

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav klinické rehabilitace

Petr Findura

Vliv vybrané sportovní obuvi na patokineziologii nohy sportovců

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

Olomouc 2024

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracoval samostatně pod odborným vedením pana Mgr. Marka Tomsy. Uvedl jsem veškerou knižní literaturu a internetové publikace, z nichž jsem čerpal. Nástrojů umělé inteligence (AI) bylo využito pouze za účelem poskytnutí zpětné vazby na zřetelnost vypracovaných textů a ne pro generování obsahu práce.

V Olomouci dne 15. dubna 2024

.....

Petr Findura

Rád bych poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce Mgr. Marku Tomsovi za odborné vedení práce a trpělivost, kterou mi v průběhu vypracování práce poskytoval. Rád bych také vzdal dík všem svým učitelům, kteří mi stále nabízejí své cesty.

Anotace

Typ závěrečné práce: bakalářská

Téma práce: Vliv vybrané sportovní obuvi na patokineziologii nohy sportovců

Název práce v ČJ: Vliv vybrané sportovní obuvi na patokineziologii nohy sportovců

Název práce v AJ: Effects of selected sports shoes on foot pathokinesiology in athletes

Datum zadání: 20. listopadu 2022

Datum odevzdání: 15. dubna 2024

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Petr Findura

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

Oponent práce: Mgr. Romana Holaňová

Abstrakt v ČJ:

Sportovní obuv je základní součástí výbavy mnohých sportovních aktivit. Tato práce se zaměřuje na vybrané typy sportovní obuvi, a to lezeckou obuv, fotbalové kopačky, různé druhy taneční obuvi a běžeckou obuv. V první části práce je shrnuta problematika anatomie, biomechaniky a patokineziologie nohy. Druhá část se věnuje vybraným typům sportovní obuvi a jejich rolím v rámci sportovních disciplín. Typy sportovní obuvi jsou charakterizovány, je popsán jejich vliv na biomechaniku a patokineziologii nohy. Závěrem jsou shrnuta praktická doporučení pro správný výběr obuvi či kompenzací, které mohou pomoci zmírnit neblahý dopad dlouhodobého používání těchto typů obuvi. V neposlední řadě práce sumarizuje problematiku barefoot běhu, čili běhání naboso, a snaží se z recentních studií s často protichůdnými názory utvořit jednoduché doporučení, kterým se mohou běžci při výběru obuvi řídit.

Abstrakt v AJ:

Footwear is an essential piece of equipment for many sport activities. This thesis focuses on selected types of sports shoes, namely climbing shoes, football (soccer) cleats, various types of dance shoes and running shoes. The first part of the thesis summarizes the anatomy,

biomechanics and pathokinesiology of the foot. The second part focuses on selected types of footwear and their respective roles within sport disciplines. The types of sports shoes are characterized, their influence on the biomechanics and pathokinesiology of the foot is described. Finally, practical recommendations for the proper selection of footwear or compensations that can help mitigate the adverse impact of long-term use of these types of footwear are given. Furthermore, this thesis reviews the issue of barefoot running and attempts to draw from recent studies with often conflicting opinions to form simple recommendations that runners can follow when choosing their footwear.

Klíčová slova v ČJ: sportovní obuv, zranění nohy, deformity nohy

Klíčová slova v AJ: footwear, foot injuries, foot deformities

Rozsah: 38 stran / 0 příloh

Obsah

Úvod	6
1 Anatomie a biomechanika nohy	7
1.1 Kostra nohy	7
1.2 Měkké tkáně nohy	8
1.3 Kostěná klenba nožní.....	9
1.4 Biomechanika klenby nožní	10
1.5 Kineziologie chůze u člověka.....	10
2 Strukturální a funkční vady nohy	12
3 Vybraná sportovní obuv a její vliv na patokineziologii nohy	15
3.1 Sportovní lezení a lezecká obuv	15
3.2 Fotbal a kopačky.....	18
3.3 Tanec a taneční obuv	21
3.4 Běh a běžecká obuv	24
3.5 Barefoot běh	26
Závěr.....	29
Referenční seznam.....	32
Seznam zkratk.....	37
Seznam obrázků.....	38

Úvod

Sportovní obuv je základní součástí výbavy mnohých sportovních aktivit, představuje klíčový spojovací článek sportovce a povrchu, který je v dané disciplíně používán. Protože je každý sport charakteristický svými pravidly, svými cíly a průběhem, povrchem, na kterém se odehrává i nároky, které klade na sportovce, musí zákonitě i sportovní obuv využívaná pro účely daného sportu reflektovat tato specifika každé disciplíny. Sportovní obuv však neslouží pouze k pokrytí nohy po dobu sportovní aktivity, může pomoci ochránit nohu sportovce před zraněním, zamezit dlouhodobému přetěžování struktur pohybového aparátu, či dokonce umožnit efektivnější využití potenciálu daného jedince. Bohužel však může mít na tělo sportovce i vliv negativní.

Cílem této bakalářské práce je pomocí rešeršní činnosti shrnout aktuální poznatky v oblasti vlivu sportovní obuvi na nohu a její biomechaniku a podtrhnout případné patologické vlivy této obuvi. Práce popisuje biomechanické faktory, které vedou k patokineziologii nohy ve vybrané obuvi a na základě těchto poznatků se snaží navrhnout praktická doporučení, která mohou pomoci sportovcům při výběru sportovní obuvi, aby se tak zamezilo negativním dopadům obuvi na pohybový aparát jedince. Typy sportovní obuvi byly vybrány tak, aby zahrnovaly nejen širokou škálu populárních sportů, ale aby bylo na základě závěrů vyplývajících z této práce možné vyvodit důsledky i pro další, třeba méně rozšířené sportovní aktivity. Kromě praktického doporučení pro výběr obuvi si práce dává za cíl navrhnout případné kompenzační mechanismy, které mohou vést k redukci patologických vlivů či dokonce podpoře preventivních vlastností vybrané sportovní obuvi v rámci jednotlivých disciplín.

K vyhledání odborných článků a dalších publikací byly využity online databáze EBSCO, PubMed a ScienceDirect. Vyhledávání materiálů pro rešeršní činnost probíhalo od 4. května 2023 do 2. dubna 2024. Časové omezení publikací bylo pro většinu odborných článků stanoveno od roku 2009 do roku 2023, některé monografie a primární zdroje informací však tomuto kritériu zákonitě unikly. Protože se používané zdroje věnovaly převážně jediné sportovní aktivitě, byla použita různá klíčová slova pro vybrané sporty, a to v angličtině. Pro všechny podkapitoly to bylo footwear, foot injuries a foot deformities, pro sportovní lezení pak klíčová slova sports climbing OR bouldering; pro fotbal byla použita kombinace slov football OR soccer; pro tanec dance OR ballet; pro běh running OR jogging; pro bosý běh bylo využito klíčové slovo barefoot running. Celkem bylo vybráno 51 zdrojů, z toho 9 zdrojů knižních. Preferovány byly recentní práce a metaanalýzy. Zahraniční publikace byly překládány z angličtiny vlastními silami za pomoci nástroje DeepL.

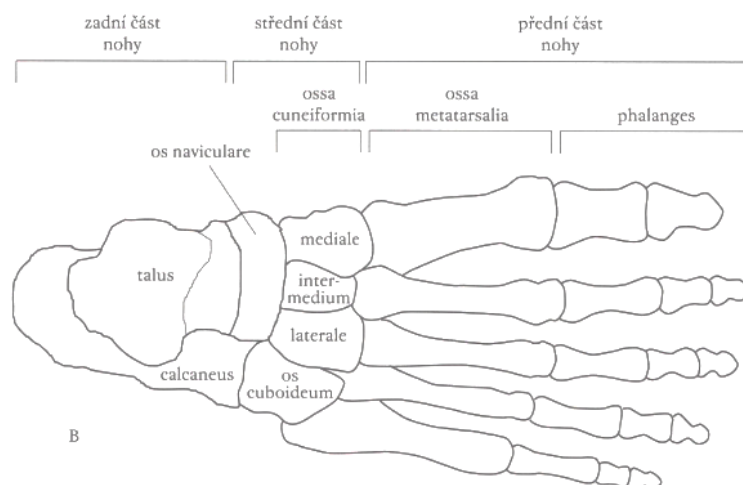
1 Anatomie a biomechanika nohy

Jako nohu označujeme část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Jde o základ pro posturu, který kontaktem přímo s podložkou přenáší tíhovou i reakční sílu a sám se aktivně podílí na aktivní generaci sil ve stoji i v pohybu. Dále je tento segment významným zdrojem proprioceptivních a exteroceptivních vjemů pro centrální řízení motoriky (Vařeka a Vařeková 2009, p. 43).

Noha se v průběhu evoluce postupně přizpůsobila vzpřímené postuře a lokomoci, stala se tak orgánem spíše podpůrným než uchopovacím. Její hlavní funkcí je vytvoření pevné základny pro rovnoměrné rozložení zátěže, zmenšení energetické náročnosti chůze a odpružení nárazů váhy těla vůči podložce. Dříve vrozená funkce uchopovací a manipulační je však stále potenciálně dostupná, jak se ukazuje u jedinců s poruchami funkce horních končetin (Gross et al., 2005, p. 491; Véle, 2006, p. 257).

1.1 Kostra nohy

Na utváření kosterního základu nohy se podílí 26 kostí, 7 nepravidelných kostí zanártních, 5 dlouhých kostí nártních a 14 článků prstců (2 pro palec a 3 pro každý další prstec). Dále popisujeme drobné sesamské kůstky, u člověka nejčastěji dvě, uložené při metatarzofalangeálním kloubu palce (Čihák, 2011, p. 305). Tyto kosti na základě funkčních vztahů rozdělujeme na tři proximodistální části: zadní část nohy (zánoží), střední část nohy (středonoží) a přední část nohy (předonoží) (viz Obrázek 1, p. 7). Z funkčního hlediska je také významné dělení na 2 paralelní paprsky. Mediální paprsek tvoří *talus*, *os naviculare*, *ossa cuneiformia* a metatarzální kůstky a články prstců pro 1. až 3. prstec, laterální paprsek tvoří *calcaneus*, *os cuboideum* a metatarzální kůstky a články prstců pro 4. a 5. prstec (Vařeka & Vařeková, 2009, p. 9).



Obrázek 1 Kostra nohy a její funkční dělení (Gross et al., 2005, p. 492)

1.2 Měkké tkáně nohy

Svaly nohy dělíme do dvou skupin, dlouhé svaly se začátky mimo oblast nohy (extrinsic svaly) a krátké svaly v celém svém průběhu uložené na noze (intrinsic svaly). Na přední straně bérce popisujeme tyto extrinsic svaly: *m. tibialis anterior*, provádí dorzální flexi a inverzi nohy; *m. extensor digitorum longus*, provádí dorzální flexi prstců i celé nohy a everzi; *m. extensor hallucis longus*, provádí extenzi palce a pomáhá při dorzální flexi a everzi nohy; *m. peroneus longus*, provádí everzi a plantární flexi nohy a *m. peroneus brevis* s obdobnou funkcí. V zadní skupině svalů bérce nacházíme: *m. triceps surae* se třemi složkami (*m. gastrocnemius medialis* a *m. gastrocnemius lateralis*, díky svému začátku na odpovídajících kondylech femuru dvoukloubové a jednokloubový *m. soleus*; oddělena může být ještě samostatná rudimentární svalová komponenta *m. plantaris*, všechny hlavy se pak distálně spojují v úponovu Achillovu šlachy), jeho hlavní funkcí je posturální stabilizace ve stoji a účast v lokomoci pomocí plantární flexe; *m. tibialis posterior*, provádí inverzi nohy a pomáhá při plantární flexi; *m. flexor digitorum longus*, provádí plantární flexi prstců i celé nohy a inverzi; *m. flexor hallucis longus*, provádí flexi palce a pomáhá při plantární flexi a inverzi nohy.

Krátké neboli intrinsic svaly popisujeme následující: *m. extensor digitorum brevis* pro extenzi 2.-4., výjimečně i 5. prstce; *m. extensor hallucis brevis* pro extenzi palce; *m. flexor digitorum brevis* pro flexi proximálních článků 2.-5. prstce; *m. quadratus plantae* jako pomocný sval pro *m. flexor digitorum longus* měnící vektor jeho tahu; *mm. lumbricales* pro flexi proximálních a extenzi distálních článků 2.-5. prstce; *mm. interossei plantares et dorsales* pro svírání a rozevírání vějíře prstců a jako pomocné svaly *mm. lumbricales*; na palcové straně dále popisujeme *m. abductor hallucis*, *m. flexor hallucis brevis* a *m. adductor hallucis*, na malíkové straně *m. abductor digiti minimi* a *m. flexor digiti minimi brevis*, případně nekonstantní *m. opponens digiti minimi* (Véle, 2006, pp. 257-260; Čihák, 2011, pp. 478-494).

Klouby nohy a jejich nejdůležitější přidružené vazy popisujeme v proximodistálním pořadí následující: hlezenní kloub (*art. talocruralis*) spojující distální *tibii*, *fibulu* a *talus*. *Tibie* a *fibula* jsou v oblasti hlezna spojeny pomocí *syndesmosis tibiofibularis*, jejíž pevnost je předpokladem správné funkce tohoto kloubu. Pouzdro hlezenního kloubu je dále zesíleno pomocí *lig. collaterale mediale* (čili *lig. deltoideum*) a *lig. collaterale laterale* (tvořící tři pruhy, *lig. talofibulare anterius*, *lig. talofibulare posterius*, *lig. calcaneofibulare*). Zánártní kloub mezi *talem* a okolními kostmi dělíme na *art. subtalaris* a funkční jednotku nazývanou Chopartův kloub. Tato biomechanicky komplexní oblast je fixována mnoha vazy, pro rozsah této práce uvedeme pouze *lig. plantare longum* rozprostřené od plantární plochy *calcanea* až na báze

metatarzů. *Art. cuneonavicularis* spojuje kosti mediálního paprsku nohy, jde o tuhé skloubení. Druhá funkční jednotka popisovaná na noze se nazývá Lisfrankův kloub, který zahrnuje *artt. tarsometatarsales* a *artt. intermetatarsales*, je bohatě opatřen vazy, které se podílí na udržování klenby nožní, a účastní se pružících pohybů nohy jako celku. *Artt. metatarsophalangeae* spojují metatarzy a články prstců, jejich pouzdra jsou zesílena vazy a na jejich plantární straně popisujeme *fibrocartilagine plantares*, vazivové destičky, na které se napojují šlachové pochvy flexorů prstců. *Artt. interphalangeae* jsou dvě řady kloubů mezi jednotlivými články prstců s obdobnými vazivovými destičkami. U velké části populace jsou tyto klouby, především pak na laterální straně nohy, nahrazeny synchondrózami či synostózami, čímž přicházejí o svoji hybnost. Tento jev se nazývá symfalangismus a pro pátý prstec se vyskytuje až u 72,5% populace (Čihák, 2011, pp. 335-344; Nakashima et al., 1995, p. 275).

1.3 Kostěná klenba nožní

Kostra nohy tvoří dvojí klenutí: příčné a podélné. Z pohledu statiky je klenba útvar, který pomocí vrcholového klenáku přenáší působící zatížení na pilíře, které mají v případě nožní klenby svoje body opory o podložku v místě hlavičky I. metatarzální kůstky, V. metatarzální kůstky a na dorzální části *calcanea*.

Podélná klenba, táhnoucí se od *calcanea* po hlavičky metatarzů, je tvořena pěti oblouky pro každý metatarz a ohraničena mediálním a laterálním obloukem. Mediální oblouk je tvořen pěti kostmi, je nejvyšší, nejdelší a během stoje i lokomoce je vystavován největšímu zatížení, protože jeho součástí je *talus*, který přenáší síly z vyšších segmentů těla na nožní klenbu. Jeho klenákem je *os naviculare*.

Směrem k laterálnímu se oblouky postupně snižují. Laterální oblouk tvoří tři kosti, klenákem je *os cuboideum*, která je pouze 3-5 mm nad podložkou. Tento oblouk je za fyziologických podmínek vyplněn měkkými tkáněmi (především *m. abductor digiti minimi*) a má tudíž plný kontakt s podložkou.

Příčná klenba se táhne v délce celé nohy a je tvořena několika oblouky různých tvarů a směrů. Přední oblouk se klene mezi hlavičkami metatarzů, na mediální straně jsou mu oporou sezamské kůstky palce a jeho klenákem je hlavička II. metatarzu.

Střední oblouk se klene na úrovni *ossa cuneiforma*, zahrnujeme sem však i *os cuboideum*. Zadní oblouk tvoří *os naviculare* a *os cuboideum*. V rámci obou těchto oblouků je jedinou komponentou v opoře o zem laterálně položená *os cuboideum* (Vařeka & Vařeková, 2009, pp. 43-44; Kapandji, 1987, pp. 220-226).

1.4 Biomechanika klenby nožní

Klenbu nožní však tvoří pouze kostěný základ: jde o strukturu, která propojuje kosti, klouby, vazy a svaly nohy do jednotného systému. Díky svému zakřivení a pružnosti se dokáže přizpůsobit nerovnosti terénu a přenášet síly, které na ni vyvíjí váha našeho těla jak ve statických polohách, tak v pohybu. Dále funguje jako tlumič nárazů nezbytný pro zajištění pružnosti v chůzi.

Klenby chodidla si udržují svou konkavitu za pomoci vazů a svalů. Krátkodobému, prudkému zatížení odolávají především vazy planty, zatímco s trvalým zatěžováním se vypořádávají svaly nohy. V udržování mediální klenby hrají hlavní roli *m. tibialis posterior* (tahem za *os naviculare* a okolní ligamenta), *m. peroneus longus* (který zároveň pomáhá udržovat příčnou klenbu), *m. abductor hallucis longus* (přiblížením protějších konců klenby) a dlouhé flexory nohy, které ohraničují rozsah pohybu *talus* po *calcaneu*. Mediální klenba je v důsledku této skluznosti *talus* velmi elastická. Naopak laterální klenba je rigidnější, čímž umožňuje přenos síly *m. triceps surae* na plošku. Její stabilita je vazivově udržována pomocí *lig. plantare longum*, které zabraňuje rozevírání Chopartova kloubu, a svalově pomocí *m. abductor digiti minimi* a *mm. peronei*.

Konkavita předního oblouk příčné klenby je svalově podpořena pouze částí vláken relativně slabého *m. adductor hallucis*, což vede k častému oploštění či dokonce konvexnímu nastavení předonoží. Střední oblouk je udržován *m. peroneus longus*, který má obecně asi největší vliv na biomechanické vlastnosti klenby nožní. Především ve statických polohách podporuje zadní oblouk příčné klenby *m. tibialis posterior* (Kapandji, 1987, pp. 216-225).

1.5 Kineziologie chůze u člověka

Bipedální chůze je základním typem lokomoce u člověka. Jde o vzpřímený cyklický pohyb po dvou dolních končetinách, který popisujeme v rámci krokového cyklu. Jedno jeho opakování zahrnuje dvojkrok, čili vzdálenost chůze mezi místy dopadu paty jedné končetiny na začátku a konci průběhu. Krokový cyklus má dvě fáze, opornou a švihovou (Vařeka & Vařeková, 2009, p. 51). Opornou fázi nohy dělí Gross et al. (2005, pp. 556-557) na: kontakt paty (*heel strike*), plný kontakt nohy (*foot flat*), střední fázi stoje (*mid stance*), odvinutí paty (*heel off*) a odraz palce (*toe off*). Švihová fáze se dělí na: zahájení švihu (*initial swing*), střední švih (*mid swing*) a ukončení švihu (*terminal swing*).

Pro účely pochopení kapitoly věnované běhu a běžeckým botám je třeba zmínit, že ne vždy musí být pata prvním kontaktním bodem v průběhu oporné fáze krokového cyklu. Především v oblasti běhu a jeho kineziologie je tedy popisován spíše kontakt chodidla (*foot*

strike), který dále dělíme na kontakt zánoží (*rearfoot strike*), kontakt středonoží (*midfoot strike*) a kontakt předonoží (*forefoot strike*). Pro detailnější popis této fáze kroku se také používá tzv. foot strike index (FSI), který je určen polohou průmětu těžiště vzhledem k ploše chodidla v okamžiku kontaktu se zemí. Vyšší FSI znamená markantnější posun průmětu těžiště anteriorně ve fázi *foot strike* (Hoenig et al., 2020, pp. 56-58). Podrobněji bude problematika typu došlapu probrána v kapitole Běh a běžecká obuv.

Vazy, šlachy a svaly dolní končetiny pomáhají přechodně uložit elastickou energii vznikající v začátku oporné fáze. energii nastřádanou při došlapu poté uvolňují, čímž aktivně napomáhají efektivnosti lokomoce (Perl et al, 2012, p. 1336). Během jednotlivých fází krokového cyklu jsou totiž klenby nohy vystavovány zátěži a deformacím, které podtrhují funkci klenby jako pružného tlumiče nárazů. Ve fázi *heel strike* a *foot flat* dochází k celkovému oploštění nohy, na což reaguje svalový aparát nohy kontrakcí, která tak umožní utlumení nárazu. V průběhu *mid stance* dochází k přesunu *punctum fixum* této kontrakce ze zánoží na předonoží. Aktivita svalové stabilizace planty je maximální ve fázi *heel off*, jinak by totiž tíha těla spolu s koncentrickou aktivitou *m. triceps surae* klenby nožní úplně oploštily. I přes aktivní svalovou podporu dochází v této fázi k maximálnímu rozšíření předního oblouku příčné klenby. Ve fázi *toe off* dochází naopak k uvolnění nahromaděné tenze svalového aparátu planty, ke kterému se přidává aktivita flexorů prstů. Výslednice sil uvádí nohu do propulze, klenba nožní se vrací do své původní konkavity a noha se ocitá ve švihové fázi (Kapandji, 1987, p. 230).

2 Strukturální a funkční poruchy nohy

Cílem této kapitoly je čtenáři formou krátkého shrnutí přiblížit problematiku statických deformit nohy, poškození měkkých tkání nohy z přetížení i traumaticky. V následujících odstavcích bude uveden přehled patokineziologie nohy a dopady na její posturální i lokomoční funkci.

2.1 Statické deformity nohy

Pes planus (či *planovalgus*) je deformita vznikající na podkladu dlouhodobého statického přetěžování, mezi další faktory vzniku se řadí nošení nevhodné obuvi a hormonální nerovnováha organismu. Do věku 6-7 let je valgózní postavení dolních končetin a s tím spojené oploštění klenby do jisté míry fyziologické, poté již toto nastavení považujeme za plochonoží. U dětí je asymptomatické, od adolescentního věku se však projevuje bolestivostí a únavovostí nohy s maximem bolesti pod zevním kotníkem. *Calcaneus* je ve valgózním postavení, předonoží je v pronaci, zevní hrana nohy může až ztrácet kontakt s podložkou. Noha jako celek ztrácí funkci pružného tlumiče, v krokovém cyklu je došlap tvrdý. Kapandji (1987, p. 238) popisuje jako hlavní biomechanický faktor pro vznik plochonoží svalovou nedostatečnost *m. peroneus longus* a *m. tibialis posterior*, s tím spojené postupné přenášení váhy těla na vazivový aparát nohy a jeho následné selhávání.

Hallux valgus vzniká nejčastěji z důvodu dlouhodobého nošení nevhodně úzké obuvi. Pokud v okamžiku oploštění předního oblouku příčné klenby nožní v krokové fázi *heel off* nemá noha v botě dostatek prostoru pro rozšíření, dochází k vytlačení metatarzofalangeálního kloubu palce laterálně. Při dlouhodobějším opakování pohybu se tato funkční porucha biomechaniky strukturálně fixuje, dochází ke kontrakturám kloubního pouzdra, posunu laterální sezamské kůstky a následně i vzniku mediální exostózy. Celý proces posunu je formou pozitivní zpětné vazby dále urychlován relativním posunem os tahu *m. flexor hallucis longus*, *m. extensor hallucis longus* a *m. abductor hallucis* vůči ose palce. U *m. extensor hallucis longus* může dokonce docházet k rozštěpu distálního úponu na dva, na dorzální a mediální straně palce. Obdobným procesem prochází v nevhodné obuvi i pátý prstec, jeho laterální deviaci popisujeme jako *quintus varus*. Výsledkem je fixované oploštění až konvexita předního oblouku klenby.

Hallux rigidus je pojmenování pro degenerativní postižení metatarzofalangeálního kloubu palce bez vyosení. Popisujeme omezení až ztrátu mobility tohoto kloubu, nárůst osteofytů a bolestivost primárně při chůzi. Odvíjení planty je patologicky pozměněno, noha je zatěžována na laterální hraně, ve fázi *toe off* nedochází k extenzi palce, což vede

ke kompenzacím v nastavení dolní končetiny. Jako jeden z anatomicky daných rizikových faktorů pro vznik deformit palce u nohy popisuje Kapandji (1987, p. 240) egyptský typ chodidla: palec je nejdelším prstcem, dopadá na něho tedy relativně větší zátěž ve stoji a chůzi, což vede k deformitám častěji než u jiných typů chodidla.

Digití hamati, čili kladívkovité prstce, jsou flekční deformity proximálních interfalangeálních kloubů. Tah za proximální články prstců může vést až k dorzální subluxaci metatarzofalangeálních kloubů a srůstům na kloubním pouzdře.

Digití mallei, čili paličkovité prstce, jsou flekční deformity způsobené nepřiměřeným tahem *m. flexor digitorum longus* v distálních interfalangeálních kloubech, na základě čehož se tvoří bolestivé otlaky na člancích prstců. Vznik deformit prstců je obecně vázán především na svalové dysbalance rozvíjející se při dlouhodobém nošení moc malé obuvi či obuvi na podpatcích, obvykle se tedy vyskytují zároveň s valgózní deformitou palce.

Metatarzalgie jsou bolesti předonoží, nejčastěji vázané na příčně plochou nohou, *pes transversoplanus*. Dlouhodobým stojem a nošením nevhodné obuvi dochází k přetěžování II.-V. metatarzu a poklesu klenby, v klinickém obrazu se kromě bolestivosti objevují i parestzie a další, výše již zmíněné deformity prstců (Dungl, 2014, p. 1013; Cavalheiro et al., 2020, pp. 14-15; Kolář, 2009 pp. 510-513; Kapandji, 1987, pp. 238-241).

2.2 Poškození měkkých tkání nohy z přetížení

Tendinóza Achillovy šlachy je typické postižení aktivní populace, jde o degenerativní zánětlivé postižení provázené bolestí, otokem a krepitacemi Achillovy šlachy. Typické jsou startovací bolesti při započetí sportovní zátěže, bolestivost se zvyrazňuje při stoji na špičkách. Toto postižení je často spojeno s tréninkem na tvrdém povrchu či změnou sportovní obuvi. Diferenciální diagnostikou je třeba odlišit tendinózu šlachy *m. tibialis posterior*, která má podobný klinický obraz.

Jedním z rizikových faktorů pro vznik zánětlivého stavu Achillovy šlachy je kostní abnormalita posterosuperiorní části *calcaneu* pod názvem Haglundova deformita. Jde o převážně idiopatický jev, jeho výskyt je však některými autory spojován s neideálním biomechanickým nastavením *art. subtalaris*, nadměrnou zátěží a nevhodným výběrem obuvi. Haglundova deformita často mechanicky dráždí okolní měkké tkáně, čímž vzniká Haglundův syndrom, spojený právě i se zánětlivým stavem úponu Achillovy šlachy.

Plantární fasciitida vzniká na podkladu biomechanického přetížení plantární fascie, které vede k degenerativním změnám na jejím úponu na *calcaneus*. Jde o velmi časté onemocnění s častým výskytem především u běžců, za jeho přesnější označení se však považuje

plantární fasciopatie, histologické vzorky odebrané z postižené tkáně totiž ukazují pouze degeneraci fascie bez známek zánětu. Pacient přichází pro bolestivost paty, je palpačně citlivý v oblasti anteromediálního *calcaneu* a pasivní dorziflexe prstců u něho vyvolává bolest.

Calcar calcanei, čili patní ostruha, je útvar vznikající kalcifikací v místě úponů intrinsic svalů planty na *calcaneus*. Etiologií je dlouhodobý zánětlivý stav udržovaný přetěžováním *m. flexor digitorum brevis*, *m. quadratus plantae*, *m. abductor pollicis longus* a již zmíněné plantární fascie. Jako rizikový faktor pro vznik patní ostruhy se uvádí valgózní či varózní vyosení patní kosti (Kolář, 2009, pp. 513-514; Trojian & Tucker, 2019, pp. 744-745; Vaishya et al., 2016, pp. 1-2).

2.3 Traumatické léze nohy

Ruptura Achillovy šlachy nejčastěji vzniká na dlouhodobě přetěžované a již degenerací pozměněné šlaše. Ve vzdálenosti 2-5 cm proximálně od jejího úponu je místo nejmenšího cévního zásobení, v tomto bodě dochází při prudkém pohybu či náhlé změně směru pohybu k přetržení. Pacient je sice při klinickém vyšetření schopen plantární flexe, není však schopen postavit se na špičky. Palpačně je možné nalézt defekt Achillovy šlachy.

Akutní nestabilita hlezna vzniká při distorzi hlezna, kdy může docházet k distenzi vazivových struktur, parciální až kompletní ruptuře vazů či ruptuře kloubního pouzdra. V závislosti na mechanismu úrazu dochází k poškození specifických struktur, nejčastěji je to *lig. talofibulare anterius* a anterolaterální pouzdro hlezenního kloubu.

Chronická nestabilita hlezna je následkem akutní distorze, v klinickém obraze popisujeme nestabilitu chůze, hypermobilitu hlezna a recidivující distorze. U fyzicky aktivních jedinců je možné provést stabilizační plastiku vazivových struktur (Kolář, 2009, p. 515).

3 Vybraná sportovní obuv a její vliv na patokineziologii nohy

Předchozí text uvedl obecnou problematiku anatomie, biomechaniky a patokineziologie nohy. Tato kapitola se bude zabývat vybranými sportovními disciplínami, které krátce charakterizuje a dále se bude věnovat rešerši toho, jaký vliv má daná sportovní obuv na nohu, její biomechaniku a její patologie.

3.1 Sportovní lezení a lezecká obuv

Sportovní lezení je atletická disciplína, při níž lezci lezou vzhůru po strmých stěnách a to buď venku na skále, nebo uvnitř na umělé lezecké stěně. Sportovní lezení se vyvinulo z alpinismu a horolezectví, jako samostatný sport se ustálilo až v průběhu 80. let minulého století. Jeho popularita od té doby vzrostla takovým způsobem, že Mezinárodní federace sportovního lezení (IFSC) odhaduje, že v roce 2019 bylo na celém světě více než 44 milionů lezců. Po zařazení tohoto sportu do programu Olympijských her v Tokiu v roce 2020 tento nárůst dále pokračuje.

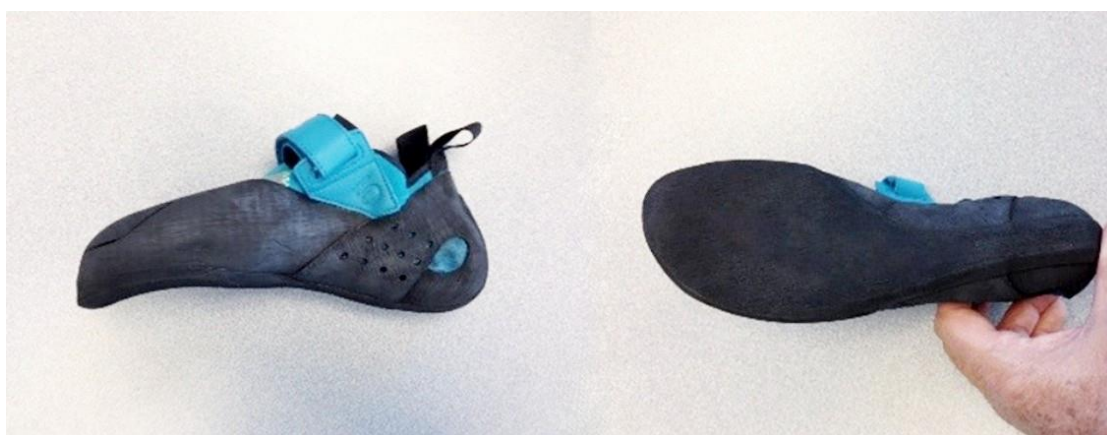
Existuje mnoho forem lezení, z nichž budou zmíněny pouze dvě nejčastější. Při klasickém (sportovním) lezení se používají lana, úvazky a další horolezecké vybavení. Cílem klasického lezení je dosáhnout vrcholu hory nebo skalního útvaru, často ve značných výškách. Lezecké cesty mohou mít výšku od desítek metrů až po několik tisíc metrů a pro dosažení vrcholu je třeba kombinovat sílu, vytrvalost a technické dovednosti. Bouldering se naopak zaměřuje více na fyzickou a psychickou výzvu, kterou představuje lezení na bouldru v několikametrové výšce nad zemí bez dodatečného jištění lany či úvazky. Výška lezeckých cest by neměla přesáhnout hranice bezpečného seskoku na změkčený povrch země, tedy kolem 3 metrů (Baláš, 2016, p. 12). Tato forma lezení obecně předpokládá intenzivnější anaerobní pohyby s kratší dobou trvání. Z hlediska vybavení vyžaduje bouldering obvykle pouze lezecké boty a křidu (Lejonagoitia-Garmendia et al., 2023, p. 107; Morrison & Schöffl, 2007, p. 856; Sviggum, 2023).

Většina studií na téma poranění u lezců uvádí, že nejčastějšími zraněními při lezení jsou úrazy horních končetin. Zranění dolních končetin nebyla v oblasti sportovního lezení zatím téměř vůbec předmětem zkoumání, přestože celková četnost těchto úrazů není nízká. Navíc je pravděpodobné, že v příštích letech se jejich četnost ještě výrazně zvýší vzhledem k tomu, že do lezení se stále častěji pouštějí netrénovaní jedinci bez odpovídající fyzické zdatnosti (Lejonagoitia-Garmendia et al., 2023, pp. 107-108; Schöffl et al., 2022, pp. 151-152).

Při sportovním lezení jsou pro kontakt se skálou nebo „chyty“ a „stupy“, čili opornými body na umělé lezecké stěně, používány většinou především ruce a nohy, čímž dochází k

zatížení především akrálních částí končetin. Technika práce nohou je asi nejdůležitější součástí výstupu na obtížné lezecké cesty. Boty používané při lezení těsně přiléhají k noze a jsou pokryty přilnavou gumou, která pomáhá zvyšovat tření a zlepšuje tak adhezi k povrchu lezecké stěny či skály.

V minulosti používali horolezci klasickou horskou obuv v kombinaci s druhým párem ponožek. Chodidlo tak bylo chráněno, avšak razantně se snížila jeho senzitivita a kvůli úplnému znehybnění prstů nebylo možné dobře využívat sílu a obratnost nohy. V 50. letech minulého století začaly firmy vyrábět lezecké boty, které byly méně objemné a navrženy speciálně pro lezení nejdříve na skalách a s dalším vývojem tohoto sportu i na umělých lezeckých stěnách. Od té doby se konstrukce a materiály používané pro výrobu lezecké obuvi stále modifikují a lezečky se stále více specializují, což umožňuje větší přesnost a jemnost techniky práce nohou se zlepšující se přilnavostí k povrchu. Za tímto účelem se postupem času vyvinuly základní znaky moderní lezečky: konkávní tvar podrážky a její asymetričnost (viz Obrázek 2, p. 16) (Jenkins et al., 2022, p. 1; Schöffl et al., 2022, pp. 152-153).



Obrázek 2 Základní znaky moderní lezečky (Jenkins et al., 2022), upraveno

Lezecká obuv bývá často menší velikosti než běžná obuv. Toto zmenšení rozměrů nutí chodidlo přizpůsobit se botě a mění biomechanické nastavení nohy v lezečce. Noha se dostává do klidové supinace, distální i proximální interfalangeální klouby prstů jsou ve flexi a metatarzofalangeální klouby jsou v nadměrné extenzi. Metatarzy se dostávají do větší plantární flexe, což má za následek funkční zkrácení plantární fascie (viz Obrázek 3a, p. 17). U zdatných lezců dochází častěji ke vzniku deformací a zranění nohou z přetížení ve srovnání s méně zdatnými lezci, což se připisuje obvyklé tendenci zkušenějších lezců nosit lezeckou obuv ještě výrazněji menší než svoji běžnou obuv. Jako důvod se předkládají zvyšující se nároky na přiléhavost obuvi u náročnějších lezeckých cest, kde je častější výskyt velmi malých opěrných bodů (stupů). Tendence nosit menší lezeckou obuv je znatelnější u mužů. Schöffl et al. (2022, pp. 152-153) na základě různých zdrojů uvádí, že rozdíl mezi velikostí běžné a lezecké obuvi

pro daného jedince je v průměru 1,7-3,9 dle evropského číslování. U 65% dotazovaných vedlo nošení lezeček k znečitlivění a paresteziím. Dle Baláše (2016, p. 232) je menší velikost lezecké obuvi spojována také s úponovými záněty sezamských kůstek palce.

Další charakteristickou vlastností této obuvi je již zmíněný asymetrický tvar. Délka laterální strany lezečky je větší než délka mediální strany, což vede ke konstantnímu tlaku na palcovou hranu nohy. Dle Schöffl et al. (2022, p. 153) 80-96% dotázaných lezců uvedlo, že při nošení lezecké obuvi pociťují bolest. Nejčastějším důvodem byla bolestivost prstců, především palce u nohy. Pomocí radiografické analýzy bylo zjištěno, že lezečka staví palec do valgózního postavení v úhlu o asi 7° větším než u zdravého jedince (viz Obrázek 3c, p. 17). Tato změna postavení palce je u jedinců věnujících se dlouhodobě tomuto sportu pozorována i bez lezecké obuvi. Jednostranný hallux valgus je popisován u 53% lezců, oboustranný u 20% probandů, což je výrazný nárůst oproti běžné populaci, u které je udávána prevalence 4,5%. Výskyt hallux valgus je častější u zkušenějších lezců (Lejonagoitia-Garmendia et al., 2023, p. 108; Schöffl et al., 2022, pp. 152-155).



Obrázek 3 Změna biomechanického nastavení nohy viditelná na RTG snímcích; a – pohled v bočné projekci, b – pohled v dorzoplantární projekci na bosou nohu, c – pohled v dorzoplantární projekci na nohu v lezečce (Schöffl et al., 2022), upraveno

Co se týče dalších chronických potíží spojených s tímto typem obuvi, Schöffl et al. (2022, p. 155) popisují stále běžnější výskyt hallux rigidus, který může vyžadovat chirurgickou intervenci. Sportovní lezení je možné provádět i po tomto zákroku, nicméně se tak zvyšuje riziko osteoartrotických změn v segmentu. U všech zkoumaných lezců byly také popsány mozoly, nejčastěji na palci u nohy, méně i u ostatních prstců. Mozol, čili lokální hyperkeratóza, vzniká na místě s abnormálně zvýšeným tlakem a má vliv na citlivost taktilního cití. Výskyt mozolů na noze je spojován se zhoršenou rovnováhou, neboť je tak ovlivňována schopnost propriocepce (Marczak et al., 2018, p. 302).

Ukazuje se, že nejtalentovanější lezci v posledním desetiletí bývají relativně mladí, vítězové mistrovství v lezení jsou často ve věku kolem 16 let. Je tudíž potřeba poznamenat, že

délka i šířka chodidla se u mladistvých postupně zvětšuje – asi do 12 let pro dívky a 15 let pro chlapce, poté až se růst zastaví. Nošení příliš omezující lezecké obuvi není pro dosažení plného růstového potenciálu nohy a minimalizaci výskytu lokálních růstových bolestí vhodné. Restriktivní obuv může totiž vést i k trvalým deformitám nezralé končetiny. K omezení poškození nohy může kromě volnější obuvi přispět i vyzouvání lezeček mezi výstupy (Morrison & Schöffl, 2007, pp. 852-857).

V odborné literatuře bylo uvedeno, že vzhledem k vysokému výskytu patologií nohy u sportovních lezců je třeba provést rozsáhlejší výzkum týkající se chronických potíží nohy v tomto sportu. Do procesu by se měli zapojit i výrobci lezeckých bot. Nové boty by měly mít vnitřní podšívku, která omezí abnormální tlak na chodidlo a tím i výskyt mozolů, ale zároveň zaručí dobré vnímání povrchu. Lezcům je třeba doporučovat, aby nenosili příliš těsnou lezeckou obuv a aby měli další, volněji padnoucí tréninkové lezečky. Zatímco vrcholoví sportovci mohou vyžadovat těsnou obuv, naprostá většina rekreačních lezců potřebuje pravý opak: pohodlnou botu, která chodidlo podporuje, avšak nenapomáhá tak výrazně vzniku patologií. Lezecký trénink je také žádoucí doplnit o kompenzační cvičení nohou a prstů (Baláš, 2016, p. 233; Schöffl et al., 2022, p. 161).

3.2 Fotbal a kopačky

Fotbal je nejpopulárnějším sportem na světě. Jeho oblíbenost také vede ke značnému vývoji jeho provozování; stále se zvyšují tréninkové nároky na atletické a technické dovednosti jako je rychlost, síla, vytrvalost, reaktivita, výška skoku a obratnostní běh. Průběh hry v sobě nese mnohá zrychlení, zpomalení a změny směru (Blanchard et al., 2018, p. 52).

Kopačky jsou základním prvkem fotbalové výstroje, který představuje klíčové rozhraní mezi hráčem a herním povrchem. Typickým prvkem pro tuto fotbalovou obuv jsou výstupky na podrážce vyrobené z různých materiálů (tzv. „špunty“ z gumy či plastu anebo „kolíky“ z kovu, případně jejich kombinace). Počet a rozmístění výstupků má rozložit napětí, snížit špičkové tlaky v dopadu a zlepšit stabilitu a pohodlí nohy. Neexistuje však žádná ideální definice pro umístění výstupků a hráči si kopačky volí podle typu povrchu, na kterém se má daný trénink či zápas odehrávat. Asi nejpoužívanějším typem kopaček jsou takzvané *lisovky* s větším množstvím lisovaných špuntů. Dále jsou používány *turfy* s nižšími špunty, které jsou pohodlné, avšak nevhodné na mokré povrch; *kolíkové kopačky* nabízí vysokou stabilitu i na mokřím povrchu ale přinášejí riziko zranění výstupky z kovu. Moderní *lisokolíkové kopačky* jsou kombinací lisovek a kolíkových kopaček, která je navržena na suché i mokré povrchy.

Větší počet výstupků zlepšuje rozložení napětí, výška výstupků by však měla být omezena, aby se maximalizovala průniková schopnost do povrchu hřiště a umožnilo se tak lepší rozložení napětí po podrážce kopačky. Zvyšování počtu a rozložení výstupků je však třeba důkladně zvážit, aby se předešlo tomu, že bude konstrukce silně odolávat axiální rotaci při změnách směru. V současné době pozorujeme trend postupného upouštění od kovových kolíků, stále používané kolíky se výrazně zkrátily, aby se tak snížil odpor rotacím. Nové modely kopaček se vrací k lisovaným špuntům nebo nabízí již zmíněnou kombinaci krátkých kolíků a kónických špuntů (Blanchard et al., 2018, pp. 53-56; “Jaké existují druhy kopaček a jak si vybrat správně?”, 2023).

Většina fotbalových hracích povrchů má určitý potenciál pro stlačitelnost. Na základě rozložení váhy při běhu, specificky většího podílu *heel strike* fáze při běhu a již zmíněných průnikových vlastností výstupků na podrážce kopačky má noha tendenci být neustále uváděna do mírné dorzální flexe. Tomu napomáhá již samotná konstrukce kopačky, která navádí nohu hráče do dorzální flexe v průměru o 7° větší než u běžných běžeckých bot. Tendence k dorzální flexi je obecně ještě výraznější na měkčích površích (Walter & Ng, 2002, p. 161). Toto výchozí nastavení snižuje funkční rozsah pohybu do zbývající dorzální flexe, což vede k přetěžování tkání plosky, *calcaneu* a Achillovy šlachy a je rizikovým faktorem pro distorze kotníku a vazivové poškození syndezmózy. Opakovaná mikrotraumata syndezmózy a přední části talokrurálního kloubu napomáhají vzniku chronického impingement syndromu hlezenního kloubu, který spouští chronickou zánětlivou reakci a vede k fibrózní až kostní remodelaci, čímž dále progresivně a nevratně omezuje rozsah hlezna do dorzální flexe. S omezením dorzální flexe hlezna přichází riziko přetížení pro mnoho struktur zadního myofasciálního řetězce, od plantární fascie po hamstringy a paravertebrální svaly bederní páteře. Toto přetížení může přecházet i v zánětlivé stavy. Limitace dorzální flexe dále vede k navýšení tlaku ve strukturách berce a je rizikovým faktorem pro vznik kompartment syndromu.

Nadměrná výchozí dorzální flexe a s ní spojená zřetězení by mohla být kompenzována vložením podpatěnky z viskoelastického materiálu. Odlehčení zadního myofasciálního řetězce by napomáhaly také absorpční vlastnosti podpatěnky. Jakékoli vyvyšování paty je však potřeba důkladně zvážit, aby nevedlo k postavení ve výraznější plantární flexi a s ní spojenými specifickými zraněními. Přílišná plantární flexe by navíc omezila stabilizační funkci tibiofibulární syndezmózy a vedla tak k nestabilitě hlezenního kloubu (Blanchard et al., 2018, pp. 54-55).

Obecně vzato je u sportovců, kteří tráví velkou část tréninku v běhu, tendence k pronačnímu postavení nohy, které se v průběhu tréninku zvyrazňuje. Velké vzdálenosti běhu

ve fotbale, ale i další pohyby typické pro tento sport vystavují hráče rizikům, která jsou spojena s pronačním postavením, převážně nadměrnému zatěžování mediálního paprsku nohy. Časté přetěžování mediálního aspektu, především pak prvního metatarzu, je popisováno jako rizikový faktor pro zánětlivá onemocnění plantární fascie a Achillovy šlachy, hallux valgus, hallux rigidus či únavové fraktury prvního metatarzu. Pronační postavení nohy může u některých jedinců vést k syndromu patellofemorální bolesti (Blanchard et al., 2018, pp. 53-54; Wong et al., 2007, pp. 96-99). Další tendencí, kterou v širší častých fotbalových zranění pozorujeme, jsou však i únavové fraktury pátého metatarzu, které nelze vysvětlit pronační tendencí v běhu. Tato zranění vysvětlujeme přetížením laterálních paprsků nohy při jiných specifických pohybech, například kopu nártem. Fotbal je různorodý sport a v závislosti na uvažovaném pohybu může docházet k přetěžování nejen mediálního, ale i laterálního aspektu nohy (Blanchard et al., 2018, p. 54).

Na trhu se v poslední době objevují modely kopaček s tkaným přesahem nad kotník. Debata o výšce stříhu a jejím vlivu na riziko distorze či luxace kotníku je poměrně kontroverzní a stále se vyvíjející. Johnson et al. (1976, pp. 582-584) popsali, že obuv s vysokým stříhem je účinnou prevencí distorze hlezna, pokud je pevná a má dostatečnou výšku. Barker et al. (1997, p. 71) uvedli, že vysoký stříh nesnižuje riziko opakované distorze hlezna. Nedávno bylo navíc zjištěno, že používání obuvi s vysokým stříhem může způsobit opoždění aktivace a snížení aktivity *mm. peronei*, což je rizikový faktor pro laterální distorzi hlezenního kloubu (Blanchard et al., 2018, p. 56).

Propriocepce chodidla je v klasické kopačce výrazně nižší než u bosé nohy, což má zásadní vliv na přesnost a sílu kopu. Nedostatečná senzitivní zpětná vazba navíc vede k omezené posturální stabilitě a koreluje s vysokým rizikem distorzních zranění (Chew-Bullock et al., 2012, pp. 1620-1622). Existuje snaha o vývoj kopaček, které zahrnují podporu mediální klenby chodidla. Významně by se tak totiž zvětšila kontaktní plocha pro plantu, a tím i zpětná vazba formou propriocepce. Podpora mediální klenby tak napomáhá snížení četnosti zranění nohy. Ke zlepšení propriocepce by mohla být využita také konstrukce stélky s texturovanými plochami pro plantární stimulaci. Kromě těchto benefitů by mohl texturovaný povrch stélky také omezit klouzání chodidla uvnitř boty (Blanchard et al., 2018, p. 53; Waddington & Adams, 2000, pp. 125-126; Waddington & Adams, 2003, pp. 173-174).

V neposlední řadě může být při výběru kopaček důležitá jejich váha. Blanchard et al. (2018, pp. 56) uvádí, že lehčí obuv stojí za nižší spotřebou energie v průběhu sportovní aktivity. Tento předpoklad autoři doplňují poznatkem, že každých 100g hmotnosti sportovní boty zvyšuje spotřebu energie v běhu o 1%. Ukazuje se však, že ke snižování hmotnosti obuvi by

nemělo docházet na úkor ochrany před zraněním; mechanické výhody boty s mírným nadbytkem hmotnosti mohou omezit výskyt patellofemorálních bolestí, kalkaneálních tendinopatií, únavových fraktur i dalších chronických obtíží dolní končetiny. Důležitou roli při určování metabolické náročnosti nošení sportovní obuvi hrají navíc i jiné faktory než pouze hmotnost obuvi. I když nízká hmotnost obecně souvisí s nízkou spotřebou energie v aktivitě, mechanické vlastnosti kopaček a jejich specializovaných designových prvků, mohou v konečném důsledku dosáhnout lepší energetické účinnosti (Franz et al., 2012, pp. 1523-1524).

Při výběru vhodné kopačky je pro hráče zásadní položit si otázku, na jakém povrchu bude fotbal hrát. Asi nejčastější volbou jsou kopačky s lisovanými špunty, turfy jsou pohodlné, ale méně vhodné na mokré hřiště; pro účely hry na mokrém povrchu je možné využít kolíkové kopačky. Moderní lisokolíkové kopačky poskytují kombinaci výhod výše zmíněných typů. Správné rozmístění, typ a výška výstupků na podrážce pomáhají minimalizovat riziko zranění a zlepšit stabilitu obuvi. Důkladné zvážení výběru kopaček zahrnuje také výšku stříhu, která může ovlivňovat stabilitu kotníku, a váhu kopaček, která by měla být optimalizována pro energetickou účinnost, ale zároveň ochranu před zraněním. Podpora mediální klenby chodidla a zlepšení propriocepce texturovanou stélkou mohou dále snížit riziko zranění při hře, dobře vybraná viskoelastická podpatěnka může omezit přetěžování zadního myofasciálního řetězce (Blanchard et al., 2018, pp. 53-56; Franz et al., 2012, pp. 1523-1524; “Jaké existují druhy kopaček a jak si vybrat správně?”, 2023; Waddington & Adams, 2000, pp. 125-126; Waddington & Adams, 2003, pp. 173-174).

3.3 Tanec a taneční obuv

Tanec není pouze umělecké odvětví, jde také o fyzicky náročný sport s prvky atletických disciplín. Podobně jako u jiných sportů jsou na tanečnický a tanečnický kladen vysoké požadavky a jejich tělo je během tance vystavováno repetitivním pohybům. Tyto pohyby zahrnují mnohočetné dynamické skoky, které mohou z důvodu značných reakčních sil při dopadu vést k zvýšenému riziku zranění (Russell & Mueller, 2022, p. 107). Shah et al. (2012, pp. 18-21) ukázali, že prevalence zranění u profesionálních tanečnicků je srovnatelná s procentem zraněných profesionálních hráčů fotbalu. Až 74% zdokumentovaných zranění u tanečnicků bylo v oblasti dolních končetin, dle lokalizace byl nejčastěji poraněn kotník (18% zranění), následován oblastí nohy (10% zranění). Většina těchto úrazů ovlivňuje schopnost tanečnicka pokračovat v tréninku, mnoho tanečnicků však pokračuje v tanci navzdory bolestivým symptomům (Vassallo et al., 2019, p. 262).

Význam taneční obuvi pro kvalitu pohybu tanečníka je poměrně málo prozkoumanou oblastí. Nejvíce pozornosti bylo ve vědeckých výzkumech věnováno především baletním špičkám pro baletní techniku *en pointe*. Bota je navržena tak, aby umožnila provádět pohyby *en pointe*, čili v plné plantární flexi. Přední část baletní špičky je vybavena speciálním bločkem z vrstev juty, lepidla a látky (viz Obrázek 4, p. 23), který dává prstům oporu a napomáhá absorpci sil při dopadech. V *en pointe* dochází k přenosu sil z distálních článků prstů na metatarz; největší tlak působí na články palce, což má za následek dynamický poziční hallux valgus. Jednou z možností rozprostření tohoto tlaku na všechny prstce je použití bločku s paměťovou pěnou, který se přizpůsobí individuálním délkám prstů každé baletky. Specifické zatížení metatarzálních kůstek v *en pointe* a obrovský tlak na intrinsic svaly nohy mohou vysvětlovat vysoký výskyt bolestí planty a metatarzofalangeálních kloubů či svalových zranění nohy u tanečnicků baletu (Bickel et al., 2018, pp. 72-73; Yan et al., 2011, p. 88).

Důležitou součástí baletní špičky je také klenek z vnitřní strany podešvu (viz Obrázek 4, p. 23), který je vyroben z lepenky či kůže a díky své tuhosti napomáhá zároveň s křídly bot v distribuci sil. Strukturální integrita těchto částí boty je zásadní pro stabilizaci nohy *en pointe*. Protože jsou však tlakové síly tanečnice při dopadech větší než pevnost boty v tlaku, baletní špičky se rychle opotřebí. Profesionální baletka za jedno představení vystřídá i tři páry a za měsíc až 60 párů bot. Pokud k takovému střídání špiček nedochází, stabilizace nohy je omezená a tanečnice musí aktivně snižovat kyvnou plochu těla v *en pointe* výraznějším zapojením *m. tibialis anterior* a jeho synergistů. To může vést k brzkému nástupu svalové únavy, zhoršené schopnosti stabilizace hlezna a s tím spojenému zvýšenému riziku úrazu hlezna či chronickému přetěžování šlach stabilizačních svalů (Aquino et al., 2021, pp. 470-476). Používání opotřebovaných baletních špiček má dále za následek nadměrné zatížení vazů metatarzů a *lig. talofibulare anterius*, což Bickle et al. (2018, p. 76) popisují jako rizikový faktor pro subluxace *os cuboideum*, úrazy Lisfrankova kloubu a distorze, luxace či fraktury v oblasti hlezna. V neposlední řadě je popisována tendence baletek uvazovat stuhy baletních špiček velmi pevně, což může vést k omezení krevního zásobení nohy utlačením *a. dorsalis pedis* či tendinóze Achillovy šlachy (Yan et al., 2011, p. 89).



Obrázek 4 Baletní špička a její části (Sandercock, 2021)

Mnoho typů tanečních technik vyžaduje, aby tanečnice během tanečních výstupů nosily boty na vysokém podpatku. Bylo zjištěno, že převážná část problémů s chodidly u žen je spojena s nošením bot na vysokém podpatku. Stereotyp chůze je v obuvi s podpatkem významně změněn, stejně tak i biomechanika nohy. Dochází ke změnám v rozložení zátěže na nohu a zvyšuje se metabolická náročnost lokomoce, což vede k urychlení únavy svalstva dolní končetiny. Ve studii zkoumající rozložení tlaku na chodidlo a sílu nárazů při tanci s různou výškou podpatku Gu et al. (2010, pp. 297-304) uvedli, že hlavním účinkem vyvýšení paty při tanci je přesouvání tlaku z paty do oblasti předonoží, především na laterální metatarzy. Tato změna je nejen jedním z faktorů, které přispívají k vysoké míře akutních úrazů u tanečnic, ale může také vést k chronickému přetěžování předních partií nohy a je rizikovým faktorem pro plantární fasciitidu. Autoři studie tedy poukazují na důležitost tlumících vlastností obuvi v oblasti předonoží, které mohou omezit přetěžování anatomických struktur při tanci na podpatcích.

V posledních desetiletích se do povědomí širší populace dostává také moderní tanec, odvětví, které v rámci svého repertoáru zahrnuje velké množství stylů s rozmanitou škálou expresivních a dynamických pohybů. Systematické přehledy literatury však ukazují, že i přes velkou oblíbenost tohoto stylu tance jde o studiemí stále velmi opomíjenou oblast. V několika málo studiích byly zkoumány anatomické lokace úrazů, jejich rizikové faktory a možnosti v rámci prevence. Zranění moderních tanečnic byla většinou chronického rázu na základě dlouhodobého přetěžování dolních končetin. Jako hlavní rizikové faktory byly popsány celková

hypermobilita i hypomobilita, neadekvátní warm-up před tréninkem a zařazování nevhodných tanečních prvků (Shah et al., 2012, pp. 17-21; Uršej & Zaletel, 2020, pp. 196-200).

Russell (2013, p. 206) v rámci prevence tanečních zranění doporučuje, aby tanečníci doplňovali technickou přípravu adekvátním kondičním tréninkem. Dále jako vhodné aspekty prevence uvádí správnou výživu a zařazení dostatečného odpočinku do tréninkového režimu. Bronner et al. (2003, p. 372) ukázali, že zavedením komplexních preventivních opatření zahrnujících pravidelné návštěvy fyzioterapeuta ve skupině profesionálních tanečniců moderního tance je možné snížit celkový výskyt zranění o více než 30%.

Při výběru adekvátní taneční obuvi by tedy měl být brán ohled na kvalitní materiály s dlouhou životností, které dokáží nohu ochránit i v nefyziologických polohách. Nadměrnou zátěž je možné u baletních špiček částečně kompenzovat využitím bločků z paměťové pěny a strategicky umístěným polstrováním. Taneční příprava má být doplněna o dostatečný kompenzační trénink, pro prevenci je důležitý také odpočinek a adekvátní výživa tanečniců (Bickel et al., 2018, pp. 72-76; Bronner et al., 2003, p. 372; Gu et al., 2010, pp. 297-304; Russell, 2013, p. 206; Yan et al., 2011, p. 88).

3.4 Běh a běžecká obuv

V posledních desetiletích se běh stal jedním z nejoblíbenějších a nejlépe dostupných sportů a počet běžců na celém světě se každým dnem zvyšuje. Uvádí se, že běh je jedním z nejučinnějších způsobů, jak dosáhnout zlepšení své fyzické kondice, a má řadu kardiovaskulárních, silových i jiných zdravotních přínosů. Tyto přínosy vyjádřené v číslech zahrnují například o 45% nižší riziko kardiovaskulárních onemocnění.

Běhání je však také spojeno s poměrně vysokým výskytem zranění, které je pro běžce značným rizikem. Ukázalo se totiž, že prevalence běžeckých zranění se dle některých studií pohybuje v oblasti až 79%. Úrazovost je nejvyšší pro začínající běžce (17,8% na 1000h běhu) a postupným tréninkem klesá (3,5% na 1000h běhu u profesionálních běžců). Chodidlo je jedním z nejčastěji zraňovaných míst v důsledku faktorů, jako jsou biomechanické abnormality, nedostatečná svalová koordinace, neadekvátní technika běhu a nevyhovující běžecká obuv (Gamez-Paya et al., 2021, pp. 1-2; Jastifer, 2022, pp. 1-2).

Ve srovnání s chůzí vyžaduje běh silnější plantární flexi a biomechanicky efektivní plantární fascii, která společně s okolními měkkými tkáněmi odolává zatížení v krokových fázích *heel off* a *toe off*. Kromě toho jsou pro běh důležité také intrinsic svaly chodidla, které se účastní distribuce sil v zátěži, speciálně v balančních polohách. Ačkoli se tyto svaly nepodílejí

velkou měrou na tvorbě síly při chůzi a běhu, usuzuje se, že hrají důležitou roli v propriocepci chodidla. Tato jejich citlivost je navíc modulovatelná tréninkem.

Vztah mezi typem došlapu a biomechanickou zátěží při běhu je v posledních letech předmětem mnoha diskuzí. Převážná většina běžců, více než 75%, používá ve svém krokovém cyklu kontakt zánoží, čili *rearfoot strike* (RFS). Tento typ běhu je typický hlavně pro muže (až 89%). Perl et al. (2012, pp. 1335-1336) se však domnívají, že častý výskyt tohoto typu došlapu je založen pouze na soudobém návyku nošení obuvi a že lidé se vyvinuli k chůzi a běhu naboso s kontaktem předonoží, čili *forefoot strike* (FFS). Problematice FFS se bude podrobněji věnovat následující kapitola Barefoot běh.

Někteří autoři také popisují kromě již zmíněných ještě třetí typ, a to kontakt středonoží, *midfoot strike* (MFS). Jiné zdroje rozlišují pouze RFS a NRFS, čili *non-rearfoot strike*. (Gamez-Playa et al. 2021, p. 2; Rice et al., 2016, pp. 2462-2464).

Pronační postavení nohy bylo považováno za silný rizikový faktor úrazů a správná volba běžecké obuvi podle biomechanického nastavení nohy běžce byla označována za hlavní prostředek prevence těchto zranění. Nielsen et al. (2014, pp. 442-446) však prokázali, že noha v lehké pronaci (dle hodnocení pomocí Foot Posture Index) je celkově nejméně ohrožena akutním zraněním (relativní incidence zranění na 1000km běhu 0,63 ve srovnání s nohou v neutrálním postavení). Naopak noha ve velké pronaci je relativně velmi ohrožena (relativní incidence 3,25); nastavení nohy v supinaci výrazně neovlivňuje incidenci zranění. Tyto výsledky tedy svědčí o tom, že mírná pronace může ve skutečnosti chránit nohu před zraněním, což je třeba zhodnotit při používání ortopedických pomůcek do běžeckých bot, které by omezovali pronační postavení nohy.

Ortopedické vložky však mohou být i prospěšnou součástí běžecké obuvi. Jejich efekt je totiž vícenásobný. Vložky do bot mohou při běhu měnit statiku i kinematiku nohy, což by vedlo k rozdílnému rozložení zatížení na kostěnné i měkké struktury nohy. Tento efekt může ulevit přetěžovaným tkáním nohy. Používání vložek do bot také upravuje propriocepční vlastnosti chodidla a může tak navyšovat zpětnou vazbu pro centrální řízení pohybu. Poslední, poměrně výrazný aspekt vložek je pravděpodobně placebo efekt. Bylo ukázáno, že souhrn těchto vlastností vede k úlevě při syndromech z přetížení s častým výskytem u běžců. K úlevě došlo u 86% pacientů s metatarzalgii, 82% pacientů s plantární fasciitidou a 73% pacientů s tendinopatií šlachy *m. tibialis posterior*. Nebyl však prokázán žádný efekt u pacientů s flexibilními *pedes plani* (Jastifer, 2022, p. 5).

Dalším faktorem, který nesmíme při výběru běžecké obuvi zanedbat, je komfort. Ačkoli je komfort při běhu nedostatečně definovanou a špatně objektivizovatelnou veličinou, zdá se,

že je při výběru běžeckých bot důležitý. Nošení pohodlné obuvi může zamezit bolestivosti nohou a omezit výskyt zranění, jako jsou například únavové zlomeniny (Jastifer, 2022, pp. 4-5). Pohodlnější obuv je navíc spojena se sníženou spotřebou kyslíku při běhu. Luo et al. (2009, p. 27) ve své studii vyzvali skupinu rekreačních běžců, aby vybrali nejvíce a nejméně pohodlný pár bot z pěti možností. Průměrná spotřeba kyslíku při běhu v nejpohodlnější obuvi byla následně až o 1,9% nižší než v obuvi nejméně pohodlné.

Griffiths (2012, p. 29-32) ve svém článku zastává názor, že současný model, podle něhož se doporučuje či volí běžecká obuv, je chybný. Vztah mezi biomechanikou chodidla a poraněními dolních končetin není stále dobře znám, často doporučovaná kompenzace pronačního postavení chodidla může mít dokonce negativní vliv na četnost zranění (jak již bylo dříve zmíněno). Navíc jsou rozdíly v biomechanickém nastavení i anatomická variabilita nohy mezi jednotlivci velká, čímž je omezena možnost jakýchkoliv obecných doporučení.

I přesto však tvrdí, že současná doporučení při výběru běžecké obuvi se jen tak snadno nezmění: ať už je to z důvodu jednoduchosti současných pouček, neznalosti faktů, které poukazují na chybnost těchto pouček či z toho důvodu, že aktuálně neexistují lepší obecná doporučení, podle kterých se řídit při výběru běžeckých bot. Běžec by se měl tedy dle autora řídit převážně jedinou proměnnou, a tou je komfort obuvi. Protože však jde o subjektivní zhodnocení dané boty, které se může měnit v průběhu jejího používání, navrhuje metodu „pokus a omyl“. Slovy autora, „jakmile zjistíte, co vám vyhovuje, nebo pokud jste to již zjistili, neměňte to“ (Griffiths, 2012, p. 32).

3.5 Barefoot běh

O tom, zda je běhání naboso, čili barefoot běh, prospěšný pro výkonnost a zda snižuje či zvyšuje míru zatížení končetin a tím i riziko zranění, se v posledních letech vedou rozsáhlé diskuze. Zatím však nebyl předložen žádný jasný důkaz, který by tuto hypotézu potvrdil či naopak vyvrátil.

Běh naboso je spojen s biomechanickými změnami, specificky se zkrácením délky kroku a tím zvýšením kadence běhu, větší plantární flexí i flexí v kolenním kloubu ve fázi *foot strike* a více anteriorním umístěním chodidla. Tyto aspekty vedou k nižším špičkovým silám působícím při dopadu na chodidlo a mohou tak mít vliv na prevenci zranění. Výsledky jiných studií však ukázaly, že tyto efekty barefoot běhu jsou velmi rozdílné pro probandy, kteří jsou běžně zvyklí běhat v běžecké obuvi a naboso. Za příčinu biomechanických změn považují Hollander et al. (2019, pp. 1979-1982) spíše reakci na záměnu běžeckých bot za barefoot styl běhu, než dlouhodobé adaptační mechanismy organismu. Osmítýdenní program adaptace na

bosý běh v této studii sice vedl ke změně techniky došlapu na FFS, špičkové síly při dopadu se však oproti situaci před započítáním studie zvýšily. Khowailed et al. (2015, p. 2028) přichází s podobným závěrem, poukazují totiž na změny EMG aktivity *m. tibialis anterior* a *m. gastrocnemius* při běhu naboso, které vedou k menšímu odpružení hlezna ve fázi *foot strike*. Jiné studie tyto výsledky svým měřením vyvrací (Thompson et al., 2016, pp. 364-365; Hollander et al., 2019, pp. 1979-1982).

Autoři americké studie namítají, že rozdíly mezi RFS a FFS typy běhu spočívají ne ve snížení špičkových sil při dopadu, ale v jejich pozměněném rozprostření po dolní končetině a tím i rozdílném ukládání elastické energie pro další lokomoci. V průběhu běhu s RFS nedochází při došlapu k protažení Achillovy šlachy, k tomu dochází pouze při excentrické aktivitě *m. triceps surae* ve fázi *mid stance*. Naopak v běhu s FFS ukládá Achillova šlacha mnohem větší množství elastické energie pro výraznou plantární flexi hlezna při kontaktu s podložkou. Tento aspekt je ještě markantnější při běhu naboso a má vliv na kineziologii běhu – ukládání elastické energie v Achillově šlaše totiž vykazuje vysokou efektivitu, kdy je až 35% procent uložené energie převedeno zpět na mechanickou energii při dalším kroku. Na množství uložené energie mají vliv anatomické vlastnosti *calcaneu*, výraznější *tuber calcanei* totiž vede k prodloužení páky, která nohu při došlapu uvádí do dorzální flexe a excentrické aktivace *m. triceps surae*, což vede k většímu potenciálu uvolnění energie. Snížení energetické náročnosti barefoot běhu s FFS tak může vést k lepší výkonnosti. Měření však ukazují rozdíl pouze 0,74% oproti RFS běhu v klasické běžecké obuvi (Perl et al., 2012, pp. 1336-1340).

Zatěžování šlach má příznivý vliv na jejich strukturální vlastnosti a tím i prevenci šlachových poranění, zejména pokud jde o zatížení postupně rostoucí v čase. Není však známo, jaká míra zatížení je pro šlachu vhodná a kdy již dochází k přetěžování, které je spojené s rizikem vzniku tendinopatií a traumatických poranění. U běžecké populace byl již dříve popsán pozitivní vliv na strukturu Achillovy šlachy. Vzhledem k tomu, že většina běžců používá klasickou běžeckou obuv a RFS typ došlapu, jsou tyto podmínky pravděpodobně dostatečné pro dosažení příznivých strukturálních změn, které byly popsány. Nadlimitní zvýšení zátěže s sebou nese větší riziko přetížení, nemá však již nutně vliv na pozitivní adaptaci tkáně (Rice & Patel, 2017, p. 2415).

Z výše uvedených informací vyplývá, že neexistuje aktuálně dostatek důkazů, že barefoot běh vede z dlouhodobého hlediska k omezení výskytu zranění či ke zvýšení efektivity běhu. Většina studií, věnujících se tomuto tématu, prováděla pouze krátkodobé experimenty, jiné studie věnovaly habituaci na barefoot běh pouze velmi omezený čas. Hollander et al. (2019, p. 1976) například ve své metodologii uvádí, že v rámci studie probandi věnovali bosému běhu

pouze 15 minut týdně. Rice a Patel (2017, p. 2416) konstatují, že pro běžce s předchozí zkušeností s tendinopatií Achillovy šlachy je RFS typ běhu v klasické běžecké obuvi vhodnější volba, která minimalizuje riziko recidiv. Dále doporučují, aby jakýkoliv přechod na barefoot běh s FFS typem došlapu probíhal postupně a ne nárazově.

Závěr

Sportovní obuv má výrazný vliv na biomechaniku nohy a její patokineziologii při sportovních aktivitách, stejně tak ovlivňuje sportovní výkon i výskyt zranění. Tato práce si dala za cíl sestavit rešerši toho, jakými způsoby se aplikuje tento vliv při sportovním lezení, fotbale, baletu, klasickém i moderním tanci a běhu. Poslední kapitola se krátce věnovala poměrně kontroverznímu tématu barefoot běhu.

Sportovní lezení je dynamicky se rozvíjejícím sportem, který od svého uvedení na Olympijských hrách zažívá výrazný nárůst popularity. Moderní lezecká obuv, lezečky, jsou základní součástí výbavy lezce a hrají důležitou roli v obratnosti a výkonnosti v rámci této disciplíny. Lezecká obuv pevně přiléhá k noze a je pokryta přilnavou gumou, která poskytuje adhezi k povrchu potřebnou při lezení. Přiléhavosti lezečky se dosahuje konkavitou podrážky, jejím asymetrickým tvarem a běžnou praxí nosit výrazně menší velikosti, než by bylo běžné pro každodenní obuv. Rozdíl velikostí se popisuje průměrně 1,7-3,9 dle evropského číslování a má společně s atypickým tvarem podrážky nejen výrazný vliv na výskyt bolestivosti nohy, ale také podporuje vznik patologií, specificky hallux valgus, hallux rigidus a mozolů, které snižují taktilní citlivost nohy. Lezcům je tedy doporučováno nenosit obuv s tak výrazným rozdílem velikosti a mít druhý, pohodlný pár lezeček, který budou používat na méně obtížných, tréninkových cestách. Doporučují se lezečky s vnitřní podšívkou a je vhodné doplňovat trénink pravidelným kompenzačním cvičením zaměřeným na nohu. Na výrobce lezeckých bot by měl být vyvinut tlak, který by umožnil vznik nových modelů obuvi, která se méně účastní na podpoře patologií nohy ale stále dostatečně stabilizuje nohu při lezení.

Fotbal je nejpopulárnějším sportem na světě s dynamickým průběhem, který klade vysoké nároky na rychlost, sílu, vytrvalost, reaktivitu i další aspekty výkonnosti hráčů. Kopačky mají klíčovou roli rozhraní mezi hráčem a povrchem hřiště. Typickým znakem fotbalové podrážky jsou výstupky z různých materiálů, o různé velikosti, s různorodým rozmístěním. Tyto aspekty jsou hlavním rozlišovacím znakem kopaček a hráči si je volí dle povrchu, na kterém chtějí fotbal hrát. Hráči by měli při volbě zvážit, jakým způsobem bota pomáhá rozložení napětí při běhu a omezuje možnosti rotace boty při změnách směru. Stavba soudobých kopaček vede k dlouhodobému přetěžování a mikrotraumatizaci hlezenního kloubu, což je možné kompenzovat výběrem vhodné podpatěnky. Dopad omezení propriocepce v této sportovní obuvi je naopak možné snížit designem s podporou mediální klenby, který může být doplněn o texturovaný povrch pro senzitivní stimulaci planty. Tato doporučení se týkají jak hráčů, kteří vybírají nové kopačky, tak firem, které hledají další postup ve vývoji nových, noze

prospěšných designů. Hráčům se dále doporučuje vyvarovat se modelům kopaček s přesahem nad kotník a není vhodné vybírat zásadně obuv s co nejmenší hmotností.

Tanec je fyzicky náročný sport s prevalencí zranění obdobnou jako u profesionálního fotbalu. Hlavním odvětvím, kterému studie věnovaly pozornost, byl balet, specificky baletní špičky pro techniku *en pointe*. Bylo popsáno, že bločky používané pro podporu prstců v opoře a při dopadech mohou být pro ideální fungování vyrobeny z paměťové pěny, aby se tak přizpůsobovaly individuální délce prstců. Důležitou součástí baletní špičky jsou také klenek a křídla, které jsou zásadní pro stabilizaci nohy při *en pointe*. Strukturální integrita těchto částí obuvi je však dočasná a špička se rychle opotřebí. Profesionální baletka opotřebuje až 60 párů špiček za měsíc, výměny opotřebovaných párů bot by se neměly zanedbávat, aby se tak minimalizovalo riziko přetěžování tkání a zranění.

Převážná část obtíží s chodidly je u žen spojena s nošením bot na vysokém podpatku, obuvi, která se využívá také u mnohých stylů tance. Protože hlavním účinkem vyvýšení paty je přesouvání zátěže více anterolaterálně, doporučuje se dbát na tlumící vlastnosti tanečních bot v této oblasti předonoží.

Vysoká úrazovost ve světě tance je třeba kompenzovat nejen vhodným výběrem obuvi, ale také adekvátní volbou kondičního a preventivního tréninku, který se zaměří na obtíže často se vyskytující u tanečnicků, například hypermobilitu. Dále se doporučuje zařazení dostatečného odpočinku a správných výživových návyků.

Běh je jedním z nejúčinnějších způsobů, jak dosáhnout dobré fyzické kondice a má pro jedince řadu zdravotních přínosů. Běžecká zranění se však vyskytují velmi často, s prevalencí až 79%, kdy jednou z nejčastěji zraňovaných oblastí je noha. Tato práce se pokusila vyvrátit často zmiňované dogma, že hlavním úkolem běžecké obuvi je kompenzovat pronační postavení nohy, neboť recentní studie ukazují, že právě noha v lehké pronaci je celkově nejméně ohrožena akutním zraněním při běhu. I ortopedické vložky používané pro účel úpravy nastavení nohy však mají v běžeckém tréninku své místo, speciálně v sekundární prevenci běžeckých syndromů z přetížení. K tomu je však třeba dodat, že výraznou roli při takovém použití ortopedických vložek hraje pravděpodobně placebo efekt. Konečně se kapitola o běžecké obuvi věnovala vlivu komfortu boty na její užívání. Ačkoliv jde o velice subjektivní proměnnou, z rešeršní činnosti vyšlo toto kritérium jako hlavní, kterým by se měl běžec řídit při výběru nových bot.

Tato práce v neposlední řadě shrnula poznatky vycházející z dlouholeté debaty o typu došlapu a porovnala biomechanické dopady *rearfoot strike* s použitím běžné – polstrované – běžecké obuvi oproti dopadům *forefoot strike* v rámci barefoot běhu. Ze shrnutí poznatků o

biomechanických změnách při barefoot běhu vzešla otázka, zda k těmto dochází v důsledku dlouhodobé adaptace organismu na barefoot běh či zda jde pouze o krátkodobou reakci na záměnu klasických běžeckých bot za běh naboso. Bylo poukázáno na vyšší efektivitu barefoot běhu na základě lepšího ukládání elastické energie v Achillově šlaše, pozitivita tohoto účinku je však zpochybnitelná, neboť může vést k dlouhodobému přetěžování této anatomické struktury. Z uvedených informací tedy vyplývá fakt, že z aktuálně publikovaných studií není možné určit, zda barefoot běh vede z dlouhodobého hlediska k omezení výskytu zranění či ke zvýšení efektivitu běhu. Přechod na barefoot běh se tedy obecně doporučuje postupný a s jistou mírou reflexe, pro běžce s historií tendinopatií Achillovy šlachy se tento typ běhu nedoporučuje.

Referenční seznam

Aquino, J., Amasay, T., Shapiro, S., Kuo, Y., & Ambegaonkar, J. P. (2021). Lower extremity biomechanics and muscle activity differ between 'new' and 'dead' pointe shoes in professional ballet dancers. *Sports Biomechanics*, 20(4), 469-480. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1561931>

Baláš, J. (2016). *Fyziologické aspekty výkonu ve sportovním lezení*. Karolinum.

Barker, H. B., Beynon, B. D., & Renström, P. A. (1997). Ankle injury risk factors in sports. *Sports Medicine*, 23(2), 69-74. <https://doi.org/10.2165/00007256-199723020-00001>

Bickle, C., Deighan, M., & Theis, N. (2018). The effect of pointe shoe deterioration on foot and ankle kinematics and kinetics in professional ballet dancers. *Human Movement Science*, (60), 72-77. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.05.011>

Blanchard, S., Palestri, J., Guer, J. L., & Behr, M. (2018). Current soccer footwear, its role in injuries and potential for improvement. *Sports Medicine International Open*, 2(2), 52-61. <https://doi.org/10.1055/a-0608-4229>

Bronner, S., Ojofeitimi, S., & Rose, D. (2003). Injuries in a modern dance company. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(3), 365-373. <https://doi.org/10.1177/03635465030310030701>

Cavalheiro, C. S., Arcuri, M. H., Guil, V. R., & Gali, J. C. (2020). Hallux valgus anatomical alterations and its correlation with the radiographic findings. *Acta Ortopédica Brasileira*, 28(1), 12-15. <https://doi.org/10.1590/1413-785220202801226897>

Čihák, R. (2011). *Anatomie* (3rd ed.). Grada.

Dungl, P. (2014). *Ortopedie* (2nd ed.). Grada.

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. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182514a88>

Gamez-Paya, J., Dueñas, L., Arnal-Gómez, A., & Benítez-Martínez, J. C. (2021). Foot and lower limb clinical and structural changes in overuse injured recreational runners using floating

heel shoes: Preliminary results of a randomised control trial. *Sensors*, 21(23), 1-14. <https://doi.org/10.3390/s21237814>

Griffiths, I. (2012). Choosing running shoes: The evidence behind the recommendations. *SportEX Dynamics*, 7(33), 28-33. <https://sportspodiatryinfo.wordpress.com/2011/02/02/choosing-running-shoes-the-evidence-behind-the-recommendations/>

Gross, J. M., Fetto, J., & Supnick, E. R. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu* (2nd ed.). Triton.

Gu, Y., Ren, X., Li, J., & Rong, M. (2010). Plantar pressure distribution during high-heeled Latin dancing. *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics*, 1(3), 296-305. <https://doi.org/10.1504/IJECB.2010.035262>

Hoenig, T., Rolvien, T., & Hollander, K. (2020). Footstrike patterns in runners: Concepts, classifications, techniques, and implications for running-related injuries. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 71(3), 55-61. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2020.424>

Hollander, K., Liebl, D., Meining, S., Mattes, K., Willwacher, S., & Zech, A. (2019). Adaptation of running biomechanics to repeated barefoot running: A randomized controlled study. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(8), 1975-1983. <https://doi.org/10.1177/0363546519849920>

Chew-Bullock, T. S. -Y., Anderson, D. I., Hamel, K. A., Gorelick, M. L., Wallace, S. A., & Sidaway, B. (2012). Kicking performance in relation to balance ability over the support leg. *Human Movement Science*, 31(6), 1615-1623. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.07.001>

Jaké existují druhy kopaček a jak si vybrat správně? (2023). ProSportování.cz. Retrieved January 15, 2024, from <https://www.prosportovani.cz/clanky/jake-existuji-druhy-kopacek-a-jak-si-vybrat-spravne>

Jastifer, J. R. (2022). Contemporary review: The foot and ankle in long-distance running. *Foot & Ankle Orthopaedics*, 7(3), 1-11. <https://doi.org/10.1177/24730114221125455>

Jenkins, D. W., Page, J. C., Stein, A., Wissman, L., Rowe, B. A., & Rowe, F. E. (2022). Rock-climbing shoes: A survey of attitudes and practices. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 112(3), 1-19. <https://doi.org/10.7547/20-177>

Johnson, G. R., Dowson, D., & Wright, V. (1976). A biomechanical approach to the design of football boots. *Journal of Biomechanics*, 9(9), 581-585. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90099-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90099-3)

Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints: Volume 2, The Lower Limb* (5th ed.). Churchill Livingstone.

Khowailed, I. A., Petrofsky, J., Lohman, E., & Daher, N. (2015). Six weeks habituation of simulated barefoot running induces neuromuscular adaptations and changes in foot strike patterns in female runners. *Medical Science Monitor*, 21, 2021-2030. <https://doi.org/10.12659/MSM.893518>

Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén.

Lejonagoitia-Garmendia, M., Gustran-Iglesias, I., Gil, S. M., Ortuondo, J., Sarasola-Ruiz, L., & Bidaurrezaga-Letona, I. (2023). Foot injuries in sport climbers: Footwear and other associated factors. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 23(90), 106-119. <https://doi.org/10.15366/rimcafd2023.90.009>

Luo, G., Stergiou, P., Worobets, J., Nigg, B., & Stefanyshyn, D. (2009). Improved footwear comfort reduces oxygen consumption during running. *Footwear Science*, 1(1), 25-29. <https://doi.org/10.1080/19424280902993001>

Marczak, D., Liberski, S., & Migdalski, A. (2018). Plantar calluses: Pathogenesis, risk factors, prophylaxis, methods of treatment. *Journal of Education, Health and Sport*, 8(8), 302-312. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.5281/zenodo.1309012>

Morrison, A. B., & Schöffl, V. R. (2007). Physiological responses to rock climbing in young climbers. *British Journal of Sports Medicine*, 41(12), 852-861. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.034827>

Nakashima, T., Hojo, T., Suzuki, K., & Ijichi, M. (1995). Symphalangism (two phalanges) in the digits of the Japanese foot. *Annals of Anatomy*, 177(3), 275-278. [https://doi.org/10.1016/S0940-9602\(11\)80199-8](https://doi.org/10.1016/S0940-9602(11)80199-8)

Nielsen, R. O., Buist, I., Parner, E. T., Nohr, E. A., Sørensen, H., Lind, M., & Rasmussen, S. (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(6), 440-447. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092202>
- Perl, D. P., Daoud, A. I., & Lieberman, D. E. (2012). Effects of footwear and strike type on running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(7), 1335-1343. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318247989e>
- Rice, H. M., Jamison, S. T., & Davis, I. S. (2016). Footwear matters: Influence of footwear and foot strike on load rates during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(12), 2462-2468. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001030>
- Rice, H., & Patel, M. (2017). Manipulation of foot strike and footwear increases Achilles tendon loading during running. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(10), 2411-2417. <https://doi.org/10.1177/0363546517704429>
- Russell, J. A. (2013). Preventing dance injuries: Current perspectives. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 2013(4), 199-210. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S36529>
- Russell, J. A., & Mueller, I. F. (2022). Force attenuation properties of padded dance support socks. *Journal of Dance Medicine & Science*, 26(2), 106-113. <https://doi.org/10.12678/1089-313X.061522c>
- Sandercock, A. R. (2021). *The anatomy of a pointe shoe*. Ballet Fusion. Retrieved November 26, 2023, from <https://www.balletfusion.co.uk/news/the-anatomy-of-a-pointe-shoe>
- Shah, S., Weiss, D. S., & Burchette, R. J. (2012). Injuries in professional modern dancers: Incidence, risk factors, and management. *Journal of Dance Medicine & Science*, 16(1), 17-25. <https://doi.org/10.1177/1089313X1201600103>
- Schöffl, V., Schöffl, I., Lutter, C., & Hochholzer, T. (2022). *Climbing medicine: A practical guide*. Springer Cham.
- Sviggum, J. T. (2023). *Bouldering vs lead climbing*. Nature Climbing. Retrieved February 28, 2024, from <https://natureclimbing.com/blogs/news/bouldering-vs-climbing>
- Thompson, M., Seegmiller, J., & McGowan, C. (2016). Impact accelerations of barefoot and shod running. *International Journal of Sports Medicine*, 37(5), 364-368. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1569344>

- Trojian, T., & Tucker, A. K. (2019). Plantar fasciitis. *American Family Physician*, 99(12), 744-750. <https://www.aafp.org/pubs/afp/issues/2019/0615/p744.pdf>
- Uršej, E., & Zaletel, P. (2020). Injury occurrence in modern and hip-hop dancers: A systematic literature review. *Slovenian Journal of Public Health*, 59(3), 195-201. <https://doi.org/10.2478/sjph-2020-0025>
- Vaishya, R., Agarwal, A. K., Azizi, A. T., & Vijay, V. (2016). Haglund's syndrome: A commonly seen mysterious condition. *Cureus*, 8(10), 1-7. <https://doi.org/10.7759/cureus.820>
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vassallo, A. J., , E., Stamatakis, E., & Hiller, C. E. (2019). Injury fear, stigma, and reporting in professional dancers. *Safety and Health at Work*, 10(3), 260-264. <https://doi.org/10.1016/j.shaw.2019.03.001>
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Triton.
- Waddington, G., & Adams, R. (2000). Textured insole effects on ankle movement discrimination while wearing athletic shoes. *Physical Therapy in Sport*, 1(4), 119-128. <https://doi.org/10.1054/ptsp.2000.0020>
- Waddington, G., & Adams, R. (2003). Football boot insoles and sensitivity to extent of ankle inversion movement. *British Journal of Sports Medicine*, 37(2), 170-175. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.2.170>
- Walter, J. H., & Ng, G. K. (2002). The evaluation of cleated shoes with the adolescent athlete in soccer. *The Foot*, 12(3), 158-165. <https://doi.org/10.1054/foot.2002.0729>
- Wong, P. I., Chamari, K., Mao, D. W., Wisloff, U., & Hong, Y. (2007). Higher plantar pressure on the medial side in four soccer-related movements. *British Journal of Sports Medicine*, 41(2), 93-100. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.030668>
- Yan, A. F., Hiller, C., Smith, R., & Vanwanseele, B. (2011). Effect of footwear on dancers: A systematic review. *Journal of Dance Medicine & Science*, 15(2), 86-92. <https://doi.org/10.1177/1089313X1101500205>

Seznam zkratek

<i>a.</i>	tepna (z latinského <i>arteria</i>)
<i>art.</i>	kloub (z latinského <i>articulatio</i>)
<i>artt.</i>	klouby (z latinského <i>articulationes</i>)
EMG	elektromyografie
<i>lig.</i>	vaz (z latinského <i>ligamentum</i>)
<i>m.</i>	sval (z latinského <i>musculus</i>)
<i>mm.</i>	svaly (z latinského <i>musculi</i>)

Seznam obrázků

Obrázek 1 Kostra nohy a její funkční dělení.....	7
Obrázek 2 Základní znaky moderní lezečky	16
Obrázek 3 Změna biomechanického nastavení nohy viditelná na RTG snímcích.....	17
Obrázek 4 Baletní špička a její části	23