

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Renata Kuželová

Vliv obuvi na lidskou lokomoci

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Olomouc 2016

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Petry Bastlové, Ph.D a všechny bibliografické a elektronické zdroje byly uvedeny v referenčním seznamu.

Olomouc 8. července 2016

Podpis:

Poděkování

Děkuji Mgr. Petře Bastlové, Ph.D., za odborné vedení, ochotu, trpělivost a vstřícnost během tvorby této bakalářské práce. Velké díky patří i mé rodině a příteli za zázemí a neustálou podporu, kterou mi během studia poskytovali.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Název práce v ČJ: Vliv obuvi na lidskou lokomoci

Název práce v AJ: Effect of footwear on human locomotion

Datum zadání: 2016-01-27

Datum odevzdání: 2016-07-08

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Renata Kuželová

Vedoucí práce: Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Petra Gaul Aláčová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ: Tato bakalářská práce popisuje vliv obuvi na lidskou nohu a lokomoci. V teoretické části jsou uvedeny informace o anatomii, kineziologii nohy a taktéž biomechanice chůze a běhu. Do teoretické části byla zařazena také kapitola o vlivu nošení obuvi na podpatku, konvenční běžecké obuvi a minimalistické obuvi. Snahou práce je shrnutí vědecky podložených výsledků studií, zabývajících se porovnáváním účinků minimalistické a konvenční běžecké obuvi na kinematiku chůze a běhu. Závěrem jsou navrženy možnosti využití minimalistické obuvi jako tréninkového a preventivně-rehabilitačního prostředku.

Abstrakt v AJ: This bachelor's thesis describes the effect of footwear on human's foot and locomotion. In the theoretical part are presented information about anatomy and kinesiology of the foot and also walking and running biomechanics. Into the theoretical part a chapter about the influence of wearing high heeled shoes, conventional running shoes and minimalist shoes was also included. The aim of the thesis is to summarise existing research data, comparing minimalist and conventional running shoes effects on gait and running kinematics. Based of the discuss findings, there are possibilities of using minimalist shoes as a training and preventive and rehabilitative treatment.

Klíčová slova v ČJ: obuv, minimalistická obuv, chůze, bosý, běh, kinematika

Klíčová slova v AJ: footwear, minimalist shoes, gait, barefoot, running, kinematics

Rozsah práce: 51 stran, včetně 3 stran příloh

OBSAH

ÚVOD	7
1 PŘEHLED POZNATKŮ	8
1.1 Funkční anatomie nohy	8
1.1.1 Skelet nohy	8
1.1.2 Vazivo nohy	9
1.1.3 Svaly nohy	10
1.2 Klenba nožní	11
1.2.1 Podélná klenba	11
1.2.2 Příčná klenba	12
1.3 Funkce nohy	13
1.3.1 Pohyby v hlezenním kloubu	14
1.4 Nejčastější ortopedické vady dospělé nohy	15
1.4.1 Vady způsobené přetěžováním a nevhodnou obuví	15
1.4.2 Získaná plochá noha dospělých	16
1.4.3 Nejčastější afekce v oblasti hlezna a chodidla	18
1.5 Postura	20
1.5.1 Posturální systém	20
1.5.2 Posturální stabilita	20
1.5.3 Posturální stabilizace	21
1.5.4 Posturální a lokomoční motorika	21
1.6 Lidská lokomoce	22
1.6.1 Chůze	22
1.6.2 Běh	24
1.7 Obuv	26
1.7.1 Obuv na vysokém podpatku	27
1.7.2 Minimalistická obuv	27
1.7.3 Sportovní obuv	28
2 DISKUZE	31
ZÁVĚR	39
REFERENČNÍ SEZNAM	40
SEZNAM ZKRATEK	47
SEZNAM PŘÍLOH	48

ÚVOD

Protože v obuvi trávíme až dvě třetiny dne, její vliv na kineziologii a funkci nohy je nezanedbatelný. Cílem bakalářské práce je získat maximum odborných poznatků o kineziologii nohy a vlivu různých typů obuvi na její formování a funkci.

Cíle práce:

Cíl 1: Uvést souhrn poznatků o funkční anatomii, kineziologii a posturální funkci nohy.

Cíl 2: Nalézt korelaci mezi obuví a deformitami nohy.

Cíl 3: Vyhledat a předložit výsledky studií, zabývajících se komparací minimalistické a konvenční obuvi.

Cíl 4: Srovnat a diskutovat výsledky jednotlivých studií a vyhodnotit účinky minimalistické obuvi na chodidlo i tělo jako celek a nastínit, jaké benefity nám může tato obuv poskytnout.

V této bakalářské práci jsou shrnuty poznatky odborných studií, které se zabývaly účinky nošení minimalistické obuvi ve srovnání s běžnou sportovní, tedy polstrovanou a odpruženou obuví. Část práce je věnovaná vlivu minimalistické obuvi na zdraví rekreačních běžců a příznivců tohoto typu obuvi z řad laické veřejnosti. Snahou bylo ucelení poněkud roztržitých poznatků ohledně kladů a záporů účinku odpružení, používaném v běžeckých botách a předložení možností využití obuvi, která jde svou absencí tlumících mechanismů proti tomuto vzoru sportovního obouvání.

Pro získání poznatků byla analyzována databáze PubMed, EBSCO, Science direct, Web of Science a vyhledávač Google Scholar. K vyhledání vhodných zdrojů byla použita klíčová slova: obuv, minimalistická obuv, chůze, bosý, běh, kinematika. Pro napsání této práce bylo použito celkem 61 zdrojů, přičemž převážná část pocházela z anglicky psaných studií. V teoretické části práce byly zpracovány informace z 18 odborných monografií.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Funkční anatomie nohy

Z anatomického pohledu se jako noha označuje část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu (Kolář 2009, s. 167). Noha je orgán, který mechanicky přenáší zátěž na podložku, přímo zprostředkuje styk těla s terénem a je současně zdrojem informací o charakteru terénu, po kterém se pohybujeme. Slouží k zajištění stabilního stoje a je přizpůsobena pro bipedální lokomoci, kdy díky schopnosti aktivně uchopovat terénní nerovnosti zajišťuje potřebnou oporu. Je spíše orgánem podpůrným nežli uchopovacím, ačkoli má u člověka dosud potenciální schopnost vývinu chápavých funkcí ruky (Véle 2006, s. 257). Dolní končetiny podpírají tělo a umožňují jeho pohyb v prostoru, což je umožněno díky kloubním spojům, jež mají unikátní tvar a individuální funkci. Při chůzi pak společně zajišťují dokonalé přizpůsobení se různým terénům a povrchům. Základem je mimořádná stabilita hlezenního kloubu, schopnost chodidla zmírnit nárazy při došlapu a adaptabilita rozmanitému povrchu terénu. Jednotlivé anatomické struktury dolní končetiny nikdy nefungují samostatně a porucha v určité etáži vyvolá kompenzační zvýšení funkce na dalších úrovních, čímž může dojít k přetížení i vzdálených struktur (Gross et al. 2005, s. 552).

1.1.1 Skelet nohy

Kostní struktura nohy je komplikovaná, podobně jako je tomu na ruce, a odlišuje člověka od všech jeho předchůdců. Skládá se z 26 kostí, které vytvářejí jakousi polokouli, kterou označujeme jako klenbu nožní. Při chůzi i stojí se zátěž přenáší z talu na všechny ostatní kosti. V daném postavení klenby jsou kosti drženy jednak ligamenty a plantární aponeurózou, udržující klenbu staticky, jednak smyčkou dlouhých lýtkových svalů, spojenou s krátkými svaly nohy, která tvoří třmen, podpírající klenbu dynamicky (Véle 1995, s. 68).

Skelet zahrnuje 7 kostí tarzálních (zánártních), 5 kostí metatarzálních (nártních) a 14 kostí falangeálních. Kosti tarzu jsou nepravidelného tvaru a patří mezi ně talus, calcaneus, os naviculare, os cuboideum a ossa cuneiformia I, II, III. Mezi prvními dvěma a ostatními pěti kostmi tarzu vzniká Chopartova linie tvořící Chopartův kloub. Metatarsus tvoří ossa metatarsalia I – V, což je 5 dlouhých kostí nártních. Mezi metatarzem a falangami je Lisfrankova linie tvořící Lisfrankův kloub. Falangy tvoří ossa digitorum pedis, přičemž dva články jsou pro palec a po třech pro ostatní prstce (Čihák 2011, s. 297-304). Palec nohy bývá

průměrně dvakrát větší než ostatní prstce, neboť zastává důležitou roli při zatížení nohy a při odrazové fázi končetiny (Gross et al. 2005, s. 495).

Dle Lipperta (2006, s. 267) můžeme nohu rozdělit na tři části:

- Zadonoží, které je tvořeno talem a calcaneem. Během krokového cyklu se tato část dostává jako první do kontaktu se zemí.
- Středonoží tvoří os naviculare, os cuboideum a osa cuneiformia I, II, III. Tato část nohy zajišťuje mobilitu i stabilitu chodidla díky přenosu pohybu ze zadonoží do předonoží.
- Předonoží je tvořeno pěti metatarzálními kostmi a phalangi. Během stojné fáze tato část chodidla zajišťuje přizpůsobení se nohy terénu.

Z funkčního pohledu se noha dělí také na laterální a mediální paprsek. Do mediálního paprsku patří talus, os naviculare, ossa cuneiformia, na což navazuje oblast mezi prvním a třetím metatarzem, včetně přiléhajících prstců. Laterální paprsek tvoří calcaneus, os cuboideum, dále pak čtvrtý a pátý metatarz společně s navazujícími prstci (Kolář 2009, s. 167). Noha se opírá o zem třemi hlavními opěrnými částmi; na patě, na metatarzu palce a metatarzu pátého prstce (Véle 2006, s. 257).

1.1.2 Vazivo nohy

Četné artikulace mezi segmenty jsou zpevněny kloubními pouzdry a mohutným ligamentózním aparátem. Důležitá jsou ligamenta zpevňující talokrurální kloub, jež spojují tibií a fibulu s talem. I přestože jsou relativně silná, při subluxaci kotníku dochází k jejich poškození. Neméně důležité je i ligamentózní spojení tarzálních kostí, dále kloubů tarzometatarzálních, metatarzofalangeálních i spojení kloubů interfalangeálních (Véle, 2006, s. 257).

Ligamenta zpevňující klenbu

- Aponeurosis plantaris udržuje nožní klenbu
- Ligamentum plantare longum zpevňuje klenbu podélně
- Ligamentum calcaneocuboideum a lig. calcaneonaviculare tvoří lig. bifurcatum, které je klíčem k Chopartovu kloubu (Véle 1995, s. 69).

Ligamenta zpevňující skloubení nohy s bérce

Ligamenta collateralia zesilují boky kloubního pouzdra a vějířovitě se rozbíhají od kotníků na talus a calcaneus. Mediální vaz dosahuje dopředu až na os naviculare. Díky vějířovitému uspořádání je v každé poloze kloubu napjat na obou stranách alespoň jeden z pruhů postranního vazy, čímž je zajištěno správné vedení pohybu (Čihák 2011, s. 337).

1.1.3 Svaly nohy

Svaly nohy rozdělujeme na dlouhé zevní svaly, extrinsic, které působí na nohu z oblasti bérce a krátké vnitřní svaly, intrinsic, které mají začátky a úpony v oblasti vlastní nohy (Véle 2006, s. 257). Krátké svaly nohy najdeme jak na hřbetu nohy (m. extensor digitorum brevis a m. extensor hallucis brevis), tak na chodidle. Svaly chodidla jsou: m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae, čtyři mm. lumbricales, tři mm. interossei plantares, čtyři mm. dorsales, m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis, m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis a m. opponens digiti minimi. Krátké svaly nohy sice nemají takovou pohybovou jemnost jako odpovídající svaly na ruce, nicméně umožňují pružnou chůzi tím, že vydatně napomáhají při odvinutí chodidla. Jinak se uplatňují zejména svou statickou složkou během udržování rovnováhy, v čemž jim vypomáhá bohatá ligamentózní složka. Vazivový i svalový aparát na vnitřní straně nohy je mnohem pevnější nežli na straně vnější (Janda 2004, s. 198).

Nohy jsou střídavě zatěžovány hmotností celého těla. Čidla umístěná na plantě i uvnitř nohy vnímají lokální rozložení tlaku a konfiguraci segmentů. Lehké korekce vzpřímeného stoje probíhají pravděpodobně činností ve vnitřních svalech nohy, neboť aktivitu bércevého svalstva ve vyváženém vzpřímeném stoji nepozorujeme (Véle 1995, s. 70).

1.2 Klenba nožní

Aby byla zajištěna správná funkčnost, kosti skeletu nohy jsou uspořádány tak, že tvoří dva oblouky, tedy podélnou a příčnou klenbu chodidla. Tyto oblouky jsou z plantární strany vyplněny pruhy měkké tkáně, jež fungují jako tlumiče nárazů při nášlapu (Gross et al. 2005, s. 492). Klenba nožní tedy slouží k přenosu tlaků (Kapandji, 2002, s. 218). Chrání zároveň měkké části chodidla a podmiňuje pružnost nohy (Čihák 2011, s. 345).

Nepříznivý vliv na nožní klenbu má nedostatek pohybové aktivity v dětství, chůze po tvrdém povrchu v nepružných botách, chronické dlouhodobé přetěžování stáním a nevhodně zvolená obuv, ať už jde o vysoké podpatky, tvar špičky nebo podešve (Véle 1995, s. 71).

1.2.1 Podélná klenba

Podélná kostně podmíněná klenba nohy je založena již při narození, ale v kojeneckém věku je vyplněna tukovým polštářem, což vede k dojmu ploché nohy (Kolář 2009, s. 170). Na tibiální straně je vyšší než na straně fibulární. Na jejím udržování se podílejí vazy plantární strany nohy, orientované podélně, z nichž největší význam má ligamentum plantare longum. K udržení klenby by však samotné vazy nestačily, proto se podílejí taktéž svaly jdoucí longitudinálně chodidlem, mezi které patří m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a povrchově probíhající krátké svaly planty. Neméně důležitá je i povrchově ležící plantární aponeuróza a šlašitý třmen pod chodidlem, pomocí nehož táhne tibiální stranu nohy vzhůru m. tibialis anterior (Čihák 2011, s. 345).

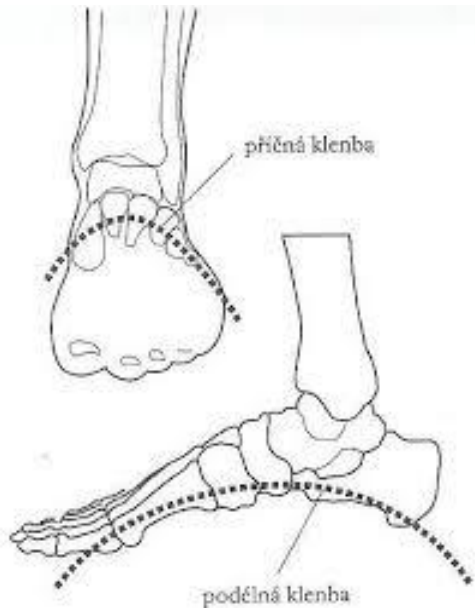
Plantární aponeuróza je nedílnou součástí mechanismů, jež udržují podélnou klenbu. Je to vazivová vrstva tvořená dlouhým snopci, vybíhajícími od kosti patní postupně ke všem prstcům. Každý pruh se po rozštěpení upíná po stranách metatarzofalangových kloubů (Gross et al. 2005, s. 513). Vytváří stabilizující prvek důležitý pro správnou biomechaniku nohy (Gallo 2011, s. 141).

Podélná klenba svými elastickými strukturami významným způsobem zabezpečuje odpružení tím, že se během zatížení stlačuje a absorbuje mechanickou energii podložky. Po odlepení nohy od podložky se opět podélná klenba navrátí. Ztuhlost podélné klenby způsobuje pasivitu vazivových struktur působících současně s intrinsic svaly, jejichž relativní podíl je upravován centrálním nervovým systémem v reakci na mechanosenzorické podněty (Kelly et al. 2016, s. 1-9).

1.2.2 Příčná klenba

Příčná klenba nohy je nejnápadnější v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Na její úpravě se podílí zejména poloha dvou hlavních paprsků nohy, stojících v tarzálním úseku v různé výšce od podložky. Na udržení příčné klenby se na plantární straně podílejí napříč probíhající systémy vazů a šlašitý třmen, jímž ji společně podchycují m. tibialis anterior a m. fibularis longus (Čihák 2011, s. 345).

Obr. 1 Schéma podélné a příčné klenby nohy (Gross et al. 2005, s. 492)



1.3 Funkce nohy

Noha je vstupní bránou informací pro posturální stabilizaci a lokomoci (Lewit, 2003, s. 99). Během evoluce se postupně přizpůsobila vzpřímenému držení těla a chůzi. Primárně tvoří pevnou základnu a zabezpečuje rovnoměrné rozložení zátěže dolní končetiny při chůzi. Zmenšuje také energetickou náročnost chůze při pohybu těla dopředu a tlumí nárazy vůči podložce (Gross et al. 2005, s. 491). Oblast dolních končetin přenáší gravitační zátěž těla přes kyčelní kloub na kloub kolenní, odtud přes oblast kotníku až na chodidlo, které tvoří vlastní kontakt se zemí (Véle 1995, s. 63).

Nášlapná plocha chodidla závisí na tvaru obou kleneb nohy. Noha se dotýká podložky v souvislé ploše jen na zevní straně. Vzadu se váha těla v klidném stoji přenáší na tuber calcanei, vpředu na hlavicí I. metatarsu. Zátěže hlavic ostatních metatarsálních kostí postupně k zevní straně nohy ubývá (Čihák 2011, s. 346).

Chodidlo je klíčovou oblastí pohybové soustavy s neobyčejně bohatou aferentací. Jeho oblast je bohatá na povrchové receptory, exteroceptory, jež se nachází na povrchu těla a informují nás o bezprostředním doteku na povrchu pokožky. Vnímáme je dotekem a tlakem (Pfeiffer 2007, s. 26). Poruchy v této oblasti nezpůsobují jen lokální bolesti, ale i bolesti v patě, na Achillově šlase, v oblasti hlavičky fibuly i pánve. Přehlednutí funkční poruchy bývá významnou příčinou recidivujících poruch v oblasti páteře a pánve (Lewit 2003, s. 329).

Těžiště leží ve střední čáře těla přibližně 1 cm ventrálně před prvním sakrálním obratlem (Gross et al. 2005, s. 552). Reakční síla (GRF) působící při kontaktu nohy se zemí není konstantní, ale kolísá podle toho, jak se těžiště pohybuje. Při pohybu těžiště proti směru tíže zátěž planty stoupá a při pohybu ve směru tíže klesá, přičemž velikost změny zátěže závisí na rychlosti, s jakou se daný pohyb děje (Véle 1997, s. 63).

Dle Véleho (1995, s. 69) je hlavní funkcí nohy udržet kontakt s podložkou. K tomuto účelu je zapotřebí taková míra adaptace na tvar terénu, aby byl kontakt pevný a bezpečný, a zajistila se stabilita nohy, jakožto opory těla vůči gravitaci. Klouby prstců sice nemají takovou pohyblivost jako na ruce, nicméně jsou velmi důležité při udržování rovnováhy, stoupání na špičky, při chůzi či skoku (Janda 2012, s. 189).

1.3.1 Pohyby v hlezenním kloubu

V horním zánártním kloubu probíhá dorzální a plantární flexe, v dolním zánártním kloubu probíhá inverze a everze (Dylevský 2009, s. 153, 156).

Základní postavení zaujímá kloub při normálním stoji; z něho jsou dle Véleho možné tyto pohyby:

- Dorzální flexe v rozsahu 20 – 30° znamená zvednutí špičky nohy směrem k holeni, což se děje především v kloubu talokrurálním a méně v kloubech tarzálních a metatarzálních. Často je přimísena extenze prstů a mírná supinace či pronace nohy.
- Plantární flexe v rozsahu 30 – 50° představuje opačný pohyb nežli předchozí.
- Abdukce je vybočení chodidla směrem ven a jde o pohyb kolem vertikály.
- Addukce je naopak vtáčení chodidla směrem dovnitř. Rozsah těchto pohybů je cca 40°, ale po přičtení rotace v kolenní a kyčelní tento rozsah stoupá.
- Pronace je otáčení nohy kolem podélné osy chodidla tak, že planta se vytáčí laterálně v rozsahu asi 25°.
- Supinace je otáčení nohy opačně tak, že se planta vtáčí mediálně s rozsahem tohoto pohybu okolo 50°.

Takto definované pohyby jsou veskrze teoretické, prakticky je abdukce provázena pronací a lehkou flexí (everze) a addukce je zase provázena supinací a mírnou extenzí (inverze) (1995, s. 70).

1.4 Nejčastější ortopedické vady dospělé nohy

Pes calcaneus - vzniká oslabením m. triceps surae nebo m. peroneus longus.

Pes equinus - vzniká oslabením skupiny peroneů, což vede ke zkrácení m. soleus a váha se pak přenáší na prstce, které bývají kladívkovité.

Pes varus - vzniká při oslabení peroneů a způsobuje, že se noha stáčí dovnitř.

Pes valgus - vzniká oslabením m. tibialis posterior a noha se vytáčí ven.

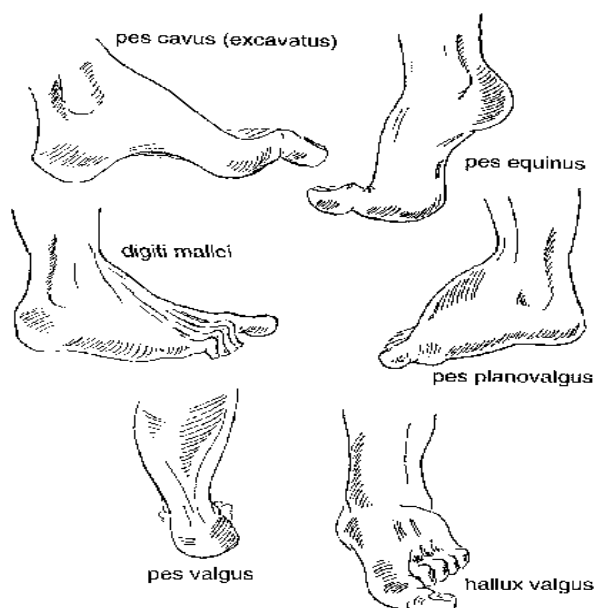
Pes excavatus - vzniká oslabením tricepsu surae a zkrácením plantární aponeurózy (Véle 1995, s. 71).

1.4.1 Vady způsobené přetěžováním a nevhodnou obuví

Statické deformity přední nohy u dospělých

Tento heterogenní soubor nemocí působí bolesti a poruchy funkce v oblasti sahající od Lisfrankova kloubu po distální články prstců. Následkem je pak snížení funkční kapacity celé nohy. Na vzniku deformit se významně podílí chronická statická zátěž. Přestože je noha velmi důmyslně uzpůsobena k přenosu sil a zátěže, tato její schopnost se v průběhu života mění, v důsledku čehož se rozvíjí typické deformity jako jsou hallux valgus, pes transversoplanus, digitus malleus, případně digitus hamatus. Na patogenezi těchto deformit se významně podílí také kultura, především nošení moderní obuvi a eliminace chůze naboso po nerovném terénu (Gallo 2011, s. 147).

Obr. 2 (Véle 1995, s. 71)



1.4.2 Získaná plochá noha dospělých (pes planus)

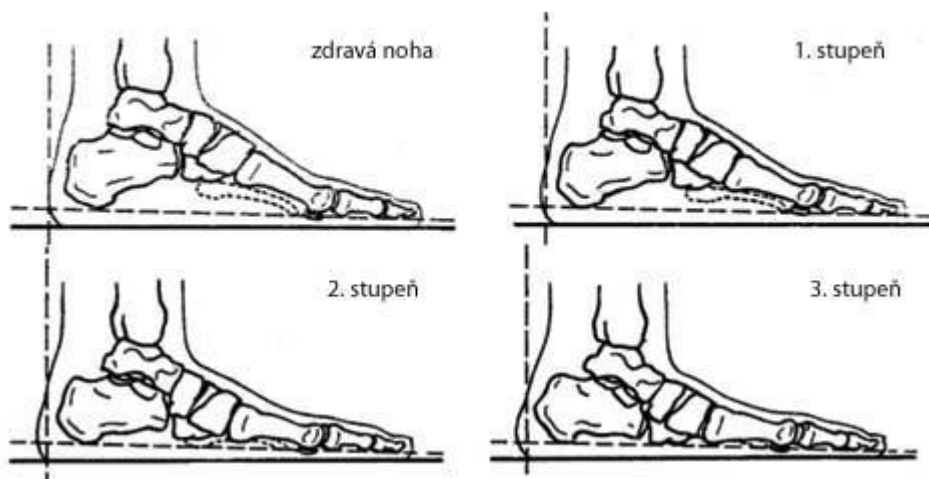
Jedná se o statickou deformitu nohy, která se vyvíjí po ukončení kostního růstu zejména vlivem chronického přetížení. Tato deformita významně ovlivňuje biomechaniku a kinematiku nohy, potažmo celé dolní končetiny (Gallo 2011, s. 145).

Oslabení svalů a uvolnění vazů udržujících nožní klenby má za následek pokles mediální strany nohy a z toho plynoucí změnu nášlapné plochy, stejně jako i změněné napětí vazů a svalů. Pokles klenby je proto provázen obtížemi a bolestmi nohy a svalů udržujících klenbu nohy během chůze i stoje. Vzniká plochá noha, pro kterou je taktéž charakteristický pokles vnitřního kotníku směrem k podložce, s čímž je spojené vyvrácení patní kosti způsobem, že osa paty ubíhá stranou, je valgózní, namísto aby stála vertikálně (Čihák 2011, s. 346). Rozeznávají se tři stupně propadnutí podélné klenby: chabá noha, pronovaná noha a plochá noha (Véle 1995, s. 71).

Z funkčního hlediska není rozhodující stupeň plochosti, nýbrž pevnost, tedy skutečnost, zda se klenba během chůze propadá nebo drží. I relativně plochá noha totiž může pevně držet, zatímco zdánlivě normální se může propadat (Lewit 2005, s. 125).

Plochonoží může za určitých podmínek způsobit dysfunkci zadní tibiální šlachy a selhání uzamčení nohy během chůze (Toullec 2015, s. 11-17).

Obr. 3 Zdravá a tři stupně ploché nohy (dostupné z <http://www.ortopedica.cz/ploche-nohy/>)



Příčně plochá noha (pes transversoplanus)

Jako příčně plochá noha se označují stavy, při nichž dochází k narušení normálního přenosu sil hlavičkami metatarsů, výsledkem čehož je chronické přetížení metatarsů, které snižuje schopnost pacienta snášet statické zatížení. K tomu dochází obvykle z důvodu funkční insuficience I. paprsku buď izolovaně, anebo současně s poklesem podélné klenby. K přetížení všech metatarsů dochází u vyklenuté nohy, nohy s vysokou klenbou a u dlouhodobého nošení obuvi s vysokým podpatkem. Při klinickém vyšetření nacházíme vějířovitě rozšířenou přední nohu a otlaky pod hlavičkami přetížených metatarsů. Taktéž mohou být přítomny další statické deformity přední nohy, jako hallux valgus a kladívkové prsty (Gallo 2011, s. 149).

Kladívkové prsty (digitus hammatu)

U kladívkového prstu dochází k hyperextenzi metatarzofalangového kloubu, flexi proximálního a hyperextenzi distálního interfalangového kloubu. Na hlavičkách základních článků prstů, které prominují dorzálně a jsou tlačeny v obuvi, pozorujeme otlaky (Gross et al. 2005, s. 515).

Drápotité prsty

Tato deformita, zvaná též prsty paličkovité nebo hákové, je méně častou deformitou nežli prsty kladívkové a vyvíjí se v rámci komplexní statické deformity předonoží (Gallo 2011, s. 150). Dochází k hyperextenzi v metatarzofalangovém kloubu a flexi v proximálním a distálním interfalangovém kloubu. Na dorzální ploše prstů pozorujeme otlaky. Vlivem deformity hlavičky prominují dorzálně, zmenšuje se prostor v obuvi a třením vznikají otlaky. Deformitou se mění konfigurace konečků prstů, směřují dolů a tím se zvyšuje jejich nosné zatížení. Tato deformita často doprovází pes cavus, tedy nohu vyklenutou (Gross et al. 2005, s. 515).

Vbočený palec (hallux valgus)

Hallux valgus je jednou z nejčastějších ortopedických nemocí, kdy dochází k deviaci palce směrem v fibulárnímu okraji nohy (Gallo 2011, s. 147).

Metatarzofalangový kloub palce bývá běžně postižen a může být velmi bolestivý a nevzhledný (Gross et al. 2005, s. 499). Na vzniku se podílejí dědičné faktory v kombinaci s nošením nevhodné obuvi a chronickým přetěžováním předonoží. Vlivem prominence hlavičky I. metatarsu, vedoucí k bolestivým otlakům, můžeme často pozorovat, že jsou boty pacienta vepředu deformované. Přítomny bývají rovněž příčně ploché nohy a deformity prstců (Gallo 2011, s. 147).

1.4.3 Nejčastější afekce nohy v oblasti hlezna a chodidla

Noha má značný vliv na stabilitu stoje i na chůzi nebo běh. Neodpružený přímý dopad na patu může vest k frakturám paty a poškození páteře (Véle 1995, s. 71).

Distorze, luxace a fraktury

Distorze hlezenního kloubu vzniká poměrně snadno špatným našlápnutím, sklouznutím nebo zakopnutím na nerovném terénu. Je jedním z nejčastějších poranění vůbec a znamená vždy přepětí, natržení nebo i přerušování vazů hlezenního kloubu. Častěji dochází k distorzi inverzí (Maňák 2005, s. 87).

Subluxace nebo luxace hlezenního kloubu je vždy spojena s částečným nebo úplným přetržením vazů a vždy vyžaduje brzkou repozici a imobilizaci v sádrovém obvazu, neboť nedostatečně imobilizované luxace mají za následek nezhojení vazů a jejich uvolnění, čímž dochází k recidivám a nestabilitě kloubu (Maňák 2005, s. 88).

Fraktury kotníků jsou nejčastějšími zlomeninami na dolní končetině. Vznikají násilnou inverzí, everzí nebo rotací (Maňák 2005, s. 89).

Zranění nohy a kotníku tvoří téměř jednu třetinu běžeckých úrazů. Tendinopatie Achillovy šlachy, plantární fasciitida a podvrtnutí kotníku jsou tři nejčastější typy zranění při tréninku. Jiná běžná zranění zahrnují tendinopatie chodidla a kotníku, únavové zlomeniny, neurologické potíže a kloubní onemocnění, např. osteoartróza (Tenforde et al. 2016, s. 121-137).

Plantární fasciitis

Jedná se o primárně nezápalivé silně bolestivé onemocnění úponu plantární fascie na patní kost a patří k jedné z nejčastějších bolestivých afekcí na noze. Předpokladem

patogeneze je dlouhodobé přetěžování nohy, chůze po tvrdém terénu v kombinaci s nevhodnou obuví a vnitřními dispozicemi (Gallo 2011, s. 141).

Dysfunkce Achillovy šlachy

Achillova šlacha je jednou z nejsilnějších šlach lidského těla. Jedná se o velmi pevnou úponovou šlachu trojhlavého svalu lýtkového, která se upíná na hrbol kosti patní shora od lýtka (Čihák 2011, s. 301). Na vzniku dysfunkcí Achillovy šlachy se podle Galla podílí dlouhodobé přetěžování, nevhodná obuv, nedodržování pravidel správného tréninku či opakovaná menší poranění a záněty (2011, s. 142).

Achillodynie vzniká často z nepoměru mezi zátěží kladenou na šlachu a jejím biologickým a mechanickým potenciálem. Při přetěžování vznikají dystrofické změny šlachy a jejího úponu na tuber calcanei. Klinicky se toto onemocnění projevuje zbytněním šlachy a bolestmi při stožení na špičce, resp. při zátěži (Gallo 2011, s. 104).

Burzitidy v oblasti paty

Bursy neboli tíhové váčky jsou nejčastěji uloženy kolem kloubů, mezi kloubním pouzdem a přes něj přebíhajícím svalem. Tvoří vodní polštáře usnadňující pohyby kolem kloubu a snižují tření. Mohou být postiženy zánětem (Naňka 2009, s. 47). Podle Galla (2011, s. 143) je nejčastější příčinou zánětu (burzitidy) nevhodná obuv s tuhou zadní hranou, která dráždí oblast úponu Achillovy šlachy.

Calcar calcanei

Calcar calcanei neboli patní ostruha je kostěný výrůstek inferiorního a mediálního výběžku patní kosti. Jedná se vlastně o trakční osteofyt vznikající v důsledku nadměrného tahu m. flexor digitorum brevis a m. abductor hallucis, jež se zde upínají. Předpokládá se, že na jeho vzniku se podílí nošení nevhodné obuvi a časté dopady na patu na tvrdém terénu (Gallo 2011, s. 143).

1.5 Postura

Postura tvoří hlavní podmínku pohybu a pro jeho uskutečnění je zcela nepostradatelná. Je chápána jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla gravitační. Hovoříme-li o postuře, nejedná se pouze o vzpřímený stoj nebo sed, ale jde o neodmyslitelnou součást jakékoliv polohy a každého pohybu (Kolář 2009, s. 38). Díky postuře je zabezpečena výchozí, startovací poloha, stabilizace v průběhu pohybu a v neposlední řadě také konečná poloha, která je startovní pozicí pro následující pohybovou sekvenci (Čáповá, 2008, s. 19).

1.5.1 Posturální systém

Součástí posturálního systému je jak systém axiální, tak oblast pánve a dolních končetin, které se podílejí i na lokomoci (Véle 1995, s. 16). Posturální systém formuje posturu, která je zprostředkována díky posturální motorice (Čáповá 2008, s. 19). Posturální systém udržuje zaujatou polohu těla a brání její změně. Naopak lokomoční systém prosazuje změnu polohy těla proti jejímu udržování. Oba tyto systémy vzájemně spolupracují (Véle 2006, s. 99).

1.5.2 Posturální stabilita

Posturální stabilitou myslíme schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu. Ovlivňují ji biomechanické faktory, jako například velikost opěrné plochy, kterou je rozuměna část podložky, nacházející se v přímém kontaktu s tělem. Aby byla zajištěna stabilita ve statické poloze, těžiště se musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze. Tou je celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi plochy nebo ploch opory a bývá větší než samotná opěrná plocha (Kolář, 2009, s. 39). Pokud je posturální stabilita zhoršená, pozorujeme na noze nepravidelné pohyby způsobené aktivitou vnějších svalů nohy, pro kterou se vžil název hra šlach. Tato aktivita mění konfiguraci nohy podle potřeb regulace postury (Véle 1995, s. 70).

Dle Čáповé (2008, s. 18) je posturální jistota nejen předpokladem pro každý koordinovaný pohyb, ale výrazně ovlivňuje i dechovou mechaniku a úzce souvisí taktéž s psychikou člověka.

Ve studii Meardon et al. (2016, s. 366-377), která prostřednictvím testů flexibility, propriocepce a síly, vykonávaných ve standardizované obuvi srovnávala dynamickou posturální kontrolu zraněných a nezraněných běžců, bylo zjištěno zhoršení dynamické kontroly vertikálních sil během nášlapu jednou nohou a stabilizačních úkonů u běžců, jež utrpěli v minulosti nějaké zranění. Zranění dolní končetiny u rekreačních běžců může takto poškozenému sportovci negativně ovlivnit posturální kontrolu a přispět k výskytu dalších zranění. Téměř 80% všech běžců utrpí některý typ úrazu každý rok. Je proto velmi důležité odhalit, jak můžeme předejít původnímu zranění i tomu následujícímu. V terapii by bylo vhodné zařadit prvky dynamické kontroly ve vertikální zátěži prostřednictvím funkčních úkonů, jako je došlap/doskok jednou nohou během rehabilitace po běžeckých zraněních.

1.5.3 Posturální stabilizace

Posturální stabilizace je centrálním nervovým systémem řízené aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, především síly tíhové. Za statické situace je svalovou aktivitou zajištěna relativní tuhost skloubení, koordinovaná aktivitou agonistů a antagonistů. Pokud by tato svalová koordinace nefungovala, naše kostra by se zhroutila. Zpevnění segmentů umožňuje dosáhnout vzpřímeného držení a lokomoci těla jako celku (Kolář, 2009, s. 39).

1.5.4 Posturální a lokomoční motorika

Jistotu jak ve stoji, tak i v pohybu zajišťuje posturální motorika, kterou si ovšem samotnou neuvědomujeme a vnímáme pouze pocit posturální jistoty nebo nejistoty (Čápková 2008, s. 18). Véle (2006, s. 97) tvrdí, že aby byl zajištěn bezpečný pohyb, rovnoměrné zatěžování kloubních ploch a nedocházelo k přetížení a předčasnému opotřebení, je zapotřebí fungující posturální a lokomoční motoriky. Protože používá k zabezpečení polohy silných svalů, označuje se jako hrubá motorika. Hrubá motorika tvoří zároveň i zabezpečovací a opornou bázi pro účelově cílenou ideokinetickou, tedy jemnou motoriku a dohromady pak tvoří jeden funkční celek.

Posturální motorika udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů těla neustálým vyvažováním zaujaté polohy, čímž zajišťuje pohotovost k rychlému přechodu z klidu do pohybu a naopak. To chrání tělo před poškozením. Nesoulad mezi pohybem a posturální motorikou, vzniklý nepřesným či nevhodným nastavením výchozí polohy při vadném držení

těla, vede ke zhoršení pohybového efektu, v horším případě i k selhání pohybového záměru, vadné zátěži podpůrného aparátu, způsobující přetížení, poruchu struktury a poranění. (Véle 2006, s. 98)

1.6 Lidská lokomoce

Dolní končetiny musí absorbovat nárazy, které vznikají při lokomoci a mohly by způsobit poškození nosné tkáně a především osového systému. Z hlediska posturální funkce působí dolní končetiny jako dynamická oporná báze a současně jako aktivní systém, který udržuje a koriguje vzpřímené držení těla, ale i jako systém receptorů posturálních změn, které se projevují změnou rozložení tlaku na chodidlech (Véle 1995, s. 63).

1.6.1 Chůze

Chůze je cyklická činnost, která se skládá z neustálého opakování kroků (Gross et al. 2005, s. 556). Je chápána jako základní lokomoční stereotyp, vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, které jsou pro každého jedince unikátní. Každý tak má svůj individuální model, který lze charakterizovat soustavou parametrů z oblasti kinematiky, dynamiky, svalové aktivity apod. Způsob provedení chůze nás neinformuje pouze o poškození pohybového aparátu, ale přináší základní poznatky o možných poruchách v oblasti centrálního nervového systému, periferního nervstva či vnitřních orgánů (Kolář, 2009, s. 48). Za normálních okolností je chůze účinný dopředný pohyb vzpřímeného těla vykonávaný rytmickým střídáním obou dolních končetin. Účinný způsob pohybu znamená pohyb s minimálním energetickým výdejem a jakákoliv odchylka od tohoto minima může být považována za abnormální vzorec chůze (Gross et al. 2005, s. 556).

Krokový cyklus

Krokový cyklus je základní jednotkou chůze, přičemž se jeho rozdělení liší podle různých autorů. Základní dělení však vždy zahrnuje dvě hlavní fáze, a sice stojnou a švihovou. K popisu jednotlivých fází se obvykle používá pouze jeden krok, přičemž se pro standardizaci krokového cyklu vychází z předpokladu, že všechny po sobě jdoucí kroky jsou stejné (Vaughan et al. 1992, s. 3-9).

Stojná fáze kroku zaujímá přibližně 60% jednoho cyklu chůze a rozdělujeme ji na pět částí:

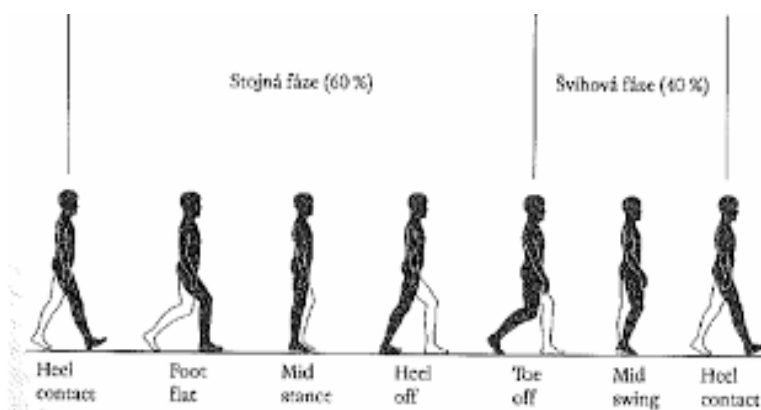
1. Heel strike – počáteční dotyk paty s podložkou
2. Foot flat – plný kontakt a zatížení celé nohy
3. Mid stance – střední stojná fáze
4. Heel off – konečná fáze stoje, odlepení paty od podložky
5. Toe off – odrazová fáze, odlepení prstů od podložky

Švihová fáze kroku zaujímá zbývajících 40% jednoho cyklu chůze a je rozdělena na tři části:

1. Initial swing (akcelerace) – počáteční fáze švihu, zrychlení
2. Mid swing – střední švihová fáze
3. Terminal swing (decelerace) – konečná fáze švihu, brždění

Stojná, oporná fáze, představuje část krokového cyklu, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou, tedy od úderu paty švihové nohy na podložku do odvinutí palce téže nohy. Následuje propulsní pohyb spojený s odvinováním celé plosky od podložky a noha v tom okamžiku získává funkci švihovou. Během švihové, neboli kročné fáze se chodidlo pohybuje bez opory o podložku, celá váha těla tudíž připadá druhé noze v oporné fázi (Gross et al. 2005, s. 556).

Obr. 4 Fáze krokového cyklu



Véle (2006, s. 350) uvádí ještě fázi dvojí opory, kdy obě končetiny jsou v kontaktu s podložkou, a mají tedy opornou funkci. Tato fáze je na rozmezí obou fází výše zmíněných.

1.6.2 Běh

Dle Véleho (2006, s. 355) se běhu ve fyzioterapii využívá spíše jako testu než jako terapeutického prostředku. Jedná se rovněž o cyklický lokomoční pohyb. Avšak hlavním rozdílem oproti chůzi je absence fáze dvojí opory, takže je tělo po krátkou dobu zcela bez kontaktu s opornou bází, pohybuje se v prostoru dopředu a má tendenci padat směrem k zemi. Existují pouze dvě fáze, švihová a oporná. Při běhu se přední končetina brání pádu dotýká na konci švihu oporné báze špičkou nohy před průmětem těžiště. Po dotyku s opornou bází se stává švihová končetina končetinou brání pádu, opornou a zároveň i propulzní. V této funkci se obě končetiny vzájemně střídají.

Švihová fáze je delší než fáze oporná a propulzní. Při pomalém běhu se noha dotýká větší plochou oporné báze než při běhu rychlém, kdy se opora omezuje na bříška metatarzů a na prstce. Švihová končetina je více flektovaná, čímž přibližuje hmotu končetiny blíže ke kyčli, snižuje moment setrvačnosti a zvyšuje úhlovou rychlost švihu nohy a akcentuje pohyb těžiště dopředu.

Oporné fáze se v oblasti pánve a páteře účastní podobné svaly, vykonávající podobné pohyby jako při chůzi, jen ve větším rozsahu. V kyčli přechází flexe do extenze a m. gluteus maximus je aktivní při dopadu nohy. Flexory kolena a m. quadriceps femoris stabilizují pánev. V oblasti kolene vzrůstá flexe s rychlostí běhu a přechází do extenze, která s rychlostí běhu naopak klesá. M. rectus femoris a oba mm. vasti se excentricky aktivují během flexe a dosahují maxima při extenzi, kdy se koncentricky aktivují při odvíjení paty. Propulzní síla je značná, neboť se musí zvednout těžiště proti gravitaci poměrně rychle, a proto je nutné překonat silou váhu těla zvětšenou o 20% v závislosti na rychlosti propulzního impulsu. V oblasti kotníku vzniká dorziflexe a plantární flexe. M. soleus a mm. gastrocnemius pracují během celé fáze opory a propulze s maximem při odvíjení prstců. I zde se uplatňují vnitřní svaly nohy, jež spolupracují při adaptaci na terén, po kterém se běží (Véle 2006, s. 355).

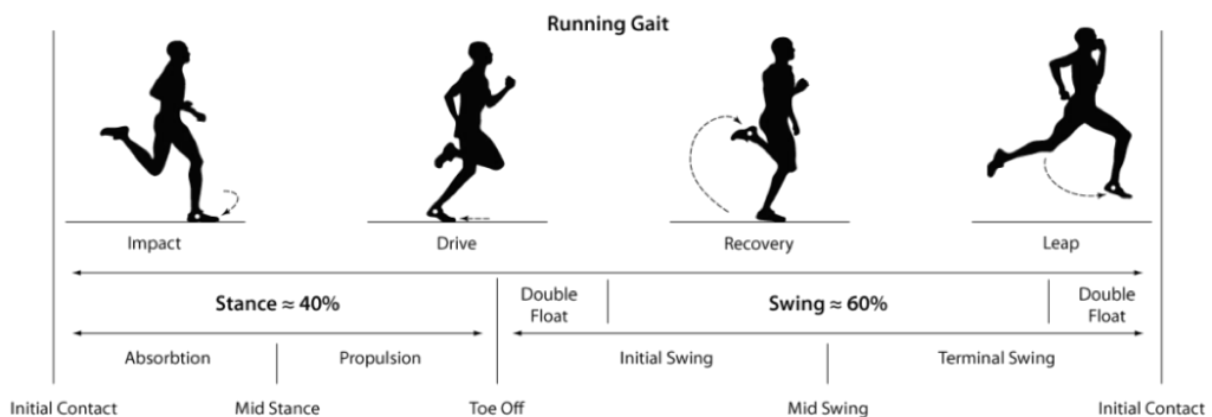
Běh se vyvinul v průběhu historie z nutné formy lokomoce na sportovní a rekreační činnost. V sedmdesátých letech s nárůstem popularity běhu začal obuvnický průmysl vyrábět běžecké boty. Nicméně i přes neustálý vývoj nových technologií a pokročilost odborného poradenství, běžci stále čelí vysoké míře zranění, která ještě nezačala klesat (Rixe et al. 2012, s. 160-165).

Studie ukázala, že mechaniku běhu ovlivňuje nošení obuvi. Hlavní rolí boty totiž je zmírnění dopadu nohy na podložku přidáním tlumícího materiálu. Tyto změny mohou vést ke

snížení pružné síly nohy, což vysvětluje nižší konečnou účinnost uváděnou při běhu v obuvi (Divert et al. 2008, s. 512-518).

89 zdravých rekreačních běžců, bylo zahrnuto do studie, kdy se měřilo postavení dolních končetin za účelem zjištění možných odchylek v délce, Q-úhlu, subtalárního úhlu a plantárního indexu a zkoumal se vliv těchto údajů na výskyt běžeckých zranění. Prevalence předchozích běžeckých zranění byla u této skupiny okolo 55,1%. Během 12-týdenního výzkumu byla prevalence nových běžeckých zranění 27%. Převažovala svalová zranění a entezopatie dolní části nohy a kolen. Nebyla však nalezena významná korelace mezi odchylkami délek dolních končetin, Q- úhlem, subtalárním úhlem a indexem klenby chodidla na výskyt těchto zranění (Hespanhol et al. 2016, s. 1-8).

Obr. 5 Jednotlivé fáze běhu (dostupné z <http://www.kintec.net/blog/the-run-centre-4-point-run-analysis/>)



1.7 Obuv

Obuv sice ochraňuje plantu před poškozením, ale současně potlačuje činnost mediálních svalů nohy, a tím i pohyblivost nožní klenby. Nošení obuvi by tedy mělo chránit nohu před zraněním, z velké části ale působí spíše jako dlaha, protože brání adaptační funkci nohy (Véle, 2006, s. 257). Tvar boty má rozhodující vliv na správný vývoj a funkci chodidel. Poněvadž z hlediska fyziologie je přirozená chůze na boso, lze doporučit, aby i obuv byla měkká a dobře se přizpůsobovala terénu (Lewit 2005, s. 335). Pro vzpřímené držení těla a rovnováhu hrají receptory z oblasti chodidla, hned vedle kožních receptorů, důležitou roli z hlediska aference. Plosku nohy lze facilitovat stimulací kožních receptorů nebo vytvořením tzv. malé nohy, tj. aktivací svalů, které se podílejí na udržování klenby nožní. Jedná se o zkrácení a zúžení chodidla v podélné i příčné ose při natažených prstcích, kdy se snažíme vymodelovat podélnou i příčnou klenbu nohy. Tím dojde ke změněnému postavení prakticky všech kloubů nohy, změní se rozložení tlaků v kloubech a taktéž napětí ve vazech a svalech, což příznivě ovlivňuje proprioceptivní signalizaci a vede ke zlepšení stability (Haladová 2007, s. 127).

Volnočasová obuv, zejména módní, má na chůzi a držení těla negativní dopad, neboť eliminuje senzoricke zpětnou vazbu mezi ploskou chodidla a mozem. Může způsobit omezení flexibility chodidla a prstců, zkrátit a zeslabit Achillovu šlachu a lýtkové svaly, omezit úchopovou a odrážecí schopnost prstců i změnit způsob rozložení hmotnosti těla a míst nesoucích tuto hmotnost na chodidle. Dále ovlivňuje pozice kloubů v chodidle, kotníku, kolenu, kyčlích a páteři, výrazně zeslabuje pružinový efekt nožní klenby, čímž napomáhá k významnému omezení schopnosti nožní klenby tlumit nárazy (Howell 2012).

Základním předpokladem zdravotní nezávadnosti je výběr vhodně zvolené obuvi podle účelu, ke kterému byla vyrobena. Důležitá je stavba boty se správně zhotovenou stélkou, s volnou prostornou špicí a pevným opatkem. Taková obuv zajišťuje stabilitu nohy, její správné postavení a pevnost v bočním i předozadním směru. Podpatek volíme střední, neboť vysoké podpatky nejsou vhodné na trvalé nošení, vedou ke vzniku ploché nohy, podporují flekční postavení kolen a kyčlí, hyperlordózu bederní a vyvolávají i bolesti v zádech. Materiál by měl být lehký a poddajný, aby se bota přizpůsobila tvaru lidské nohy, a nikoli naopak (Anonymous, 2016).

1.7.1 Obuv na vysokém podpatku

Boty s vysokými podpatky nemění jen postavení chodidel, způsob chůze, ale také statiku těla. Dochází totiž k antevertzi pánve, čímž se zpravidla ještě akcentuje svalová dysbalance, zhoršuje se zakřivení páteře v sagitální rovině, postavení hlavy, a tím i dýchání. (Lewit 2005, s. 335).

Dle studií Srivastavy et al. (2012, s. 166-168) roste se zvyšující se výškou podpatku významnou měrou také EMG aktivita m. soleus a m. gastrocnemius kvůli zvýšené plantární flexi nohy. Na konci kroku nedochází k relaxaci těchto svalů, jako je tomu při chůzi naboso. Podle průzkumu ženy, nosící obuv s vysokými podpatky trpí na časté obtíže nohou a kloubů. Noha musí vyrovnávat všechny stres, který pohyb produkuje, jelikož chůze s vysokými podpatky činí základnu menší a nestabilní, zatímco těžiště se přesunuje na prstce, které jsou tak velkou námahou přetěžovány. To znesnadňuje noze plnění role tlumiče nárazů. Aby se tělo vyrovnalo s takovou zátěží na pohybový aparát, musí vynaložit více energie, aby vyvážilo všechny biomechanické změny.

Weitkunat (2016, s. 1-8) ve své studii prokázal, že u všech 23 účastnic ve věku 29 ± 6 let vedlo nošení vysokých podpatků ke zvýšení flexe kolena a kotníku. Zatímco některé účastnice reagovaly především prostřednictvím dolních končetin, jiné používaly jako kompenzační mechanismus posunu těžiště těla zvýšenou krční lordózu. To by mohlo vysvětlit různé bolesti v oblasti krční páteře, dolní části zad a kolen, jež jsou vidět u žen, které nosí vysoké podpatky často.

1.7.2 Minimalistická obuv

V poslední době se v běžecké komunitě stává velmi oblíbené minimalistické nebo i barefootové běhání, které se vyznačuje měkkým úderem přední části nohy a kratšími, rychlejšími kroky. Biomechanické studie ukázaly, že tyto vlastnosti běhu naboso mohou vést ke snížení počtu zranění, avšak při přechodu na minimalistický způsob běhu by měli běžci postupovat opatrně, aby se zabránilo akutním poraněním. Pokračující spor o účincích minimalistického běhu proti běhu v běžné obuvi a jeho vlivu na počet zranění však vyžaduje více výzkumů. Po provedení dalších studií může začlenění minimalistické obuvi sloužit jako nová metoda pro snížení zranění nejen u běžecké populace (Rixe et al. 2012, s. 160-165).

Zatímco minimalistické boty mohou mít vliv na biomechaniku běhu a na výskyt zranění, samotný termín „minimalistický“ se v současné době používá bez jakékoli

standardizace. Proto byl učiněn výzkum s 85 účastníky, s cílem dosáhnout shody o standardním rozlišení minimalistických běžeckých bot a rozvíjet a validovat stupnice, které by mohly být použity k určení stupně minimalismu obuvi. Výsledkem dotazovaných byl konsensus, že minimalistická obuv poskytuje minimální zásah do přirozeného pohybu nohy vzhledem ke své vysoké flexibilitě, nízkému sklonu paty vůči špičce, hmotnosti, výšce podrážky a absenci tlumících a stabilizačních mechanismů. Vlastnosti, které byly zahrnuty jako parametr pro určení stupně minimalismu byly hmotnost, pružnost, sklon paty ke špičce, výška podrážky a odpružení (Esculier et al. 2015, s. 42).

Obr. 6 Příklad minimalistické boty (dostupné z <http://minimalistrunningshoes.org/shoe-library/zemgear.php>)



1.7.3 Sportovní obuv

Studie Liebermana et al. (2010 s. 531-535), která se týkala tématu: Jak sportovní obuv mění náš běžecký styl, ověřila, že obuv ve velké míře mění způsob, jakým stojíme, chodíme, běháme a vnímáme podložku.

Tradiční běžecké boty jsou definovány jako obuv se sklonem pata - špička > 5 mm, s přidaným tlumícím polstrováním a umělou podporou klenby (Rixe et al. 2012).

Nedávné srovnávání rekreačních běžců, zvyklých běhat v běžecké obuvi, při testování běhu naboso a v obuvi potvrdilo, že moderní běžecká obuv má vliv na mechanickou funkci nohy, neboť brání přirozenému odpružení nohy tím, že snižuje práci muskulatury nohy a

chodidla. Byl zkoumán vliv běžecké obuvi na pohyb podélné klenby a intrinsic svalů nohy. Účastníci běželi na běžeckém pásu s botami a bez běžeckých bot. Byla zaznamenávána kinematika nohou a svalová aktivace za použití intramuskulární elektromyografie. Běžci vykazovali podstatně menší míru komprese klenby a jejího zpětného návratu při běhu s botami oproti běhu naboso. Při běhu v obuvi byla prokázána větší délka kroku i čas kontaktu nohy s podložkou. Zvýšená aktivace intrinsic svalů odpovídala snížení tlaku podélné klenby o 25%. Nicméně výsledky naznačují, že k těmto mechanickým změnám došlo spíše v důsledku zvýšené neuromuskulární aktivity, než poruchou kontroly, jak se dříve spekulovalo (Kelly 2016, s. 1-9).

Podle biomechaniky chodidla a tělesných predispozicí, jako jsou typ došlapu a typ chodidla, můžeme běžeckou obuv dále rozdělit na:

Neutrální obuv (tlumivá)

Tento typ bot klade důraz na poskytnutí maximálního odpružení, podrážka je tedy většinou měkčí, což pomáhá běžcům s méně pohyblivým chodidlem tlumit dopad. Je určena pro běžce s vyšší klenbou, neutrálním nášlapem bez nadměrné pronace, s efektivní biomechanikou nohy (kde patří i mírná supinace) a obecně pro jednotlivce s lehčí stavbou těla. Boty jsou méně stabilní, s minimem speciálních komponent určených ke stabilizaci chodidla a klenby při došlapu na zem. Jsou často využívány na rychlé a intenzivní tréninky, nebo i jako závodní běžecké boty (dostupné z: <http://behame.cz/114/typy-bezeckych-bot/>).

Obuv s oporou (též stabilní obuv)

Obvykle disponuje specifickou formou struktury na podporu nohy, kotníku a klenby v kombinaci s tlumením a odolností. Je vhodná pro běžce s mírnou až střední pronací (dostupné z: <http://behame.cz/114/typy-bezeckych-bot/>).

Obuv s kontrolou pronace

Je primárně určena pro běžce s nadměrnou pronací, která je obecně spojována s výskytem některých běžeckých zranění. Poskytuje zvýšenou ochranu a lepší tlumení nárazů s cílem omezit extrémní vnitřní naklánění chodidla a kotníku. Tento typ bot je většinou těžší, podrážka je velmi tuhá a nabízí maximální podporu vnitřní straně nohy. Kromě běžců s nadměrnou pronací se tento typ doporučuje i pro těžší běžce, vyžadující vysokou odolnost boty a zejména pak běžce s plochou nohou (dostupné z: <http://behame.cz/114/typy-bezeckych-bot/>).

Míru odpružení / tlumení můžeme rozdělit na:

- maximální - vysoká mezipodešev pro maximální tlumení nárazů
- střední - normální mezipodešev pro rovnováhu mezi citlivostí a odpružením
- výkonnostní / závodní - nízká mezipodešev pro větší citlivost a maximální rychlost (dostupné z www.runningpro.cz/vse-o-behani/bezecke-boty-typy/).

Do roku 2007 běžecké časopisy a výrobci běžeckých bot věřili, že by plantogram mohl být použit jako základní východisko při výběru individuálního typu běžeckých bot. Studie zkoumaly účinek výběru běžecké boty pouze na základě tvaru chodidla ve statickém zatížení. U jedinců s vysokou klenbou se předpokládalo, že mají rigidní či nepružné nohy, které dopadají na zem s větší silou a neprouží dostatečně. Tito byli odkazováni na odpružené boty, které podle všeho měly zvyšovat tlumení nárazů tím, že poskytují větší pronaci a změkčují dopad na zem. U jedinců s tvarem chodidla, který značil nízkou klenbu, se předpokládalo, že mají větší mobilitu zadonoží a středonoží, která dovolovala, aby se noha nadměrně pronovala během oporné fáze běhu. Proto jim byly doporučeny boty s kontrolou pronace, jelikož se předpokládalo, že by mohly omezovat nadměrný pohyb nohou. U jedinců s normální výškou klenby se předpokládalo, že došlapují na zem s menší silou a budou mít odpovídající míru pronace. Stabilní boty, které mají vlastnosti mírného odpružení i řízení pronačního pohybu, pak byly doporučeny pro tyto jedince. Z výsledků studie však vyplynulo, že výběr běžecké boty na základě typu nožní klenby nesnížil počet zranění. Pozorování účastníků v průběhu studií ukázalo, že existuje tak velké množství různých velikostí a tvarů nohy, že není pravděpodobné, aby se sportovní bota jednoduše přizpůsobila takovému množství různých typů nohou, se kterými se dá setkat. Pozornost by měla být věnována zajištění alespoň takového výběru bot, které poskytují široký sortiment délek a šířek (Knapik 2014, s. 805-812).

DISKUZE

Během systematicky zkoumaných studií, zabývajících se rozdíly v chůzi v běžné obuvi a naboso bylo často zdůrazněno, jak se navzájem odlišují a taktéž jak reaguje člověk, zvyklý na obuv, když má chodit naboso. Bylo zjištěno, že dlouhodobé užívání obuvi má za následek anatomické a funkční změny, včetně snížení šířky nohy a rozšiřující se přední části při zatížení, způsobené pravděpodobně v důsledku omezení nohy konstrukcí boty. Chůze v obuvi je spojena se zvýšením délky kroku a větší dorsiflexí při kontaktu se zemí. Lehčí a pružnější obuv zřejmě snižuje rozdíly v kinematice chůze v obuvi a naboso. Při chůzi naboso je prokázána menší intenzita nárazu a rovnoměrnější rozložení tlaku napříč nohou, čehož je dosaženo díky většímu kontaktu povrchové plochy během kladení nohy na podložku. Ovšem ohledně chůze naboso u starší populace (50+), kde problémy nohou a chůze převládají, bylo doposud provedeno jen velmi málo výzkumů. Proto je nutné hlubší vyšetřování i této populace, abychom určili dopad chůze naboso v průběhu celé délky života a nejen u často zkoumaných běžců a sportovců (Franklin et al. 2015, s. 230-239).

Výzkum s 15 běžci naznačil potenciální okamžité biomechanické výhody minimalistické obuvi v porovnání s tradičními, odpruženými botami. Ve srovnání s botami, bylo jak bosé, tak minimalistické běhání efektivnější u běžců s tendencí k dopadu na středonoží nebo předonoží a současně byla zjištěna kratší doba kontaktu nohy s podložkou. Minimalistické boty se těsně přibližovaly běhu naboso. Pokud se jedná o vliv běhu na biomechaniku, minimalistická obuv může zlepšit efektivitu běhu a výkonnost u některých běžců (Gillinov 2015, s. 256-260).

Běžci mají tendenci dopadat na předonoží, když běží naboso oproti běhu v klasické běžecké obuvi. Kvůli nezvládnuté technice běhu naboso se však mezi začátečníky objevuje řada nových běžeckých zranění, souvisejících s bosým během. Cílem nedávné studie bylo analyzovat vliv tří běžeckých podmínek (přirozený běh naboso, běh naboso se záměrným dopadem na zadonoží a běh v běžecké obuvi) u běžců, jež jsou zvyklí běhat v běžecké obuvi s došlapem na zadonoží. Pouze 68 % běžců, zvyklých na zadonožní došlap, si při přechodu na bosý běh osvojilo jiný způsob došlapu. Běh naboso vedl ke snížení aktivity m. tibialis anterior, jakož i ke zvýšení aktivity m. gastrocnemius ve srovnání s během se záměrným dopadem na zadonoží a během v klasické běžecké obuvi. 32 % běžců při prvních pokusech o běh naboso došlapovalo na zadonoží, což se vyznačuje větší intenzitou nárazu. Tento faktor pak vede k potenciálně vyššímu riziku zranění ve srovnání s během v běžecké obuvi (Lucas-Cuevas et al. 2016, s. 1-8).

Většina studií tvrdí, že běh v minimalistické obuvi má za následek nižší fyziologické náklady na energii než běh v konvenční obuvi, pravděpodobně kvůli nižší hmotnosti minimalistické boty. Intenzita nárazu při dopadu nohy na zem je obecně vyšší v konvenční obuvi, aby bylo chodidlo schopno i přes polstrování snížený kontakt se zemí vnímat. Studie ukazují, že např. únavové zlomeniny i celkový výskyt zranění jsou vyšší během prvních 10-12 týdnů přechodu na minimalistický typ obuvi. Pro definování míry úrazovosti jsou však potřebné dlouhodobější studie, ve kterých by už byli běžci plně adaptováni na minimalistické boty (Knapik 2016, s. 89-96).

Článek, zkoumající historické údaje o míře úrazovosti v atletické obuvi, pojednával o úvaze, zda výběr běžecké obuvi, založený na výšce nožní klenby, ovlivní výskyt běžeckých zranění. Poranění související s během je přitom definováno jako jakákoliv muskuloskeletální nemoc dolní končetiny nebo zad způsobená běháním, která omezuje běhání po dobu nejméně 1 týdne. Od roku 1980 do roku 2000 výrobci běžecké obuv inzerovali specializované boty s kontrolou pronace, stabilní boty a odpružené boty, určené pro jednotlivce s nízkými, normálními a vysokými typy klenby. V roce 1982 tak rekruti americké armády, letectva a námořní pěchoty přešli z tréninku v kanadách na trénink v běžecké obuvi kvůli přesvědčení, že boty jsou příčinou zranění a že specializované běžecké boty míru zranění sníží. Přestože marketing tvrdil opak, biomechanické studie ukázaly, že souvislosti mezi výškou klenby, pohyblivostí nožních kloubů a pohybem zadonoží jsou mnohem složitější. Srovnání četnosti výskytu zranění před a po přechodu na běžecké boty totiž neukázalo prakticky žádný rozdíl (Knapik 2015, s. 102-8).

Studie Mündermanna et al. (2011, s. 1939-1945) došla k závěru, že běžec intuitivně, pomocí svého vlastního měřítka pohodlí, vybere takovou botu, která mu umožňuje pohybovat se jeho obvyklým způsobem. Testovací skupině 106 vojáků bylo poskytnuto šest různých druhů vložek (jiné s ohledem na klenbu, tvar paty, materiál a elasticitu), aby posoudili jejich pohodlí. Potom tato skupina dostala dle jejich výběru nejpohodlnější vložky a používala je další 4 měsíce. Byla stanovena frekvence zranění pro testovací skupinu a stejně početnou kontrolní skupinu, zatímco byly obě vystaveny stejnému vojenskému výcviku. Výsledkem bylo, že šesti různými druhy vložek, se stejnou četností vybráno 5 jako nejpohodlnějších. Testovací skupina měla o 53 % méně zranění dolních končetin, než kontrolní skupina. Přitom jediným kritériem výběru pro vložky byl individuální pocit pohodlí. Zdá se tedy, že komfort vložky je důležitým faktorem pro eliminaci výskytu zranění, souvisejících s pohybem dolních končetin.

S ohledem na výše uvedenou studii, Nigg (2015, s. 1290-1294) navrhuje, aby předchozí kritéria výběru, kterými bylo odpružení a míra pronace, byly nahrazeny dvěma novými podmínkami, jakými jsou přirozený způsob pohybu a měřítko pohodlí. Oba navrhované vzory potřebují rozsáhlý výzkum s ohledem na zpřesnění definice, další ověření a kvantifikace. Nicméně to nasvědčuje, že se může opět o kousek zlepšit vzhled na mechanismy běžeckého výkonu a zranění.

Systematická rešerše výzkumů zjistila velmi omezené důkazy o vlivu pronačního postavení nohy, jakožto rizikového faktoru pro výskyt tibiálního syndromu (bolestivosti holeně časté u běžců) a patelofemorální bolesti. Vyhodnocení statického postavení nohou by mělo být zahrnuto do multifaktoriálního posouzení jen jako součást profilu potenciálních rizik zranění. Jsou však nutné další studie ohledně souvislostí s dynamickou funkcí nohy (Neal et al. 2014, s. 55).

Rok trvající rozsáhlá kohortová studie u začínajících běžců, používajících odpružené boty, zpochybnila dřívější přesvědčení, že pronované postavení nohy je rizikovým faktorem pro vznik zranění u začínajících běžců, kteří běhají v odpružených botách namísto bot s kontrolou pronace. Naprostá většina typů nohy totiž utrpí podobná zranění po 250 kilometrech běhu. Počet úrazů na 1000 km běhu byl dokonce nižší mezi lidmi s pronovaným chodidlem než mezi lidmi s chodidly neutrálními. Pronace nohy tedy může být zamítnuta jako rizikový faktor pro běžecké úrazy mezi zdravými začínajícími běžci, nosícími odpruženou botu. Začínající běžci by proto měli vzít v úvahu jiné rizikové faktory, než je postavení nohy, aby se zabránilo běžeckým úrazům (Nielsen et al. 2014, s. 440-447).

Dle dřívější studie Nielsena et al. (2013, s. 196-225), která rok zkoumala 930 začínajících běžců, se má za to, že větší vliv na výskyt zranění, než je postavení nohy, má styl tréninku, BMI ($>30 \text{ kg/m}^2$, (zatímco BMI $<20 \text{ kg/m}^2$ bylo protektivní), věk mezi 45 a 65 lety, nesoutěžní chování a předchozí zranění, nesouvisející s během.

Jiná randomizovaná kontrolovaná studie zkoumala, jestli využití běžecké boty s kontrolou pronace mění riziko zranění u rekreačních běžců ve srovnání s odpruženými botami, a jestli tento vliv závisí na morfologii nohy. 372 rekreačních běžců obdrželo buď běžecké boty s kontrolou pronace, nebo odpruženou verzi a byli sledováni po dobu 6 měsíců, pokud šlo o běžecké aktivity a zranění. Rozvrstvená analýza byla provedena za účelem zhodnocení účinku kontroly pronace u běžce se supinovaným, neutrálním a pronovaným postavením nohy. Celkové riziko zranění bylo nižší mezi účastníky, kteří obdrželi boty s kontrolou pronace ve srovnání s těmi, kteří měli odpružené boty. Tento pozitivní efekt byl pozorován pouze ve skupině běžců s pronovaným postavením nohou a nebyl žádný rozdíl u

běžců s neutrálním nebo supinovaným postavením nohou. Běžci s pronačním postavením měli za použití odpružené boty vyšší riziko zranění ve srovnání s běžci s neutrálním postavením nohy (Malisoux et al. 2016, s. 481-487). Vzhledem k tomu, že existuje jen omezené množství studií, které by vyšetřovaly vztah mezi morfologií nohy a rizikem zranění, je zapotřebí dalších výzkumů, které by vyjasnily tento rozpor a dosáhly konečného závěru.

Běh naboso podporuje došlap na předonoží, který je spojen s menší silou nárazu a kratší délkou kroku. Studie Altman et al. (2012, s. 244-250) prokázala snížení úrazů u obutých běžců s došlapem na předonoží ve srovnání s běžci, kteří došlapovali na zadonoží. Kromě došlapu na přední část, běh naboso také poskytuje běžci zvýšenou senzoricou zpětnou vazbu od kontaktu nohy se zemí, jakož i zvýšenou schopnost absorpce energie v klenbě. Minimalistická obuv je proto používána pro napodobení běhu naboso.

Minimalistické boty získaly v poslední době na popularitě také proto, že se předpokládá, že posilují svaly nohou a nožní klenby, což může pomoci předcházet plochonoží i zranění dolních končetin. Avšak předchozí studie přinesly jen omezené informace, dokládající vztah mezi změnami ve velikosti svalů a přechodem na minimalistickou obuv. Proto účelem studie Chen et al. (2016, s. 8-13) bylo ověřit účinky minimalistické obuvi na velikost intrinsic a extrinsic svalů nohy u běžců, zvyklých doposud běhat v běžné běžecké obuvi. Účastníci studie, kteří absolvovali testování s minimalistickými botami, se museli zúčastnit tréninkového programu, který jim umožnil adaptovat se na tento typ obuvi. Měřil se objem intrinsic a extrinsic svalů nohy před a po programu pomocí magnetické rezonance u testovací skupiny běžců v minimalistických botách a kontrolní skupiny, která trénovala stejně, ale v tradičních běžeckých botách. Výsledky MR na konci prokázaly, že běžci v testovací skupině po šestiměsíčním programu vykazovali podstatně větší objem extrinsic i intrinsic svalů po přechodu na minimalistickou obuv. Změny v objemu svalové hmoty byly spojeny s adaptací běžce na minimalistické boty. Svaly nohy a chodidla u běžců v kontrolní skupině, která používala nadále běžnou obuv, zůstaly beze změny.

Účelem studie Fuller et al. (2016, s. 1740-1745) bylo zjistit, zda minimalistické boty časově zlepšují výkon trénovaných běžců na dálku a zda změny ekonomiky běhu, hmotnosti boty, délky a frekvence kroku mají vliv na rozdíly ve výkonnosti. Dvacet šest trénovaných běžců běželo tři šestiminutové submaximální běhy na běžícím páse rychlostí 11, 13 a 15 km/h v minimalistických i běžných botách a poté běželi 5 km na čas. V minimalistických botách běžci uběhli 5 km v kratším čase, při submaximálním běhu běželi ekonomičtěji, zkrátily délku kroku a zvýšili frekvenci kroku. Časové zlepšení bylo spojeno se zlepšením ekonomiky běhu

v rychlosti 15 km/h, přičemž 79% zlepšení ekonomiky připadalo na sníženou hmotnost boty. Výsledky naznačují, že běh v minimalistických botách zlepšil ekonomiku při běhu na 5 km.

Determinanty běžeckého výkonu jsou fyziologické faktory, které zahrnují množství maximální spotřeby kyslíku (VO₂ max), laktátový práh a ekonomiku běhu. Biomechanika běhu čítá různé proměnné, jež jsou rozhodujícím faktorem pro běžeckou ekonomiku. Mezi vnitřní faktory, které pozitivně ovlivňují ekonomiku běhu se řadí svobodně zvolená délka kroku, nižší těžiště vertikální oscilace, ostřejší kolenní úhel při švihy, menší rozsah pohybu, ale větší úhlová rychlost plantární flexe při odrazu ze špičky, menší amplituda pohybu paže, rychlejší rotace ramen v transverzální rovině a účinné využívání uložené elastické energie. Mezi vnější faktory, spojené s lepší ekonomikou běhu, patří spolehlivý a poddajný kontakt obuvi a povrchu, po kterém se noha pohybuje, což zajišťuje bosý běh nebo lehké minimalistické boty. Biomechanika běhu při kontaktu se zemí hraje důležitou roli, zejména v průběhu odrazu. Proto tato fáze má nejsilnější vliv na ekonomiku běhu (Moore et al. 2016, s. 793–807).

Worobets et al. (2014, s. 147–153 in Moore et al. 2016, s. 793-807) tvrdí, že měkkí bota, která je více poddajná, ztrácí méně energie při dopadu a vylepšuje tak ekonomiku běhu.

Boty s vysokou elasticitou ohybu na předonoží mohou zvýšit sílu odrazu a snížit dobu kontaktu nohy s povrchem, což může také zlepšit ekonomiku běhu. Nicméně nebyly shromážděny žádné údaje, týkající se VO₂ max v průběhu studia, takže přímé asociace nelze provést. Je však pravděpodobné, že střední úroveň tlumení, která vrací elastickou energii, je prospěšná pro ekonomiku běhu ve srovnání s botami, jejichž odpružení je až příliš měkké nebo naopak příliš tvrdé (Chen et al. 2014, s. 163-172).

Obuv nebo její absence tedy ovlivňuje biomechaniku běhu. Ve srovnání s během v obuvi, běh naboso může zkrátit čas kontaktu nohy s podložkou a taktéž délku kroku (Franz et al. 2012, 1519-1525).

Na základě zjištění několika výše uvedených skutečností se dá říci, že citlivé využití běhu naboso může být přínosné pro ekonomiku běhu, a to zejména pokud se provádí na středně měkkém povrchu. Ovšem účinek individuální adaptace běhu naboso v důsledku krátkodobé a dlouhodobé expozice, který má vliv na ekonomiku běhu a běžeckou biomechaniku je v současné době neznámý (Moore 2016, s. 793-807).

Hlavní rolí boty je zmírnit dopad nohy na zem přidáním tlumícího materiálu. Šlachy, vazivo a svaly dolních končetin shromažďují elastickou energii v průběhu došlapu a při odrazu ji zase uvolňují zpět, čímž pomáhají posunout těžiště těla výš a dopředu. To může být použito efektivněji při pohybu naboso a při došlapu na předonoží. Vzhledem k tomu, že

při pohybu v obuvi dochází k tlumení došlapu a dopadu na zadonoží, může to vysvětlit nižší účinnost pohybu v obuvi (Divert et al. 2008, s. 512-518).

Během oporné fáze běhu naboso byla zjištěna významně vyšší pevnost nohou oproti běhu v obuvi (De Wit, Clercq, Aerts 2000, s. 269-278).

S ohledem na riziko zranění, bylo prokázáno, že nároky na lýtkové svalstvo (m. gastrocnemius a m. soleus) a Achillovu šlachu jsou zvýšeny u běžeckého stylu, který se vyznačuje dopadem pouze na předonoží nebo prsty (Perl et al., 2012, 1335-1343).

Kinematické analýzy kolene a kotníku ukazují, že běh s došlapem na předonoží a prsty vyžaduje zpevněnější nohu, než když se běhá přes patu nebo střed nohy. Běžci, kteří běží pouze přes prsty tak kladou větší nároky na plantární flexory, Achillovu šlachu a hlavičky metatarsů. Tento vyhraněný způsob došlapu by proto u rekreačních běžců měl být zařazen jen se zvýšenou opatrností. Toto zjištění dokazuje důležitost výběru způsobu došlapu v oblasti výzkumu bosého běhu a podporuje používání čtyř způsobů došlapu ke kategorizaci běžeckých stylů (Nunns 2013, s. 2603–2610).

Při běhu naboso bylo zjištěno, že je noha kladena více rovnoměrně a snižuje se tak reakční síla podložky ve srovnání s během v obuvi. Cílem studie Chambon et al. (2014, s. 58-63) bylo zjistit, jak tloušťka mezipodešve (0 mm, 2 mm, 4 mm, 8 mm, 16 mm), tedy střední části podrážky sloužící k absorpci nárazů, ovlivňuje způsob běhu. Doba kontaktu s podložkou se s tloušťkou mezipodešve zvyšovala. Nicméně žádný významný efekt tloušťky podešve, který by měl vliv i na reaktivní sílu a tibiální akceleraci, nebyl pozorován. Bosý běh ve srovnání s během v obuvi působí větší plantární flexi kotníku během došlapu, vyšší dorsiflexi kotníku a nižší flexi kolen během stojné fáze. Tyto změny zřejmě vysvětlují absenci vlivu na RGF a tibiální akceleraci. Tato studie ukázala, že přítomnost i velmi tenké podrážky byla dostatečná, aby významně ovlivnila způsob běhu.

Studie Squadrone et al. (2009, s. 6-13) potvrzuje výše uvedené skutečnosti. Ve srovnání se standardní obuví, při běhu naboso atleti dopadali na zem s větší plantiflexí v kotníku. To způsobilo nižší sílu nárazu a změnu v kinematice kroku. Zejména byla pozorována podstatně kratší délka a frekvence kroku a taktéž doba kontaktu s podložkou. V porovnání se standardní obuví, u pětiprsté obuvi byla maximální spotřeba kyslíku i maximální reakční síla podložky významně nižší. Pětiprstý model se tak zdá být efektivní imitací podmínek bosého obutí, zatímco poskytuje alespoň malé množství ochrany

Cílem studie Dos Santos et al. (2016, s. 369-373) bylo porovnat bezprostřední účinky tří běžeckých technik na kinematiku kotníku, kolena, kyčle a trupu a na vnímané pohodlí u zdravých běžců. Techniky byly následující: došlap na předonoží, zvýšení počtu

kroků o 10% a náklon trupu dopředu. 31 zdravých běžců se zúčastnilo testování na běžícím pásu. Při prvotním kontaktu nohy s podložkou způsobil dopad na předonoží zvýšení plantární flexe a zevní rotace kolene a snížení kolenní flexe a valgozity. V průběhu oporné fáze tento styl došlapu zvýšil maximální zevní rotaci kolene a menší průměrnou a maximální extenzi a flexi kolenní. Desetiprocentní nárůst počtu kroků měl za následek menší flexi kyčle při prvotním kontaktu s podložkou. Během oporné fáze tato metoda ukázala menší průměrnou a maximální flexi kolene, snížení maximální extenze, varozity kolene, flexe kyčle a addukce kyčle. V prvotním kontaktu během oporné fáze způsobil náklon trupu větší valgozitu kolene a flexi kyčle. Přirozený způsob běhu (bez určování došlapu, zvyšování frekvence kroků a cíleného náklonu) byl shledán nejpohodlnější technikou. Tyto modifikace ukázaly různé změny kinematiky dolní končetiny, které by mohly pomoci snížit riziko zranění kolene. Toto poznání je klinicky relevantní, protože může být používáno k vhodnějšímu stanovení techniky v programech prevence a rehabilitace.

Dřívější studie prokázaly významnou redukci kloubního přetěžování během lokomoce u starších žen s gonartrózou po krátkodobém užívání minimalistických bot. První randomizovaná studie pro posouzení dlouhodobého účinku minimalistické obuvi na klinické a funkční aspekty a biomechaniku chůze u starších žen s gonartrózou pozorovala 56 žen mezi 60–80 lety s gonartrózou druhého a třetího stupně, přičemž testovaná polovina nosila po dobu 6 měsíců nejméně 6 hodin denně minimalistickou obuv a kontrolní skupina obuv běžnou. Výsledky byly vyhodnocovány fyzioterapeuty, kteří rozložení skupiny neznali. Bylo zjištěno, že minimalistická obuv poskytla pacientkám s gonartrózou úlevu od bolesti, zmenšila valgozitu kolen při chůzi a zlepšila funkci kloubů, takže může být považována za levnou a dostupnou volbu pro konzervativní léčbu tohoto onemocnění (Trombini-Souza et al. 2012, s. 121).

Rovnováha a vzorce chůze se mění po celou dobu života a jsou ovlivněny různými vnitřními i vnějšími faktory. V pozdějším věku vnitřní změny zahrnují také degenerativní procesy neuromuskulárního systému a zhoršení posturální stability, což má za následek přechod k širšímu postoji a chůzi o rozšířené opěrné bázi, s delším kontaktem se zemí, kratšími kroky a plošší podporou nohy. Vnější faktorem, který ovlivňuje způsob chůze a rovnováhu, je výběr obuvi. Několik studií už zkoumalo, jaký druh obuvi starší lidé normálně nosí a které typy jsou spojeny s vysokou mírou pádu, ale málo je známo o účincích minimalistické obuvi u starší populace. Výhody minimální podpory u obuvi (méně polstrování a nižší hmotnost, větší flexibilita) pro zachování a rozvoj přirozeného způsobu běhu byly široce rozebírány u mladší dospělé populace.

Hlavním účelem studie Broscheid, Zech (2016, s. 435-437) bylo zkoumat účinky minimalistických bot na chůzi a rovnováhu u starších dospělých. Dvacet osm zdravých, soběstačných a fyzicky aktivních dospělých (průměrný věk $66 \pm 6,4$, rozpětí 52 - 76) bylo testováno v náhodném a vyváženém pořadí: naboso, v minimalistické a standardní polstrované obuvi, zatímco byl prováděn test rovnováhy a analýza chůze na běžeckém pásu s tlakovou platformou (Zebris). Byly analyzovány průměrné údaje a proměnlivost koeficientů maximálního vertikálního nárazu a GRF, délky kroku, trvání kroku, stojné fáze a tempa všech fází krokového cyklu během 30 sekund chůze na běžícím pásu. Rozdíly v závislých proměnných obuvi byly stanoveny za použití smíšených modelů. Všechny modely byly upraveny pro věk, pohlaví a stranu nohy. Poté byla ještě provedena následná zkouška ke zjištění rozdílů mezi těmito třemi typy obuvi. Posturální stabilita byla výrazně menší v minimalistické botě a naboso oproti standardní obuvi. Parametry chůze se různě adaptovaly v závislosti na změně opory. Maximální GRF při nárazu chodidla a během propulsní fáze byla nejvyšší u minimalistické obuvi a nejnižší u chůze naboso. Ve všech ostatních parametrech chůze byly pozorovány největší rozdíly mezi bosou chůzí a chůzí ve standardní obuvi. Při chůzi naboso měli účastníci významně kratší délku kroku, trvání kroku a stojné fáze a rychlejší tempo než se standardními botami. Minimalistické boty taktéž významně snížily trvání kroku, stojnou fázi i tempo, ale neměly žádný vliv na délku kroku. Opakovaná měření koeficientů variability chůze ukázala, že GRF se významně mění během chůze naboso, než je tomu u běžných bot. Chůze s minimalistickými botami také výrazně zvýšila proměnlivost v trvání kroku, tempu a stojné fázi. Rozdíly mezi všemi typy obuvi pozorované v této studii, mohou být způsobeny v důsledku pocitů nestability nebo váhavosti při chůzi bez standardní obuvi. Nedostatek návyku na minimalistické boty a chůzi naboso obecně, by mohl vysvětlit větší rozptyl v proměnných během chůze za těchto podmínek.

ZÁVĚR

Boty jsou nezbytné, aby ochránily naše nohy před nepříznivými vnějšími vlivy spojenými jak s výkyvy počasí, tak nástrahami terénu. Nevhodně zvolená obuv, ať ze strany velikosti, typu nebo účelu, může mít negativní vliv na stav našich nohou, celkové postury i, díky řetězení, vyšších etází těla. Při vývoji minimalistické obuvi, které jsou praktickou simulací pohybu naboso, čímž se dostávají do rozporu s hlavním účelem bot, je patrný marketingový záměr firmem, které si nemohou dovolit prodávat bosou nohu, takže hned druhá nejlepší věc, jakou mohli udělat, je vyvíjet obuv, která nejlépe simuluje to, co už všichni máme. I jednorázové použití barefootové nebo minimalistické obuvi ovlivňuje navyklé vzory chůze a má větší nároky na posturální kontrolu, takže by minimalistické boty měly být používány pozvolna a opatrně, zejména tam, kde je dostatečná podpora podložky. Změny v biomechanice běhu vzhledem k rozdílným typům obuvi byly široce prokázány ve studiích u mladých jedinců, ale použití u starší populace a nižších rychlostí značně omezuje srovnatelnost s předchozími studiemi.

Pro starší dospělé nemusí být vhodný náhlý přechod ze standardních stabilních bot až na boty minimalistické nebo dokonce bosou chůzi pro každodenní lokomoci. Nicméně, pravidelné používání minimalistické obuvi může časem zlepšit posturální stabilitu, lokomoční schopnosti i stav svalů dolních končetin, přílehlých kloubů a ligament. V bezpečném prostředí by tedy tyto boty mohly být levným a jednoduchým způsobem, jak trénovat senzomotorickou stimulaci a dlouhodobě tak snížit rizika pádů a zranění spojených jak s během, tak chůzí. K potvrzení této hypotézy jsou však nutné další studie.

REFERENČNÍ SEZNAM

ALTMAN, A.R., DAVIS I.S. (2012). Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. *Current sports medicine reports*, 11(5), 244-50. ISSN 1537-890x.

Anonymous. Běháme.cz. [online]. 17. 7. 2008 [cit. 2016-02-23]. Dostupné z: <http://behame.cz/114/typy-bezeckych-bot/>.

BROSCHEID, K. Ch., ZECH, A. (2016). Influence of Barefoot, Minimalist, and Standard Footwear Conditions on Gait and Balance in Healthy Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 435-437. ISSN 00028614.

ČÁPOVÁ, J. (2008). *Terapeutický koncept, bazální programy a podprogramy*. Ostrava: Repronis. ISBN 978-80-7329-180-8.

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. (2011). Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-3817-8.

DE WIT, B., DE CLERCQ D., AERTS, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, 33(3), 269-278. ISSN 00219290.

DIVERT, C., et al. (2008). Barefoot-Shod Running Differences: Shoe or Mass Effect? *International Journal of Sports Medicine*, 29(6), 512-518. ISSN 0172-4622.

DOS SANTOS, A., et al. (2016). The Effects of Forefoot Striking, Increasing Step Rate, and Forward Trunk Lean Running on Trunk and Lower Limb Kinematics and Comfort. *International Journal of Sports Medicine*, 37(05), 369-373. ISSN 0172-4622.

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

ESCULIER, JF., et al. (2015). A consensus definition and rating scale for minimalist shoes. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(1). ISSN 1757-1146.

FRANKLIN, S., et al. (2015). Barefoot vs. common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture*, 42(3), 230-239. ISSN 0966-6362.

FRANZ, J. R., WIERZBINSKI C.M., KRAM R. (2012). Metabolic Cost of Running Barefoot versus Shod. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(8), 1519-1525. ISSN 0195-9131.

FULLER, J.T., et al. (2016). Effects of a minimalist shoe on running economy and 5-km running performance. *Journal of sports science*, 34(18), 1740-5. ISSN 0264-0414.

GALLO, Jiří. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2486-6.

GILLINOV, S. M., et al. (2015). Effect of Minimalist Footwear on Running Efficiency: A Randomized Crossover Trial. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 7(3), 256-260. ISSN 1941-7381.

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

HALADOVÁ, Eva. (2007). *Léčebná tělesná výchova: cvičení*. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 978-80-7013-460-3.

HESPANHOL, L. C., VAN MECHELEN, W., VERHAGEN, E. (2016) Risk Factors for Running-Related Injuries in Trailrunners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48, 876. ISSN 0195-9131.

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

CHAMBON, N., et al. (2014). Is midsole thickness a key parameter for the running pattern? *Gait & Posture*, 40(1), 58-63. ISSN 09666362.

CHEN, CH., et al. (2014). Effects of forefoot bending elasticity of running shoes on gait and running performance. *Human Movement Science*, 38, 163-172. ISSN 01679457.

CHEN, T.L., et al., (2016). Effects of training in minimalist shoes on the intrinsic and extrinsic foot muscle volume. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 36, 8-13. ISSN 02680033.

JANDA, Vladimír. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-0722-8.

KAPANDJI, I. (2002). *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 5th ed. New York: Churchill Livingstone. ISBN 044-30-361-87-2.

KELLY, L. A., et al. (2016) Shoes alter the spring-like function of the human foot during running. *Journal of The Royal Society Interface*, 13(119). ISSN 1742-5689.

KNAPIK, J.J., et al. (2014). Injury-Reduction Effectiveness of Prescribing Running Shoes on the Basis of Foot Arch Height: Summary of Military Investigations. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(10), 805-812. ISSN 0190-6011.

KNAPIK, J.J., et al. (2015). Injuries and Footwear (Part 1): Athletic Shoe History and Injuries in Relation to Foot Arch Height and Training in Boots. *Journal of special operations medicine*. 15(4), 102-8.

KNAPIK, J.J., et al. (2016). Injuries And Footwear (Part 2): Minimalist Running Shoes. *Journal of special operations medicine*. 16(1), 89-96.

KOLÁŘ, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

Kintec [online]. 10. 2. 2016 [cit. 2016-02-13]. Dostupné z: <http://www.kintec.net/blog/the-run-centre-4-point-run-analysis/>.

LOHMAN, E. B., Lermagazine [online]. 12. 9. 2012 [cit. 2016-03-16]. Dostupné z: <http://lermagazine.com/article/effects-of-minimalist-shoes-on-running-gait>.

LEWIT, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně. ISBN 80-86645-04-5.

LIEBERMAN, D. E., et al. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531-535. ISSN 0028-0836.

LIPPERT, Lynn. (2006). *Clinical kinesiology and anatomy*. 4th ed. Philadelphia: F.A. Davis. ISBN 978-080-3612-433.

LUCAS-CUEVAS, A.G., et al., (2016). Initiating running barefoot: Effects on muscle activation and impact accelerations in habitually rearfoot shod runners. *European Journal of Sport Science*, 26, 1-8. ISSN 1533-4287.

MALISOUX, L., et al. (2016). Injury risk in runners using standard or motion control shoes: a randomised controlled trial with participant and assessor blinding. *British Journal of Sports Medicine*, 50(8), 481-487. ISSN 0306-3674.

MAŇÁK, P., WONDRÁK, E. (2002). *Traumatologie repetitorium pro studující lékařství*. Olomouc: Univerzita Palackého Olomouc. ISBN: 978-80-2441-009-8.

MEARDON, S., KLUSENDORF, A., KERNOZEK, T. (2016). Influence of injury on dynamic postural control in runners. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11 (3), 366–377.

Minimalist running shoes [online]. 25. 6. 2016 [cit. 2016-06-27]. Dostupné z: <http://minimalistrunningshoes.org/shoe-library/zemgear.php>.

MOORE, I.S. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports medicine (Auckland N.Z)*, 46(6), 793-807. ISSN 0112-1642.

MÜNDERMANN, A., STEFANYSHYN, D.J., NIGG B.M. (2001). Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine and science in sports exercise*, 33(11), 1939-45.

NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. (c2009). *Přehled anatomie. 2., dopl. a přeprac. vyd.* Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-612-0.

NEAL, B.S., et al. (2014). Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of foot and ankle research*, 7(1), 55. ISSN 1757-1146.

NIELSEN, R.O., et al. (2013). Predictors of Running-Related Injuries Among 930 Novice Runners A 1-Year Prospective Follow-up Study. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 1(1). ISSN 2325-9671.

NIELSEN, R.O., et al. (2014). Foot pronation is not associated with increased injury risk in novice runners wearing a neutral shoe: a 1-year prospective cohort study. *British journal of sports medicine*, 48, 440-47. ISSN 0306-3674.

NIGG, B.M., et al. (2003). The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 569-575. ISSN 00219290.

NUNNS, M., et al. (2013). Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities. *Journal of Biomechanics*, 2013, 46(15), 2603-2610. ISSN 00219290.

Ortopedica. [online]. 7.3.2016 [cit. 2016-05-07]. Dostupné z: <http://www.ortopedica.cz/ploche-nohy/>.

PERL, D. P., et al. (2012). Effects of Footwear and Strike Type on Running Economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(7), 1335- 1343. ISSN 0195-9131.

PFEIFFER, Jan. (2007). *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi.* Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1135-5.

RIXE, J.A., GALLO, R.A., SILVIS M.L. (2012). The barefoot debate: can minimalist shoes reduce running – related injuries. *Current sports medicine reports*, 11(3), 160-5. ISSN 1537-890x.

Runningpro [online]. 10. 2. 2015 [cit. 2016-02-23]. Dostupné z: <http://www.runningpro.cz/vse-o-behani/bezecke-boty-typy/>.

SQUADRONE, R., GALLOZZI, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 49(1), 6-13. ISSN 0022-4707.

SRIVASTAVA, A., et al. (2012). Electromyography analysis of high heel walking. *International journal of electronics & communication technology*, 3 (1), 166-168. ISSN 2230-7109.

TENFORDE, A.S., YIN, A., HUNT, K.J. (2016). Foot and Ankle Injuries in Runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 27(1), 121-37. ISSN 10479651.

TOULLEC, E. (2015). Adult flatfoot. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 101(1), 11-17. ISSN 18770568.

TROMBINI-SOUZA, F. et al. (2016). Effectiveness of a long-term use of a minimalist footwear versus habitual shoe on pain, function and mechanical loads in knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. ISSN 1471-2474.

VAUGHAN, Christopher L., DAVIS, Brian L, O'CONNOR, Jeremy C. (1992). *Dynamics of human gait*. 2nd ed. Howard Place: Kiboho Publishers. ISBN 06-202-3558-6.

VÉLE, František. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum. ISBN 80-7184-100-5.

VÉLE, František. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

WEITKUNAT, T., et al. (2016). Influence of high-heeled shoes on the sagittal balance of the spine and the whole body. *European Spine Journal*. ISSN 0940-6719.

SEZNAM ZKRATEK

BMI	body mass index
EMG	elektromyografie
et al.	a jiní
GRF	ground reaction force
km	kilometr
m.	musculus
mm.	musculi
mm	milimetry
MR	magnetická rezonance
např.	například
s.	strana
tzv.	takzvaný

SEZNAM PŘÍLOH

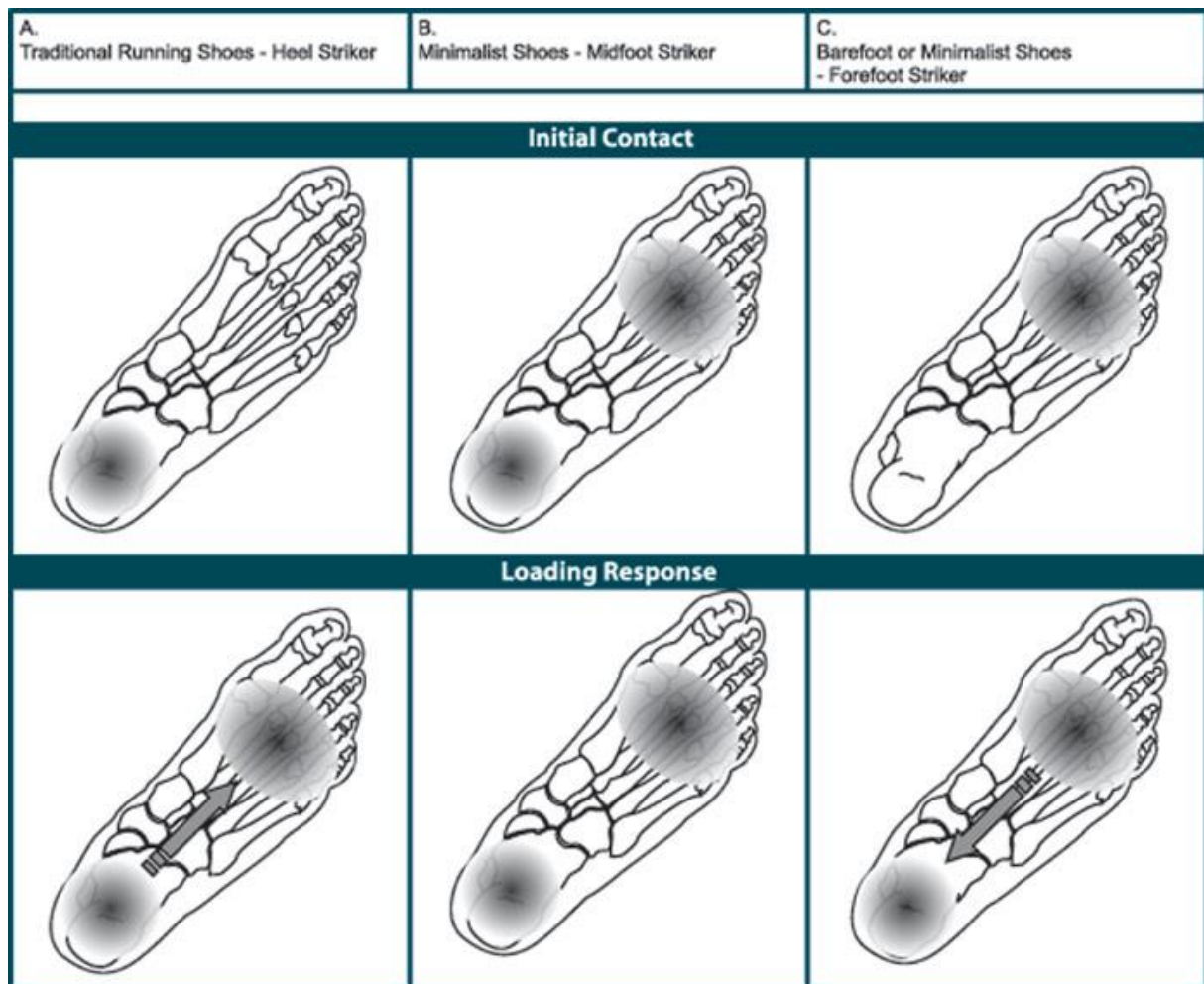
Příloha 1: Typické rozložení tlaku při běhu v obuvi a bez ní.

Příloha 2: Reakční síla podložky ve vztahu k ose kotníku v průběhu došlapu na zadonoží, středonoží a předonoží u běžce.

Příloha 3: Znázornění reakční síly podložky během oporné fáze u rozdílných druhů obuvi a různých způsobů došlapu.

Příloha 1: Typické rozložení tlaku při běhu v obuvi a bez ní.

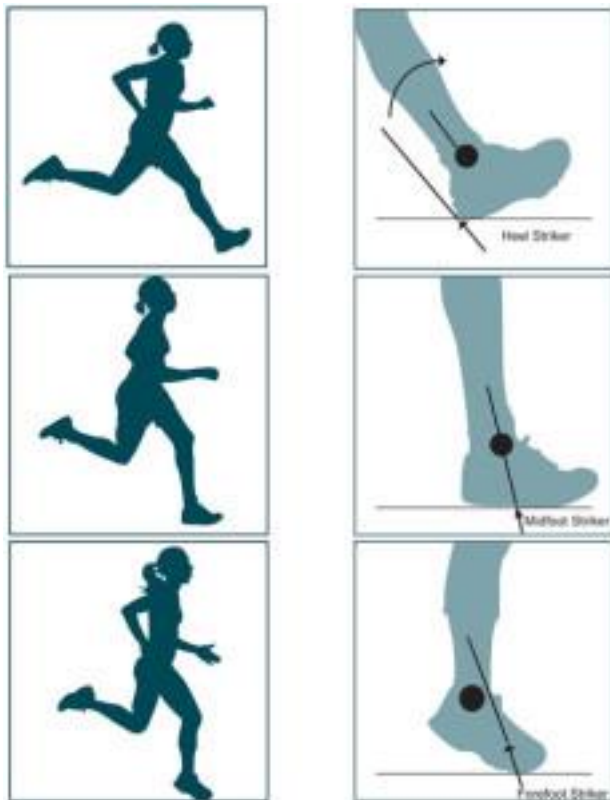
(dostupné z <http://lermagazine.com/article/effects-of-minimalist-shoes-on-running-gait>)



Legenda: A: Během běhu v běžné běžecké obuvi je při prvotním kontaktu centrum opory situováno pod calcaneus a přesunuje se anteriorně k hlavičkám metatarsů během oporné fáze, jakmile běžec dosáhne plného kontaktu s podložkou. B: Během běhu v minimalistických botách někteří běžci během prvotního kontaktu dopadají přímo celou nohou a centrum opory je tedy udržováno pod calcaneus/ hlavičky metatarzů během oporné fáze. C: Při běhu v minimalistických botách nebo naboso je během fáze prvotního kontaktu centrum opory typicky pod hlavičkami metatarzů a přesouvá se posteriorně ke calcaneu během oporné fáze, kdy běžec dosáhne plného kontaktu s podložkou.

Příloha 2: Reakční síla podložky ve vztahu k ose kotníku v průběhu došlapu na zadonoží, středonoží a předonoží u běžce.

(dostupné z <http://lerrmagazine.com/article/effects-of-minimalist-shoes-on-running-gait>)



Příloha 3: Znázornění reakční síly podložky během oporné fáze u rozdílných druhů obuvi a různých způsobů došlapu.

(dostupné z <http://lermagazine.com/article/effects-of-minimalist-shoes-on-running-gait>)

