

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Vliv použité běžecké obuvi na kinematiku dolních končetin  
a pánve v průběhu oporové fáze běhu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**PhDr. Jitka Malá, Ph.D.**

Vypracoval:

**Bc. Čestmír Novák**

odborný konzultant:

**Mgr. Vladimír Hojka, Ph.D.**

Praha, září 2014

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně, a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce, ani její podstatná část, nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 5. září 2014

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

### Poděkování

Rád bych na tomto místě poděkoval PhDr. Jitce Malé, Ph.D. za řádné vedení práce a Mgr. Vladimíru Hojkovi, Ph.D. za odborné konzultace a pomoc s interpretací dat. Za zapůjčení běžecké obuvi bych rád poděkoval Patriku Kubečkovi z Asics Austria GmbH - organizační složka a Vibram Fivefingers shop v Praze. Dále děkuji své rodině za trpělivou podporu.

## **Abstrakt**

**Název:** Vliv použité běžecké obuvi na kinematiku dolních končetin a pánve v průběhu oporové fáze běhu

### **Cíle práce:**

Cílem této práce je zjistit, zda existuje spojení mezi typem používané běžecké obuvi a změnou kinematiky pánve a kloubů dolních končetin v sagitální rovině.

### **Metodika:**

Laboratorního měření se zúčastnilo 12 aktivně sportujících probandů (6 mužů a 6 žen). Každému z probandů byly na běžícím páse měřeny tři běhy po dobu 20 vteřin, z toho pokaždé v jiných podmínkách: běh naboso, běh v minimalistické obuvi, běh v klasické běžecké obuvi. 3D analýza běhu byla provedena pomocí systému Qualisys (200 Hz). Zpracování výsledků bylo provedeno pomocí programu Qualisys Track Manager. Směrodatná odchylka byla spočítána v programu XLSTAT. Statistické procedury ANOVA a Tukey test byly provedeny v programu OriginPro 8.

### **Výsledky:**

Měření potvrdilo vliv použité běžecké obuvi na kinematiku dolních končetin a pánve při oporové fázi běhu. Jako hlavní se ukázaly změny v kinematice hlezenního kloubu při došlapu, kde docházelo ke zvýšení úhlu hlezenního kloubu při běhu naboso oproti běhu v klasické běžecké obuvi. Analýza kinematických parametrů pánevního pletence ukázala, že nedochází ke změně pohybů pánve při použití různé obuvi. Statisticky významný rozdíl pohybu pánve mezi jednotlivými skupinami nebyl zaznamenán ani u jednoho z probandů. Ke snížení délky trvání oporové fáze došlo při běhu naboso. Statisticky významný rozdíl byl u 5 probandů právě mezi bosonohým během a během v klasické běžecké obuvi.

### **Klíčová slova:**

běh, běžecká obuv, minimalistická obuv, kinematika, pánev, dolní končetiny

## **Summary**

**Title: The influence of running shoes on leg and pelvis kinematics during the stance phase of run**

### **Objectives:**

The main objective of this thesis is to detect whether there exists a connection between the type of shoes used and changes in pelvis and legs kinematics in sagittal plane whilst running.

### **Methodology:**

For a purpose of the thesis research 12 active sportsmen (6 men and 6 women) participated in lab tests. Each of them was running on a tread mill for three time sequences – each counting 20 seconds – with changes in conditions applied as follows: barefoot run, minimalistic shod run, classic shod run. The 3D analysis was analysed using the Qualisys system (200 Hz). Data analytics was executed using the Qualisys Track Manager programme, where a comparative method was applied. Further statistical procedures ANOVA a Tukey test were performed in a programme called OriginPro 8.

### **Key findings:**

The executed lab tests proved influence of running shoes on legs and pelvis kinematics during a stance phase of run. The main changes in kinematics were found in an angle during touchdown, where the angle significantly increased while running barefoot rather than classic shod running. An analysis of pelvis kinematics parameters has proven that there are no changes in pelvis movements while running in different types of shoes. There was no statistical difference found for pelvis movements for any of the participants. The period of stance phase decreased while running barefoot. Statistically significant difference was found for 5 participants while comparing barefoot to classic shot running.

### **Key words:**

Running, running shoes, minimalistic shoes, kinematics, pelvis, legs

# Obsah

1 Úvod .....	10
2 Teoretická východiska.....	11
2.1 Anatomie dolní končetiny .....	11
2.1.1 Noha .....	11
2.1.2 Koleno .....	17
2.1.3 Kyčel .....	20
2.2 Anatomie pánve.....	22
2.2.1 Anatomická stavba pánve.....	22
2.2.2 Pohyby v oblasti pánve .....	23
2.2.3 Patologické postavení pánve .....	23
3 Běh .....	25
3.1 Historie běhu a jeho technika .....	25
3.2 Fáze běžecského kroku .....	27
3.3 Aktivita svalů při běhu .....	29
3.4 Biomechanika běhu.....	31
3.5 Komparatistika odborných studií .....	33
4 Běžecská bota .....	37
4.1 Funkce běžecské obuvi.....	37
4.2 Vývoj běžecské obuvi.....	37
4.3 Struktura klasické běžecské boty .....	40
4.4 Boty použité při měření.....	41
5 Cíle a metodika práce .....	45
5.1 Cíle práce, výzkumné otázky a hypotézy .....	45

5.2 Popis sledovaného souboru .....	45
5.3 Popis sledovaných podmínek a pohybů .....	46
5.4 Laboratorní procedury .....	47
5.4.1 Qualisys .....	47
5.5 Umístění markerů .....	48
5.6 Měření úhly na dolní končetině .....	49
5.7 Problémové situace a jejich řešení .....	51
5.8 Statistická analýza dat .....	51
6 Výsledky .....	52
7 Diskuze .....	76
8 Závěr .....	80
9 Použitá literatura .....	81



Seznam použitých zkratk:

art. – articulatio (kloub)

EMG – elektromyograf

lig. – ligamentum (vaz)

m. – musculus (sval)

mm. – musculii (sval, množné číslo)

OF – oporová fáze

sm. odch. – směrodatná odchylka

st. – stupeň

TD – okamžik došlapu (touch down)

TO – okamžik odrazu (take off)

3D – trojrozměrný

# 1 Úvod

Pro člověka a jeho tělo je běh přirozeným pohybem, který vykonává po staletí své existence. Po řadu let při něm člověk používal pouhou bosou nohu, či jen velice prostou obuv bez jakékoliv výstuže. Moderní sportovní bota, kterou dnešní společnost zná a denně používá, existuje od 70. let 20. století. Avšak trendem poslední dekády je značný návrat k bosonohému běhu, či k běhu v tzv. minimalistické či barefoot obuvi, která noze poskytuje pouze minimální oporu. Je však možné pozorovat, že návrat k přirozenosti se neobejde bez překážek a diskusí jeho výhod či nevýhod, a to je, myslím si, velice zajímavá skutečnost. Právě ta mě společně s mými vlastními běžeckými zkušenostmi přivedla ke zvolenému tématu této práce.

Ve své diplomové práci se zaměřuji na porovnání kinematických parametrů běhu během oporové fáze při použití různé běžecké obuvi a při bosonohém běhu. Většina dosud publikovaných zahraničních studií porovnává změny kinematiky v hlezenním a kolenním kloubu. Avšak cílem této práce je bližší prozkoumání nejen těchto změn, ale i změn ke kterým dochází při použití různého typu obutí v kyčelním kloubu a pánevním pletenci.

Práce je rozdělena do dvou samostatných částí – teoretické a praktické.

Teoretická část se ve svých jednotlivých kapitolách zaměřuje na popis anatomických struktur pánve a dolní končetiny (kapitola druhá), dále na charakteristiku běhu a jeho biomechaniku (kapitola třetí), včetně zmíněné komparativní nej důležitějších zahraničních studií, které se ve svých výzkumech zabývají porovnáním kinematických parametrů běhu při použití různé běžecké obuvi. Část teoretickou uzavírá kapitola čtvrtá, která je věnována vývoji a struktuře běžecké boty.

Praktická část diplomové práce obsahuje metodiku výzkumu a výsledky 6-ti případových studií.

## 2 Teoretická východiska

### 2.1 Anatomie dolní končetiny

#### 2.1.1 Noha

V této samostatné kapitole se zabývám podrobněji nohou a její anatomickou stavbou – popisuji její kosti, svaly a klouby. Z anatomického pohledu rozumíme nohou část dolní končetiny, která je od hlezenního kloubu distálně dál.

**Kostra nohy** se skládá z několika skupin:

- a. kosti zánártní;
- b. kosti nártní;
- c. články prstů;
- d. sezamské kůstky.

Kostí zánártních je sedm, tvoří **tarsus**, mají nepravidelný tvar a jsou to: **talus**, kost hlezenní, která se v proximální části se ploškou trochlea tali vkládá do vidlice kostí bérceových; dále **calcaneus**, kost patní, zdola skloubená s talem, posunutá k fibule, distálně spojena s os cuboideum. Je to nejmohutnější zánártní kost, na jejímž zadním okraji se na tuber calcanei upíná šlacha m. triceps surae, Achillova šlacha. Na této kosti ve stoji, při chůzi a běhu částečně spočívá váha těla. Mezi další zánártní kosti patří **os naviculare**, kost loďkovitá, spojená vpředu s talem; **ossa cuneiformia** (mediale, intermedium et laterale), 3 kosti klínové, zepředu skloubeny s os naviculare; **os cuboideum**, kost krychlová, která je skloubená zepředu s kostí patní.

Kostí nártních, **ossa metatarsalia**, zkráceně označovaných jako I. – V. metatars, je pět. Společně tvoří část skeletu nohy zvanou **metatarsus** – nárt. Proximální části – baze, jsou skloubeny s příslušnou kostí tarsu.

Kosti prstů, čili **phalanges**, jsou na I. – IV. prstu tři: **phalanx proximalis**, **phalanx media** a **phalanx distalis**. Na palci jsou články pouze dva, nemá phalanx media.

Sezamské kůstky nohy jsou drobné oválné kůstky zanořené v úponových šlachách krátkých svalů palce. Vyskytují se zpravidla ve dvojici u metatarsofalangeálního kloubu

palce a pod metatarsofalangeálním kloubem II. a V. prstu, někdy i u III. a IV. prstu (Čihák, 2011).

**Klouby nohy** zahrnují několik skloubení, řadíme mezi ně **Art. talocruralis**, horní zánártní kloub, čili kloub hlezenní. Jedná se o složený kloub, jehož hlavici tvoří talus, jamku vytváří vidlice tvořená tibií a fibulou. Kloubní pouzdro je zesíleno lig. collaterale mediale (pro svůj tvar je nazýváno též lig. deltoideum) et laterale, která se vějířovitě rozbíhají od kotníků na talus, calcaneus a os naviculare.

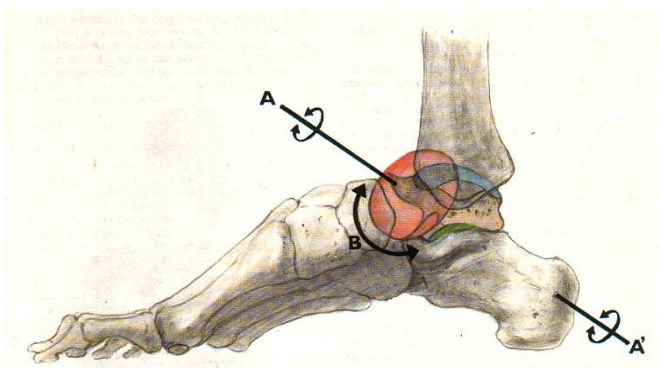
Základní postavení, které je shodné se středním postavením, zaujímá kloub při normálním stoji. Pohyb v něm se děje v sagitální rovině – plantární flexe v rozsahu 30 – 35° a dorzální flexe 20 – 25° Jako **dolní kloub hlezenní** označujeme skloubení talu s ostatními kostmi, které umožňuje šikmé naklánění skeletu nohy vůči talu. Toto skloubení má dva oddíly:

1. **Art. subtalaris** (talocalcanea); Jedná se o samostatný kloub pro spojení talu a calcaneu, zesilujícími vazy jsou lig. talocalcaneare posterius, mediale, laterale a lig. talocalcaneare interosseum.
2. **Art. talocalcaneonavicularis**; Jde o kloub mezi calcaneem, talem a os naviculare. K tomuto komplexu je ještě laterálně připojen **Art. calcaneocuboidea**, což je skloubení mezi calcaneem a os cuboidea.

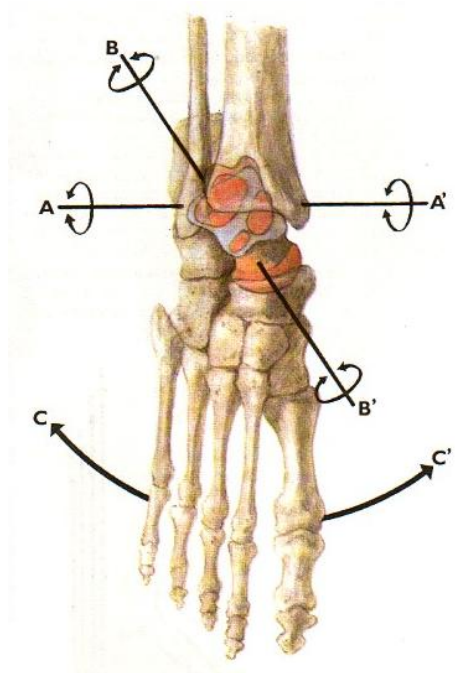
Skloubení talu s os naviculare a calcaneu s os cuboideum tvoří kloubní linii, kterou nazýváme **Chopartův kloub**, čili příčný zánártní kloub. Z kineziologického hlediska je považován za funkční jednotku, která funguje v úzké spolupráci s dalšími klouby nohy (Vařeka, 2009).

Skloubení dolního hlezenního kloubu zpevňují předozadně probíhající vazy na dorsální a plantární straně. Zpevňující vazy dolního zánártního kloubu jsou lig. talonaviculare, lig. calcaneonaviculare, lig. calcaneocuboideum a z plantární strany pak lig. calcaneonaviculare plantare a lig. calcaneocuboideum plantare.

**Pohyby** v dolním hlezenním kloubu jsou kombinované a dějí se okolo šikmé osy, která jde od zadní zevní strany calcaneu šikmo dopředu a nahoru na dorzální stranu vnitřního okraje talu, a nad os naviculare (viz Obrázek č. 1, č. 2). Jde o **inversi** nohy, která sdružuje plantární flexi s addukcí a se supinací nohy, a **eversi**, která sdružuje dorsální flexi s abdukci a pronací nohy.



**Obrázek č. 1:** Pohyby v hlezenním kloubu – pohled ze strany (Čihák, 2011)



**Obrázek č. 2:** Pohyby v hlezenním kloubu – pohled seshora (Čihák, 2011)

Další klouby nohy jsou méně pohyblivé, tzv. amfiartrózy. Jejich pevné vazy však rozhodují o stabilitě, pevnosti a pružnosti nohy a klenby nožní. Mezi amfiartrózy řadíme **Art. cuneonavicularis** – spojuje tři ossa cuneiformia, os naviculare a os cuboideum,

účastní se pérovacích pohybů v tarsu a v malé míře doprovází inversi a eversi nohy. **Art. tarsometatarsales** jsou tři kloubní štěrby mezi distální řadou ossa tarsi a bazemi ossa metatarsi. **Art. intermetatarsales** spojují boční plochy bazí sousedních metatarsálních kostí.

Tarsometatarsální artikulace tvoří příčnou kloubní linii, kterou nazýváme **Lisfrankův kloub**, ten je zapojen do pérovacích pohybů nohy. Jeho funkcí jsou malé pasivní pohyby při změně zátěže nohy. IV. a V. metatars jsou přitom pohyblivější než ostatní, proto se zevní okraj nohy lépe přizpůsobuje podložce. Zpevňujícími vazy Lisfrankova kloubu jsou lig. tarsometatarsalia dorsalia, plantaria et interossea, ty jsou významné především pro udržení podélné klenby nohy a lig. metatarsalia dorsalia, plantaria et interossea, které posilují příčný systém.

Liniemi, které Chopartův a Lisfrankův kloub tvoří, je noha rozdělena na tři funkční oddíly. Toto rozdělení zde zmiňuji z důvodu změny techniky došlapu při použití různé běžecké obuvi. Jedná se tedy o:

1. zadonoží;
2. středonoží;
3. přednoží.

**Zadonoží** je tvořeno dvěma tarsálními kostmi (calcaneus, talus). **Středonoží** je tvořeno pěti tarsálními kostmi (os naviculare, os cuboideum, 3 ossa cuneiformia). **Přednoží** je tvořeno metatarsy a fálangy.

Na distální části nohy pak nacházíme **Art. metatarsophalangeae**, což je spojení hlavic metatarsálních kostí s jamkami na proximálních člácích prstů. Vazivový aparát tvoří lig. collateralia, lig. plantaria fibrocartilago plantaris a lig. metatarsale transversum profundum. Spojení mezi jednotlivými články prstů zajišťují **Art. interphalangeae pedis**. Jedná se o kladkové klouby, přičemž jejich ligamentozní aparát je shodný s předchozím. Při stoji jsou články prstů postaveny tak, že tvoří podélné, dorsálně konvexní oblouky.

Mezi opěrnými body na noze jsou vytvořeny dva systémy kleneb – příčná a podélná. Klenba nohy chrání měkké části chodidla a podmiňuje pružnost nohy. **Podélná klenba** je vyšší na tibiální straně a udržují ji vazy plantární strany nohy, z nichž nejdůležitější je lig. plantare longum a svaly m. tibialis posterior, m. flexor digitorum

longus, m. flexor hallucis longus a povrchové krátké svaly planty, apo neurosis plantaris a šlašitý třmen m. tibialis anterior. **Příčná klenba** je nejvýraznější v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Na udržení příčné klenby se podílí napříč probíhající systémy vazů na plantární straně nohy a šlašitý třmen, kterým ji společně podchycují m. tibialis anterior a m. fibularis longus.

V klidném stoji je váha těla na noze rozložena na tuber calcanei, vpředu na hlavici I. metatarsu – a to až jednou třetinou zatížení, a na hlavici II. metatarsu. Zátěž na hlavice ostatních metatarsálních kostí k zevní straně nohy postupně ubývá.

**Svalstvo** zajišťující funkci nohy je lokalizováno jednak v oblasti bérce, kde nacházíme dlouhé zevní svaly a v oblasti vlastní nohy, kde se nachází krátké vnitřní svaly. **Svalstvo v oblasti bérce** je rozděleno do tří skupin:

1. **dorzální** – svaly, které se funkčně uplatňují na dorzální flexi, extenzory prstců nohy a supinátory nohy; řadíme mezi ně m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus a m. extenzor hallucis longus
2. **laterální** – svaly, které umožňují pronaci nohy a pomáhají i plantární flexi nohy a abdukci nohy; řadíme mezi ně m. fibularis longus a m. fibularis brevis (mm. peroneii)
3. **ventrální** – jedná se o nejpočetnější skupinu svalů bérce. Tyto svaly vykonávají především plantární flexi. Řadíme mezi ně m. triceps surae – provádí plantární flexi, pomáhá při supinaci nohy a tak udržuje podélnou klenbu, zvedá tělo při chůzi, udržuje správnou pozici bérce vůči noze; m. gastrocnemius – je zodpovědný za odvíjení planty při chůzi (propulze chůze); m. soleus – provádí plantární flexi nohy; m. flexor hallucis longus – provádí plantární flexi palce, pomáhá při plantární flexi nohy a inverzi nohy, při chůzi přitlačuje palec k podložce a má důležitou úlohu při odvíjení nohy od podložky; m. tibialis posterior – provádí supinaci nohy a plantární flexi nohy; m. flexor digitorum longus – provádí flexi II. – V. prstu, pomáhá plantární flexi a inverzi nohy, tiskne prsty k podložce při odvíjení nohy při chůzi.

**Svalstvo v oblasti nohy** dělíme do dvou skupin:

**Svaly na hřbetu nohy** jsou m. extenzor hallucis brevis a m. extenzor digitorum brevis – provádí extenzi metatarsofalangových a interfalangových kloubů palce a II. – IV. prstu.

Mezi **svaly v plantě** patří m. abduktor hallucis, který provádí abdukci palce a pomáhá udržovat podélnou klenbu nohy; m. flexor hallucis brevis – provádí flexi palce v metatarsoflangovém kloubu; m. adduktor hallucis – provádí addukci palce; m. flexor digitorum brevis – provádí flexi interfalangových kloubů II. – V. prstu a přitlačuje prsty k podložce při chůzi; m. quadratus plantae – pomáhá při flexi distálních článků prstů; mm. dorsales – rozevírají vějíř prstů; m. flexor digiti minimi brevis – provádí flexi V. prstu a konečně m. opponens digiti minimi – provádí addukci V. metatarsu a táhne jej plantárně.

Krátké svaly nohy pomáhají při chůzi, odvíjejí chodidlo a umožňují pružnou chůzi. Svou statickou složkou se uplatňují při udržování rovnováhy.

**Plantární aponeuróza** je vazivová vrstva, srostlá s povrchem m. flexor digitorum brevis a pevně zabudovaná do podkoží chodidla. Od tuber calcanei jde v podélných snopcích ke všem pěti prstům (Čihák, 2011).



### 2.1.2 Koleno

**Kloub kolenní** je největší a nejsložitější kloub v lidském těle, artikulují v něm **femur, tibia** a **patella**. Hlavici kloubní tvoří kondyly femuru, zevní a vnitřní kondyl jsou spojeny prohlbím, ve kterém klouže česka. Jamku kloubní tvoří hlavice tibia. Kondyly femuru jsou zakřiveny jak v sagitální, tak ve frontální rovině – toto zakřivení vyrovnávají destičky z vazivové chrupavky – menisky. Vnitřní meniscus – **meniscus medialis** je oválný a více otevřený, zevní meniscus – **meniscus lateralis** má tvar kruhu, je menší a uzavřenější. Patella je přiložena k přední ploše femuru.

Kloubní pouzdro je rozsáhlé, vynechává epikondyly femuru, a je zesíleno četnými vazy:

**1. ligamenta kloubního pouzdra** – vpředu lig. patellae a retinaculum patellae mediale et laterale. Po stranách: lig. collaterale tibiale, lig. colaterale fibulare. Postranní vazy zajišťují stabilitu kolene při extenzi, kdy jsou maximálně napnuty. Během flexe se uvolňují a umožňují tak rotaci v kloubu kolenním. Vzadu: lig. popliteum obliquum – je to část úponové šlachy m. semimembranosus, lig. popliteum arcuatum.

**2. nitrokloubní vazy** – lig. cruciata genus anterior et posterior – spojují femur s tibií, zajišťují pevnost kolena, zejména při flexi, kdy se napínají. Omezují také vnitřní rotaci, neboť se na sebe navíjejí a brání tak jejímu většímu rozsahu. Lig. transversum genus – propojuje vpředu napříč menisky, lig. meniscofemorale posterior et anterior. Z četných burs uložených v okolí kolenního kloubu mají největší význam bursy uložené pod česku, např. bursa suprapatellaris, bursa subcutanea infrapatellaris.

**Pohyby kolenního kloubu** plní dva protichůdné požadavky. Umožňují mobilitu za současného udržení stability, proto je kolenní kloub složitý a komplikovaný.

Základní postavení kolenního kloubu je plná extenze, kdy femur, tibia a menisky na sebe pevně naléhají. Při tomto postavení podélná osa femuru svírá s podélnou osou tibia tupý úhel zevně otevřený 170 – 175°, to je tzv. fyziologický abdukční úhel. Při extenzi jsou napnuty postranní vazy a všechny útvary na zadní straně kloubu. Tento stav se označuje jako **uzamknuté koleno** (Čihák, 2011).

Hlavním pohybem v kolenním kloubu je **flexe** a zpětná extenze. Jedná se o kombinovaný pohyb a probíhá takto:

1. Na začátku flexe – v prvních 5° pohybu, dochází k mírné zevní rotaci – tibiie se točí dovnitř, tím se uvolní lig. cruciatum anterius – tento pohyb se označuje jako **odemknutí kolena**. Velmi mírná rotace doprovází pohyb do 30° flexe.
2. Valivý pohyb – kondyly femuru se valí po plochách tvořených tibií a menisky.
3. Posuvný pohyb dokončuje flexi – menisky spolu s kondyly se posunují po tibií dozadu.

Při **extenzi** probíhá celý děj opačně, končí rotací tibiie zevně (opačně než na počátku flexe), která znovu kloub uzamkne. Pohyb kolena při flexi zajišťují zkřížené vazy, které brání nežádoucím posuvným pohybům. Rozsah flexe je 130 – 160°, z toho však aktivně lze provést flexi do 140°, zbývajících 20° lze provést pasivně, např. při dřepu, kdy hmotnost těla stlačí svalovou hmotu stehna a lýtka. Extenze může po dosažení základního postavení, uzamknutí kloubu, pokračovat ještě asi 5° – do tzv. hyperextenze. Kloub v maximální extenzi zajišťuje tah kolaterálních vazů.

**Rotace** kolem podélné osy jsou v kolenním kloubu možné jen během flexe – kdy je kloub odemknutý, probíhají v meniskotibiálním skloubení se současným posunem menisků. Vnitřní rotace je možná 5 – 10°, zevní rotace 30 – 40° Při násilných rotacích je více postižen méně pohyblivý meniscus medialis, cca v 95%.

**Patella** se při flexi posunuje distálně, při extenzi proximálně. Má nejsilnější chrupavku ze všech kostí v lidském těle. Femoropatelární kloub je při chůzi zatížen asi polovinou tělesné hmotnosti, ale při běhu, skákání a chůzi do schodů až šestinásobně (Gross, 2005).

**Střední postavení** kolenního kloubu je ve flexi 20 – 30°

Kolenní kloub umožňuje přizpůsobovat délku končetiny potřebám lokomoce, měnit vzdálenost trupu od terénu, po kterém se pohybujeme. **Funkce svalů** a jejich uspořádání kolem kolena je podstatně jednodušší než kolem kyčelního kloubu, avšak sám kolenní kloub je funkčně složitější.

Svaly dělíme na dvě skupiny ve shodě s hlavními pohyby v kolenním kloubu. Na přední straně stehna je skupina **extenzorů** kolena: m. quadriceps femoris – nejmohutnější sval v těle – jako jediný udržuje extendovaný kolenní kloub proti hmotnosti celého těla, tvoří ho m. vastus medialis, m. vastus intermedius, m. vastus lateralis a m. rectus femoris (ten se uplatňuje také při flexi kyčelního kloubu). Spojují se nad patellou a končí jako lig. patellae na tuberositas tibiae.

**Flexory** kolenního kloubu jsou uloženy na zadní ploše stehna, jsou označovány jako ischiokrurální svalstvo: m. biceps femoris – provádí flexi a zevní rotaci v kloubu kolenním (zároveň extenzi v kyčelním kloubu); m. semitendinosus – provádí flexi a vnitřní rotaci v kloubu kolenním (zároveň extenzi v kyčelním kloubu); m. semimembranosus – provádí flexi a vnitřní rotaci v kloubu kolenním (zároveň extenzi v kyčelním kloubu); m. popliteus – provádí vnitřní rotaci bérce při flektovaném kolenu a flexi v kloubu kolenním, m. sartorius – podílí se na flexi v kolenním kloubu a flexi spojenou s vnitřní rotací bérce.

Extenzory mají téměř třikrát větší sílu než flexory. Je to výsledek vzpřímeného stoje a mechanismu chůze (Janda, 2004).

Obě svalové skupiny jsou dvoukloubové, proto m. rectus femoris extenduje koleno a flektuje kyčel, a flexory flektují koleno a extendují kyčel. Jejich funkce by se měly vzájemně rušit, přesto se podporují a dochází ke vzpřímení. Tento fenomén se nazývá *Lombardův paradox*. Kokontrakce agonistů s antagonisty je důležitým stabilizačním mechanismem (Véle, 2006).

### 2.1.3 Kyčel

Z anatomického pohledu je kyčelní kloub **art. coxae**, omezeným kulovitým kloubem, který spojuje stehenní kost (respektive volnou dolní končetinu) s pletencem dolní končetiny. Kloubní plochy kyčelního kloubu tvoří jamka kyčelní kosti a hlavice femuru. Jamka kyčelního kloubu má tvar duté polokoule, na jejímž vzniku se podílejí všechny tři pánevní kosti (Dylevský, 2009).

Jamku kloubní tvoří acetabulum na os coxae s chrupavčítým lemem: labrum acetabuli. Hlavici kloubní je část caput femoris o průměru kolem 4,5 cm s kloubní chrupavkou, zaujímá tři čtvrtiny povrchu koule (Čihák, 2011).

Kloubní pouzdro, které začíná při okrajích acetabula, se upíná na collum femoris vzadu, vpředu pak na linea intertrochanterica. Kloubní pouzdro je zesíleno kloubními vazy: lig. iliofemorale, které svým průběhem a pevností ukončuje extenzi v kyčelním kloubu, jde o nejsilnější vaz v těle vůbec; lig. pubofemorale – omezuje abdukci a zevní rotaci v kloubu; lig. ischiofemorale – omezuje addukci a vnitřní rotaci v kloubu; zona orbicularis – vytváří vazivový prstenec (Čihák, 2011).

Podle Kapandjiho (1987) je funkce kyčelního kloubu jak dynamická, tak statická. V rámci dynamiky dochází k pohybu dolní končetiny vůči pánvi a trupu, plní nosnou funkci, při poruchách rozvíjení páteře umožňuje flexi trupu, balančními pohyby přispívá k udržení rovnováhy. V rámci statiky kyčelní kloub zajišťuje optimální přenos sil z trupu na dolní končetinu, kdy se váha těla přenáší z hlavice femuru na diafýzu pomocí ramene páky krčku femuru.

Dále je třeba jmenovat **pohyby**, ke kterým v kyčelním kloubu dochází. Kyčelní kloub kromě pohybu dolní končetiny nese také trup a přispívá k udržení jeho rovnováhy, která je vázána na sklon pánve. Vlastní pohyby kyčelního kloubu jsou otáčivé pohyby hlavice v jamce, které jsou krčkem femuru, postaveným v úhlu 125° vůči corpus femoris, převáděny v úhlovité pohyby těla femuru (Čihák, 2011). Aktivní flexe je menšího rozsahu než flexe pasivní. Rozsah flexe je závislý na postavení kolenního kloubu. Při extendovaném koleni je aktivní rozsah pohybu 90° a při flektovaném koleni je aktivní rozsah pohybu 120° a více, pasivní rozsah je až 140°. Flexe v kyčelním kloubu je spojená s posteriorním klopením pánve a oploštěním bederní lordózy. Extenze je omezená tenzí lig. iliofemorale. Při

extendovaném kolenním kloubu je aktivní extenze v kyčli (20°) větší, než při flektovaném kolenu, kdy jsou insuficientní flexory kolene. Rozsah pasivní extenze je v rozsahu 20 – 30° Extenze v kyčelním kloubu je spojená s anteriorním klopením pánve a zvýrazněním bederní lordózy. Kolem osy anteroposteriorní dochází k abdukci a addukci. Abdukce v jednom kyčelním kloubu je automaticky následována abdukci v kyčelním kloubu druhém. Maximum rozsahu mezi oběma dolními končetinami je 90° Rozsah pohybu do abdukce je kontrolován kontaktem krčku femuru a okrajem acetabula. Většinou však dříve pohyb omezí adduktory kyčelního kloubu, lig. iliofemorale a lig. pubofemorale. Rozsah addukce je 30° Kolem osy vertikální dochází k zevní rotaci 60° a vnitřní rotaci 30 – 40° Rozsah rotace závisí na velikosti úhlu antevertze krčku femuru. U dětí je větší úhel antevertze, tedy větší vnitřní rotace (Kapandji, 1987).

**Svalstvo kyčelního kloubu** můžeme rozdělit na pět skupin: flexory na ventrální, extenzory na dorzální, adduktory na vnitřní a abduktory na vnější ploše kyčelního kloubu. Rotátory kloub křížují.

**Flexi** provádějí svaly uložené na přední straně kloubu. Nejdůležitější je m. iliopsoas, dále pak m. pectineus, m. adduktor longus et brevis, m. sartorius, m. tenzor fasciae latae, m. rectus femoris.

Hlavním **extenzorem** je m. gluteus maximus, zadní snopce m. gluteus medius et minimus, m. biceps femoris, m. semitendinosus et m. semimembranosus a část m. adduktor magnus, začínající na tuber ischiadica.

**Abdukci** v kyčelním kloubu provádí m. gluteus medius et minimus, m. piriformis, m. tenzor fasciae latae a m. sartorius. Hlavní funkcí abduktorů je udržet pánev horizontálně když se při chůzi přenáší hmotnost celého těla na jednu končetinu.

**Addukci** provádí skupina adduktorů, zejména m. adduktor brevis et longus, m. adduktor magnus.

**Zevní rotaci** provádí skupina na zadní straně kyčelního kloubu m. sartorius, m. iliopsoas, m. gluteus maximus.

**Vnitřní rotaci** provádí přední část m. gluteus medius et minimus a m. tenzor fasciae latae (Fleischmann, 1981).

## 2.2 Anatomie pánve

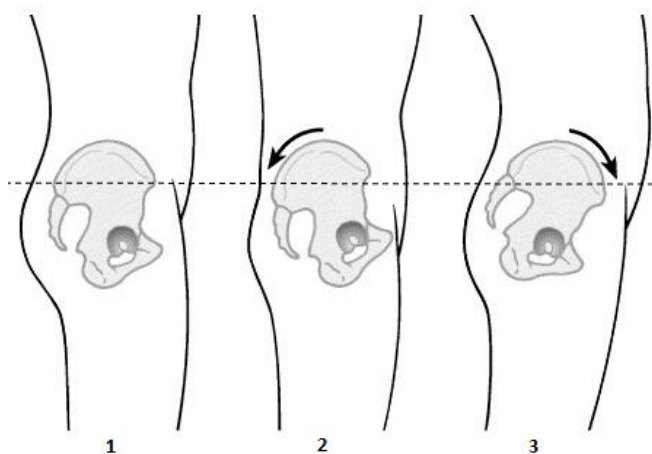
### 2.2.1 Anatomická stavba pánve

Pánev jako celek se stavebně a dle anatomického popisu skládá ze čtyř kostí – ze dvou kostí pánevních, z kosti křížové a z kostrče. Z funkčního hlediska však nemůžeme pánev takto jednoduše z těla vyjmout. Pánev je u člověka jakýmsi podstavcem, na kterém stojí celý osový orgán (páteř, hrudník, lebka), a proto tvoří po funkční stránce převodník zátěže mezi osovým orgánem a dolními končetinami, které z pánve odstupují pomocí kyčelních kloubů (Tichý, 2006; Véle, 2006).

Pánev dohromady s páteří tvoří funkční jednotku. Z pohledu funkční anatomie tedy přiřazujeme pánev k páteři (Dylevský, 2009).

Ve stoji je pánev nakloněna směrem ventrálním. Normální nastavení pánve je takové, při kterém je u vzpřímeně stojícího člověka rovina vchodu pánevního dna (rovina proložena promontoriem, linea terminalis obou pánevních kostí a horním okrajem spony stydky) sklopena k horizontální rovině pod úhlem  $60^\circ$ . Při tomto postavení jsou ve stejné výšce přední a zadní trny kyčelních kostí (viz Obrázek č. 3). Všechny čtyři trny jsou tedy stejně vysoko, v jedné horizontální rovině (Tichý, 2006).

Pánevní pletenec spojují sakroiliakální kloub, symphysis pubica a ligamenta pánve – lig. inguinale, lig. sacrospinale, lig. sacrotuberale (Dylevský, 2009).



**Obrázek č. 3: Postavení pánevního pletence** 1– střední postavení pánve, 2 – retroverze pánve, 3 – anteverze pánve (URL1)

### 2.2.2 Pohyby v oblasti pánve

V **sagitální rovině** dochází v oblasti pánve k anteverzi a retroverzi. Během anteverze se symfýza pohybuje kaudálně a zvětšuje se bederní lordóza. Na tomto pohybu se účastní m. iliopsoas, m. adductor longus et brevis a m. rectus femoris. Při retroverzi pánve je to obráceně, kdy za účasti m. rectus abdominis jde symfýza kraniálně. Pánev se v tomto případě klopí dorzálně díky aktivitě m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. gluteus maximus a části m. gluteus medius. V tomto případě se bederní lordóza zmenšuje.

V **rovině frontální** dochází k zešíkmení pánve. Zvyšuje se tak levý nebo pravý pánevní okraj vlivem společné aktivity m. gluteus medius a adduktorů kyčelního kloubu. Na zešíkmení pánve má rovněž vliv délka končetin a tvar nožní klenby.

V **horizontální rovině** během chůze probíhá rotace pánve kolem vertikální osy. Rotace je výsledkem funkce svalstva dolních končetin, pletence pánevního a pletence hrudního. Torze pánve vzniká tím, že se obě pánevní kosti protisměrně rotují, takže spojnice zadních a předních iliackých spin nejsou rovnoběžné. Toto je umožněno malým pohybem nutačního charakteru v sakroiliakálních kloubech (Kapandji, 1987; Véle, 2006).

### 2.2.3 Patologické postavení pánve

Typů patologického postavení je rozlišeno několik. Patří mezi ně:

#### 1. **Retroverze pánve** (Obrázek č. 3) – nadměrný sklon pánve vzad

Jedná se o postižení v sagitální rovině, nejčastěji způsobené svalovou dysbalancí spojenou s hyperaktivitou extenzorů kyčlí, zkrácením flexorů kolene a oslabením dolních extenzorů zad. Tah zkrácených flexorů kolena za pánev vede k zadnímu překlopení pánve a současné flexi bederní páteře. Následkem toho je potlačena fyziologická bederní lordóza, což negativně ovlivňuje celkovou stabilitu páteře.

#### 2. **Anteverze pánve** (Obrázek č. 3) – nadměrný sklon pánve vpřed

Jedná se o opačné postižení v sagitální rovině, které je určováno vztahem mezi zkrácenými paravertebrálními svaly, oslabenými břišními svaly, zkrácením jednoho nebo všech flexorů kyčelního kloubu a oslabením m. gluteus maximus. Změny mohou být ve všech daných skupinách, nebo jen v některých.

### 3. **Zešikmení pánve** – oblikvita pánve

Při této deformitě dochází ke sklopení pánve ve frontální rovině. Toto zešikmení bývá způsobeno nerovnovážným postavením trupu, skoliózou, kyčelní dislokací či postižením svalového tonu – např. kontraktura adduktorů kyčle a oslabení abduktorů kyčle. Velmi často dochází ke kombinaci se skoliózou. U dlouhých thorakolumbálních jednostranných křivek bývá tato oblikvita součástí křivky.

### 4. **Rotace pánve**

Jde o deformitu pánve v transverzální rovině. Často bývá spojena se skoliotickou deformitou a navazuje na rotaci obratlových těl. Pokud je přítomna dislokace kyčle, pak je pánev obvykle rotována dozadu na straně dislokace.

### 5. **Laterální posun pánve**

Jde o vadný posun pánve ve frontální rovině. Dochází k němu z různých příčin, mezi něž řadíme funkční abnormality páteře, sakroiliakální blokádu, strukturální skoliózu nebo oslabení abduktorů kyčelního kloubu např. při počínající artróze (Repko, 2008).



## 3 Běh

### 3.1 Historie běhu a jeho technika

Lze jednoduše konstatovat, že běhat umí každý.

„Běh a jeho technika je člověku vlastně vrozená“. (Wöllzenmüller, 2006)

Pro člověka jde o přirozený pohyb, neboť už v pravěku byl běh pro člověka důležitým životním projevem. Užíval jej při lovu, v boji a na běžeckých schopnostech závisel často i jeho život. Naši dávní předkové byli někdy nuceni překonávat i desítky kilometrů denně. Běžec, jako posel, byl také dlouhou dobu jediným možným prostředkem pro předávání zpráv na delší vzdálenosti. Je známo, že v antice byli řečtí mladíci od dětství trénováni jako vojenští kurýři či poštovní poslové, a běhali s lukem či kopím. Jedním z těchto běžců byl i známý Philippides, jenž r. 490 př.n.l. zemřel po uběhnutí vzdálenosti z Marathonu do Atén (po bitvě u Marathonu). Ten samý běžec uběhl take trasu z Atén do Sparty (218 km) za méně než dva dny (Tvrzník et al., 2006).

S prvními sportovními formami běhu se setkáváme u prvních kultur a lze tvrdit, že pro lidstvo je běh opravdu nejstarším sportem vůbec. Běžecké závody se na panovnických dvorech pořádaly již ve starověkém Egyptě a běžecké výkony byly značně ceněny i ve starověkém Řecku. Roku 776 př.n.l. se konaly první olympijské hry, kde se soutěžilo nejprve v běhu na jeden stadión (192,5 m), později na dva stadióny (diaulos), ve středních a dlouhých tratích (dolichos – 7 – 24 stadií). Běhalo se naboso po písčité dráze (Galloway, 2007).

Ve středověku se pak běh jako soutěž udržel jen jako součást jiných aktivit v lidových hrách. Až v novověku lze mluvit o vzkříšení kultury běžeckého pohybu. Kolébkou jeho sportovního pojetí je Anglie. V řadách šlechty se vytvořily kroužky pěstující amatérský běh, u nás se obdobou staly kolem r. 1880 skupiny tzv. běhounů. V této době v Evropě vznikají první atletické kluby a národní federace. Důležité je zmínit, že právě tehdy atletika a běh opět více pronikají do osnov školní tělesné výchovy (Tvrzník et al., 2006).

Co se týká techniky běhu, atleti si během vývoje celé „disciplíny“ vytvořili určitá pravidla běhu. Se systematickým nácvikem techniky běhu se začalo až po 1. světové válce.

Velmi důkladně studovali techniku běhu hlavně Američané a Němci. V první polovině 20. století vzniklo také několik běžeckých škol zaměřených spíše na střední a dlouhé tratě. V této době se začaly objevovat rozdíly v názorech, které se týkaly důležitosti frekvence pohybu či délky kroku, práce paží, náklonu trupu vpřed, zvedání kolen apod. Tyto rozpory pramenily z neznalosti biomechanických základů. Teprve aplikací biomechaniky na sportovní pohyb byla vysvětlena správná technika běhu a tím také vhodný poměr mezi frekvencí a délkou kroku (Galloway, 2007)

### 3.2 Fáze běžeckého kroku

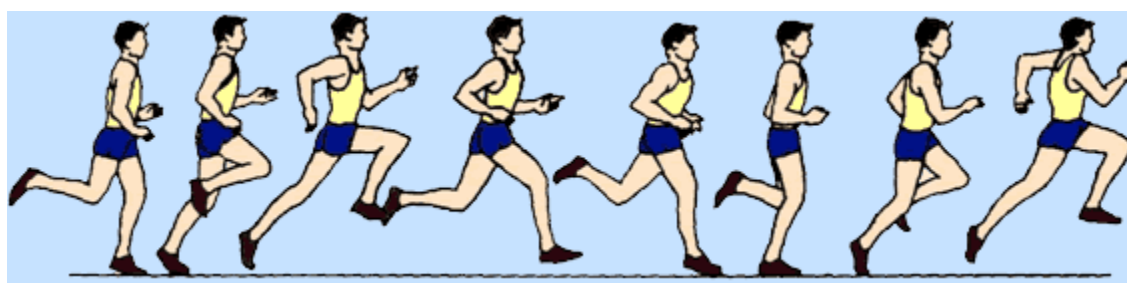
Jak bylo již několikrát zmíněno, běh patří k přirozeným prototypům pohybových aktivit člověka. Na jeho realizaci se podílí jednak centrální nervový systém zděděnými a naučenými pohybovými programy, a také pohybový aparát činností kloubů a kosterních svalů (Maršáková, 2005). U běhu v porovnání s chůzí dochází k momentu, kdy ani jedna z končetin není v kontaktu s podložkou, tato fáze se nazývá letová. Chůzi lze naopak charakterizovat fází dvojí opory, kterou u běhu nenajdeme (Nosek, Valter, 2010). Již mnoho autorů se zabývalo popisem techniky běhu, a ačkoliv postupem času docházelo k různým modifikacím běžecké techniky, většina autorů běžecký cyklus popisuje podobným způsobem. Běh je většinou rozdělován na několik fází. Rozlišujeme tři fáze běžeckého kroku: amortizační (dokroková), hnací (odrazová) a letovou (Kučera a Truksa, 2003; Kněnický et al., 1974; Formánek et al., 2003).

**Amortizační (dokroková) fáze** začíná prvním kontaktem chodidla s podložkou a končí v momentu vertikály. Ten nastává, když se těžiště těla nachází nad stojnou dolní končetinou. V této fázi je těžiště těla běžce v nejnižší poloze z celého cyklu. Došlap je na vnější stranu přední části chodidla, na střední část chodidla, nebo na patu. Tělo žene kupředu setrvačná síla, přičemž poloha trupu je stále vzpřímená. Následně oporová noha přechází na celé chodidlo a provádí výraznější flexi. Druhá dolní končetina (švihová) jde stehem vpřed, je flektována v kolenním kloubu, a bérce je složen pod stehno (Kněnický et al., 1974). Pohybu nohou odpovídá pohyb paží, který je opačného směru. Paže se pohybují podle těla, flexi v kyčelním kloubu odpovídá na stejné straně extenze v ramenním kloubu. Úhel v lokti se vpředu mírně přivírá, vzadu otevírá. Vytáčením ramenní osy proti rotaci osy pánevní se dostává přední ruka s předloktím mírně dovnitř, a snižují tak horizontální výkyvy těžiště (Formánek et al., 2003).

**Hnací (odrazová) fáze** začíná v momentu vertikály a končí odrazem nohy od podložky. Tato fáze je charakteristická zrychlením pohybu těžiště těla. Oporová noha provádí extenzi v kyčelním a kolenním kloubu, hlezno přechází do plantární flexe. Koleno švihové nohy se zvedá vpřed a bérce se rozvíjí kývnutím dopředu. Rychlost běhu je závislá na síle odrazu (Kněnický et al., 1974).

**Letová fáze běžeckého kroku** začíná ve chvíli, kdy odrazová noha opustí podložku a trvá do prvního kontaktu s podložkou švihové dolní končetiny. Fáze letu je výsledkem odrazu, tělo se pohybuje setrvačností (Velé, 2006). Po opuštění podložky se odrazová noha v zadní letové fázi ohýbá v kolenním kloubu a bérce se skládá pod stehno. Švihová noha v přední letové fázi se v kolenním kloubu natahuje a pohybem bérce se připravuje na dokrok. Rozhodujícím prvkem v druhé letové fázi je aktivní klesání stehna vedoucí nohy, která zajišťuje dokrok a zmenšuje brzdící síly (Kučera a Truksa, 2003). Dochází k energickému pohybu bérce přední – švihové dolní končetiny vpřed, s následným aktivním došlápnutím na podložku. Odrazová dolní končetina se začíná přes pokrčené koleno skládat pod hýždě (Kněnický et al., 1974).

Níže vložený kilogram (Obrázek č. 4.) tyto fáze znázorňuje:

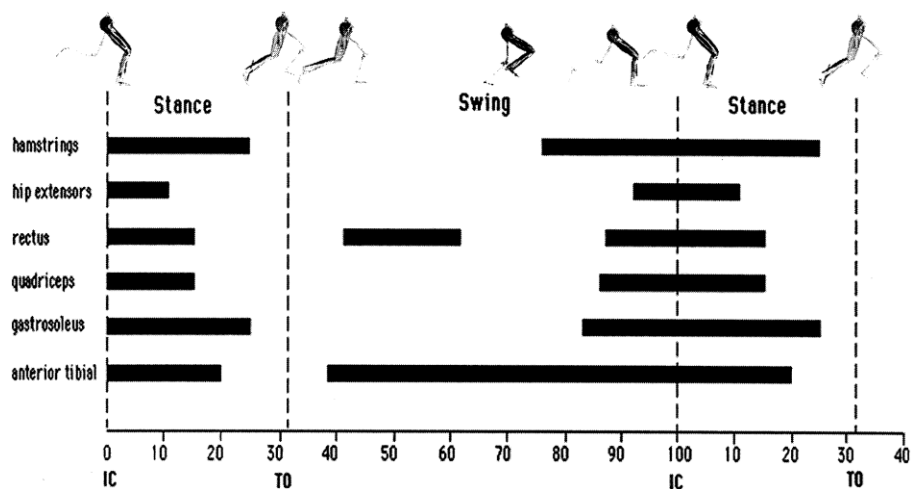


**Obrázek č. 4:** Kinogram běžeckého kroku (URL2)

### 3.3 Aktivita svalů při běhu

Komplexní struktura celé dolní končetiny a její mechanika by měla být oceněna především při běhu. Svaly, šlachy, vazy, kosti a klouby pracují dohromady na rozložení a usměrnění rotačních, úhlových a tlakových sil, které nastávají během běžecského kroku. Svaly jsou důležité, protože jsou iniciátorem pohybu, stabilizují kosti a tlumí pohybové síly, jež jsou výsledkem náhlého nárazu celé váhy lidského těla na zem (Wessinghage, 2001).

Novacheck (1998) během svého výzkumu znázornil aktivitu svalů při stojné a švihové fázi běhu (viz Obrázek č. 5). Aktivita byla měřena pomocí elektromyografie (EMG). Na ose y jsou označeny svalové skupiny vykonávající pohyb. Osa x zobrazuje procentuální část z krokového cyklu, kdy jsou tyto svaly aktivní.



Obrázek č. 5: Aktivita jednotlivých svalů při běhu (Novacheck, 1998)

**Musculus rectus femoris** pracuje v podstatě po celou dobu běhu. Vrcholy aktivace můžeme nalézt během druhé poloviny švihové fáze a v první polovině stojné fáze. Tento sval se dále také podílí při začátku švihové fáze na flexi kyčelního kloubu.

**Abduktory** jsou synergisty gluteu maximu a tensoru fasciae latae, zapojují se na konci letové fáze a začátku stojné fáze. Účastní se při přípravě dolní končetiny pro iniciální kontakt s podložkou a stabilizaci kyčle při stojné fázi.

**Flexory kolene se aktivují** těsně před dokrokem a jejich aktivita končí chvíli po odrazu. Svaly jsou tedy aktivní především ve fázi opory. Koleno je flektováno pasivně vlivem zrychlení vpřed při odrazu. Flexory kolene během konce letové fáze brzdí flexi kyčelního kloubu, a pak se koncentricky aktivují při extenzi kyčle před nadcházejícím kontaktem chodidla s podložkou.

**Musculus tibialis anterior** vykazuje největší aktivitu v okamžiku dokroku. Je to z toho důvodu, že tímto svalem provádíme tzv. aktivní práci chodidla (dorsální flexe chodidla a následná aktivní plantární flexe před okamžikem dokroku).

**Musculus gluteus maximus** je nejvíce aktivován těsně před okamžikem odrazu, a to v momentě extenze v kyčelním kloubu a současně ve chvíli začínající extenze (stále ještě mírné flexi) v kloubu kolenním. Mimo jiné se účastní stabilizace pánve a dolní končetiny na začátku stojné fáze.

**Musculus triceps surae** vykazuje největší aktivitu těsně před okamžikem odrazu, kdy postupně dochází k plné plantární flexi v hlezenním kloubu a sval se tak zkracuje (Novacheck, 1998)

### 3.4 Biomechanika běhu

Z biomechanického hlediska je běh činnost, jejíž cílem je překonat co nejrychleji určitou vzdálenost. Kvůli tomu je nutné se pohybovat co nejekonomičtěji a šetřit co nejvíce s energií. Při běhu působí na běžce vnitřní a vnější síly. Mezi vnitřní síly patří energie svalového napětí a svalová síla, která provádí postupně extenzi v kloubu kyčelním, kolenním a hlezenním. Tyto síly ovlivňují běh v oporové fázi, nikoliv však ve fázi letové. (Kněnický a kol., 1974) Vnějších sil je mnoho, ale ne všechny z nich se musí uplatnit v plné míře. Obecně však při pohybu na běžce působí následující síly:

- a. **tíha**, která působí nepřetržitě ve svislém směru a je závislá na hmotnosti běžce a gravitačním zrychlení;
- b. **reakce podložky** je dle 3. Newtonova zákona stejně velká, ale opačně orientovaná, než síla jakou běžec na podložku působí;
- c. **třecí síla** závisí na typu podložky a velikosti svislé síly, nezávisí na velikosti plochy;
- d. **odpor prostředí** může být brzdící silou (vítr do protisměru), nebo i silou pomocnou (vítr v zádech);
- e. **setrvačná síla** ve smyslu 1. Newtonova zákona, podle kterého má těleso tendenci setrvávat v klidu nebo v rovnoměrném přímočarém pohybu;
- f. **odstředivá a dostředivá síla** při křivočarých pohybech, tedy např. při průběhu zatáčkou (Vindušková, 2003).

Zároveň je nutno dodat, že aby bylo sil co nejlépe využito, je třeba dodržet následující předpoklady:

1. Podložka musí být tak pevná, aby reakční složka hnací síly byla rušena.
2. Výsledný vektor odrazové síly má směřovat co nejbliže k těžišti těla. Působením mimo těžiště je tělu udělován rotační impuls, o jehož účinnost je zmenšena výsledná hnací síla.
3. Důležitý je úhel odrazu, který svírá spojnice místa odrazu a těžiště s podložkou, a dále úhel vzletu, pod kterým se dostává těžiště těla do letové fáze. Je-li úhel vzletu příliš velký, dochází ke značným vertikálním výchylkám těžiště, a tím k neúplnému využití hnacích sil.

4. Je-li těžiště stranou od roviny běhu, vznikají nežádoucí výchylky v horizontální rovině. Ke snižování účinnosti hnací síly – k rotaci kolem podélné osy – dochází i tehdy, působí-li odrazová síla stranou od těžiště.
5. V letu se tělo pohybuje setrvačností, k určité ztrátě rychlosti dochází pouze odporem vzduchu. K velké ztrátě však může dojít v okamžiku dokroku. Jakmile dokročí švihová noha na zem, váha celého těla, zvětšena setrvačnou silou, vyvolá v místě dokroku veliký tlak na podložku ve směru spojnice těžiště – místo dokroku. Současně s tím vznikne stejně velká síla působící opačným směrem, která svým účinkem snižuje setrvačný pohyb těla (Kněnický a kol., 1974).



### 3.5 Komparatistika odborných studií

V této kapitole porovnávám několik zajímavých, zejména zahraničních studií, které přinesly významné poznatky v oblasti srovnání bosonohého běhu s během v obuvi. Vysvětlením pojmů bosonohý běh, minimalistická obuv se mimo jiné zabývá kapitola čtvrtá (viz str. 38, 40).

Autoři De Wit, De Clercq a Aerts se ve své studii z roku 2000 zabývají velikostí reakčních sil a změnou kinematiky běhu ve frontální a sagitální rovině během stejné fáze běhu, při použití normální běžecké obuvi a bosonohého běhu. Co se týká kinematiky běhu v sagitální rovině, úhly v jednotlivých kloubech byly měřeny při došlapu (tzv. touchdown) a při vrcholu došlapu (tzv. impact peak – začátek midstance). Největší zaznamenané změny byly nalezeny v distálních segmentech nohy (kotník) při prvotním kontaktu se zemí. Celkově se ukázala změna běžeckého vzoru/stylu, která byla charakterizována větší rychlostí zatěžování a plošším došlapem při bosonohém běhu. Autoři konstatovali, že při bosonohém běhu už se noha připravuje na došlap v letové fázi, a to zvýšenou plantární flexí v hlezenním kloubu a zvýšenou flexí v kolenním kloubu (De Wit, De Clercq, Aerts, 2000).

Autorem další studie je Lieberman (2010), který se ve své studii zabývá srovnáním velikostí reakčních sil při běhu. Srovnává mezi sebou skupiny vytrvalostních běžců, kteří jsou zvyklí běhat bez bot. Jejich styl běhu se liší především v prvotním kontaktu se zemí. Došlapují z velké části na přednoží (forfoot strike), méně často na středonoží a patu. Oproti tomu běžci, kteří jsou zvyklí běhat v běžecké obuvi, využívají především došlap na patu. Lieberman tento jev zdůvodňuje zvýšenou patou u moderních běžeckých bot (Lieberman, 2010).

Autoři Braunstein (2010) a Bonacci, Saunders, Hicks (2013) se ve svých odborných článcích zmiňují, že mnoho studií se zabývá hlavně porovnáváním dynamiky a kinematiky běhu v obuvi a bez ní. Rovněž konstatují, že autoři těchto studií se ve většině případech shodují v následujících několika bodech, a sice, že při bosonohém běhu lze pozorovat:

1. zkrácení běžeckého kroku
2. zvýšení krokové frekvence
3. menší dorzální flexi v kotníku
4. menší flexi v kolenním kloubu

## 5. změnu došlapu z paty na přednoží

Zároveň však autoři připomínají, že chybí studie, a tím pádem i podrobnější informace, o změnách biomechaniky při běhu v minimalistických botách.

Cílem jejich studie tedy bylo zjistit, zda má běh v minimalistické obuvi stejné biomechanické parametry jako bosonohý běh a zároveň prozkoumat změny kinetiky a kinematiky dolní končetiny při bosonohém běhu a běhu v minimalistické obuvi. Ve výsledcích autoři potvrzují tendenci ke zkrácení běžeckého kroku a ke zvýšení krokové frekvence při bosonohém běhu oproti běhu v obuvi (včetně minimalistické).

V minimalistické obuvi, ve srovnání s klasickou běžeckou obuví dochází ke zkrácení běžeckého kroku a také ke zvýšení krokové frekvence, ne však tolik jako při bosonohém běhu. V rámci kinematiky byla flexe v kolenním kloubu ve středu opěrné fáze (midstance) menší o  $2,1^\circ - 2,4^\circ$  při bosonohém běhu oproti běhu v obuvi. Minimalistická obuv se v tomto případě nelišila od klasické běžecké obuvi. Pohyb v hlezenním kloubu v sagitální rovině byl snížen do dorzální flexe o  $3,5^\circ - 4,5^\circ$ . Rozdíl v minimalistické a běžecké obuvi byl opět minimální.

Závěrem autoři srovnávací studie opět dodávají, že běh bez obuvi má vliv na běžeckou techniku, a že minimalistická bota nemůže zcela nahradit mechaniku bosonohého běhu (Bonacci, Saunders, Hicks, 2013).

Ve výzkumu z roku 2013 se autoři Shin, Lin a Shiang z Národní taiwanské univerzity zabývají účinky rozdílných dopadových vzorů při bosonohém běhu a při běhu v obuvi. Výzkum zaměřují především na otázku, zda hlavní prospěch bosonohého běhu vyplývá z toho, že je člověk bez obuvi, nebo zda se mění jeho dopadový vzor. V rámci změny kinematiky rozsahu pohybu v kloubech dolních končetin, úhel v kyčelním kloubu při dopadu je jiný při změně dopadového vzoru, ale zůstává beze změny při použití/nepoužití obuvi. Rozdíl činí  $2^\circ$  při změně dopadového vzoru. Na pohyb v kolenním kloubu mělo vliv obutí, a to především v momentě, kdy dochází k došlapu na přednoží. Významné byly i rozdíly v pohybu kotníku, na tento pohyb měly vliv jak podmínky obutí, tak dopadové vzory. Autoři v závěru práce uvádějí, že běžci, kteří používají došlap na přednoží, mají významně menší rychlost zatěžování dolní končetiny (External loading rate). To lze podle McClaye (2000) považovat za důležitý faktor, který může ovlivnit vznik

zranění. Tato rychlost zatěžení dolní končetiny se však při došlapu na přednoží významě nelišila při bosonohém běhu a při běhu v klasické běžecké obuvi.

Na základě těchto výsledků autoři závěrem práce prezentují svůj závěr. Nezáleží příliš na tom, zda a jakou obuv používáme, ale na tom, jaký dopadový vzor při běhu zvolíme. Proto jako hlavní přínos bosonohého běhu shledávají úpravu dopadového vzoru – kdy tím ideálním je zmíněný dopad na přednoží (Shin, Lin a Shiang, 2013).

Velmi časté jsou v literatuře i diskuse o výhodách a nevýhodách bosonohého běhu. Tyto diskuse jsou v posledních letech velice živé a na následujících řádcích se pokusím je shrnout.

Výzkum na náročnost a ekonomičnost běhu provedl Hanson (2011). Podle něj je běh bez obuvi více ekonomický. Moderní lidská noha, tedy noha člověka na začátku 21. století, obsahuje silnou podélnou klenbu. Ta funkčně zlepšuje pružný odraz (mass spring mechanics) při běhu tím, že akumuluje a vypouští elastickou energii. Podélná klenba může zvýšit celkový výkon běhu především při dopadovém vzoru, kde není možné pozorovat přistání na patu. Je to z toho důvodu, že u dopadového vzoru na přednoží a středonoží se klenba pasivně protáhne už v úvodním momentu stojné fáze běhu. Oproti tomu při dopadu na patu se klenba pasivně protáhne až déle během oporové fáze. Tento rozdíl může představovat důvod vyšší ekonomičnosti běhu naboso. (Hanson, 2011).

Dalším, snad nejvíce diskutovaným tématem je rizikovitost zranění. Autoři se shodují, že častou příčinou běžeckých zranění jsou síly působící při došlapu chodidla běžce (Lydiard, 2007; Bishop, 2006; Sol, 2001; Stehny, Praman, 2003; Lieberman et al. 2010; Cavanagh, 1990; Broody 1980). Bylo zjištěno, že při dopadu na patu jsou generovány vyšší amplitudy těchto sil, při porovnání s jiným typem došlapu, kdy je průběh křivky působící síly pozvolně narůstající. Vyšší amplitudy těchto sil mohou zvyšovat riziko vzniku zranění (Lieberman et al., 2010; Cavanagh, 1990; Sol, 2001). Dále vadná funkce svalů nohy, související s její nedostatečnou exteroceptivní stimulací, je shledávána některými autory jako příčina či rizikový faktor ve vzniku běžeckých zranění (Broody, 1980; Stehny, Praman, 2003; Noaks, 2003; Perron et al. 2011). U bosonohého běhu, díky absenci tlumících materiálů, je umožněna kvalitní exteroceptivní a propioceptivní aferentace z plošky. Díky

dostatečné aferentaci dochází k pozitivnímu ovlivnění klenby nohy a zlepšení celkového nastavení postury (Mostecká, 2011; Kolář et al., 2009; Lewit, 1990).

Collier (2011) ve svém článku zmiňuje i nevýhody běhání bez obuvi. Jako jednu z hlavních udává, že běhání naboso může vést k jiným typům zranění, jako otevřené zranění na nohou, stresové zlomeniny metatarsů, úrazy prstů atd. Dalším záporem je nedostatečná ochrana nohou před zimou nebo teplem. Giuliani (2011) ve svém výzkumu pozoroval dva běžce, kteří přešli z běhu v obuvi na bosonohý běh. U obou běžců se pak během 6-ti týdnů vyvinula únavová zlomenina metatarzálních kostí. V diskuzi pak jako jednu z možných příčin uvádí to, že oba běžci byli zvyklí běhat v moderní běžecké obuvi, což vede k oslabení svalů nohy a změně běžeckého došlapu. Běžecký došlap se u obou běžců po přechodu na běh bez obuvi výrazně nezměnil a stále byl u nich přítomný dopad na patu. V závěru dodávají, že rychlý přechod na bosonohý běh, bez specifického tréninku může být důvodem běžeckých zranění (Giuliani, 2011).

## **4 Běžecská bota**

### **4.1 Funkce běžecské obuvi**

V dnešní době není neobvyklé najít na zemi střepy, hřebíky, či jiné ostré předměty, které mohou způsobit otevřené zranění nohy. Hlavní funkce boty je tedy ochrana. Bota chrání nohu také před nepříznivými atmosférickými vlivy a poskytuje nám tepelnou izolaci. Z boty se postupem času stal „nástroj“, na jehož podobě a stylu se odráží různé typy kultur, modní trendy a návyky společnosti a v neposlední řadě i obchodní strategie výrobců. Podoba moderní boty se neustále vyvíjí a podléhá moderním trendům.

Podle některých odborníků je obuv nejdůležitějším vybavením běžce. Správná bota má nohu vést a podporovat, zabránit jejímu zvrtnutí, stabilizovat a kontrolovat pohyb, utlumit rázové zatížení (Steffny, Pramann, 2003). Toto tvrzení je však v současné době hodně diskutováno, a to nejen v běžecských kruzích. Názory na něj jsou hodně různé, jak již bylo zmíněno v předešlé kapitole.

### **4.2 Vývoj běžecské obuvi**

Historie sportovní obuvi, tak jak ji dnes známe, se začala psát v 18. století. Právě tehdy se začaly vyrábět první lehké běžecské boty. Pro 19. století byly pak symbolem špičaté kožené běžecské boty. Postupem času ale rostla potřeba větší rychlosti ve všech sportech, což vyžadovalo lehčí boty a jejich lepší trakci.

V roce 1832 Wait Webster patentoval proces, při kterém k botě přidal gumovou podrážku. Okolo roku 1860 byla na trh uvedena bota, která měla upevněnou gumovou podešev a tkaničky. Této botě se říkalo „Plimsoll“ a v českém prostředí se pro ni později vžil název teniska. Tento typ boty se plně rozvinul na přelomu 20. století a boty určené na sport se velmi rozšířily (Historie sportovní obuvi, 2012).

Joseph Wiliam Foster založil první společnost na výrobu sportovní obuvi v Boltonu, ve Velké Británii, v roce 1890. V roce 1895 navrhl a vyrobil první botu, která byla přímo určena pro běh. Bota měla v podrážce hřeby pro zvýšení trakce, jako dnešní moderní tretra. Firma tyto kvalitní, ručně dělané boty prodávala atletům po celé zemi a nakonec přijala nabídku, aby se stala oficiálním dodavatelem běžecských bot pro národní britský tým pro letní olympijské hry v roce 1924. Vybavení Fosterovou běžecskou obuví tenkrát Harold

Abrahams a Eric Liddell vyhráli závody na 100m a 400m. V roce 1958 tuto firmu převzal jeho vnuk, přejmenoval ji na Reebok a pod tímto názvem působí značka na trhu dodnes (Historie sportovní obuvi, 2012).

Adolf a Rudolf Dassler byli dva bratři, kteří se stali obchodními partnery v odvětví sportovní obuvi. Boty začali vyrábět v roce 1920 a v letech 1928 a 1932 již běžeckou obuv dodávali německé olympijské reprezentaci. V roce 1936 byly jejich boty mezinárodně uznávané a nosili je nejlepší atleti světa. Po 25-ti letech úspěšné spolupráce přišel rodinný spor a bratry rozdělil jak na obchodní, tak na osobní rovině až do konce jejich životů. V roce 1948 založil Adolf firmu Adidas a Rudolf firmu Ruda, později přejmenovanou na Puma (Adidas, 2014).

Po válce postupně rostla poptávka po obuvi pro volný čas. Sportovní boty se postupně stávaly propojením mezi sportovními a rekreačními aktivitami.

Phil Knight byl hlavním manažerem na univerzitě v Oregonu a zároveň závodníkem v běhu na jednu míli. Na konci 60. let nebyl Knight spokojen s tehdy dostupnou běžeckou obuví, a proto se rozhodl spojit se se svým trenérem Billeem Bowermanem a založit firmu na výrobu běžeckých bot. Výsledkem byla bota, navržená Bowermanem. Bota byla lehká a při běhu velmi pohodlná. Knight s Bowermanem dělali veškerý marketing sami tím, že objížděli běžecké závody po celé zemi, kde svoje boty prodávali. Boty, které byli nejdříve známé jako Tiger shoes se stávaly více a více úspěšnými a známými. Charakteristickým znakem boty byla zvýšená odpružená pata navržená Bowermanem. Dnes je společnost známá pod názvem Nike. V roce 1980 již firma Nike prodávala na území Spojených států více bot, než kterákoliv jiná společnost (Galloway, 2007).

Od té doby nastal prudký rozvoj výroby běžeckých bot spojený s velkou soutěživostí jednotlivých společností. Tato konkurence vedla k tomu, že výrobci běžeckých bot do dnešní doby přicházejí stále s novými technologiemi a vylepšeními. Na moderních běžeckých botách lze i dnes nalézt zvýšenou patu, a to díky různým způsobům tlumení. Prodejci uvádějí, že díky lepší absorpci rázových sil má bota zajišťovat ochranu před zraněním. Tyto produkty mají dále poskytovat vyšší komfort při pohybu a zlepšovat výkon sportovce. Některé typy bot jsou dle reklam dokonce konstruovány tak, aby napomáhaly v tvarování určitých svalových skupin.

I dnes je však odpověď na otázku, jak bota ovlivňuje kvalitu běhu, a do jaké míry působí na vznik možného zranění, dosti nejasná. Výzkumy jsou často prováděny nebo sponzorovány samotnými sportovními firmami, a proto se dá o jejich relevantnosti a objektivním nadhledu diskutovat. Doposud nebyla provedena studie, která by dle kritérií Evidence Based Medicine vědecky potvrdila a dokázala, že by některý z typů běžecké obuvi snižoval/zvyšoval riziko vzniku zranění u běžců (Richards, 2008).

Nicméně navzdory četným reklamám a slibům prodejců, zranění způsobená během neubývala. V návaznosti na tento fakt, spolu s odporem proti stále vzrůstající komerci vznikající kolem běhu, vznikl **moderní barefoot running** (běh bez bot) a **minimalismus** (běh v minimalistických botách – viz dále).

Myšlenka barefoot runningu přišla z Ameriky a její zastánci argumentují tím, že běh naboso snižuje riziko přetížení měkkých tkání a působí preventivně proti poškození tkání, či úrazům při běhu. Pokud zvážíme, že běh je jednou z nejpřirozenějších pohybových dovedností člověka, a že jej doprovází od samého počátku lidstva, jedná se o návrat k přirozenému pohybu ve správném držení těla. Za otce barefoot runningu mnoho běžců považuje Američana Kena Boba Saxtona, který zařazoval do svého tréninku bosonohý běh již od 60. let. V roce 1997 běžel bez bot svůj první oficiální závod a jak sám řekl: „Byl to pro mě prostě nejpohodlnější způsob běhu.“ Od té doby uběhl bos už tisíce kilometrů a stovky závodů. V roce 1997 také založil oficiální webové stránky barefoot runningu a založil první Společnost bosonohých běžců, která má dnes přes 6000 členů. (Ken Bob Saxton, 2006).

2. ročník Prague barefoot run, kterého se v roce 2014 zúčastnilo 300 běžců, dokazuje to, že bosonohý běh má příznivce nejen ve světě, ale i v České republice.

V roce 2009 vyšla v USA kniha „Born to Run“ od Christophera McDougalla, která se rychle stala bestsellerem po celém světě. Kniha odstartovala boom běhání naboso či téměř naboso. Toho, že se myšlenka bosonohého běhu dostala do povědomí širší veřejnosti, začaly rychle využívat sportovní firmy. Výrobci tak začali ustupovat od velmi tlumivých, těžkých bot s vysokou patou a sázejí na minimalistické pojetí boty.

### 4.3 Struktura klasické běžecké boty

Vývoj běžecké obuvi i dnes zaznamenává rychlý pokrok a to především díky stále narůstající konkurenci jednotlivých značek. Pro orientaci a pochopení fungování klasické běžecké boty jako celku, popíšeme její základní segmenty. Mezi ně patří podešev (podrážka), mezipodešev (mezipodrážka), tlumící prvky a stabilizační prvky.

**Podešev (podrážka)** zajišťuje jako nejspodnější část obuvi přímý kontakt s podložkou. Podle typu obuvi (silniční, crossová) je podrážka opatřena příslušným vzorkem. Materiál podrážky se volí takový, aby měl co nejlepší adhezi (přilnavost) s povrchem i v případě mokra. Segmentová podrážka v přední části boty zvyšuje její flexibilitu, což je důležité pro technicky optimální odraz při běžeckém kroku (Tvrzník et al., 2006).

**Mezipodešev (mezipodrážka)** je konstrukčně nejdůležitější částí běžecké boty. Jejím úkolem je tlumení nárazů při došlapu a udržení stabilního vedení nohy, což v praxi znamená omezení pronace a supinace. U kvalitních bot se mezipodešev skládá z celé řady různých konstrukčních prvků. Každý výrobce přichází na trh s rozdílnou technologií, aby se výrazně odlišila právě svým patentovaným systémem. Pravidlem však je, že základem mezipodešve jsou vysoce elastické materiály, které umožňují využít absorbovanou kinetickou energii při došlapu pro efektivnější odraz. Jelikož oporová fáze trvá jen velmi krátký časový okamžik, musí materiály pro účinný přenos energie reagovat velmi rychle (Tvrzník et al., 2006).

**Tlumící prvky** mají za úkol redukovat náraz při nášlapu. Jednotlivé značky se snaží přijít na trh s co nejdokonalejším systémem tlumení běžecké obuvi. Ty jsou proto velmi individuální u jednotlivých výrobců, kteří se i tímto prvkem boty chtějí odlišit od ostatních. Jako materiál se uplatňují pevné látky, kapaliny, gely, silikon (např. Asics), dále pak vzduchové komory se systémem kanálů (Nike), nebo konstrukce z elastických materiálů (Mizuno). U kvalitní běžecké obuvi by měly tyto prvky být umístěny v přední i patní části boty (Tvrzník et al., 2006).

**Stabilizační prvky** jsou další velmi důležitou součástí mezipodešve. Je to vlastně rozšíření mezipodešve v oblasti paty. Úkolem je vlivem výšky tohoto rozšíření, nebo tvrdosti použitého materiálu nedovolit noze nadměrnou pronaci, či supinaci. Pokud je toto rozšíření na vnější straně, bude kontrolovat supinaci a podporovat pronaci – došlapování na



vnitřní hranu. Pokud toto rozšíření bude na vnitřní straně (vyvýšení na mediální ploše), bude to bota s kontrolou pronace, a to znamená, že bude podporovat supinaci – došlap na vnější část chodidla (Noaks, 2003). Stabilní běžecká bota se dále vyznačuje pevným materiálem zadní části, sloužícím k dokonalé fixaci paty (Tvrzník et al., 2006).

#### 4.4 Boty použité při měření

V této kapitole bude popsána konkrétní obuv, která byla použita při našem měření. Popis bude z části odpovídat tomu, jak botu prezentuje samotný výrobce.

Jako první je však nutné zmínit stále nejednotnou terminologii ohledně minimalistické a barefoot obuvi. Běžní uživatelé častou kladou otázku, zda je mezi těmito skupinami boty nějaký rozdíl. Někteří autoři mluví o dvou typech minimalistické obuvi – barefoot bota a minimalistická bota (Winn, 2014). Naopak např. v článku firmy vivobarefoot (Barefoot obuv vs Minimalistická obuv vs Klasické běžecké boty, 2013) jsou tyto kategorie zcela rozděleny a kategorie obuvi jsou tedy prezentovány jako: klasická běžecká bota, minimalistická bota a barefoot bota.

Mezi minimalistickou a barefoot obuví je podle tohoto rozdělení hned několik rozdílů.

**Barefoot boty** mají za účel co nejvíce se přiblížit chůzi naboso. Boty jsou proto opatřeny ultra tenkou podrážkou s tloušťkou od 3 do 6mm, pro maximální propriocepci. Bota nemá žádné tlumicí ani stabilizační prvky. Barefoot boty mají nulový drop, tedy nulový sklon podrážky mezi špičkou a patou boty. Při chůzi a běhu je tak zachován přirozený postoj, kdy pata není výš než špička. Špička bot je anatomicky rozšířená tak, aby se v ní mohly prsty rozprostřít a pracovat co nejpřirozeněji, podobně jako je tomu u bosého chodidla (Barefoot obuv vs Minimalistická obuv vs Klasické běžecké boty, 2013).

**Minimalistické boty** se podobají svou funkcí a provedením spíše klasickým botám na běhání. Jejich podrážka je na rozdíl od barefoot bot silnější, a to až o 8mm. Bota neobsahuje výrazný patní tlumič, i tak je ale stále tlumena použitými materiály v podešvi. Drop dosahuje hodnot 4 až 8 mm. Špička minimalistických bot je řešena obdobně jako u většiny klasických bot na běhání, to znamená, že špička je užší a obepíná chodidlo. Dalším

rozdílným prvkem je podpora nožní klenby, která je u většiny minimalistických bot podobná jako u bot klasických. Podrážka je pak většinou méně ohebná.

Ačkoliv bota Vibram Five fingers svým popisem odpovídá spíše barefoot botě, samotná firma Vibram botu prezentuje jako minimalistickou. Původní Vibram Five fingers jsou ve své podstatě jen prstovými návleky na chodidlo. Byly původně navrženy jako palubní obuv pro závodníky na jachtách. Sloužily k získání stability na kluzké palubě, ale měly zachovávat citlivost v chodidlech (McDougall, 2011). Cílem těchto bot je ochránit nohu před ostrými předměty, ale zároveň uchovat pocit běhu bez bot. Ačkoliv smysl i samotná konstrukce boty odpovídá spíše barefoot botě, tak výrobce v případě vibram fivefingers mluví jako o botě minimalistické. Nyní mají již původní fivefingers, podobné návlekům, mnoho různých modifikací pro libovolné aktivity jako je turistika, chůze či terénní běh.

K našemu měření byl použit model Five fingers Seeya (Obrázek č. 5 a Obrázek č. 6). Jedná se o modifikaci boty určenou přímo k běhu. U boty byla co nejvíce snížena váha a tloušťka gumy na podešvi je minimální. Váha boty v dámských velikostech (37 – 42 ) je od 106 g a v pánských velikostech (43 a více) od 136g.



**Obrázek č. 6:** Vibram fivefingers Seeya (URL3)



**Obrázek č. 7:** Vibram fivefingers Seeya na jednom z probandů (Vlastní foto, foceno 14.7. 2014)

Model Asics gel Nimbus 14 (Obrázek č. 7 a 8) od firmy Asics byl při měření použit jako zástupce klasické běžecké boty. Bota má zvýšenou, odpruženou patu. Jako tlumící prvek zde funguje mimo jiné gel na bázi silikonu. Bota obsahuje také mnoho stabilizačních prvků jako je IGS (impact guidance systém), u kterého výrobce uvádí, že umožňuje noze přirozený pohyb během chůze a běhu. Váha boty v dámském provedení je od 255g a v pánském provedení od 315g.



**Obrázek č. 8:** Pánský model boty Asics gel Nimbus 14 (URL4)



**Obrázek č. 9:** Dámský model boty Asics gel Nimbus 14 (URL5)

## **5 Cíle a metodika práce**

### **5.1 Cíle práce, výzkumné otázky a hypotézy**

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda existuje spojení mezi typem používané běžecké obuvi a změnou pohybů pánve a kloubů dolních končetin v sagitální rovině.

Ke splnění cíle práce byly určeny tyto vědecké otázky výzkumu:

- 1) Jak se liší z pohledu kinematiky pohyby v sagitální rovině v pánevním pletenci, kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu při použití různé běžecké obuvi?
- 2) Jak se liší délka trvání oporové fáze při běhu při použití různé běžecké obuvi?

Tyto vědecké otázky výzkumu zodpovídám pomocí následujících hypotéz:

H1: Očekáváme, že použitá obuv bude mít vliv na postavení oporové končetiny v okamžiku dokroku.

H2: Očekáváme, že použitá obuv bude mít vliv na postavení kloubů oporové končetiny v okamžiku jejich minimálního úhlu během oporové fáze.

H3: Očekáváme, že použitá obuv bude mít vliv na postavení oporové končetiny v okamžiku odrazu

H4: Očekáváme, že použitá obuv bude mít vliv na délku trvání oporové fáze

Cíl práce je formulován na základě zahraničních studií, kde se autoři zabývají změnou kinematiky dolní končetiny při použití různé běžecké obuvi, především v kloubu hlezenním a kolenním, méně často v kloubu kyčelním. V žádné ze studií se však autoři nezabývají tím, jak se změna kinematiky dolní končetiny projeví na pánevním pletenci.

### **5.2 Popis sledovaného souboru**

Pro účely našeho výzkumu jsme provedli laboratorní měření na vybraném vzorku populace. Měření se zúčastnilo 12 aktivně sportujících probandů. Podmínkou bylo provozování rekreačního běhu v minimálním rozsahu 10 km týdně. Tato hranice by měla zaručit, že testovaní mají dostatečnou zkušenost s během a dokáží se na dané laboratorní

podmínky rychle adaptovat. Ve zkoumaném souboru se nacházelo 6 mužů (věk  $23,2 \pm 3,8$  roku, výška  $181,5 \pm 5,6$  cm, hmotnost  $75,8 \pm 7,2$  kg) a 6 žen (věk  $22,3 \pm 3,1$  roku, výška  $171,5 \pm 6,1$  cm, hmotnost  $60,8 \pm 4,7$  kg). Všichni probandi jsou studenty UK FTVS.

Všichni probandi jsou zdravými jedinci, bez předešlých závažných úrazů, operací, či vrozených vad. Všichni probandi nebyli čtrnáct dní před měřením ani po měření nemocní a zároveň se v dané době neléčili s žádným onemocněním pohybového aparátu. Jedná se o jedince běžné populace, rekreační, nikoliv vrcholové sportovce.

Všichni účastníci výzkumu byli podrobně seznámeni s laboratorními procedurami a podepsali informovaný souhlas s účastí na projektu (příloha č. 2.). Projekt byl schválen etickou komisí UK FTVS v Praze pod jednacím číslem 0146/2014. Vzor tohoto souhlasu se nachází v kapitole přílohy (příloha č. 1.).

### **5.3 Popis sledovaných podmínek a pohybů**

Měření zahrnovalo tři různé podmínky obutí.

1. Bosá noha
2. Barefoot bota – Vibram Fivefingers Seeya
3. Klasická běžecká bota – Asics gel Nimbus 14

Bota Fivefingers Seeya zastupuje kategorii barefoot bot. Bota je velice flexibilní a lehká. Výškový rozdíl mezi patou a špičkou boty je 0 mm. Bota nemá žádné tlumící ani stabilizační prvky. Minimální tloušťka gumy na podešvi má běžce co nejvíce přiblížit k pocitu běhu naboso.

Bota Asics gel Nimbus 14 je zástupcem klasické běžecké boty se zvýšenou patou. Výškový rozdíl mezi patou a špičkou je 11 mm. Bota obsahuje tlumící prvky na bázi silikonu a stabilizační prvky v podešvi.

Oba typy bot byly k dispozici v sedmi různých velikostech, a v případě boty Asics gel Nimbus 14 v pánské a dámské úpravě se od sebe nelišily v přítomnosti podpůrných

prvků, ani ve výškovém rozdílu mezi patou a špičkou. Probandi byli vyzváni k výběru velikosti obuvi tak, aby se v botě cítili pohodlně, resp. aby je bota nikde netlačila.

Měření bylo provedeno na běžeckém pásu, při konstantní rychlosti běhu. Tato rychlost byla stanovena s ohledem na výzkum Ferbera a spol (2002), ve kterém byla ověřována opakovatelnost měření 3D kinematických parametrů při různých rychlostech běhu. Jako ideální pro měření 3D kinematických parametrů v sagitální rovině autoři uvádějí rychlost 3,65 m/s. Tato rychlost byla použita i během našeho měření. Vzhledem k prováděnému měření při konstantní rychlosti běhu, byl probandům dán dostatečný čas pro adaptaci na rychlost běhu v každé z podmínek obutí. Touto adaptací došlo k minimalizaci zkreslení jednotlivých běžeckých cyklů. Probandi tedy běželi nejdříve bez záznamu měření, systém Qualysis byl spuštěn pomocí manuálního triggeru až po jejich subjektivním zhodnocení, že jsou si při běhu jistí a cítí se komfortně. Při měření byla zaznamenána základní jednotka běhu, tedy běžecký dvojkrok.

## **5.4 Laboratorní procedury**

Běh jedinců byl zkoumán v omezených podmínkách posilovny UK FTVS, a to z důvodu přítomnosti běžeckého pásu. Laboratoř BEZ (biomechaniky extrémní zátěže) UK FTVS disponuje zařízením Qualisys, pro záznam 3D kinematické analýzy pohybu, které bylo pro naše měření laboratoří propůjčeno.

### **5.4.1 Qualisys**

Qualisys je systém určený pro záznam 3D kinematické analýzy pohybu. Princip je založen na snímání reflexních markerů, které odrážejí infračervenou část světelného spektra. Souřadnice jednotlivých markerů lze určit, pokud jsou viditelné minimálně ze tří kamer. Ke snímání bylo použito šest kamer ProReflex 1000 (Qualisys Oqus 3+), které snímaly prostor běžeckého pásu a jeho okolí. Tento prostor byl o rozměru 3 x 2 x 2,5 m. Kalibrace systému byla provedena hůlkou a rámem ve tvaru "L" (tzv. wand calibration). Během kalibrace nebyla změněna poloha kamer, ani běžeckého pásu. Přesnost kalibrace činila 1 mm. Systém Qualisys byl nastaven na vzorkovací frekvenci 200 Hz. K vyhodnocení trajektorií markerů, které definovaly jednotlivé segmenty dolních končetin,

byl použit program Qualisys Track Manager. Data z Qualisys Track Manager byla exportována do programu XLSTAT, kde byla spočítána směrodatná odchylka měřených parametrů a do programu Origin Pro 8, kde byly provedeny statistické procedury.

Pomocí systému Qualisys byly určeny následující parametry:

- 1) délka trvání oporové fáze
- 2) hodnoty úhlů v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a hodnota úhlu náklonu pánevního pletence v okamžiku dokroku, které slouží jako vstupní parametry pro odrazovou fázi
- 3) minimální hodnota úhlu v kotníku během oporové fáze. Tento okamžik určuje okamžik změny excentrické kontrakce m. triceps surae v kontrakci koncentrickou
- 4) minimální hodnota úhlu v kolenním kloubu během oporové fáze. Uvedený okamžik popisuje bod, kdy m. quadriceps femoris přechází z excentrické fáze do koncentrické
- 5) minimální hodnota úhlu v kyčelním kloubu během oporové fáze
- 6) minimální hodnota úhlu náklonu pánevního pletence během oporové fáze
- 7) hodnoty úhlů v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a hodnota úhlu náklonu pánevního pletence v okamžiku odrazu

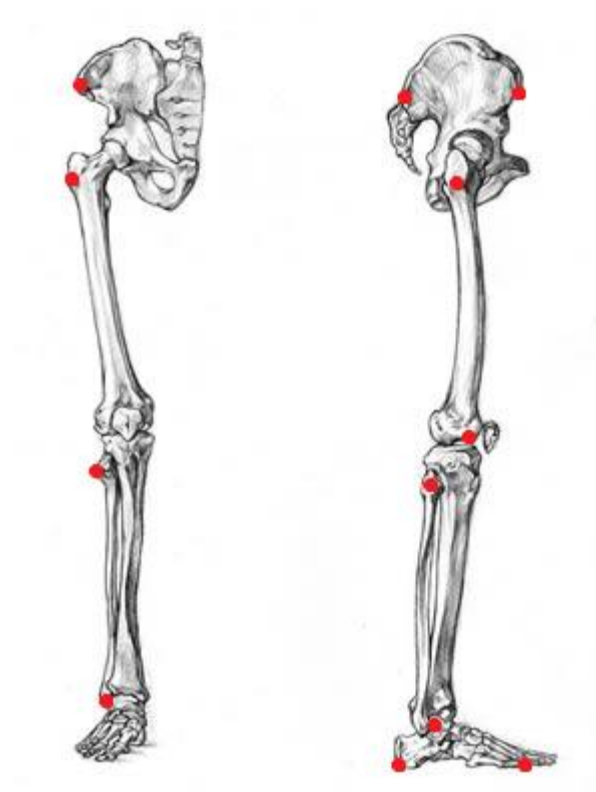
## 5.5 Umístění markerů

Rozlišujeme dva typy markerů - aktivní a pasivní. Zatímco aktivní markery světlo vyzařují, naopak pasivní světlo odrážejí. Při našem měření bylo použito pasivních markerů. Markery jsou kulovitěho tvaru, dá se tak lehce určit jejich střed z různých úhlů. Aplikovány jsou dle anatomických zákonitostí na klíčové body na těle. Při našem měření to byly body, pomocí kterých byl definován každý segment dolní končetiny a pánev. Markery byly umístěny na hmatných anatomických útvarech pro dané segmenty následovně:

- a. noha, chodidlo – baze V. metatarzu, pata;
- b. bérce – maleolus lateralis, caput fibulae;
- c. stehno – laterální epikondyl femuru, trochanter major;
- d. pánev – trochanter major, spina iliaca anterior et posterior superior.



Umístění jednotlivých markerů bylo shodné na pravé i levé polovině těla, jak je znázorněno na Obrázku č. 9. Celkem bylo tedy aplikováno 16 markerů na každého probanda oblečeného ve spodním prádle, vždy po palpačním ověření kostěného výběžku.

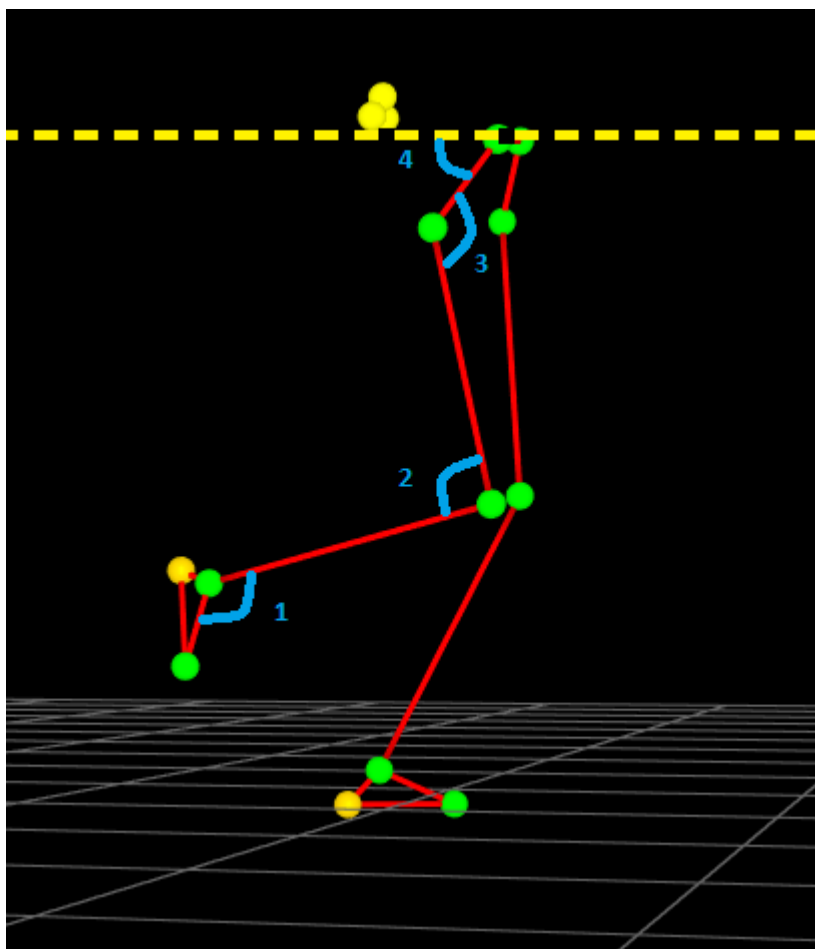


**Obrázek č. 10: Umístění reflexních markerů na dolních končetinách.** Pohled na dolní končetinu zepředu a z boku. Červené značky označují umístění reflexních markerů na dolních končetinách a na pánvi. (URL6)

### 5.6 Měření úhly na dolní končetině

Úhly na dolní končetině byly měřeny jako úhly vektorů segmentů znázorněných na Obrázku č. 10. Tyto vektory byly definovány jako spojnice umístěných markerů (viz kapitola 5.5). Úhel hlezenního kloubu byl počítán jako úhel vektorů baze V. metatarzu – malleolus lateralis a malleolus lateralis – laterální epikondyl femuru. Úhel kolenního

kloubu byl počítán jako úhel vektorů malleolus lateralis – laterální epikondyl femuru a laterální epikondyl femuru – trochanter major. Úhel kyčelního kloubu byl počítán jako úhel vektorů laterální epikondyl femuru – trochanter major a trochanter major – spina iliaca anterior superior. Úhel náklonu pánve byl počítán jako úhel mezi trochanter major – spina iliaca anterior superior – osa X (horizontální rovina).



**Obrázek č. 11: Měřené úhly na dolních končetinách.** 1 – úhel hlezenního kloubu, 2 – úhel kolenního kloubu, 3 – úhel kyčelního kloubu, 4 – úhel náklonu pánve (Vlastní tvorba, 19.8. 2014)

## **5.7 Problémové situace a jejich řešení**

Během měření se vyskytly problémy, které znemožňovaly plnohodnotně využít naměřená data. V systému Qualisys nedocházelo vždy ke snímání markeru po celou dobu jeho pohybu v kalibrovaném prostoru. Možnými příčinami bylo stínění švihovou rukou, rotace pánve nebo celého segmentu či odpadnutí markeru během odrazového nárazu (především na V. metatarzu a kotníku). V případě stínění markeru, kdy marker nebyl systémem detekován po určitý časový interval, lze jeho souřadnice interpolovat v programu Qualisys Track Manager. Avšak pokud tento jev nastal v průběhu oporové fáze, výpočty se ukázaly jako značně nepřesné a proto tato měření nebyla analyzována. Pokud docházelo ke stínění markeru pouze v letové fázi, souřadnice markeru byly dopočítány a pokus byl dále analyzován. Při odpadnutí markeru v průběhu měření byl pokus opakován. Z výše uvedených důvodů v konečném důsledku vyhodnocuji záznamy u 6-ti probandů.

## **5.8 Statistická analýza dat**

Pro nalezení odlišností v kinematice kloubů dolních končetin a pánevního pletence, a trvání oporové fáze běhu jsem použil analýzu rozptylu (ANOVA). Jelikož se jedná o srovnání pohybu ve třech různých podmínkách obutí, tak pro zjištění rozdílů mezi skupinami byl jako post hoc test použit Tukey test. U všech zkoumaných parametrů byla stanovena směrodatná odchylka. Hladina významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy byla pro obě metodiky (ANOVA i Tukey test) standardně nastavena na 0,05.

## 6 Výsledky

Hodnocen byl tedy běh ve třech různých podmínkách obutí - naboso, v klasické běžecké obuvi a v minimalistické obuvi. Data byla vyhodnocována z celého, 10 sekund trvajícího záznamu běžeckého pohybu. Během tohoto časového úseku každý z probandů provedl 10 – 12 běžeckých dvojkroků. Z každého kroku byl poté zaznamenán úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny a pánve v okamžiku došlapu (touch down - TD), úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku odrazu (take off - TO), minimální úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve během oporové fáze a trvání fáze opory. Statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými skupinami byly popsány takto:

BN – Statisticky významný rozdíl mezi bosonohým během a během v klasické běžecké obuvi

BM – Statisticky významný rozdíl mezi bosonohým během a během v minimalistické běžecké obuvi

NM – Statisticky významný rozdíl mezi během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické běžecké obuvi.

### Proband č. 1

Proband je aktivně sportující žena (věk 22 let, výška 174 cm, váha 59 kg). Atletka zaměřená na 200 a 400 m, trénuje 2x-3x týdně, nyní se účastní závodů jen sporadicky.

Průběh pohybu v kolenním, kyčelním kloubu a pánvi probanda č. 1 je popsán v příloze č. 4, 5 a 6.

Následující tabulka č. 1 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku došlapu (TD):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	95,1	169,2	140,2	21,1
	sm. odch.	1,45	1,58	0,92	1,20
Normal	průměr	83,1	171,5	142,3	22,4
	sm. odch.	1,18	2,2	1,48	1
Minimal	průměr	91,5	171,5	141,2	22
	sm. odch.	1,93	1,13	1,81	0,81
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,064	0,110	0,150
Tukey test		BN, BM, NM	-	-	-

**Tabulka č. 1: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku došlapu (proband č. 1)**

Z tabulky č. 1 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při bosonohém běhu, menší úhel byl v minimalistické obuvi a nejmenší úhel v klasické běžecké obuvi. Statisticky významný rozdíl byl mezi všemi třemi podmínkami obutí.
- V kolenním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.
- V kyčelním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 2 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku odrazu (TO):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	109,2	164,9	150,1	17,3
	sm. odch.	2,06	1,32	1,26	0,54
Normal	průměr	100	168,4	151,4	17,8
	sm. odch.	1,7	1,85	1,13	0,80
Minimal	průměr	101,4	167,8	149,8	17,7
	sm. odch.	0,54	2,7	1,03	1,04
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,034	0,093	0,657
Tukey test		BN, BM	BN	-	-

**Tabulka č. 2: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku odrazu (proband č. 1)**

Z tabulky č. 2 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při bosonohém běhu. Úhel v klasické běžecké obuvi a minimalistické obuvi byl srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu byl největší úhel naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi, srovnatelný úhel byl i v obuvi minimalistické. Nejmenší úhel byl naměřen při bosonohém běhu. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi.
- V kyčelním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 3 znázorňuje minimální úhel během oporové fáze:

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	66,9	142,2	96	17,2
	sm. odch.	1,11	1,09	0,77	0,6
Normal	průměr	62,3	141,6	90,8	16,9
	sm. odch.	1,23	1,11	0,89	0,81
Minimal	průměr	63,8	143,9	90,2	17,5
	sm. odch.	1,01	1,9	0,5	0,82
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,055	0,0001	0,514
Tukey test		BN, BM	-	BN, BM	-

**Tabulka č. 3: Minimální úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny během oporové fáze (proband č. 1)**

Z tabulky č. 3 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze při běhu v klasické běžecké obuvi. Úhel v klasické běžecké obuvi a minimalistické obuvi byl srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu mezi skupinami nebyl statisticky významný rozdíl, ale  $p$  hodnota se pohybuje těsně u hranice hladiny významnosti.
- V kyčelním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze při běhu v minimalistické obuvi, úhel v klasické běžecké obuvi byl srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 4 znázorňuje délku trvání oporové fáze:

		Délka trvání OF
Bos	průměr	226
	sm. odch.	17,5
Normal	průměr	253
	sm. odch.	8,4
Minimal	průměr	245
	sm. odch.	7,6
$p$ hodnota (ANOVA)		0,0001
Tukey test		BN, BM

**Tabulka č. 4: Délka trvání oporové fáze (proband č. 1)**

Z tabulky č. 4 lze vyvodit následující:

- Nejkratší délka trvání oporové fáze byla přítomna při běhu naboso. Mezi délkou trvání oporové fáze v klasické běžecké obuvi a minimalistické obuvi nebyl významný rozdíl.

- Statisticky významný rozdíl v délce trvání oporové fáze byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.



## Proband č. 2

Proband je aktivně sportující muž (věk 25 let, výška 176 cm, váha 69 kg). Dříve aktivní hráč fotbalu, závodní kariéru ukončil ve 20-ti letech, nyní hraje 2x týdně beach volejbal, 3x týdně provozuje běh na 3 – 5 km.

Průběh pohybu v hlezenním kloubu probanda č. 2 je popsán v příloze č. 3.

Následující tabulka č. 5 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku došlapu (TD):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Páne
Bos	průměr	124,5	166,2	116,2	28,3
	sm. odch.	1,28	1,72	1,46	1,23
Normal	průměr	110	164	116,9	28,9
	sm. odch.	1,36	1,64	1,67	1,35
Minimal	průměr	118,7	167,8	119,9	28,9
	sm. odch.	1,61	1,83	1,13	0,62
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,005	0,001	0,542
Tukey test		BN, BM, NM	NM	BM, NM	-

**Tabulka č. 5: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku došlapu (proband č. 2)**

Z tabulky č. 5 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při bosonohém běhu, menší úhel byl v minimalistické obuvi a nejmenší úhel v klasické běžecké obuvi. Statisticky významný rozdíl byl mezi všemi třemi podmínkami obutí.
- V kolenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při běhu v minimalistické obuvi, menší úhel byl při běhu naboso a nejmenší úhel v klasické běžecké obuvi. Statisticky významný rozdíl byl mezi během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při běhu v minimalistické obuvi. Úhel při došlapu naboso a v klasické běžecké obuvi byl srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.

- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 6 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku odrazu (TO):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	112,2	154,4	125,5	21,5
	sm. odch.	2,46	1,6	2,23	1,22
Normal	průměr	122,3	153,7	132	21,2
	sm. odch.	2,27	1,57	1,46	1,18
Minimal	průměr	122	143,9	134	22,3
	sm. odch.	2,41	1,76	1,76	1,38
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,0001	0,0001	0,324
Tukey test		BN, BM	BM, NM	BN, BM	-

**Tabulka č. 6: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku odrazu (proband č. 2)**

Z tabulky č. 6 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi. Úhel v klasické běžecké obuvi a minimalistické obuvi byl srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu naboso. Úhel při běhu naboso a v klasické běžecké obuvi byl srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu v minimalistické obuvi, srovnatelný úhel byl i při odrazu v klasické běžecké obuvi. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během klasické běžecké obuvi, a během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 7 znázorňuje minimální úhel během oporové fáze:

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	97	147,9	116,5	21,1
	sm. odch.	0,74	1,46	1,41	1,33
Normal	průměr	95	147,6	115,6	21,2
	sm. odch.	0,58	1,35	1,48	1,90
Minimal	průměr	102,2	149	116,7	22,2
	sm. odch.	0,80	0,77	1,23	0,98
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,059	0,305	0,438
Tukey test		BN, BM, NM	-	-	-

**Tabulka č. 7: Minimální úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny během oporové fáze (proband č. 2)**

Z tabulky č. 7 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi, větší úhel byl naměřen při běhu naboso a největší úhel v minimalistické běžecké obuvi. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi všemi třemi podmínkami obutí.
- V kolenním kloubu mezi skupinami nebyl statisticky významný rozdíl, ale *p* hodnota se pohybuje těsně u hranice hladiny významnosti.
- V kyčelním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 8 znázorňuje délku trvání oporové fáze:

		Délka trvání OF
Bos	průměr	238
	sm. odch.	17
Normal	průměr	268
	sm. odch.	11
Minimal	průměr	256
	sm. odch.	14
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,003
Tukey test		BN, BM

**Tabulka č. 8: Délka trvání oporové fáze (proband č. 2)**

Z tabulky č. 8 lze vyvodit následující:

- Nejkratší délka trvání oporové fáze byla přítomna při běhu naboso. Mezi délkou trvání oporové fáze v klasické běžecké obuvi a minimalistické obuvi nebyl významný rozdíl. Statisticky významný rozdíl v délce trvání oporové fáze byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.

### Proband č. 3

Proband je občasně sportující žena (věk 24 let, výška 176 cm, váha 63 kg). Dříve hrála basketbal, na závodní úrovni do 19 let. Nyní 2x týdně provozuje běh na 3 – 5 km.

Následující tabulka č. 9 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku došlapu (TD):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	123,7	168,9	156,3	18,7
	sm. odch.	2,18	1,76	1,11	0,88
Normal	průměr	108,9	165,2	157,9	20,2
	sm. odch.	0,41	1,21	1,24	1,24
Minimal	průměr	123,1	171,2	148,7	19,2
	sm. odch.	2,28	1,66	1,37	0,49
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,0001	0,0001	0,069
Tukey test		BN, NM	BN, NM	BM, NM	-

**Tabulka č. 9: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku došlapu (proband č. 3)**

Z tabulky č. 9 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při bosonohém běhu, srovnatelný úhel byl v minimalistické obuvi a nejmenší úhel v klasické běžecké obuvi. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při běhu v minimalistické obuvi, menší úhel při běhu naboso a nejmenší úhel v klasické běžecké obuvi. Statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi, srovnatelný úhel byl naměřen i při běhu naboso. Statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.

- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl, avšak  $p$  hodnota se velmi blížila hodnotě hladiny významnosti.

Následující tabulka č. 10 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku odrazu (TO):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	116,4	163,5	172,7	15,1
	sm. odch.	1,34	3,01	2,14	0,83
Normal	průměr	123,6	175,6	174,7	16
	sm. odch.	3,67	2,83	2,41	0,68
Minimal	průměr	118,8	172,6	168,9	15,8
	sm. odch.	1,39	0,75	1,38	0,63
$p$ hodnota (ANOVA)		0,001	0,0001	0,001	0,124
Tukey test		BN, NM	BN, BM	BM, NM	-

**Tabulka č. 10: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku odrazu (proband č. 3)**

Z tabulky č. 10 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi. Úhel při běhu naboso a v minimalistické obuvi byl menší a srovnatelný. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen v klasické běžecké obuvi, srovnatelný úhel byl v obuvi minimalistické. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen v klasické běžecké obuvi, srovnatelný úhel byl při běhu naboso. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 11 znázorňuje minimální úhel během oporové fáze:

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	87,7	145,7	155,9	14,1
	sm. odch.	0,91	0,87	0,91	0,78
Normal	průměr	90,7	145,7	157,9	13,7
	sm. odch.	0,80	1,41	1,22	0,95
Minimal	průměr	88,1	149,2	148,3	13,5
	sm. odch.	0,65	1,76	1,49	0,8
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,001	0,0001	0,584
Tukey test		BN, NM	BM, NM	BM, NM	-

**Tabulka č. 11: Minimální úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny během oporové fáze (proband č. 3)**

Z tabulky č. 11 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze při běhu naboso, úhel při použití minimalistických bot byl srovnatelný. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze při běhu naboso a při běhu v klasické běžecké obuvi. V kolenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze při běhu v minimalistické obuvi. Úhel při běhu naboso a v klasické běžecké obuvi byl menší a srovnatelný. V kyčelním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 12 znázorňuje délku trvání oporové fáze:

		Délka trvání OF
Bos	průměr	260
	sm. odch.	13
Normal	průměr	269
	sm. odch.	11

Minimal	průměr	283
	sm. odch.	9
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001
Tukey test		BM, NM

**Tabulka č. 12: Délka trvání oporové fáze (proband č. 3)**

Z tabulky č. 12 lze vyvodit následující:

- Nejkratší délka trvání oporové fáze byla přítomna při běhu naboso. Avšak hodnota délky trvání oporové fáze při běhu v klasické běžecké obuvi byla srovnatelná. Statisticky významný rozdíl v délce trvání oporové fáze byl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.



#### Proband č. 4

Proband je aktivně sportující muž (věk 26 let, výška 175 cm, váha 64 kg). Proband provozoval do svých 19-ti let atletiku, konkrétně běh na 800m. V 16-ti letech získal 2. místo na mistrovství ČR. Nyní provozuje běh na 5 – 10 km 2x týdně.

Následující tabulka č. 13 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku došlapu (TD):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	133,8	160	136,4	17,5
	sm. odch.	1,1	1,51	0,68	0,57
Normal	průměr	121,3	164,9	137,2	17,9
	sm. odch.	1,47	0,49	1,43	1,85
Minimal	průměr	130,2	166,2	139,2	17
	sm. odch.	0,99	1,33	2,27	1,21
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,0001	0,03	0,575
Tukey test		BN, BM, NM	BN, BM	BM	-

**Tabulka č. 13: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku došlapu (proband č. 4)**

Z tabulky č. 13 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při bosonohém běhu, menší úhel byl v minimalistické obuvi a nejmenší úhel v klasické běžecké obuvi. Statisticky významný rozdíl byl mezi všemi třemi podmínkami obutí.
- V kolenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při běhu v minimalistické obuvi, úhel při běhu v klasické běžecké obuvi byl srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při běhu v minimalistické obuvi, úhel při použití klasických běžeckých bot byl srovnatelný. V kyčelním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 14 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku odrazu (TO):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánevní
Bos	průměr	121	156,3	147,2	13,7
	sm. odch.	2,61	1,57	1,13	1,08
Normal	průměr	133,7	161,8	147,1	13,5
	sm. odch.	1,03	1,02	1,5	0,19
Minimal	průměr	134,5	155,7	146,7	13,3
	sm. odch.	2,77	1,32	0,56	0,74
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,0001	0,795	0,688
Tukey test		BN, BM	BN, NM	-	-

**Tabulka č. 14: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku odrazu (proband č. 4)**

Z tabulky č. 14 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu v minimalistické obuvi. Úhel v klasické běžecké obuvi a v minimalistické obuvi byl srovnatelný. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi. Úhel při běhu naboso a v minimalistické obuvi byl menší a srovnatelný. V kolenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 15 znázorňuje minimální úhel během oporové fáze:

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánevní
Bos	průměr	95,3	138,7	134,1	12,6
	sm. odch.	0,61	0,66	1,37	1,08
Normal	průměr	92,2	138,7	132,6	13
	sm. odch.	0,73	0,71	0,47	0,11
Minimal	průměr	99,5	140,1	133,7	12,8
	sm. odch.	0,86	1,26	0,73	0,53

<i>p</i> hodnota (ANOVA)	0,0001	0,057	0,088	0,729
Tukey test	BN, BM, NM	-	-	-

**Tabulka č. 15: Minimální úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny během oporové fáze (proband č. 4)**

Z tabulky č. 15 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi, větší úhel byl naměřen při běhu naboso a největší úhel v minimalistické běžecké obuvi. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi všemi třemi podmínkami obutí.
- V kolenním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl, avšak *p* hodnota se blížila stanovené hladině významnosti.
- V kyčelním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl, avšak *p* hodnota se blížila stanovené hladině významnosti.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 16 znázorňuje délku trvání oporové fáze:

		Délka trvání OF
Bos	průměr	236
	sm. odch.	8
Normal	průměr	281
	sm. odch.	7
Minimal	průměr	266
	sm. odch.	8
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001
Tukey test		BN, BM, NM

**Tabulka č. 16: Délka trvání oporové fáze (proband č. 4)**

Z tabulky č. 16 lze vyvodit následující:

- Nejkratší délka trvání oporové fáze byla přítomna při běhu naboso, delší byla při běhu v minimalistické obuvi a nejdélší při běhu v klasické běžecké obuvi. Statisticky významný rozdíl v délce trvání oporové fáze byl mezi všemi třemi podmínkami obutí.

### Proband č. 5

Proband je aktivně sportující muž (věk 27 let, výška 185 cm, váha 78 kg). Nyní hraje závodně florbal, trénuje 2x týdně. Provozuje běh 3x – 4x týdně v délce 4 – 8 km.

Následující tabulka č. 17 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku došlapu (TD):

		Hlezenní kloub	Koleenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	133,9	165,3	136,4	21,3
	sm. odch.	1,1	1,51	0,69	0,33
Normal	průměr	121,3	162,2	137,2	21,5
	sm. odch.	1,46	1,56	1,43	0,43
Minimal	průměr	130,2	166,2	139,3	21,2
	sm. odch.	0,99	1,33	2,27	0,44
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,0001	0,03	0,458
Tukey test		BN, BM, NM	BN, NM	BM	-

**Tabulka č. 17: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku došlapu (proband č. 5)**

Z tabulky č. 17 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při bosonohém běhu, menší úhel byl v minimalistické obuvi a nejmenší úhel v klasické běžecké obuvi. Statisticky významný rozdíl byl mezi všemi třemi podmínkami obutí.
- V hlezenním kloubu byl největší úhel při došlapu při běhu v minimalistické obuvi, menší úhel při běhu v klasické běžecké obuvi a nejmenší při běhu naboso. Statisticky významný rozdíl byl mezi všemi třemi podmínkami obutí.
- V kyčelním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při běhu v minimalistické obuvi, úhel při použití klasických běžeckých bot byl srovnatelný. V kyčelním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 18 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku odrazu (TO):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	120,1	157,4	147,2	19,4
	sm. odch.	2,61	1,57	1,12	0,48
Normal	průměr	133,7	162,9	149,3	20,1
	sm. odch.	1,03	1,02	1,5	0,5
Minimal	průměr	134,5	156,8	146,8	20,1
	sm. odch.	2,77	1,32	0,56	0,51
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,0001	0,007	0,054
Tukey test		BN, BM	BN, NM	BN, NM	-

**Tabulka č. 18: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku odrazu (proband č. 5)**

Z tabulky č. 18 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu v minimalistické obuvi. Úhel v klasické běžecké obuvi a v minimalistické obuvi byl srovnatelný. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl, mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi. Úhel při běhu naboso a v minimalistické obuvi byl menší a srovnatelný. V kolenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen v klasické běžecké obuvi, úhel byl při běhu naboso a v minimalistické obuvi byl menší a srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl, avšak *p* hodnota se pohybovala blízko hodnoty hladiny významnosti.

Následující tabulka č. 19 znázorňuje minimální úhel během oporové fáze:

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	96	145,9	140,4	19
	sm. odch.	0,78	1,28	0,77	0,74
Normal	průměr	90,9	146,8	141,7	19,4
	sm. odch.	0,9	1,03	1,88	0,37
Minimal	průměr	90,1	147,2	142,8	19,6
	sm. odch.	0,5	0,79	1,22	0,23
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,159	0,053	0,202
Tukey test		BN, BM	-	-	-

**Tabulka č. 19: Minimální úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny během oporové fáze (proband č. 5)**

Z tabulky č. 19 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze při běhu v minimalistické obuvi. Úhel v klasické běžecké obuvi a minimalistické obuvi byl srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.
- V kyčelním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl, avšak *p* hodnota se pohybovala blízko hodnoty hladiny významnosti.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 20 znázorňuje délku trvání oporové fáze:

		Délka trvání OF
Bos	průměr	244
	sm. odch.	10
Normal	průměr	287
	sm. odch.	12
Minimal	průměr	286
	sm. odch.	13
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001
Tukey test		BN, BM

**Tabulka č. 20: Délka trvání oporové fáze (proband č. 5)**

Z tabulky č. 20 lze vyvodit následující:

- Nejkratší délka trvání oporové fáze byla přítomna při běhu naboso. Mezi délkou trvání oporové fáze v klasické běžecké obuvi a minimalistické obuvi nebyl významný rozdíl. Statisticky významný rozdíl v délce trvání oporové fáze byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.

### Proband č. 6

Proband je aktivně sportující žena (věk 23 let, výška 173 cm, váha 59 kg). Dříve závodně jezdila na kajaku, nyní tento sport provozuje pouze rekreačně. Běh provozuje 2x týdně na 3 – 5 km.

Následující tabulka č. 21 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku došlapu (TD):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	108,9	159,1	127	26,3
	sm. odch.	0,88	1,27	1,36	1,12
Normal	průměr	105,8	156,3	129,2	26,7
	sm. odch.	0,76	1,77	1,9	0,82
Minimal	průměr	106	160,4	126,6	27,1
	sm. odch.	0,85	2,17	2,98	0,98
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,009	0,007	0,158	0,672
Tukey test		BN, BM	NM	-	-

**Tabulka č. 21: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku došlapu (proband č. 6)**

Z tabulky č. 21 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při bosonohém běhu, úhel v minimalistické obuvi a v klasické běžecké obuvi byl menší a srovnatelný. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu byl největší úhel při došlapu naměřen při běhu v minimalistické obuvi, menší, ale srovnatelný úhel byl naměřen při běhu naboso. Statisticky významný rozdíl byl mezi během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.



Následující tabulka č. 22 znázorňuje úhel v jednotlivých kloubech nohy a pánve v okamžiku odrazu (TO):

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	122,8	166,9	147,3	25,9
	sm. odch.	2,82	0,99	0,51	1,02
Normal	průměr	130,2	171,7	152,4	25,6
	sm. odch.	1,43	1,39	2,06	1,47
Minimal	průměr	124,7	167,1	148,8	26,4
	sm. odch.	1,35	0,97	1,33	0,78
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,0001	0	0,765
Tukey test		BN, NM	BN, NM	BN, NM	-

**Tabulka č. 22: Úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny v okamžiku odrazu (proband č. 6)**

Z tabulky č. 22 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi. Úhel při běhu naboso a v minimalistické obuvi byl menší a srovnatelný. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl, mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kolenním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen při běhu v klasické běžecké obuvi. Úhel při běhu naboso a v minimalistické obuvi byl menší a srovnatelný. V kolenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu byl největší úhel při odrazu naměřen v klasické běžecké obuvi, úhel byl při běhu naboso a v minimalistické obuvi byl menší a srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 23 znázorňuje minimální úhel během oporové fáze:

		Hlezenní kloub	Kolenní kloub	Kyčelní kloub	Pánev
Bos	průměr	84,1	141,3	122,6	21,8
	sm. odch.	0,6	1,4	1,37	0,76
Normal	průměr	90	140,6	125,8	21,8
	sm. odch.	0,82	0,82	0,66	0,87
Minimal	průměr	88,1	146,5	125,1	21,6
	sm. odch.	1,3	0,6	1,87	0,97
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,0001	0,0001	0,007	0,904
Tukey test		BN, BM, NM	BM, NM	BN, BM	-

**Tabulka č. 23: Minimální úhel v jednotlivých kloubech dolní končetiny během oporové fáze (proband č. 6)**

Z tabulky č. 23 lze vyvodit následující:

- V hlezenním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze naměřen při běhu naboso, větší úhel byl naměřen při běhu v minimalistické obuvi a největší úhel v klasické běžecké obuvi. V hlezenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi všemi třemi podmínkami obutí.
- V kolenním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze při běhu v klasické běžecké obuvi, úhel při běhu naboso byl větší, ale srovnatelný. V kolenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi během naboso a během v minimalistické obuvi, a během v klasické běžecké obuvi a během v minimalistické obuvi.
- V kyčelním kloubu byl nejmenší úhel během oporové fáze při bosonohém běhu. Větší úhel byl naměřen při použití minimalistické obuvi a klasické běžecké obuvi, tento úhel byl srovnatelný. Statisticky významný rozdíl byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.
- V pánvi nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl.

Následující tabulka č. 24 znázorňuje délku trvání oporové fáze:

		Délka trvání OF
Bos	průměr	232
	sm. odch.	5
Normal	průměr	255
	sm. odch.	9

Minimal	průměr	250
	sm. odch.	13
<i>p</i> hodnota (ANOVA)		0,006
Tukey test		BN, BM

**Tabulka č. 24: Délka trvání oporové fáze (proband č. 6)**

Z tabulky č. 24 lze vyvodit následující:

- Nejkratší délka trvání oporové fáze byla přítomna při běhu naboso. Mezi délkou trvání oporové fáze v klasické běžecké obuvi a v minimalistické obuvi nebyl významný rozdíl. Statisticky významný rozdíl v délce trvání oporové fáze byl mezi během naboso a během v klasické běžecké obuvi, a mezi během naboso a během v minimalistické obuvi.

## 7 Diskuze

Hlavním cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda a jakým způsobem se liší z pohledu kinematiky pohyby v sagitální rovině v pánevním pletenci, kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu při použití různých typů běžecké obuvi. Dalším cílem bylo shromáždění literatury zabývající se tímto tématem a porovnání výsledků výzkumů zabývajících se změnou kinematiky při běhu v různé obuvi. Většina dosud publikovaných zahraničních studií porovnává změny kinematiky v hlezenním a kolenním kloubu. Cílem této práce je bližší prozkoumání nejen těchto změn, ale i změn, ke kterým dochází při použití různého typu obutí v kyčelním kloubu a pánevním pletenci.

Měření se zúčastnilo 12 aktivně sportujících probandů. Podmínkou bylo provozování rekreačního běhu v minimálním rozsahu 10 km týdně. Jednalo se o skupinu 6 mužů a 6 žen. Z důvodu problémových situací, které se vyskytly při měření – např. stínění markerů během oporové fáze, či nemožnost dopočítání trajektorie daného markerů v programu Qualisys track manager, byly nakonec vyhodnoceny záznamy skupiny 6 probandů.

Analyzovány byly kinematické parametry kloubů dolních končetin a pánve při došlapu, během oporové fáze a při odrazu. Dále byla analyzována délka trvání fáze opory běžeckého cyklu. Ke splnění cíle práce byla určena otázka: Jak se liší z pohledu kinematiky pohyby v sagitální rovině v pánevním pletenci, kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu při použití různé běžecké obuvi? Ke zodpovězení této otázky bylo použito 3 hypotéz.

H1: Očekáváme, že použitá obuv bude mít vliv na postavení oporové končetiny v okamžiku došlapu.

Z analýzy kinematických parametrů při došlapu (TD) se jako nejzajímavější ukazuje postavení hlezenního kloubu. Úhel v hlezenním kloubu při došlapu byl u všech probandů největší při běhu naboso. Naopak nejmenší úhel v hlezenním kloubu při došlapu byl při použití klasické běžecké boty. U všech probandů byl mezi těmito skupinami statisticky významný rozdíl. Úhel při došlapu v minimalistické obuvi se nácházel mezi úhly došlapu při běhu naboso a při běhu v klasické běžecké obuvi. Tento parametr ukazuje na plošší došlap – tedy došlap na přednoží. Tento závěr měření se shoduje s výsledky většiny

zahraničních studií, které se změnou kinematiky zabývaly, jako například De wit, De Clercq a Aerts (2000). Ve svém výzkumu se zaměřili na změnu kinematiky při běhu naboso a v klasické běžecké obuvi a rozdíl úhlů v hlezenním kloubu při došlapu činil  $12^\circ$  při rychlosti běhu 3,5 m/s. U našich probandů byl průměrný úhel v hlezenním kloubu při došlapu větší o  $11,5^\circ$  při rychlosti 3,65 m/s. Je však překvapivé, že o celou polovinu nižší výsledky při obdobném měření zjistili Bonnacci, Saunders a Hicks ve svém výzkumu z roku 2013. Během jejich měření došlo ke zvětšení úhlu hlezenního kloubu při došlapu o  $5,5^\circ$  při rychlosti běhu 3 m/s. Shin, Lin a Shiang (2013) ve svém výzkumu zmiňují důsledky došlapu na přednoží a jeho vliv na svalovou aktivitu. K výraznému zvýšení svalové aktivity dochází v obou hlavách m. gastrocnemius, a to především během oporové fáze. Zvýšení svalové aktivity je v tomto případě důsledkem většího zatížení svalu. Na závěr autoři dodávají, že toto zvýšení svalové aktivity může být přínosné v tréninku sportovců, ale na druhou stranu může častěji docházet ke zraněním v důsledku přetížení svalu. Analýza kinematických parametrů při došlapu dále ukázala změny v kolenním kloubu. Tyto změny byly ve smyslu zvýšení úhlu v kolenním kloubu při běhu v minimalistické obuvi, tento jev byl přítomný u všech probandů, u kterých byl mezi podmínkami obutí statisticky významný rozdíl. Hodnoty úhlu v kolenním kloubu při použití klasické běžecké obuvi byly naopak nejmenší. Ve výzkumu Shina, Lina a Shianga (2013), došlo ke zvýšení úhlu v kolenním kloubu během došlapu při bosonohém běhu oproti běhu v klasické běžecké obuvi. Tento jev autoři vysvětlují tím, že kolenní kloub reaguje na změnu postavení hlezenního kloubu a zároveň dodávají, že větší flexe v kolenním kloubu poskytuje dolní končetině větší odpružení. Hypotéza č. 1 se potvrdila – použitá obuv měla vliv na postavení oporové končetiny v okamžiku došlapu.

H2: Očekáváme, že použitá obuv bude mít vliv na postavení kloubů oporové končetiny v okamžiku jejich minimálního úhlu během oporové fáze.

Z výsledků analýzy kinematických parametrů během oporové fáze je zajímavé srovnání změny minimálního úhlu kolenního kloubu. Zahraniční studie se shodují, že změny kinematiky v kolenním kloubu jsou přítomné, ale jsou menší než v oblasti hlezenního kloubu. Bonnacci, Saunders a Hicks (2013) a De wit, De Clercq a Aerts (2000) shodně udávají sníženou flexi v kolenním kloubu o  $2,1 - 2,4^\circ$ , během oporové fáze při bosonohém běhu oproti běhu v klasické běžecké obuvi. Nám se bohužel podobné výsledky

nepodařilo potvrdit. Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán pouze u dvou probandů, kde rozdíl mezi během v klasické běžecké obuvi a během naboso byl minimální, tyto podmínky byly rozdílné vůči běhu v minimalistické obuvi, ve kterých byl úhel v kolenním kloubu největší. Analýza kinematických parametrů během oporové fáze dále ukázala změny v hlezenním kloubu. Statisticky významné rozdíly byly přítomny u všech probandů, avšak tyto změny byly nejednotné a nepodařilo se mezi nimi najít určitý trend. Hypotéza č. 2 se potvrdila – použitá obuv měla vliv na postavení kloubů oporové končetiny v okamžiku jejich minimálního úhlu během oporové fáze.

H3: Očekáváme, že použitá obuv bude mít vliv na postavení oporové končetiny v okamžiku odrazu.

Změny kinematických parametrů během odrazu byly přítomny v hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu dolní končetiny. V hlezenním a kolenním kloubu byl statisticky významný rozdíl mezi skupinami u všech 6 probandů, v kyčelním kloubu u 4 probandů. V kolenním a kyčelním kloubu se, navzdory statisticky významným rozdílům, nepodařilo ve změně kinematiky najít určitý trend. U 5 probandů byl výrazně nižší úhel v hlezenním kloubu při odrazu přítomen u bosonohého běhu. Díky tomu byl nalezen statisticky významný rozdíl mezi během bez obuvi a během v obutých podmínkách. Tento trend se však neshoduje se závěry výzkumu De wita, De Clercq a Aertse (2000), kteří během odrazové fáze nenašli mezi danými podmínkami statisticky významnou změnu. Je však nutné dodat, že při výzkumu výše uvedených autorů byla použita jiná obuv podobných parametrů, je však otázkou, zda by malé rozdíly mezi parametry obuvi mohly mít na změnu kinematiky významný vliv. Hypotéza č. 3 se potvrdila – použitá obuv měla vliv na postavení oporové končetiny v okamžiku odrazu.

Z analýzy kinematických parametrů při došlapu, během oporové fáze a při odrazu je patrné, že v pánevním pletenci nedochází ke změně pohybů při použití různé obuvi. Statisticky významný rozdíl pohybu pánve mezi jednotlivými skupinami nebyl zaznamenán ani u jednoho z probandů. V tomto ohledu bohužel není možnost srovnání se zahraničními studii, jelikož jejich autoři se zpravidla zaměřují na změnu kinematiky hlezenního a kolenního kloubu, méně často kloubu kyčelního. Nicméně i v těchto případech se autoři shodují na tom, že největší zaznamenané změny jsou nalezeny v distálních segmentech dolní končetiny.

Tento trend byl zaznamenán i při našem měření. Fakt, že jsme při analýze kinematických parametrů v pánvi nenašli významné rozdíly, může být vysvětlen tím, že pohyb je řetězen přes všechny klouby dolních končetin a změny jsou tedy méně patrné. Pánev je z měřených segmentů nejméně pohyblivý a změny pohybu nejsou tak signifikantní.

Ke splnění cíle práce byla dále určena otázka: Jak se liší délka trvání oporové fáze při běhu při použití různé běžecké obuvi? Ke zodpovězení této otázky bylo použito 1 hypotézy.

H4: Očekáváme, že použitá obuv bude mít vliv na délku trvání oporové fáze.

Při hledání odpovědi na tuto otázku jsme se shledali s jednoznačnými výsledky při měření délky trvání oporové fáze. U všech 6 probandů bylo nejkratší trvání oporové fáze při běhu naboso. U 5 probandů bylo nejdelší trvání oporové fáze přítomno při použití klasické běžecké obuvi. Statisticky významný rozdíl byl u 5 probandů právě mezi bosonohým během a během v klasické běžecké obuvi, ale také mezi během naboso a během v minimalistické obuvi. Statisticky významný rozdíl v délce trvání oporové fáze mezi klasickou běžeckou obuví a minimalistickou obuví byl přítomný u 2 probandů. Tyto výsledky částečně korelují se zahraničními studii (Braunstein, 2010; Bonnacci, Saunders a Hicks, 2013), kde autoři konstatují, že při bosonohém běhu dochází ke zkrácení kroku a zvýšení krokové frekvence oproti běhu v klasické běžecké obuvi, ale i v minimalistické obuvi. Zároveň je nutné dodat, že při rostoucí rychlosti běhu se bude délka trvání oporové fáze snižovat, tomu jsme však při našem měření zabránili stanovenou konstantní rychlostí běhu.

S jistotou můžeme tvrdit, že se změnou běžecké obuvi dochází ke změnám v technice běhu. Tyto změny jsou však velmi individuální. V prezentovaných výsledcích 6 případových studií je možné najít určité podobnosti se studii zahraničních autorů, je však nutné dodat, že vzorek zkoumaných probandů byl příliš malý ke stanovení obecné platnosti výsledků.

## 8 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda má typ používané běžecké obuvi vliv na změnu kinematiky pánve a kloubů dolních končetin v sagitální rovině. Měření bylo provedeno na FTVS UK. Testovaná skupina zahrnovala 6 mužů a 6 žen, kteří provozují rekreační běh v minimálním rozsahu 10 km týdně.

Cíle této práce se podařilo naplnit a výzkumné otázky zodpovědět, a to i přesto, že všechna data z provedeného měření nebyla kvůli problémovým situacím použitelná, a tím pádem jsem byl donucen použít data pouze 6 probandů. Ve výsledcích 6 případových studií je možné najít určité podobnosti se studii zahraničních autorů. Výsledky analýzy kinematických parametrů hlezenního kloubu ukazují na změnu úhlu během došlapu při použití různé běžecké obuvi. Největší úhel v hlezenním kloubu byl přítomen při běhu naboso, naopak nejmenší úhel v hlezenním kloubu při došlapu byl při použití klasické běžecké boty. Tento parametr ukazuje na plošší došlap směřovaný na přednoží. Tendence k došlapu na přednoží byla i při použití minimalistické obuvi, avšak byla menší, než u bosonohého běhu. Výsledky kinematických parametrů pánve ukázaly, že nedochází ke změně pohybů při použití různé obuvi. Statisticky významný rozdíl pohybu pánve mezi jednotlivými skupinami nebyl zaznamenán ani u jednoho z probandů. Při analýze kinematických parametrů kyčelního kloubu byly přítomny statisticky významné rozdíly, ty se však u jednotlivých probandů lišily. Srovnání těchto výsledků neukázalo podobný trend. Kdy jsme se naopak setkali s jednoznačnými výsledky, bylo měření délky trvání oporové fáze. Statisticky významný rozdíl byl přítomen u 5 probandů právě mezi bosonohým během a během v klasické běžecké obuvi.

Domnívám se, že tato práce přinesla i další výzkumné otázky, které by si zasloužily odbornou pozornost a potenciálně otevírá pole pro další výzkum a měření. Například měření rozmístění tlaku na plosce nohy při použití různé běžecké obuvi, či sledování dlouhodobého vlivu běžecké obuvi na techniku běhu.

Tato práce ukazuje, že se změnou běžecké obuvi dochází ke změnám v kinematice a technice běhu. Tyto změny jsou však velmi individuální.



## 9 Použitá literatura

1. *Adidas* [online]. 2012, 29.8. 2014 [cit. 2014-08-30]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Adidas>
2. *Barefoot obuv vs Minimalistická obuv vs Klasické běžecké boty* [online]. 2013, [cit. 2014-08-23]. Dostupné z: <http://www.vivobarefoot.cz/komunita/blog/barefoot-obuv-vs-minimalisticka-obuv-vs-klasicke-bezecke-boty>
3. BISHOP, M., FIOŁKOWSKI, P., CONRAD, B. et al. Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *Journal of Athletic Training*. 2006, č. 41, str. 387-392.
4. BONACCI, J., SAUNDER, P. U., HICKS A., RANTALAINEN, T., VISENZIO, B. G., SPRATFORD W. Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. *US National Library of Medicine National Institutes of Health*, 2013.
5. BRAUNSTEIN, B., ARAMPATZIS, A., EYSEL, P. et al. Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running. *Journal of Biomechanics*. 2010, č. 43, str. 120–125.
6. BROODY, D., M. *Running injuries, poškození způsobená během*. Praha: Ústřední výbor Československého svazu tělesné výchovy, informační a dokumentační středisko, 1980, str. 1-18.
7. CAVANAGH, P. *Biomechanics of Distance Running*, Champaign: Human Kinetics Books, 1990, ISBN: 0-87322-268-7.
8. COLLIER, R. *The rise of barefoot running*, CMAJ: Canadian Medical Association Journal, 2011, č. 183(1) s. 205-213.

9. ČIHÁK, R. *Anatomie I.*, třetí, upravené a doplněné 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
10. DE WIT, DE CIERDQ, AERTS, Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running, *Journal of Biomechanics*, Elsevier, 2000, č. 33, str. 269-278.
11. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*, Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
12. FERBER R. et al. A comparison of within- and between-day reliability of discrete 3D lower extremity variables in runners. *Journal of Orthopaedic Research*, 2002, č. 20, str. 139–45.
13. FLEISCHMANN, J., LINC, R. *Anatomie člověka I.* 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1981.
14. FORMÁNEK, J., HORČIC, J. *Triatlon*. 1. vyd. Praha: Olympia, 2003. ISBN 27-020-2003.
15. GALLOWAY, J. *Gallowayova kniha o běhání*. 1. vyd. Praha: Talpress, spol. s r. o., 2007. ISBN 80-7197-307-6.
16. GIULIANI, J., MASINI, B., ALITZ C. Barefoot-simulating footwear associated with metatarsal stress Injury in 2 runners, *Orthopedics*, 2011, roč. 34, č. 7, str. 50-53.
17. GROSS, J. M., FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetřování pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.

18. HANSON, N., BERG, K., DEKA, P. Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *International Journal of Sports Medicine*. 2011, č. 32, str. 401–406.
19. *Historie sportovní obuvi* [online]. 2012 [cit. 2014-08-30]. Dostupné z: <http://www.botynasport.cz/historie-sportovni-obuvi.php>
20. JANDA, J. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN- 978-80-247-0722-8.
21. KAPANDJI, I., A. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 1. vyd. New York: Churchill Livingstone, 1987, ISBN 978-044-3025-044.
22. KNĚNICKÝ, K. *Technika lehkootletických disciplín: učebnice pro vysoké školy*. 2. vyd. Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1974.
23. KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
24. KUČERA, V., TRUKSA, Z. *Běhy na střední a dlouhé tratě*. Praha: Olympia 2003. ISBN 80-7033-324-3.
25. LEWIT, K. *Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace*. 1. vyd. Praha: Nakladatelství dopravy a spojů, 1990. ISBN 80-7030-096-5.
26. LIEBERMAN, D.,E. et al Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010, č. 463, str 531-536.
27. LYDIARD A. *Running to the Top*, Aachen: Mayer, 2007. ISBN: 978389124-4401.
28. NOAKS, T. M. D. *Lore of running*, Oxford: University Press, 2003, str. 788-837,

264-273. ISBN-13: 9780873229593.

29. NOSEK, M., VALTER, L. *Atletika pro školní TV: Švihový způsob běhu-technika a biomechanika*. [online]. 2010 [cit. 2014-06-08]. Dostupné z: [http://pf.ujep.cz/~nosek/atletika/hladke\\_sv\\_technika.html](http://pf.ujep.cz/~nosek/atletika/hladke_sv_technika.html)
30. NOVACHECK, T., F. The biomechanics of running. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, 1998, č. 7, s. 77-95.
31. MARŠÁKOVÁ, K. Dysfunkce kloubu a kinematika běhu. *Mladí evropané ve vědě 2005. Sborník příspěvků mezinárodní studentské vědecké konference konané r. 2005 na FTVS UK*. Ed. K. Kotlík. Praha: FTVS UK, 2005, str. 84-89.
32. MCDOUGALL, CH. *Born to run: Zrození k běhu*. Praha: Mladá Fronta, 2011, s. 172. ISBN 978-80-204-2433-4.
33. MOSTECKÁ, D. *Jak vybrat obuv nebo běhat bosí?* [online]. 2011 [cit. 2014-08-20]. Dostupné z: <http://www.behej.com/clanek/7304-jak-vybrat-obuv-nebo-behat-bosi/8>
34. PERRON, A., SAGLIMBENI, A., TALAVERA, F. *Metatarsal Stress Fracture*. [online]. 2011 [cit. 2014-08-09]. Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/85746-overview>
35. REPKO, M., KRBEC, M., CHALOUPKA, R., TICHÝ, V., ŠPRLÁKOVÁ-PUKOVÁ, A., Neuro-muskulární deformity pánve a jejich možné operační řešení. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, 2008, č. 75, s. 117-122.
36. RICHARDS, C., MAGIN, P., CALLISTER, R. Is your prescription of distance running shoes evidence based?, *British Journal of Sports Medicine*, 2008, č. 43 s. 159-162. ISSN 1473-0480.

37. SAXTON, K. B., Q&A with Ken Bob Saxton, barefoot-running pioneer, *Lawrence Journal-World*, 14. 8. 2006.
38. SHIN, Y., KUAN-LIN a SHIANG T. Is the striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Journal of Biomechanics*, Elsevier, 2013, č. 38, s. 490-494.
39. SOL, C. *Impact forces at the knee joint - A Comparative study on Running styles* [online]. Florida Atlantic University, Boca Raton, Florida, 2001 [cit. 2014-08-06]. Dostupné z: <http://www.posetech.com/library/cs-05-2001.html>. Vedoucí práce Dr. Don Torok.
40. STEFFNY, H., PRAMANN, U. *Běh pro zdraví*. Euromedia Group. Praha - Ikar, 2003. ISBN 80-249-0163-3
41. TICHÝ, M. *Dysfunkce kloubu II*. 1. vyd. Praha: nakladatelství Miroslav Tichý, 2006 ISBN-10: 80-239-7742-4.
42. TVRZNÍK, A., ŠKORPIL, M. a SOUMAR, L. *Běhání: od joggingu po marathon*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2006. ISBN 80-247-1220-2.
43. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
44. VÉLE, F. *Kineziologie*, 1. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
45. VINDUŠKOVÁ, J. *Abeceda atletického trenéra*. 1. vyd. Praha: Olympia, 2003, s. 283. ISBN 80-7033-770-2.

46. WESSINGHAGE, T. *Laufen: der Ratgeber für Ausrüstung, Technik, Training, Ernährung und Laufmedizin*, 1. vyd. Mnichov, BLV, 2001. ISBN 978-340-5161-859.
47. WINN, Y. *Barefoot/Minimalist Running Shoes: How to Choose* [online]. 2014, [cit. 2014-08-23]. Dostupné z: <http://www.rei.com/learn/expert-advice/how-to-choose-barefoot-minimalist-running-shoes.html>
48. WÖLLZENMÜLLER, F. *Běhání*. České Budějovice, Kopp. 2006, ISBN:8072322826.

### **Zdroje obrázků**

1. URL1: *Faculty and Staff Gym, Pelvic tilt* [online], 2012 [cit. 2014 - 6 - 10], Dostupné z: <http://livingwelluf.wordpress.com/2012/08/09/pelvic-tilt/>
2. URL2: *Elliptical training vs. treadmill running, Gait cycle* [online], 2010 [cit. 2014 - 8 - 10], Dostupné z: <http://csmbio.csm.jmu.edu/bio web/Bio490/Biomechanic%20Webposter/background.htm>
3. URL3: *Vibram fivefingers, Vibram fivefingers SeeYa* [online], 2012 [cit. 2014 - 12 - 10], Dostupné z: <http://www.vibramfivefingers.cn/html/mens-footwear/mens-seeya/>
4. URL4: *Runner's World running, Asics Gel- Nimbus 14- men's* [online], 2011 [cit. 2014 - 12 - 10], Dostupné z: <http://www.runnersworld.ltd.uk/acatalog/Asics-Gel-Nimbus-14-Mens.html>
5. URL5: *Runner's World running, Asics Gel- Nimbus 14- women's* [online], 2011 [cit. 2014 - 12 - 10], Dostupné z: <http://www.runnersworld.com/shoe/asics-gel-nimbus-14-14-womens>

6. URL6: *Kostra horní a dolní končetiny*, Kostra dolní končetiny [online], 2009 [cit. 2014 - 14 - 10], Dostupné z:  
<http://home.tiscali.cz/prirodoveda/kostrahorniadolnikoncetiny.html>

