

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Adéla Sumcová

**Analýza chůze naboso v rámci EBM a význam aktivity vnitřních
svalů nohy ve fyzioterapii**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Olomouc 2019

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 3. 5. 2019

.....

podpis

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu bakalářské práce panu Mgr. Tomáši Zemánkovi za odborné vedení celé mé práce, cenné rady a náměty.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Téma práce: Analýza chůze naboso v rámci EBM

Název práce: Analýza chůze naboso v rámci EBM a význam aktivity vnitřních svalů nohy ve fyzioterapii

Název práce v AJ: Analysis of barefoot walking within the EBM and the importance of the activity of the intrinsic foot muscle in physiotherapy

Datum zadání: 2019-01-31

Datum odevzdání: 2019-05-06

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

Autor práce: Sumcová Adéla

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Zemánek

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

Abstrakt v ČJ: Chůze je základním a unikátním projevem lokomoce člověka. Bývá ovlivňována mnoha faktory včetně vrozených predispozic nebo typem obuvi, kterou lidé nosí. Cílem této bakalářské práce je sumarizace poznatků o chůzi a možnostech analýzy krokového cyklu, dále shrnutí časoprostorových, kinetických a kinematických odlišností a rozdílů v EMG aktivitě svalů mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi. K vytvoření této práce bylo použito celkem 27 odborných studií a 20 monografií. Studie byly vyhledávány na základě anglických ekvivalentů klíčových slov: bosá chůze, analýza krokového cyklu v databázích PubMed, Researchgate, Medvik, EBSCO a Google Scholar. Ze studií lze vyvodit závěry, že bosá chůze ovlivňuje tvar nohy a liší se časoprostorovými, kinematickými i kinetickými parametry od chůze v obuvi. Při chůzi naboso lze také sledovat rozdílné zapojení svalových skupin.

Abstrakt v AJ:

Walking is a basic and unique manifestation of human locomotion. It is influenced by many factors, including congenital predispositions or the type of footwear that people wear. The aim of this bachelor thesis is to summarize the knowledge of walking and the possibilities of analysis of the gait cycle, as well as a summary of spatio-temporal, kinetic and kinematic differences and differences in EMG activity of muscles between barefoot walking and shod walking. A total of 27 professional studies and 20 monographs were used to create this work. Professional publications were searched based in online databases PubMed, Researchgate,

Medvik, EBSCO, and Google Scholar based on the following keywords: barefoot, gait analysis. It can be concluded from the studies that barefoot walking influences the shape of the foot and differs from spatio-temporal, kinematic and kinetic parameters. Barefoot walking can also influence activity of different muscle groups.

Klíčová slova v ČJ: bosá chůze, analýza krokového cyklu

Klíčová slova v AJ: barefoot, gait analysis

Rozsah: 48 stran

OBSAH

ANOTACE	4
OBSAH.....	6
ÚVOD.....	8
1 PŘEHLED PUBLIKOVANÝCH POZNATKŮ	10
1.1 Historie	10
1.2 Chůze.....	10
1.3 Krokový cyklus	12
1.3.1 Krokový cyklus dle Perry	12
1.3.2 Krokový cyklus dle Whittle.....	18
1.3.2 Krokový cyklus dle Vaughana	19
1.4 Časoprostorové parametry chůze.....	20
1.4.1 Délka kroku (step)	20
1.4.2 Délka dvojkroku = krokový cyklus (stride).....	20
1.4.3 Šířka kroku, báze (stride width, walking base)	20
1.4.3 Úhel nohy (foot angle).....	20
1.4.4 Kadence	20
1.4.6 Symetrie.....	20
1.5 Kinematická analýza chůze	20
1.6 Kinetická (dynamická) analýza chůze	21
1.4.5 Rychlost.....	21
1.6.1 Reakční síla podložky.....	21
1.6.2 Dynamická plantografie	22
1.6.3 Posturální stabilita	22
2 ANALÝZA CHŮZE NABOSO	25
2.1 Časoprostorové odlišnosti chůze naboso ve srovnání s chůzí v obuvi.....	25
2.2 Kinematické a kinetické odlišnosti chůze naboso ve srovnání s chůzí v obuvi	27

2.3 Odlišnosti EMG aktivity svalů DK během chůze naboso ve srovnání s chůzí v obuvi .	31
2.3.1 M. tibialis anterior (TA)	31
2.3.2 M. peroneus longus (PL)	31
2.3.3 M. gastrocnemius medialis (GCM)	33
3 DISKUZE	35
ZÁVĚR.....	38
REFERENČNÍ SEZNAM	39
SEZNAM OBRÁZKŮ	46
SEZNAM TABULEK	46
SEZNAM ZKRATEK	47

ÚVOD

Chůze je základním a unikátním projevem lokomoce člověka a každý z nás má jedinečný stereotyp tohoto pohybu. Je nejpřirozenější a nejčastější aktivitou, které během života vykonáváme. Tento stereotyp bývá ovlivňován mnoha faktory včetně vrozených predispozic nebo typem obuvi, kterou nosí. Nošení obuvi od raného dětství zapříčiňuje vznik anatomických a funkčních změn na chodidlech či může vytvořit predispozice ke vzniku deformit. Extrémním příkladem může být tradiční čínské vázání nohou, jenž je důkazem, že noha je vysoce plastická struktura. Je ale zřejmé, že i dnešní obuv způsobuje změny ve vzhledu a funkci nohy a tím ovlivňuje chůzi.

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou chůze naboso a jejím cílem je seznámení se s chůzí, krokovým cyklem a shrnutí poznatků o odlišnostech mezi chůzí naboso a v obuvi. Je rozdělena do třech částí, v první se zabývá teoretickými informacemi o stavbě nohy, chůzi a možnostech analýzy krokového cyklu. Druhá část je zaměřena na shrnutí odborných poznatků, časoprostorových, kinetických a kinematických odlišností a rozdílů v EMG aktivitě svalů mezi chůzí naboso a chůzí v obuvi. Třetí část tvoří diskuze.

K vyhledávání odborných článků byly použity on-line databáze PubMed, Researchgate, Medvik, EBSCO a Google Scholar. Pro vyhledávání byla použita klíčová slova: bosá chůze, analýza krokového cyklu, respektive jejich anglické ekvivalenty: barefoot, gait analysis. Celkem bylo nalezeno 323 článků a za posledních 10 let bylo publikováno 232 studií. S ohledem na cíle bakalářské práce byly vyřazeny studie, které nebyly v anglickém jazyce, které hodnotily dětskou chůzi naboso, chůzi u pacientů s neurologickými nebo jinými poruchami a bosý běh. Celkově z těchto 323 článků bylo v bakalářské práci použito 27 odborných studií. K rozšíření znalostí o tématice chůze bylo ještě využito 20 knižních publikací či odborných článků. Pro základní orientaci v problematice bylo v bakalářské práci použity 9 knih zabývajících se chůzí a kineziologií nohy, které současně sloužily jako vstupní studijní literatura.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

GROSS, J. M., FETTO, J. a SUPNICK, E. R. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-720-8.

KIRTLEY, CH. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York: Elsevier. ISBN 0-443-10009-8.

KOLÁŘ, P. c2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

LEVINE, D., RICHARDS, J. a WHITTLE, M. 2012. *Whittle's gait analysis* (5th ed.). New York: Churchill Livingstone/Elsevier. ISBN 978-0-7020-4265-2.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. c2010. *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.), New Jersey: SLACK. ISBN 978-1-55642-766-4.

ROSE, J. a GAMBLE, J. G. c2006. *Human walking* (3rd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 0781759544.

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

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. vyd.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

1 PŘEHLED PUBLIKOVANÝCH POZNATKŮ

1.1 Historie

Během vývoje lidé chodili a běhali bosí a teprve až po tom, co se chodidlo anatomicky vyvinulo, se začali lidé obouvat (Willems et al., 2017, s. 782; Wallace et al., 2018, s. 1).

Archeologové se domnívají, že lidé začali nosit obuv ve středním paleolitu, což je přibližně před 40 000 lety (Trinkaus a Shang, 2008, s. 1928). Po celou dobu historie byla nošena velmi základní obuv vyrobená z rostlinných vláken nebo kůže. Později se obuv začala vyvíjet z jednoduchých sandálů na nedílnou součást módy, kde se vzhled stal důležitějším faktorem než funkčnost (Franklin et al., 2015, s. 230). Denní nošení uzavřené obuvi s vymoženostmi jako pevnou patou, vložkami podporujícími nožní klenbu, odpružením, je až nedávným fenoménem. Například takto uzpůsobená běžecká obuv se začala objevovat až v 70. letech minulého století.

Tato moderní, podpurná obuv je v populaci oblíbená, jelikož díky vylepšením je pohodlná a poskytuje dobrou ochranu. Bylo však zjištěno, že její nošení má negativní vliv na strukturu chodidla, jako například vede ke vzniku vbočených palců (hallux valgus), plantární fasciitidě (syndrom patní ostruhy), stresovým frakturám nebo osteoartritidě (Willems et al., 2018, s. 783). Výzkumy také ukazují, že obuv přímo ovlivňuje funkci nohy, jelikož při změnách struktury dochází zákonitě k ovlivnění mechaniky nohy.

1.2 Chůze

Chůze po dvou končetinách je pro lidi zásadní a také unikátní. Během lidské evoluce tato interakce mezi zemí a chodidlem zapříčinila, že se chodidlo vyvinulo pro tento speciální pohyb (Franklin et al., 2015, s. 230; Willems et al., 2017, s. 793). Z biomechanického hlediska je chodidlo jednou z nejméně probádaných struktur lidského těla. Je tvořeno 26 kostmi, 33 klouby, 19 svaly a četným množstvím vazů (Franklin, 2015, s. 230; D'Août, 2009, s. 81). Lze jej rozdělit do čtyř částí:

1. *hindfoot* (zánoží) tvořeno dvěma kostmi – kost hlezenní (talus) a kost patní (calcaneus), které jsou umístěny nad sebou.
2. *midfoot* (středonoží) tvořeno pěti kostmi – kost loďkovitá (os naviculare), kost krychlová (os cuboideum), kosti klínové (ossa cuneiformia mediale, intermedium et laterale)
3. *forefoot* (předonoží) tvořeno pěti metatarsy (ossa metatarsi)
4. *toe* (články prstů - phalanages) – kdy palec má dva články, ostatní prsty tři články (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 5).

Noha musí plnit funkci statickou (nosnou), ale také dynamickou (lokomoční). Musí tedy být dostatečně flexibilní a zároveň i dostatečně pevná. Každý krok začíná noha jako pružná struktura a končí jako rigidní páka. Pružnost nohy je zajišťována tvarem kostí, ligamenty a fixací nožních kleneb svaly bérce a nohy. Kostí mezi sebou navzájem artikulují, významným spojem je kloub talokrurální (též hlezenní nebo horní kloub zánártní), který je složen ze třech kostí - tibie, fibuly a talu a zajišťuje spojení mezi bérce a nohou. Pohyby v něm probíhající nejsou pouze v sagitální rovině do plantární a dorzální flexe, ale plantární flexe je spojena s inverzí a dorzální flexe s everzí nohy. Dalším významným kloubem nohy je dolní kloub zánártní, který je tvořen ze dvou spojení. Prvním z nich je kloub subtalární (talokalkaneární), druhým je kloub talokalkaneonavikulární. V kloubu subtalárním se odehrávají složené kombinované pohyby: plantární flexe s addukcí a inverzí nohy a dorzální flexe s abdukci a everzí nohy. Chopartův kloub (articulatio tarsi transversa neboli transverotarzální kloub) je kloubní linií procházející transverzálně nohou. Skládá se ze štěrbiny talonavikulární a articulatio (dále jen art.) calcaneocuboidea. Ligamentum bifurcatum, které zesiluje dorzálně art. calcaneocuboidea, je označováno jako klíč Chopartova kloubu. V Chopartově kloubu je možné provést pohyby do abdukce, addukce, plantární flexe, inverze a everze. V běžných situacích ale nejsou tyto pohyby velké. Chopartův kloub je kontrolován subtalárním kloubem. Tato kontrola je patrná při chůzi, jelikož při kontaktu nohy s podložkou se nachází subtalární kloub v everzi, v Chopartově kloubu dojde k uvolnění a noha se tak může lépe přizpůsobit terénu. Lisfrankův kloub je kloubní linií tvořenou articulationes tarsometatarsales a articulationes intermetatarsales. Funkcí této linie je zapojení do pérovacích pohybů nohy (Čihák, 2011, s. 309 – 311; Kapandiji, 1987, s. 152, 166; Hudák a Kachlík, 2013, s. 88; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 19).

Tři body v prostoru vytvářejí rovinu, má-li být noha stabilní, musí se také opírat ve 3 bodech a těžiště se musí nacházet mezi těmito body. Noha má tyto tři opěrné body: hrbol kosti patní (tuber calcanei), hlavičku prvního metatarzu (capitulum ossis primi) a hlavičku pátého metatarzu (capitulum ossis quinti). Mezi těmito body jsou rozloženy dva systémy kleneb – příčné a podélné. Klenby mají za úkol chránit měkké tkáně chodidla a dovolují pružný nášlap. Příčná klenba nohy se nachází mezi hlavičkami prvního a pátého metatarzu. Příčnou klenbu drží tzv. šlašitý třmen tvořený musculus (dále jen m.) tibialis anterior (TA) a m. peroneus longus (PL). Podélná klenba nohy je výrazněji vytvořena na mediální straně nohy. Na laterálním okraji je nižší. Lze ji rozdělit na vnitřní (mediální) paprsek – tzv. palcový podélný paprsek a na zevní (laterální) paprsek – tzv. malíkový podélný paprsek (Dylevský, 2009, s. 165 - 166; Perry, 2010, s. 55; Véle, 2006, s. 348).

Svaly, které ovlivňují pohyby nohy, lze rozdělit na vnitřní a zevní svaly nohy. Vnitřní svaly nohy začínají a končí přímo na plantě. Na dorzu nohy se nachází m. extensor digitorum brevis a m. extensor hallucis brevis. Na plantární straně lze svaly rozdělit na svaly palcové (m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis), malíkové (m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis, m. opponens digiti minimi), svaly střední skupiny (m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae, muscoli lumbricales) a na muscoli (dále jen mm.) interossei palmares a dorsales. Zevní svaly nohy a kotníku jsou delší a mohutnější než vnitřní svaly nohy. Začínají na bérci, případně na kondylech femuru (m. gastrocnemius). Na přední straně bérce se nachází extenzory prstců a nohy a supinátory nohy, jedná se o m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. Na boční straně lze nalézt pronátory a pomocné flexory nohy, m. peroneus (fibularis) longus et brevis. Zadní skupina bérce je funkčně flexory prstců a nohy. V hluboké vrstvě se nachází m. popliteus, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus. Povrchovou vrstvu tvoří m. triceps surae a m. plantaris (Čihák, 2011, s. 444, 453; Dylevský, 2009, s. 159 – 165).

V kůži chodidla lze nalézt 104 mechanoreceptorů, což dává plosce významnou pozici informátora. Jsou zodpovědní za vnímání změn tlaku, vibrací a natažení kůže. Lze je rozdělit do 4 skupin podle jejich rychlosti adaptace. Receptory byly široce rozmístěny po celém chodidle, ve větším množství se objevovaly v metatarzo-tarzální oblasti a mimo to byly umístěny primárně v místech, kde dochází kontraktu plosky se zemí. Což svědčí o jejich důležité roli během udržování rovnováhy a během kontroly pohybu (Kennedy a Inglis, 2002, s. 995; Franklin et al., 2015, s. 230; Franklin, Li a Grey, 2018, s. 1).

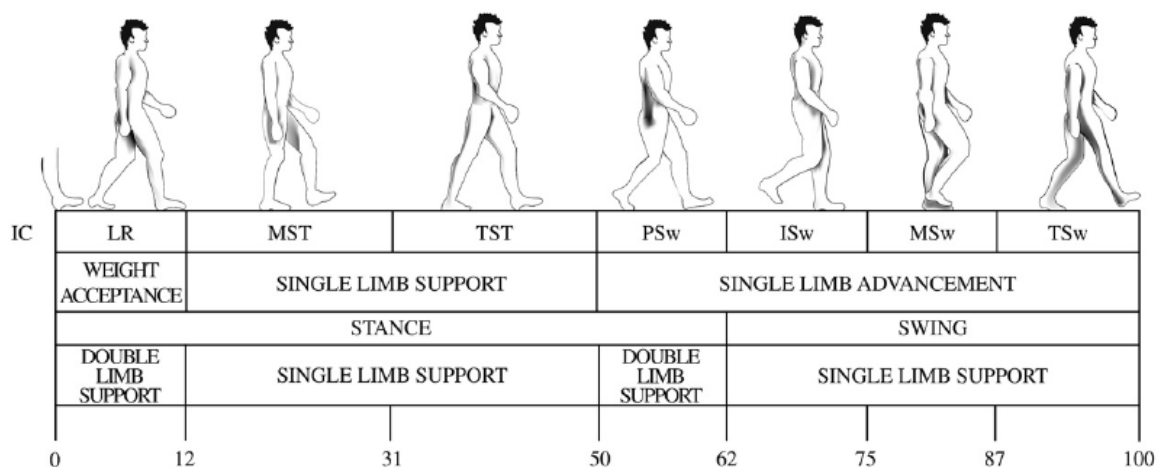
1.3 Krokový cyklus

Základním parametrem lidské chůze je krokový cyklus (KC), který je definován jako časový úsek mezi dvěma po sobě jdoucími kontakty paty s podložkou stejnou dolní končetinou (Gross, Fetto a Supnick, 2005, s. 324; Liu et al., 2013, s. 756; Véle, 2006, s. 347). Autoři jako Perry, Whittle, Gross, Vaughan popisují fáze rozdílně, nýbrž se shodují, že lze rozdělit KC na dvě hlavní komponenty: stojnou a švihovou fázi, kdy stojná fáze zahrnuje přibližně 60 % KC a švihová zbylých 40% (Gross, Fetto a Supnick, 2005, s. 324; Liu et al., 2013, s. 756; Véle, 2006, s. 348). Během celého KC je alespoň jedno chodidlo v kontaktu se zemí (Lohman, Balan Sackiriyas a Swen, 2011, s. 152).

1.3.1 Krokový cyklus dle Perry

Dle Perry (2010, s. 4) lze ještě rozdělit stojnou fázi na fázi iniciálního kontaktu (initial contact = IC), postupného zatěžování (loading response = LR), středního stoje (mid stance =

MSt), konečného stoje (terminal stance = TSt) a na předšvihovou fázi (pre-swing = PSw). Fázemi švihové fáze jsou počáteční švih (initial swing = ISw), střední švih (mid swing = MSw) a konečný švih (terminal swing = TSw). (viz Obrázek 1)



Obrázek 1 Fáze krokového cyklu dle Perry (Lohman, Balan Sackiriyas a Swen, 2011, s. 152)

Během fáze počátečního kontaktu, postupného zatěžování a předšvihové fáze jsou v kontaktu se zemí obě končetiny (Lohman, Balan Sackiriyas a Swen, 2011, s. 152). Tyto úseky jsou nazývány jako fáze dvojí opory, zahrnují 12 % KC a tvoří nejstabilnější úseky cyklu (Perry, 2010, s. 4. Vele, 2006, s. 348). Při fázi středního a terminálního stoje je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina, tyto fáze souhrnně označujeme jako single leg support. Během tohoto intervalu nese stejná končetina veškerou zodpovědnost za stabilitu a přenos váhy těla jak v sagitální tak ve frontální rovině (Perry, 2010, s. 12).

a) Fáze iniciálního kontaktu = Initial contact (IC); 0 – 2% KC

Stejná fáze krokového cyklu začíná prvotním kontaktem chodidla s podložkou, nejčastěji dochází k prvnímu doteku patou. Dolní končetina se nachází v její optimální pozici, aby byla schopna absorbovat náraz těla o podložku, jehož intenzita se pohybuje v rozmezí 50 % až 125 % tělesné hmotnosti. Hlezenní kloub je dorziflektován do neutrálního postavení, tato pozice je udržována díky excentrické kontrakci m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus. V subtalárním kloubu dochází k pronaci zánoží, tudíž dochází ke supinaci předonoží v transverzotarzálním skloubení (Chopartův kloub). Kolenní kloub (KOK) se nachází v téměř plné extenzi (asi 5° flexe slouží jako příprava pro tlumení zátěže). Plné extenzi (popřípadě hyperextenzi) zabraňují excentricky pracující hamstringy, izometricky pracující m. quadriceps femoris (především mm. vastii) a horní vlákna m. gluteus maximus, který táhla za iliotibiální trakt. Kyčelní kloub (KYK) se nachází ve flexi (20°), je stabilizován díky izometrické aktivitě m. gluteus maximus, m. adductor magnus a hamstringů. Pánev je

v 10° anteriorním náklonu, rotuje se směrem dopředu asi o 5° a ve frontální rovině se nachází v neutrální (0°) pozici (Perry, 2010, s. 11, 70, 93, 138 – 140).

b) Fáze postupného zatěžování = Loading response (LR); 2 – 12% KC

Fáze postupného zatěžování je důležitou fází, ve které se často projevují patologie. Dochází v ní totiž k zatěžování končetiny, progresi vpřed, absorpci nárazu a udržování stability. Následuje po iniciálním kontaktu a trvá, dokud se kontralaterální končetina nezvedne do švihů. Je také fází dvojí opory. Hlezenní kloub jde z dorzální flexe do 5° plantární flexe, m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus pracují excentricky, pomalu pokládají plosku na podložku. Chopartův kloub se v tento okamžik nalézá v relativní supinaci, je tudíž dostatečně odemknut, aby se mohla ploska nohy, co nejlépe přizpůsobit terénu. Kolenní kloub se začíná flektovat, ihned se excentricky zapojují mm. vastii, kteří limitují flexi na konečných 20°. Aktivita mm. vastii slouží také k tlumení nárazu a udržování stability kolene, aby nedošlo k jeho kolapsu. Během této fáze dochází ke snižování aktivity hamstringů, jelikož jejich hlavní rolí bylo zabránit potenciální hyperextenzi při IC. Kyčelní kloub je v sagitální rovině relativně stabilní, nachází se ve 20° flexi. Zvětšování flexe zabraňují m. gluteus maximus a m. adductor magnus. Stabilita je zajišťována pomocí aktivity všech pěti extenzorů, ačkoliv každý přispívá jinou intenzitou, jelikož mají různý efekt na postavení kolene. Po snížení aktivity hamstringů se více zapojují m. gluteus maximus a m. adductor magnus. Ve frontální rovině dochází v kyčli i v koleni k silnému abdukčnímu momentu, k jehož kontrole přispívá jak pasivní tah iliotibiálního traktu tak izometricky se zapojující m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae, kteří se do něj upínají. Po IC nohy s podložkou se pánev maximálně homolaterálně rotuje k zatěžované končetině (je v maximální 5° anteriorní rotaci). Dochází také k maximální rotaci trupu. Kontralaterálnímu poklesu pánve ve frontální rovině excentricky zabraňuje m. gluteus medius (Perry, 2010, s. 11, 71 – 72, 93 – 94, 112 – 114, 140 - 142).

c) Fáze středního stoje = Mid stance (MSt); 12 – 31% KC

Fáze středního stoje začíná, když se kontralaterální palec odlepí od podložky a pokračuje, dokud není celá váha těla přenesena na předonoží. Zahajuje single leg support. Ve fázi středního stoje poskytuje stabilitu pata a hlavičky prvního a pátého metatarzu, které jsou v kontaktu s podložkou. Tibia je vertikálně, přítomna je mírná flexe v koleni i hlezně. Tibia se dopředně pohybuje po artikulární ploše talu a vytváří dorzální flexi v hlezenním kloubu. Z počáteční 5° plantární flexe se posunuje do 5° dorzální flexe. Celá ploska nohy v průběhu fáze zůstává v kontaktu s podložkou. Excentrická aktivita m. gastrocnemius a m. soleus zajišťuje kontrolu dopředného pohybu a stabilitu. Jsou také největšími plantárními flexory.

Aktivita m. soleu je dominantní decelerační silou (v porovnání s m. gastrocnemius), protože m. soleus přímo začíná na tibia a upíná se na calcaneus (na rozdíl od m. gastrocnemius, který má své začátky na epikondylech femuru). EMG aktivita m. soleus se udržuje ve stabilní intenzitě 30 % jeho maximální intenzity. Krátce před koncem této fáze m. soleu zvýší svoji aktivitu. Aktivita m. tibialis posterior a m. soleus zvrátí everzi v subtalárním kloubu (ST) do inverze a posiluje stabilitu Chopartova kloub. Optimální stabilita stoje se nachází při extendovaném koleni. Dosažení tohoto postoje ale zahrnuje několik kroků. Na začátku fáze středního stoje je potřebné, aby mm. vasti svojí koncentrickou kontrakcí posunuli femur po stabilní tibia vpřed. Flexe v KOK se zmenší na 15°. Aktivita quadricepsu ustane v polovině středního stoje (ve 20 % KC). Díky kinetické energii kontralaterální švihové končetiny pokračuje pasivní silou extenze v koleni. Zadní část kapsuly a zadní vazy (ligamentum popliteum obliquum, ligamentum popliteum arquatum) zabraňují hyperextenzi. Během dopředného pohybu končetiny se kyčelní kloub z 20° flexe dostává do extenze v sagitální rovině. Je to výsledkem svalové souhry mezi mm. vasti a dvoukloubovými mediálními hamstringy (m. semimembranosus a m. semitendinosus). Aktivita mm. vasti v počáteční části středního stoje provede extenzi v KOK. Když je zahájena extenze v koleni, výsledná tense v ischiokrurálních svalech přispěje v současné době k extenzi v KYK, který se dostává do neutrální pozice (0°). V druhé polovině středního stoje hlavní abduktory (m. gluteus medius a horní vlákna m. gluteus maximus, m. tensor fasciae latae) kyčle vyrovnejí pánev do neutrální pozice ve frontální rovině, kdy dominantní úlohu přebírá m. tensor fasciae latae (Perry, 2010, s. 12, 72 – 73, 95, 114 – 115, 142).

d) Fáze konečného stoje = Terminal stance (TSt); 31 – 50% KC

Fáze konečného stoje začíná odlepením paty na stojné končetině a pokračuje, dokud se kontralaterální pata nedotkne podložky. Jedná se o druhou polovinu single leg support. Počátkem terminálního stoje je zvednutí paty. Pohyb subtalárního kloubu do inverze zamkne metatarzální skloubení a celá váha těla je v tuto dobu na předonoží. Dochází ke zvětšování dorzální flexe až do konečné 10° pozice, kdy jsou v největším protažení šlach plantárních flexorů, včetně Achillovy šlachy. Během většiny fáze konečného stoje (31 % až 47 % krokového cyklu) EMG aktivita m. soleu a m. gastrocnemiu narůstá, jelikož musí čelit narůstajícímu momentu plantárních flexorů, který je způsoben přenosem veškeré tělesné váhy na přední část nohy. Moment plantárních flexorů vrcholí těsně před tím než se druhostranná končetina dotkne podložky (ve 47 % krokového cyklu). S využitím ultrazvuku se prokázalo, že při DF dochází k protažení svalů a zároveň k jejich izometrické kontrakci. Tato kontrakce slouží k dynamické stabilizaci kotníku během zvednutí paty od podložky. Peroneální svaly a

m. tibialis posterior kontrolují subtalární a Chopartův kloub a dlouhé flexory prstců stabilizují metatarzofalangeální klouby. Koncentrická kontrakce plantárních flexorů způsobí elevaci paty, kdy více než 80 % síly, která je nutná ke zrychlení pohybu, zajišťuje aktivita m. triceps surae. Jak se femur posunuje na stabilní tibií směrem dopředu, flexe v koleni se postupně redukuje na minimum. Minima (5°) dosahuje uprostřed fáze terminálního stoje, tedy v 39 % KC. Aby nedošlo při přesunu váhy na předonoží k hyperextenzi v KOK, musí být chráněno aktivitou m. popliteus, m. gastrocnemius (jejich hlavní role je ale ve stabilizaci kotníku) a krátké hlavy m. biceps femoris. Tyto posteriorní svaly, které původně brání hyperextenzi, mohou také iniciovat flexi v koleni. V druhé polovině terminálního stoje se tibia vzhledem k femuru vnitřně (přibližně o 1°) rotuje a dojde k odemknutí kolene. Na konci fáze terminálního stoje je koleno flektováno asi v 10°. Jak se váha těla přenáší na předonoží, tak to táhne končetinu do koncové pozice. Kontrola pohybu v KYK ale není řízena aktivitou kyčelních extenzorů. Pouze m. tensor fasciae latae stabilizuje kyčel ve frontální rovině a je zodpovědný za dva cíle. Jeho flexorová složka omezuje rozsah pasivní extenze a zároveň poskytuje také mírnou abdukční složku. Na konci fáze terminálního stoje vrcholí aktivita m. adductor longus a flexorová složka toho svalu také zabraňuje hyperextenzi. Tento sval také zamezuje laterálnímu zhroucení těla ke kontralaterální končetině. Pánev je v 10° antevertzi a 5° zadně rotována (Perry, 2010, s. 13, 74, 96, 115 - 116, 143 - 144).

e) Fáze předšvihová = Pre-swing (PSw); 50 – 62% KC

Jedná se o velmi komplexní fázi krokového cyklu. Tato finální fáze stoje je druhou fází dvojí opory. Začíná při iniciálním kontaktu druhostranné končetiny a končí zvednutím palce stejné končetiny. Dochází k rychlému přenosu váhy na kontralaterální končetinu, která se nachází ve fázi postupného zatěžování. Na přenos váhy reaguje končetina v předšvihové fázi zvětšováním dorzální flexe v metatarsophalangeálních kloubech a zároveň zvětšující se plantární flexi v hlezenním kloubu. Z původních 10° dorzální flexe se dostává kotník do 15° plantární flexe. K tomuto pohybu ale dochází i přes útlum EMG aktivity m. triceps surae a ostatních plantárních flexorů. Energie pro provedení plantární flexe je získána díky elastickým vlastnostem Achillovy šlachy, kdy je využito jejího pasivního protažení a následného zpětného zkrácení do původního stavu. Zbylá aktivita plantárních flexorů táhne tibií dopředu a vytváří rychlou pasivní flexe v koleni. Výsledkem je tedy 40° flexe dosažená především pasivní silou, ale je kontrolována aktivitou flexorů kolene (m. popliteus, m. gracilis a m. sartorius). Pokud pokračuje flexe v koleni příliš rychle, reaguje m. rectus femoris. Tento sval slouží současně ke zpomalení nadměrné flexe v KOK a zároveň k iniciaci flexe v kyčelním kloubu. Flexi v KYK napomáhají svojí flekční složkou m. adductor longus a m. gracilis, kteří zároveň zamezují

pasivní abdukci způsobenou přenosem hmotnosti na druhostrannou končetinu. Zapojuje se i m. sartorius, který je nejvíce aktivní při odlepení prstců od podložky. Svojí aktivitou poskytuje další flekční sílu a zároveň svojí abdukční a zevně rotační složkou vyrovnává addukční a vnitřně rotační složku adduktorů Páněv je stále v 10° antevertzi a 5° zadně rotována, ale došlo ve frontální rovině k jejímu ipsilaterálnímu poklesu o 5° (Perry, 2010, s. 13, 14, 76, 97, 145).

f) Fáze počátečního švihu = Initial swing (ISw); 62 – 75% KC

Fáze počátečního švihu trvá přibližně 1/3 švihové fáze. Začíná, když se chodidlo odlepi od podložky a končí, když je švihová končetina ve stejné úrovni jako stojná a zároveň dojde k maximální flexi v kolenním kloubu. Stojná končetina se v tuto dobu nachází v počátku středního stoje. Akce probíhající během této fáze slouží k tomu, aby dopomohly zvednout chodidlo z podložky a přesunout končetinu dopředu. Dochází k rapidnímu zvýšení aktivity dorzálních flexorů hlezenního kloubu (m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus), kteří redukují plantární flexi, jenž z původních 15° má na konci fáze 5°. Ke zvednutí chodidla od podložky a posunutí končetiny vpřed je podstatná dorzální flexe v kotníku a v prstcích a zároveň flexe v kolenním kloubu. Ta se zvětšuje aktivitou krátké hlavy m. biceps femoris, m. sartorius a m. gracilis až na 60°. Všechny tyto 3 svaly jsou během této fáze na vrcholu své aktivity. M. gracilis a m. sartorius zároveň svojí aktivitou podporují m. iliacus, který provádí flexi v kyčelním kloubu. Ta dosahuje 15°. Kromě flekční složky má m. gracilis ještě addukční a vnitřně rotační komponentu. Projevením těchto komponent zabraňuje m. sartorius, který kromě flekční složky obsahuje abdukční a zevně rotační komponentu. Pánev se nachází v 10° anteriorním náklonu, 5° zadní rotaci a neutrále ve frontální rovině (Perry, 2010, s. 14, 78, 117, 146).

g) Fáze středního švihu = Mid swing (MSw); 75 – 87% KC

Fáze středního švihu začíná, když je švihové chodidlo na úrovni stojné končetiny a zároveň v maximální flexi kolenního kloubu. Končí, když se dostává před stojnou končetinu s tibíí vertikálně k zemi. Končetina se pohybuje vpřed za minimální aktivity svalů, chová se jako jednoduché kyvadlo. V první polovině středního švihu dorzální flexory hlezenního kloubu pokračují ve svojí koncentrické aktivitě a zvětšují dorzální flexi až do neutrální pozice (z 5° plantární flexe). Ve druhé polovině svojí izometrickou aktivitou udržují chodidlo v neutrální pozici. V kolenním kloubu dochází čistě k pasivní extenzi, která je zapříčiněna relaxací flexorů kolene a kinetickou energií z přetrvávající flexe v KYK. Pouze na konci fáze středního švihu se zvětší aktivita hamstringů (především dlouhé hlavy m. biceps femoris a m. semitendinosus), jenž se začínají připravovat na kontrolu extenze v KOK ve fázi konečného švihu. Díky působení sil z fáze iniciálního švihu se stehno se posunuje v před o dalších 10°. Flexe v KYK se tedy

zvětšuje z původních 15° na 25°, ale je také způsobena především pasivní silou, tudíž aktivita flexorů kyčle je minimální. Pánev je neustále v 10° anteriorním náklonu, v transversální a frontální rovině zaujímá neutrální pozici (Perry, 2010, s. 15, 79, 99, 117, 147).

h) Fáze konečného švihu = Terminal swing (TSw); 87 – 100% KC

Fáze konečného švihu je závěrečnou fází krokového cyklu a připravuje končetinu na nadcházející iniciální kontakt (začátek stojné fáze). Je tedy přechodnou fází mezi švihem a stojem. Začíná, když se tibia nachází ve vertikále a končí, když se chodidlo dotkne podložky (iniciální kontakt). Druhostranná končetina se nachází ve fázi konečného stoje. Zvětšující se aktivita dorzálních flexorů zajišťuje, že kotník bude při iniciálním kontaktu v neutrální pozici. Tudíž v jeho optimu. Běžně ale dochází k poklesu o 3° až 5° do plantární flexe. Aby se končetina připravila na stoj, musí se flexe v koleni změnit na extenzi. Excentrická aktivita hamstringů (m. semimembranosus, m. semitendinosus a dlouhé hlavy m. biceps femoris) vrcholí, jelikož se snaží regulovat extenzi v KOK (a zároveň flexi v KYK). Během této fáze dojde také na nápor na m. quadriceps femoris, který se snaží zajistit plnou extenzi v KOK, aby připravil koleno na náhlý přenos hmotnosti během iniciálního kontaktu. EMG potvrzuje účast m. quadriceps femoris a to převážně mm. vastii. Jelikož není další flexe v KYK vyžadována, m. rectus femoris se do aktivity nezapojuje. Aktivita svalů kyčelního kloubu připravuje zastavením další flexe končetinu na stoj. Kontrolní silou je silná aktivita hamstringů. Nerovnováha mezi velikostmi těchto svalů je pravděpodobně odpovědná za malou vnitřní rotaci, kdy mediální svalová masa (m. semimembranosus a m. semitendinosus) je přibližně o 50 % větší než dlouhá hlava m. biceps femoris. Na konci fáze konečného švihu dochází k redukci aktivity hamstringů a nastupují ke kontrole extenze m. gluteus maximus a m. adductor magnus. Dále se aktivuje m. gluteus medius, který působí proti dřívější addukčnímu vlivu flexorů kyčelního kloubu. Výsledkem těchto aktivit je, že je končetina optimálně připravena na iniciální kontakt a na přenos váhy. Pánev je stále v 10° anteverzi, 5° je rotována dopředu a ve frontální rovině zaujímá neutrální pozici (Perry, 2010, s. 16, 80, 99 – 100, 118, 148).

1.3.2 Krokový cyklus dle Whittle

Whittle používá při popisu krokového cyklu mírně pozměněnou terminologii. Popisuje sedm hlavních okamžiků, které určují jednotlivé fáze (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 32).

Jedná se o: 1. iniciální kontakt (initial contact)

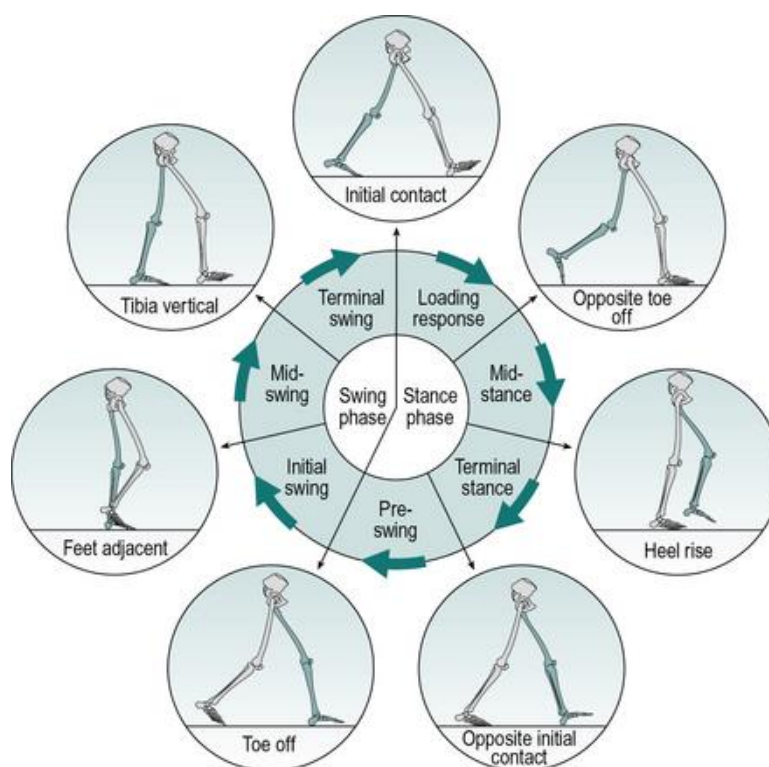
2. odraz protilehlého palce (opposite toe off)

3. zvednutí paty (heel rise)

4. iniciální kontakt protilehlé končetiny (opposite initial contact)

5. odraz palce (toe off)
6. míjení chodidel (feet adjacent)
7. holenní kost je ve vertikální poloze (tibia vertical)

Těchto sedm okamžiků rozděluje KC do sedmi period, kdy čtyři nastávají během stojné fáze a tři během švihové fáze. Stojná fáze (někdy nazývaná též oporná fáze nebo kontaktní fáze) trvá od iniciálního kontaktu po okamžik zvednutí prstů. Je rozdělena do fáze postupného zatěžování, středního stoje, konečného stoje a předšvihové fáze. Švihová fáze začíná od odrazu prstů od podložky do dalšího iniciálního kontaktu. Je rozdělena do fáze počátečního švihu (initial swing), středního švihu (mid-swing) a konečného švihu (terminal swing) (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 32). (viz Obrázek 3)



Obrázek 2 Pozice končetin během krokového cyklu, popsáno pro pravou končetinu (zelená DK) (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 32)

1.3.2 Krokový cyklus dle Vaughana

Vaughan popisuje fáze krokového cyklu následovně:

1. úder paty (heel strike),
2. kontakt nohy (foot flat),
3. střed stojné fáze (midstance),
4. odvinutí paty (heel off),
5. odraz palce (toe off),

6. zrychlení (acceleration),
7. střed švihové fáze (midswing),
8. zpomalení (deceleration) (Kolář, 2009, s. 48).

1.4 Časoprostorové parametry chůze

1.4.1 Délka kroku (step)

V každém okamžiku, kdy jde končetina dopředu, vytváří krok (step). Například, když se pravá dolní končetina (DK) pohybuje směrem dopředu, vytváří pravý krok, zatímco levá DK švihem vytváří levý krok. Délka kroku (step length) je vzdálenost mezi oběma patami (Kirtley, 2006, str. 16). Lze ji také definovat jako vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími iniciálními kontakty rozdílných chodidel. Jednotkou je metr, případně centimetr (Richards, 2008, s. 52; Perry, 2010, s. 529).

1.4.2 Délka dvojkroku = krokový cyklus (stride)

Dvojkrok (stride) se skládá ze dvou kroků, pravého a levého. Délka dvojkroku (stride length) se nazývá také délka jednoho krokového cyklu. Jedná se tedy o součet délky pravého a levého kroku (Whittle, 2007, str. 33; Kirtley, 2006, str. 16). Podle Richardse (2008, s. 52) a Perry (2010, s. 530) ji lze definovat jako vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími iniciálními kontakty stejného chodidla. Jednotkou je metr, případně centimetr (Janura, 2014, s. 39).

1.4.3 Šířka kroku, báze (stride width, walking base)

Báze je vzdálenost mezi vnitřními přímkami chodidel. Je obvykle měřena mezi středy zadní části paty, někdy také mezi středy hlezenního kloubu. Jednotkou je metr, případně centimetr či milimetr (Whittle, 2007, s. 34, Janura, 2014, s. 40).

1.4.3 Úhel nohy (foot angle)

Jedná se o úhel, který je měřený mezi osou nohy a směrem pohybu. Jednotkou je úhlový stupeň (Richards, 2008, s. 54; Whittle, 2007, s. 54).

1.4.4 Kadence

Počet kroků za minutu se nazývá kadence (Richards, 2008, s. 55; Kirtley, 2006, s. 19).

1.4.6 Symetrie

Míru symetrie mezi pravou a levou stranou lze jednoduše zjistit tak, že vydělíme hodnotu parametru pro levou končetinu pravou (Richards, 2008, s. 55).

$$\text{Symetrie v délce kroku} = \frac{\text{délka kroku levé končetiny}}{\text{délka kroku pravé končetiny}}$$

1.5 Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza chůze je založena na vyhodnocení záznamu pohybu bez ohledu na síly, které ho způsobují. K zaznamenání se využívají klasické videokamery nebo moderní

optoelektronické systémy. Na těle člověka se označí vybrané body, které musí být nadefinovány souřadným (kartézským) systémem. Body samozřejmě nejsou vybírány náhodně, ale jde o anatomické body (přesněji jejich projekce na kůži). Pro porovnávání výsledků, je nutné, aby byly tyto body shodné (nebo pouze mírně modifikované). Soubor značek pro celé tělo popsal ve své knize *Research methods in biomechanics* Robertson (2014, s. 64 – 66). Ze vzájemného propojení bodů (a z nich plynoucí polohy segmentů) lze na záznamu pohybu určit základní kinematické veličiny, jako jsou dráha, rychlost, úhel, úhlová rychlost segmentů (Neumannová et al., 2015, s. 31).

1.6 Kinetická (dynamická) analýza chůze

Pro jakýkoliv pohyb lidského těla (nebo jeho segmentu) je zapotřebí síly odpovídající velikosti a směru. Pro kinetickou analýzu chůze je důležité tuto sílu změřit a k jejímu zaznamenání slouží silové plošiny (Janura, 2014, s. 47).

1.4.5 Rychlost

Rychlost lze vyjádřit jako vzdálenost/čas. Jednotkou je m/s (Kirtley, 2006, str. 18). Dále ji lze vypočítat znásobením délky dvojkroku (m) kadencí (kroky/min) a vydělit 60 (počet sekund v 1 minutě) (Richards, 2008, s. 55; Whittle, 2007, str. 34).

1.6.1 Reakční síla podložky

Při lokomoci působí dolní končetina na podložku, po které se pohyb koná, určitou silou. Lze ji nazvat akční. Dle třetího Newtonova zákona – zákona akce a reakce stejně velkou opačně orientovanou silou působí i podložka na dolní končetinu, tuto sílu lze nazvat reakční. K měření reakční síly od podložky (GRF) během stejné fáze krokového cyklu se využívají silové (tenzometrické, piezoelektrické) plošiny. Výslednou reakční sílu lze rozdělit na 3 základní složky ve směru vertikálním, anteroposteriorním a mediolaterálním. V průběhu pohybu se lze zaměřit na změny síly a určit tak závislost síly na čase (Neumannová et al., 2015, s. 32; Janura, 2014, s. 47).

Vertikální složka GRF (vGRF)

Pro vertikální složku GRF jsou typická dvě maxima v oblasti kolem 20 % a 80 % doby trvání stejné fáze KC, tudíž během fáze postupného zatěžování (je zapotřebí zpomalit klesající těžiště těla při dopadu nohy na podložku) a fáze předšvihové (je zapotřebí zrychlit těžiště, aby se DK dostala do švihové fáze). Normální hodnoty obou maxim se pohybují v rozmezí od 110 % do 120 % tíhové síly měřené osoby. Asi v polovině stejné fáze (mezi těmito maximy) nastává snížení hodnot velikosti vGRF na 80 % - 90 % tíhové síly. K tomuto snížení dochází

ve fázi středního stoje, kdy se nachází celá ploska v kontaktu s podložkou (Bizovská et al., 2017, s. 61; Janura, 2014, s. 48).

Anteroposteriorní složka GRF (apGRF)

Pro anteroposteriorní komponentu GRF jsou charakteristické dvě specifické fáze – decelerační (brzdící, kdy vektor apGRF má posteriorní směr) a akcelerační (odrazová, kdy vektor apGRF má anteriorní směr). Při fázi počátečního kontaktu dochází ke zvětšování vektoru působícího posteriorním směrem až do jeho maxima a to znamená, zpomalování rychlosti pohybu. Během střední fáze stoje nastává přechod mezi decelerační a akcelerační fází a výchozí vektor má v tomto okamžiku nulovou hodnotu. Poté dochází ke zvětšování anteriorního směru vektoru až do jeho maxima, kdy síla má akcelerační účinek. Maxima v decelerační i akcelerační fázi získávají velikost až 20 % tíhové síly (Bizovská et al., 2017, s. 63; Janura, 2014, s. 48).

Mediolaterální složka GRF (mlGRF)

Během stojné fáze KC má mediolaterální komponenta GRF převážně mediální směr s krátkými vychýleními laterálně na začátku a na konci stojné fáze. Je velice variabilní, jelikož její velikost a směr působící síly je ovlivněn rotací bérce a supinačním nebo pronačním postavením nohy během kontaktu s podložkou (Bizovská et al., 2017, s. 63; Janura, 2014, s. 48).

1.6.2 Dynamická plantografie

Dynamická plantografie se využívá pro měření velikosti a rozložení tlaku, kterým působí ploska nohy při chůzi na podložku. Tento tlak je měřen díky tlakovým plošinám, jejichž délka je silně variabilní (pohybuje se od desítek centimetrů až po několik metrů). Výsledkem dynamické plantografie je mimo detekce rozložení tlaku i trajektorie působiště reakční síly (COP) a průběh GRF (Bizovská et al., 2017, s. 66; Neumannová et al., 2015, s. 34; Janura, 2014, s. 54).

Trajektorie působiště reakční síly (centre of pressure, COP)

Trajektorie COP je další důležitým parametrem získaným díky tlakovým (i silovým) plošinám. Tato trajektorie při fyziologickém odvalu chodidla začíná od paty, dále vede přes laterální část plosky a střed plosky nohy k hlavičkám I. a II. Metatarzu a je ukončena u posledního článku palce nohy (Whittle, 2007, s. 60; Neumannová et al., 2015, s. 36; Janura, 2014, s. 54).

1.6.3 Posturální stabilita

Jedná se o kontrolu polohy a kontrolu pohybu lidského těla při různých pohybových úkolech a situacích (Bizovská, 2017, s. 20). Posturální stabilita zajišťuje vzpřímené držení

těla a reakci na změny vnitřních i vnějších podmínek, které by vedly k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002, s. 116).

Plocha kontaktu = area of contact (AC)

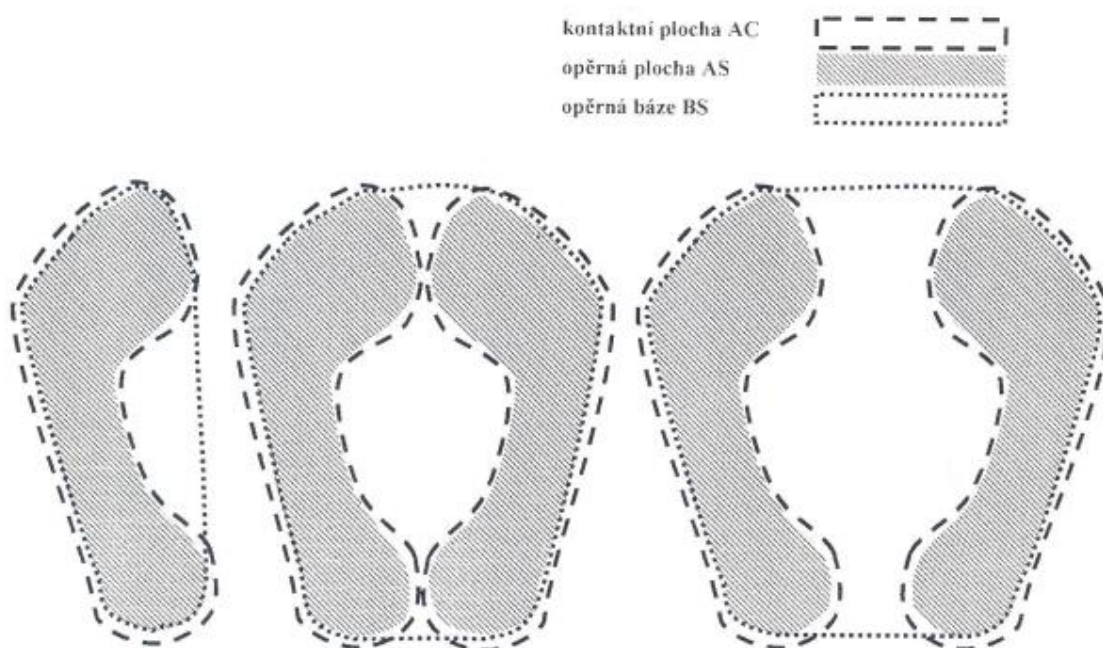
Plocha kontaktu odpovídá ploše na podložce, která je přímo v kontaktu s tělem (Vařeka, 2002, s. 116).

Opěrná plocha = area of support (AS)

Opěrná plocha představuje tu část podložky, která slouží přímo k aktivní opoře a vytváří tak opěrnou bázi (Bizovská et al., 2017, s. 20; Vařeka, 2002, s. 116).

Opěrná báze = base of support (BS)

Plocha, která vzniká spojením vnějších hranic opěrné plochy (plocha konvexní obálky). Zjednodušeně lze říci, že při stožení na jedné dolní končetině se rovná obsah plochy pro opěrnou bázi a pro opěrnou plochu. Stejně je tomu i při stožení spatném, ale při stožení rozkročném dochází ke zvětšování opěrné báze, nýbrž opěrná plocha se nemění (viz obrázek 3) (Bizovská et al., 2017, s. 20; Vařeka, 2002, s. 116 – 117).



Obrázek 3 Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002, s. 117)

Těžiště = centre of mass (COM)

Těžiště je hypotetickým „hmotným“ bodem v lidském těle, do něhož je cílena hmotnost celého těla. Během chůze se těžiště lidského těla pohybuje jak v rovině transversální tak v rovině sagitální ve tvaru sinusoidy. Na vrcholu svých hodnot se nachází během fáze mezistoje, pak následuje jeho pokles a během fáze dvojí opory se nalézá ve svém minimu. Vertikální projekce těžiště do opěrné báze (neboli průsečík svislé těžnice s opěrnou bází) se

nazývá jako COG - centre of gravity. Během stoje, sedu nebo jiné statické funkce se musí COG nalézat v opěrné bázi (Bizovská et al., 2017, s. 21; Vařeka, 2002, s. 117; Neumannová et al., 2015, s. 24).

Centre of pressure (COP)

Jako COP je označováno působíště výsledného vektoru reakční síly od podložky. Poloha COP bývá ovlivněna polohou těžiště (COM), dále pak aktivitou svalů bérce. Pokud jsou zvýšeně aktivní plantární flexory, je COP posunuto dopředu. Dojde-li ke zvýšené aktivitě invertorů, je COP vychýleno laterálně (Bizovská et al., 2017, s. 21; Vařeka, 2002, s. 118). Pohyb COP nás informuje o výchylkách těla během chůze a lze díky něj určovat stabilitu či nestabilitu osoby. Bohužel neexistují přesně udané normy mediolaterálních a anteroposteriorních výchylek COP, které by identifikovaly, zda je stabilita narušena (Neumannová et al., 2015, s. 47 - 48). Konkrétně je známo, že nedostatek laterální stability je rizikovým faktorem vzniku pádů (Sole et al., 2017, s. 188).

2 ANALÝZA CHŮZE NABOSO

2.1 Časoprostorové odlišnosti chůze naboso ve srovnání s chůzí v obuvi

Při měření časoprostorových odlišností mezi chůzí naboso (barefoot, BF) a chůzí v normální obuvi (normal shoes, NS) byly zjištěny změny jak v rychlosti, délce kroku, kadenci a rozložení stojné či švihové fáze krokového cyklu. Autoři Wirth, Lythgo, Willems, Xu a Franklin se shodují, že rychlost BF chůze je pomalejší než chůze s normální obuví. Wirth, Hanser a Mueller (2011, s. 161) udávají, že rychlost chůze naboso se zpomalila o 0,04 m/s, Lythgo, Wilson a Galea (2009, s. 504) o 0,08 m/s a Willems et al. (2017, s. 6) a Xu et al. (2017, s. 3) popisují pouze nepatrné zpomalení o 0,023 m/s, respektive o 0,02 m/s. Franklin, Li a Grey (2018, s. 3) ve své studii ještě rozlišovali věk účastníků, mladí do 40 let chodili bosí o 0,032 m/s pomaleji než v normální obuvi, lidé ve středním věku (od 40 do 70 let) o 0,064 m/s a lidé starší 70 let o 0,108 m/s. Wang et al. (2017, s. 1) zkoumali vliv rychlosti chůze na kinematiku a kinetiku chůze. Prokázali, že rychlejší chůze je spojována s prodloužením délky kroku a se zvětšením vertikální a anteroposteriorní složky reakční síly podložky (GRF) při iniciálním kontaktu a fáze postupného zatěžování, což může ohrozit stabilitu chůze. Dochází k větším nárokům na zachování stability a zároveň se zvětšují síly působící na klouby při dopadu, což může vést k poškození ligament či chrupavek.

Při chůzi naboso dochází k redukci délky kroku, případně délky dvojkroku (Lythgo, Wilson a Galea, 2009, s. 504; Keenen et al., 2011, s. 351; Wirth, Hanser a Mueller, 2011, s. 161; Dames et al., 2019, s. 79). Lythgo, Wilson a Galea (2009, s. 504) uvádějí, že při BF chůzi došlo ke zkrácení kroku o 5,5 cm a celého dvojkroku o 11,1 cm. Délku kroku zjišťovali i Wirth, Hanser a Mueller (2011, s. 161), kteří zjistili jeho zkrácení o 4 cm. Keenen et al. (2011, s. 353) naopak měřili pouze délku dvojkroku a došli k závěru, že došlo k jeho zkrácení o 14 cm. Dames et al. (2019, s. 70) také pozorovali redukci o 8 cm délky dvojkroku u bosých obězních ve srovnání s obutými.

Dochází také ke zrychlení kadence (Franklin et al., 2015, s. 235; Willems et al., 2017, s. 9; Xu et al., 2017, s. 3). Kadenci měřil např. Lythgo, Wilson a Galea (2009, s. 504) a zjistili, že při chůzi naboso došlo ke zrychlení kadence o 3,9 kroků/min. Kdy při chůzi naboso byla kadence 134 kroků/min a při chůzi v normální obuvi 126 kroků/min. K obdobnému výsledku došli i Wirth, Hanser a Mueller (2011, s. 161), kteří popsali zrychlení kadence o 2,93 kroků/min. Studie Xu et al. (2017, s. 3) prokázala pouze nepatrné zrychlení kadence z 112,16 kroků/min při chůzi v obuvi na 113,01 kroků/min při chůzi v obuvi.

Při BF chůzi lze popsat zkrácení doby stejné fáze i doby dvojí opory (Franklin et al., 2015, s. 235; Dames et al., 2019, s. 80; Zhang, Paquette a Zhang, 2013, s. 4). Lythgo, Wilson a Galea (2009, s. 504) zjistili, že fáze dvojí opory se během chůze naboso ve srovnání s chůzí v obuvi zkrátila o 12 % a zároveň došlo ke zkrácení stejné fáze o 2 %, kdy je o tuto část prodloužena fáze švihová. Naopak došlo ke zvětšení doby, kdy je zátěž pouze na jedné končetině (single leg support), a to o 3,6 %. Zkrácení stejné fáze dokázali Zhang, Paquette a Zhang (2013, s. 4), kteří jej popsali o 0,7 s při chůzi naboso ve srovnání s chůzí v obuvi, což činí zkrácení o 9,1 %. K obdobnému výsledku došli i Dames a jeho kolegové (2019, s. 80), kteří toto zkrácení popsali o 0,5 s, což činí zkrácení o 7,7 %. Dospěli také k závěru, že zároveň došlo ke zkrácení fáze dvojí opory a to o 0,04 s, kdy vůči chůzi v obuvi byla tato doba zkrácena dokonce o 16 %. Švihová fáze je naopak prodloužena (Franklin et al., 2015, s. 235). Moreno-Hernández et al. (2010, s. 80) uvádějí, že se stejná fáze vůči normálnímu KC (60 % KC) zmenšila na 56,29 %, tudíž došlo k prodloužení švihové fáze, která zaujímala 43,71 % KC. Ve srovnání s chůzí v obuvi došlo ke zkrácení stejné fáze o 1,7 % a zároveň byla o tato procenta prodloužena fáze švihová.

Přehledné shrnutí časoprostorových odlišností při chůzi naboso a v obuvi lze nalézt v Tabulce 1.

Tabulka 1 Shrnutí časoprostorových odlišností při chůzi naboso a při chůzi v obuvi

Měřený údaj	Studie	Výsledky
Rychlost chůze <i>Chůze naboso je pomalejší při BF</i>	Wirth et al., 2011, s. 161 Willems et al., 2017, s. 6 Xu et al., 2017, s. 3 Lythgo et al., 2009, s. 504 Franklin et al., 2018, s. 3	Zpomalení o 0,04 m/s Zpomalení o 0,023 m/s Zpomalení o 0,02 m/s Zpomalení o 0,08 m/s Mladí o 0,032 m/s, střední věk o 0,064 m/s, staří o 0,108 m/s
Délka kroku <i>Redukce délky kroku při BF</i>	Lythgo et al., 2009, s. 504 Wirth et al., 2011, s. 161	Zkrácení kroku o 5,5 cm Zkrácení kroku o 4 cm
Délka dvojkroku <i>Redukce délky dvojkroku při BF</i>	Lythgo et al., 2009, s. 504 Keenen, 2011, s. 352 Dames et al., 2019, s. 80	Zkrácení dvojkroku o 11,1 cm Zkrácení dvojkroku o 14 cm Zkrácení dvojkroku o 8 cm

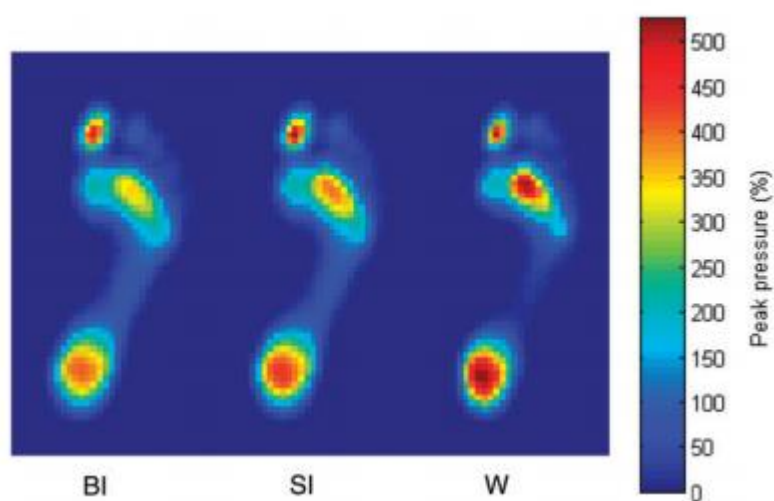
Kadence <i>Kadence je při BF rychlejší</i>	Lythgo et al., 2009, s. 504 Wirth et al., 2011, s. 161 Xu et al., 2017, s. 3	Zrychlení kadence o 3,9 kroků/min Zrychlení kadence o 2,9 kroků/min Zrychlení kadence o 0,85 kroků/min
Fáze dvojí opory <i>Fáze dvojí opory je při BF zkrácena</i>	Lythgo et al., 2009, s. 504 Dames et al., 2019, s. 80	Zkrácena fáze dvojí opory o 12 % Zkrácena fáze dvojí opory o 16 %
Stojná fáze KC <i>Stojná fáze je při BF zkrácena</i>	Lythgo et al., 2009, s. 504 Moreno-Hernández et al., 2010, s. 80 Dames et al., 2019, s. 80 Zhang et al., 2013, s. 4	Stojná fáze je zkrácena o 2 % Stojná fáze je zkrácena o 1,7 % Stojná fáze je zkrácena o 7,7 % Stojná fáze je zkrácena o 9,9 %
Švihová fáze KC <i>Švihová fáze je při BF prodloužena</i>	Lythgo et al., 2009, s. 504 Moreno-Hernández et al., 2010, s. 80	Švihová fáze je prodloužena o 2 % Švihová fáze je prodloužena o 1,7 %

2.2 Kinematické a kinetické odlišnosti chůze naboso ve srovnání s chůzí v obuvi

Pro chůzi v normální obuvi je typickým znakem dopad na patu (neboli heel strike), ale bosá chůze vede k celkovému rozšíření předonoží a také ke změně zatížení nohy během dopadu, kdy dochází k dopadu zejména na předonoží nebo střed nohy (Franklin et al., 2015, s. 233; D'Août et al., 2009, s. 83, Almeida, Davis a Lopez, 2015, s. 738). Zhang, Paquette a Zhang (2013, s. 5) udávají, že při chůzi naboso během iniciálního kontaktu je hlezenní kloub v 3,9° plantární flexi, naopak při chůzi v obuvi je při dopadu dorziflektován do 3,7° DF.

D'Août a jeho kolegové (2009, s. 81, 88) ve své studii využili ke zkoumání tvaru a funkce chodidla Indy, kteří jsou zvyklí chodit pouze bosí (barefoot Indian = BI), a Indy, kteří nosí obuv (shod Indian = SI), ale jsou zvyklí chodit bosí, případně je jejich obuv širší. Veškeré naměřené údaje pak srovnávali s kontrolní skupinou dobrovolníků ze západu (Western population = W), kteří nosí velmi často konvenční zúženou obuv. Zjistili, že bosí i obutí Indové mají anatomicky širší a delší chodidla než západní lidé. Významně zredukované jsou i vrcholy tlaku na patách,

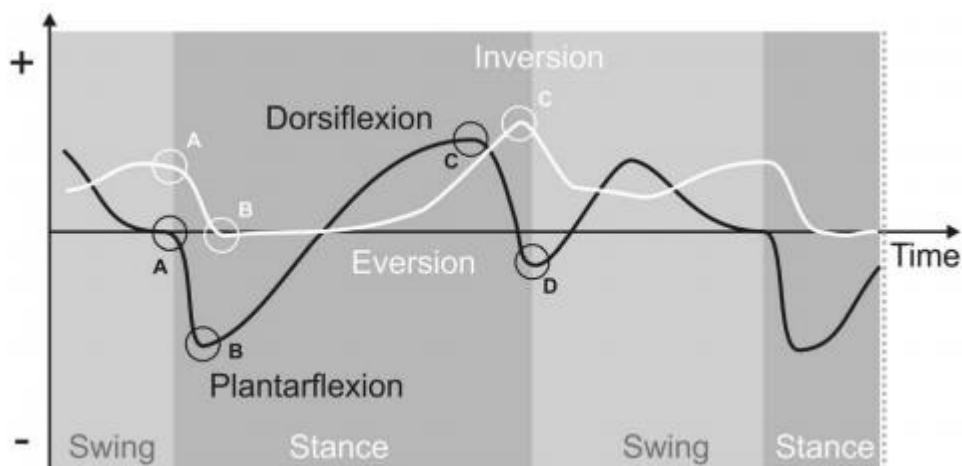
metatarslech a palci (viz Obrázek 4), které jsou typické pro západní populaci. Což dokazuje, že lidé, kteří jsou zvyklí chodit bosí, jsou schopni více zatěžovat střed chodidla, zvětšovat plochu kontaktu s podložkou a distribuovat tak tlak na celé chodidlo. Lze také říci, že obutí omezuje pohyby chodidla, zvláště předonoží, a nedovoluje přenos sil na celé chodidlo, nýbrž dochází k přetěžování určitých struktur, což vede k úrazům či deformitám. Zatěžování střední části nohy je také spojeno s podélnou klenbou. V této studii bylo zjištěno, že lidé ze západu mají podstatně vyšší a více variabilní mediální podélnou klenbu než obutí i bosí Indové, jejichž klenby jsou nižší a méně variabilní. Což naznačuje, že užívání obuvi různých tvarů způsobuje změny struktury chodidla a může vést k extrémní výšce podélné klenby.



Obrázek 4 Vrcholy tlaku při chůzi u bosých Indů (barefoot Indian = BI), Indů zvyklých chodit v obuvi (shod Indian = SI) a dobrovolníků ze západní populace (D'Août, 2009, s. 88)

Dopadem nohy během chůze se zabývali Wallace a jeho kolegové (2018, s. 5), kteří porovnávali dopad nohy během chůze u indiánů Tarahumara z Mexika, jenž během svého života chodí bosí nebo na delší vzdálenosti nosí sandály (huaraches). Dříve byly tyto sandály vyrobené pouze z kůže, ale dnes se jako podrážky těchto sandálů nejčastěji používají pneumatiky aut. Zjistil, že při bosé chůzi během iniciálního kontaktu dochází ke zvětšení plantární flexe v hlezenním kloubu o 2° ve srovnání s chůzí v těchto minimalistických sandálech. Noha tedy dopadá na podložku více na plocho a dochází ke zmenšení maximální vertikální složky reakční síly od podložky (GRF). Složky GRF během bosé chůze a chůze v obuvi sledovali Keenen et al. (2011, s. 353) a Sacco, Akashi a Hennig (2010, s. 4), jenž také popsali při iniciálním kontaktu snížení prvního maxima vertikální složky GRF. Sacco, Akashi a Hennig (2010, s. 5) se domnívají, že ke snížení maximální hodnoty vertikální složky GRF vede zvyšování proprioceptivních vstupů, což se odráží v opatrnějším způsobu chůze.

Rozdíly v pohybech během chůze naboso nejsou patrné pouze v hlezenním kloubu (do dorzální a plantární flexe) jako popsali Wallace et al. (2018, s. 5), ale i v ostatních kloubech celé dolní končetiny, včetně nohy. Willems et al. (2017, s. 5 – 7) se zabývali kinematikou hlezenního kloubu, kloubů nohy a aktivitou svalů během chůze naboso a v obuvi u dospělých dobrovolníků z jižní Indie. Všichni zúčastnění nyní nosí místní sandálovou obuv s otevřenou špičkou Kolhapuri a do 6 let věku chodili bosí. Testování chůze probíhalo v přírodním terénu (na poli) a na umělém povrchu. Plantární a dorzální flexe byla měřena v době iniciálního kontaktu, maximální plantární flexe (vyskytující se na začátku stoje), maximální dorzální flexe (vyskytující se na konci stoje) a v době, kdy se odlepí palec od podložky (fáze předšvihová). Inverze a everze byla také měřena v době počátečního kontaktu, maximální everze (vyskytující se na začátku stoje) a maximální inverze (vyskytující se na konci stoje). Kinematiku kotníku zobrazuje Obrázek 5, kdy bod A zobrazuje velikost dorzální/ plantární flexe nebo inverze/ everze během iniciálního kontaktu; čas definuje nulu. Bod B ukazuje rozsah a timing maximální plantární flexe, případně everze, bodu C náleží maximální dorzální flexe, inverze a bod D zobrazuje plantární flexi při okamžiku zvednutí palce od podložky.



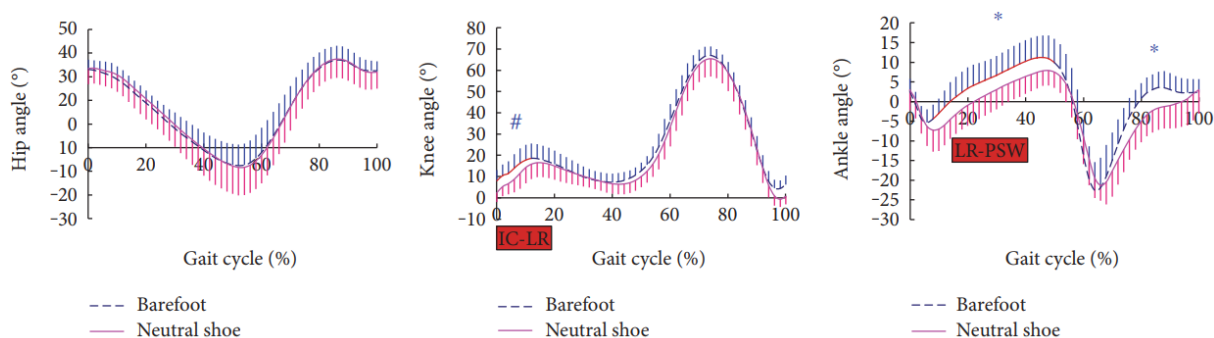
Obrázek 5 Kinematika kotníku (Willems, 2017, s. 5)

Studie prokázala pouze malé rozdíly mezi chůzí naboso a v obuvi. Během iniciálního kontaktu, maximální dorzální i plantární flexe se výsledky na umělém i přírodním povrchu pohybovaly v podobných hodnotách. Výraznějšího rozdílu bylo docíleno pouze u velikosti plantární flexe při odlepení palce od podložky, kdy při BF chůzi na umělém povrchu dosahovala PF 17° a při NS chůzi 22°. Podstatný rozdíl byl i v chůzi po přírodním povrchu, kdy PF při BF dosahovala 22° a při NS 24°. Dále studie zkoumala inverzi a everzi při iniciálním kontaktu a v maximálních hodnotách. Dospěla k závěru, že při iniciálním kontaktu na umělém i přírodním povrchu se při BF chůzi dotýká chodidlo podložky ve větší inverzi než při chůzi v obuvi (11,8° respektive 12° při BF na umělém a přírodním povrchu a 10,5° respektive 10,9° při NS na

umělém a přírodním povrchu), na umělém povrchu rozdíl činil $1,3^\circ$ a na přírodním $1,1^\circ$. Hodnoty maximální inverze a everze při BF i NS chůzi dosahovaly velmi podobných hodnot (Willems et al., 2017, s. 7 – 8).

Almeida, Davis a Lopez (2015, s. 738) se zabývali vlivem postavení hlezenního kloubu během iniciálního kontaktu na pozici v kolenním kloubu. Došli k závěru, že při dopadu na předonoží či střed nohy dopadá noha na podložku ve větší plantární flexi v kotníku, což vede ke zvětšení flexe v kolenním kloubu. Naopak při dopadu na zadonoží (na patu) se hlezenní kloub nachází v dorziflektovaném postavení a kolenní kloub je extendován. Franklin et al. (2015, s. 236) také udávají, že při IC při chůzi naboso dochází ke zvětšování flexe v KOK, a to o 8° ve srovnání schůzi v obuvi a dopadem na patu. Zhang, Paquette a Zhang (2013, s. 5) taktéž dokázali souvislost, že pokud během IC dopadá bosá noha ve větší PF ($3,9^\circ$ PF), dochází zároveň ke zvětšení flexe v koleni (8° flexe). Naopak při chůzi v obuvi dosedá noha na podložku v dorzální flexi ($3,7^\circ$ DF), je současně flexe v KOK menší ($5,2^\circ$ flexe).

Xu et al. (2017, s. 3) prováděli výzkum se zaměřením na kinematiku a kinetiku chůze naboso ve srovnání s chůzí ve sportovní obuvi na 28 studentech z Virginské univerzity. Uvádějí, že při bosé chůzi nejvýraznější změny nastaly v kinematice hlezenního kloubu, menší pak v kolenním kloubu a v kyčli prakticky ke změnám nedocházelo. Významné rozdíly se odehrály v hlezenním kloubu během fáze postupného zatěžování (LR) a fáze předšvihové (PSW), kdy došlo ke zvětšení dorzální flexe ($11,45^\circ$ DF při BF; $8,06^\circ$ DF při NS), dále pak v kolenním kloubu během fáze iniciálního kontaktu (IC) a fáze postupného zatěžování (LR), kdy se KOK nacházel ve větší flexi ($17,9^\circ$ FL při BF; $14,4^\circ$ FL při NS). Tyto údaje lze vyčíst z obrázku 6, kde křivky ukazují střední hodnoty pro chůzi naboso (modrá přerušovaná čára) a pro chůzi v normální obuvi (růžová plná čára), významné rozdíly jsou zvýrazněny červeně.



Obrázek 6 Kinematika kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu (Xu et al., 2017, s. 4)

Změny v oblasti kyčelního kloubu zaznamenali u obězních Dames et al. (2019, s. 80), kteří udávají, že během IC je kyčelní kloub v menší flexi při BF než při chůzi v obuvi. Zhang,

Paquette a Zhang (2013, s. 5) se ve své studii zabývali pouze maximem extenze v kyčli a naměřili při BF chůzi zmenšení maximální extenze v KYK a to o 2°.

Při kinetických a kinematických odlišnostech chůze naboso dochází k pozměnění chování těžiště. Polohou těžiště a aktivitou svalů bérce lze ovlivnit polohu působíště reakční síly (centre of pressure = COP) (Vařeka, 2002, s. 118). Zhang, Paquette a Zhang (2013, s. 4) porovnávali pohyby COP během chůze naboso a v obuvi. Udávají, že při chůzi naboso došlo ke zvětšení mediolaterálního vychýlení COP. Naopak anteroposteriorní vychýlení COP bylo zmenšeno, což lze přisoudit tomu, že během chůze naboso dopadá noha na podložku více na plocho.

2.3 Odlišnosti EMG aktivity svalů DK během chůze naboso ve srovnání s chůzí v obuvi

Díky jiné kinematice pohybu a díky více aferentním informacím, získaným z proprioceptorů, dochází během chůze naboso ke změně aktivity svalů (Franklin et al., 2015, s. 234; Sacco, Akashi a Hennig, 2010, s. 7). Autoři (Franklin, Li a Grey, 2018, s. 1 – 5; Scott et al., 2012, s. 1010 – 1016; Willems et al., 2017, s. 1 – 12) ve svých studiích nejčastěji popisovali rozdíly mezi EMG aktivitou m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius medialis (GCM) a m. peroneus longus (PL) při chůzi naboso a v obuvi.

2.3.1 M. tibialis anterior (TA)

Scott et al. (2012, s. 1014) a Franklin, Li a Grey (2018, s. 2) se shodují, že během chůze naboso dochází ke snížení aktivity m. tibialis anterior (TA), který slouží k odlepení prstců od podložky (začátek švihové fáze) a hlavně také ke kontrole stability při přenosu váhy těla během dopadu nohy na podložku. Během této akce dochází k jeho excentrické kontrakci a maximální aktivitě (EMG amplituda dosahuje nejvyšších hodnot).

Scott et al. (2012, s. 1013, 1014) udávají, že při fázi iniciálního kontaktu se EMG amplituda TA při chůzi naboso snížila o 24 % (o 0,03 mV) ve srovnání s chůzí ve standardní běžecké obuvi a taktéž vrchol aktivity TA nastává u BF chůze později než při chůzi v běžecké obuvi (6,02 % KC při BF versus 5,67 % KC). Domnívají se, že tento rozdíl je pravděpodobně spojen s hmotností obuvi a se změnou kinematiky došlapu. Franklin, Li a Grey (2018, s. 2) udávají snížení aktivity TA během iniciálního stoje při chůzi naboso o 0,249 mV ve srovnání s chůzí v konvenční obuvi.

2.3.2 M. peroneus longus (PL)

M. peroneus longus (PL) hraje významnou roli při stabilizaci kotníku během chůze (Roca-Dols et al., 2018, s. 127). Hlavní odlišnosti v aktivitě (PL) v závislosti na obutí byly

zjištěny během středního a konečného stoje krokového cyklu (Franklin, Li a Grey, 2018, s. 1 – 5; Scott et al., 2012, s. 1010 – 1016; Roca-Dols et al., 2018, s. 125).

Franklin, Li a Grey (2018, s. 3) udávají, že při chůzi naboso během stojné fáze došlo celkově k redukci PL aktivity ve srovnání s konvenční obuví, a to o 0,067 mV. Stojnou fázi rozdělili na 3 úseky: iniciální dvojí oporu (initial double support = IDS), jednooporovou fázi (single support = SS) a pozdní dvojí oporu (late double support = LDS). Zjistili, že významné rozdíly mezi aktivitou PL u obutých a bosých účastníků se odehrávají během iniciální i pozdní dvojí opory, nikoliv pak u fáze jednooporové. Během iniciální dvojí lze pozorovat i významné odchylky v závislosti na věku účastníků. U mladých lidí do 40 let došlo při IDS při BF ve srovnání s konvenční obuví ke snížení aktivity PL o 0,368 mV a u účastníků středního věku (mezi 40 a 70 lety) byla změřena taktéž redukce aktivity a to o 0,366 mV. Kdežto u starých (nad 70 let) nedošlo ke změnám v aktivitě PL v závislosti na obutí. Při pozdní dvojí opoře dochází také ke snížení aktivity PL o 0,222 mV.

Roca-Dols et al. (2018, s. 126 – 132) zkoumali aktivitu PL při chůzi ve sportovní obuvi se vzduchovou komorou (air chambee) a při chůzi naboso. KC rozdělili do 4 částí na preaktivační fázi (před kontaktní fází, poslední 50 ms švihové fáze), kontaktní fázi, střední a konečnou fázi stoje. Během chůze naboso došlo k postupnému nárůstu aktivity PL, kdy byla během kontaktní fáze naměřena hodnota 37,98 mV, během středního stoje hodnota 55,62 mV a vrchol aktivity PL nastal během konečného stoje (při 77,91 mV). Kdežto při chůzi ve sportovní obuvi k postupnému nárůstu nedochází, vrchol aktivity nastal již při středním stoji a měl nižší hodnotu než při BF (70,01 mV). Aktivita PL během kontaktní fáze a středního stoje byla nižší u chůze naboso než ve sportovní obuvi. K největšímu rozdílu a k výraznému zvýšení aktivity PL při chůzi naboso došlo během fáze konečného stoje a to při odlepení prstů od podložky (77,91 mV versus 61,04 mV).

Naopak Scott et al. (2012, s. 1013) popisují, že při BF chůzi dochází ke zvýšení EMG amplitudy PL ve srovnání s chůzí v běžecké obuvi a to o 16 % (o 0,03 mV). Snížení aktivity PL během chůze v běžecké obuvi si vysvětlují tím, že noha je v obuvi stabilizována díky pevným mediálním a laterálním oporám. Není tak k zapotřebí k zajištění mediolaterální stability výrazné aktivity PL.

Ramanatham et al. (2011, s. 220) se zaměřovali na aktivitu PL v závislosti na tloušťce podrážky. Došli k závěru, že čím silnější podrážky, tím dochází k větší aktivitě PL a jeho dřívější zapojení během KC, aby zajistil stabilitu během chůze. Pokud dochází k permanentnímu přetěžování PL může docházet k hyperinverzi nohy a tím k poranění

laterálních vazů kotníku. Lze tedy říct, že moderní obuv s tlustší podrážkou zvyšuje riziko poranění laterálních vazů kotníku.

2.3.3 M. gastrocnemius medialis (GCM)

Názory autorů o aktivitě m. gastrocnemius medialis (GCM) se také rozcházejí. Franklin, Li a Grey (2018, s. 2) pozorovali významný rozdíl mezi chůzí naboso a v obuvi ve srovnání s věkem účastníků studie. U mladých do 40 let se projevilo zvýšení aktivity GCM ve srovnání s konvenční obuví o 0,161 mV, u lidí středního věku (40 – 70 let) pak o 0,079 mV a u starších 70 nepozorovali žádné rozdíly. Zvýšení aktivity probíhalo hlavně během fáze jednooporové, kdy došlo např. u mladých ke zvýšení aktivity GCM o 0,210 mV. Naopak během pozdní fáze dvojí opory došlo ke snížení aktivity GCM při BF a to o 0,975 mV.

Naopak Scott et al. (2012, s. 1014 – 1015) uvádějí, že během středního stáje dochází při BF ke snížení aktivity GCM o 7 % (o 0,01 mV) ve srovnání s běžecou obuví. Domnívají se, že zvýšení EMG amplitudy při chůzi v běžecké obuvi je způsobeno elevací paty. Uvádějí taktéž, že je to v rozporu s jinými studiemi, které tvrdí že při zvýšení paty (např. při chůzi v podpatcích) dochází ke snížení EMG amplitudy GCM. Zvýšení paty nevede pouze ke změnám v EMG aktivitě, ale i ke změně struktury svalů.

Csapo a jeho kolegové (2010, s. 2583) uvádějí, že už při zvednutí paty o 5 cm dochází ke zkrácení musculus gastrocnemius medialis a také významnému zvětšení tuhosti Achillovy šlachy. Což vede k tomu, že kotník se i v klidu nachází v plantární flexi místo v neutrálním postavení a také dochází k omezení aktivního rozsahu pohybu hlezenním kloubu. Howell (2012, s. 91) taktéž udává, že jakákoliv elevace paty snižuje protažitelnost Achillovy šlachy, což v delším časovém úseku vede k jejímu zkrácení. Elevace paty právě již o 5 cm má vliv na kolenní klouby, kdy dochází o 25 % většímu zatížení femoropatelního kloubu a mediální strany KOK. Lze tedy spojit nošení obuvi s elevovanou patou (či chůze na podpatcích) s degenerativními změnami KOK.

Tabulka 2 Shrnutí EMG aktivity svalů při chůzi naboso a při chůzi v obuvi

Měřený údaj	Studie	Výsledky
Aktivita TA		
<i>Snížení aktivity při BF</i>	Scott et al., 2012, s. 1014 Franklin et al., 2018, s. 2	Snížení aktivity o 0,03 mV Snížení aktivity o 0,249 mV
Aktivita PL		
<i>Snížení aktivity při BF</i>	Franklin et al., 2018, s. 3	Snížení aktivity o 0,067 mV

<p><i>Zvýšení aktivity při BF</i></p>	<p>Roca-Dols et al., 2018, s. 126 Ramanatham et al., 2011, s. 220 Scott et al., 2012, s. 1014 Roca-Dols et al., 2018, s. 126</p>	<p>Snížení aktivity během kontaktní fáze a fáze středního stoje Snížení aktivity při BF Zvýšení aktivity o 0,03 mV Zvýšení aktivity během konečného stoje</p>
<p>Aktivita GCM <i>Snížení aktivity při BF</i> <i>Zvýšení aktivity při BF</i></p>	<p>Scott et al., 2012, s. 1014 Franklin et al., 2018, s. 2 Franklin et al., 2018, s. 2</p>	<p>Snížení aktivity o 0,01 mV Snížení aktivity během LDS o 0,975 mV Zvýšení aktivity během SS o 0,210 mV</p>

3 DISKUZE

Naše nohy jsou dokonalou strukturou, která musí během chůze zachovávat svoji pevnost i pružnost. Během chůze musí být dostatečnou oporou, aby zvládly přenést váhu těla, a zároveň dostatečně flexibilní, aby se mohly co nejlépe přizpůsobit terénu. Slouží jako významný informační orgán, pomáhají nám se orientovat, reagují na okolní vjemy a samozřejmě nás přesouvají prostorem. Zároveň je noha významným orgánem hmatu. K vykonávání těchto funkcí je nezbytné, aby noha měla dostatek prostoru, možnosti sbírat hmatové a termické podněty a čas k jejich zpracování. Naše tělo ke zpracování těchto informací potřebuje své nohy vnímat, ale my je bohužel halíme a stahujeme do ponožek a obuvi, kde jim znemožňujeme jejich funkci a ničíme jejich strukturu (Lewitová, 2016a, s. 5; Lewitová, 2016b, s. 5-8; Franklin, 2015, s. 230).

D'Août a jeho kolegové (2009, s. 81, 88) popisovali ve své studii změnu tvaru nohy při nošení obuvi. U Indů zvyklých chodit pouze bosí se vyskytovala nejširší chodidla, u Indů, kteří občasné nosí obuv, se vyskytovala chodidla užší než u jejich bosých kolegů, přesto byla širší než plošky západní populace. Prokázali, že lidé zvyklí chodit bosí, zatěžují více střed chodidla, což vede ke zvětšování plochy kontaktu a distribuci tlaku na celé chodidlo. Lze konstatovat, že obuv omezuje pohyby nohy, zvláště předonoží, a nedovoluje přenos sil na celé chodidlo, nýbrž dochází k přetěžování určitých struktur, což vede k úrazům či deformitám.

Howell (2012, s. 47) pozoroval, že při chůzi v obuvi dochází k přetěžování předonoží, zejména palce v oblasti metatarzophalangeálního spojení, kdy toto přetížení vede k jeho zbytnění. Zbytnění může být důsledkem přenesení těžiště na přední část nohy, což je zapříčiněno zvednutím paty (buď nošením podpatků, nebo sportovní obuvi s odpruženou elevovanou patou).

Studie Csapa a jeho kolegů (2010, s. 2583) dokazuje, že při zvednutí paty dochází ke změnám ve struktuře m. gastrocnemius medialis. Popsali, že při elevaci paty již o 5 cm lze pozorovat zkrat GCM a zvětšení tuhosti Achillovy šlachy. Což je patrné na pozici v hlezenním kloubu, jelikož se i v klidu nachází v plantární flexi místo v neutrálním postavení. Lze také prokázat jeho omezení aktivního rozsahu pohybu.

Studie potvrzují pozitivní přínos chůze naboso na celkovou biomechaniku chůze. Významný rozdíl je v pozici hlezenního kloubu při dopadu na podložku. Při běžné chůzi je krokový cyklus zahájen dopadem paty, ale autoři Wallace et al. (2018, s. 5), Franklin et al. (2015, s. 233), D'Août et al. (2009, s. 83), Almeida, Davis a Lopez (2015, s. 738) se shodují, že při chůzi naboso dochází k dopadu zejména na předonoží nebo střed nohy, kdy hlezenní kloub

se nachází ve větší plantární flexi. Wallace a jeho kolegové (2018, s. 5) udávají, že pokud noha dopadá ve větší plantární flexi, pokládání na podložku je tedy více na plocho, dochází ke zmenšení maximální vertikální složky reakční síly od podložky (GRF).

Keenen et al. (2011, s. 353) a Sacco, Akashi a Hennig (2010, s. 4), pozorovali hodnoty GRF během iniciálního kontaktu a potvrdili snížení prvního maxima vertikální složky GRF během chůze naboso. Toto snížení připisují opatrnějšímu způsobu chůze, kdy dochází ke zmírnění nárazů na patu při došlapu, což působí pozitivně na klouby dolních končetin.

Howell (2012, s. 75) připisuje snížení prvního maxima vertikální složky GRF větší plantární flexi při dopadu a zároveň zkrácení kroku. Zkrácení kroku (případně dvojkroku) popsali ve svých studiích Lythgo, Wilson a Galea (2009, s. 504), Keenen et al. (2011, s. 351), Wirth, Hanser a Mueller (2011, s. 161) a Dames et al. (2019, s. 79). Dále studie prokázaly zvýšení kadence, což pravděpodobně ovlivňuje větší aktivitu svalů dolních končetin a tím lepší krevní návrat (Franklin et al., 2015, s. 235; Willems et al., 2017, s. 9; Xu et al., 2017, s. 3).

Lieberman et al. (2015, s. 2) se domnívají, že při chůzi s tvrdým dopadem na patu dochází ke zvětšování sil působících na skelet nohy a přispívají tak ke vzniku opakujících se stresových zlomenin.

Kennedy a Inglis (2002, s. 995) udávají, že v kůži chodidla se nacházejí mechanoreceptory, které slouží k vnímání tlaku, vibrací a protažení kůže. Jsou rozmístěny po celém chodidle, ale akumulují se v oblastech kontaktu plosky se zemí. Což poukazuje na jejich významnou roli během udržování rovnováhy a kontroly pohybu. Dále je lze dělit dle jejich rychlosti adaptace, kdy rychlost adaptace nohy na změnu terénu souvisí s možnostmi zranění.

Výsledky studií zaměřující se na EMG aktivitu svalů jsou nejednoznačné, jelikož se autorům naměřené hodnoty výrazně liší. Tyto výkyvy hodnot lze vysvětlit tím, že každá studie byla měřena v jiných podmínkách za užití jiných přístrojů, které vykazují různou citlivost nebo byly využity různé filtry. Proto by bylo od autorů lepší udávat pouze procentuální snížení či zvýšení aktivity nikoliv jednotlivé hodnoty. Nicméně všichni autoři Franklin et al. (2015, s. 234), Sacco, Akashi a Hennig (2010, s. 7), Franklin, Li a Grey (2018, s. 1 – 5), Scott et al. (2012, s. 1010 – 1016) a Willems et al. (2017, s. 1 – 12) prokázali, že vzhledem k jiné kinematice pohybu a rozdílnému množství propioceptivních aferentních informací dochází ke změnám v aktivitě svalů a i v jejich rychlosti reakce.

Podle Howella (2012, s. 53) a Lewitové (2016a, s. 5; 2016b, s. 5-8) je aktivita vnitřních svalů nohy při chůzi naboso zřejmá, jelikož dochází k práci prstců, když se snaží uchopit terén a odrazit se do dalšího kroku. Dále se aktivují při adaptaci na terén a to díky propioceptorům v nich uložených. Vzhledem k velikosti a uložení vnitřních svalů nohy je měření jejich aktivit

téměř nemožné, což se bohužel vede k nedostatku validních studií, které by jejich aktivitu potvrzovaly. Pouze Miller et al. (2014, s. 74) popisují vliv tvaru sportovní obuvi na vnitřní svaly nohy a klenbu. Zjistili, že většina sportovních bot má upravenou špičku ulehčující odraz, která bývá zahnutá směrem nahoru. Takto upravená obuv přebírá jak odrazovou funkci vnitřních svalů, tak uměle nadzvedává nožní klenbu, což postupně vede k degeneraci těchto svalů a přetížení plantární fascie. Howell (2012, s. 68 - 71) udává, že při umělém zvednutí špičky dochází k hyperextenzi prstců, posléze ke zkrácení m. extensor digitorum et hallucis longus a vyvolává nepřírozené napětí plantární fascie, což nakonec ovlivňuje nožní klenbu.

D'Août a jeho kolegové (2009, s. 81, 88) ve své studii s bosými, obutými Indy a se vzorkem dobrovolníků ze západní populace srovnávali taktéž tvar nožních kleneb. Dospěli k závěru, že lidé ze západu mají podstatně vyšší a více variabilní mediální podélnou klenbu než obutí i bosí Indové, jejichž klenby jsou nižší a méně variabilní.

Tato práce pojednává o rozdílech mezi chůzí naboso a v obuvi. Nicméně moderním trendem je i tzv. minimalistická obuv. Ve svých pracích porovnávali autoři Wallace et al. (2018, s. 2) chůzi právě v této minimalistické obuvi a chůzi naboso. Přestože někteří komerční výrobci minimalistické obuvi tuto obuv nazývají jako „barefootovou“ (což jde označit jako oxymóron), je důležité se zaměřit na to, jak minimální podrážka u obuvi je. Wallace et al. (2018, s. 2) totiž dospěli k závěru, že chůze naboso se biomechanicky liší od chůze v minimalistické obuvi. A i minimální plocha, která zabraňuje kontaktu kůže s podložkou, ovlivňuje práci receptorů. Lze tedy očekávat, že bude potenciálně ovlivňovat funkce nohy během krokového cyklu.

ZÁVĚR

Chůze naboso či v minimalistické obuvi se stala v nedávné době velkým trendem, který přináší hodně pozitivního. Při bosé chůzi musí člověk rychle reagovat na měnící se prostředí a zároveň musí našlapovat jemně a bezpečně. Proto také dochází při chůzi naboso k plantární flexi v hlezenním kloubu a došlapu tak na přední část nohy, dále také k rozložení tlaku na celou plošku chodidla, což vede k zvětšení nohy do délky i do šířky. Rozložení tlaku na celé chodidlo slouží k zmírnění zátěže v oblasti paty či metakarpů, které způsobují obtíže jako syndrom patní ostruhy, vbočeného palce nebo plantární fasciitidu. Při chůzi v obuvi je naopak typická dorzální flexe v hlezenním kloubu s tvrdým dopadem na patu, kdy dochází ke zvětšení tíhové síly, která musí být následně utlumena. Toto tlumení může mít za následek vznik stresových zlomenin nebo poranění ligament a chrupavek v kolenních kloubech. Při prvotním kontaktu s nerovným terénem se dokáže bosá noha (na rozdíl od boty s tvrdou podrážkou), díky aktivitě vnitřních svalů nohy, lépe přizpůsobit, což zajistí stabilnější polohu těla.

Dále při chůzi naboso dochází ke zkrácení kroku, ale ke zvětšení kadence, což ovlivňuje větší aktivitu svalů dolních končetin a tím lepší krevní návrat. Při krokovém cyklu lze pozorovat zkrácení fáze dvojí opory a celkově stojné fáze, naopak dochází k prodlužování švihové fáze.

Lidé chodili bosí celé tisíce let a až v posledních 50 letech se začala nosit moderní tvrdá obuv, která ovlivňuje tvar a funkci nohy, včetně aktivity svalů na dolních končetinách. Obuv často utlačuje prstce a nedává jim volnost k pohybu. Způsobuje jejich hyperextenzi, což vede k přetížení plantární fascie a poruchám nožní klenby. Dále způsobuje vznik různých onemocnění či deformit, typu vbočeného palce, kladívkových prstců či patní ostruhy.

Autoři ve svých studiích dokázali, že vzhledem k jiné kinematice pohybu a rozdílnému množství aferentních informací z propiocepce dochází ke změnám v aktivitě svalů a i v jejich rychlosti reakce. Kdy rychlost adaptace nohy na změnu terénu souvisí s možností zranění.

REFERENČNÍ SEZNAM

ALMEIDA, M. O., DAVIS, I. S. a LOPES, A. D. 2015. Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **45**(10), 738-755 [cit. 2019-03-31]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: DOI: 10.2519/jospt.2015.6019 nebo <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2015.6019>.

BIZOVSKÁ, L., JANURA, M., MÍKOVÁ, M. a SVOBODA, Z. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5259-3.

CSAPO, R., MAGANARIS, C. N., SEYNNES, O. R. a NARICI, M. V. 2010. On muscle, tendon and high heels. *Journal of Experimental Biology* [online]. **213**(15), 2582-2588 [cit. 2018-05-01]. ISSN 0022-0949. Dostupné z: DOI: 10.1242/jeb.044271 nebo <http://jeb.biologists.org/cgi/doi/10.1242/jeb.044271>.

ČIHÁK, R. 2016. *Anatomie* (třetí, upravené a doplněné vydání). Ilustroval HELEKAL, I., ilustroval KACVINSKÝ, J., ilustroval MACHÁČEK, S. Praha: Grada, Avicenum. ISBN 9788024738178.

DAMES, K. D., HEISE, G. D., HYDOCK, D. S. a SMITH, J. D. 2019. Obese adults walk differently in shoes than while barefoot. *Gait & Posture* [online]. **70**, 79-83 [cit. 2019-03-31]. ISSN 09666362. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.02.016 nebo <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636218314073>.

D'AOÛT, K., PATAKY, T. C., DE CLERCQ, D. a AERTS, P. 2009. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers†. *Footwear Science* [online]. **1**(2), 81-94 [cit. 2018-05-06]. ISSN 1942-4280. Dostupné z: DOI: 10.1080/19424280903386411 nebo <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/19424280903386411>.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, Avicenum. ISBN 978-80-247-1648-0.

FRANKLIN, S., GREY, M. J., HENEGHAN, N., BOWEN, L. a LI, F. 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. 2018-04-17]. ISSN 09666362. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.05.019 nebo <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636215004993>.

FRANKLIN, S., LI, F. a GREY, M. J. 2018. Modifications in lower leg muscle activation when walking barefoot or in minimalist shoes across different age-groups. *Gait & Posture* [online]. **60**, 1-5 [cit. 2018-04-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.10.027 nebo <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636217309839>.

GROSS, J. M., FETTO, J. a SUPNICK, E. R. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-720-8.

HOWELL, D. 2012. *Naboso: 50 důvodů, proč zout boty*. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-2637-6.

HUDÁK, R. a KACHLÍK, D. 2013. *Memorix anatomie* (vyd. 2.). Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-712-5.

JANURA, M. 2014. *Mechanika a biomechanika 3: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě. ISBN 978-80-7464-511-2.

KAPANDJI, I. A. 1987. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints* (Eng. ed. of the 5th ed.). New York: Churchill Livingstone. ISBN 0443036187.

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. 2019-03-16]. ISSN 09666362 Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.019 nebo <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636210002705>.

KENNEDY, P. M. a INGLIS, J. T. 2002. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *The Journal of Physiology* [online]. **538**(3), 995-1002 [cit. 2018-05-01]. ISSN 00223751. Dostupné z: DOI: 10.1113/jphysiol.2001.013087 nebo <http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.2001.013087>.

KIRTLEY, Ch. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York: Elsevier. ISBN 0-443-10009-8.

KOLÁŘ, P. c2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

LEVINE, D., RICHARDS, J. a WHITTLE, M. 2012. *Whittle's gait analysis* (5th ed.). New York: Churchill Livingstone/Elsevier. ISBN 978-0-7020-4265-2.

LEWITOVÁ, C. H. 2016a. O dětských nohách. *Umění fyzioterapie*. 1(1), 5-7. ISSN 2464-6784.

LEWITOVÁ, C. H. 2016b. O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*. 1(2), 5-8. ISSN 2464-6784.

LIEBERMAN, D. E., CASTILLO, E. R., OTAROLA-CASTILLO, E., et al. 2015 Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. *PLOS ONE* [online]. **10**(7) [cit. 2019-04-17]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: DOI: 10.1371/journal.pone.0131354 nebo <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0131354>.

LIU, Y., LU, K., YAN, S., SUN, M., LESTER, D. K. a ZHANG, K. 2014. Gait phase varies over velocities. *Gait & Posture* [online]. **39**(2), 756-760 [cit. 2018-04-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.10.009 nebo <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636213006437>.

LOHMAN, E. B., BALAN SACKIRIYAS, K. S. a SWEN, R. W. 2011. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport* [online]. **12**(4), 151-163 [cit. 2018-04-28]. ISSN 1466853X. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ptsp.2011.09.004 nebo <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1466853X11001040>.

LYTHGO, N., WILSON, C. a GALEA, M. 2009. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait & Posture* [online]. **30**(4), 502-506 [cit. 2019-03-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.07.119 nebo <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636209003142>.

MILLER, E. E., WHITCOME, K. K., LIEBERMAN, D. E., NORTON, H. L. a DYER, R. E. 2014. The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science* [online]. **3**(2), 74-85 [cit. 2019-04-17]. ISSN 20952546. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.jshs.2014.03.011 nebo <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2095254614000374>.

MORENO-HERNÁNDEZ, A., RODRÍGUEZ-REYES, G., QUIÑONES-URIÓSTEGUI, I., NÚÑEZ-CARRERA, L. a PÉREZ-SANPABLO, A. I. 2010. Temporal and spatial gait parameters analysis in non-pathological Mexican children. *Gait & Posture* [online]. **32**(1), 78-81 [cit. 2019-03-17]. ISSN 09666362. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.010 nebo <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636210000809>.

MORIO, C., LAKE, M. J., GUEGUEN, N., RAO, G. a BALY, L. 2009. The influence of footwear on foot motion during walking and running. *Journal of Biomechanics* [online]. **42**(13), 2081-2088 [cit. 2018-04-28]. ISSN 00219290. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.015 nebo <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009003376>.

NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA, Z. a JAKUBEC, L. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. c2010. *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.), New Jersey: SLACK. ISBN 978-1-55642-766-4.

RAMANATHAN, A. K., PARISH, E. J., ARNOLD, G. P., DREW, T. S., WANG, W. a ABBOUD, R. J. 2011. The influence of shoe sole's varying thickness on lower limb muscle

activity. *Foot and Ankle Surgery* [online]. **17**(4), 218-223 [cit. 2018-05-03]. ISSN 12687731. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.fas.2010.07.003 nebo <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1268773110001037>.

RICHARDS, J. 2008. *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course*. New York: Churchill Livingstone/Elsevier. ISBN 978-0-443-10170-0.

ROBERTSON, D. G. E., CALDWELL, G. E., HAMILL, J., KAMEN, G. a WHITTLESEY, S. N. 2014. *Research methods in biomechanics* (2nd ed.). Champaign, Illinois: Human Kinetics. ISBN 0736093400.

ROCA-DOLS, A., LOSA-IGLESIAS, M. E., SÁNCHEZ-GÓMEZ, R., LÓPEZ-LÓPEZ, D., BECERRO-DE-BENGOA-VALLEJO, R. a CALVO-LOBO, C. 2018. Electromyography comparison of the effects of various footwear in the activity patterns of the peroneus longus and brevis muscles. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. **82**, 126-132 [cit. 2019-03-29]. ISSN 17516161. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.003 nebo <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616118302704>.

SACCO, I. C., AKASHI, P. M. a HENNIG, E. M. 2010. A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. **11**(1) [cit. 2019-03-29]. ISSN 1471-2474. Dostupné z: DOI: 10.1186/1471-2474-11-24 nebo <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-11-24>.

SOLE, G., PATAKY, T., SOLE, Ch. C., HALE, L. a MILOSAVLJEVIC, S. 2017. Age-related plantar centre of pressure trajectory changes during barefoot walking. *Gait & Posture* [online]. **57**, 188-192 [cit. 2019-04-05]. ISSN 09666362. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.06.016 nebo <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636217302394>.

TRINKAUS, E. a SHANG, H. 2008. Anatomical evidence for the antiquity of human footwear: Tianyuan and Sunghir. *Journal of Archaeological Science* [online]. **35**(7), 1928-1933 [cit. 2018-04-25]. ISSN 03054403. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.jas.2007.12.002 nebo <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0305440307002476>.

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (I. část). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **4**, 115-121.

VAŘEKA, I. a VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024424323.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. vyd.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

WALLACE, I. J., KOCH, E., HOLOWKA, N. B. a LIEBERMAN, D. E. 2018. Heel impact forces during barefoot versus minimally shod walking among Tarahumara subsistence farmers and urban Americans. *Royal Society Open Science* [online]. **5**(3), 1-11 [cit. 2018-05-05]. ISSN 2054-5703. Dostupné z: DOI: 10.1098/rsos.180044 nebo <http://rsos.royalsocietypublishing.org/lookup/doi/10.1098/rsos.180044>.

WANG, X., MA, Y., HOU, B. Y. a LAM, W. 2017. Influence of Gait Speeds on Contact Forces of Lower Limbs. *Journal of Healthcare Engineering* [online]. **2017**, 1-6 [cit. 2019-04-05]. ISSN 2040-2295. Dostupné z: DOI: 10.1155/2017/6375976 nebo <https://www.hindawi.com/journals/jhe/2017/6375976>.

WHITTLE, M. W. 2007. *Gait analysis: an introduction* (4th ed.). Oxford, Spojené království: Elsevier. ISBN 0-7506-8883-1.

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. 2018-04-20]. ISSN 00029483. Dostupné z: DOI: 10.1002/ajpa.23169 nebo <http://doi.wiley.com/10.1002/ajpa.23169>.

WIRTH, B., HAUSER, F. a MUELLER, R. 2011. Back and neck muscle activity in healthy adults during barefoot walking and walking in conventional and flexible shoes. *Footwear Science* [online]. **3**(3), 159-167 [cit. 2019-03-16]. ISSN 1942-4280. Dostupné z: DOI: 10.1080/19424280.2011.633104 nebo <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/19424280.2011.633104>.

XU, Y., HOU, Q., WANG, Ch., SELLERS, A. J., SIMPSON, T., BENNETT, B. C. a RUSSELL, S. D. 2017. Full Step Cycle Kinematic and Kinetic Comparison of Barefoot Walking and a Traditional Shoe Walking in Healthy Youth: Insights for Barefoot Technology. *Applied Bionics and Biomechanics* [online]. **2017**, 1-7 [cit. 2019-04-03]. ISSN 1176-2322. Dostupné z: DOI: 10.1155/2017/2638908 nebo <https://www.hindawi.com/journals/abb/2017/2638908>.

ZHANG, X., PAQUETTE, M. R. a ZHANG, S. 2013. A comparison of gait biomechanics of flip-flops, sandals, barefoot and shoes. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. **6**(1) [cit. 2019-03-31]. ISSN 1757-1146. Dostupné z: DOI: 10.1186/1757-1146-6-45 nebo <https://jfootankleres.biomedcentral.com/articles/10.1186/1757-1146-6-45>.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Fáze krokového cyklu dle Perry (Lohman, Balan Sackiriyas a Swen, 2011, s. 152)	13
Obrázek 2 Pozice končetin během krokového cyklu, popsáno pro pravou končetinu (zelená DK) (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 32).....	19
Obrázek 3 Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002, s. 117)	23
Obrázek 4 Vrcholy tlaku při chůzi u bosých Indů (barefoot Indian = BI), Indů zvyklých chodit v obuvi (shod Indian = SI) a dobrovolníků ze západní populace (D'Août, 2009, s. 88)	28
Obrázek 5 Kinematika kotníku (Willems, 2017, s. 5).....	29
Obrázek 6 Kinematika kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu (Xu et al., 2017, s. 4).....	30

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Shrnutí časoprostorových odlišností při chůzi naboso a při chůzi v obuvi.....	26
Tabulka 2 Shrnutí EMG aktivity svalů při chůzi naboso a při chůzi v obuvi	33

SEZNAM ZKRATEK

apGRF	anteroposteriorní reakční síla působící od podložky
AC	area of contact, plocha kontaktu
art.	articulatio
AS	area of support, opěrná plocha
BF	barefoot (chůze naboso)
BI	barefoot Indian
BS	base of support, opěrná báze
COG	centre of gravity
COM	centre of mass, těžiště
COP	centre of pressure, působiště reakční síly
EMG	elektromyografie
FL	flexe
GCM	musculus gastrocnemius medialis
GRF	reakční síla působící od podložky
IC	initial contact
IDS	initial double support
ISw	initial swing
KC	krokový cyklus
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
LDS	late double support
LR	loading response
m.	musculus
mlGRF	mediolaterální reakční síla působící od podložky
MSt	mid stance
MSw	mid swing
NS	normal shoes (normální obuv)
PL	musculus peroneus longus
PSw	pre-swing
SFS	standard flexible shoe
SI	shod Indian
SRS	stability running shoe

SS	single support
TA	musculus tibialis anterior
TP	musculus tibialis posterior
TSt	terminal stance
TSw	terminal swing
vGRF	vertikální reakční síla působící od podložky
W	western population