OSTRAVSKÁ UNIVERZITA V OSTRAVĚ
PŘÍRODOVĚDĚCKÁ FAKULTA
KATEDRA INFORMATIKY A POČÍTAČŮ

Vliv minimalistické obuvi na mechaniku došlapu u vytrvalostních běžců

Diplomová práce

Autor práce: Bc. Jan Urbaczka
Vedoucí práce: Doc. Mgr. Daniel Jandačka, Ph.D.

2015

UNIVERSITY OF OSTRAVA
FACULTY OF SCIENCE
DEPARTMENT OF INFORMATICS AND COMPUTERS

Impact of the minimalistic shoes on mechanics of foot strike of endurance runners

THESIS

Author: Bc. Jan Urbaczka
Supervisor: Doc. Mgr. Daniel Jandačka, Ph.D.

2015

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Já, níže podepsaný/á student/ka, tímto čestně prohlašuji, že text mnou odevzdané závěrečné práce v písemné podobě i na CD nosiči je totožný s textem závěrečné práce vloženým v databázi DIPL2.

Ostrava dne

……
podpis studenta/ky

OSTRAVSKÁ UNIVERZITA V OSTRAVĚ
Přírodovědecká fakulta
Akademický rok: **2013/2014**

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení:	**Jan URBACZKA**
Osobní číslo:	**P13136**
Studijní program:	**N1801 Informatika**
Studijní obory:	**Tělesná výchova a sport**
	Učitelství informatiky pro střední školy (dvouoborové)
Název tématu:	**Vliv minimalistické obuvi na mechaniku došlapu u vytrvalostních běžců**
Zadávající katedra:	**Katedra tělesné výchovy**

Zásady pro vypracování:

Od roku 2010, kdy byla v časopise NATURE publikována studie o výhodnosti běhu na boso (Lieberman et al., 2010) narostl počet běžců, kteří vyznávají běh na boso. Společnosti, které se zabývají vývojem běžecké obuvi, začaly vyrábět tzv. minimalistickou obuv, která má za cíl chránit nohu pouze před řezným a tržným poraněním, nikoliv však absorbovat energii při došlapu. V současné době je již možné zkoumat novou populaci běžců, kteří mají dostatečnou zkušenost s během v minimalistické obuvi, kterou používají dokonce při ultra maratonech. Otázkou zůstává, jakým způsobem je dolní končetina chráněna před poraněním, když obuv došlap netlumí a všechna energie musí být absorbována prostřednictvím svalově kosterního systému. Práce se bude zabývat vlivem obuvi na došlap u běžců, kteří vyznávají minimalistický či barefoot styl běhu.

Hlavním úkolem této práce je porovnání mechaniky došlapu u šesti běžců z hlediska druhu zvolené obuvi (standardní odpružená běžecká obuv/minimalistická obuv) a běžeckého terénu. Testování bude probíhat v laboratorních podmínkách Centra diagnostiky lidského pohybu.

Prvním cílem práce bude srovnat kinematiku dolní končetiny při došlapu na rovině u vytrvalostních běžců, kteří pravidelně běhají v minimalistické obuvi s kinematikou došlapu ve standardní odpružené běžecké obuvi.

Druhým cílem práce bude srovnat kinematiku dolní končetiny při došlapu na nerovném povrchu u vytrvalostních běžců, kteří pravidelně běhají v minimalistické obuvi s kinematikou došlapu ve standardní odpružené běžecké obuvi.

Metody

Při výběru souboru vhodného pro měření bude hlavní důraz kladen na to, aby vybraní běžci měli dostatečně zvládnutou techniku minimalistického/barefoot běhu, tedy aby běhali tímto stylem alespoň jeden rok a trénovali minimálně třikrát týdně (alespoň 6 běžců). V biomechanické laboratoři bude provedena kinematická analýza běhu při rychlosti 3,2 m/s na rovině a na nerovném povrchu. Ke statistickému hodnocení rozdílů mezi došlapy v minimalistické a standardní odpružené běžecké obuvi bude využit index velikosti vlivu.

Harmonogram

1.11.2013 Rešerše literatury

1.1.2014 Analýza dat

1.3.2014 Diskuse nad výsledky studie

1.11.2014 Referát k studentské vědecké konferenci předložen vedoucímu práce

1.2.2015 První verze diplomové práce předložena vedoucímu práce

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury: **viz příloha**

Vedoucí diplomové práce: **Mgr. Daniel Jandačka, Ph.D.**
Katedra tělesné výchovy

Datum zadání diplomové práce: **31. října 2013**

Termín odevzdání diplomové práce: **4. dubna 2015**

L.S.

Mgr. Daniel Jandačka, Ph.D.
vedoucí diplomové práce

Mgr. Igor Fojtík, Ph.D.
vedoucí katedry

V Ostravě dne 11. prosince 2013

ABSTRAKT

Cílem práce je porovnání mechaniky došlapu u osmi vytrvalostních běžců vyznávajících minimalistický či barefoot styl běhu. Došlap běžců je porovnáván z hlediska druhu zvolené obuvi (standardní odpružená běžecká obuv/na boso) a běžeckého terénu (rovná plocha/simulovaný kamenitý terén). Práce proběhla v laboratorních podmínkách Centra diagnostiky lidského pohybu v Ostravě. Mechanika došlapu byla získána z kinematické analýzy běhu prostřednictvím systému Qualisys a software Visual3D.

Klíčová slova: běh, bosý běh, minimalistický běh, kinematická analýza

ABSTRACT

The main aim of the thesis is to compare mechanics of footstrike at eight endurance runners, who habitually run barefoot or in minimalistic shoes. Footstrike was compared by the terms of chosen footwear (standard cushioned running shoes/barefoot) and a running terrain (flat surface/simulated rock terrain). The study took place in Human motion diagnostic center in Ostrava. Mechanics of footstrike was acquired from kinematical analysis of running through the Qualisys system and Visual3D software.

Keywords: running, barefoot running, minimalistic running, kinematical analysis

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval svému vedoucímu práce panu Doc. Mgr. Danielu Jandačkovi, Ph.D. za cenné rady, odborné vedení a pomoc při tvorbě a realizaci této práce. Dále panu Mgr. Jaroslavu Uchytilovi, Ph.D. za pomoc při zpracování dat a panu Bc. Janu Košákovi za pomoc při měření. Nakonec bych rád poděkoval všem probandům, kteří se zúčastnili této studie a své rodině za podporu poskytnutou po celou dobu studia, bez níž by tato práce nemohla vzniknout.

Prohlašuji, že předložená práce je mým původním autorským dílem, které jsem vypracoval/a samostatně. Veškerou literaturu a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpal/a, v práci řádně cituji a jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

V Ostravě dne . . . . . .

. . . . . .

(podpis)

OBSAH

ÚVOD **12**
TEORETICKÁ ČÁST **14**
1 BĚH JAKO PROSTŘEDEK ZDRAVOTNĚ ORIENTOVANÉ ZDATNOSTI **14**
1.1 Pozitivní vliv běhu na fyzické zdraví člověka 14
1.2 Negativní vliv běhu na fyzické zdraví člověka 16
2 SPECIFIKA BĚHU NA BOSO **18**
2.1 Historie 18
2.2 Charakteristika 19
3 ROZDÍLY V BIOMECHANICE BĚHU NA BOSO A V OBUVI **20**
3.1 Rozdíly v kinetice 20
3.1.1 Reakční síla země (Ground reaction force) 20
3.1.2 Míra zatížení kloubů (Rate of loading) 21
3.1.3 Impuls síly (Impulse) 21
3.1.4 Moment síly v kloubu a výkon (Joint moments, power) 21
3.2 Rozdíly v kinematice 22
3.2.1 Kadence (Stride frequency) 22
3.2.2 Úhel nohy a hlezna při prvním kontaktu s podložkou (Foot and ankle angle at ground contact) 22
3.2.3 Způsob došlapu (Foot-strike pattern) 22
3.2.4 Everze hlezna během stojné fáze (Ankle eversion during stance phase) 23
3.2.5 Flexe v koleni při počátečním kontaktu (Knee flexion at ground contact) 23
3.3 Rozdíly v elektromyografické aktivitě svalů 24
4 SVALOVÁ AKTIVITA PŘI BĚHU **25**
4.1 Svalová soustava 25
4.1.1 Obecná struktura svalu 25
4.1.2 Svalová kontrakce (viz obr. 5) 27
4.1.3 Svaly dolní končetiny 28
4.2 Fyziologie svalu 33
4.2.1 Druhy svalových vláken 33
4.3 Běžecký krok a jeho fáze (viz obr. 5) 34
4.3.1 Dokroková (amortizační) fáze 35
4.3.2 Odrazová fáze 35

4.3.3 Letová fáze 35
4.4 Zapojení jednotlivých svalových skupin při běžeckém kroku (viz obr. 7, 8) 36
5 BĚHY NA DLOUHÉ TRATĚ 39
5.1 Charakteristika 39
5.2 Ultramaraton 39
5.3 Skyrunning 39
5.4 Vliv ultraběhů na duševní a fyzický stav člověka 41
6 RIZIKA ZRANĚNÍ PŘI BĚHU V OBUVI A NA BOSO 43
6.1 Nejčastější běžecká zranění ve vztahu k běhu na boso a v obuvi (viz tab. 1) 43
6.2 Rizika zranění při běhu ve vztahu ke kolizním silám (viz tab. 2) 44
6.3 Nebezpečí spojená s přechodem k běhu na boso 45
PRAKTICKÁ ČÁST 47
7 CÍL PRÁCE, HYPOTÉZY 47
7.1 Cíl práce 47
7.2 Hypotézy 47
8 METODIKA PRÁCE 48
8.1 Popis výzkumné situace 48
8.2 Charakteristika výzkumného souboru 48
8.3 Protokol měření 49
8.4 Experimentální nastavení 52
8.5 Analýza dat 54
8.6 Statistická analýza 55
9 VÝSLEDKY 56
9.1 Tabulky výstupních hodnot 56
9.1.1 Kinematické charakteristiky 56
9.1.2 Kinetické charakteristiky 57
9.2 Grafy výstupních hodnot 58
9.2.1 Kinematické charakteristiky 58
9.2.2 Kinetické charakteristiky 59
9.2.3 Záznam reakční síly ve všech rovinách 60
10 DISKUSE 61
10.1 Hypotéza 1 61
10.2 Hypotéza 2 61

10.3 Hypotéza 3 62
10.4 Hypotéza 4 62
10.5 Limity práce 63
ZÁVĚR 64
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY 65
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ 72
SEZNAM OBRÁZKŮ 73
SEZNAM TABULEK 74
SEZNAM PŘÍLOH 75

ÚVOD

Běh, aktivita stará jako lidstvo samo, zažívá v 21. století své znovuobjevení. Vzhledem k jeho snadné přístupnosti se tento fenomén šíří napříč všemi vrstvami společnosti. Ovšem na rozdíl od století minulého se na počátku toho stávajícího mění přístup k tomuto sportu díky novým vědeckým poznatkům a také zkoumání "běžeckých" civilizací.

Důvodem k sepsání této práce je nedostatek vědecky podloženého zkoumání nové populace běžců, kteří vyznávají minimalistický styl běhu. Počátek vzniku této populace se datuje mezi léty 2009 a 2010, kdy byla publikována studie o výhodnosti bosého běhu v časopise NATURE (Lieberman et al., 2010) a také vyšla kniha Born to run, jenž popisuje původní běžeckou populaci mexických Tarahumarů (McDougall, 2009), která se stala světovým bestsellerem a bývá nazývána běžeckou biblí. Trend bosého běhu zachytily také obuvnické společnosti, které vytvořily takzvanou minimalistickou obuv, jež se snaží běžci umožnit co nejvíce se přiblížit pocitu bosého běhu a zároveň chrání nohu před povrchovými poraněními. Takováto obuv však oproti běžné běžecké obuvi neabsorbuje (netlumí) energii vytvářenou při došlapu, což vyvolává řadu otázek, co se týče ochrany svalově kosterního aparátu při jejím používání.

V současné době se nejvíce vědeckých studií zaměřuje hlavně na porovnávání běžeckých stylů z hlediska dopadu na určitou část nohy (např. Williams et al. 2012; Altman a Davis 2013), případně na generování důkazů pro odpověď na nejpalčivější otázku pokládanou většinou běžné i vědecké populace, která zní: „Jaký způsob běhu je bezpečnější/zdravější/méně náročný na opotřebení svalově kosterního systému?“ (Tam et al. 2014; Utz-Meagher et al. 2011). Většinou jsou v takto zaměřených studiích zkoumáni běžci, kteří nemají s tímto druhem běhu žádné zkušenosti a je tak možné pouze porovnávat reakci jejich těla na nově vzniklé podmínky (např. Becker et al. 2014; Sinclair et al. 2014). Jen málo vědeckých studií se zabývá zkoumáním skupin běžců, kteří od základu změnili svůj styl a běhají na boso či v minimalistické obuvi (např. Squadrone a Gallozzi 2009).

Hlavním úkolem práce je porovnání mechaniky došlapu z hlediska druhu zvolené obuvi (standardní odpružená běžecká obuv/naboso) a běžeckého terénu (rovina/simulovaný terén). První hypotéza stanovuje rozdíl velikosti síly působené na podložku při daných podmínkách - při běhu na boso bude celková síla, kterou jedinec působí při došlapu na podložku nižší než v případě odpružených bot (Lieberman et al. 2010). Druhá hypotéza na základě výzkumu od Bonacciho (Bonacci et al. 2013) určuje, že při běhu na boso bude

během stojné fáze docházet k menší flexi v koleni než při běhu v odpružené obuvi. Třetí hypotéza předpokládá (na základě stejného výzkumu), že maximum momentu síly při extenzi v koleni bude u bosého běhu nižší nežli u běhu v odpružené obuvi. Poslední hypotéza předpokládá, že při prvním kontaktu s podložkou bude nižší dorsiflexe v hleznu při běhu na boso, nežli v odpružené obuvi. Vzhledem k tomu, že žádná z dosavadních studií se nezabývala měřením v simulovaném terénu, můžeme pouze odhadnout, že tato nezávisle proměnná bude snižovat maximální hodnoty u výše zmíněných hypotéz.

Hlavním přínosem této studie je jedinečnost jejího zaměření, kdy zkoumáme běžce, kteří mají dlouhodobou zkušenost s minimalistickým stylem běhu namísto běžných běžců. Dalším přínosem je porovnání došlapu ve dvou různých druzích běžeckého terénu. Praktickým přínosem studie pak může být vytvoření dalších témat, které by měly být v této oblasti prozkoumány, jelikož není v možnostech této diplomové práce zajistit dostatečně velký soubor testovaných osob a věnovat dostatek času jeho zkoumání.

TEORETICKÁ ČÁST

Teoretická část mé diplomové práce postupně představí běh z pohledu různých vědních disciplín. První kapitola se bude zabývat během jakožto prostředkem zdravotně orientované zdatnosti. Ve druhé kapitole budou popsány specifika bosého běhu. Třetí kapitola se zaměří na rozdíly v biomechanice mezi během na boso a během v obuvi. Ve čtvrté kapitole bude běh popsán z hlediska svalové aktivity. Šestá kapitola představuje běh jako sportovní disciplínu a poslední kapitola teoretické části popíše rizika při běhu v obuvi a běhu na boso.

1 BĚH JAKO PROSTŘEDEK ZDRAVOTNĚ ORIENTOVANÉ ZDATNOSTI

Je všeobecně známo a v mnoha různých studiích potvrzeno, že cvičení s vhodnou intenzitou (v našem případě běh v aerobním pásmu) prospívá lidskému organismu ve všech směrech, tedy jak v psychickém tak i fyzickém zdraví a celkově prodlužuje život (Bellocco, Jia, Ye, & Lagerros, 2010; Lee et al., 2011).

1.1 Pozitivní vliv běhu na fyzické zdraví člověka

Dosavadní vědecké poznatky se shodují na tom, že běh má příznivý účinek v následujících oblastech negativně ovlivňujících tělesné zdraví člověka:

- **Nadváha –** pozitivní vliv pravidelného běhání na dlouhodobé snižování a udržování hmotnosti je v tomto směru jednoznačný. Nutná je aktivita cca 3-5 krát týdně v délce cca 30-60 min a samozřejmě příjem menšího množství energie z potravy, než je její výdej, aby docházelo ke spalování tuků zajišťujícího dlouhodobé udržování správné hmotnosti (Wing a Hill 2001).
- **Vysoký krevní tlak –** pravidelné běhání snižuje vysoký krevní tlak a samozřejmě také slouží jako prevence před tímto zdravotním problémem. Literatura uvádí, že u systolického tlaku může dojít ke snížení o cca 11 mmHg a u diastolického tlaku o cca 20 mmHg (Marti, 1991; Pescatello, 2004).
- **Srdeční onemocnění –** v tomto ohledu slouží běhání především jako preventivní opatření proti srdečním příhodám, případně jako vhodný způsob rehabilitace po

infarktu myokardu či srdeční příhodě. Velmi pravděpodobný je pozitivní vliv na snížení rizika arteriosklerózy (nebylo jednoznačně potvrzeno) (Haykowsky et al. 2011).

- **Diabetes mellitus 2. typu –** běh je pro toto onemocnění velmi dobrým lékem, který zlepšuje stav diabetiků, případně může nástup diabetu zpomalit nebo mu úplně předejít. Má dvojí účinek. Za prvé zvyšuje toleranci vůči glukóze a za druhé zvyšuje citlivost na inzulín. Pro dosažení optimálních výsledků je však nutná pravidelnost běhání. Při nedodržování pravidelného režimu totiž dochází k velmi rychlému snížení tolerance vůči glukóze (cca do 10-ti dnů) (Albright et al. 2000; Eriksson a Lindgärde, 1991).
- **Rakovina prsu a tlustého střeva –** dlouhodobé vědecké studie dokazují, že u žen starších 50 let bylo až o 70% nižší riziko rakoviny prsu, pokud se dlouhodobě věnovaly pravidelné aktivitě (např. běhu) střední intenzity. Podobně kladný vliv má běhání také na rakovinu tlustého střeva, zde však musí být v součinnosti s dostatečným příjmem zeleniny a vhodnou dietou (Breslow, 2001; Slattery a Potter, 2002).
- **Ztráta kostní hmoty (osteoporóza) –** přestavba kostní hmoty jakožto adaptační reakce lidského těla na pravidelnou zátěž, je fyziologicky daná a prokázaná záležitost. Přímo u běhání však nedochází jen ke zpevnění kostí v nohách, ale například i páteřních obratlů, což je velmi důležité s ohledem na postupné patogenní změny struktury kostí ve stáří. Běhání je také doporučováno jako vhodná aktivita pro oddálení nástupu osteoporózy či ztráty kostní hmoty u žen po menopauze, které jsou k těmto zdravotním problémům v tomto období náchylnější (Marti, 1991).
- **Závislosti –** je vědecky podloženo, že náročná fyzická aktivita pomáhá při zbavování se závislostí na kouření. Marcus (Marcus et al. 1999) uvádí výzkum, při kterém zjišťoval vliv pravidelné běžecké aktivity v součinnosti s kognitivně-behaviorálním odvykacím programem na zbavení se závislosti na kouření. Skupina s běžeckou intervencí byla dvakrát úspěšnější nežli skupina bez ní (odvykací program podstoupily obě skupiny). Cca 20% žen v běžecké skupině dokázalo nekouřit jeden měsíc (v porovnání s 10 % ve skupině necvičících) a 12% nekouřilo po celý rok (pouze 5,4 % u necvičících).

Problematikou zdravotních benefitů běhu se u nás zabývá například Tvrzník. Klady, které u běhu vyzdvihuje, můžeme přehledně rozdělit podle jednotlivých tělesných systémů:

- **Svalstvo a pohybový aparát**
    - posílení a zvýšení výkonu svalstva,
    - zlepšení senzomotorické koordinace,
    - zlepšení držení těla,
    - posílení klenby nožní (prevence plochých nohou).
- **Srdce a krevní oběh**
    - zvětšení objemu a výkonu srdce,
    - vyšší pružnost a lepší funkcionalita cév,
    - nižší tepová frekvence,
    - snižování a stabilizace krevního tlaku,
    - lepší kapilární prokrvení organismu,
    - zlepšení adaptace krevního oběhu na měnící se podmínky.
- **Vylučovací a trávící soustava**
    - zlepšení látkové výměny,
    - vyšší spotřeba a lepší využití energie (snižování nadváhy),
    - zlepšení trávení (kvalita, rychlost, ekonomičnost).
- **Dýchací soustava**
    - zvýšení plicní kapacity – větší výkonnost plic,
    - zlepšení přenosu kyslíku a zásobení živinami.
- **Nervový systém a psychika**
    - odbourávání psychického napětí a stresu,
    - zlepšení vegetativního nervového systému,
    - celkové uvolnění organismu (Tvrzník a Gerych, 2014).

1.2 Negativní vliv běhu na fyzické zdraví člověka

I přesto, že běh poskytuje bezpočet kladných účinků na lidský organismus, lze nalézt i negativa, která přináší. Předně je důležité si běh rozdělit na dvě velké skupiny sportů. Konkrétně na oblast vrcholového sportu, ve kterém dochází k neúměrnému přetěžování organismu a s ním přicházejí důsledky (zdravotní a psychické problémy či rizika), jenž mohou být pro běžného člověka odrazující. Druhou oblastí je potom rekreační sport, který

taktéž může být za určitých okolností rizikovým. Zde mohou problémy vyplývat zejména z neznalosti vlastních fyziologických zákonitostí, nepřiměřeného dávkování tréninku, nerespektování aktuálního zdravotního stavu, neschopnosti dostatečně kritického posouzení vlastních schopností a možností, nevhodně zvoleného vybavení a obutí, nedostatečné hydratace atd. U obou těchto skupin pak lze najít „typická běžecká onemocnění“, která vyplývají z povahy této aktivity. Mezi tyto zdravotní problémy řadíme častější výskyt astmatu, alergií a senné rýmy v důsledku toho, že běžci jsou vystavování různým znečišťujícím látkám a alergenům obsaženým v ovzduší, mnohem častěji než je tomu u běžné populace. K dalším ze zdravotních problémů běžecké populace pak můžeme řadit různá zranění v oblasti dolní končetiny, bolesti vazů, šlach a únavové zlomeniny (Tvrzník a Soumar, 2004; Hoffman a Krishnan 2014).

2 SPECIFIKA BĚHU NA BOSO

Bosý běh (z angl. barefoot running) známý také jako minimalistický nebo přirozený běh je označení pro běhání bez bot či v botách s velmi tenkou podrážkou. Běhání naboso je považováno za přírodní (přirozený) způsob běhu a stále existují celé kultury, které trvají na tom, že tato cesta je jediná správná, například mexičtí Tarahumarové. Běžci vyznávající tento styl běhu tvrdí, že zlepšuje běžecké schopnosti, dovednosti a podporuje došlap přes přední část nohy, který může mít za následek méně běžeckých zranění (plantární fascitida, únavové zlomeniny aj.) nežli u došlapu přes patu.

2.1 Historie

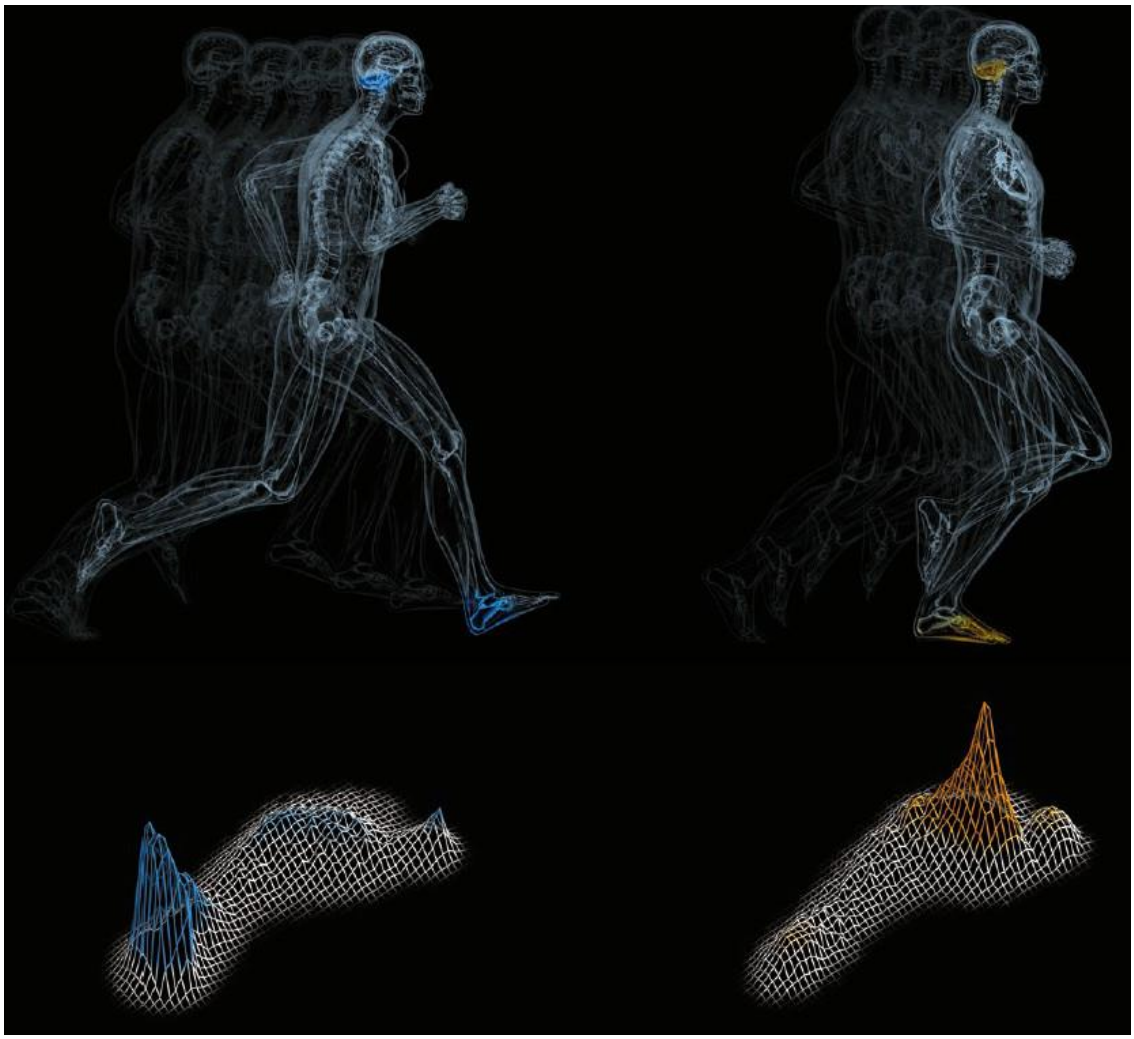
Běh jakožto jeden ze základních způsobů lidské lokomoce existuje již milióny let. Naši předci navíc běhali naboso, jelikož žádné boty v té době neměli. Od té doby tedy můžeme datovat vznik bosého běhu. První z vynalezených bot (cca před 40 tis. lety) také velmi podporovaly přirozený běh (chůzi), jelikož to byly většinou sandály či mokasíny vytvořené pouze pro ochranu plosky nohy před poraněními způsobenými povrchem, po kterém se lidé pohybovali. Neměly však žádné z rysů moderní obuvi jako například zvýšení paty, podpora klenby či odpružení špičky. Většina z těchto moderních vlastnosti obuvi byla vynalezena někdy v 70. letech 20. století a takto vybavená obuv se rychle rozšířila, což odsunulo bosý běh do pozadí. Tento trend trval až do roku 2004, kdy byl v časopise Nature publikován článek profesorů Liebermanna a Bramblea s názvem Zrozeni k běhu (angl. Born to run - Endurance Running and the Evolution of the genus Homo), který vzbudil zájem o zkoumání bosého běhu ve vědeckých kruzích. Článek byl předlohou pro knihu Born to run od Christophera McDougalla, jenž dostala bosý běh i mezi běžnou populaci a započala novou etapu v pohledu na běh (Lieberman et al. 2014).

Co se týče historie bosého běhu jakožto způsobu běhu při běžeckých závodech, lze jmenovat několik významných jmen, jenž přispěly k propagaci tohoto stylu na poli profesionálního sportu. Prvním z nich je etiopan Abebe Bikila, který roku 1960 vyhrál olympijský maraton bez použití bot v novém světovém rekordu. Mezi lety 1955 až 1967 byly zaběhnuty Brucem Tullohem evropské rekordy na tratích v délce 3 a 6 mil, taktéž bez použití bot. Dalšími dvěma důležitými osobnostmi, které přispěly k propagaci bosého běhu v profesionálním sportu, byli Charlie Robbins a Zola Budd. Robbins se stal vítězem dvou národních

mistrovství v maratonu v USA na konci 40. let 20. století. Budd stanovila roku 1984 ženský světový rekord v běhu na 5 kilometrů, v pouhých 16 letech, vylepšením toho stávajícího o více než 6 sekund (http://www.runnersworld.com/running-shoes-gear/barefoot-running).

2.2 Charakteristika

Jak již bylo zmíněno výše, bosý (minimalistický, přirozený) běh je způsob běhání, který využívá přirozenou tělesnou biomechaniku a proprioceptivní systém, jelikož při něm není používána odpružená běžecká obuv. Základními znaky toho stylu běhu jsou rychlá kadence (počet kroků za minutu – ideálně cca 180), došlap na přední či střední část nohy namísto na patu, absorpce nárazů pomocí kolen a boků a zkrácení délky běžeckého kroku, což umožňuje běžci lépe využívat přirozený tlumící mechanizmus nohy (https://gethealthy.education/topics/natural-running/).



*Obr. 1 Porovnání klasické běžecké techniky (vlevo) a přirozeného běhu (vpravo) (*Saxby 2011*, str.11)*

3 ROZDÍLY V BIOMECHANICE BĚHU NA BOSO A V OBUVI

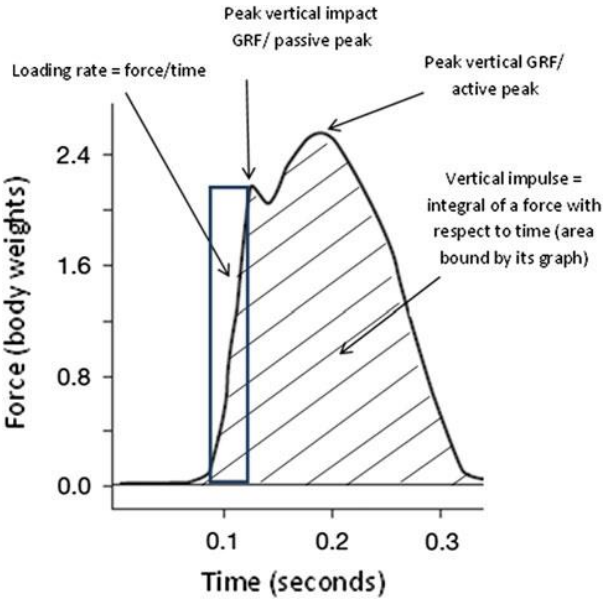
Běh na boso je mnohými doporučován jakožto prostředek prevence proti zranění z přetížení díky jeho rozličným biomechanickým rozdílům (např. rozdílné zapojení svalů, nižší zatížení kloubů atd.) vůči běhu v obuvi. Dle aktuálních vědeckých poznatků je jen velmi málo (asi 18) studií, které by se primárně zabývaly porovnáváním biomechaniky bosého běhu a běhu v obuvi. Na základě meta-analýzy těchto studií provedené Hallem (Hall et al. 2013) můžeme definovat rozdíly v jednotlivých kinetických, kinematických a elektromyografických proměnných popisujících běh.

3.1 Rozdíly v kinetice

3.1.1 Reakční síla země (Ground reaction force)

Reakční síla země vzniká jako reakce na akční sílu, kterou působí běžcovo chodidlo na podložku (http://www.fsps.muni.cz/~tvodicka/data/reader/book-1/08.html). Hall zmiňuje dvě proměnné, jenž popisují dvě složky této síly. Normálovou sílu (vertical GRF), která působí kolmo na povrch a sílu působící při prvním kontaktu chodidla se zemí (impact GRF).

Ve srovnání s během v obuvi je běh na boso asociován s nižší maximální hodnotou normálové síly. To samé platí také pro druhou zmiňovanou proměnnou.



Obr. 2 Typické znázornění kinetických proměnných při běhu v obuvi (Lieberman et al. 2010)

3.1.2 Míra zatížení kloubů (Rate of loading)

Existuje zde velmi málo vědecky podložená hypotéza, že maximální vertikální míra zatížení je signifikantně vyšší při běhu na boso nežli při běhu v obuvi, ovšem podle Halla je mnohem více vědecky podloženo, že míra zatížení je u běhu na boso stejná jako u běhu v obuvi, pokud je při bosém běhu použit došlapováno na přední nebo střední část chodidla. Pokud ovšem běžec při běhu na boso došlapuje na patu, je míra zatížení samozřejmě signifikantně vyšší v porovnání s během v běžecké obuvi (De Wit, 2000; Lieberman et al. 2010; Hall et al. 2013).

3.1.3 Impuls síly (Impulse)

Impuls síly charakterizuje její účinek v určitém časovém intervalu (http://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/mechenhyb.php). S malou podporou vědeckých důkazů se předpokládá, že běžci s menší pronací mají nižší maximum mediálního impulsu síly, pokud běží na boso, zatímco běžci s vyšší mírou pronace mají nižší maximum laterálního impulsu síly v porovnání s během v běžecké obuvi. (Morley et al. 2010) Pokud však není brána v úvahu míra pronace jako indikátor, který určuje rozdělení běžeckých skupin u testovaného vzorku, je předpokládáno, že mezi impulsy síly u jednotlivých způsobů běhu není rozdíl. Tato hypotéza má ovšem také malou vědeckou podporu (Divert et al. 2005).

3.1.4 Moment síly v kloubu a výkon (Joint moments, power)

Moment síly je mírou otáčivého účinku síly působící na těleso otáčené kolem pevného bodu. Výkon je časovým zhodnocením vykonané práce, tedy množstvím práce vykonaným za určitý čas (http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/BIOM_Dynamika.pdf).

Co se týče momentu síly v kloubu, je dostatečně vědecky podloženo, že bosý běh je spojen s jeho nižším maximem při kolenní flexi. Dále, se stejnou mírou vědeckých důkazů, je předpokládáno, že je při bosém běhu snižován varózní moment v kolenním kloubu v porovnání s během v běžecké obuvi (Kerrigan et al. 2009; Braunstein et al. 2010; Bonacci et al. 2013).

U výkonu v kloubu je dostatečně vědecky prokázáno, že absorpce výkonu v hleznu je mírně vyšší u bosého běhu. S nízkou mírou vědecké průkaznosti je předpokládáno, že

kolenní kloub absorbuje méně výkonu při běhu na boso nežli u běhu v běžecké obuvi (Bonacci et al. 2013; Williams et al. 2012).

3.2 Rozdíly v kinematice

3.2.1 Kadence (Stride frequency)

Kadence udává počet kroků provedených za minutu běhu (http://skyrunning.cz/2013/05/20/trenink-pro-lepsi-ekonomiku-behu/). Na základě pěti různých vědeckých studií lze předpokládat, že při bosém běhu je kadence vyšší nežli při běhu v obuvi (např. 187 krok/min. na boso proti 172 krok/min v obuvi). S kadencí souvisí také délka kroku, která je u běhu na boso kratší v porovnání s během v běžecké obuvi při stejné rychlosti (Divert et al. 2005; Bonacci et al. 2013; De Wit et al. 2000; Kerrigan et al. 2009; Burkett et al. 1985).

3.2.2 Úhel nohy a hlezna při prvním kontaktu s podložkou (Foot and ankle angle at ground contact)

Dle dostatečných vědeckých důkazů je bosý běh spojován se sníženou dorsiflexí nohy vzhledem k podložce ve srovnání s neutrální běžeckou obuví (Lieberman et al. 2010; Squadrone a Gallozzi 2009; De Wit et al. 2000). Se stejně vědecky podloženou platností také můžeme říci, že při bosém běhu dochází ke snížení dorsiflexe v hleznu oproti běhu v botách s neutrálním došlapem (Lieberman et al. 2010; Squadrone a Gallozzi 2009; Braunstein et al. 2010; De Wit et al. 2000; Williams et al. 2012).

3.2.3 Způsob došlapu (Foot-strike pattern)

Rozlišujeme tři základní druhy došlapu (viz obr. 3) podle toho, která část nohy se jako první dotýká při prvním kontaktu s podložkou:

- Došlap přes patu (RFS – rear foot strike),
- Došlap přes střední část nohy (MFS – midfoot strike),
- Došlap přes špičku (FFS – forefoot strike) (Lieberman et al. 2010).

Obr. 3 Druhy došlapu: a) přes špičku; b) přes střední část nohy; c) přes patu (Murphy et al. 2013)

Většina vědeckých studií zabývajících se došlapem se společně shoduje na tom, že u bosého běhu převládá došlap přes špičku na rozdíl od běhu v botách, kde převládá došlap střední a zadní část nohy (Lieberman et al. 2010; Squadrone a Gallozzi 2009; Kurz a Stergiou, 2004).

3.2.4 Everze hlezna během stojné fáze (Ankle eversion during stance phase)

S nízkou mírou vědecké podloženosti můžeme říci, že počáteční everze při kontaktu s podložkou je při bosém běhu nižší nežli při běhu v obuvi. Stejně tak to platí pro maximální hodnotu everze u běžců s vysokou a střední pronací. U běžců s nízkou pronací není snížení maximální hodnoty everze prokázáno. Závěrečným poznatkem u této proměnné je, že u bosých běžců nastává everze signifikantně dříve než u běhu v obuvi (Morley et al. 2010; De Wit et al. 2000).

3.2.5 Flexe v koleni při počátečním kontaktu (Knee flexion at ground contact)

Na základě čtyř různých vědeckých studií, tedy s dostatečnou mírou jistoty, je běh na boso asociován se zvýšenou flexí v koleni při kontaktu s podložkou (Lieberman et al. 2010; Braunstein et al. 2010; De Wit et al. 2000; Williams et al. 2012). Dvě vědecké studie dále ukazují, že při bosém běhu je flexe v koleni signifikantně vyšší (cca 15 – 20ms) před dotekem podložky v porovnání s během v obuvi (Squadrone a Gallozzi 2009; De Wit et al. 2000).

3.3 Rozdíly v elektromyografické aktivitě svalů

Elektromyografie (EMG) je diagnostická a výzkumná metoda, jenž se zabývá sběrem, zápisem a analýzou myoelektrického signálu. Jde o metodu měření změny napětí spojeného se šířením akčního potenciálu elektrické aktivity svalu a nervu, řídícího daný sval (Konrad, 2005).

Elektromyografické rozdíly v aktivitě svalů zkoumaly dvě studie. S limitovanou vědeckou průkazností zjistily, že u běhu na boso je vyšší (13.7, 23.6 a 10.8 %) preaktivace plantárních flexorů (m. gastrocnemius lateralis, m. gastrocnemius medialis, m. soleus) nežli u běhu v obuvi (Divert et al. 2005; Komi et al. 1987; Tscharner et al. 2003).

Dále byla zjištěna signifikantně nižší intenzita aktivity u m. tibialis anterior u běhu na boso, ovšem pouze při došlapu na patu. V souvislosti s aktivitou m. tibialis anterior bylo také zjištěno, že u bosého běhu je intenzita jeho aktivity nižší před došlapem nežli po něm, kdežto u běhu v běžecké obuvi je to přesně naopak (Tscharner et al. 2003).

4 SVALOVÁ AKTIVITA PŘI BĚHU

Pro lepší pochopení běhu jakožto základního způsobu lidské lokomoce je nutno také podrobněji nahlédnout do svalového systému, který je nepostradatelnou součástí organismu umožňující lidský pohyb. Dále ke správnému pochopení procesu zapojování jednotlivých svalů při různých částech běžeckého kroku bude potřeba jej přesně definovat z hlediska na sebe navazujících fází.

4.1 Svalová soustava

Svaly se svou nervovou regulací patří ke stěžejním tkáním, jenž uskutečňují primární funkci hybného ústrojí, a to sice pohyb. Jako efektory pohybu provádějí lokomoci rychle či pomalu, plynule či přerušovaně nebo mohutně či slabě. Jako brzdy pohybu zajišťují jeho tlumení, zeslabování nebo úplné zamezení (Javůrek, 1986).

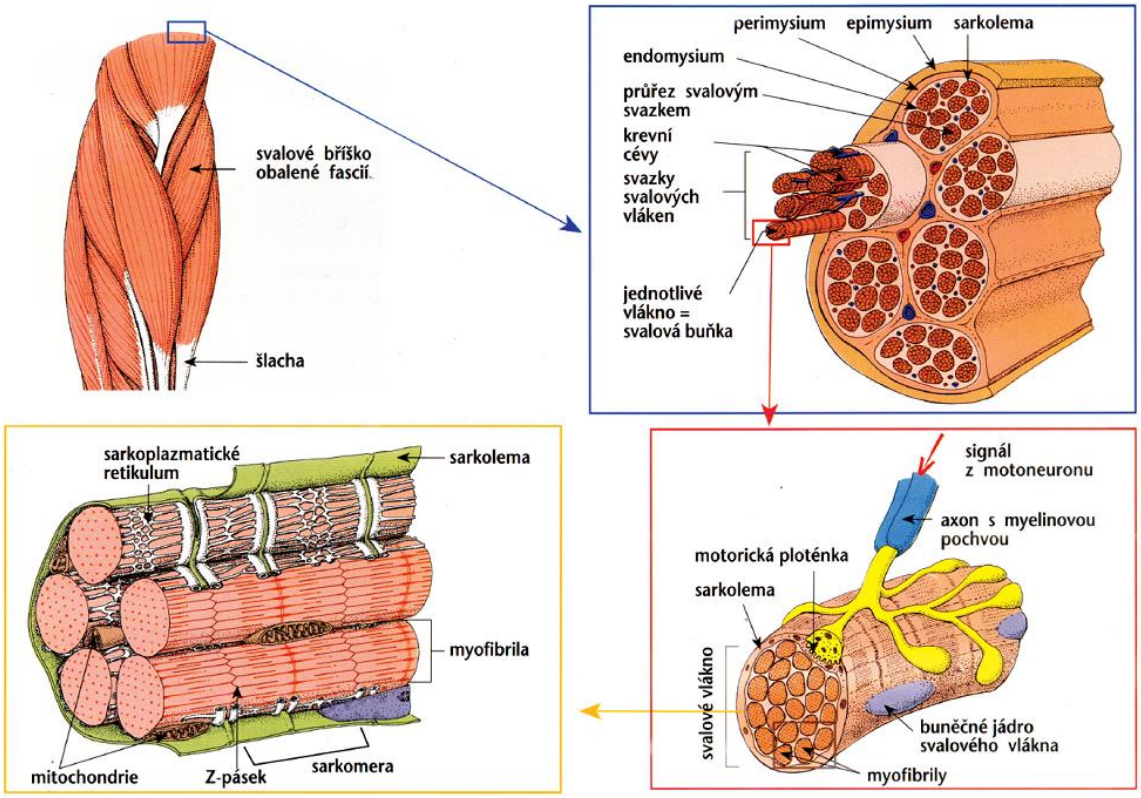
Z funkčního hlediska dělíme svaly na posturální a fázické. Úkolem posturálních svalů je udržování základní (vzpřímené) polohy těla, jsou tedy v neustálém napětí a mají tendenci ke zkrácení. Fázické svaly jsou realizátory pohybu. Pomocí šlachových úponů působí na kost, čímž uvádí do pohybu příslušnou končetinu nebo celou část těla. Snadněji se unaví a mají tendenci k oslabování (hypotonii) (Tvrzník a Soumar, 2004; Jančík et al. 2007). Obě skupiny svalů se navzájem ovlivňují a proto by měly být v rovnováze, jinak může dojít ke svalovým dysbalancím. Ty mohou vyústit do vážných degenerativních a ireverzibilních změn svalové tkáně se zmnožením vaziva, sekundárně pak i k patologickým změnám šlach i kloubů. Tyto změny mohou postihnout sportovce trvaleji a intenzivně zatěžující pouze určité svalové skupiny, proto jsou nezbytné využívat kompenzačních (vyrovnávací) cvičení, která umožňují těmto problémům předcházet (Jančík et al. 2007).

Svaly lze také dělit z hlediska svalové práce. Sval, jenž provádí pohyb, nazýváme agonistou. Sval vykonávající pohyb v proti směru agonisty se nazývá antagonista a svaly spolupracující na stejném pohybu jsou označovány jako synergisté.

4.1.1 Obecná struktura svalu

Základní morfologickou jednotkou příčně pruhovaného svalu je svalové vlákno (viz. Obr. 4). Svalová vlákna se shlukují do skupin, které jsou obalovány silnou vrstvou vaziva. Cca 10 až 100 obalených svalových vláken pak tvoří primární svalový svazek. Více

primárních svalových svazků vytváří ve větších svalech svazek sekundární a dále pak svazky vyšších řádů, jež tvoří svalové snopce, které tvoří sval. Toto svalové vlákno je mnohojaderný útvar o průměru cca 40 – 100 mikrometrů a o délce asi 1 – 40 mm. Jeho délka je však velmi variabilní, jelikož se u většiny svalů svalové vlákno rozpíná od začátku svalu až k úponu. U velmi dlouhých svalů vytváří svalová vlákna řazená za sebou takzvanou sérii. Povrch svalových vláken je kryt buněčnou membránou zvanou sarkolema. V sarkoplazmě (cytoplazma svalového vlákna) se pak nachází především až několik desítek jader a podélně orientovaných vlákének (tzv. myofibrily), kolem kterých se vyskytují mnohočetné systémy podélně i příčně orientovaných trubic, váčků a cisteren sarkoplazmatického retikula (obdoba endoplazmatického retikula u svalového vlákna). V těchto systémech je velká koncentrace hořečnatých a vápenatých iontů, jenž mají zásadní vliv na realizaci svalové kontrakce (Hanzlová a Hemza, 2004; Novotná a Novotný 2007).



Obr. 4 Stavba svalu (Hanzlová a Hemza, 2009)

4.1.2 Svalová kontrakce (viz obr. 5)

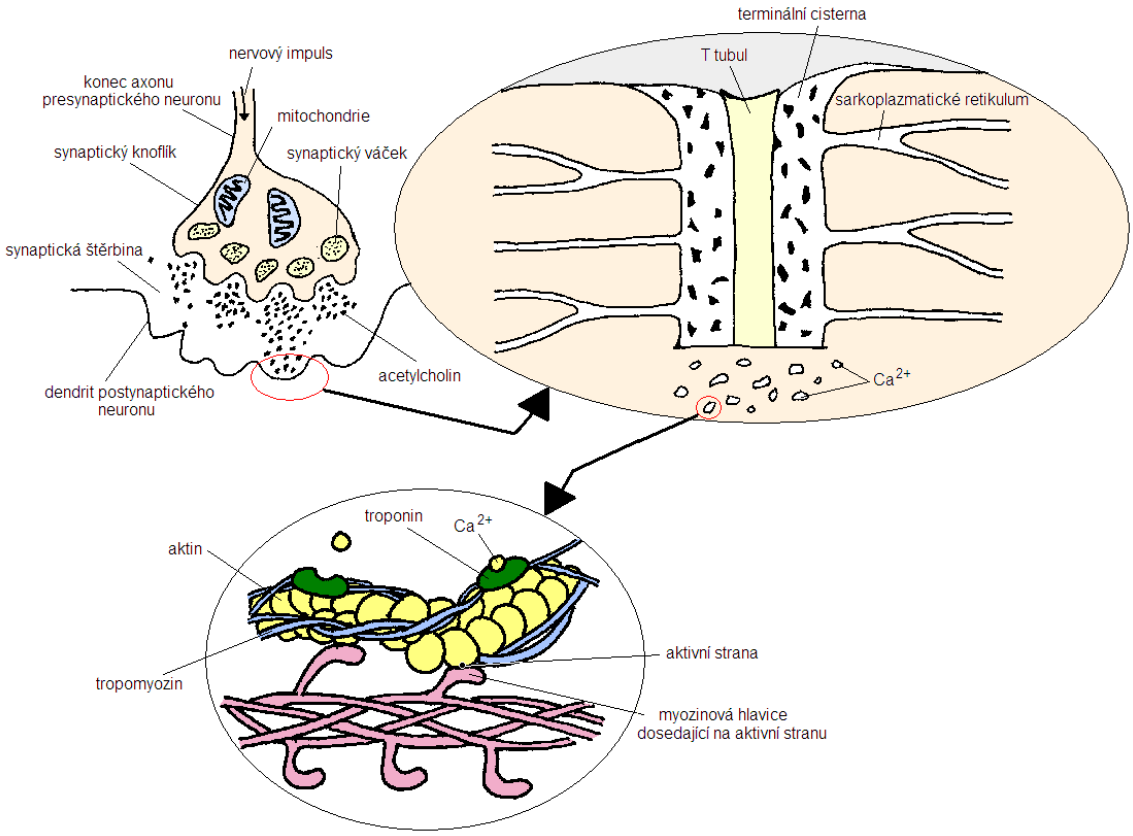
Svalová kontrakce a udržování tonu jsou základními vlastnostmi svalů u člověka. Z hlediska chemického složení je lidský sval tvořen 75% vody, 24% organických látek a 1% látek anorganických. Z organických látek jsou nejdůležitější kontraktilní bílkoviny myozin a aktin, červené barvivo myoglobin zajišťující dýchání buněk, jenž probíhá prostřednictvím vázání O2, enzymy a rezervní látky, glykogen a makroergní fosfáty, jenž slouží jako energetický zdroj pro svalovou kontrakci. Z anorganických látek jsou důležité ionty draselné a vápenaté, ty regulují vlastní svalový stah a následně proces relaxace.

Z hlediska stavby svalového vlákna je na povrchu buněčná blána (sarkolema). Svalová vlákna jsou obklopena pojivem s cévami a nervy a také jsou obepínána fascií (pojivová pochva). Uvnitř svalového vlákna nalezneme sarkoplasmu, která obsahuje buněčné organely, tj. jádra pod sarkolemou (v 1 mm délky vlákna cca 40 jader), sarkoplazmatické retikulum, mitochondrie, Golgiho komplex a kontraktilní elementy zvané myofibrily.

Myofibrily jsou stažlivými strukturami o průměru cca 1 mikrometr. Vytváří charakteristické příčné pruhování, které vzniká střídáním jednolomné a dvoulomné zóny, jejichž podkladem je uspořádání tenkých a tlustých filamentů aktinu a myozinu. Uprostřed jednolomné zóny je tmavá destička – Z linie. Úsek ohraničený dvěma Z liniemi (délka asi 2 - 3 mikrometry) se nazývá sarkomerou a tvoří nejmenší jednotku stažlivosti svalového vlákna.

Motoneuron, jenž vysílá signály z mozku či míchy, uvolňuje mediátorovou tekutinu (neurotransmiter) zvaný acetylcholin z nervosvalové ploténky. Navázáním acetylcholinu na receptor je v membráně způsobeno otevření kanálů pro sodné ionty, a dojde tak ke vzniku akčního potenciálu svalové buňky. Akční potenciál se šíří po sarkolemě, dále skrz T-tubuly až k sarkoplazmatickému retikulu. Do sarkoplazmy se pak vylijí ionty Ca2+, které se váží na troponin na aktinovém vláknu. Troponin díky tomu změní svoji prostorovou konfiguraci a umožní tropomyozinu se zanořit mezi vlákna aktinu, což umožní odkrytí jeho aktivních míst. Po těchto aktivních místech se „natahují“ hlavy myozinu. Kloužou po nich a vytváří tak spojení čili můstky mezi aktinem a myozinem. Myozinové vlákno tedy aktivně přitahuje dvě vlákna aktinová, zakotvená do protilehlých Z-proužků, čímž k sobě tyto proužky přitahuje. Výsledkem je zkrácení sarkomery, zkrácení myofibrily, a následně i zkrácení svalu neboli svalový stah. Na konci svalové akce jsou pak vápenaté ionty aktivně pumpovány zpět do plazmatického retikula, kde zůstávají uskladněny do příchodu

následujícího akčního potenciálu. Hlavy, které odstupují z myozinového vlákna, mají ATPázovou aktivitu (jsou schopné štěpit ATP) a zajišťují energii pro svalový stah (Jančík, 2007; Hanzlová a Hemza, 2004; Kenney, 2004).



Obr. 5 Svalová kontrakce: 1) nervosvalová ploténka, 2) uvolnění vápenatých iontů, 3) posun myofilament (Wilmore a Costille, 2004)

4.1.3 Svaly dolní končetiny

1) Pelvitrochanterické svaly

- Hruškovitý sval (m. piriformis)
  - zevní rotace dolní končetiny
  - abdukce dolní končetiny (při současné flexi ještě m. gluteus maximus a m. obturatorius internus)
- Stehenní čtvercový sval (m. quadratus femoris)
  - zevní rotace dolní končetiny
  - addukce dolní končetiny

2) **Svaly kyčelního kloubu**

a) *Dorzální a laterální skupina*

- Velký sval hýžďový (m. glutaeus maximus)
  - Extense dolní končetiny (zadní snopce)
  - Abdukce dolní končetiny (přední snopce)
  - Addukce dolní končetiny (snopce s úponem na tuberositas glutea)
  - Zevní rotace dolní končetiny (zadní snopce)
  - Addukce dolní končetiny (kaudální snopce)
  - Extense kolenního kloubu (tahem za tractus iliotibialis)
- Střední sval hýžďový (m. glutaeus medius)
  - Abdukce dolní končetiny
  - Flexe dolní končetiny
  - Extense dolní končetiny (zadní část)
  - Zevní rotace dolní končetiny (zadní část)
  - Vnitřní rotace dolní končetiny (přední snopce)
- Malý sval hýžďový (m. glutaeus minimus)
  - Vnitřní rotace dolní končetiny (přední snopce)
  - Flexe dolní končetiny
  - Extense dolní končetiny (zadní část)
  - Abdukce dolní končetiny
- Napínač stehenní povázky (m. tensor fasciae latae)
  - Vnitřní rotace dolní končetiny
  - Zevní rotace bérce (jen při flexi v kolenním kloubu)
  - Flexe dolní končetiny
  - Abdukce dolní končetiny
  - Extense kolenního kloubu

b) *Ventrální skupina*

- Velký bederní sval (m. psoas major)
  - Flexe dolní končetiny
  - Addukce dolní končetiny (při flexi)
- Kyčelní sval (m. iliacus)
  - Addukce dolní končetiny (při flexi)
- Malý bederní sval (m. psoas minor)

3) **Svaly stehna**

a) *Dorzální skupina*

- Pološlašitý sval (m. semitendinosus)
  - extense dolní končetiny
  - flexe kolenního kloubu
  - vnitřní rotace bérce (jen při flexi v kolenním kloubu)
  - vnitřní rotace dolní končetiny
- Dvojhlavý sval stehenní (m. biceps femoris)
  - extense dolní končetiny (dlouhá hlava)
  - flexe kolenního kloubu
  - zevní rotace bérce (jen při flexi v kolenním kloubu)
  - zevní rotace dolní končetiny (dlouhá hlava)
- Poloblanitý sval (m. semimembranosus)
  - extense dolní končetiny
  - flexe kolenního kloubu
  - vnitřní rotace bérce (jen při flexi v kolenním kloubu)
  - vnitřní rotace dolní končetiny

b) *Mediální skupina*

- Hřebenový sval (m. pectineus)
  - flexe dolní končetiny
  - addukce dolní končetiny
  - zevní rotace dolní končetiny
- Dlouhý přitahovač (m. adductor longus)
  - flexe dolní končetiny
  - addukce dolní končetiny
  - zevní rotace dolní končetiny
- Krátký přitahovač (m. adductor brevis)
  - flexe dolní končetiny
  - addukce dolní končetiny
  - zevní rotace dolní končetiny
- Tenký (štíhlý) sval (m. gracilis)
  - flexe dolní končetiny
  - addukce dolní končetiny

    - vnitřní rotace dolní končetiny
    - flexe kolenního kloubu
    - vnitřní rotace bérce (jen při flexi v kolenním kloubu)
  - Velký přitahovač (m. adductor magnus)
    - addukce dolní končetiny
    - flexe dolní končetiny
    - extense dolní končetiny (část od tuber ischiadicum)
    - zevní rotace dolní končetiny
  - Vnější ucpávací sval (m. obturatorius externus)
    - zevní rotace dolní končetiny
    - addukce dolní končetiny

c) *Ventrální skupina*

  - Dlouhý sval stehenní – krejčovský sval (m. sartorius)
    - flexe dolní končetiny
    - zevní rotace dolní končetiny
    - flexe kolenního kloubu
    - vnitřní rotace bérce (jen při flexi v kolenním kloubu)
  - Čtyřhlavý sval stehenní – přímý sval stehenní (m. rectus femoris)
    - flexe dolní končetiny
    - extense kolenního kloubu
  - Čtyřhlavý sval stehenní – přistřední široký (rozsáhlý) sval (m. vastus medialis)
    - extense kolenního kloubu
  - Čtyřhlavý sval stehenní – boční široký (rozsáhlý) sval (m. vastus lateralis)
    - extense kolenního kloubu
  - Čtyřhlavý sval stehenní – prostřední široký (rozsáhlý sval (m. vastus intermedius)
    - extense kolenního kloubu

4) Svaly bérce

a) *Přední skupina*

  - Přední sval holenní (m. tibialis anterior)
    - Dorsální flexe nohy
  - Dlouhý prstový natahovač (m. extensor digitorum longus)
    - extense metatarsofalangových kloubů

    - extense obou interfalangových kloubů
    - dorsální flexe nohy
    - everse nohy
  - Dlouhý natahovač palce nohy (m. extensor hallucis longum)
    - extense palce v kloubu
    - dorzální flexe nohy

b) *Laterální skupina*
  - Dlouhý lýtkový sval (m. peroneus longum)
    - everse nohy
    - plantární flexe nohy
  - Krátký lýtkový sval (m. peroneus brevis)
    - everse nohy
    - plantární flexe nohy

c) *Dorsální skupina*
  - Trojhlavý lýtkový sval – dvojhlavý lýtkový sval (m. gastrocnemius)
    - plantární flexe nohy
    - flexe kolenního kloubu
    - inverse nohy
  - Trojhlavý lýtkový sval - platýsový (šikmý lýtkový, jazykovitý) sval (m. soleus)
    - plantární flexe nohy
    - inverse nohy
  - Chodidlový sval (m. plantaris)
  - Zákolenní sval (m. popliteus)
    - flexe kolenního kloubu
    - vnitřní rotace bérce (jen při flexi v kolenním kloubu)
  - Zadní holenní sval (m. tibialis posterior)
    - inverse nohy
    - plantární flexe nohy
  - Dlouhý prstový ohybač (m. flexor digitorum longus)
    - inverse nohy
    - flexe distálních kloubů
    - plantární flexe nohy
    - flexe metatarsofalangových kloubů

    - flexe proximálních kloubů
- Dlouhý ohybač palce nohy (m. flexor hallucis longus)
    - inverse nohy
    - plantární flexe nohy
    - flexe palce
    - flexe distálních kloubů (pro spojení se šlachou m. flexor digitorum longus)

5) Svaly nohy (Čihák a Grim, 2003)

4.2 Fyziologie svalu

Ve spojení s úrovní sportovního výkonu v běhu na dlouhé vzdálenosti (jak bosého, tak v obuvi) představuje fyziologie svalu důležitou roli. Především pokud se jedná o poměr svalových vláken.

4.2.1 Druhy svalových vláken

V odborné sportovní literatuře specializované na tuto oblast lze nalézt rozdělení svalových vláken do sedmi typů: I, Ic, IIc, IIac, IIa, IIab, IIb. Většina případů však uvádí pouze tyto tři základní typy: I, IIa a IIb (IIx).

Pomalá oxidativní vlákna typu I (Slow Oxidative)

Tato vlákna jsou velmi rozvinutá zejména u vytrvalostních běžců (u čtyřhlavého stehenního svalu mohou obsahovat až 90% z celkového počtu vláken). Co se týče velikosti, jsou tato vlákna poměrně tenká (cca 50 mikrometrů). Jejich schopnost kontrakce je sice pomalá, ale velmi efektivně dokáží využívat energii ve formě ATP. Typickým znakem těchto vláken je velká hustota prokrvení. Jsou složeny z dlouhých sarkomer, obsahují malé množství glykogenu a málo enzymů hrajících roli v oxidativních reakcích (Krebsův cyklus), mají ale vysoké množství triacylglycerolů (zásobní formy tuků). Jejich obsahem je také velké množství myoglobinu, který dodává tomuto typu vláken jeho charakteristické červené zbarvení a má za úkol transport O2 z kapilár do mitochondrií (Cacek a Grasgruber, 2008; Novotná a Novotný, 2007).

Rychlá vlákna typu IIa (Fast Oxidative Glycolytic)

Tento typ vláken je určen k rychlým kontrakcím s velkou silou, ovšem pouze po krátkou dobu. Jsou méně ekonomické, ovšem odolné vůči únavě. Hodí se pro stavbu svalů, které zajišťují rychlý pohyb se současným vynaložením velké síly. Vlákna jsou objemnější než předchozí typ (cca 80 - 100 mikrometrů). Co se týče vlastností, jsou vlákna typu IIa určitým přechodem mezi typy I a IIa. Mají velký průřez, kratší délku sarkomer, střední obsah myoglobinu (způsobuje také červené zabarvení) i mitochondrií a prokrvení není tak husté jako u typu I. Obsahují také velké zásoby glykogenu i kreatinfosfátu, ovšem málo triacylglycerolů a rychlost kontrakce je střední (Cacek a Grasgruber, 2008; Novotná a Novotný, 2007).

Rychlá vlákna typu IIb (Fast Glycolytic)

Vlákna typu IIb se vyznačují největší objemem a dynamickou silou ze všech předchozích typů. Obsahují nízký počet mitochondrií i myoglobinu (díky tomu jsou označována jako vlákna bílá) a jejich prokrvení je malé. Průřez těchto vláken je vlivem množství cytoplazmy menší ve srovnání s typem IIa a jen minimálně větší nežli u typu I. Velká zásoba kreatinfosfátu i glykogenu v součinnosti s rozvinutým sarkoplazmatickým retikulem a vysokou aktivitou hořečnatých a vápenatých iontů, zajišťuje jejich schopnost smršťovat se až 4x rychleji než vlákna typu I. Jsou ovšem málo odolná vůči únavě (Cacek a Grasgruber, 2008; Novotná a Novotný, 2007).

4.3 Běžecký krok a jeho fáze (viz obr. 5)

Ve studiích zabývajících se během či chůzí je běžecký (chodecký) krok popisován jako neustále se opakující cyklus trvající od kontaktu jedné nohy s podložkou do dalšího kontaktu stejné nohy s podložkou. Jednou ze základních myšlenek, na které se většina autorů shoduje, je rozdělení běžeckého kroku do dvou fází, a to sice fáze stojné (oporové – noha je v přímém kontaktu s podložkou) a fáze švihové (letové – noha v kontaktu s podložkou není). Fázi stojnou dále rozdělujeme na dvě mikrofáze: dokrokovou (amortizační, brzdící) a hnací. Fáze letová je pak rozdělena na tři mikrofáze: odrazovou, švihovou a závěrečnou. Nyní blíže popíšeme tři nejdůležitější fáze, tedy dokrokovou, odrazovou a letovou (Hamill et al., 2009; Formánek et al., 2003; Kučera a Truksa, 2000).

4.3.1 Dokroková (amortizační) fáze

Začátek první fáze, jinak nazývané také jako dokroková, amortizační či brzdící, je charakterizován kontaktem nohy se zemí a trvá do momentu vertikály. Švihová noha realizuje mírnou flexi (některými autory označována jako amortizační flexe), přičemž došlap by měl být na laterální stranu přední části nohy. U vytrvalostních disciplín lze v závislosti technice došlapu pozorovat i došlap na střední část chodidla nebo patu s následnou dvojitou prací kotníku (Formánek et al., 2003; Kněnický et al., 1974). Tělo je hnáno kupředu setrvačnou sílou, poloha trupu by měla být vzpřímená. Oporová noha přechází na celé chodidlo, přičemž provádí výraznější flexi. Druhá končetina švihá pomocí stehna vpřed a kolene vzhůru. Ve chvíli, kdy těžiště přejde nad opěrnou nohu, nastává moment vertikály. Do této pozice se běžec dostane za pomoci setrvačných sil (Kněnický et al., 1974). Činnost oporové nohy charakterizuje mírná flexe a dotek se zemí celou plochou chodidla (zvyšující se rychlost, snižuje stupeň kontaktu chodidla s podložkou), ovšem váha těla stále spočívá na přední části chodidla. Těžiště se nachází přesně nad opěrnou nohou. Švihová noha je v koleni maximálně flektovaná (Kněnický et al., 1974).

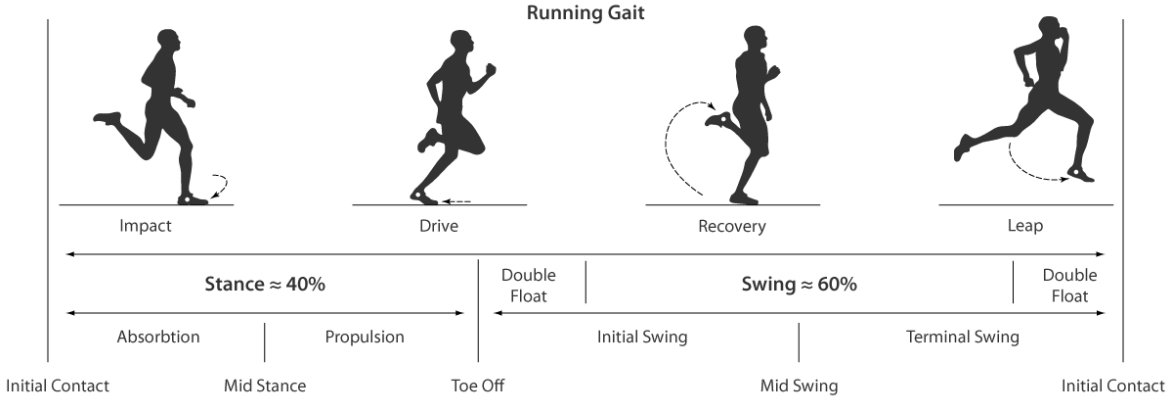
4.3.2 Odrazová fáze

Počátek fáze odrazu nastává při přechodu vertikály. Charakteristické pro tuto fázi je zrychlení pohybu těžiště těla (kvůli čemuž ji někteří autoři nazývají jako fázi akcelerační), ovšem častěji používaným pojmem je fáze odrazová (Jeřábek, 2008; Kněnický et al., 1974). Práci oporové nohy v této fázi charakterizuje extenze v kyčelním a kolenním kloubu, hlezno pak přechází do flexe. Koleno švihové nohy je zvedáno dopředu a bérec se rozvíjí kývnutím vpřed. Rychlost běhu je pak závislá na síle odrazu (Formánek et al., 2003; Kněnický et al., 1974).

4.3.3 Letová fáze

Letová fáze běžeckého kroku začíná v okamžiku, kdy odrazová noha opustí podložku. Z celkového hlediska tato fáze slouží k výměně nohou a přípravě na následující oporovou fázi. U švihové nohy dochází ke svěšení, vykývnutí bérce vpřed a následnému poklesu kolene. U odrazové nohy dojde k výrazné flexi v koleni, přičemž se bérec skládá pod stehno. Když švihová noha dokončí vykývnutí bérce, běžec došlapuje na podložku. Po

následující fázi dokroku se cyklus znovu opakuje (Formánek et al., 2003; Kněnický et al., 1974). Délka letové fáze je závislá na druhu běhu, při sprintu je delší (v poměru k fázi opěrné), u vytrvalostního běhu je kratší. Celý cyklus se tedy skládá ze dvou běžeckých kroků, které však nejsou zcela identické, protože každá noha provádí odraz různou silou.



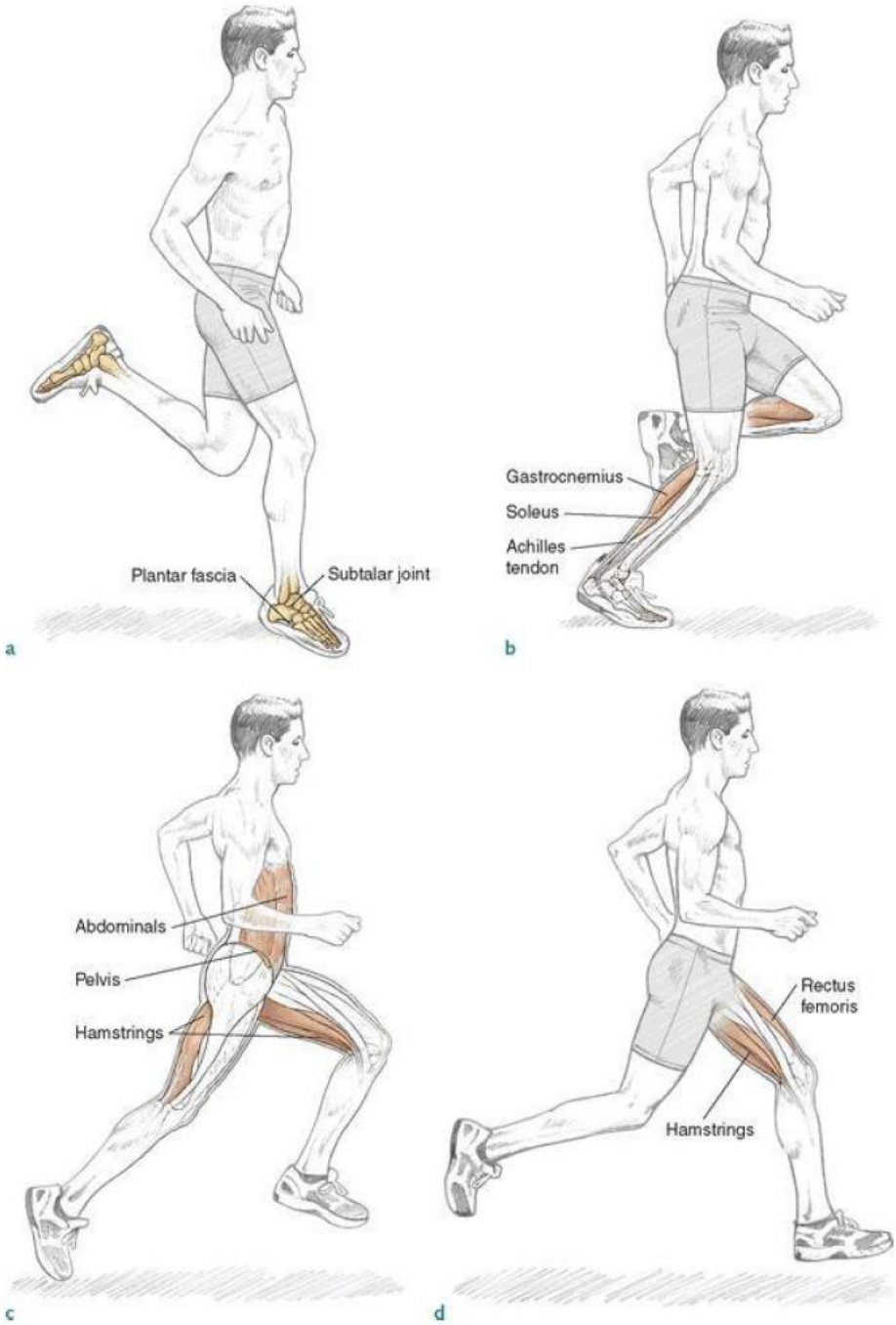
Obr. 6 Cyklus běžeckého kroku s označením jednotlivých fází (http://run4.com/wp-content/uploads/2014/09/gait-timing-black.png)

4.4 Zapojení jednotlivých svalových skupin při běžeckém kroku (viz obr. 7, 8)

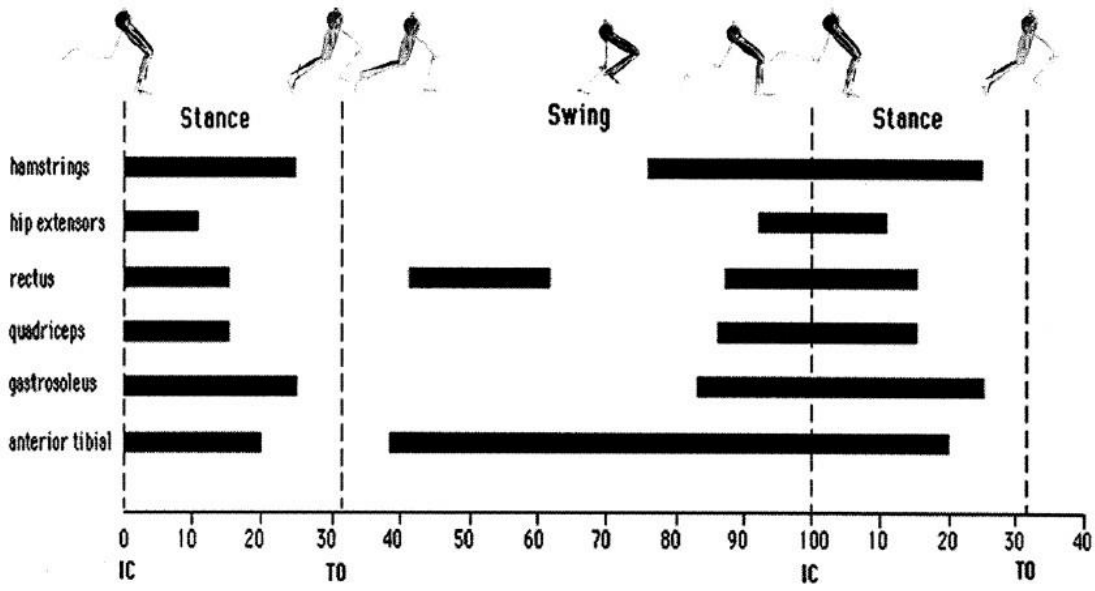
Z předchozí podkapitoly již víme, že běh se skládá z neustále se opakujících cyklů běžeckého kroku, které jsou charakterizovány jednotlivými fázemi. V každé fázi lze poměrně přesně odlišit svalovou aktivitu a s ní související pohyb v kloubech dolní končetiny. V průběhu jednoho uběhnutého kilometru dojde k cca 500 až 1300 kontaktům s podložkou a hmotnost těla je jednou až dvakrát absorbována prostřednictvím chodidla, bérce, stehna, pánve a páteře (Hamill et al., 2009).

Pohyb odrazové nohy je řízen pomocí extenzorů kyčle (m. glutaeus maximus a mm. ischiocrurales), extenzorů kolene (m. quadriceps femoris) a plantárních flexorů (m. triceps surae). Flexi v kyčelním kloubu švihové nohy pak zajišťují: přímý sval stehenní (m. rectus femoris), sval bedrokyčlostehenní (m. ilipsoas) a napínač stehenní povázky (m. tensor fascie latae). Při došlapu na patu je také důležitá aktivita plantárních flexorů, která se strmě zvyšuje při kontaktu se zemí a dominuje během stojné fáze. V dokrokové (brzdící) fázi plantární flexory napomáhají k brždění vertikálního sesunu těla přes chodidlo, což trvá až do momentu vertikály. V tomto okamžiku přejdou plantární flexory do koncentrické kontrakce a dodávají hnací sílu do odrazové fáze běhu (viz 4.3.2). Délka kroku je ovlivňována natažením bérce, což je umožněno čtyřhlavým svalem stehenním (m. quadriceps femoris). V součinnosti

s pohybem nohou je i pohyb paží, který je vždy v opačném směru. Flexi v kyčelním kloubu tedy odpovídá extenze v kloubu ramenním na stejné straně. Pohyb paže směrem dopředu zajišťuje z větší části velký sval prsní (m. pectoralis major) a přední část svalu deltového (m. deltoideus), při pohybu vzad je pak tato práci konána širokým svalem zádovým (m. latissimus dorsi), velkým svalem oblým (m. teres major) a dlouhou hlavou trojhlavého svalu pažního (m. triceps brachii) (Hanzlová & Hemza, 2009, p. 58 – 76; Hamill et al., 2009; Kněnický et al., 1974, p. 56).



Obr. 7 Svaly zapojené v jednotlivých fázích běžeckého kroku (Puleo a Milroy, 2010)



Obr. 8 Procentuální zastoupení aktivity jednotlivých svalů při běžeckém kroku (Novacheck, 1998)

5 BĚHY NA DLOUHÉ TRATĚ

5.1 Charakteristika

Běhy na dlouhé tratě se poslední dobou stávají celosvětovým fenoménem, zejména díky jejich nízké finanční náročnosti (ve vztahu k jiným sportům) a možnosti je provozovat téměř po celý rok a to po skoro celém světě.

Mezi všeobecně známé (oficiální) disciplíny v bězích na dlouhé vzdálenosti donedávna patřil pouze maratónský běh (42 km 195 m), půlmaraton (21 km) a běhy na 10 a 5 km. Ovšem v dnešní době se čím dál více do povědomí běžecké i neběžecké veřejnosti dostávají dvě nová běžecká odvětví a to sice ultramaraton a skyrunning.

5.2 Ultramaraton

První jmenovaný lze definovat jako jakýkoli běžecký závod konaný na delší vzdálenost než je ta standardní maratonská. Podle Blaikieho jsou závody na ultramaratonskou vzdálenost mnohem starší nežli klasický maraton, ovšem atletická federace (IAAF) jej oficiálně uznala jako další vzdálenost při bězích na dlouhé tratě až v roce 1991. V praxi většinou ultrazávody začínají na délce 50 km a maximální délka není nijak limitována, např. v České republice se od roku 2011 koná závod na 1000 mil (http://www.ultrunr.com/what_is.html). Ultramaratony se běhají na cestách, v terénu, ale i na atletických oválech. Start a cíl může být ve stejném bodě, stejně jako i ve dvou různých. Existují dva základní typy ultramaratonů. Ty, ve kterých se závodníci snaží uběhnout předem stanovenou vzdálenost za co nejkratší čas a potom ty, ve kterých je pevně stanovený čas a závodníci se snaží uběhnout co nejdelší vzdálenost. Podle délky rozlišujeme 9 standardních ultramaratonských vzdáleností (50 km, 50 mil, 100 km, 150 km, 100 mil, 200 km, 200 mil, 1000 km a 1000 mil). Podle času pak další 3 (24 hodin, 48 hodin, 6 dní).

5.3 Skyrunning

Skyrunnig je označení pro horský běh, ve kterém se překonává nadmořská výška minimálně 2000 m, stoupání dosahuje alespoň 30% a náročnost nepřesahuje II. stupeň horolezecké klasifikace obtížnosti. Aktuálně je tento extrémní sport zastřešován světovou federací zvanou International Skyrunning Federation (ISF), která

každý rok organizuje světový pohár (Skyrunner World Series) a jednou za dva roky světový šampionát (Euro Skyrunning Champs) (http://skyrunning.cz/2013/01/25/skyrunning-co-to-vlastne-je/). Skyrunning se dále dělí na disciplíny podle délky a převýšení tratě:

- **Skymarathon** - závody s minimálně 2000 m celkového pozitivního převýšení a vzdáleností mezi 30 až 42km (přípustná 5% tolerance). Trasa může vést po cestách, stezkách, morénách, skále nebo sněhu (asfaltové cesty musí činit méně než 15%) a musí dosáhnout nebo překročit 4000 metrů nadmořské výšky.
- **Ultra skymarathon** - závody, které překračují parametry pro SkyMarathon o více než 5%, s minimem 2500 m svislého stoupání, jejichž délka je více než 50 km.
- **Skyrace** – závody, které se konají v nadmořské výšce mezi 2000 m a 4000 m a jsou minimálně 20 km dlouhé. Maximální délka je 30 km (přípustná 5% tolerance). V zemích, kde nadmořská výška nedosahuje 2000 m nad mořem, mohou být za Skyrace považovány ty závody, které přesáhnou alespoň 1300 m pozitivního převýšení.
- **Vertical kilometer** – závody s 1000 m převýšení v různém terénu s převahou stoupání, které jsou maximálně pět kilometrů dlouhé. Vertical kilometer je definován ve třech výškových úrovních (+ / – 200m). Např.: od 0-1000m, 1000-2000m, 2000-3000m s 5% tolerancí.
- **Skyspeed** – závody se 100 metrovým nebo větším svislým stoupáním a sklonem větším než 33%. Pokud se konají uvnitř (např. v mrakodrapech) nazývají se SkyScraper/Vertical Running.
- **Skybike** – Duatlon sestávající z jízdy na kole nebo závodu horských kol plus závodu Vertical kilometer či jiného Skyrunning závodu.
- **Skyraid** – závody družstev v Skyrunningu na dlouhé vzdálenosti kombinující i jiné sporty, jako je jízda na kole, lyžování, horolezectví, atd.
- **Skyscraper/Vertical running** – vertikální závody na svahu se sklonem nad 45% nebo na schodech v mrakodrapech či venkovních prostorech.
- **Skytrail** – závody po cestách, stezkách a v terénu (méně než 10% asfaltu), které nespadají svými parametry do jiných typů skyzávodů s požadavkem dosažení alespoň 2000m nadmořské výšky. Vzdálenost může být různá, avšak minimální délka musí dosáhnout 15 km (http://skyrunning.cz/2013/01/31/jake-existuji-skyrunning-discipliny/).

5.4 Vliv ultraběhů na duševní a fyzický stav člověka

Je všeobecně známo a v mnoha různých studiích potvrzeno, že cvičení s vhodnou intenzitou prospívá lidskému organismu ve všech směrech, tedy jak v psychickém tak i fyzickém zdraví a celkově prodlužuje život. Ovšem vliv ultra či sky běhů, jež někteří nazývají extrémními, stále ještě nebyl uspokojivě vědecky prozkoumán.

Dle nejnovější vědecké studie však lze s určitou mírou jistoty vybrat znaky, ve kterých se ultramaratonci kladně odlišují od běžné populace a které jim zajišťují zdravější život:

- Nižší počet dní zameškaných v práci či škole v důsledku nemoci nebo zranění (2,2 dne ultramaratonci, 3,7 dne běžná populace)
- Nižší počet dní strávených na lůžku v důsledku nemoci či zranění (1 den ultramaratonci, 4,7 dne běžná populace)
- Velmi nízká míra problémů s vysokým krevním tlakem či nepravidelným srdečním rytmem (pouze 7,5 %)
- Méně než 1 % ultramaratonců mělo diagnostikovánu nějakou srdeční nemoc nebo dostalo infarkt myokardu.
- Pouze 1.6 % ultramaratonců trpělo rakovinou kůže
- Ačkoli 77% ultramaratonců mělo nějaké běžecké zranění v minulém roce, stále byla jejich návštěvnost u lékaře nižší než u běžné populace
- Celkový výskyt jakýchkoli zdravotních problémů (nemocí, zranění, alergií atd.) je u ultramaratonců nižší než u zbytku populace

Dle výše napsaných poznatků by se zdálo, že vliv ultramaratonského tréninku na lidský organizmus je pouze kladný, opak je však pravdou. Celkově u běžecké populace (u té ultramaratonské obzvláště) dochází častěji k výskytu astmatu, alergií a senné rýmy (cca 13% ultramaratonců mělo cvičením získané astma a 25 % mělo alergie či sennou rýmu). Tento trend je však již dlouhodobě známou skutečností u všech vytrvalostních běžců v důsledku toho, že jsou mnohem více vystavováni alergenům a dalším znečišťujícím látkám ve vzduchu, nežli běžná populace (Hoffman a Krishnan 2014). Dalšími typicky ultramaratonskými problémy jsou různá zranění v oblasti kloubů dolní končetiny (hlezno, koleno, kyčel), bolesti šlach a vazů a také únavové zlomeniny.

Kromě vlivu na fyzické zdraví, má aktivita (v našem případě běh) nesporně kladný efekt také na duševní stránku člověka. Stathopoulou (2006) našel velmi pozitivní efekt

pohybové aktivity u pacientů trpících úzkostí, depresemi a problémy s přejídáním. Kladný efekt běhu jakožto prostředku uvolnění či zbavení se stresu a také prevence před depresemi nezávisle potvrzuje několik vědeckých studií (např. Rosenfeldt et al., 2011; Hamer & Karageorghis, 2007). Většina běžců na dlouhé tratě se shoduje na tom, že běh z nich dělá lepší, šťastnější a sklidnější lidi, než jakými doposud byli. O přínosnosti ultramaratonského běhu pro lepší duševní zdraví člověka také svědčí spousta knih napsaných či zmiňujících se o lidech, kteří byli psychicky i fyzicky na dně (alkohol, drogy, automaty atd.) a díky běhu se z těchto problémů dostali zpět do normálního života (Roll, 2013; McDougall, 2009).

6 RIZIKA ZRANĚNÍ PŘI BĚHU V OBUVI A NA BOSO

Běh, ať už bosý či v běžecké obuvi, jakožto jakákoli fyzická aktivita případně sport, může přirozeně způsobovat různá zranění. Tato zranění vznikají z rozličných důvodů – nerespektování fyziologických zákonitostí lidského těla, nesprávná technika běhu, nedostatečná tělesná zdatnost, neschopnost kritického posouzení vlastních schopností a dovedností atd. Kromě těchto důvodů generujících různé typy zranění, ještě existují takzvaná „typická běžecká zranění“, která jsou asociována pouze s během jakožto důsledky specifického zatížení dolních končetin touto aktivitou. Posledním podstatným faktorem (pro účely této práce) ovlivňující rizika zranění je volba obuvi a s ní související technika došlapu.

6.1 Nejčastější běžecká zranění ve vztahu k běhu na boso a v obuvi (viz tab. 1)

Mezi nejčastější běžecká zranění patří syndrom bolesti patelofemorální oblasti, únavové zlomeniny kosti holenní, plantární fascitida a zánět Achillovy šlachy. Všechny tyto zranění jsou výsledkem častého zatěžování dolních končetin a jsou kategorizovány jako zranění z přetížení (Hreljac, 2004).

Nejběžnějším problémem (asi 20%), se kterým se běžci setkávají, je bolest či zranění kolene (syndrom patelofemorální bolesti). K tomuto problému může vést nadměrná everze nohy, která se častěji vyskytuje u běžců používajících odpruženou obuv a došlapujících na patu (v porovnání s běžci běhajícími na boso či v minimalistické obuvi přes střední a přední část nohy) (Barton et al., 2009; Lohman et al., 2011).

Více než 25% běžců postihuje třetí nejběžnější běžecké zranění, kterým je plantární fascitida. V tomto ohledu mají opět navrch běžci, kteří běhají na boso či v minimalistické obuvi přes přední část nohy. Tato technika došlapu totiž snižuje vertikální tlak na patu, protože je rázová síla rozprostřena na větší plochu, jež jí poskytuje přední a střední část nohy. Míněnou výhodou je tedy nižší maximum akční síly, kterou působí chodidlo běžce na zem, s čímž je spojena nižší zátěž dolní končetiny během každé stojné fáze běžeckého kroku (Ribeiro et al., 2011; De Wit et al., 2000).

Vyšší procento zjištěných únavových zlomenin holenní kosti by také intuitivně mohlo souviset se zvýšenou zátěží působící na tibii v důsledku zvýšené akční síly působené

chodidlem běžce v běžecké obuvi. Ovšem tato hypotéza dle aktuálních vědeckých poznatků stále zůstává neprokázána (Milner et al., 2006; Bennell et al., 2004).

Injury type	Barefoot running (FFS)	Shod running (RFS)
Patellofemoral pain syndrome	Lower risk	Higher risk
Tibial stress fractures	Inconclusive	Possible higher risk
Plantar fasciitis	Possible higher risk	Inconclusive
Metatarsal stress fractures	Higher risk	Lower risk
Puncture wounds/temperature extreme foot injuries	Higher risk	Lower risk

Tab. 1 Tabulka shrnující častá běžecká zranění ve vztahu k běhu na boso a v běžecké obuvi (Murphy et al. 2013)

6.2 Rizika zranění při běhu ve vztahu ke kolizním silám (viz tab. 2)

Srážka paty se zemí (při došlapu na patu) rozptyluje většinu translační kinetické energie získané během předchozí odrazové a letové fáze, což působí preventivně proti její konverzi do rotační kinetické energie případně hromadění elastické potenciální energie. Když toto nastane, dochází ke zvýšení efektivní hmoty běžce, což způsobí zvýšení celkových kolizních sil působících na klouby běžcových dolních končetin (Novacheck, 1998; Lieberman et al. 2010). Někteří autoři tak předpokládají, že tyto síly mohou přispívat k vývoji běžeckých zranění.

Tvrdost nohy (leg stiffness) je dalším z faktorů, které je potřeba, ve vztahu ke vzniku zranění, brát v úvahu. Běžci používající odpruženou obuv mají tuto proměnnou vyšší nežli běžci běhající na boso. Obuv a výsledná zvýšená tvrdost nohy může vést k potenciálně rizikovému došlapu, který způsobuje vyšší tendenci ke zraněním kostí a vazů (v kombinaci s vyšší klenbou běžce). Naopak snížená klenba běžce (díky běhu na boso nebo minimalistické obuvi), která způsobuje nižší tvrdost nohy, vede ke zraněním měkkých tkání jako například syndrom patelofemorální bolesti (Bishop et al., 2006; Williams et al., 2001; Williams et al., 2004).

Další proměnnou, kterou je potřeba brát v úvahu při vzniku zranění je rozsah rychlosti zatěžování (loading rate magnitude). Vyšší rychlost zatěžování je spojená s běžci majícími problémy s plantární fascitidou a únavovými zlomeninami kosti holenní ve srovnání s běžci, kteří žádné problémy neměli (Milner et al., 2006; Pohl et al., 2009; Bredeweg et al., 2013). I když tento faktor potvrzují tři nezávislé studie, tak stále vědecká

obec není jednotná v názoru na to, zdali opravdu způsobuje výše zmíněná zranění nebo je jen důsledkem reakce organismu na zranění samotné (Zadpoor et al., 2011).

Criteria	Common injuries
High RFS collision forces	PPS, TSF, AT
Greater leg stiffness (and high arches)	TSF and lateral ankle sprains
Lower leg stiffness (and low arches)	PPS
High impact transient	PF, TSF
Higher loading rate magnitude	PF, TSF

AT Achilles tendinitis, *PF* plantar fasciitis, *PPS* patellofemoral pain syndrome, *RFS* rear foot strike, *TSF* tibial stress fractures

Tab. 2 Možná zranění v závislosti na biomechanických faktorech (Murphy et al. 2013)

6.3 Nebezpečí spojená s přechodem k běhu na boso

Pokud se běžec rozhodne k přechodu z běžeckých bot na běh na boso, je potřeba vzít v úvahu spousta ovlivňujících faktorů z hlediska možného zranění. Nejzřejmějším faktorem jsou jistě drobná i větší tržná zranění způsobená kontaktem bosé nohy s podložkou, která může obsahovat různé potenciálně nebezpečné předměty (úlomky skla, hřebíky, trny atd.). Tato poranění se pak mohou běžce predisponovat k získání infekce (zánětu rány). Také teplotní extrémy mohou být pro bosou nohu problém (popáleniny, omrzliny) (Krabak et al., 2011).

Dalším problémem může být přechod k technice došlapu na střední až přední část nohy (špičku), pokud je proveden příliš rychle. Zvýšený tlak na prsty a přední část nohy pak může zvýšit nebezpečí únavových zlomenin v oblasti metatarzů (Ridge et al., 2013). V souvislosti s příliš rychlým provedením přechodu z bot na běh na boso ještě nutno zmínit, že může dojít k tomu, že se u daného běžce nezmění technika došlapu, tedy zůstane stále došlapovat na patu, což v kombinaci s nulovou podporou bosé nohy velmi pravděpodobně povede k nějakému únavovému zranění (Baxter et al., 1995; Ridge et al., 2013; Lieberman et al. 2010).

Dle výzkumu Mercera bylo zjištěno, že v porovnání s běžci v obuvi mají běžci na boso mnohem kratší krok, což snižuje nárazy ve srovnání s krokem delším. Pro přechod na bosý běh je tedy doporučováno prvně zkrátit krok, k čemuž se váže došlap na přední část nohy a nakonec přejít k „sundání bot“ (Mercer et al., 2003).

PRAKTICKÁ ČÁST

7 CÍL PRÁCE, HYPOTÉZY

7.1 Cíl práce

Úkolem práce je porovnání mechaniky došlapu z hlediska druhu zvolené obuvi (standardní odpružená běžecká obuv/naboso) a běžeckého terénu (rovina/simulovaný terén).

7.2 Hypotézy

Hypotéza 1

První hypotéza stanovuje rozdíl velikosti síly působené na podložku při daných podmínkách - při běhu na boso bude celková síla, kterou jedinec působí při došlapu na podložku nižší než v případě odpružených bot (Lieberman et al. 2010).

Hypotéza 2

Druhá hypotéza na základě výzkumu od Bonacciho (Bonacci et al. 2013) určuje, že při běhu na boso bude během stojné fáze docházet k menší flexi v koleni než při běhu v odpružené obuvi.

Hypotéza 3

Třetí hypotéza předpokládá (na základě stejného výzkumu), že maximum momentu síly při extenzi v koleni bude u bosého běhu nižší nežli u běhu v odpružené obuvi.

Hypotéza 4

Poslední hypotéza předpokládá, že při prvním kontaktu s podložkou bude nižší dorsiflexe v hleznu při běhu na boso, nežli v odpružené obuvi. Vzhledem k tomu, že žádná z dosavadních studií se nezabývala měřením v simulovaném terénu, můžeme pouze odhadnout, že tato nezávisle proměnná bude snižovat maximální hodnoty u výše zmíněných hypotéz.

8 METODIKA PRÁCE

8.1 Popis výzkumné situace

Měření se zúčastnilo 8 TO, jejichž charakteristiky budou podrobněji popsány v kapitole zabývající se popisem zkoumaného souboru. Všechny TO absolvovaly měřené pokusy našeho výzkumu ve stejném modelu obuvi od stejné značky, aby bylo dosaženo co nejpřesnějších výsledků.

Měření bylo prováděno v době od 18. 6. do 8. 7. 2014 v prostorách laboratoře biomechaniky Centra diagnostiky lidského pohybu při katedře studií lidského pohybu na Ostravské univerzitě v Ostravě. Během testování byly dodrženy konstantní podmínky okolí, teplota vzduchu se pohybovala okolo 21 ºC ± 2 ºC a byl dodržován předem stanovený protokol měření.

8.2 Charakteristika výzkumného souboru

Testovaný soubor tvořilo 7 mužů a 1 žena. Hlavním kritériem při výběru bylo dostatečné zvládnutí techniky došlapu na přední část nohy při minimalistickém či běhu na boso. Vybraní běžci museli takovýmto způsobem běhat minimálně jeden rok. Dalším kritériem byl objem tréninku, kdy běžci museli splňovat frekvenci alespoň tří tréninkových jednotek za týden, přičemž minimální tréninkový objem byl stanoven na 40 km/týden. Během testování byli všichni běžci zdraví a neměli žádné zranění. Pro zpracování naměřených dat bylo nutné získat základní somatické parametry každého běžce (viz tab. 3).

TO	Tělesná výška (cm)	Tělesná hmotnost (kg)	Věk
1	176	73	26
2	189,5	68,5	23
3	185	64	18
4	181	73	44
5	166	60	18
6	188	80	20
7	179	72,1	23
8	176	68,8	17
Průměr	180,06	69,93	23,63
SD	7,15	5,72	8,23

Tab. 3 Somatické charakteristiky TO

Testovaný soubor se skládal z poměrně mladých běžců (kromě TO4), průměrný věk činil 23,63 ± 8,33 let, a byl zastoupen na obou hranicích (17 a 44 let) jednou osobou. Průměrná výška probandů byla 180,06 ± 7,15 cm a tělesná hmotnost 69,93 ± 5,79 kg. Nejvyšší výšku měla TO1 naopak nejnižším členem testovaného souboru byla TO5. Z výše uvedených somatických parametrů jednotlivých TO plyne, že skupina nevykazuje homogenitu, avšak pro potřeby našeho výzkumu byla tato plně dostačující.

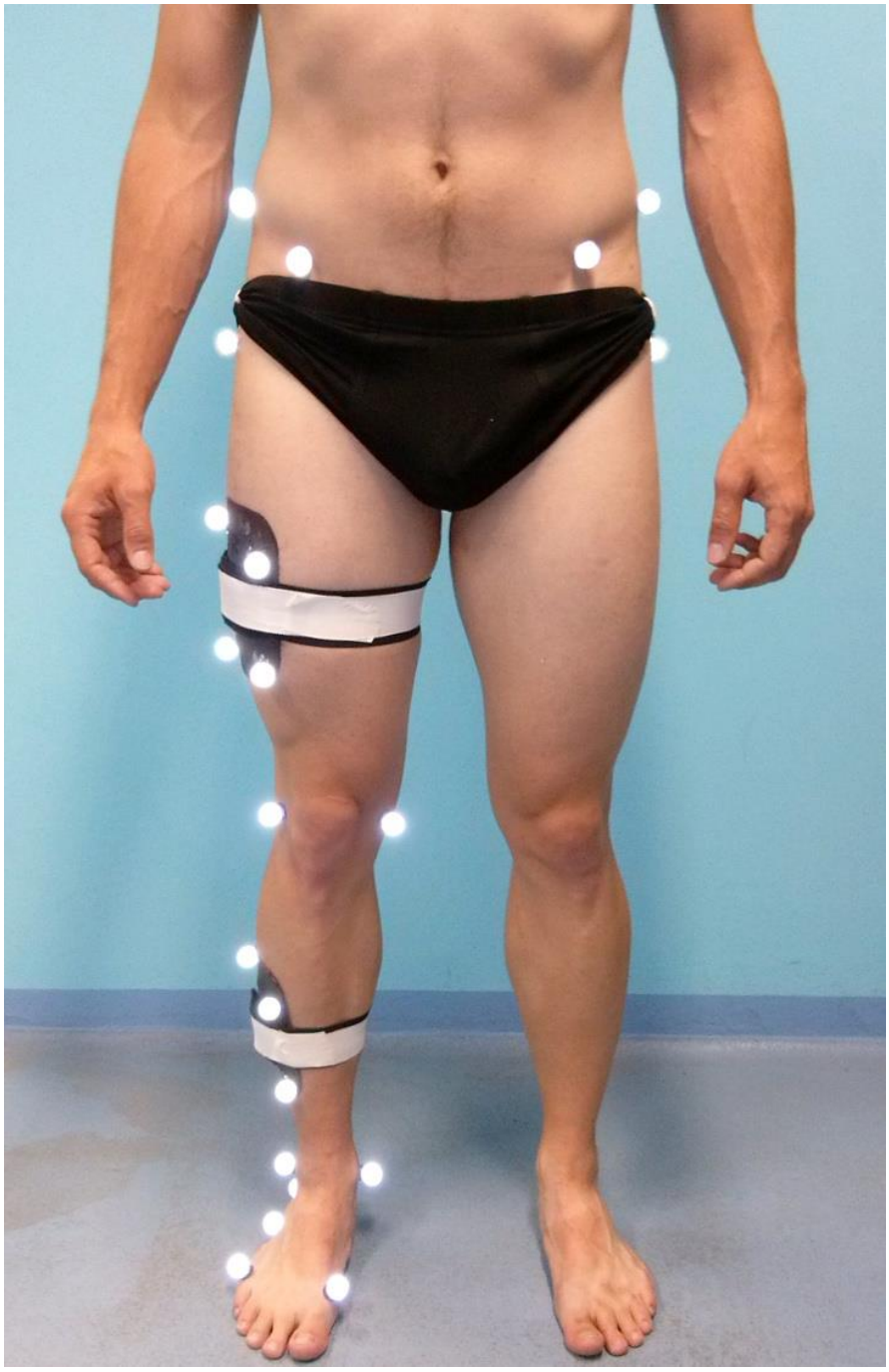
8.3 Protokol měření

Jak již bylo v úvodu této kapitoly řečeno, měření proběhlo v biomechanické laboratoři Centra diagnostiky lidského pohybu. Cíle projektu i experimentální postupy byly všem probandům před samotným testováním slovně vysvětleny a následně názorně ukázány.

Před měřením proběhlo u každého probanda seznámení se s prostředím laboratoře biomechaniky a zjištění somatických parametrů (pokud tyto parametry nevěděli, byly změřeny na místě). Následoval výběr vhodného čísla běžeckých bot pro měření (z vybavení laboratoře) a po něm rozcvičení (protažení, rozběhání) trvající 15 minut (aby měl proband dostatek času pro protažení a vyzkoušení si obou podmínek – na boso/v obuvi).

Po rozcvičení proběhla procedura lepení markerů (body s povrchem, který vytváří odlesk zachytitelný infračervenou kamerou) a připevnění clusterů (profilované plastové destičky s přilepenými markery) v oblasti pánve a dolní končetiny (viz obr 9, 10). Lepení markerů a připevňování clusterů bylo provedeno proškolenou osobou. Následovalo zaměření bodů spolu s určením polohy clusterů (stand) v botách a na boso. Po této fázi byly některé markery sejmuty, jelikož pro další měření nebyly potřeba. Nyní měl proband 3 minuty pro další rozehřátí a zvyknutí si na běh za nových podmínek (nalepené markery a clustery). V důsledku fyziologických změn odehrávajících se při běhu (pocení) může dojít k posunutí clusterů, což je pro měření nežádoucí. Proto byly po předchozím 3 minutovém intervalu pozice markerů a clusterů opět překontrolovány, případně upraveny.

Samotné měření bylo složeno ze čtyř částí podle kombinace podmínek (rovina/simulovaný terén) a obutí (odpružená běžecká obuv/na boso). Pořadí jednotlivých částí bylo pro každého probanda náhodné, abychom předešli efektu pořadí. Každá část sestávala z pětiminutového rozběhání se v daných podmínkách následovaného zkouškou rychlosti. Po čtyřech úspěšných pokusech (spadajících do rozmezí 3,2 m/s ± 0,16) následovalo 5 měřených pokusů se záznamem dat.



Obr. 9 Umístění markerů na dolní končetině a v oblasti pánve – pohled zepředu

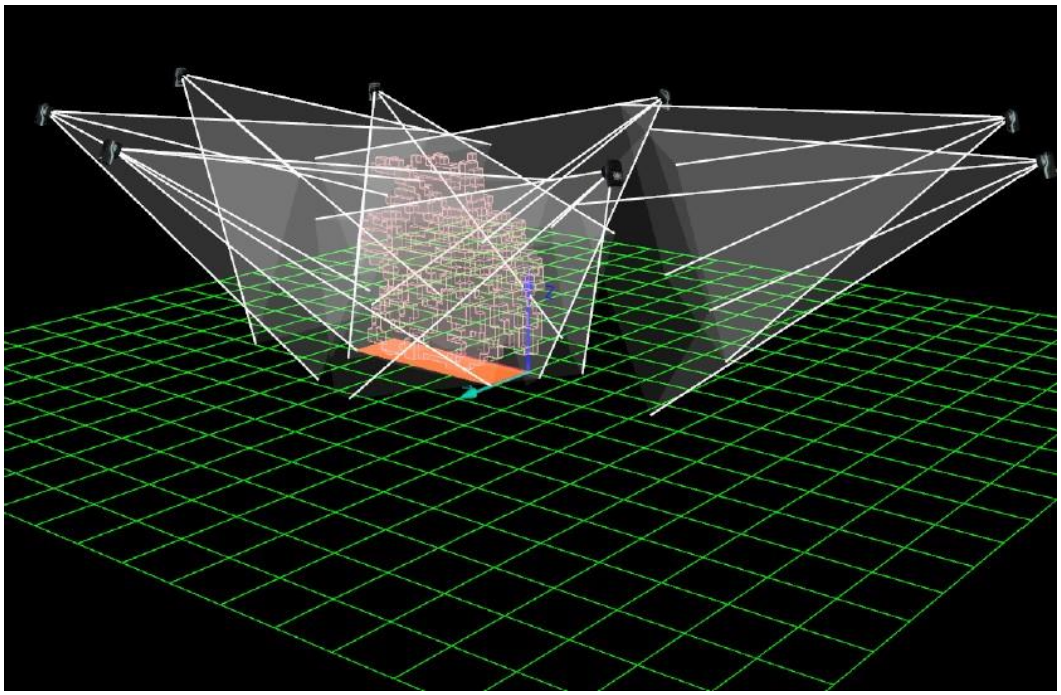
Obr. 10 Umístění markerů na dolní končetině a v oblasti pánve – pohled zezadu

8.4 Experimentální nastavení

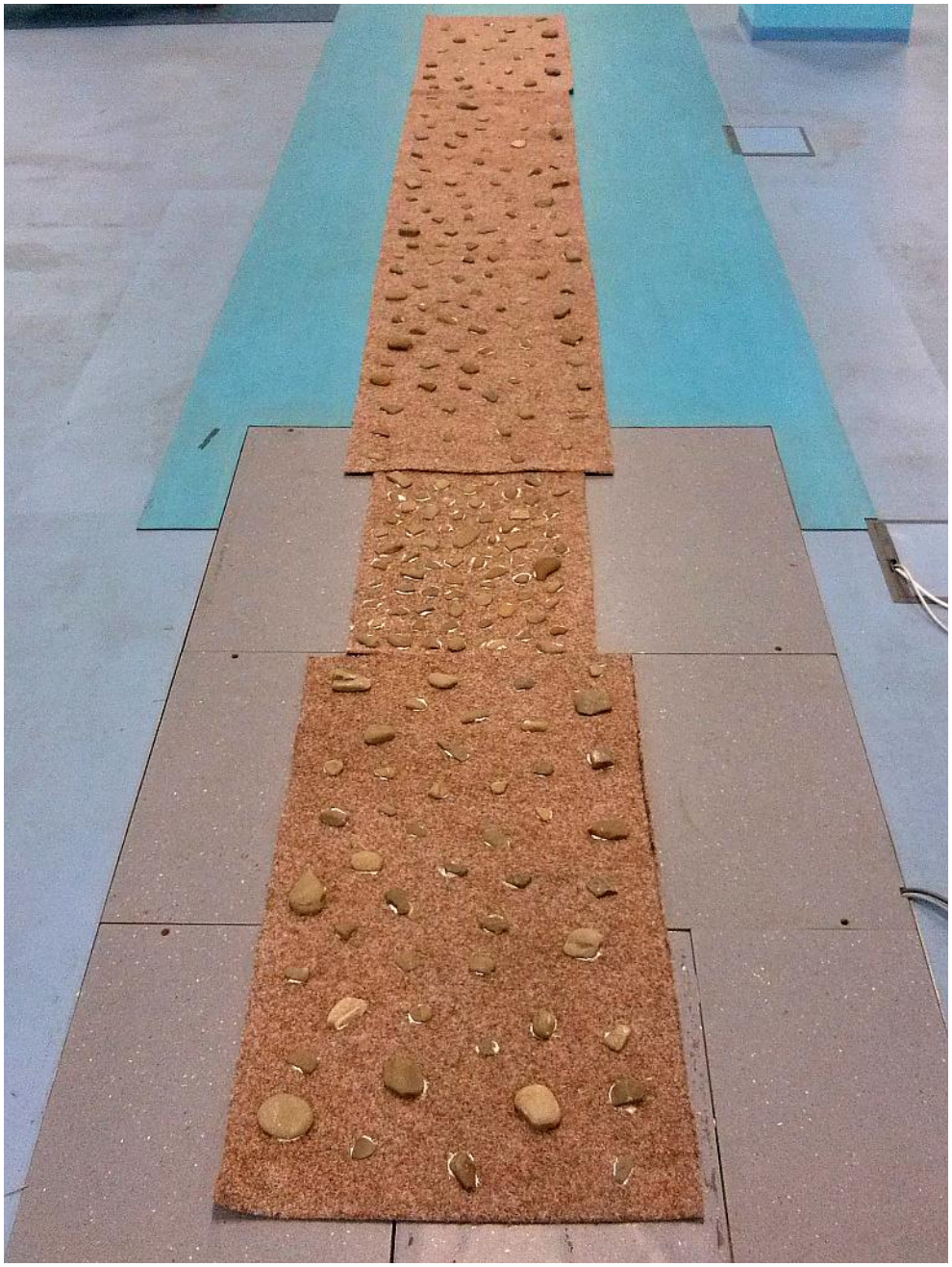
Pro získání kinetických parametrů bylo použito dvou silových plošin značky Kistler (Kistler, 9286 AA, Switzerland), jež jsou zabudovány do podlahy laboratoře a pracují na frekvenci 1235 Hz. Kinematické parametry dolní končetiny a pánve byly zaznamenány systémem optoelektronické stereofotogrammetrie společnosti Qualisys (Qualisys, Oqus, sweden), který je složen z osmi infračervených kamer operujících na frekvenci 247 Hz.

Před provedením měření bylo nutno určit globálně souřadný systém (kalibrovat prostor, ve kterém se bude měření odehrávat) pomocí pravoúhlého kalibračního zařízení, u nějž známe polohu kalibračních bodů. Pro kalibraci prostoru (viz obr. 11) tedy bylo použito kalibrační tyče ve tvaru písmene T, o známých polohách dvou kalibračních bodů (osa x orientovaná medio-laterálně, osa y anterio-posteriorně, a osa z vertikálně). Kinetická a kinematická data byla zaznamenána s časovou i prostorovou synchronizací.

Pro kontrolu dodržení stanovené běžecké rychlosti v průběhu měřených pokusů bylo použito dvou bezdrátových fotobuněk umístěných podél zaznamenávaného prostoru.
Terénní podmínky byly simulovány za pomoci tří speciálně vyrobených podložek o celkové délce cca 7 metrů s náhodným rozmístěním napevno uchycených kamenů, přičemž pro silovou plošinu byla vyrobena další podložka, kvůli požadavku přesné velikosti (viz obr. 12).



Obr. 11 Kalibrovaný prostor - rozmístění kamer (Jandačka, 2011)



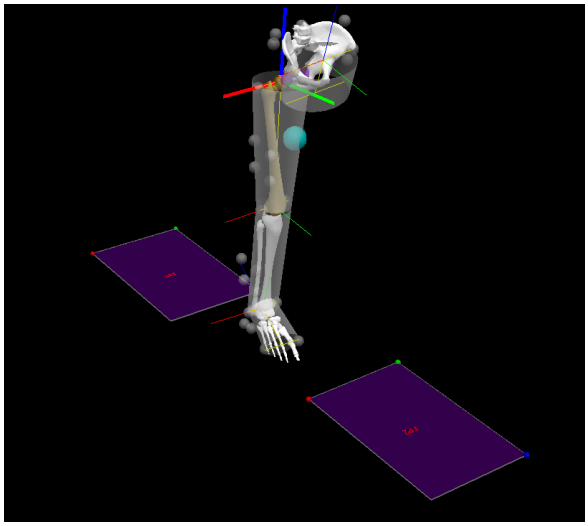
Obr. 12 Podložka simulující terén

8.5 Analýza dat

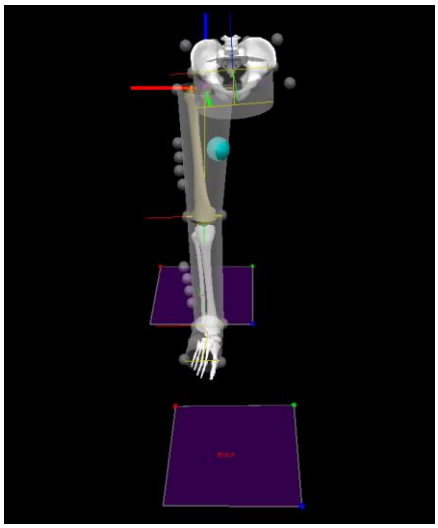
Kinetická i kinematická data získaná při měření byla zaznamenávána pomocí softwaru Qualisys Track Manager. V tomto softwaru bylo následně provedeno označení jednotlivých markerů a zkrácení zaznamenávaného úseku běhu z původních 7 s na cca 1,5 s pro jednodušší zpracování. Takto upravená data byla dále zpracovávána v programu Visual3D (C-motion, Rockville, MD, USA), kde z nich byl vytvořen 3D model pánve a pravé dolní končetiny (viz obr. 13). Data dále prošla automatickými filtry a skripty, které zobrazily výsledky měření pomocí grafů. Prostřednictvím tohoto softwaru byly také získány výstupní hodnoty námi hledaných veličin:

- Reakční síla země
- Maximální hodnota flexe v koleni při stojné fázi
- Úhel v hleznu při prvním kontaktu s podložkou
- Maximální hodnota dorsiflexe v hleznu při stojné fázi
- Úhel plantární flexe v hleznu při odrazu (toe-off)
- Momenty sil v kloubu při
    - Extenzi kolene
    - Abdukci kolene
    - Plantární flexi hlezna
    - Inverzi hlezna

Momenty sil v kloubu byly získány z naměřených dat výpočtem pomocí Newton-Eurelovy inverzní dynamiky (Jandačka, 2011).



Obr. 13 Model pánve a dolní končetiny - boční pohled



Obr. 14 Model pánve a dolní končetiny - frontální pohled

8.6 Statistická analýza

Statistická analýza byla provedena v programu Microsoft Excel 2013. Prostřednictvím programu byly vypočítány maximální, minimální hodnoty, průměr a směrodatná odchylka pro naměřená data. Ke statistickému hodnocení rozdílů mezi došlapy na boso a ve standardní odpružené běžecké obuvi byl využit index velikosti vlivu (ES), podle Cohena (1988). Hodnota ES byla vyjádřena jako < 0,2 zanedbatelný efekt; 0,2 – 0,6 malý efekt; 0,6 – 1,2 střední efekt; 1,2 – 2,0 velký efekt; 2,0 – 4,0 velmi vysoký efekt a 4,0 a více téměř excelentní efekt (Hopkins, 2002).

9 VÝSLEDKY

Výsledky našeho měření byly zpracovány do dvou výstupů. Prvním byly tabulky (viz tab. 4-7), které porovnávají výstupní hodnoty hledaných kinetických a kinematických parametrů, vytvořené v programu Microsoft Excel 2013. Druhým byly grafy porovnávající požadované parametry z hlediska celého jejich měřeného průběhu. Výsledky jsou rozděleny podle zvoleného terénu (rovina/simulovaný terén) a druhu obuvi (odpružená běžecká obuv/na boso). Pro každou kombinaci podmínek bylo vybráno 5 schválených pokusů každého probanda.

9.1 Tabulky výstupních hodnot

Tabulky jsou rozděleny do dvou kategorií podle oblasti zkoumaných veličin (kinematické/kinetické). Každá kategorie je dále dělena podle druhu terénu (rovina/simulovaný terén). Všechny tabulky obsahují průměr a směrodatnou odchylku pro každou z naměřených hodnot, přičemž hodnoty jsou rozděleny podle zvolené obuvi (odpružená běžecká obuv/ na boso). Poslední sloupec každé tabulky tvoří hodnota indexu velikosti vlivu (ES) hodnotící změnu výsledných hodnot podle zvolené obuvi.

9.1.1 Kinematické charakteristiky

	Boso	**Boty**	
Simulovaný terén	*Průměr ± SD*	*Průměr ± SD*	*ES*
Maximální **flexe v koleni** při stojné fázi	-47,15 ± 4,87	-49,01 ± 6,22	0,33
Úhel **v hleznu** při prvním kontaktu s podložkou	63,16 ± 6,12	59,06 ± 4,55	0,76
Maximální **dorsiflexe v hleznu** při stojné fázi	94,39 ± 2,34	87,45 ± 4,02	2,11
Úhel **plantární flexe v hleznu** při odrazu (toe-off)	69,86 ± 5,87	58,79 ± 3,3	2,32

Tab. 4 Popisná statistika vybraných kinematických parametrů dolní končetiny při běhu v simulovaném terénu

Rovina	Boso	Boty	
	Průměr ± SD	*Průměr ± SD*	*ES*
Maximální **flexe v koleni** při stojné fázi	-47,49 ± 3,28	-49,47 ± 5,25	0,45
Úhel **v hleznu** při prvním kontaktu s podložkou	64,90 ± 6,28	59,47 ± 5,49	0,92
Maximální **dorsiflexe v hleznu** při stojné fázi	92,64 ± 1,92	87,72 ± 5,08	1,28
Úhel **plantární flexe v hleznu** při odrazu (toe-off)	62,32 ± 3,30	54,91 ± 6,25	1,48

Tab. 5 Popisná vybraných statistika kinematických parametrů dolní končetiny při běhu po rovině

9.1.2 Kinetické charakteristiky

Simulovaný terén	Boso	Boty	
	Průměr ± SD	*Průměr ± SD*	*ES*
Momenty sil v kloubu			
Inverze hlezna	0,81 ± 0,25	0,89 ± 0,37	-0,25
Plantární flexe hlezna	-2,81 ± 0,27	-3,11 ± 0,23	0,68
Extenze kolene	1,49 ± 0,28	1,86 ± 0,56	-0,84
Reakční síla země	1629,10 ± 207,34	1772,34 ± 248,98	-0,63

Tab. 6 Popisná statistika vybraných kinetických parametrů dolní končetiny při běhu (záporné znaménko u ES vyjadřuje vyšší hodnotu závislé proměnné u daného faktoru obuvi)

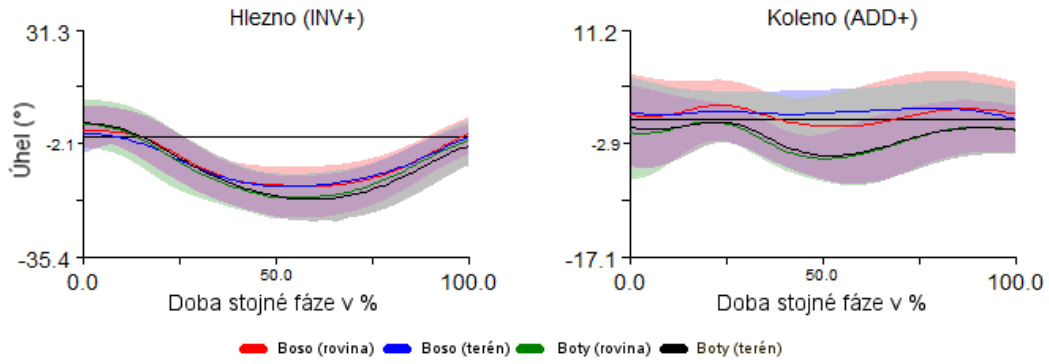
Rovina	Boso	Boty	
	Průměr ± SD	*Průměr ± SD*	*ES*
Momenty sil v kloubu			
Inverze hlezna	0,92 ± 0,35	0,90 ± 0,38	0,05
Plantární flexe hlezna	-3,19 ± 0,23	-3,33 ± 0,30	0,52
Extenze kolene	1,65 ± 0,39	1,76 ± 0,41	-0,27
Reakční síla země	1782,13 ± 287,81	1838,26 ± 248,85	-0,21

Tab. 7 Popisná statistika vybraných kinetických parametrů dolní končetiny při běhu po rovině (záporné znaménko u ES vyjadřuje vyšší hodnotu závislé proměnné u daného faktoru obuvi)

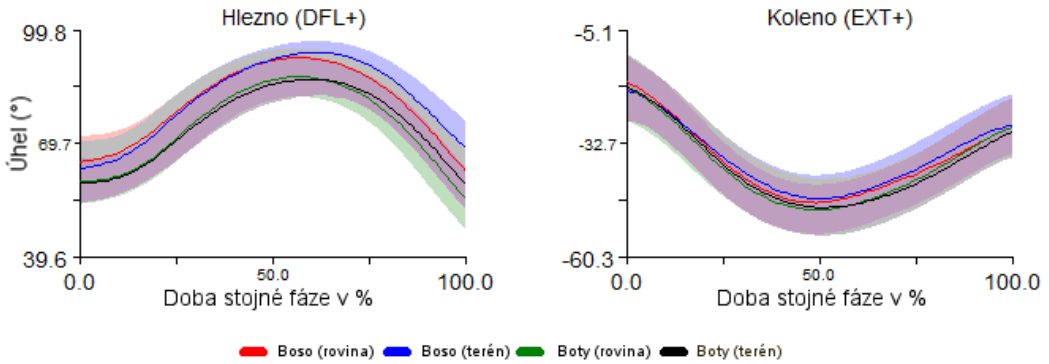
9.2 Grafy výstupních hodnot

Grafy jsou rozděleny do dvou základních kategorií podle oblasti zkoumaných veličin (kinematické/kinetické) a roviny záznamu (frontální/sagitální). Poslední kategorií je záznam hodnot reakční síly ze silových plošin ve všech třech rovinách (frontální, sagitální, transverzální. Každý z grafů (viz obr. 15-19) zobrazuje čtyři funkce vytvořené na základě průměrů a směrodatných odchylek (pro požadované parametry) získaných vždy z pěti správných pokusů každého z TO na dané kombinaci podmínek. Podle podmínek jsou rozděleny barvy pro jednotlivé funkce (červená – boso (rovina), modrá – boso (terén), zelená – boty (rovina), černá – boty (terén)).

9.2.1 Kinematické charakteristiky

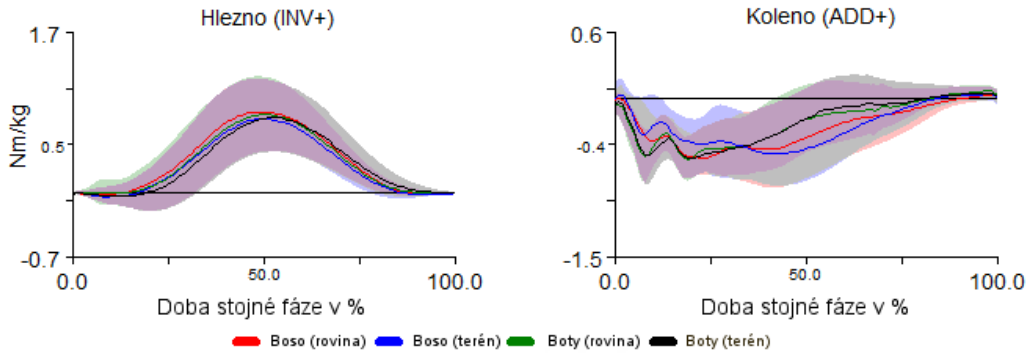


Obr. 15 Úhlová charakteristika stojné fáze běžeckého kroku – frontální rovina

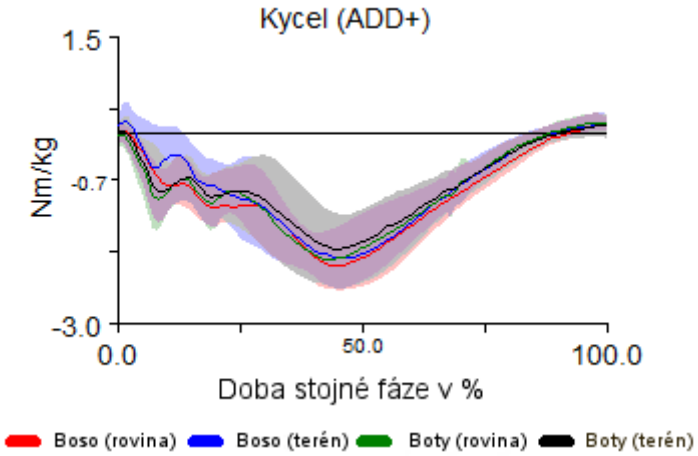


Obr. 16 Úhlová charakteristika stojné fáze běžeckého kroku – sagitální rovina

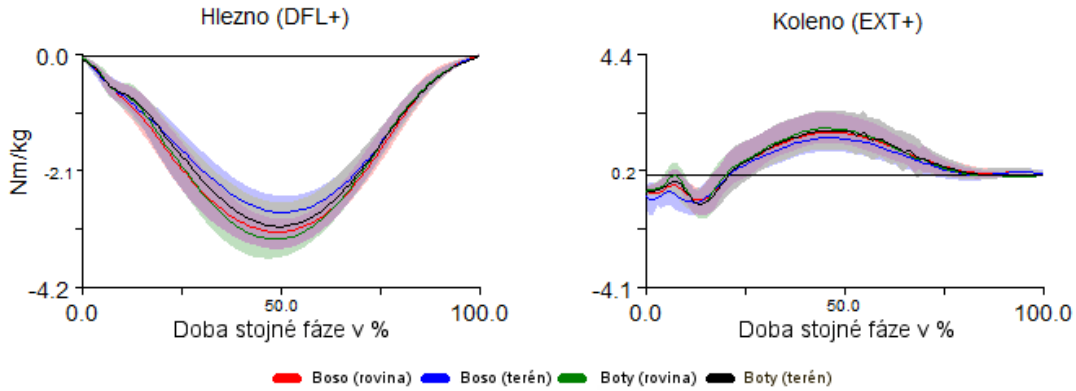
9.2.2 Kinetické charakteristiky



Obr. 17 Momenty sil v hlezenním a kolenním kloubu při inverzi a addukci během stojné fáze běžeckého kroku – frontální rovina

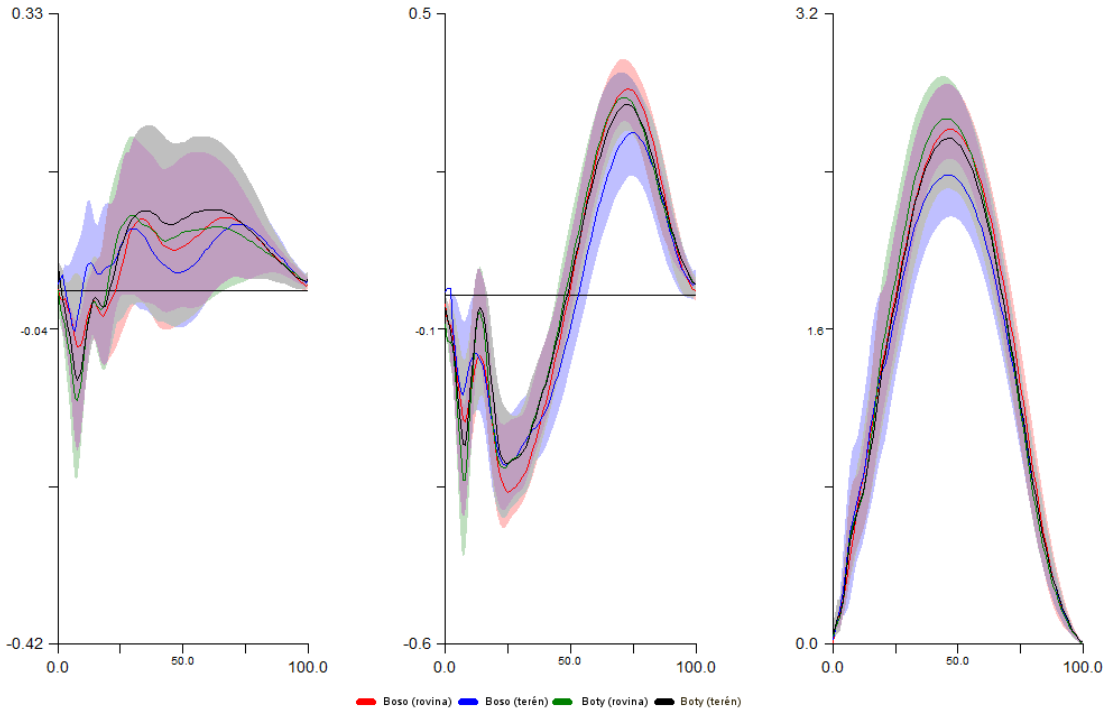


Obr. 18 Moment síly v kyčli při abdukci během stojné fáze běžeckého kroku - frontální rovina



Obr. 19 Momenty sil v hlezenním a kolenním kloubu při dorzální flexi a extenzi během stojné fáze běžeckého kroku - sagitální rovina

9.2.3 Záznam reakční síly ve všech rovinách



Obr. 20 Záznam reakční síly podložky v jednotlivých rovinách souřadného systému (frontální, sagitální, transverzální)

10 DISKUSE

Cílem této diplomové práce bylo porovnání mechaniky došlapu z hlediska druhu zvolené obuvi (standardní odpružená běžecká obuv/naboso) a běžeckého terénu (rovina/simulovaný terén). Měření se zúčastnilo 8 probandů, avšak 1 z nich (TO 1) byl pro nekonzistentnost dat vyřazen. Jednotlivá měření byla rozdělena do čtyř skupin podle kombinací podmínek: rovina – na boso, rovina – v obuvi, simulovaný terén – na boso, simulovaný terén – v obuvi. Pro každou skupinu bylo získáno od každého probanda 5 měřených pokusů, ze kterých jsme vyhodnotili hledané kinematické a kinetické parametry (viz podkapitola 8.5). Ty nám umožnily prokázat či vyvrátit hypotézy stanovené v úvodu této práce.

10.1 Hypotéza 1

V případě první hypotézy jsme na základě výzkumu od Liebermana (Lieberman et al. 2010) předpokládali, že síla působená na podložku při došlapu bude nižší v případě běhu na boso. Tato hypotéza se potvrdila z hlediska obou běžeckých terénů. Na rovině byl zjištěn malý efekt (0,21) mezi obutím (1782,13 ± 287,81 na boso; 1838,26 ± 248,85 v obuvi). V simulovaném terénu byl efekt mezi obutím (1629,10 ± 207,34 na boso; 1772,34 ± 248,98 v obuvi) střední (0,61). Z výsledků taktéž můžeme vyčíst, že v případě simulovaného terénu byla maximální hodnota síly snížena nezávisle na druhu obutí.

10.2 Hypotéza 2

Na základě druhé hypotézy jsme se domnívali, že při běhu na boso bude během stojné fáze docházet k menší flexi v koleni než při běhu v odpružené běžecké obuvi (Bonacci et al. 2013). Tato hypotéza byla naším měřením taktéž potvrzena v případě obou běžeckých terénů. Tentokrát však druh terénu neměl téměř žádný vliv na velikost hodnot. Na rovině byl zjištěn malý efekt (0,45) mezi obutím (-47,49 ± 3,28 na boso; -49,47 ± 5,25 v obuvi), stejně tak tomu bylo i v případě efektu (0,33) v terénu (-47,15 ± 4,87 na boso; -49,01 ± 6,22 v obuvi). Tuto hypotézu jsme potvrzovali na základě hodnot získaných z extenze kolene během stojné fáze, proto jsou výsledkem záporné hodnoty.

10.3 Hypotéza 3

Třetí hypotéza předpokládala (na základě stejného výzkumu), že maximum momentu síly při extenzi v koleni bude u bosého běhu nižší nežli u běhu v odpružené obuvi. Tato hypotéza byla potvrzena opět v obou případech, kdy jsme naměřili střední efekt (0,84) mezi obutím (1,49 ± 0,28 na boso; 1,86 ± 0,56 v obuvi) v simulovaném terénu a na rovině pak malý efekt (0,27) mezi obutím (1,65 ± 0,39 na boso; 1,76 ± 0,41 v obuvi). U tohoto parametru lze opět z naměřených hodnot vypozorovat, že simulovaný terén snižuje maxima daných hodnot.

V souvislosti se sníženým momentem síly při extenzi kolene během stojné fáze ještě můžeme z naměřených hodnot vypozorovat, že při běhu na boso dochází také ke snížení momentu síly v hleznu při dorsiflexi (viz obr. 19), což se projeví zvýšením hodnoty tohoto parametru při abdukci v jednom z kloubů dolní končetiny (viz obr. 17, 18). V našem případě jde o kloub kyčelní (z hlediska obou druhů terénu). Zvýšený moment síly při abdukci je asociován s většími kontaktními silami v kloubech v mediální rovině (Kutzner et al., 2013), což podle Lynna (Lynn et al., 2007) může vést k rozvoji symptomů osteoartritidy. Ani jeden z probandů, kteří se účastnili našeho měření, však neměl s tímto problémem žádné zkušenosti.

10.4 Hypotéza 4

V případě poslední hypotézy jsme předpokládali, že při prvním kontaktu s podložkou bude nižší dorsiflexe v hleznu při běhu na boso, nežli v odpružené obuvi (Bonacci et al. 2013). Tato hypotéza byla potvrzena v obou terénech. Dorsiflexe v hleznu tedy byla v obou podmínkách nižší při běhu na boso (26,84 ± 6,12 v terénu, resp. 25,1 ± 6,28 na rovině), než při běhu v obuvi (30,94 ± 4,55 v terénu, resp. 30,53 ± 5,49 na rovině). V obou případech se střední efektem (0,76 v terénu, 0,92 na rovině). Pro porovnání naměřených hodnot s výzkumem od Bonacciho bylo nutné normalizovat výsledky těchto hodnot (proto jsou tyto hodnoty jiné než ty, které jsou uvedeny v kapitole 9). Na základě získaných dat lze také říci, že simulovaný terén zde snižuje hodnoty tohoto parametru pouze u běhu na boso.

10.5 Limity práce

Naše měření bylo limitováno několika základními faktory. Z hlediska podmínek to byl simulovaný terén, jelikož podložka, která jej tvořila, sice po celou dobu měření nevykazovala žádné poškození ani nevratné změny, avšak nelze objektivně definovat, jak by přesně měla vypadat simulace terénu v laboratoři. V tomto případě se však hypotézy stanovené na počátku práce ve velké míře potvrdily, takže terén byl v tomto výzkumu simulován poměrně správně.

Dalším omezením práce byl počet zúčastněných probandů, který byl z původních 8 osob snížen na 7 kvůli nekonzistenci dat jednoho z nich (TO 1). Pro přesné změření stanovených parametrů by byl vhodný soubor s mnohem více probandy, ovšem vzhledem k možnostem a rozsahu této práce to nebylo reálné.

Posledním ovlivňujícím faktorem byl samotný způsob získávání dat. Měření za pomoci kinematické analýzy je postaveno na přesnosti dat naměřených výzkumníkem. Musíme tedy brát v potaz, že nastavení měřících přístrojů, práce s daty, apod. mohlo být ovlivněno působením lidského faktoru či jiných vnějších podmínek. Pravděpodobnost umístění všech markerů a klastrů do úplně stejného místa na končetině či obuvi je velmi malá. Ovšem i přesto se ukázalo, že při porovnání výzkumy od Bonacciho a Liebermana bylo naše měření poměrně přesné.

ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký vliv má běh v minimalistické obuvi na mechaniku došlapu na boso a v odpružené běžecké obuvi u vytrvalostních běžců. Práce byla (dle dostupných informací v době jejího zpracování) z hlediska zkoumání jedinečná díky tomu, že v laboratorních podmínkách zkoumala krom běhu po rovině i běh v simulovaném terénu. Hlavní cíl práce byl splněn a s ním související hypotézy byly v rámci práce potvrzeny, jak je patrné z výsledků a diskuse.

Na základě naměřených hodnot a získaných výsledků lze říci, že dle této práce má minimalistický styl běhu signifikantní vliv (v porovnání s během v odpružené obuvi) na následující kinematické parametry – maximální flexe v koleni při stojné fázi, úhel v hleznu při prvním kontaktu s podložkou, maximální dorsiflexe v hleznu při stojné fázi, úhel plantární flexe v hleznu při odrazu. Signifikantní vliv byl také prokázán u následujících kinetických parametrů – reakční síla země, momenty sil v kloubu při plantární flexi hlezna a extenzi kolene. Všechny tyto výsledky platí pro oba druhy terénu (rovina/simulovaný terén). Dále bylo také potvrzeno, že simulovaný terén (vůči rovině) snižuje maximální hodnoty následujících kinetických parametrů při běhu na boso – reakční síla země, momenty sil v kloubu při extenzi kolene, inverzi a plantární flexi hlezna. V případě běhu v obuvi pak simulovaný terén snižoval maximální hodnoty těchto kinetických parametrů – reakční síla země, inverze (velmi málo) a plantární flexe hlezna. Co se týče kinematických charakteristik, simulovaný terén vždy ovlivňoval hodnoty všech sledovaných parametrů vůči rovině, a to jak v případě bosého běhu, tak i běhu v obuvi.

Pro další výzkum v této oblasti by bylo vhodné zopakovat měření prováděné v této práci s větším počtem probandů a opakovaným měřením pro získání přesnějších výsledků. Případně by mohlo být z vědeckého hlediska zajímavé porovnání kinematických a kinetických parametrů běhu v simulovaném terénu mezi skupinou minimalistických běžců a kontrolní skupinou sestávající se z běžců běhajících v odpružené obuvi.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ALBRIGHT, A., FRANZ M., HORNSBY G, KRISKA A, MARRERO D, ULLRICH I, Verity LS. American College of Sports Medicine position stand. *Exercise and type 2 diabetes*. Med Sci Sports Exerc. 2000 Jul;32(7) 1345-1360. doi:10.1097/00005768-200007000-00024. PubMed PMID: 10912903.

ALTMAN, Allison R. a Irene S. DAVIS, 2013. *A kinematic method for Footstrike pattern detection in barefoot and shod runners*. Gait & posture [online]. roč. 35, č. 2, s. 298–300. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2011.09.104.

BARTON CJ, LEVINGER P, MENZ HB, WEBSTER KE. *Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review*. Gait Posture. 2009;30(4):405–16.

BAXTER DE, ZINGAS C. *The foot in running*. J Am Acad Orthop Surg. 1995;3(3):136–45.

BECKER, James, Eric PISCIOTTA, Stan JAMES, Louis R OSTERNIG a Li-Shan CHOU, 2014. *Center of pressure trajectory differences between shod and barefoot running.* Gait & posture [online]. B.m.: Elsevier B.V., 9., roč. 40, č. 4, s. 504–9 [vid. 8. prosinec 2014]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2014.06.007

BELLOCCO, R., JIA, C., Ye, W., & LAGERROS Y.T. (2010). *Effects of physical activity, body mass index, waist-to-hip ratio and waist circumference on total mortality risk in the Swedish National March Cohort*. European Journal of Epidemiology, 25, 777–788.

BENNELL K, CROSSLEY K, JAYARAJAN J, WALTON E, WARDEN S, KISS ZS, WRIGLEY T. *Ground reaction forces and bone parameters in females with tibial stress fracture*. Med Sci Sports Exerc. 2004;36(3):397–404.

BISHOP M, FIOLKOWSKI P, CONRAD B, BRUNT D, HORODYSKI M. *Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics*. J Athl Train. 2006;41(4):387–92.

BONACCI, Jason, Philo U SAUNDERS, Amy HICKS, Timo RANTALAINEN, Bill Guglielmo T VICENZINO a Wayne SPRATFORD, 2013. *Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study*. British journal of sports medicine [online]. 4., roč. 47, č. 6, s. 387–92 [vid. 18. prosinec 2014]. ISSN 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2012-091837

BRAUNSTEIN B, ARAMPATZIS A, EYSEL P, BRUEGGEMANN G-P. *Foot-wear affects the gearing at the ankle and knee joints during running*. J Biomech. 2010;43(11):2120–5.

BREDEWEG SW, KLUITENBERG B, BESSEM B, BUIST I. *Differences in kinematic variables between injured and noninjured novice runners: a prospective cohort study*. J Sci Med Sport. 2013;16(3):205–10.

BURKETT LN, KOHRT WM, BUCHBINDER R. *Effects of shoes and foot orthotics on VO2 and selected frontal plane knee kinematics.* Med Sci Sports Exerc. 1985;17(1):158–63.

CACEK, J., & GRASGRUBER, P. (2008). *Sportovní geny: antropometrie a fyziologie sportu, sport a rasa, doping*. Brno.

COHEN, J., 1988. *Statistical power analysis for the behavioral science*. 2nd ed. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.

ČIHÁK, R., GRIM, M. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha : Avicenum, 2003. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.

DE WIT, B., DE CLERCQ D, AERTS P. *Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running*. J Biomech. 2000; 33(3): 269–78.

DIVERT C, BAUR H, MORNIEUX G, MAYER F, BELLI A. *Stiffness adaptations in shod running*. J Appl Biomech. 2005;21(4): 311–21.

DIVERT C, MORNIEUX G, BAUR H, MAYER F, BELLI A. *Mechanical comparison of barefoot and shod running.* Int J Sports Med. 2005;26(7):593–8.

DRAYTON, Holly. Get Healthy. *Natural running*. [Online] Get Healthy, LLC, 2015. [Citace: 14. Března 2015.] https://gethealthy.education/topics/natural-running/.

ERIKSSON, K. F., & LINDGÄRDE, F. (1991). *Prevention of type 2 (non-insulin-dependent) diabetes mellitus by diet and physical exercise. The 6-year Malmö feasibility study*. Diabetologia, 34(12), 891-898.

FORMÁNEK, J., HORČIC, J., ŘÍPA, M., FELGROVÁ, I., MAREK, V., VABROUŠEK, P., HAVLIČEK, P., ŠULA, J., FORMÁNKOVÁ, M., POMP, J., SLABEJ, M., SLABA, R., & BRYNDA, J. (2003). *Triatlon: historie, trénink, výsledky.* (1. vyd., 242 s.) Praha: Olympia.

HALL, Jonathan P L, Christian BARTON, Paul Remy JONES a Dylan MORRISSEY, 2013. *The biomechanical differences between barefoot and shod distance running: a systematic review and preliminary meta-analysis.* Sports medicine (Auckland, N.Z.) [online]. 12., roč. 43, č. 12, s. 1335–53 [vid. 26. prosinec 2014]. ISSN 1179-2035. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-013-0084-3

HAMILL, Joseph; KNUTZEN, Kathleen M. *Biomechanical basis of human movement.* Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

HANZLOVÁ, Jitka; HEMZA, Jan. *Základy anatomie pohybového ústrojí.* Brno: Masarykova Univerzita, Fakulta sportovních studií, 2004. 94 s. ISBN: 80-210-3580-3.

HAYKOWSKY, Mark, Jessica SCOTT, Ben ESCH, Don SCHOPFLOCHER, Jonathan MYERS, Ian PATERSON, Darren WARBURTON, Lee JONES a Alexander M CLARK, 2011. *A meta-analysis of the effects of exercise training on left ventricular remodeling following myocardial infarction: start early and go longer for greatest exercise benefits on remodeling.* Trials [online]. roč. 12, s. 92. ISSN 1745-6215. Dostupné z: doi:10.1186/1745-6215-12-92

HOFFMAN, Martin D. a Eswar KRISHNAN, 2014. *Health and exercise-related medical issues among 1,212 ultramarathon runners: Baseline findings from the Ultrarunners Longitudinal TRAcking (ULTRA) Study*. PLoS ONE [online]. roč. 9, č. 1. ISSN 19326203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0083867

HOPKINS, G.W. *A new view of statistics: A scale of magnitudes for effect statistics* [online]. 2002, 7. 8. 2006 [cit. 2015-03-25]. Dostupné z: http://sportsci.org/resource/stats/effectmag.html

HRELJAC A. *Impact and overuse injuries in runners*. Med Sci Sports Exerc. 2004;36(5):845–9.

JANČÍK, Jiří, ZÁVODNÁ, Eva, NOVOTNÁ, Martina. *Fyziologie tělesné zátěže* [online]. 1 vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2007 [cit. 2015-03-14]. Elportál. Dostupné z: <http://is.muni.cz/elportal/?id=716990>. ISSN 1802-128X.

JANDAČKA, Daniel. Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita. *Základy biomechaniky tělesných cvičení.* [Online] PaedDr. Dagmar Hanousková, Luleč 2012.[Citace: 15. Března 2015] http://www.fsps.muni.cz/~tvodicka/data/reader/book-1/08.html

JANDAČKA, Daniel. *Kinetická analýza lidského pohybu*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7464-103-9.

JAVŮREK, Jan. *Vybrané kapitoly ze sportovní kineziologie*. Praha: ČSTV, 1986. 322 s.

JEŘÁBEK, P. (2008). *Atletická příprava: děti a dorost*. (1. vyd., 190 s.) Praha: Grada.

KENNEY, W. Larry; WILMORE, Jack; COSTILL, David. *Physiology of sport and exercise with web study guide.* Human kinetics, 2004.

KERRIGAN DC, FRANZ JR, KEENAN GS, DICHARRY J, DELLA CROCE U, WILDER RP. *The effect of running shoes on lower extremity joint torques.* PM R. 2009;1(12):1058–63.

KNĚNICKÝ, K. (1974). *Technika lehkoatletickych disciplín.* (Vyd. 2., upr., 274 s.) Praha: Státní pedagogické nakladatelství.

KOMI PV, GOLLHOFER A, SCHMIDTBLEICHER D, FRICK U. *Interaction between man and shoe in running—considerations for a more comprehensive measurement approach*. Int J Sports Med. 1987;8(3):196–202.

KONRAD, Peter. The ABC of EMG 4. *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*[online]. 2005, [cit. 2009M10M9]. Dostupné na www: http://pelvicrehab.com/download/abc_of_%20emg.pdf.

KRABAK BJ, HOFFMAN MD, MILLET GY, CHIMES GP. *Barefoot running*. PM R. 2011;3(12):1142–9.

KUČERA, V., & TRUKSA, Z. (2000). *Běhy na střední a dlouhé tratě*. (1. vyd., 287 s.) Praha: Olympia.

KURZ MJ, STERGIOU N. *Does footwear affect ankle coordination strategies?* J Am Podiatr Med Assoc. 2004;94(1):53–8.

KUTZNER, Ines, et al. *Knee Adduction Moment and Medial Contact Force–Facts about Their Correlation during Gait*. PloS one, 2013, 8.12: e81036.

LEE, D., SUI, X., ORTEGA, F.B., KIM, Y.S., CHURCH, T.S. WINETT, R.A., . . . BLAIR, S.N. (2011). *Comparison of leisure-time physical activity on cardiorespiratory fitness as predictors of all-cause mortality in men and women.* British Journal of Sports Medicine, 46, 504–510.

LIEBERMAN, Daniel E, Madhusudhan VENKADESAN, William a WERBEL, Adam I DAOUD, Susan D'ANDREA, Irene S DAVIS, Robert Ojiambo MANG'ENI a Yannis PITSILADIS, 2010. *Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners.* Nature [online]. B.m.: Nature Publishing Group, 28.1., roč. 463, č. 7280, s. 531–535 [vid. 9. červenec 2014]. ISSN 1476-4687. Dostupné z: doi:10.1038/nature08723

LIEBERMAN, Daniel E., Irene S. DAVIS a Benno M. NIGG, 2014. *Introduction: The past, present, and future of research on running barefoot and in minimal shoes*. Journal of Sport and Health Science [online]. B.m.: Elsevier, 6., roč. 3, č. 2, s. 65–66 [vid. 18. listopad 2014]. ISSN 20952546. Dostupné z: doi:10.1016/j.jshs.2014.04.001

LOHMAN EB 3RD, BALAN SACKIRIYAS KS, SWEN RW. *A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanice between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking.* Phys Ther Sport. 2011;12(4):151–63.

LYNN, Scott K.; REID, Samantha M.; COSTIGAN, Patrick A. *The influence of gait pattern on signs of knee osteoarthritis in older adults over a 5–11 year follow-up period: a case study analysis.* The Knee, 2007, 14.1: 22-28.

MARCUS, Bess H., et al. *The efficacy of exercise as an aid for smoking cessation in women: a randomized controlled trial*. Archives of Internal Medicine, 1999, 159.11: 1229-1234.

MARTI, B. *Health effects of recreational running in women. Some epidemiological and preventive aspects*. Sports Medicine [online]. 1991, vol. 11, issue 1, s. 20-51 [cit. 2015-03-08].

MARTI, Bernard. *Health effects of recreational running in women.* Sports Medicine, 1991, 11.1: 20-51.

MCDOUGALL, Christopher. *Born to Run: A Hidden Tribe, Superathletes, and the Greatest Race the World Has Never Seen.* New York: Knopf Doubleday Publishing Group, 2009. ISBN 978-80-204-2433-4.

MERCER JA, DEVITA P, DERRICK TR, BATES BT. *Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running.* Med Sci Sports Exerc. 2003;35(2):307–13.

MILNER CE, FERBER R, POLLARD CD, HAMILL J, DAVIS IS. *Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners.* Med Sci Sports Exerc. 2006;38(2):323–8.

MORLEY JB, DECKER LM, DIERKS T, BLANKE D, FRENCH JA, STERGIOU N. *Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running.* J Appl Biomech. 2010;26(2):205–14.
MURPHY, Kelly, Emily J CURRY a Elizabeth G MATZKIN, 2013. *Barefoot running: does it prevent injuries?* Sports medicine (Auckland, N.Z.) [online]. 12., roč. 43, č. 11, s. 1131–8 [vid. 31. říjen 2014]. ISSN 1179-2035. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-013-0093-2

NOVACHECK, Tom F. *The biomechanics of running.* Gait & posture, 1998, 7.1: 77-95.

NOVOTNÁ, Martina; NOVOTNÝ, Jan*: Fyziologická podstata rychlostního a vytrvalostního běžeckého tréningu*, Brno: Masarykova univerzita, 2007.

PESCATELLO, L. S., FRANKLIN, B. A., FAGARD, R., FARQUHAR, W. B., KELLEY, G.A., & RAY, C.A. (2004). *Exercise and hypertension*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 36, 533–553.

POHL MB, HAMILL J, DAVIS IS. *Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners*. Clin J Sport Med. 2009;19(5):372–6.

PULEO, Joseph a Patrick MILROY, 2010. *Running Anatomy* [online]. ISBN 9780736082303. Dostupné z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24760730

RIBEIRO AP, TROMBINI-SOUZA F, TESSUTTI VD, LIMA FR, JOAO SM, SACCO IC. *The effects of plantar fasciitis and pain on plantar pressure distribution of recreational runners.* Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011;26(2):194–9.

RIDGE ST, JOHNSON AW, MITCHELL UH, HUNTER I, ROBINSON E, RICH BS, BROWN SD. *Foot bone marrow edema after 10-week transition to minimalist running shoes.* Med Sci Sports Exerc. 2013;45(7):1363–8.

ROLL, Rich. *Hledání ultra*. Praha: Mladá fronta, 2013. 978-80-204-2990-2.

Runner's world. *Barefoot running*. [Online] Rodale Inc., 2005. [Citace: 14. Března 2015.] http://www.runnersworld.com/running-shoes-gear/barefoot-running.

SAXBY, Lee, 2011. *Propriocepce Proč běhat naboso ?* B.m.: Terra Plana International.
SLATTERY ML, POTTER JD. Physical activity and colon cancer: confounding or interaction? Med Sci Sports Exerc 2002;34:913–19.

SQUADRONE, R. a C. GALLOZZI, 2009. *Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners*. Journal of Sports Medicine and Physical Fitness. roč. 49, č. 1, s. 6–13.

STATHOPOULOU, Georgia, et al. *Exercise interventions for mental health: a quantitative and qualitative review.* Clinical Psychology: Science and Practice, 2006, 13.2: 179-193.

STRAKOVÁ, Anna a STRAKA, Sam. CZSA. *Czech skyrunning association*. [Online] CZSA, 2013. [Citace: 4. Března 2015.] http://www.skyrunning.cz.

TAM, Nicholas, Janie L ASTEPHEN WILSON, Timothy D NOAKES a Ross TUCKER, 2014. *Barefoot running: an evaluation of current hypothesis, future research and clinical applications.* British journal of sports medicine [online]. 3., roč. 48, č. 5, s. 349–55 [vid. 30. říjen 2014]. ISSN 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092404

TVRZNÍK, A., GERYCH, D. *Velká kniha běhání*. Vyd. 1. Praha: Grada publishing, a.s., 2014. 312 s. ISBN 978-80-247-4872-6.

TVRZNÍK, A.; SOUMAR, L.; SOULEK, I. *Běhání.* Vyd. 1. Praha: Grada publishing, a.s., 2004. 112 s. ISBN 80-247-0715-2.

UTZ-MEAGHER, Colin, John NULTY a Lisa HOLT, 2011. *Comparative Analysis of Barefoot and Shod Running.* Sport Science Review [online]. 1.1., roč. XX, č. 3-4 [vid. 26. prosinec 2014]. ISSN 2069-7244. Dostupné z: doi:10.2478/v10237-011-0057-0

VON TSCHARNER V, GOEPFERT B, NIGG BM. *Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets*. J Biomech. 2003;36(8):1169–76.

WILLIAMS DS 3RD, DAVIS IM, SCHOLZ JP, HAMILL J, BUCHANAN TS. *High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners.* Gait Posture. 2004;19(3):263–9.

WILLIAMS DS 3RD, MCCLAY IS, HAMILL J. *Arch structure and injury patterns in runners.* Clin Biomech (Bristol, Avon). 2001; 16(4):341–7.

WILLIAMS, D S Blaise, Douglas H GREEN, Brian WURZINGER a Glen ALLEN, 2012. *Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running*. roč. 7, č. 5, s. 525–532.

WING, Rena R a James O HILL, 2001. *Successfull weight loss maintenance*.

ZADPOOR AA, NIKOOYAN AA. *The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review.* Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011;26(1):23–8.

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ

AT Zánět Achillovy šlachy (z angl. Achilles tendinitis)

ATP Adenosin-tri-fosfát

ES Index velikosti vlivu (z angl. Effect of size)

FFS Došlap přes špičku (z angl. Forefoot strike)

GRF Reakční síla země (z angl. Ground reaction force).

IAAF Mezinárodní asociace atletických federací (z angl. International association of athletics federations)

ISF Mezinárodní skyrunningová federation (z angl. International skyrunning federation)

MFS Došlap přes střední část nohy (z angl. Midfoot strike).

PF Plantární fascitida (z angl. Plantar fasciitis)

PPS Syndrom bolesti patelofemorální oblasti (z angl. Patellofemoral pain syndrom)

RFS Došlap přes patu (z angl. Rearfoot strike).

SD Směrodatná odchylka (z angl.. Standard deviation)

TO Testovaná osoba

TSF Únavové zlomeniny kosti holenní (z angl. Tibial stress fractures)

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Porovnání klasické běžecké techniky (vlevo) a přirozeného běhu (vpravo) (Saxby 2011, str.11) 19

Obr. 2 Typické znázornění kinetických proměnných při běhu v obuvi (Lieberman et al. 2010) 20

Obr. 3 Druhy došlapu: a) přes špičku; b) přes střední část nohy; c) přes patu (Murphy et al. 2013) 23

Obr. 4 Stavba svalu (Hanzlová a Hemza, 2009) 26

Obr. 5 Svalová kontrakce: 1) nervosvalová ploténka, 2) uvolnění vápenatých iontů, 3) posun myofilament (Wilmore a Costille, 2004) 28

Obr. 6 Cyklus běžeckého kroku s označením jednotlivých fází (http://run4.com/wp-content/uploads/2014/09/gait-timing-black.png) 36

Obr. 7 Svaly zapojené v jednotlivých fázích běžeckého kroku (Puleo a Milroy, 2010) 37

Obr. 8 Procentuální zastoupení aktivity jednotlivých svalů při běžeckém kroku (Novacheck, 1998) 38

Obr. 9 Umístění markerů na dolní končetině a v oblasti pánve – pohled zepředu 50

Obr. 10 Umístění markerů na dolní končetině a v oblasti pánve – pohled zezadu 51

Obr. 11 Kalibrovaný prostor - rozmístění kamer (Jandačka, 2011) 52

Obr. 12 Podložka simulující terén 53

Obr. 13 Model pánve a dolní končetiny - boční pohled Obr. 14 Model pánve a dolní končetiny - frontální pohled 54

Obr. 15 Úhlová charakteristika stojné fáze běžeckého kroku – frontální rovina 58

Obr. 16 Úhlová charakteristika stojné fáze běžeckého kroku – sagitální rovina 58

Obr. 17 Momenty sil v hlezenním a kolenním kloubu při inverzi a addukci během stojné fáze běžeckého kroku – frontální rovina 59

Obr. 18 Moment síly v kyčli při abdukci během stojné fáze běžeckého kroku - frontální rovina 59

Obr. 19 Momenty sil v hlezenním a kolenním kloubu při dorzální flexi a extenzi během stojné fáze běžeckého kroku - sagitální rovina 59

Obr. 20 Záznam reakční síly podložky v jednotlivých rovinách souřadného systému (frontální, sagitální, transverzální) 60

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Tabulka shrnující častá běžecká zranění ve vztahu k běhu na boso a v běžecké obuvi (Murphy et al. 2013) 44

Tab. 2 Možná zranění v závislosti na biomechanických faktorech (Murphy et al. 2013) ... 45

Tab. 3 Somatické charakteristiky TO 48

Tab. 4 Popisná statistika vybraných kinematických parametrů dolní končetiny při běhu v simulovaném terénu 56

Tab. 5 Popisná vybraných statistika kinematických parametrů dolní končetiny při běhu po rovině 57

Tab. 6 Popisná statistika vybraných kinetických parametrů dolní končetiny při běhu 57

Tab. 7 Popisná statistika vybraných kinetických parametrů dolní končetiny při běhu po rovině 57

SEZNAM PŘÍLOH