

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

BOSÁ CHŮZE A BĚH Z POHLEDU FYZIOTERAPIE
Bakalářská práce

Autor: Bc. Magdalena Dědičová, obor fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.
Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Bc. Magdalena Dědičová

Název bakalářské práce: Bosá chůze a běh z pohledu fyzioterapie

Pracoviště: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, katedra fyzioterapie

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Dupalová Dagmar, Ph.D.

Rok obhajoby bakalářské práce: 2017

Abstrakt: Cílem bakalářské práce je formou rešerše vypracovat přehled poznatků o bosé chůzi a běhu, poukázat na možná rizika plynoucí z přechodu na bosou nohu nebo minimalistickou obuv. Práce se zabývá základní anatomií nohy, biomechanickými změnami během bosé chůze a běhu, její indikací i kontraindikací a možnostmi využití bosonoží ve fyzioterapeutické praxi. Součástí je i kazuistika pacienta praktikujícího chůzi a běh v minimalistické obuvi.

Klíčová slova: bosý běh, bosá chůze, minimalistická obuv

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Magdalena Dědičová

Title of the Bachelor's thesis: Barefoot walking and running from the perspective of physiotherapy

Department: Palacký University, Faculty of Physical Culture, Department of Physiotherapy

Advisor of the Bachelor's thesis: Mgr. Dupalová Dagmar, Ph.D.

Year of defence of the Bachelor's thesis: 2017

Abstract: The aim of this Bachelor's thesis is to draw up a summary of findings of barefoot walking and running, to point out possible risks following the transition to the barefoot or minimalist footwear. The thesis deals with a basic foot anatomy, biomechanical changes during barefoot walking and running, its indications and contraindications as well as possibilities to use barefoot in the physiotherapeutic practice. Casuistry of a patient applying walking and running in the minimalist footwear is also a part of this thesis.

Keywords: barefoot running, barefoot walking, minimalist footwear

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

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením
Mgr. Dagmar Dupalové Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje
a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci, dne 26.6. 2017

.....

Děkuji paní Mgr. Dagmar Dupalové Ph.D. za lidský přístup a cenné rady při vedení a zpracování bakalářské práce.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK:

DK = dolní končetina

Art. = articulatio

KOK = kolenní kloub

m. = musculus

mm. = muscoli

MR = magnetická rezonance

RTG = rentgen

CNS = centrální nervový systém

Obsah

ÚVOD	9
CÍL PRÁCE	10
PŘEHLED POZNATKŮ	11
Anatomie nohy a bérce	11
Kosti bérce a jejich spojení	11
Skelet nohy.....	11
Klouby hlezna a nohy	12
Svaly nohy.....	14
Nožní klenba	15
Podélná klenba	16
Příčná klenba.....	16
Evoluce bosého pohybu	16
Biomechanika běhu a chůze.....	17
Chůze	17
Krokový cyklus	18
Běh	18
Specifika bosé lokomoce	19
Typy došlapů (foot strike pattern) a reakční síla země	20
Svalová aktivita.....	22
Nožní klenba	23
Minimalistická obuv	24
Moderní běžecká obuv	25
Vliv bosé lokomoce na nejčastější běžecká zranění	27
Zranění spojená s přechodem na bosý styl.....	28
Pozitivní vliv bosé lokomoce.....	29
Kontraindikace pro bosý běh	30
Děti a bosá chůze	31

Bezpečný přechod na bosou lokomoci.....	32
Technika bosého běhu.....	32
KAZUISTIKA	34
DISKUSE.....	39
ZÁVĚR	43
SOUHRN	44
SUMMARY	45
REFERENČNÍ SEZNAM.....	46
SEZNAM PŘÍLOH.....	53

ÚVOD

Pohyb je základem života. Podle Bowmanové (2017) je-li pohyb základem života, pak základ pohybu se nachází tam, kde bychom ho možná nečekali a to úplně dole, v chodidlech. Zdravé, efektivní fungování chodidel je nezbytné pro kvalitní a bezbolestný pohyb.

Dlouhou dobu byla otázka kvality zdraví chodidla odsouvána do pozadí. Člověk ráno vstane obuje si boty a na nohy, jako by najednou zapomněl. Mnozí z nás si svá chodidla neuvědomujeme a nedáváme jim potřebnou péči. Z tohoto důvodu naše chodidla degenerují a objevují se nemoci, které jsou způsobeny nevhodnou volbou bot a oslabením vnitřních svalů chodidla, jako je například zánět plantární, vbočený palec nebo plochonoží. Dle Liebermana (2012) plochá chodidla a deformity nohou se u bosého obyvatelstva vyskytují v mnohem menší míře.

V posledních letech vzrostla ve společnosti obliba bosé chůze a běhu. Běh je nyní jedním z nejpobulárnějších sportů. Nicméně je spojen s vysokým výskytem únavových zranění způsobených opakovanými kolizními silami mezi končetinou a zemí. Společnost stále hledá způsoby, jak tato zranění omezit. Vybíjejí se nové druhy běžeckých bot s různým druhem odpružení. Další možností snížení rizika zranění může být bosý běh. Je zde však spor v tom, že, zatímco bosý běh může být benefitem pro některé typy běžců, pro jiné s odlišnou biomechanikou běhu může být nebezpečný. Riskantní však může být i samotný přechod na bosý styl.

CÍL PRÁCE

Cílem mé bakalářské práce je vypracovat přehled poznatků o bosé chůzi a běhu formou rešerše a využití těchto poznatků pro fyzioterapeutickou praxi.

PŘEHLED POZNATKŮ

Anatomie nohy a bérce

Noha, která je terminálním článkem končetiny musí plnit funkci jak statickou (nosnou), tak i dynamickou (lokomoční) funkci. K tomu musí být zároveň flexibilní, ale i dostatečně rigidní. Noha začíná každý krok, jako pružná flexibilní a přizpůsobivá struktura a zakončuje jej, jako rigidní páka. Pružnost nohy je způsobena tvarem jednotlivých kostí, jejich vzájemnou vazbou pomocí ligament a fixací nožní klenby svalovým aparátem bérce a nohy (Dylevský, 2009).

Kosti bérce a jejich spojení

Kostru bérce tvoří dvě kosti. Tibia postavená mediálně vpředu a fibula, která je tenká a stojí laterálně vzadu. Fibula nemá nosnou funkci, ale slouží spíše jako místo svalových začátků. (Čihák, 2011).

Bérec přenáší zátěž z kolenního kloubu na hlezenní kloub. Tibia ve své horní části vybíhá ve dva kondyly, které artikulují s kondyly femuru. Na přední ploše se nachází tuberositas tibiae pro úpony m. quadriceps femoris, dolní část vybíhá v malleolus medialis a kloubní plošky pro artikulaci s hlezenním kloubem. Horní část fibuly vybíhá v caput fibulae, zde jsou plošky pro skloubení s tibií. Dolní část vybíhá v malleolus lateralis s kloubními ploškami pro hlezenní kloub. S tibií je v dolní části spojeny syndesmózou, případně artikulací (Véle, 1995).

Membrána interossea cruris je vazivová ploténka spojující margo interosseus tibiae s margo interosseus fibulae. Membránové snopce sestupují od tibie šikmo distálně k fibule. Membrána je místo začátku hlubokých svalů bérce a mechanicky brání vzájemnému posunu kostí bérce (Čihák, 2011).

Skelet nohy

Kostra nohy odlišuje člověka od jeho předchůdců. Obsahuje 26 kostí, ty tvoří jakousi polokouli, kterou označujeme jako klenbu nožní. Při chůzi a stojí se zátěž přenáší z talu na ostatní kosti nohy (Véle, 1997).

Kostra nohy zahrnuje sedm kostí zánártních (ossa tarsi), pět kostí nártních (ossa metatarsi) a články prstců (phalanges). Kosti tarsu jsou nepravidelného tvaru a patří mezi ně talus, calcaneus, os naviculare, os cuboideum a ossa cuneiformia I, II, III. Metatarsus tvoří pět dlouhých kostí nártních. Falangy tvoří ossa digitorum pedis, přičemž dva články jsou pro palec a po třech pro ostatní prstce (Čihák, 2011).

Klouby hlezna a nohy

Pohyblivost nohy je zajištěna především dvěma klouby. Horním a dolním zánártním kloubem. Pohyblivost je větší v horním zánártním kloubu, který zajišťuje flexi a extenzi nohy. Dolní zánártní kloub zajišťuje především inverzi (flexe, addukce a supinace) a everzi (extenze, abdukce a pronace) nohy (Véle, 1995).

Horní zánártní kloub (art. talocruralis) je kloub složený, v němž artikuluje fibula a tibia s talem. Díky tomu, že spojení tibie a fibuly vytváří morfologickou vidlici nasedající na kladku talu, je hlezenní kloub považován za jednoosý kladkový kloub s jedním stupněm volnosti pohybu (Kolář, 2009).

Důsledkem rozdílného zakřivení vnitřního a zevního okraje kloubní plochy talu probíhá bimalleolární osa šikmo. Kloubní plochy jsou součástí šroubovice a při flexi nohy dochází k zevní rotaci bérce, jinak řečeno se noha stáčí do inverze a talus se sklání do valgosity. Kladka hlezenní kosti je ve předu asi o 5 mm širší, a proto je kloub stabilnější v extenzi. Při flexi dochází k uvolnění vidlice bérceových kostí a tím se umožňuje i mírný pohyb do stran. Talus je celkově vratkým článkem skeletu nohy, a proto musí být jeho pozice stabilizována rozsáhlým systémem vazivových struktur (Dylevský, 2009).

Kloubní pouzdro je slabé vpředu a vzadu, je zesílené díky kolaterálním ligamentům po stranách. Vnitřní vaz, ligamentum collaterale mediale, je označován také jako deltový vaz (ligamentum deltoideum). Tento vaz tvoří tři části (pars tibio calcanea, pars tibiotalaris, pars tibionavicularis), je silným stabilizátorem kloubu. Zevní vaz (ligamentum collaterale laterale) je také složen ze tří částí (ligamentum calcaneofibulare a ligamentum talofibulare anterius et posterius), ale celkově se jedná o slabší vaz než v případě vnitřního kolaterálního vaz. Zevní kotník je také proto náchylnější ke zraněním (subluxace, luxace) při inverzně působících inzultech (Kolář, 2011). Nejčastěji bývá poraněné ligamentum talofibulare anterius, které je primárním stabilizátorem hlezenního kloubu. Vaz je také hlavním zdrojem bolestivé signalizace při přetížení kloubu (Dylevský, 2009).

Dolní zánártní kloub jedná se o kloubní spojení talu s dalšími kostmi nohy. Umožňuje šikmé naklání skeletu nohy vůči talu vsazenému do vidlice talocrurálního kloubu. Tento kloub má dva oddíly. Zadní oddíl představuje subtalární kloub (art. talocalcanea eu subtalaris), kde artikuluje talus s calcaneem. Přední oddíl, který se dále dělí na část mediální (art. talocalcaneonavicularis), která spojuje dvě přední kloubní plochy pod hlavicí talu s kostí patní a kulovitou částí hlavičky talu s os naviculare.

Laterálně je k tomuto komplexu připojeno skloubení calcanea s os cuboideum (articulatio calcaneocuboidea) (Kolář, 2009).

Subtalární kloub (art. subtalaris) podle Koláře (2009) se jedná o válcovitý kloub, který má jako kloubní plochy hlavici kosti na kosti patní – facies articularis talaris posterior, jamku kosti hlezenní – facies articularis calcanei posterior. Kapandji (1987) naproti tomu mluví o dvou oddělených artikulacích, které spolu tvoří subtalární kloub jako celek. Patří mezi ně již výše zmíněné zadní kloubní plošky obou kostí a dále pak menší kloubní ploška na spodní straně krčku a hlavice talu, která se často ještě dělí na facies articularis calcanei anterior et media, a s ní korelující přední ploška calcanea, která může být taktéž rozdělena.

Subtalární a hlezenní kloub představují funkční jednotku. Rozsahy pohybu v obou kloubech dovoluje vzájemnou funkční kompenzaci. Například u lidí s větší rotací v hlezenních kloubech je kompenzačně zvětšený rozsah pohybu v subtalárním kloubu. Z tohoto důvodu chodí lidé s nehybným hlezenním kloubem s nohou v zevní rotaci (Dylevský, 2009).

Kloub má vlastní pouzdro, které jde od okrajů styčných ploch artikulujících kostí. Je také zesíleno několika vazy, které ho jedna zpevňují, ale i dotvářejí. Ligamentum calcaneonaviculare (plantare) je vaz, o který se opírá dolní okraj caput tali. Jde od spodní plochy sustentaculum tali k os naviculare. Na dorzální straně kloubu prochází ligamentum calcaneonaviculare (dorsale), které je součástí tzv. ligamenta bifurcata. Ligamentum bifurcatum má tvar písmene V, je uloženo na hřbetu nohy před sinus tarsi. Jedná se o dva vazivové pruhy, které jdou z calcanea na os lunatum a os cuboideum. Klinické názvosloví ho považuje za tzv. klíč k Chopartovu kloubu (clavis articulationes) (Dylevský, 2009).

Příčný zánártní kloub (art. tarsi transversa) jinak řečeno Chopartův kloub je klinický název pro spojení talu s os navicularis (art. talonavicularis) a calcaneu s os cuboideum (art. calcaneocuboidea). Zahrnuje tudíž téměř celý přední oddíl dolního zánártního kloubu. Přestože je z anatomického hlediska tvořen dvěma klouby, z hlediska kineziologie je považován za funkční jednotku, která úzce spolupracuje s dalšími klouby nohy. Pohyb v tomto kloubu jsou popisovány jako rotace kolem dvou os, longitudinální a šikmé. Průběh longitudinální osy umožňuje především inverzi a everzi nohy. Díky těmto pohybům, může předonoží a středonoží udržet kontakt s podložkou bez ohledu na postavení zadního tarsu při pohybech v subtalárním kloubu (Kolář, 2009).

Lod'koklínový kloub (art. cuneonavicularis) je tuhý kloub. Spojuje tři ossa cuneiformia a os naviculare, ossa cuineiformia navzájem a os cuneiforme laterale s os cuboideum. Zesílení tohoto skloubení představují vazy na dorzální a plantární straně, jdou podélně i napříč, vazy na plantární straně pomáhají zpevňovat nožní klenby (Čihák, 2011).

Meziklínové klouby (artt. intercuneiformes) umožňují malé vertikální pohyby, které mění zakřivení příčného oblouku nožní klenby. Na os cuboideum spočívá os cuineiforme laterale, její mediální část poskytuje oporu oblouku (Vařeka & Vařeková, 2009).

Lisfrankův kloub tvoří funkční jednotku, která zahrnuje kloubní linii art. metatarsales a art. intermetatarsales. Z funkčního hlediska, je to řada pevných kloubů, zapojená do pružících pohybů nohy. Při změně zátěže nohy se zde odehrávají malé pasivní pohyby, které jsou vlastní funkcí této kloubní linie. Čtvrtý a pátý metatars mají větší pohyblivost, proto se zevní okraj nohy lépe přizpůsobuje podložce. Kloubní pouzdra jsou krátká, tuhá a zesílena vazy, které probíhají dorsálně, plantárně i mezi kostmi. Vazy na plantární straně mají význam pro udržování nožní klenby (Čihák, 2011).

Intermetatarzální klouby (art. intermetatarsales) jsou ploché klouby, mezi plochami bází metatarsů. Kloubní pouzdra jsou krátká a tuhá, umožňující malé pohyby v rámci pružení (Dylevský, 2009). Podle Kapandjiho (1987) nemají metatarzofalangeální a interfalangeální klouby tak významnou funkci, jako jejich protějšky na ruce. Výjimku tvoří pouze metatarzofalangeální kloub palce, který je důležitý při krokovém cyklu.

Plantární aponeuróza je vazivová vrstva šlašitého charakteru, která je srostlá s povrchem m. flexor digitorum brevis a pevně zabudovaná místo fascie do podkoží chodidla (Čihák, 2011). Hraje významnou roli v zajištění nožní klenby i při zpevnění nohy v období střední opory a odrazu tzv. kladkovým mechanismem (Vařeka & Vařeková, 2009).

Svaly nohy

Svaly nohy můžeme dělit na dvě zcela odlišné skupiny. První skupinou jsou dlouhé zevní svaly (extrinsic muscles), které působí na nohu z oblasti bérce a druhou jsou krátké vnitřní svaly (intrinsic muscles), které mají začátky a úpony v oblasti vlastní nohy (Véle, 1997).

Do skupiny dlouhých svalů bérce patří, m.tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, m. peroneus longus, m. peroneus brevis. Skupina dlouhých lýtkových svalů je tvořena m. triceps surae, m. plantaris, m. tibialis posterior, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus. Zevní svaly slouží jednak k udržování stabilní polohy ve vzpřímeném stoji, který je doprovázen nepatrným kolísáním mezi inverzí, everzí, flexí a extenzí nohy. Slouží k odvíjení chodidla při chůzi. Tyto svaly mají také vliv na udržení nožní klenby ve stoje, která je ovlivňována i polohou hlavičky femuru v kyčelním kloubu (Véle, 2006).

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 vnitřní svaly nohy se aktivují při adaptaci na terén, který vnímají proprioreceptivně. Tyto drobné svaly nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení (Véle, 2006).

Nožní klenba

Má-li být těleso stabilní, musí být podepřeno ve třech bodech a jeho těžiště se nachází mezi nimi. Noha má také tři opěrné body, hrbol kosti patní, hlavičku prvního metatarsu a hlavičku pátého metatarsu. Mezi těmito body se nachází dva systémy kleneb, příčné a podélné. Klenba zároveň chrání měkké části chodidla a umožňuje pružný nášlap. Udržení kleneb je závislé na třech faktorech. Prvním je celkový tvar kostry nohy a architektura jednotlivých kostí, druhým je vazivový systém nohy a třetím faktorem jsou svaly nohy (Dylevský, 2009).

Klenba je výsledkem vývoje pronatorního zkrutu nohy, který se na úrovni talu a calcaneu zastavil ve vertikále a v oblasti hlaviček metatarsů dosáhl horizontály (Vařeka & Vařeková, 2009).

V daném postavení jsou kosti klenby drženy staticky pomocí ligament a plantární aponeurózy a jednak dynamicky pomocí smyčky z dlouhých lýtkových svalů spojené s krátkými svaly nohy, které tvoří jakýsi třmen. Nedostatek pohybové aktivity v dětství má nepříznivý vliv na nožní klenbu, také chůze po tvrdém povrchu v nepružných botách, chronické dlouhodobé přetěžování stáním a nevhodně zvolená obuv, ať už jde o vysoké podpatky nebo tvar špičky a podešve (Véle, 1995).

Podélná klenba

Je vyšší na tibiální straně a nižší na straně fibulární. Na jejím udržování se podílejí vazy plantární strany nohy, které jsou orientované podélně, z nichž největší význam má ligamentum plantare longum. K udržení klenby by však samotné vazy nestačily, proto se na ní podílejí také svaly jdoucí longitudinálně chodidlem. Patří mezi ně m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a povrchově probíhající krátké svaly planty. Důležitá je i povrchově ležící plantární aponeuróza a šlašitý třmen pod chodidlem, pomocí něhož táhne tibiální stranu nohy vzhůru m. tibialis anterior (Čihák, 2011).

Podélní klenba funguje jako velmi dobře vyvinutá sada pružin. Při chůzi pomáhá udržovat středotarzální tuhost (mid-tarzal rigidity) a podporuje plantární flexi ve fázi toe-off. Je schopna absorbovat určitou část síly nárazu při dopadu paty na podložku. Během běhu funguje jako pružina, která vrací zpět přibližně 17% energie, ukládající se do elastických struktur během každé stojné fáze (Bramble & Lieberman, 2004).

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).

Podle Lewitové (2016a) tvoří příčnou klenbu prsty oporou o zem a většina dnešních bot ji zamezuje zvednutou špičkou.

Evoluce bosého pohybu

Během 2 milionů let evoluce se lidské tělo vyvinulo tak, aby bylo schopno běhu a chůze na dlouhé vzdálenosti. To umožňuje vzpřímená postava, rotace páteře, široká ramena, dlouhé štíhlé končetiny, nožní klenba, krátké silné prstce, Achillova šlacha, m. gluteus maximus a šíjový vaz. Vytrvalost a výjimečné termoregulační mechanismy jsou jedinečné atributy, které odlišily druh Homo od lidoopů a australopitéků. Tyto adaptační mechanismy, daly lidskému druhu schopnost chůze a vytrvalostního běhu, která je v živočišné říši jedinečná. Díky tomu mohli lidé slézt ze stromů a začít lovit novým, poměrně bezpečným způsobem. Lidé dokážou běžet na dlouhé vzdálenosti rychlostí, která nutí čtyřnohá zvířata přejít z poklusu do trysku. Běžící lidé se ochlazují pocením,

avšak čtyřnohá zvířata se ochlazují pouze oddechováním, což při běhu tryskem nemohou. Zvěř se časem zhroutí z důvodu přehřátí organismu (Lieberman, 2016).

Lidé mají plosku nohy, která je krytá jemnou kůží, proprioreceptory a potními žlázami. Zachovala si během svého vývoje citlivost a zručnost na úkor ochrany. Pokud se člověk pohybuje bos, jeho kůže na nohách zrohovatí, zesílí a otuží se. Do jisté míry se ochrání, ale v náročnějších podmínkách přesto potřebuje ochranu. Proto lidé vyrábí jednoduchou obuv už několik tisíc let (Hatala, Dingwall, Richmond, & Wunderlich, 2013).

Lidé začali nosit obuv pravděpodobně před 45 000 let. Nejstarší známé sandále se datují do doby před 10 000 lety. Měly tenké podrážky, které se přivazovali ke kotníku provázkem. Nejstarší dochované boty byly mokasíny staré 5 500 let. Moderní běžecká obuv začala být masově využívána až v 70. let 20. století. Většinu dějin lidské evoluce strávili lidé bosí nebo nosili minimální obuv typu mokasín nebo sandálů s malým vypolstrováním a nízkou patou v porovnání s dnešní obuví (Lieberman et al., 2010).

Biomechanika běhu a chůze

Bipedální lokomoce neboli chůze, je základní a nejpřirozenější pohybová činnost člověka. Je podmíněna držením těla se vzpřímeným osovým orgánem a také schopností přenosu opory těla střídavě na dolní končetiny. Chůze má fázi stojnou (opěrnou) a švihovou (letovou). Krok je elementární jednotkou chůze. Jeho modifikací je skok, kdy se zkracuje opěrná fáze v prospěch letové tak, že v určité době jsou obě dolní končetiny v letové fázi a tělo je bez opory. Řada po sobě jdoucích krátkých rychlých skoků na střídajících se končetinách představuje běh (Dvořák, 2003).

Podle Saxbyho (2011) má lidská lokomoce přirozeně tři druhy pohybu: chůzi, běh a sprint. Každá forma má odlišné biomechanické vlastnosti, pokud jde o držení těla (kinematika) a následného zatížení tělesné struktury (kinetika). Proprioreceptivní zpětná vazba z chodidel informuje mozek o silách působících na plosku nohy (plantárním tlaku) a umožňuje vyhodnotit nejméně energeticky náročnou variantu lokomoce.

Chůze

Za normálních okolností je chůze účinný pohyb těla dopředu. Účinný způsob pohybu znamená, že se pohybujeme s minimálním energetickým výdejem. Je to cyklická činnost, která se skládá z neustálého opakování kroků (Véle, 2006). Je chápána jako základní lokomoční stereotyp, vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky

fixovaných principech, které jsou unikátní pro každého jedince. Každý má svůj jedinečný model, který lze charakterizovat soustavou parametrů z oblasti kinematiky, dynamiky, svalové aktivity apod. (Kolář, 2009). Chůze má tři hlavní fáze: zahajovací fáze, cyklická fáze a fáze ukončení (Vařeka & Vařeková, 2009).

Krokový cyklus

Během cyklické fáze vykonává dolní končetina opakované cyklické pohyby, které lze popsat v rámci krokového cyklu. Krokový cyklus má dvě hlavní fáze: opornou a švihovou, které jsou určitými událostmi rozděleny na jednotlivá období.

Fázi opory rozdělujeme na tyto části: kontakt paty s podložkou (Heel Strike), období postupného zatěžování (Loading Response), položení celé plošky (Foot Flat), období střední opory (MidStance) a odlepení paty (Heel Off), období aktivního odrazu (Active propulsion), období pasivního odlepení (Preswing) a zakončení je v okamžiku zvednutí špičky (Toe Off). Noha ve stojné fázi uchopuje zem, adaptuje se na strukturu a tvar, opře se všemi prstci do země. Tím se aktivují, tvoří a zpevní nosné klenby nohy. Švihovou fázi dělíme na tři části: zahájení švihu (Initial Swing), období středního švihu (Mid Swing), ukončení švihu (Terminal Swing). Při srovnání krokových cyklů obou dolních končetin rozeznáváme fázi dvojí opory a fázi jedné opory (Vařeka & Vařeková, 2009). Fáze dvojí opory začíná dotykem paty jedné končetiny s podložkou a končí odtržením prstů druhé končetiny od podložky a zaujímá asi 12 % cyklu (Véle, 2006).

Véle (2006) dále popisuje pouze pět částí oporné fáze kroku: kontakt paty s podložkou (Heel strike), položení celé plošky nohy (Foot flat, Mid stance), odlepení paty od země (Heel off) a zvednutí špičky (Toe off). Stojná fáze zaujímá přibližně 60% jednoho krokového cyklu, zbývajících 40% připadá na švihovou fázi.

Při chůzi je přirozený dopad nejdříve na patu. Na rozdíl od běhu, kdy je biomechanika naprosto opačná. Jako první se země dotkne bříško chodidla a následně až pata. Díky elasticitě Achillovy šlachy, plantární fascie a ligament funguje naše chodidlo a kotník jako silná pružina. Tato elasticita výrazně snižuje množství energie potřebné k běhu (Saxby, 2011).

Běh

Krokový cyklus běhu je odlišný od chůze přítomností další letové fáze (float phase), která se vyskytuje dvakrát během cyklu. Zahrnuje rotaci ipsilaterální pánve a flexi kyčle. Dochází k zapojení musculus psoas a hlubokých svalů trupu, které napomáhají rotaci pánve. K této letové fázi dochází mezi stojnou a švihovou fází

končetiny, kdy ani jedna končetina není v kontaktu se zemí. Proto může být běh při jakékoliv rychlosti také definován tím, že se jedna nebo žádná končetina se nedotýká země.

Další odlišností je, že při běhu činí švihová fáze více jak 50 % cyklu a dvě překrývající se švihové fáze tvoří charakteristickou letovou fázi. S rychlostí se podíl stojné fáze zmenšuje. Při sprintu tvoří stojná fáze jen malé procento cyklu. V závislosti na rychlosti se také zvětšuje délka kroku a jejich kadence. Délka kroku je vzdálenost mezi místem prvního kontaktu jedné nohy a místem prvního kontaktu druhé nohy s běžeckým povrchem. Kadence je počet kroků během určitého časového období. S rostoucí rychlostí, délkou kroku a kadencí roste také reakční síla země, to zapříčiňuje zvýšené riziko poranění dolní končetiny.

Na počátku došlapu dochází pomocí svalů, kostí a kloubů k absorbování reakčních sil, kterými na tělo působí podložka. Na vstřebání těchto sil se významně podílí i plantární fascie. Pomocí m. rectus femoris a m. gastrocnemius dochází k přenesení energie z nárazu od kotníku, přes koleno až na kyčelní kloub. Tato distribuce sil na jednotlivé klouby dolní končetiny napomáhá zeslabení nárazu. V úrovni kotníku dochází k dorsální flexi, která je doprovázena lehkou flexí kolenního kloubu. Díky kontrakci lýtkového svalstva se dostává chodidlo do plantární flexe a umožňuje tak následný odraz a přechod do švihové fáze. Na počátku švihové fáze jsou nejvíce aktivní m. rectus femoris a m. tibialis anterior v pozdější fázi jsou aktivovány svaly na zadní straně stehna a extenzory kyčelního kloubu (Nicola & Jewison, 2012).

Patní kost je dobře stavěná pro chůzi, pomáhá udržovat rovnováhu v každém terénu, ale při běhu není naše tělo uzpůsobeno ji využívat. Pokud člověk dopadá při běhu jako první na patu, přichází o přirozenou „pružinu“ charakteristickou pro dopad přes špičku. Místo toho se po přistání na patě otřes z nárazu šíří dál do kotníků, kolen, kyčlí, zad a krku. Jakmile náraz projde tlumením boty, tak už ho nic nezbrzdí (Sandler, 2015).

Specifika bosé lokomoce

Při bosém pohybu je trup méně flektován to souvisí se zkrácenou délkou kroku. Flexe v KOK a plantární flexe v hlezenním kloubu je naopak větší. Zkrácení kroku má vliv na pozici stojné končetiny, která je blíže těžišti těla, což se ukázalo důležité pro snížení výkonu m. quadriceps femoris během došlapu. Je snížena potřeba využití KOK k absorbování energie došlapu. To může mít pozitivní vliv na patellofemorální

dysfunkci. Při zvětšené kadenci kroků se snižuje absorpce energie během dopadu končetiny na zem (Sinclair, Atkins, Richards, & Vincent, 2015).

Typy došlapů (foot strike pattern) a reakční síla země

Noha může dopadnout na zem třemi způsoby (Obrázek 1). Dopad na zadonoží (rear-foot strike, RFS), kde se jako první dotkne země pata. Dopad na středonoží (mid-foot strike, MFS), kdy se země dotkne pata a bříška chodidla ve stejný čas nebo může člověk jako první došlápnout napředonoží (fore-foot strike, FFS) bříška chodidla a až následně pak na patu (Lieberman et al., 2010).



Obrázek 1. Typy došlapů (Retrieved from: <http://theathletemovement.com.au/blog/2016/8/25/get-fit-to-run/>)

Elitní vytrvalostní běžci v klasické obuvi došlapují ze 75-80 % jako první na patu. Četnost došlapů na patu se zvyšuje se snižující se rychlostí běhu (Hasegawa, Yamauchi, & Kraemer, 2007). Ukázalo se, že běžně bosí běžci běhají přes špičku (fore-foot strike), občas dopadají jako první přes středonoží (mid-foot strike) a málo kdy dopadají jako první na patu (rear-foot strike) (Lieberman et al., 2010; Squadrone & Gallozzi, 2009; Lieberman, 2012). Důvodem je působení vertikální reakční síly. Došlap na patu generuje špičku nárazu (impact peak), prudký nárůst reakční síly země v prvních 20-50 ms stojné fáze. Tento nárůst je způsoben téměř okamžitou výměnou hybnosti mezi zemí a efektivní hmotností (effective mass) dolní končetiny (Příloha 1). Běžci došlapující přes patu se musí potýkat s kolizními silami, které jsou 1,5 až 3krát vyšší než jejich tělesná hmotnost. Dopad na patu je u dnešních běžců facilitovaný odpruženou a zvýšenou patou, díky které je komfortní. Při běhu v klasické obuvi odpružená pata zmírní špičku nárazu, ale nepohlí ji úplně (Příloha 2). Naopak došlap na předonoží a někdy i na středonoží nezpůsobuje téměř žádnou špičku nárazu (Příloha 3). Bosí běžci mají také kratší stojnou fázi, kratší doba kontaktu končetiny se zemí tedy vytváří nižší vrchol síly (Lieberman et al., 2010).

Studie zkoumající vliv minimalistické obuvi na typ došlapu prokázala, že po 12 týdnech tréninku v minimalistické obuvi běžci, kteří původně používali dominantně došlap přes patu se stali dominantními pro došlap na předonoží nebo středonoží (Miller, Whitcome, Lieberman, Norton, & Dyer, 2014).

Studie Liebermana (2014), zkoumala efekt obuvi na kinematiku běhu u Tarahumarských indiánů. Ti nosí minimalistickou obuv a jsou známí svými tradičními vytrvalostními běhy, za účelem lovu ve velmi členitém terénu. Jejich tradiční obuví jsou sandály nazývané se huaraches. Skládají se z kusu surové kůže jako podrážky a kožených řemínků, které vedou mezi prvním a druhým prstem dále za kotník. Studie se zúčastnilo celkem 23 indiánů, rozdělených do dvou kategorií podle typu bot. První skupina 13 osob běžně nosí tradiční minimalistické sandály a druhých 10 osob konvenční běžecké boty s elevovanou a odpruženou patou a podporou klenby. Byla použita vysokorychlostní kamera pro kinematickou analýzu běhu. Výsledkem bylo, že minimalističtí běžci ve 40 % došlapují na středonoží, 30 % na předonoží a 30 % užívá došlap přes patu. Obutí běžci došlapují na patu v 75 % a v 25 % používají došlap na předonoží a středonoží. Tato studie podporuje výsledky předchozí studie. Je však pravděpodobné, že běžec využije všechny typy došlapu na větších vzdálenostech a při různorodém terénu.

Hathala et al. (2013) studovali 38 habituálně bosých běžců z kmene Daasanach v severní Keni. Naopak prokázali, že 72 % bosých běžců došlapuje na patu při subjektivně zvolené vytrvalostní rychlosti. Při rychlostech vyšších jak 5 m/s začali využívat více došlap na středonoží. Prokázalo se, že i při sprintu tito jedinci upřednostňovali dopad na patu nebo středonoží. Tato studie tedy ukazuje, že ne všichni habituálně bosí jedinci preferují došlap na předonoží.

Studie Liebermana et al. (2015) se zaměřila na posouzení vlivu vnitřních faktorů (věk, pohlaví, výška, tělesná hmotnost a běžecká historie) a vnějších faktorů (tvrdost terénu a druh obuvi) na variabilitu došlapu. Studie se zúčastnilo 48 habituálně obutých a bosých Keňanů. Prokázalo se, že schopnost měnit a přizpůsobovat svůj došlap má 72 % habituálně bosých běžců a 32 % habituálně obutých běžců. Bosá skupina využívala častěji na měkkém povrchu došlap na patu. Dopad na předonoží využívali jednotlivci častěji na tvrdém povrchu, s vyšší frekvencí dopadů, delší běžeckou historií a bosí běžci. Na způsob došlapu neměl vliv věk, pohlaví, výška ani hmotnost. Na základě prokázaných výsledků můžeme předpokládat, že velký vliv na způsob dopadu

má také propriorecepce, která je u obutých běžců výrazně snížena (Lieberman et al., 2015).

Technika došlapu je tedy závislá na více faktorech, jako je například textura a tvrdost povrchu, rychlost, vzdálenost, kterou běžíme, únava, kadence nebo délka kroku (Lieberman, 2012). Dixon, Collop, & Batt, (2000) zjistili, že běžci modifikují svůj dopad podle tvrdosti povrchu. Na tvrdším povrchu dopadají s více flektovaným KOK, aby vyrovnali působení reakční síly země. Jestliže požádáme běžce zvyklého nosit běžeckou obuv, aby běžel bos, automaticky změní svůj původní došlap na patu na došlap na předonoží, pokud poběží po tvrdém povrchu. V případě, že poběží po měkkém povrchu, jakým je například tráva, vrátí se opět k dopadu na patu (Lieberman et al., 2010).

Další studie zkoumá efekt požívané obuvi na rozložení plantárního tlaku u tří skupin jedinců. První skupinou je 70 běžně bosých Indů. Druhou skupinou je 137 běžně obutých Indů, kteří, ale strávili velkou část svého dětství naboso a v domácnosti se pohybují bosky, do práce chodí v obuvi „západního typu“, ale také občas v obuvi typu sandálů nebo „žabek“. Třetí skupinou je 48 Belgičanů, tato skupina byla zvolena i přes etnické rozdíly, kvůli nemožnosti najít v jižní části Indie probandy, kteří mají stejné návyky nošení bot, jako západní civilizace. Byl měřen plantární tlak a šířka chodidla. Skupina bosky chodící Indů měla nejširší chodidla a rovnoměrněji rozložené maximální tlaky (peak of pressure) po celém chodidle, v porovnání se skupinou Indů chodících v obuvi. Výsledky skupiny Belgických probandů byly velmi odlišné od obou skupin Indů, více však od bosé skupiny. Rozdíly byly především v relativně krátkém a úzkém chodidle s větším lokálním tlakem soustředěním na patu, metatarsy a bříško palce nohy (D'Aout, Pataky, De Clercq, & Aerts, 2009). Příklad rozdílného tvaru chodidel u obutých a bosých jedinců (Příloha 4).

Svalová aktivita

Hypotéza, že minimalistická obuv posiluje svaly chodidla a má vliv na funkci podélné klenby byla zkoumána ve studii, kde bylo 33 zdravých vytrvalostních běžců náhodně rozdělených na dvě skupiny. Kontrolní skupina trénovala v konvenčních běžeckých botách a experimentální skupina v minimalistické obuvi. Obě skupiny byly oskenovány pomocí magnetické rezonance před začátkem a po 12 týdnech tréninku. Byla také měřena výška a tuhost klenby před a po tréninku. Objem m. flexor digitorum brevis byl u kontrolní skupiny zvětšen o 11 % a u experimentální o 21 %. Abduktor

digiti minimi zvětšil svůj objem o 22 % pouze u experimentální skupiny. Tuhost klenby byla zvýšena u experimentální skupiny o 60 %. Tyto výsledky naznačují, že vytrvalostní běh v minimalistické obuvi s podrážkou tenčí než 4 mm umožňuje větší využití pružinové funkce podélné klenby, to vede k větším požadavkům na vnitřní svaly, které podpírají klenbu (Miller et al., 2014).

Goldmanna et al. (2013) testovali 47 zdravých sportovkyň. Byly rozděleny do 3 skupin. Experimentální skupinu používající minimalistickou obuv, kontrolní skupinu užívající běžecskou obuv a základní skupinu. První dvě skupiny absolvovaly 3týdenní tréninkový plán. Základní skupina se nezúčastnila žádného tréninku, u experimentální skupiny došlo k signifikantnímu posílení m. flexor digitorum brevis oproti kontrolní a základní skupině.

Studie Chen et. al. (2016), zkoumala 20 běžců zvyklých na normální obuv, během 6 měsíců programu přechodu na minimalistickou obuv. Kontrolní skupina 18 obutých běžců podstoupilo stejný tréninkový program jenom v klasické obuvi. Objem svalů byl změřen pomocí MR na začátku a na konci studie. Prokazatelně se zvětšil objem vnitřních i vnějších svalů nohy u experimentální skupiny. Kontrolní skupina nezaznamenala žádné prokazatelné výsledky. Tyto výsledky podpořila i další studie. Prokázala, že u běžců, kteří se rozcvičovali před tréninkem po dobu pěti měsíců v minimalistické obuvi, došlo k signifikantnímu zvětšení a posílení svalů bérce o 4 % (m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus), flexorů a abduktorů palce o 5 %. Dá se tedy vyvodit závěr, že technologie obuvi ovlivňuje mechanické zatížení a biologickou odezvu měkkých tkání (Bruggemann, Potthast, Braunstein, & Niehoff, 2005). Studie Campitelli, Spencer, Bernhard, Heard, & Kidon (2016) také potvrdila, že po 6 měsících praktikování chůze i běhu v minimalistické obuvi se významně posílily abduktory palce.

Při běhu v obuvi je průkazně větší flexe v kyčelním kloubu, zatímco při bosém běhu je zvětšená flexe v KOK a hlezenním kloubu. Díky těmto aspektům je při bosém běhu více aktivní m. triceps surae a při běhu v obuvi je více aktivní m. quadriceps femoris a m. tibialis anterior (Sinclair et al., 2015; Divert et al., 2005).

Nožní klenba

Předchozí studie prokázaly pozitivní vliv pohybu v minimalistické obuvi na posílení svalů chodidla, což má přímý vliv na posílení klenby nohy. Studie Robbinsna

&Hanny (1987) zkoumala vliv bosé lokomoce na podélnou klenbu nohy. Zúčastnilo se 18 rekreačních běžců. Měli denně postupně prodlužovat dobu chůze a běhu naboso. Experiment trval 4 měsíce, během něho byly průběžně pořizovány RTG snímky. Byla na nich měřena vzdálenost mezi tuber calcanei a hlavicí prvního metatarsu. Jako pozitivní změnu považovali zkrácení podélné klenby o 1 mm, její zkrácení bylo také indikátorem zvýšení klenby. U 72 % jedinců došlo ke zkrácení, přičemž největší zkrácení bylo o 4,7 mm. Tři testované osoby byly beze změn. Naopak u dvou osob bylo pozorováno prodloužení klenby. Kontrolní skupina užívající standardní obuv neměla nijak měnit své pohybové návyky. U jediného probanda z kontrolní skupiny došlo ke zkrácení délky klenby. Naopak u zbylých 9 jedinců došlo k prodloužení, největší prodloužení bylo o 4,9 mm. Tato studie naznačuje důležitou skutečnost, že svaly nohy oslabené nošením obuvi jsou schopny rehabilitace.

Minimalistická obuv

Pojem minimalistická obuv nebo také barefoot obuv, označuje boty, které mají minimální dopad na přirozený pohyb člověka. Minimalistická obuv nabyla na popularitě, jako alternativa k bosému běhu. Zajišťuje ochranu před drsným terénem, ale zároveň napodobuje pocit bosého běhu. Příkladem je typ pětiprstých bot Vibram Fivefingers (Obrázek 2).



Obrázek 2. Minimalistické boty Fivefingers.

(Retrieved from: https://us.vibram.com/shop/fivefingers/men/running/vrun/M312.html?dwvar_M312_color=Black%20%2F%20Yellow#start=1)

Podmínky pro splnění pravidla minimalistické obuvi.

- Dostatečně tenká a pružná podrážka pro umožnění proprioceptivní zpětné vazby z plosky chodila.
- Neutrální podpatek neboli nulové zvednutí paty, díky němuž mohou všechny klouby vycházet z neutrální polohy a je jim umožněn plný rozsah pohybu.

- Svršek, jenž zcela spojuje chodidlo s nohou, takže není potřeba zatínat prstce nebo svaly bérce, aby bota držela při chůzi na noze.
- Prostorná špička, která umožňuje prstům při chůzi dostatek prostoru na šířku i délku (Bowmanová, 2017).

Podle Pročkové (2016) se minimalistická obuv nebo barefoot obuv mnohdy pokládají za synonyma, ale rozdíl je v síle podrážky kdy barefoot je 1,5 – 1,8 mm. Minimalistická obuv má podrážku o něco silnější asi 1 cm a může mít lehce zvýšenou patu.

Dle Lewita & Olšanské (2005) má tvar boty 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.

Přestože, se minimalistická obuv snaží simulovat kinematiku pohyb naboso, není s ní úplně totožná. Studie hodnotila rozdíly v kinematice pohybu vytrvalostních běžců v závislosti na druhu obuvi. Běžci byli rozděleni do 4 skupin. Bosí běžci, běžci v neodpružené minimalistické obuvi, běžci v odpružené minimalistické obuvi a běžci v klasické sportovní obuvi. Kinematika zdravých vytrvalostních běžců ovlivněna obuví a rychlostí běhu. Dorzální flexe v hlezenním kloubu a počet došlapů na patu byly nejnižší u bosé skupiny a zvyšovaly se zvětšujícím se odpružením a polstrováním boty. Kinematika běhu v neodpružené minimalistické obuvi byla bosému pohybu nejbližší, ale nebyla totožná. Výsledky ukazují, že odpružení a vypolstrování hrají významnou roli v simulaci běžné kinematiky bosého běhu (Hollander, Argubi-Wollesen, Reer, & Zech, 2015). Toto tvrzení podporuje i studie Larsona (2014), která zjistila, že vytrvalostní běžci v minimalistické obuvi měli dvakrát větší tendenci k došlapu na patu než běžci naboso. To potvrzuje, že senzorická zpětná vazba z plosek chodidel silně ovlivňuje typ došlapu.

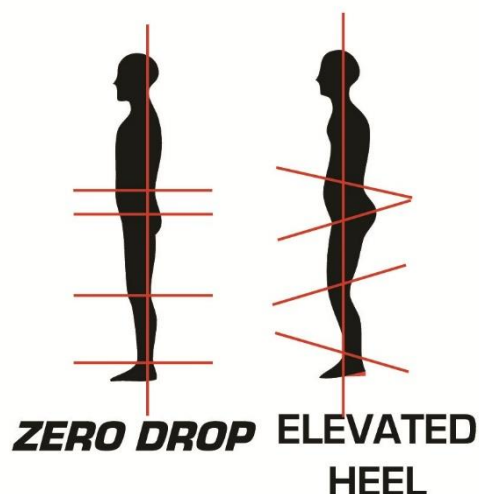
Moderní běžecká obuv

Moderní boty se chovají jako sofistikovaná fixační dlahy. Kosti, vazy, šlachy, svaly, cévy, nervy, receptory trpí následkem inaktivity. Jako vše na těle, co není využíváno ke svému účelu, svaly nohy slábnou, ztrácejí pružnost, pevnost, mobilitu, schopnost tlumit nárazy, generovat silný odraz. Odpružení a polstrování bot pohlcují otřesy a stimuly, které vznikají interakcí mezi nohou a zemí. Tím nám odebírají důležité informace, které by byly zpracovány v centrální nervové soustavě (CNS) a dále použity pro řízení pohybu (Pročková, 2016).

Boty omezují proprioreceptivní zpětnou vazbu z plosky chodidla, která informuje CNS o tvrdosti, drsnosti a nerovnosti terénu. Na základě těchto informací nastavuje CNS tuhost končetiny, aby zamezil prudkému došlapu. Tyto informace pomáhají zvýšit stabilitu a vyhnout se zraněním (Lieberman, 2012).

Konvenční běžecké boty mají několik funkcí, zejména tuhou podpěru klenby, která zvyšuje pohodlí, ale potenciálně omezuje pohyb. Navíc, většina bot má vyztužené podrážky a prstovou pružinu (toe spring) ulehčující odraz. Tyto funkce snižují potřebnou aktivitu vnitřních svalů, která je potřebná k pohybu a zároveň tedy mohou narušit vývoj a funkci nohy. Pokud díky těmto botám svaly ochabují, zvyšuje se pravděpodobnost vzniku ploché nohy, která nejenom znemožňuje efektivní činnost klenby jako přirozené pružiny, ale také podporuje nadměrnou pronaci nohy. Nadměrná pronace je spojena s větším rizikem úrazů. Navíc slabost vnitřních svalů nadměrně zatěžuje plantární fascii, která supluje jejich funkci a zvětšuje se pravděpodobnost jejího zánětu. Ploché nohy s nízkou aktivitou vnitřních svalů mají zhoršenou schopnost tlumit reakční síly podložky (Miller et al., 2014; Cavanagh, 1990).

Lidská kostra je stavěna tak, aby nesla hmotnost ve směru svislé osy. Pozitivní podpatky, což znamená jakákoli výška paty nad zemí, mění polohu a nastavení všech kloubů nad kotníkem. Přestože je změna mírná, výsledné zvýšení flexe kolen a kyčlí vytváří vzor chůze, který způsobuje tření a vede ke vzniku zánětu kloubů (De Lateur et al., 1991; Bowmanová, 2017). Boty s podpatky nemění jen postavení chodidel, způsob chůze, ale také statiku těla. Dochází totiž k anteverzi pánve, čímž se zpravidla ještě akcentuje svalová dysbalance, zhoršuje se zakřivení páteře v sagitální rovině, postavení hlavy, a tím i dýchání (Lewit, & Olšanská, 2005) (Obrázek 3).



Obrázek 3. Změna postury při elevované patě (Retrieved from <https://wholisticrunningdotcom.files.wordpress.com/2013/02/posture-dgram-jpg.jpg>)

Za posledních 10 let se obuvnické společnosti pokoušejí zvýšit běžecký výkon a snížit riziko zranění pomocí modifikací běžeckých bot, jako je třeba gelová výplň, různé druhy odpružení, vzduchové kapsle a podpora klenby. Nebylo však zaznamenáno žádné související snížení počtu zranění (Richards, Magin & Callister, 2009). Podle studie Bergmann et al. (1995) může obuv omezit přirozený pohyb každého kloubu během běžného cyklu chůze a zvýšit výskyt osteoartrózy KOK, bolesti zad a degenerativních změn kyčelního kloubu.

Vliv bosé lokomoce na nejčastější běžecká zranění

Existuje mnoho faktorů ovlivňující riziko zranění při běhu, jako je například svalová únava, předchozí zranění, typ povrchu, nesprávná obuv. Mezi nejběžnější běžecká zranění patří patellofemorální bolestivý syndrom, únavová zlomenina tibie, plantární fascitida a tendinitida Achillovi šlachy. Všechna tato zranění jsou kategorizována, jako únavová zranění (Hreljac, 2005). Existuje několik autorů, kteří předpokládají, že kolizní síly končetiny se zemí přispívají k rozvoji únavových zranění. Dosud však nebyly provedeny přímé studie účinnosti došlapu na špičku nebo bosého běhu na běžecká zranění. (Murphy, Curry, & Matzkin, 2013; Van Gent, 2007; Lieberman, 2012).

Pro patellofemorální bolestivý syndrom je typická bolest v oblasti patelly, která se většinou stupňuje s uběhnutou vzdáleností. Je nazýván také jako „běžecké koleno“ a tvoří 20 % všech běžeckých zranění (Murphy et al., 2013). Mnohdy nejsou patrný žádné patologické změny KOK. Nicméně nadměrná everze nohy při plantárně

flexovaném chodidlu během došlapu může vést k zvýšenému riziku patellofemorálního bolestivého syndromu (Barton, Levinger, Menz, & Webster, 2009). Obutí běžci mají větší tendenci k nadměrné everzi nohy při došlapu na patu v porovnání s bosými běžci. Tento fakt, může vést k snížení výskytu tohoto syndromu u bosých běžců (Murphy et al., 2013).

Plantární fascitida je třetí nejběžnější běžecké zranění. Bosí běžci dopadající na předonoží snižují lokalizovaný tlak na patu během došlapu, protože vertikální reakční síla země se rozkládá po větší ploše předonoží a středonoží. Zmíněný benefit je, že velikost vertikální reakční síla země je menší, tudíž je sníženo namáhání dolní končetiny během stojné fáze. Nadměrné zatěžování plantární fascie vede k jejímu zánícení (De Wit, De Clercq, & Aerts, 2000).

Dalo by se předpokládat, že riziko vzniku únavové zlomeniny tibie souvisí s opakovaným působením gravitační reakční síly země. Tato teorie je zatím neprokázána (Milner, Ferber, Pollard, Hamill, & Davis, 2006).

Zranění spojená s přechodem na bosý styl

Jak ukázaly předchozí studie, tak přechod na bosý běh je většinou spojen se změnou stereotypu pohybu. Použití nového pohybového stereotypu však může vést k únavovým zraněním (Nicola & Jewison, 2012). Bosí běžci z velké části využívají došlap na předonoží. Ten je, při příliš rychlém přechodu na bosý styl, ale spojen s vyšším výskytem únavových zlomenin metatarsů, zánětem sezamských kůstek, metatarsalgiemi a tendopatií Achillovy šlachy (Murphy et al., 2013).

Retrospektivní studie popisuje 10 běžců ve věku 21 až 57 let a četnost jejich zranění během jednoho roku při, kterém postupně přecházeli na běh v minimalistické obuvi. Pacienti byli dotazováni na historii zranění a jejich léčbu. Během jednoho roku přechodu na bosý styl se u těchto jedinců vyskytlo, 8 metatarsálních únavových zlomenin, stresová zlomenina patní kosti a ruptura plantární fascie. Všichni účastníci se po vyléčení zranění vrátili zpět k bosému běhu a tato zranění neměla dále vliv na jejich výkonnostní úroveň (Salzler, Bluman, Noonan, Chiodo, & De Asla, 2012).

Studie, zkoumala vliv 10týdenního tréninku v minimalistické obuvi. Běžci byli náhodně rozděleni do dvou skupin. Experimentální skupina si postupně během 10 týdnů zvykala na minimalistickou obuv, kontrolní skupina trénovala v klasické obuvi. Obě skupiny podstoupily stejný tréninkový program a byly otestovány pomocí magnetické rezonance před a po 10týdenním tréninku. Před začátkem mezi skupinami nebyl žádný

signifikantní rozdíl. Po 10 týdnech mělo 10 z 19 subjektů edém kostní dřeně, který signalizuje potenciaální riziko stresové fraktury (Ridge et. al., 2013).

Vzhledem k došlapu na špičku nohy dochází u bosého běhu k větší aktivitě m. triceps surae. Tento efekt může zvýšit riziko únavového poranění svalu a Achillovy šlachy. Zejména u jedinců, kteří změnili styl došlapu z paty na špičku při přechodu na bosý styl (Sinclair, Cole, & Richards, 2016).

Pozitivní vliv bosé lokomoce

Přirozená schopnost těla tlumit nárazové zatížení (impact load) během běhu, může být prostředkem k snížení rizika úrazu spojené s během. Bolesti dolní části zad jsou poměrně časté u vytrvalostních běžců. Dysfunkce nebo slabost bederního, pánevního a kyčelního muskuloskeletálního komplexu může vést k poranění jiných částí těla. Mechanické namáhání spojené s opakovaným zatěžováním při běhu může potenciaálně vést ke změnám ve struktuře páteře a nespecifických bolestí dolní části zad. Studie zkoumala vliv čtyř týdenního běhu v minimalistické obuvi na změnu kinematiky bederní páteře a aktivitu paraspinálních svalů. Zúčastnilo se jí 17 zdravých rekreačních běžců, kteří běhají týdně 10–15 km. Byla prokázána větší extenze v bederní páteři a redukce aktivity paraspinálních svalů. Tato zjištění mohou mít klinické důsledky pro léčbu jedinců trpících bolestí dolní části zad spojenou s během (Lee et al., 2016).

Randomizovaná studie posuzovala dlouhodobý účinek minimalistické obuvi na klinické, funkční aspekty a biomechaniku chůze u starších žen s gonartrózou. Bylo pozorováno 56 žen mezi 60–80 lety s gonartrózou druhého a třetího stupně (Kellgren and Lawrence), přičemž testovaná polovina nosila po dobu 6 měsíců nejméně 6 hodin denně minimalistickou obuv a kontrolní skupina obuv běžnou. Výsledky byly vyhodnocovány fyzioterapeuty, kteří neznali rozložení skupiny. Bylo zjištěno, že minimalistická obuv poskytla pacientkám úlevu od bolesti, zmenšila valgozitu kolen při chůzi a zlepšila funkci kloubů. Chůze v minimalistické obuvi může být tudíž považována za levnou a dostupnou volbu pro konzervativní léčbu tohoto onemocnění (Trombini-Souza et al., 2012). Studie Shakoorna a Blocka, (2006) podporuje výsledky předchozí studie. Zúčastnilo se jí 75 pacientů trpících gonartrózou. Bylo zjištěno, že při bosé chůzi se zmenšilo zatížení kyčelního a kolenního kloubu. Zmenšil se addukční moment KOK o 11,9 % v poměru k chůzi v obuvi. Addukční moment se využívá k indikaci intraartikulárního přetížení, čím je větší, tím je zatížení také vyšší.

Studie De Villiers, & Venter (2014) prokázala, že po osmi týdnech bosého tréninku se u hráček netballu zlepšila celková stabilita hlezna jak v antero-posteriorním směru tak i v medio-laterálním směru. Také se zlepšila obratnost a rychlost sprintu na 10 m. u kontrolní skupiny, která dále trénovala v obuvi nebylo pozorováno žádné signifikantní zlepšení.

Běh naboso či v minimalistické obuvi je také ekonomičtější zhruba o 5 %, než běh v obuvi. Příčinou je pružnější skladování energie a uvolňování v dolní končetině při běhu a menší hmotnost minimalistické obuvi v porovnání s klasickou obuví (Divert et al., 2005; Squadrone & Gallozzi, 2009).

Studie výskytu deformit nohou u dospělé populace prokázala, že čím dříve lidé začali nosit obuv, tím vyšší byl výskyt plochých nohou. Dále bylo poznamenáno, že nošení obuvi déle jak 8 hodin denně je také spojeno s vyšším výskytem plochonoží u dospělé populace. Tudiž bosá chůze může působit jako protektivní faktor plochonoží (Jenkins & Cauthon, 2011).

Kontraindikace pro bosý běh

Vnitřní kontraindikací pro bosou chůzi je diabetes mellitus, polyneuropatie a jakákoliv ztráta citlivosti nohou. Studii zkoumající plantární zatížení u pacientů trpících diabetickou polyneuropatií během bosé chůze, bylo zatížení prokazatelně vyšší v přední části nohy oproti kontrolní zdravé skupině. Právě v této oblasti se nejčastěji tvoří diabetický vřed. Tato skupina pacientů by měla nosit terapeutickou obuv, která dramaticky zlepšuje rozptřeni plantárního tlaku v této oblasti (Mueller, Zou, Bohnert, Tuttle, & Sinacore, 2008). Studie v rurální části Srí Lanky zjistila zvýšenou incidenci zranění, infekcí ran a zhoršení hojení v populaci jedinců chodících bosky a trpících diabetem (Lavery, Walker, & Harkless, 1995).

Vnější kontraindikací jsou teplotní extrémy, které mohou způsobit popáleniny nebo naopak omrzliny. Další kontraindikací jsou povrchy hrozící poraněním plosky (Murphy, Curry, & Matzkin, 2013).

Kontraindikací je také špatná běžecká technika, zejména došlap na patu, který způsobuje vysokou hodnotu špičky nárazu při dopadu končetiny na zem (Lieberman et al., 2010).

Možnou kontraindikací je i běžecký povrch. Zejména moderní ploché, tvrdé povrchy například asfalt nebo beton. Dosud však nebyly provedeny žádné studie o optimálním povrchu pro bosý běh nebo chůzi.

Kontraindikací také může být užívání ortopedických pomůcek. Opět však nejsou žádné studie porovnávající efekt bosé chůze a ortopedických pomůcek na léčbu deformit nebo únavových zranění nohou (Jenkins & Cauthon, 2011).

Děti a bosá chůze

Během vývoje se dítě učí se svou nohou zacházet, učí se stabilitě, plynulému odvinutí chodidla při jednotlivých fázích kroku a tvoří si svůj stereotyp chůze. Neohebné boty tento proces narušují. Plynulé, fyziologické odvinutí chodidla je tedy narušeno a nahrazeno dopadem na celou plochu chodidla (u batolat) nebo důrazným dopadem na patu bez navazujícího odvinutí (v pozdějším věku). Tento fenomén pozorujeme u většiny dospělé populace civilizovaného světa, jejíž chůze se stala hrubou a neuvědomělou (Hermach, 2005).

Během prvního roku dítěte se zdá, že nohy jsou ploché. Je to způsobeno přítomností vrstvy plantárního tuku. Když dítě začne chodit, tuk postupně mizí a noha dosáhne svého normálního oblouku. Vývoj končí až téměř v první dekádě života. Plochá noha může být fyziologická nebo patologická. Fyziologicky plochá noha reaguje na zatížení poklesem podélného oblouku, v zahraničí se používá název flexibilní pes planus. Pokud nožní klenba nereaguje na zatížení a oblouk její podélné klenby je trvale snížený, nazývá se rigidní pes planus. Pokud je oblouk podélné klenby naopak vysoký oproti normálu a reaguje na zátěž snížením podélného oblouku, nazývá se flexibilní pes cavus, pokud klenba nereaguje na zátěž, jde o rigidní pes cavus. Flexibilní nožní klenba je většinou asymptomatická, pokud přetrvává do dospělosti může se stát symptomatickou (Bedi, Gopichand & Puri, 2016).

Lewitová (2016b) říká, že i strukturou daná plochá noha může být plně funkční, lpění na klenbě je trochu přehnané. Plochá noha potřebuje dobrou aktivitu svalů plosky a prstců, umět se dobře, aktivně opírat o zem. Nožní klenba se u dětí vytváří aktivní prací prstců a chodidla během vertikalizace a chůze. Dítě, které začíná chodit nemá podélnou ani příčnou klenbu vytvořenou, pokud mu není strukturálně daná stavbou nártu. Jakmile v této době dostane boty a vložky, aby nemělo ploché nohy, je plochonozí a nefunkční noha prakticky zaručena, protože není důvod k aktivnímu utváření klenby. Nahradíme-li funkci vnější pomůckou, funkce se nevytvoří, nebo může zaniknout.

Běžné používání bot od raného dětství ovlivňuje tvar a funkci chodidla. Tradiční čínský způsob svazování chodidel je extrémním případem ukazující, jak je lidské chodidlo vysoce tvárnou strukturou (D'Aout et al., 2009). Hovorková (2016) ve své

studii zjistila, že z 232 dětí ve věkovém rozmezí 2,5 až 6,5 roků nosí nevyhovující velikost bot 74,6 %. Nevhodná velikost obuvi byla způsobena ze 72 % malou šířkou boty a jen z 26 % krátkou délkou. Z celkového počtu 160 dětí, které nosily nevyhovující obuv, odpověděli na otázku, zda je boty tlačí, pouze 2 děti.

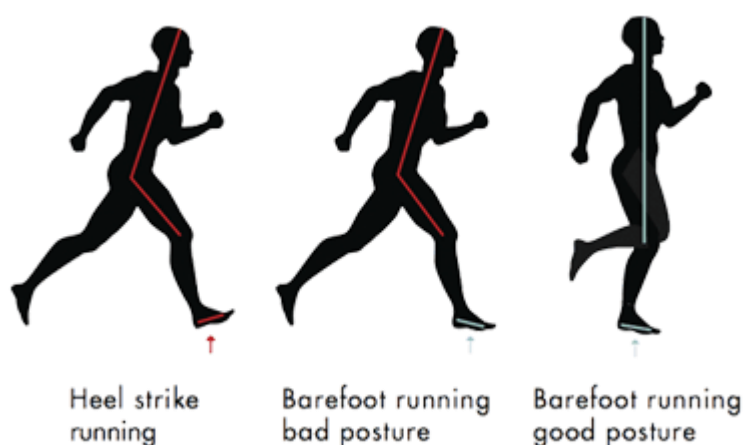
Echarri a Forriol (2003) studovali výskyt plochonoží u dětí z Demokratické republiky Kongo. Zjistil vyšší výskyt plochých nohou u dětí žijících v městech a chodících převážně v obuvi, oproti dětem z venkova pohybujících se bosky.

Bezpečný přechod na bosou lokomoci

Ačkoliv důležité a detailní informace o přechodu na bosou chůzi a běh můžeme najít například v publikaci *Bosé běhání* od Michaela Sandlera nebo v publikaci *Whole body barefoot: transitioning well to minimal footwear* od Katy Bowmanové či na internetových stránkách (<http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/>), nejsou žádné studie, které by prokázaly nejbezpečnější a nejefektivnější metodu přechodu na bosý běh (Jenkinson & Cauthon, 2011).

Technika bosého běhu

Technika bosého běhu se skládá ze tří hlavních komponent: postoje, kadence a uvolnění. Správný postoj je při bosém běhu nejdůležitější. Hlava a hrudník by měly být vzpřímené. Trup nesmí být flektován. Oči by měly sledovat horizont. Celá horní polovina těla by měla být stabilní, ale bez napětí. Pánev je v horizontálním postavení. Došlap by měl být na předonoží, osa končetiny při došlapu by neměla překročit vertikální osu těla, noha tedy dopadá pod těžiště těla (Saxby, 2011), (Obrázek 4).



Obrázek 4. Běžecový postoj (Retrieved from <http://www.thejogblog.co.za/barefoot-running-%E2%80%93-the-hottest-new-exercise-trend-in-backwards-evolution/>)

Elitní běžci v obuvi užívají kadenci 170 až 180 kroků za minutu při rychlosti 2,75 m/s, rekreační běžci v klasické obuvi mají kadenci okolo 150 až 160 kroků za

minutu při stejné rychlosti. Bosí běžci mají kadenci kroků mezi 175 až 182 kroků za minutu při rychlosti 3 m/s (Lieberman, 2012). Kadence bosého běhu by měla dosahovat optimálně 180 došlapů za minutu (Saxby, 2011). Pro přechod na bosou chůzi je tedy nutné zvýšit kadenci kroků a zároveň zkrátit délku kroku. Tato adaptace na bosý běh může trvat, až několik týdnů.

Při běhu by se mělo tělo pohybovat uvolněně. Častou běžeckou chybou bývá napětí šijového svalstva. Ramena by se měla pohybovat v souladu s rytmem běhu a nesmí být zvedána směrem vzhůru. Běh je díky uvolnění a rytmickému pohybu méně energeticky náročný. Ukazatelem uvolnění těla je také hlasitost došlapu, tichý došlap značí uvolnění nohou. Na počátku tréninku může být složité se zaměřit se na uvolnění celého těla. Proto je dobré se napřed soustředit na uvolnění rukou. Radou pro trénink uvolnění je zatnout na několik sekund ruku v pěst a následně je uvolnit (Saxby, 2011). Tato rada vlastně vychází z techniky Jacobsonovi progresivní relaxace. Jejímž cílem je vytvořit schopnost rychlého uvolnění, které vychází z poznání pocitů uvolnění a napětí svalstva (Lokašová, 1999).

KAZUISTIKA

Pacient je muž (*1992), který praktikuje chůzi, běh v minimalistické obuvi a naboso. V této obuvi chodí po dobu tří let, a to přes letní měsíce, což činí zhruba tři měsíce ročně. Příležitostně s výskytem bezpečného povrchu chodí naboso, převážně v lese. Používá minimalistickou obuv od firmy VibramFiveFingers®. Uvedené informace poskytl vyšetřovaný a jsou doplněny o vlastní vyšetření.

Rodinná anamnéza: klinicky prokázaný pokles podélné klenby u sestry, matka je po operaci hallux valgus na obou DK.

Osobní anamnéza: třikrát distorze levého hlezna v letech 2010 a 2011. Synovitida nespécifického původu levého kolene 2015, po dopadu na propnuté koleno, rentgen i magnetická rezonance bez nálezu. Občasné bolesti bederní páteře následně po dlouhém stojí nebo chůzi.

Pracovní anamnéza: student

Sportovní anamnéza: 6 let hrál závodně florbal, 4 roky hraje rekreačně volejbal.

Farmakologická anamnéza: neguje

Nynější onemocnění: aktuálně bez problémů

Vyšetření a kineziologický rozbor:

Zezadu:

Pánev v horizontále, příznak trnu (spine sign) bilaterálně negativní. Gluteální rýhy symetrické, podkolení jamka více vyplněna vlevo. Lýtka i stehna symetrická. Levá Achillova šlacha je zbytnělá, paty jsou v mírně varózním postavení. Pravá taille je mírně výraznější, patrné mírné zvýšení tonu paravertebrálních valů na přechodu hrudní a bederní páteře. Zvýrazněná hrudní kyfóza a její vrchol přesunut do oblasti Th8 – Th10. Hlava ve vzpřímeném postavení.

Zepředu:

Bilaterálně a symetricky je čtyřhlavý sval stehenní hypertrofický oproti ostatním svalovým skupinám. Oboustranně má pacient vysoké nártý. Je patrný bilaterálně začínající hallux valgus, který je vpravo výraznější. Ramena jsou v mírné protrakci, je viditelný zvýšený tonus trapézového svalu.

Z boku:

Pánev v neutrálním postavení. Kolenní kloub je ve středním postavení. Zvýrazněná a kaudalizovaná hrudní kyfóza, její vrchol je přesunut do oblasti

Th8 – Th10. Hlava je držena v lehkém předsunu a extenzí v cervikokraniálním přechodu.

Tabulka 1

Antropometrické vyšetření dolních končetin

Dolní končetina	Zjištěná délka/obvod (cm)	
	Pravá DK	Levá DK
Délka DK (funkční)	91	91
Délka DK (anatomická)	86	86
Délka DK (umbilicomaleolární)	99	99
Délka stehna	42	42
Délka bérce (od kolenní štěrbiny)	44	44
Délka bérce (od hlavičky fibuly)	39	39
Obvod stehna (10 cm nad patelou)	49	49
Obvod stehna (nad kolenem)	44	44
Obvod přes kolenní kloub	39	39
Obvod přes tuberositas tibiae	38	39
Obvod lýtky	44	44
Obvod nad kotníky	23,5	24
Obvod přes kotníky	26,5	27
Obvod přes hlavičky metatarsů	23	23
Obvod přes patu a nárt	33	34

Shrnutí:

Měření odhalilo rozdíly v obvodech přes hlezenní klouby, které mohou mít souvislost s předešlými zraněními.

Tabulka 2

Funkční testy páteře

Testy	Naměřená hodnota (cm)	Fyziologické hodnoty (cm)
Test dle Schobera	7	4–6
Test dle Stibora	9	7-10
Ottův test	4	4
Zkouška lateroflexe	P: 26	> 15
Pravá (P) a levá (L) strana	L:24	
Čepojova zkouška	1,5	>3

Forestierova zkouška	0	0
Lenochova zkouška	0	0
Test dle Thomayera	-3	0

Goniometrické vyšetření dolní končetiny

Vyšetření dle Pavlů bylo provedeno dvouramenným goniometrem. Z důvodů lepší fixace a přesnějšího provedení byl měřen pouze aktivní pohyb. Pasivní „dotažení“ bylo provedeno pouze orientačně.

Tabulka 3

Goniometrické vyšetření dolní končetiny

Kloub	Variační šíře	Pravá DK	Levá DK
Kyčelní kloub	Extenze: 10°- 20°	Sa:15-0-125	Sa:15-0-125
	Flexe: 120°- 130°		
	Abdukce: 30°- 50°	Fa: 50-0-25	Fa: 50-0-25
	Addukce: 10°- 30°		
	Zevní rotace: 45°-60°	Ra: 40-0-30	Ra: 40-0-30
Kolenní kloub	Vnitřní rotace: 30°- 45°		
	Extenze: 0°- 10°	Sa: 5-0-135	Sa: 5-0-125
	Flexe: 125°- 160°		
Hlezenní kloub	Plantární flexe: 45°- 60°	Sa: 25-0-50	Sa: 25-0-50
	Dorzální flexe: 10°- 30°		
	Inverze: 35°- 50°	Ra: 15-0-40	Ra: 15-0-50
	Everze: 15°-30°		

Tabulka 4

Vyšetření dle Beightona

zkouška	Pravá strana	Levá strana	Počet bodů
Extenze malíku	0	0	0
Palmární flexe zápěstí s přiblížením palce k předloktí	0	0	0
Hyperextenze v LOK	1	1	2
Hyperextenze v KOK	0	0	0
Předklon s extendovanými KOK			1
Celkový počet bodů:			3

Shrnutí:

Pro potvrzení konstituční hypermobility dle Beightona je potřeba minimálně 5 bodů, pacient dosahuje pouze počtu 3 bodů. V goniometrickém vyšetření se jeho rozsahy pohybují v rámci normy, byl však naměřen menší rozsah levého kolena do flexe a to o 10°.

Vyšetření svalové síly:

Svalová síla byla vyšetřena orientačně a nebyla nalezena žádná oslabení, z toho důvodu nebylo považováno za nutné se této části vyšetření dále věnovat.

Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy:

Jako jediné zkrácené svaly byly diagnostikovány mm. recti femoris.

Vyšetření kloubních blokád a reflexních změn:

Byly nalezeny a ošetřeny blokády v oblasti střední hrudní páteře a také blokáda levé hlavičky fibuly. Reflexní změny se vyskytovaly vždy bilaterálně, a to v horní části m. trapezius, m. levator scapule, mm. scaleni, m. triceps surae a extenzorové skupině svalů předloktí.

Vyšetření pohybových stereotypů dle Jandy:

Pohybový stereotyp do abdukce je mírně asymetrický. Levá lopatka zaostává v pohybu za pravou a je na ní vidět nepatrné oslabení. Při vyšetření extenze v KYK se pacientovi jako první zapojí gluteální svalstvo následně paravertebrální valy a jako poslední ischiokrurální svaly. Při vyšetření flexe trupu pacient zvednul mírně nohy nad podložku.

Vyšetření hlubokého stabilizačního systému dle Koláře:

Během bráničního a extenčního testu byl pacient schopen kvalitně zapojit hluboký stabilizační systém.

Vyšetření stability stoje:

Trendelenburgův test neprokázal pokles pánve, ale pacient flektoval mírně trup nad stojnou končetinu. Při zavřených očích a stojí na jedné dolní končetině, je vidět zvýšená hra šlach a nestabilita levé končetiny.

Vyšetření měkkých struktur KOK:

Testy na zkřížené, kolaterální vazy a menisky jsou negativní.

Aspekce chůze:

Při chůzi na boso v interiéru chodí pacient přes patu, špičky jsou lehce vytočené zevně, prstce nejsou dostatečně aktivní v odrazové fázi kroku. Při chůzi v terénu a barefoot obuvi je pozorovatelná změna v chůzovém stereotypu. Pacient zpomalí

a zkrátí krok. Došlapuje na patu, ale s menší dorzální flexí v hlezenním kloubu oproti chůzi v obuvi.

Aspekce běhu:

Při běhu v klasické běžecké obuvi dopadá pacient na předonoží, je zvýrazněný odraz do výšky. Pacient běží s mírně flektovaným trupem. Při běhu v minimalistické obuvi, se jeho odraz nekoná tak výrazně ani do dálky či výšky. Celkově zkrátí krok a zvětší kadenci, ale trup je flektován stejně, jako při běhu v obuvi. Je také patrné napětí šíjového svalstva.

Rehabilitační plán:

Pacient je v nynější době bez problémů. Aktuálně hraje rekreačně 3krát týdně volejbal. Jednou týdně chodí běhat v minimalistické obuvi zhruba 5 až 7 km v lesním terénu. Je potřebná korekce běhu a chůze v minimalistické obuvi. Zejména srovnání zevního vytočení špiček nohou a zmenšení flexe trupu při běhu a relaxace šíjového svalstva a trénink aktivního odrazu prstců. Po přechodu na minimalistickou obuv přestal cítit bolest zad v oblasti bederní páteře.

V rámci prevence je vhodné zařadit senzomotorické cvičení na zlepšení stability levé končetiny. Cviky na posilování vnitřních svalů chodidla jako prevence vzniku hallux valgus. Dále korekci držení těla. Měkké techniky a techniky postizometrické relaxace na odstranění reflexních změn v horní části m. trapezius, m. levator scapule, mm. scaleni, m. triceps surae a extenzorové skupině svalů předloktí. Protahování zkrácených mm. recti femoris.

DISKUSE

Všechny zatím provedené studie potvrzují, že biomechanika bosé chůze a běhu je odlišná od biomechaniky pohybu v obuvi. Rozdíly se nacházejí především v typu došlapu, délce kroku a jejich kadenci. Bosí běžci preferují došlap na předonoží, vyšší kadenci kroků a kratší délku kroku oproti jedincům v obuvi.

Elitní vytrvalostní běžci v klasické obuvi došlapují z 75-80 % jako první na patu. Četnost došlapů na patu se zvyšuje se snižující se rychlostí běhu (Hasegawa et al., 2007). Tyto výsledky se shodují s výsledky studií Tarahumarských indiánů, kteří jsou výborní vytrvalostní běžci. Prokázalo se, že obutí indiánští běžci došlapují v 75 % na patu a jen v 25 % používají došlap na předonoží a středonoží. Zatímco v tradiční minimalistické obuvi došlapují ve 40 % na středonoží, 30 % na předonoží a 30 % užívá došlap přes patu (Lieberman, 2014). Tento rozdíl je způsobený díky elevované a odpružené patě běžecké obuvi, která dělá došlap na patu komfortní. U bosých běžců s došlapujícími na předonoží někdy i na středonoží se špička nárazu nevyskytuje, a to ani na tvrdém povrchu. (Lieberman et al., 2010; Squadrone & Gallozzi, 2009; Lieberman, 2012; Lieberman, 2014).

K odlišným výsledkům došel při své studii Huthala et al. (2013). Prokázal, že 72 % habituálně bosých běžců došlapuje na patu při subjektivně zvolené vytrvalostní rychlosti. Při rychlostech vyšších jak 5 m/s začali využívat více došlap na středonoží. Tato studie tedy ukazuje, že ne všichni habituálně bosí jedinci preferují došlap na předonoží a naznačuje, že další faktory, jako je rychlost běhu, frekvence došlapu, úroveň tréninku, mechanické vlastnosti povrchu a vzdálenost, ovlivňují výběr typu došlapu. Na základě prokázaných výsledků můžeme také předpokládat, že velký vliv na způsob dopadu má také propriorecepce, která je u obutých běžců výrazně snížena.

Lieberman (2012) tvrdí, že jestliže požádáme běžce zvyklého nosit běžeckou obuv, aby běžel bos, automaticky změní svůj původní došlap na patu na došlap na předonoží, pokud poběží po tvrdém povrchu. V případě, že poběží po měkkém povrchu, jakým je například tráva, vrátí se opět k dopadu na patu.

Minimalistická obuv bývá užívána, jako bezpečná verze chůze a běhu naboso. Není, ale s pohybem naboso totožná. Studie Larsona (2014), zjistila, že vytrvalostní běžci v minimalistické obuvi měli dvakrát větší tendenci k došlapu na patu než běžci

naboso. Tyto výsledky podporuje i další studie, která hodnotila rozdíly v kinematice pohybu vytrvalostních běžců v závislosti na druhu obuvi. Čím větší bylo odpružení obuvi a nižší rychlost běhu, tím byl častější došlap na patu. Výsledky ukazují, že odpružení a vypolstrování hrají významnou roli v simulaci běžné kinematiky bosého běhu (Hollander, Argubi-Wollesen, Reer, & Zech, 2015).

Existuje hypotéza, že reakční síly země působící na dolní končetinu při došlapu na zem, přispívají k rozvoji únavových zranění, jako je zlomenina tibie, patelofemorální bolestivý syndrom a plantární fascitida (Murphy et al., 2013; Van Gent, 2007; Lieberman, 2012). Tato hypotéza nikdy nebyla přímo potvrzena studií, která by zkoumala vliv bosé chůze na riziko poranění (Jenkins, & Cauthon, 2011).

Bosá chůze a běh pomohou mít pozitivní vliv na snížení rizika vzniku plantární fascitidy. Bosí běžci dopadající na předonoží snižují lokalizovaný tlak na patu během došlapu, protože vertikální reakční síla země se rozkládá po větší ploše předonoží a středonoží. Nadměrné zatěžování plantární fascie vede k jejímu zanícení (De Wit, De Clercq, & Aerts, 2000). Bosí chodci mají taktéž rovnoměrněji rozprostřený plantární tlak, než chodci v obuvi (D'Aout et al, 2009). Dalším pozitivním vlivem je posílení vnitřních svalů nohy což vede ke zpevnění klenby a snížení zatížení plantární fascie (Miller et al., 2014).

Bosá chůze a běh není vhodná pro všechny typy pacientů. Pro pacienty trpící diabetem mellitem, polyneuropatií a jakoukoliv ztrátou citlivosti nohou jsou bosá chůze a běh kontraindikovány. Tato skupina pacientů by měla nosit terapeutickou obuv, která zlepšuje rozprostření plantárního tlaku po celé ploše chodidla (Mueller, Zou, Bohnert, Tuttle, & Sinacore, 2008). Kontraindikací také může být užívání ortopedických pomůcek. Nejsou, ale žádné studie porovnávající efekt bosé chůze a ortopedických pomůcek na léčbu deformit nebo únavových zranění nohou (Jenkins & Cauthon, 2011).

Dalším druhem kontraindikace je špatná běžecká technika, zejména došlap na patu, který způsobuje vysokou hodnotu špičky nárazu při došlapu (Lieberman et al., 2010). Pokud má běžec špatnou techniku je lepší běhat v obuvi, která utlumí alespoň část reakční síly země působící při došlapu.

Kontroverzním tématem je vhodný povrch pro praktikování bosé chůze a běhu. Evoluční historie ukazuje, že chůze naboso a běh je biologicky přirozená situace. Velkou otázkou je, působení moderních, plochých, tvrdých, jednolitých povrchů jako je

například asfalt nebo beton V této problematice nebyly zatím provedeny žádné studie (Jenkins & Cauthon, 2011). Osobně se přikláním k názoru, že bosá chůze a běh by se měli praktikovat především v přírodních podmínkách, jako jsou například lesní stezky, hliněné cesty, travní povrchy. Pro pohyb po moderním povrchu bych zvolila mírně odpruženou obuv, ovšem s dostatečně širokou špičkou a nulovým vyvýšením paty.

Dalším zkoumaným efektem je působení bosé chůze a běhu na aktivitu svalů nohy a funkci podélné klenby. Bylo předpokládáno, že bosý styl zvyšuje aktivitu vnitřních svalů nohou a pomáhá zlepšovat funkci podélné klenby nohy. Tato hypotéza byla potvrzena následujícími studiemi. Studie Millera et al., (2014) zvětšením objemu m. flexor digitorum brevis o 21 % u kontrolní skupiny v klasické obuvi byl zvětšen pouze o 11 %. Abduktor digiti minimi zvětšil svůj objem o 22 % pouze u experimentální skupiny. Goldman et al. (2013) prokázal posílení m. flexor digitorum brevis oproti kontrolní a základní skupině. Dá se tedy vyvodit závěr, že technologie obuvi ovlivňuje mechanické zatížení a biologickou odezvu měkkých tkání. Díky došlapu na špičku a zvětšení plantární flexe v hlezenním kloubu je při bosém běhu více aktivní m. triceps surae a při běhu v obuvi je více aktivní m. quadriceps femoris a m. tibialis anterior (Sinclair et al., 2015; Divert et al., 2005).

Běžné používání bot od raného dětství ovlivňuje tvar a funkci chodidla. Echarri, & Forriol (2003), zjistil vyšší výskyt plochých nohou u dětí žijících v městech a chodících převážně v obuvi, oproti dětem z venkova pohybujících se bosky. Dále bylo poznamenáno, že nošení obuvi déle jak 8 hodin denně je také spojeno s vyšším výskytem plochonoží u dospělé populace (Jenkins & Cauthon, 2011). Hovorková (2016) zjistila, že z celkového počtu 232 testovaných dětí školkového věku mělo 160 nevyhovující velikost obuvi.

Dle mého názoru problém úzké obuvi se neobjevuje pouze u dětské populace, ale také u dospělé populace. Toto tvrzení podporuje i studie D'Aout et al. (2009). Byly porovnány skupiny běžně bosých Indů, běžně obutých Indů, kteří se v dětství pohybovali bosky a skupina běžně obutých Belgičanů. Výsledky skupiny Belgických probandů byly velmi odlišné od obou skupin Indů, více však od bosé skupiny. Rozdíly byly především v relativně krátkém a úzkém chodidlu s větším lokálním tlakem soustředěním na patu, metatarsy a bříško palce nohy.

Dle mého názoru může být bosá chůze v rozmanitém terénu použita, jako levná a efektivní alternativa senzomotorické stimulace u léčby plochých nohou. Studie

Robbinsna & Hanny (1987) zkoumala vliv bosé lokomoce na podélnou klenbu nohy. Na RTG snímcích byla měřena vzdálenost mezi tuber calcanei a hlavicí prvního metatarsu. U 72 % jedinců došlo ke zkrácení více jak o 1mm. Tato studie naznačuje důležitou skutečnost, že svaly nohy oslabené nošením obuvi jsou schopny rehabilitace.

Podle studie Bergmann et al. (1995) může obuv omezit přirozený pohyb každého kloubu během běžného cyklu chůze a zvýšit výskyt osteoartrózy KOK, bolesti zad a degenerativních změn kyčelního kloubu. Tato studie souhlasí s výsledky studie Trombini-Souza et al. (2012), která posuzovala dlouhodobý účinek minimalistické obuvi na klinické, funkční aspekty a biomechaniku chůze u starších žen s gonartrózou. Bylo zjištěno, že minimalistická obuv poskytla pacientkám úlevu od bolesti, zmenšila valgozitu kolen při chůzi a zlepšila funkci kloubů (Trombini-Souza et al., 2012). Chůze v minimalistické obuvi může být tudíž považována za levnou a dostupnou volbu pro konzervativní léčbu tohoto onemocnění.

Významnou studii uskutečnil Lee et al., (2016). Zkoumal vliv čtyř týdenního běhu v minimalistické obuvi na změnu kinematiky bederní páteře a aktivitu paraspinálních svalů. Byla prokázána větší extenze v bederní páteři a redukce aktivity paraspinálních svalů. Pravděpodobnou příčinou je nulové vyvýšení paty a zlepšená proprioreceptivní zpětná vazba u běhu v minimalistické obuvi. Tato zjištění mohou mít klinické důsledky pro léčbu jedinců trpících bolestí dolní části zad. Snížení bolestivosti v oblasti bederní páteře po přechodu na minimalistickou obuv uvádí i pacient v kazuistice. Podle své osobní zkušenosti mohu tento názor, také potvrdit. Tato studie otvírá další diskuzi o možnosti léčby nespecifických bolestí dolní části zad. Pro detailnější pochopení této tematiky je však potřeba provedení dalších studií.

ZÁVĚR

Bosí chodci došlapují na patu, ale s menší dorzální flexí v hlezenním kloubu, kratší délkou kroku a vyšší kadencí kroků. Bosí běžci využívají častěji došlap na předonoží a středonoží s kratšími kroky a vyšší kadencí kroků. Všechny tyto atributy snižují působení reakční síly země při bosém pohybu. Oproti tomu běžci v klasické obuvi využívají převážně došlap na patu. Typ došlapu je však závislý na více faktorech. Důležitým faktorem je tvrdost povrchu a rychlost běhu. Bosí běžci došlapují častěji na předonoží na tvrdém povrchu při vyšších rychlostech běhu. Došlap na patu generuje špičku nárazu, kterou není schopna zcela utlumit ani běžecká obuv. Během došlapu na předonoží se tato špička nárazu nevyskytuje a to ani při běhu po tvrdém povrchu.

Hypotéza o nižším počtu zranění při bosém běhu nebyla potvrzena. Náhlý přechod na bosý styl, ale může zvýšit riziko únavových zranění. Není doložena nejbezpečnější a nejefektivnější metoda přechodu na bosý styl.

Bosá chůze a běh posiluje vnitřní svaly nohy. To má přímý vliv na zlepšení funkce klenby nohy a prevenci plochonoží. Bosá chůze a běh v rozmanitém terénu tedy může sloužit, jako alternativa senzomotorické stimulace u léčby plochých nohou a vbočených palců. Může být použita, jako varianta senzomotorické stimulace. Bosý pohyb, může pomáhat léčbě bolesti dolní části zad i u pacientů s artrózou KOK. Tato teorie, ale potřebuje provedení dalších studií.

Bosý styl je ale kontraindikovaný pro pacienty se ztrátou citlivosti na dolní končetině a pacienty s diabetem. Nevyřešenou otázkou zůstává vhodnost moderní povrchů pro bosou lokomoci a užívání ortopedických pomůcek. Kontraindikací je nevhodný bosý běžecký styl.

Výsledný fyzický stav těla člověka, závisí na stavu chodidla, držení těla, způsobu chůze a běhu, množstvím pohybu a nejčastějším terénu. Absence obuvi jako takové nemůže být problém ani řešením sama o sobě. Nošení obuvi je stále nezbytné, zejména na nepřirozeném povrchu a při některých patologiích organismu. Je však potřebné vybrat obuv, která respektuje přirozený tvar chodidla a jeho funkci.

SOUHRN

Bakalářská práce se zabývá bosou chůzí a během. Teoretická část práce se věnuje základní anatomii nohy, evoluci bosého pohybu, biomechaniky chůze a běhu. V hlavní části je zmíněn vliv bosého běhu na typ došlapu, velikost reakční síly země a svalový aparát chodidla. Dále je charakterizována minimalistická obuv a její rozdílnost vůči klasické obuvi. Nejdůležitější část práce popisuje vliv bosého běhu na nejčastější běžecká zranění, zranění vznikající přechodem na bosý běh, kontraindikace bosého pohybu. Také je popsán pozitivní vliv bosého pohybu a jeho možnosti využití v léčbě.

Závěrem práce je zpracována kazuistika pacienta praktikujícího chůzi a běh v minimalistické obuvi a v přírodním terénu i naboso. V rámci návrhu rehabilitačního plánu je vhodné zařadit v rámci prevence senzomotorické cvičení na zlepšení stability levé končetiny a korekci techniky bosého běhu.

SUMMARY

The Bachelor's thesis deals with barefoot walking and running. The theoretical part deals with basic foot anatomy, evolution of barefoot motion, biomechanics of walking and running. The main part mentions influence of barefoot running on the foot strike type, size of the earth reaction force and plantar muscular apparatus. Furthermore the minimalist footwear and its differentness against conventional footwear are characterized. The most important part of the thesis describes influence of the barefoot running on the most frequent running injuries originated due the transition to barefoot running, barefoot motion contraindications. It also describes a positive influence of the barefoot motion and its possibilities of use in therapy.

Casuistry of a patient walking and running in the minimalist footwear and also barefooted in a favorable terrain are drawn up in the conclusion of the thesis. Within the remedial plan proposal it is suitable to include sensorimotor exercises to improve stability of the left extremity and correction of the barefoot running technique within the prevention.

REFERENČNÍ SEZNAM

- Barton, C. J., Levinger, P., Menz, H. B., & Webster, K. E. (2009). Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait & Posture*, 30(4), 405-416. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.07.109
- Bergmann, G., Kniggenndorf, H., Graichen, F., & Rohlmann, A. (1995). Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *Journal Of Biomechanics*, 28817-827. doi:10.1016/0021-9290(94)00129-R
- Bowman, K. (2015). *Whole body barefoot: transitioning well to minimal footwear*. ISBN 9780989653985.
- Bramble, D. M., & Lieberman, D. E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432(7015), 345-352.
- Bruggemann, G. P., Potthast, W., Braunstein, B., & Niehoff, A. (2005). Effect of increased mechanical stimuli on foot muscles functional capacity. In *Proceedings of the ISB XXth Congress-ASB 29th Annual Meeting: 31 July-5 August 2005; Cleveland* (Vol. 553).
- Campitelli, N. A., Spencer, S. A., Bernhard, K., Heard, K., & Kidon, A. (2016). Effect of Vibram FiveFingers Minimalist Shoes on the Abductor Hallucis Muscle. *Journal Of The American Podiatric Medical Association*, 106(5), 344-351.
- Cavanagh, P. R. (1990). *Biomechanics of distance running*. Champaign (IL): Human Kinetics. ISBN 08-732-2268-7
- Čihák, R. (2011). *Anatomie 1* (3rd ed.). Praha: Grada.
- D'Aout, K., Pataky, T. C., De Clercq, D., & Aerts, P. (2009). The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science*, 1(2), 81. doi:10.1080/19424280903386411
- De Lateur, B., Giaconi, R., Questad, K., Ko, M., & Lehmann, J. (1991). Footwear and posture. Compensatory strategies for heel height. *American Journal Of Physical*

Medicine And Rehabilitation, 70(5), 246-254. doi:10.1097/00002060-199110000-00004

De Villiers, J. E., & Venter, R. E. (2014). Barefoot Training Improved Ankle Stability and Agility in Netball Players. *International Journal Of Sports Science & Coaching*, 9(3), 485-496.

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. doi:10.1016/S0021-9290(99)00192-X

Divert, C., Mornieux, G., Freychat, P., Baly, L., Mayer, F., & Belli, A. (2008). Barefoot-Shod Running Differences: Shoe or Mass Effect? *International Journal Of Sports Medicine*, 29(6), 512. doi:10.1055/s-2007-989233

Dixon, S. J., Collop, A. C., & Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 32(11), 1919-1926.

Dvořák R. (2003). *Základy kineziologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.

Echarri J., & Forriol, F. (2003). The development in footprint morphology in 1851 Congolese children from urban and rural areas, and the relationship between this and wearing shoes. *Journal Of Pediatric Orthopaedics Part B*, 12(2), 141-146. doi:10.1097/00009957-200303000-00012

Goldmann, J., Potthast, W., & Brüggemann, G. (2013). Athletic training with minimal footwear strengthens toe flexor muscles. *Footwear Science*, 5(1), 19-25. doi:10.1080/19424280.2012.744361

Hasegawa, H., Yamauchi, T., & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during a elite-level half marathon. *Journal Of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)*, 21(3), 888-893.

- Hatala, K., Dingwall, H., Richmond, B., & Wunderlich, R. (2013). Variation in Foot Strike Patterns during Running among Habitually Barefoot Populations. *Plos ONE*, 8(1),doi: 10.1371/journal.pone.0052548
- Hermach, C., M., H. (2005). Znovu o nohách. *Bulletin UNIFY*, 10, 39-43.
- Hollander, K., Argubi-Wollesen, A., Reer, R., & Zech, A. (2015). Comparison of Minimalist Footwear Strategies for Simulating Barefoot Running: a Randomized Crossover Study. doi: 10.1371/journal.pone.0125880
- Hovorková, Š. (2016). Školka na nohou. *Umění Fyzioterapie*, 2016(1), 18-19.
- Hreljac, A. (2005). Etiology, Prevention, and Early Intervention of Overuse Injuries in Runners: a Biomechanical Perspective. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics Of North America*, 16(Running Injuries), 651-667. doi: 10.1016/j.pmr.2005.02.002
- Chen, T. L., Sze, L. K., Davis, I. S., & Cheung, R. T. (2016). Effects of training in minimalist shoes on the intrinsic and extrinsic foot muscle volume. *Clinical Biomechanics*, 368-13.doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.05.010
- Jenkins, D. W., & Cauthon, D. J. (2011). Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. *Journal Of The American Podiatric Medical Association*, 101(3), 231-246.
- Kapandji, I., A. (1987). *The Physiology of the Joints. Volume 2. Lower Limb*. (5th ed.). New York
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-6571.
- Larsen, C. (2005). *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc: Poznání.
- Larson P. (2014). Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race. *J Sport Health Sci* 3:137–42.
- Lee, S., Bailey, J. P., Smith, J. A., Barton, S., Brown, D., & Joyce, T. (2016). Adaptation of lumbar biomechanics after a four-week running **trainih** with

- minimalist footwear techniques: implications for running-related lower back. *Physical Therapy In Sport*, doi: 10.1016/j.ptsp.2016.11.004
- Lewit, K., & Olšanská, Š. (2005). "Outflare – inflare" - změna postavení páne. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 12(1), 3-5.
- Lewitová, C. M. (2016 a). O dětských nohách. *Umění Fyzioterapie*, 2016(1), 5-7.
- Lewitová, C. M. (2016 b). O dospělých nohách. *Umění Fyzioterapie*, 2016(2), 4-8.
- Lieberman, D. E. (2012). What we can learn about running from barefoot running: An evolutionary medical perspective. *Exercise And Sport Sciences Reviews*, 40(2), 63-72. doi:10.1097/JES.0b013e31824ab210
- Lieberman, D. E. (2014). Strike type variation among Tarahumara Indians in minimal sandals versus conventional running shoes. *Journal Of Sport And Health Science*, Vol 3, Iss 2, Pp 86-94 (2014), (2), 86. doi: 10.1016/j.jshs.2014.03.009
- Lieberman, D. E. (2016). *Příběh lidského těla: evoluce, zdraví a nemoci*. V Brně: Jan Melvil Publishing.
- Lieberman, D. E., Castillo, E. R., Otarola-Castillo, E., Sang, M. K., Sigei, T. K., Ojiambo, R., & ... Pitsiladis, Y. (2015). Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. *Plos One*, 10(7), e0131354. doi: 10.1371/journal.pone.0131354
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., & ... Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531-535. doi:10.1038/nature08723
- Lokšová I. & Lokša J. (1999). *Pozornost, motivace, relaxace a tvořivost dětí ve škole*. Praha: Portál. ISBN 80-7178-205-X.
- Mann, R. A., & Coughlin, M. J. (1981). Hallux Valgus-Etiology, Anatomy, Treatment and Surgical Considerations. *Clinical orthopaedics and related research*, 157, 31-41.

- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 38(2), 323-328.
- Miller, E. E., Whitcome, K. K., Lieberman, D. E., Norton, H. L., & Dyer, R. E. (2014). The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal Of Sport And Health Science*, 3(Special Issue on "Barefoot and Minimal Shoe Running"), 74-85. doi: 10.1016/j.jshs.2014.03.011
- Murphy, K., Curry, E., & Matzkin, E. (2013). Barefoot Running: Does It Prevent Injuries? *Sports Medicine*, 43(11), 1131-1138.
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics In Sports Medicine*, 31(2), 187-201.
- Pročková, P. (2016). Život naboso. *Umění Fyzioterapie*, 2016(2), 54-59.
- Ridge, S. T., Johnson, A. W., Mitchell, U. H., Hunter, I., Robinson, E., Rich, B. E., & Brown, S. D. (2013). Foot bone marrow edema after a 10-week transition to minimalist running shoes. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 45(7), 1363-1368. doi:10.1249/MSS.0b013e3182874769
- Richards, C. E., Magin, P. J., & Callister, R. (2009). Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *British Journal Of Sports Medicine*, 43(3), 159-162. doi:10.1136/bjism.2008.046680
- Robbins, S. E., & Hanna, A. M. (1987). Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 19(2), 148-156.
- Salzler, M., Bluman, E., Noonan, S., Chiodo, C., & de Asla, R. (2012). Injuries Observed in Minimalist Runners. *Foot And Ankle International*, 33(4), 262.
- Sandler M.& Lee J. (2010.)*Barefoot running: how to run light and free by getting in touch with the Earth*. 1. vyd. Boulder, CO: RunBare Pub, 320 s. ISBN 09-843-8220-8.
- Saxby L. (2011). *Proprioception. Making Sense of Barefoot Running*. Terra Plana Internacional

- Shakoor, N., & Block, J. A. (2006). Walking barefoot decreases loading on the lower extremity joints in knee osteoarthritis. *Arthritis And Rheumatism*, 54(9), 2923-2927.
- Sinclair, J., Atkins, S., Richards, J., & Vincent, H. (2015). Modelling of Muscle Force Distributions During Barefoot and Shod Running. *Journal Of Human Kinetics*, 47(1), 9-17.
- Sinclair, J., Cole, T., & Richards, J. (2016). The influence of barefoot and shod running on Triceps surae muscle strain characteristics. *Foot & Ankle Online Journal*, 9(1), 20-25. doi:10.3827/faoj.2016.0901.0004
- 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
- Trombini-Souza, F., Fuller, R., Matias, A., Yokota, M., Butugan, M., Goldenstein-Schainberg, C., & Sacco Isabel C, N. (2012). 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*, Vol 13, Iss 1, P 121 (2012), (1), 121. doi:10.1186/1471-2474-13-121
- Vangara, S. V., Gopichand, P. V., Bedi, M., & Puri, N. (2016). Effect of barefoot walking on foot arch structure in Tribal children. *Asian Journal Of Medical Sciences*, 7(5), 108. doi:10.3126/ajms. v7i5.15241
- Van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. A., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal Of Sports Medicine*, 41(8), 469-480.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Véle F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum. ISBN 80-7184-100-5.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.

Véle, F. (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.

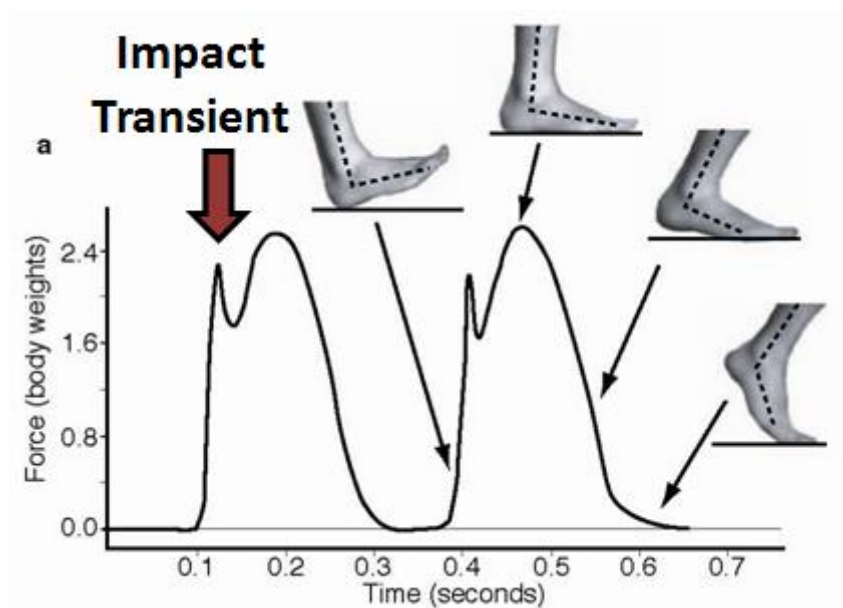
SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Bosý došlap na patu

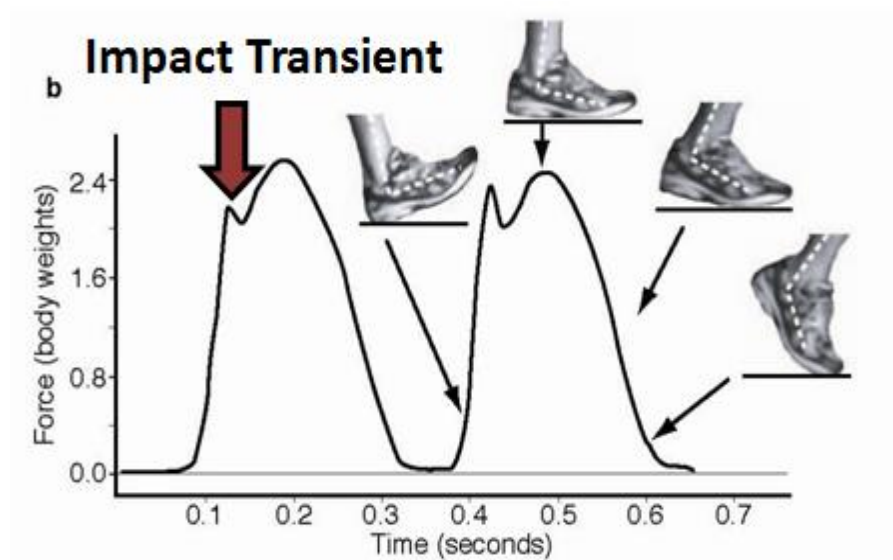
Příloha 2. Došlap na patu v obuvi

Příloha 3. Bosý došlap na předonoží

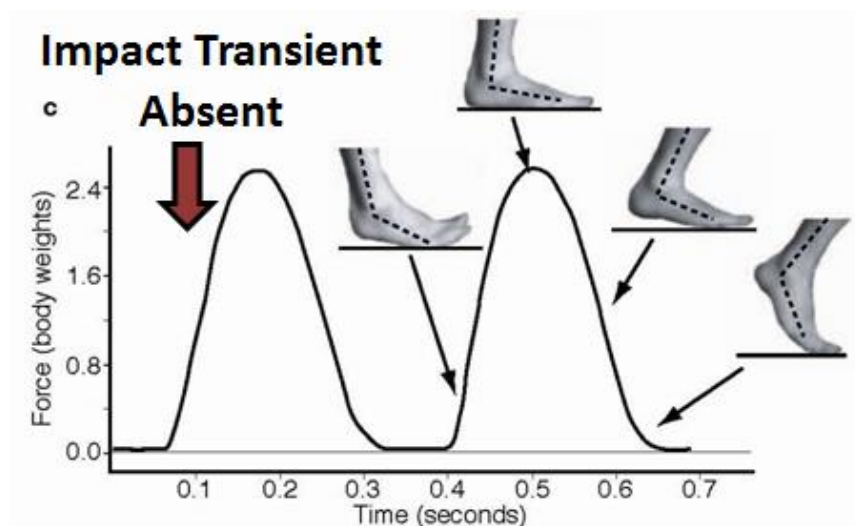
Příloha 4. Rozdílný tvar chodidel u habituálně bosých a obutých jedinců



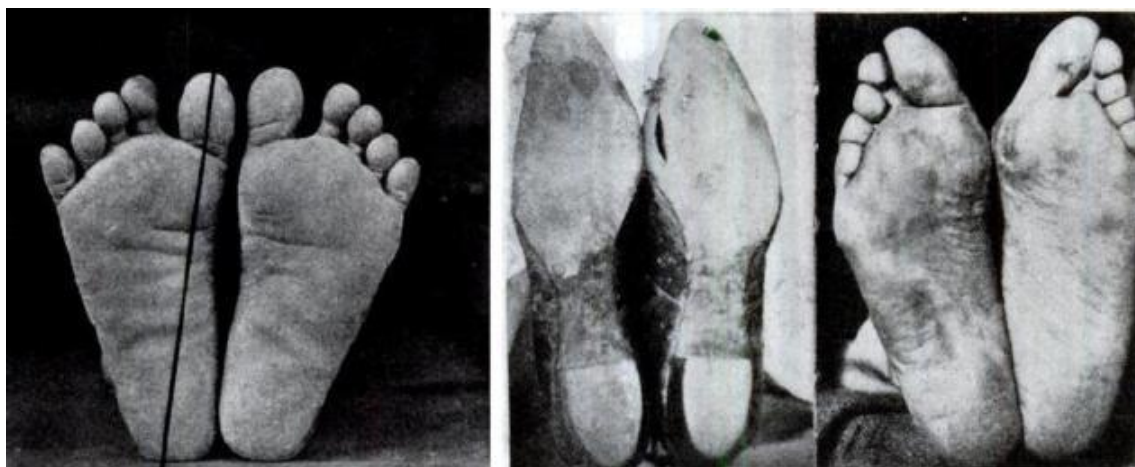
Příloha 1. Bosý došlap na patu (Lieberman et al., 2010, s. 532)



Příloha 2. Došlap na patu v obuvi (Lieberman et al., 2010, s. 532).



Příloha 3. Bosý došlap na předonoží (Lieberman et al., 2010, s. 532)



Příloha 4. Rozdílný tvar chodidel u habituálně bosých a obutých jedinců (Retrieved from <http://www.technicallyrunning.com/2012/01/vibram-transition-chapter-4/>)