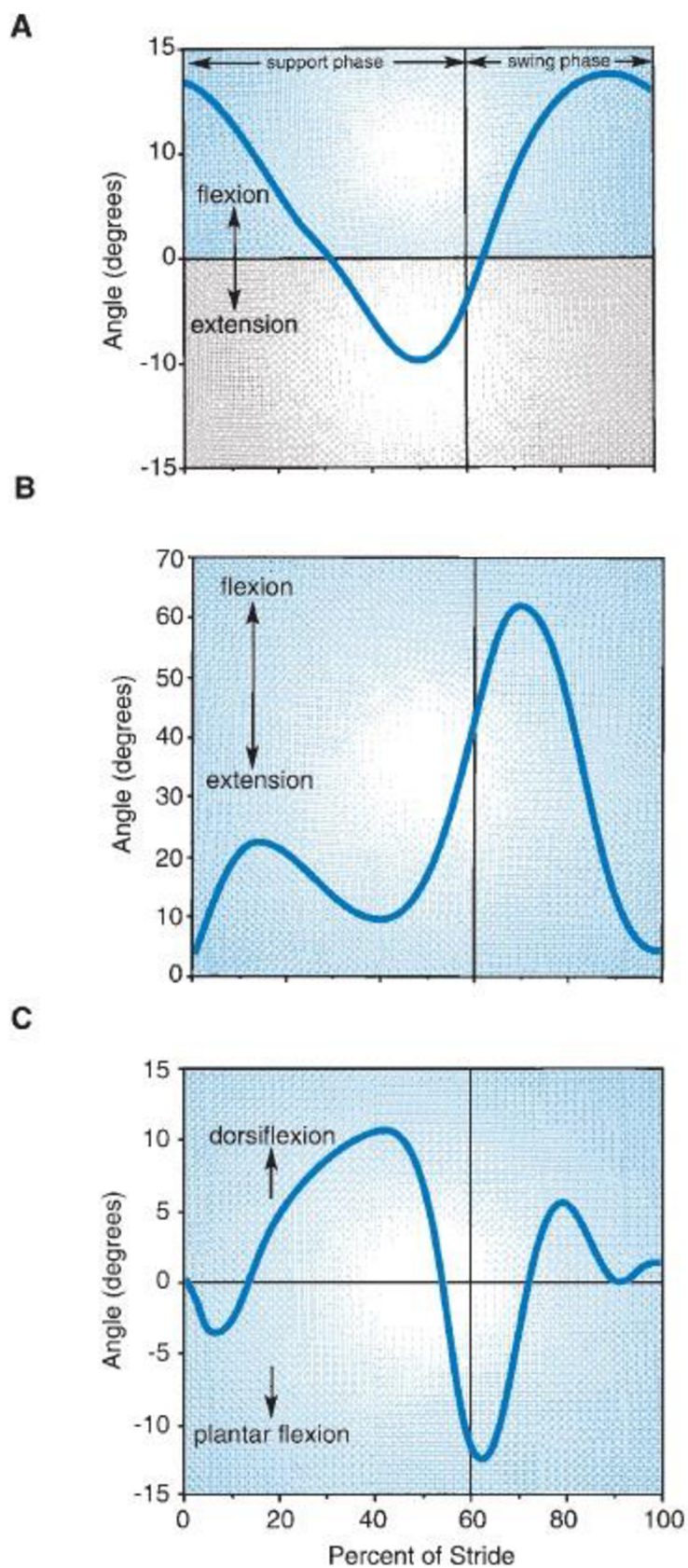
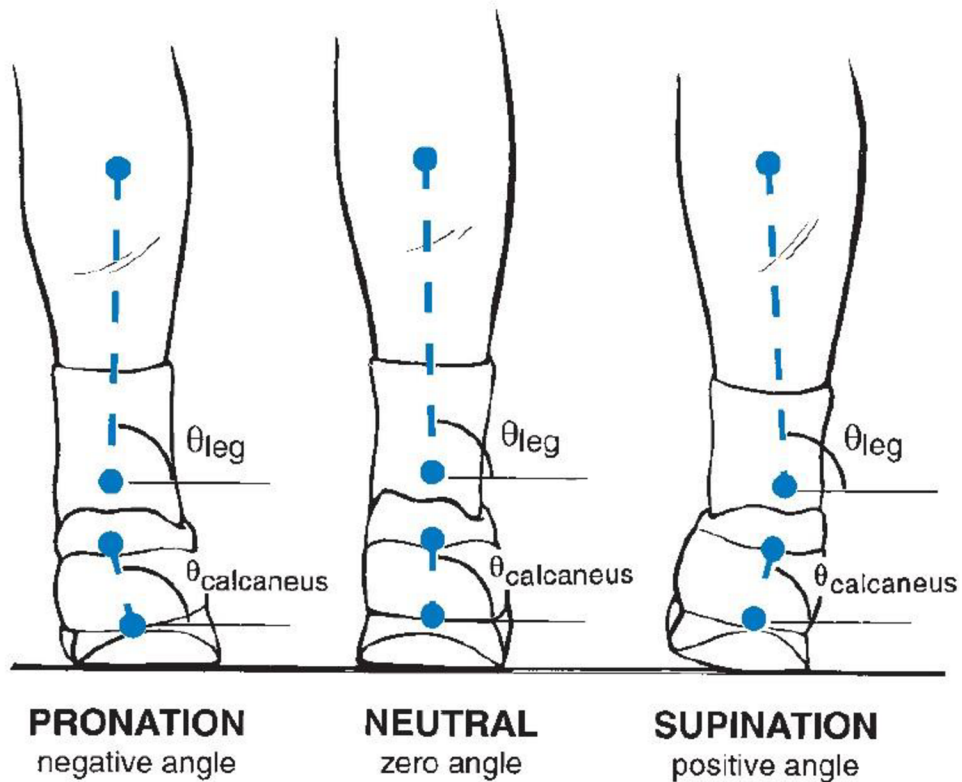


FIGURE 9-13 Graphs of the hip (A), knee (B), and ankle (C) angles during walking.

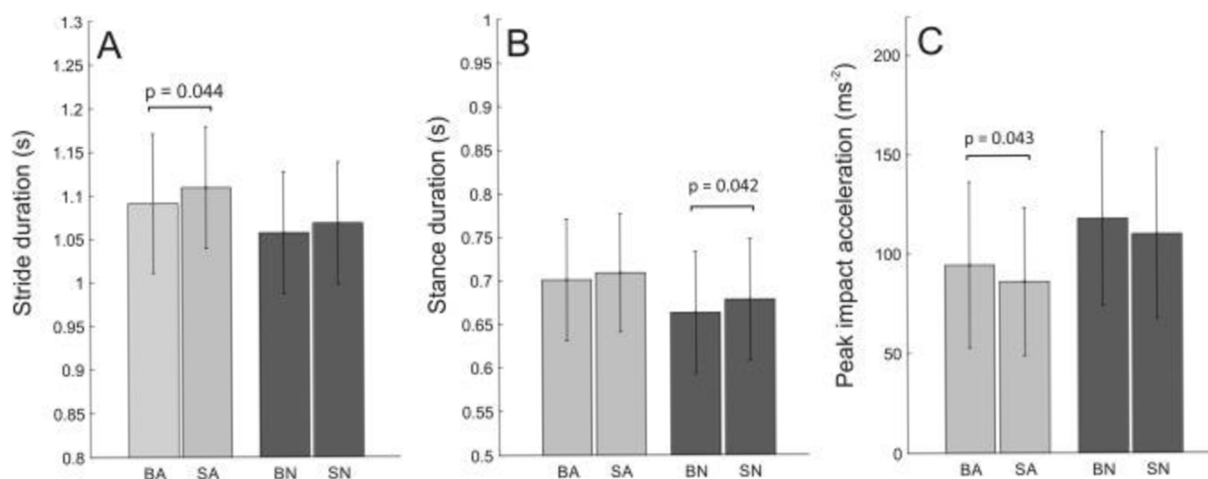
Příloha č. 9: Definice absolutních úhlů nohy a patní kosti ve frontální rovině (Zdroj: Hamill, 2015)



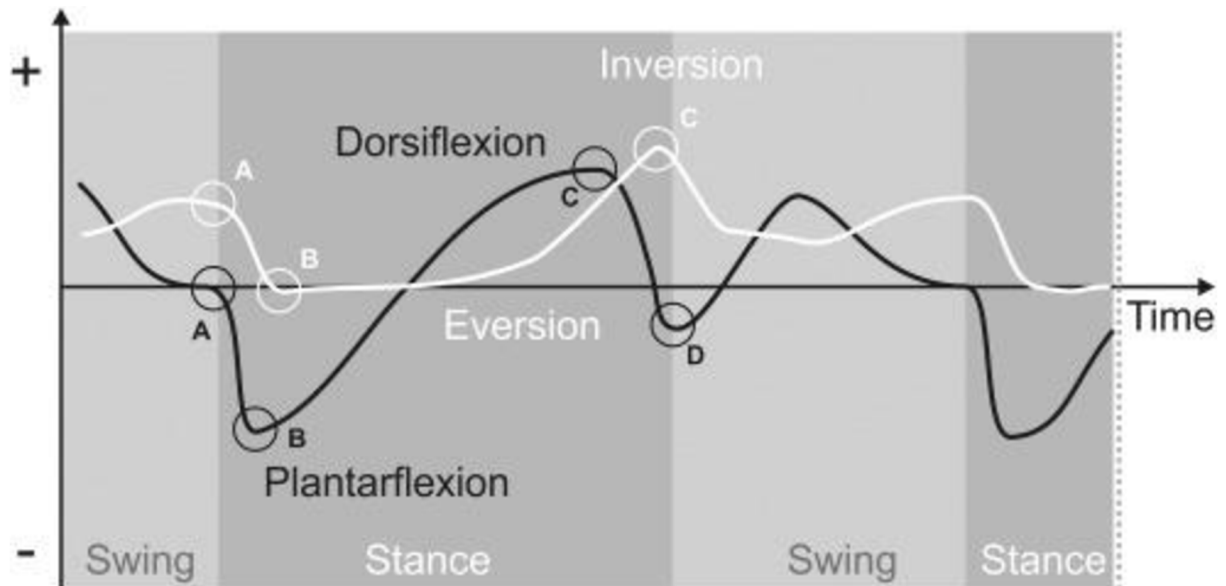
$$\text{Rear foot angle} = \theta_{calcaneus} - \theta_{leg}$$

FIGURE 9-15 Definition of the absolute angles of the leg and calcaneus in the frontal plane. These angles are used to constitute the rearfoot angle of the right foot.

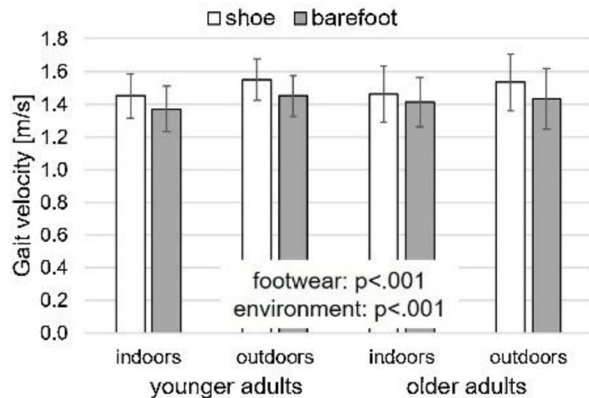
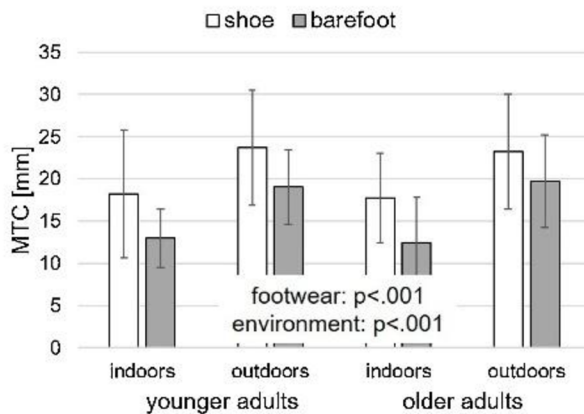
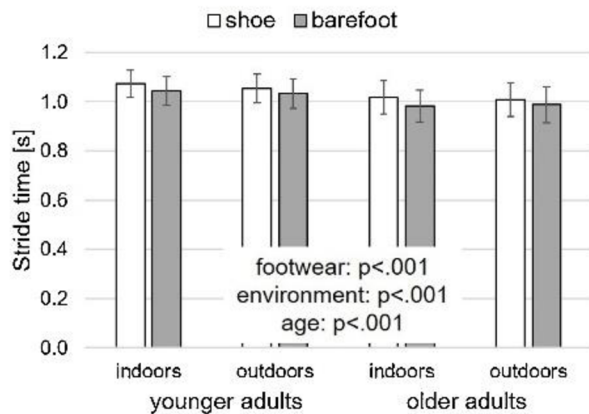
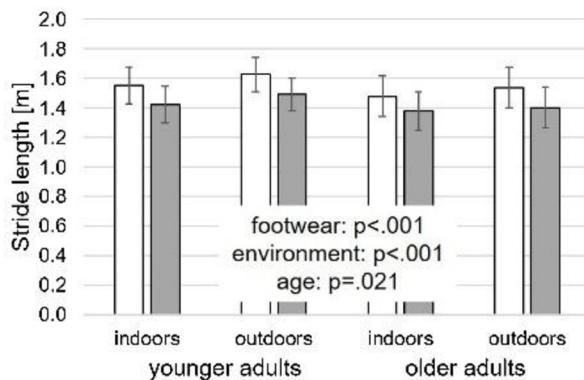
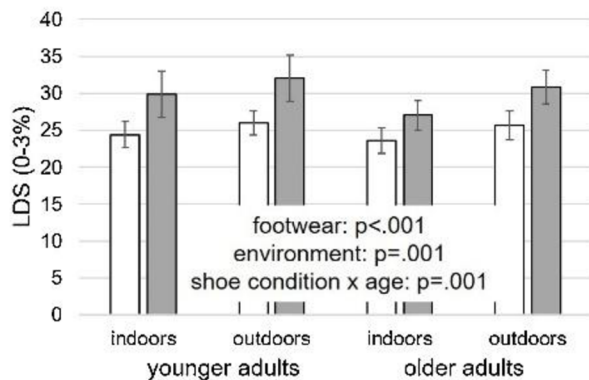
Příloha č. 10: Časoprostorové a dopadové výsledky. Zleva doprava: (A) doba trvání kroku, (B) doba trvání postoje, (C) maximální nárazové zrychlení, ke kterému dochází při počátečním kontaktu. Zkratky: BA, Barefoot Artificial a SA-Shod Artificial; BN, Barefoot Natural a SN, Shod Natural. (Zdroj: Hollander, 2021)



Příloha č. 11: Definice kinematiky kotníku. (A) Velikost plantární flexe/dorsiflexe a inverze/verze při počátečním kontaktu; čas je definován jako nula. (B) Minimální velikost a čas plantární flexe/dorsiflexe a inverze/everze, ke kterým dochází v počátečním postoji. (C) Maximální velikost plantární flexe/dorsiflexe a inverze/everze, ke které dochází při pozdním postoji. (D) Velikost a načasování plantární flexe/dorsiflexe při odrazu od špičky (Zdroj: Willems, 2017)



Příloha č. 12: Vliv obuvi (bota vs. barefoot), prostředí (interiér vs. venkovní) a věku (mladší vs. starší dospělí) na primární výsledky lokální dynamická stabilita, variabilita délky kroku, variabilita doby kroku a minimální špička variabilita clearance (Zdroj: Hollander, 2021)



□ shoe ■ barefoot