

**UNIVERZITA KARLOVA**  
**Fakulta tělesné výchovy a sportu**  
Katedra fyzioterapie

**Vliv běhu naboso na kinetiku běhu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**Ing. František Lopot, Ph.D.**

Vypracoval:

**Bc. Denis Bezemek**

Praha, 2017

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci na téma „Vliv běhu naboso na kinetiku běhu“ 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

.....

podpis diplomanta

### Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

## Poděkování

Mé poděkování patří zejména vedoucímu mé práce Ing. Františku Lopotovi, Ph.D. za jeho ochotu, odbornou pomoc a cenné rady. Dále bych chtěl poděkovat také ostatním členům biomechanické laboratoře Fakulty tělesné výchovy a sportu, jmenovitě Ing. Luboši Tomšovskému a Ing. Petru Kubovému, za pomoc při přípravě a provádění experimentu. V neposlední řadě směřuji své poděkování zúčastněným probandům, bez kterých by tato práce nevznikla.

## **Abstrakt**

**Název:** Vliv běhu naboso na kinetiku běhu.

**Cíle:** Cílem práce je zhodnotit vliv typu obuvi (klasická běžecká obuv, barefoot obuv, běh naboso) na způsob dopadu (dopad na patu, na střed chodidla a na přednoží) při běhu a posoudit působení reakčních sil u jednotlivých typů dopadu.

**Metody:** Studie se zúčastnilo 11 běžců (pouze muži), kteří byli rozděleni do tří skupin dle preferovaného typu obuvi. Kinetické údaje (reakční síly) byly získávány pomocí silové desky značky Kistler, po které účastníci přebíhali subjektivně zvolenou rychlostí. Kinematické parametry běhu (rychlost) a video záznamy jednotlivých dopadů byly získávány systémem optoelektronické stereofotogrammetrie společnosti Qualisys. Měření byla jednorázová. Získaná data byla exportována do programu Microsoft Excel 2013, kde byly vytvořeny grafy reakčních sil. Dále byl pro vyhodnocení použit software Qualisys Track Manager. Vyhodnocení probíhalo na základě vytvořených grafů a kamerových záznamů.

**Výsledky:** Z výsledků plyne, že běžci v klasické běžecké obuvi preferovali dopad na patu, zatímco u běžců v barefoot obuvi mírně převažoval dopad na přednoží nad dopadem na střed nohy. U běžců naboso dominoval dopad na přednoží. V otázce působení vertikálních reakčních sil obsahoval při dopadu na patu průběh křivky těchto sil dva *peaky*, obdobně jako při dopadu na střed chodidla. Zde však byl celkový průběh o poznání plynulejší. Křivka u dopadu na přednoží byla zcela plynulá bez přítomnosti dvou *peaků*. U anterio-posteriorní reakční síly byly křivky grafů plynulejší a dosahovaly nižších maximálních hodnot sil při dopadu na přednoží ve srovnání s dopadem na střed nohy a dopadem na patu.

**Klíčová slova:** běh naboso, barefoot obuv, kinetika běhu

## **Abstract**

**Title:** The influence of barefoot running on running kinetics.

**Objectives:** The aim of this work is to assess the influence of different footwear (regular running shoes, barefoot footwear and barefoot running) on footstrike (rear-foot strike, mid-foot strike and fore-foot strike) during running and evaluate the action of reaction forces in different types of footstrike.

**Methods:** In this study participated 11 runners (only men), who were divided in three groups based on their preferred footwear. Kinetic data (reaction forces) were collected by using a Kistler force plate, which was crossed by the participants with subjectively chosen speed. Kinematic parameters of running (speed) and video recordings of a single footstrikes were obtained by using a Qualisys system of optoelectronic stereophotogrammetry. All the measurements occurred during one day. Collected data were exported to Microsoft Excel 2013 programme, where the graphs of reaction forces were created and to Qualisys Track Manager software. Assessment was based on created graphs and video recordings.

**Results:** The results show that runners wearing regular running shoes preferred a rear-foot strike, while among runners in barefoot footwear a fore-foot strike than mid-foot strike prevailed a bit. Among barefoot runners dominated a fore-foot strike. In question of vertical reaction forces during rear-foot strike the curve of the graph included two peaks. Among runners with barefoot running shoes the curve also included two peaks, however the shape was noticeably more fluent. The curve of the barefoot runners was completely fluent without any presence of two peaks. Curves of antero-posterior reaction forces were more fluent and reached lower maximal force values during fore-foot strikes in comparison with mid-foot strikes or rear-foot strikes.

**Keywords:** barefoot running, barefoot footwear, running kinetics

# Obsah

<b>1 ÚVOD</b> .....	9
<b>2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA</b> .....	10
<b>2.1 Člověk a běh</b> .....	10
2.1.1 Běh jako přirozená lokomoce člověka .....	10
2.1.2 Původ vytrvalostního běhu a adaptace lidského organismu .....	10
2.1.3 Vývoj běhu a běžecké obuvi.....	13
2.1.4 Pozitivní vliv běhu na lidské zdraví.....	15
2.1.5 Negativní vliv běhu na lidské zdraví.....	16
<b>2.2 Rozdíly mezi během naboso a během v obuvi</b> .....	17
2.2.1 Definice běhu .....	17
2.2.2 Krokový cyklus.....	17
2.2.3 Rozdíly v kinematice.....	19
2.2.3.1 Způsob dopadu .....	19
2.2.3.2 Postavení hlezenního a kolenního kloubu .....	20
2.2.3.3 Frekvence a délka kroku.....	22
2.2.3.4 Tuhost dolní končetiny .....	22
2.2.4 Rozdíly v kinetice .....	23
2.2.5 Anatomické adaptace a svalová aktivita .....	25
<b>2.3 Rizika zranění při běhu naboso a v obuvi</b> .....	27
2.3.1 Úvod do problematiky a rizikové faktory .....	27
2.3.2 Nejčastější běžecká zranění .....	29
2.3.2.1 Patelofemorální syndrom.....	29
2.3.2.2 Plantární fascitida .....	30
2.3.2.3 Syndrom iliotibiálního traktu.....	30
2.3.2.4 Achillotenditida.....	30
2.3.2.5 Únavové zlomeniny.....	31
<b>3 EXPERIMENT</b> .....	32
<b>3.1 Cíle a úkoly práce, výzkumné otázky a hypotézy</b> .....	32
3.1.1 Cíle práce.....	32
3.1.2 Úkoly práce.....	32
3.1.3 Výzkumné otázky .....	32
3.1.4 Hypotézy.....	32

<b>3.2 Metodika práce</b> .....	33
3.2.1 Charakteristika výzkumného souboru .....	33
3.2.2 Sběr dat .....	34
3.2.2.1 Teoretická část .....	34
3.2.2.2 Experimentální část .....	34
3.2.3 Průběh měření .....	35
3.2.4 Analýza a zpracování dat .....	36
3.2.5 Vyhodnocení dat .....	36
<b>3.3 Výsledky</b> .....	37
3.3.1 Způsob dopadu .....	37
3.3.2 Vertikální složka reakčních sil .....	40
3.3.3 Anterio-posteriorní složka reakčních sil .....	42
<b>4 DISKUZE</b> .....	48
<b>4.1 Diskuze k hypotéze č. 1 a 2</b> .....	48
<b>4.2 Diskuze k hypotéze č. 3</b> .....	51
<b>4.3 Diskuze k hypotéze č. 4 a 5</b> .....	53
<b>5 ZÁVĚR</b> .....	56
<b>6 POUŽITÁ LITERATURA</b> .....	58
<b>7 PŘÍLOHY</b> .....	69



# 1 ÚVOD

Běh je starý doslova jako lidstvo samo. Původně sloužil k snadnějšímu získávání kořisti, respektive k obstarávání potravy. Postupem času se z běhu stala sportovní disciplína, které se účastnili zejména profesionálové. V současné době je běh celosvětovým fenoménem rozšířeným mezi širokou veřejnost a slouží zejména ke sportovním nebo rekreačním účelům.

Během lidské evoluce byl běh po velmi dlouho dobu praktikován naboso. Postupně lidé začali používat různé typy obuvi, které však plnily především ochranou funkci nohy a neměly žádné moderní prvky sportovní obuvi, tak jak ji známe dnes. Můžeme tedy předpokládat, že takový typ obuvi dovoval běžcům praktikovat běh v obdobné formě, v jaké jej provozovali naši předkové. K modernizaci běžeckých bot došlo až s masovým rozšířením běhu, které provázela také postupně se zvyšující incidence zranění. Častý výskyt zranění stimuloval neustálé vylepšování moderní běžecké obuvi, které probíhá dodnes. Postupně se však začal objevovat návrat k běhu naboso, který byl vývojem moderních běžeckých bot zastíněn. Zájem o běh naboso vygradoval v roce 2011 po vydání knihy Christophera McDougella s názvem „Zrození k běhu“, která vykresluje běh naboso jako nejpřirozenější variantu běhu. Současně tato publikace vyvolala řadu spekulací, zda je běh naboso pro lidské tělo výhodnější a zdravější formou běhu ve srovnání s během v obuvi a zda vede ke snížení incidence zranění.

V současné době již existuje velké množství vědeckých prací zabývajících se touto problematikou, nicméně stanoviska autorů nejsou jednotná a v mnoha ohledech se výrazně liší. Cílem této práce je provést rešerši doposud publikované literatury včetně prací zabývajících se vznikem zranění. Experimentální část navazuje na zkoumané práce citovaných autorů, hodnotí biomechanické aspekty běhu naboso ve srovnání s během v obuvi a přispívá svým dílem k diskuzi v rámci dané problematiky.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

### 2.1 Člověk a běh

#### 2.1.1 Běh jako přirozená lokomoce člověka

*„Ptáci létají, ryba plave a člověk běhá.“* Emil Zátopek.

Běh je pro člověka jednou z nejpřirozenějších forem pohybu a je starý jako lidstvo samo. Lidé využívají vytrvalostního běhu již po miliony let (Lieberman et al., 2010; Sandler a Lee, 2010). V současné době již snad nikdo o výše zmíněných tvrzeních nepochybuje, není ani důvod. Na základě recentních výzkumů je více než pravděpodobné, že běh sehrál zásadní roli ve vývoji člověka a ovlivnil tak jeho vzhled i tělesnou stavbu. Tak zásadní evoluční význam nebyl nicméně běhu přikládán poměrně dlouhou dobu (Bramble a Lieberman, 2004). Z toho důvodu věnuji následující kapitolu vývoji vytrvalostního běhu u člověka a s ním souvisejícím adaptacím lidského těla, které tento vývoj doprovázely.

#### 2.1.2 Původ vytrvalostního běhu a adaptace lidského organismu

Během evoluce došlo u člověka k mnohým adaptacím. Pro člověka nejcharakterističtější je bipedie. Schopnost bipedální lokomoce je mezi savci ojedinělá a má dvě formy. Jsou jimi běh a chůze. Dlouhou dobu se předpokládalo, že běh se u našich předků vyvinul pouze jako derivát chůze. Pro srovnávání s jinými živočichy byl používán sprint, ve kterém čtyřnohým savcům nemůžeme konkurovat. To bylo pravděpodobně důvodem, proč nebyl běhu v evoluci člověka připisován zásadní význam. V roce 1983 Bramble a Carrier zkoumali ve své studii mechanismus dýchání savců (Bramble a Carrier, 1983). Na tuto práci Carrier et al. navazuje a v roce 1984 rozpracovává teorii, ve které poukazuje na to, že by běh mohl hrát v evoluci člověka významnější roli, než se doposud předpokládalo. Největší pozornost věnuje redukci osrstění a schopnosti pocení, které mají velký vliv na termoregulaci při běhu (Carrier et al., 1984).

Ve srovnání s jinými savci, člověk nejen že není dobrým sprinterem, ale také není schopen ve vysokých rychlostech manévrovat. To v minulosti velice snižovalo jeho konkurenceschopnost při lovu kořisti. Lieberman a Bramble (2004) předpokládají, že právě to mohlo být důvodem, proč se u člověka vyvinula nová forma běhu, tedy

vytrvalostní běh. Následně začaly vznikat úvahy o tom, jaké výhody mohl vytrvalostní běh lidem přinášet. První z nich se týkala prohledávání krajiny při sběru. Díky vytrvalostnímu běhu by byl člověk schopen prohledat větší oblast za kratší dobu, což by znamenalo více potravy s menšími energetickými nároky (Pickering a Bunn, 2007). Avšak pro vývoj raných jedinců rodu *Homo*, zvláště pak pro vývoj mozku, bylo nutné zvýšit příjem živin, hlavně bílkovin a minerálů, kterých bylo v rostlinné stravě nedostatek. Bylo tedy nutné získat přístup k výživnější a kvalitnější stravě. Takovou stravou bylo pro tehdejšího člověka maso nebo vnitřní orgány jiných živočichů. Postupně se tedy začalo více uvažovat o jiných typech obživy, jako o důvodu pro přechod na vytrvalostní běh (Bramble a Lieberman, 2004).

Prvním alternativou bylo vyhledávání mršin. Při vyhledávání kořisti jiných predátorů by vytrvalostní běh člověku umožnil rychlejší přesun, čímž by se ke kořisti dostal dříve než větší mrchožrouti. Zvláště pak během horkých dnů, kdy jsou těla osrstěných konkurentů mnohem méně ochlazována nedokonalou termoregulací. Díky tomu by se člověk vyhnul konfrontaci s konkurenty. Přímý střet by pravděpodobně kvůli absenci účinných zbraní a menší síle nevyhrál. Druhou možností, kterou autoři zvažují, je využití vytrvalostního běhu pro vytrvalostní lov (Bramble a Lieberman, 2004). Navazují tím na práci, ve které autoři pojednávají o možnosti, že člověk pronásledoval stáda kopytníků v otevřených savanách. Jelikož kopytníci nedisponují zdaleka tak dobrým termoregulačním systémem, nebyl by pro člověka problém takové zvíře uhnat do úplného vyčerpání (Sinclair et al., 1986). Tomuto způsobu lovu nasvědčuje i fakt, že tehdejší lidé nebyli vybaveni zbraněmi pro boj na delší vzdálenost, a zdolat většího savce z přímé blízkosti a zároveň v jeho plné síle by bylo velmi náročné a nebezpečné (Lieberman et al., 2007).

At' už bylo důvodem pro přechod člověka k vytrvalostnímu běhu cokoliv, je nezpochybnitelné, že na lidském těle došlo k mnohým adaptacím, které jsou pro tento způsob pohybu velmi výhodné. První, a pravděpodobně nejdůležitější, je termoregulace prostřednictvím pocení, která dovoluje snižovat teplotu těla i během pohybu. Přestože pocení ve srovnání s ochlazováním pomocí sliznice dutiny ústní je méně výhodné, u člověka se tento způsob vyvinul a nasvědčuje přechodu k vytrvalostnímu běhu (Bramble a Lieberman, 2004).

Dalšími adaptacemi jsou změny na kosterně-svalovém aparátu, které snižují energetické nároky na běh. Pokud bychom začali od nohou, nalezneme hned několik změn. První z nich je zkrácení prstů. Ve srovnání s chůzí je při běhu odrazová fáze

o 20% delší a zároveň je přenášeno o 30 – 40% více mechanické zátěže (De Cock et al., 2005). Bylo také zjištěno, že u nohy s kratšími prsty dochází k signifikantnímu snížení mechanické zátěže při běhu (Rolian et al., 2009). Další změnou přímo na kostěných částech nohy je zkrácení patní kosti. Na patní kost se upíná Achillova šlacha, která s částí kosti patní vytváří momentové rameno. Čím je momentové rameno kratší, tím efektivnější je při dopadu nohy na zem ukládání a opětovné uvolňování energie. Na ekonomiku chůze nemá délka momentového ramena vliv. Avšak byla zjištěna významná korelace s ekonomikou běhu (Raichlen et al., 2011).

K popsání další změny, tentokrát na svalovém aparátu, se nemusíme na lidském těle posouvat příliš daleko. U běhu hrají při úspoře energie velkou roli dlouhé vazy a šlachy bohaté na kolagen, které jsou schopny energii vzniklou při dopadu uložit a následně ji zase uvolnit během odrazové fáze (Bramble a Lieberman, 2004). Nejvíce se na tomto způsobu úspory energie podílí Achillova šlacha, která se upíná na hrbol kosti patní. Plocha pro úpon je u rodu *Homo* například v porovnání se šimpanzi o mnoho širší a delší. Další adaptací snižující energetickou nákladnost běhu by mohl být poměr hmotnosti a délky dolní končetiny. Člověk při běhu, ve srovnání s jinými kvadrupedy, při zvýšení rychlosti prodlužuje délku kroku a nikoliv frekvenci. V průběhu evoluce člověka došlo jak k prodloužení délky dolních končetin, tak i k redukci hmotnosti svalové hmoty dolních končetin, která je pro snížení energetických nákladů nutná. Jelikož tato změna nemá velký vliv na ekonomiku chůze, může být toto dalším důkazem přizpůsobení se člověka vytrvalostnímu běhu (Bramble a Lieberman, 2004).

**Tabulka č. 1** - Adaptace spojené s přechodem na vytrvalostní běh a jejich funkce

<b>Adaptace</b>	<b>Funkce</b>
Štíjový vaz	Stabilizace hlavy
Zmenšení obličejové části hlavy	Stabilizace hlavy
Široká ramena	Protitotace trupu oproti kyčli
Úzká pánev	Protitotace trupu oproti kyčli
Úzký thorax	Protitotace trupu oproti kyčli
Stabilizované <i>sacroilium</i>	Stabilizace trupu
Zvětšená plocha pro <i>m. gluteus maximus</i>	Stabilizace trupu
Kratší <i>collum femoris</i>	Redukce namáhání femuru

Zdroj: Bramble a Lieberman, 2004

Neméně důležitou adaptací je zvětšení svalu *musculus gluteus maximus* (m. GM). Původně byla tato změna přisuzována přechodu na bipedii. Později se však ukázalo, že aktivita m. GM během chůze je velmi nízká. Naopak při běhu je jeho aktivita výrazně větší. Předpokládá se, že m. GM má při běhu zejména stabilizační funkci. Dochází totiž k větší flexi v kyčli a větší flexi trupu, a proto je nutná větší stabilizace (Lieberman et al., 2006). Další změny, ke kterým došlo v průběhu evoluce a přikládá se jim význam pro vytrvalostní běh, jsou uvedeny v tabulce č. 1.

### 2.1.3 Vývoj běhu a běžecké obuvi

Vzhledem k informacím, které jsou uvedeny v předešlé kapitole, není pochyb o tom, že běh je pro člověka jednou z nejpřirozenějších forem pohybu. Člověk se ve vytrvalého běžce vyvinul spíše z praktických důvodů, které mu přinášely jisté výhody při obstarávání obživy. Od dob, kdy byl běh nutností pro přežití, se v průběhu času posunul spíše ke sportovním a rekreačním účelům (Kaplan, 2014). Ve starověkém Řecku byl běh součástí hojně praktikovaných fyzických cvičení a díky tomu se stal i jednou z pěti disciplín tehdejších Olympijských her. Po období antiky došlo k velkému úpadku pohybových aktivit a jejich obnovení přišlo až na začátku 17. století v Anglii, kde byly pořádány závody ve vytrvalostním běhu. K tehdejším profesionálním běžcům se začaly přidávat i amatérské běžecké spolky. Koncem 19. století došlo k znovuoobnovení Olympijských her, jejichž součástí byly opět atletické disciplíny. Vývoj běžeckého sportu pokračuje dál a dnes je běh celosvětovým fenoménem, kterého se neúčastní pouze profesionální běžci, ale zejména běžci rekreační. Zvláště v posledních letech se běh stává módním trendem (Tvrzník et al., 2006).

S vývojem běhu úzce souvisí i vývoj běžecké obuvi. Téměř s určitostí můžeme říct, že naši předkové žádnou obuv pro běh nepoužívali. Neexistuje archeologická ani paleontologická evidence, která by dokazovala používání obuvi u raných členů rodu *Homo*, jejichž první fosilní záznamy jsou datovány do doby před dvěma milióny let. Podobné záznamy neexistují ani u rodu *Homo sapiens* (před 200 tisíci lety). První známky naznačující počátek vývoje obuvi jsou datovány do doby před 30ti tisíci lety a první archeologické záznamy potvrzující používání obuvi datují odborníci zhruba do doby před 8300 lety. Přestože naši předkové začali používat obuv, měl tento typ obuvi spíše protektivní charakter a neměl žádný z rysů moderní obuvi jako například odpružení a zvýšení paty nebo podporu klenby či pronace (Trinkaus a Shang, 2008;

Kuttruff et al., 1998). Lze tedy předpokládat, že tento typ obuvi podporoval přirozený běh. Podobným typem obuvi z novodobé historie jsou například mokasíny severoamerických indiánů nebo sandály, ve kterých dodnes běhají například členové kmene Tarahumara, proslaveného knihou *Born To Run* (McDougall, 2011).



**Obrázek 1** - Srovnání běžecké obuvi z počátku 20. století a dnes

Zdroj: Nigg et al., 2015

Počátky sportovní obuvi se datují do 18. století. Právě v této době se začaly vyrábět jedny z prvních lehkých bot pro sport. Naopak tomu bylo v 19. století. Symbolem pro tuto dobu byly špičaté kožené běžecké boty (viz Obrázek 1) (Kaplan, 2014). Vývoj běžecké obuvi tak, jak ji známe dnes, započal přibližně v 70. letech 20. století. Sportovní obuv získala mnoho moderních vlastností. Jednalo se například o zvýšení a odpružení paty, podporu klenby a pronace, odpružení špičky apod. Tento typ bot se stal velmi populárním a odsunul běh naboso na vedlejší kolej. V roce 2004 vydali profesor Lieberman a profesor Bramble článek s názvem *Zrození k běhu*. V roce 2011 vyšla stejnojmenná kniha od Christophera McDougalla, pro niž byl výše zmíněný článek předlohou. Společně tyto dvě publikace vzbudily velký zájem o běh naboso nejen ve vědeckých kruzích, ale také mezi běžnou populací (Lieberman et al., 2014).

Na rozšíření myšlenky běhu naboso začaly velmi rychle reagovat firmy vyrábějící běžeckou obuv (Kaplan, 2014). Výrobci rozšířili svůj sortiment a začali s výrobou bot minimalistického typu. Započal tak částečný ústup od bot s velkou tlumivostí, vysokou patou a podporou klenby nebo pronace. Postupně tak dochází k přechodu na boty s tenkou a ohebnou podrážkou, s rozšířenou špičkou nebo například

s minimálním rozdílem ve výšce podešve mezi patou a špičkou. Jednou z hlavních funkcí boty je ochrana chodidla, zejména před poraněním od nejrůznějších předmětů nebo například od povrchu, po kterém běžec běží. V neposlední řadě pak bota chrání běžce před atmosférickými vlivy a zajišťuje mu tepelnou izolaci. Toto jsou argumenty, které budou vždy „hrát do karet“ firmám vyrábějícím běžeckou obuv, neboť takový typ ochrany samotné chodidlo zajistit nemůže (Sandler a Lee, 2010).

#### **2.1.4 Pozitivní vliv běhu na lidské zdraví**

Při běhu dochází k postupné adaptaci těla na vytrvalostní zátěž a díky tomu má běh velmi příznivé účinky na lidský organismus (Sandler a Lee, 2010). Na pozitivním vlivu běhu na člověka se shodují odborníci z mnoha oblastí.

*Spánek, nálada a koncentrace* – 30 minut běhání každé ráno po dobu 3 týdnů výrazně zlepšilo spánek a psychické funkce a na druhé straně snížilo ospalost během dne u testovaných probandů (Kalak et al., 2012).

*Závislosti* – Marcus ve své studii zjišťuje vliv pravidelné běžecké aktivity prováděné současně s kognitivně-behaviorálním odvykacím programem na odstranění závislosti na kouření. Výsledky skupiny s běžeckou intervencí (odvykací program absolvovaly obě skupiny) byly dvakrát lepší ve srovnání s kontrolní skupinou (Marcus et al., 1999).

*Kardiovaskulární onemocnění* – podle dosavadních výzkumů je běhání velmi dobrým preventivním opatřením proti vzniku kardiovaskulárních onemocnění a zároveň snižuje mortalitu pacientů (Lee et al., 2014). Kromě toho velmi dobře funguje jako následná rekonvalescence po infarktu myokardu (Haykowsky et al., 2011).

*Vysoký krevní tlak* – pravidelné běhání působí pozitivně také na snížení krevního tlaku a zároveň je velmi dobrou prevencí pro jeho vznik (Marti, 1991).

*Diabetes mellitus 2. typu* – je dokázáno, že běh zvyšuje citlivost receptorů na inzulín a zvyšuje toleranci vůči glukóze. Díky tomu je velmi dobrým lékem u pacientů s onemocněním diabetes mellitus 2. typu (Eriksson a Lindgarde, 1991).

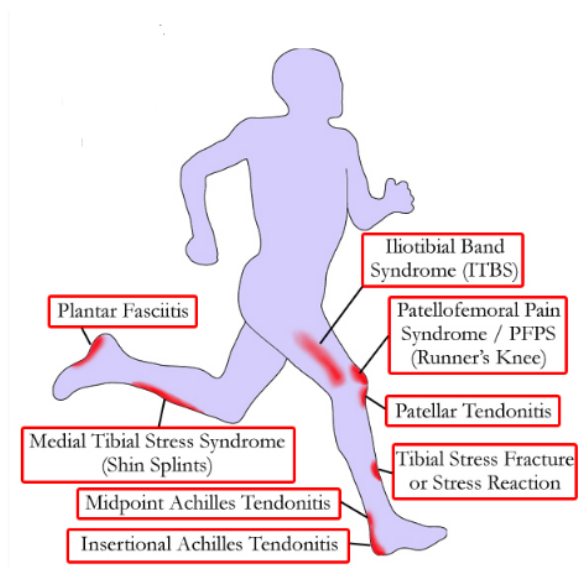
*Osteoporóza* – při běhu dochází k přestavbě kostní hmoty a tím zároveň ke zpevnění kostí. Běh je také doporučován u žen před nebo po menopauze, která je úbytkem kostní hmoty provázena (Marti, 1991).

V české literatuře se vlivem běhu na lidský organismus zabývá například Tvrzník. Popisuje pozitivní efekt například u pohybového aparátu (posílení svalstva, zlepšení

držení těla), u dýchací soustavy (zvýšení plicní kapacity a zlepšení přenosu kyslíku), u kardiovaskulárního systému (snížení tepové frekvence, zvětšení objemu a výkonu srdce, snížení krevního tlaku) nebo například u trávicí a vylučovací soustavy (zlepšení látkové výměny a trávení) (Tvrzník a Gerych, 2014).

### 2.1.5 Negativní vliv běhu na lidské zdraví

Přestože má běh mnoho pozitivních účinků na naše zdraví, můžeme nalézt i některá negativa, která s sebou přináší. Velmi často je tento sport spojován se vznikem zranění, nejčastěji pak v oblasti dolních končetin, jako například úponové bolesti, bolesti šlach, vazů a svalů nebo únavové zlomeniny (viz Obrázek 2). Každý rok se zraní minimálně polovina běžců. Většina těchto zranění vzniká v důsledku opakovaných dopadů na podložku a sil působících na chodidlo (Murphy et al., 2013). Moderní vlastnosti běžecké obuvi by měly podle deklarace výrobců snížit negativní dopad působení těchto sil a zredukovat tak riziko vzniku zranění. Dle studie Diverta (2008) se však prevalence vzniku zranění s používáním běžecké obuvi příliš nezměnila. Některé výzkumy dokonce přicházejí s názory, že důvodem vzniku některých zranění u běžců může být běžecká obuv (Hreljac, 2004; Divert, 2008). Více informací o problematice zranění bude popsáno v dalších kapitolách.



**Obrázek 2** - Nejčastější zranění dolních končetin u běžců

Zdroj: <http://www.runningwritings.com/p/the-injury-series.html>



## 2.2 Rozdíly mezi během naboso a během v obuvi

Běh naboso a běh v obuvi se liší v mnoha ohledech, ať už se jedná o rozdíly v kinetice, kinematice nebo například v aktivitě svalů. Přesto jsou určité obecné charakteristiky, které mají tyto dva způsoby běhu společné a které budou uvedeny v prvních dvou částech této kapitoly.

### 2.2.1 Definice běhu

Běh je pro člověka jednou z nejpřirozenějších forem pohybu (Lieberman et al., 2010). Ve srovnání s chůzí se při běhu objevuje letová fáze, kdy ani jedna končetina není v kontaktu s podložkou. Během chůze se střídají fáze jedno-oporová a dvou-oporová, zatímco v běhu se střídá fáze oporová a letová (Nosek a Valter, 2010).

### 2.2.2 Krokový cyklus

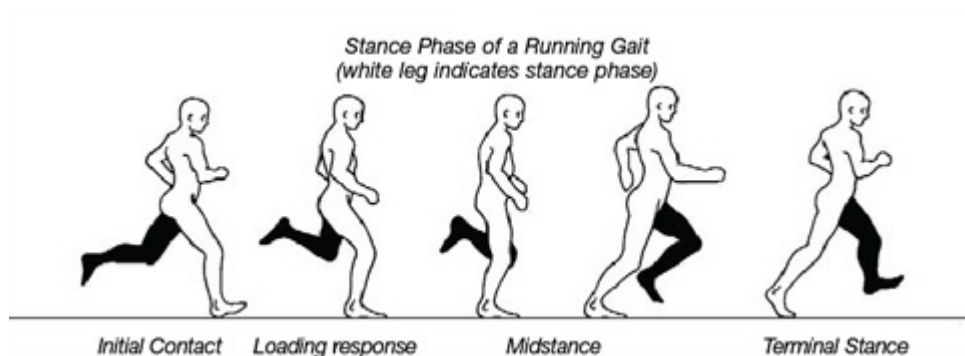
Běh je možné také popsat z pohledu krokových cyklů. Krokový cyklus je započat iniciálním kontaktem jedné končetiny se zemí a je ukončen ve chvíli, kdy se souhlasná končetina opět dostává do kontaktu s podložkou. Během každého cyklu proběhnou dvě fáze opory a dvě fáze letu. (Novacheck, 1998).

#### Oporová fáze

Je složena ze tří částí – dokroku, momentu vertikály a odrazu.

- a) *Dokrok* – začíná došlápnutím chodidla švihové nohy na podložku a končí v momentě vertikály. Zároveň dochází ke snížení těžiště a zpomalení dopředného pohybu. Dokrok může být na přední, střední nebo zadní část chodidla. Při dopadu na přední část dochází k výraznému zapojení lýtkového svalstva, zatímco při dopadu na patu je brzdný efekt zprostředkován pomocí *musculus quadriceps femoris* (Nosek a Valter, 2010).
- b) *Moment vertikály* – moment vertikály je okamžik, kdy se těžiště běžce nachází nad stojnou dolní končetinou. Zároveň dochází k ukončení amortizační fáze (kdy je pohyb zpomalován) a nastává fáze akcelerační, při které se pohyb těžiště zrychluje (Tvrzník a Gerych, 2014).
- c) *Odras* – během odrazu dochází u stojné dolní končetiny k extenzi v kyčelním a kolením kloubu a plantární flexi v hlezenním kloubu. Těžiště se tak pohybuje

vpřed a mírně vzhůru. Odlepením palce od podložky je ukončena fáze oporová a krokový cyklus přechází ve fázi letovou (Tvrzník a Gerych, 2014).



**Obrázek 3** - Oporová fáze letu

Zdroj: <http://dubinchiro.com/2013/10/achilles-tendinopathies-in-runners-causes-treatment-and-prevention/>

V zahraniční literatuře se můžeme setkat také s termínem „Loading response“, který označuje fázi běžeckého cyklu nacházející se mezi iniciálním kontaktem a střední stojnou fází, jinak řečeno mezi dokrokem a momentem vertikály (viz Obrázek 3). V této fázi probíhá absorpce reakčních sil působících na lidské tělo (Novacheck, 1998).

### Letová fáze

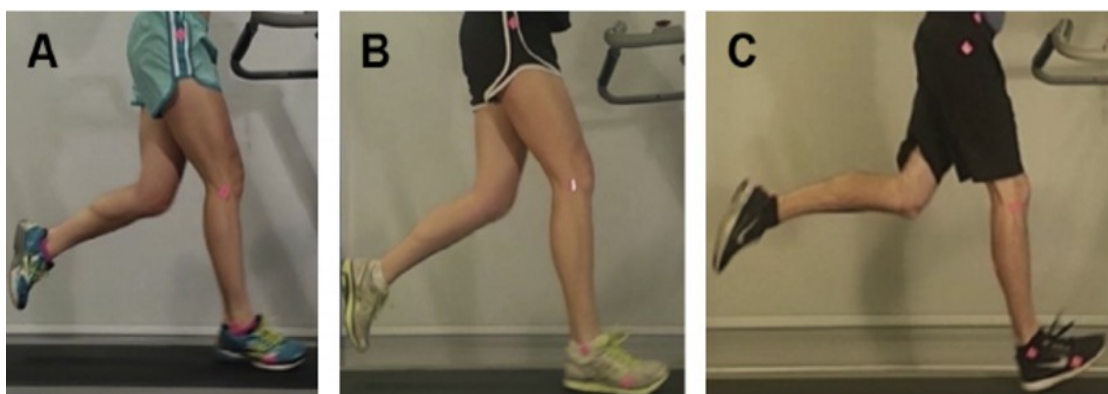
Letová fáze nastává ve chvíli, kdy odrazová noha ztratí kontakt s podložkou. V tomto okamžiku není běžec v kontaktu se zemí ani jednou dolní končetinou. Těsně před dopadem dochází k nastavení polohy nohy dle typu došlapu. Pokud běžec dopadá na přední část chodidla, dojde k zapojení lýtkového svalstva a k následné plantární flexi. U dopadu na patu se naopak zapojí více *musculus tibialis anterior* a provede tak dorzální flexi (Nosek a Valter, 2010).

Se zvyšující se rychlostí dochází ke zkrácení oporové fáze. U elitních sprinterů může tato fáze zabírat pouhých 22% z krokového cyklu. U vytrvalostních běžců kolem 39% (Novacheck, 1998).

## 2.2.3 Rozdíly v kinematice

### 2.2.3.1 Způsob dopadu

Pravděpodobně nejlépe prozkoumanou a také nejčastěji diskutovanou oblastí při srovnávání běhu naboso a běhu v obuvi je typ došlapu. Rozlišujeme tři základní typy došlapu: došlap na patu (rear-foot/heel strike), došlap na střed nohy (mid-foot strike) a došlap na přednoží (fore-foot strike) (Lieberman et al., 2010). Jednotlivé typy došlapu můžeme vidět na obrázku č. 4.



**Obrázek 4** - Jednotlivé typy došlapu (A – došlap na přednoží, B – došlap na střed nohy, C – došlap na patu)

Zdroj: Souza, 2016

Jednou z velmi idealistických teorií je, že při běhu v klasické běžecké obuvi je dopad na patu a při běhu naboso nebo v barefoot obuvi je dopad na střed chodidla nebo přednoží, přičemž mnoho studií tuto teorii potvrzuje (Lieberman et al., 2010; Squadrone a Gallozzi, 2009; Lieberman, 2014; Pontzer et al., 2014). Důvodem, proč se většina běžců využívajících došlap přes střed nohy nebo přednoží, vyhýbá dopadům na patu, jsou do jisté míry relativně velké reakční síly, vznikající při kontaktu s podložkou. Při došlapu na patu mohou být tyto síly až trojnásobkem naší tíhy. Pokud běžec využívá došlapu na přední část nohy, tělesná tíha se rovnoměrně rozprostře na větší plochu, nedochází k prudkému nárazu a chodidlo je tak méně zatěžováno. Reakční síly mohou být v tomto případě až třikrát menší oproti dopadu na patu (Lieberman et al., 2010). Na druhé straně studie z roku 2013, kde Hatala et al. zkoumal přirozeně bosé obyvatele Keni, ukázala, že při subjektivně zvolené rychlosti 72% testovaných používalo při běhu dopad přes patu. Až při zvýšení rychlosti se došlapy posouvaly směrem ke středu nohy

a přednoží. Existují tedy studie, které nejsou v této problematice tak jednoznačné. I sám Lieberman (2012) tvrdí, že technika došlapu je závislá na několika faktorech. Mezi ně patří například únava, rychlost, vzdálenost, kterou běžíme, textura a tvrdost povrchu, kadence nebo délka kroku.

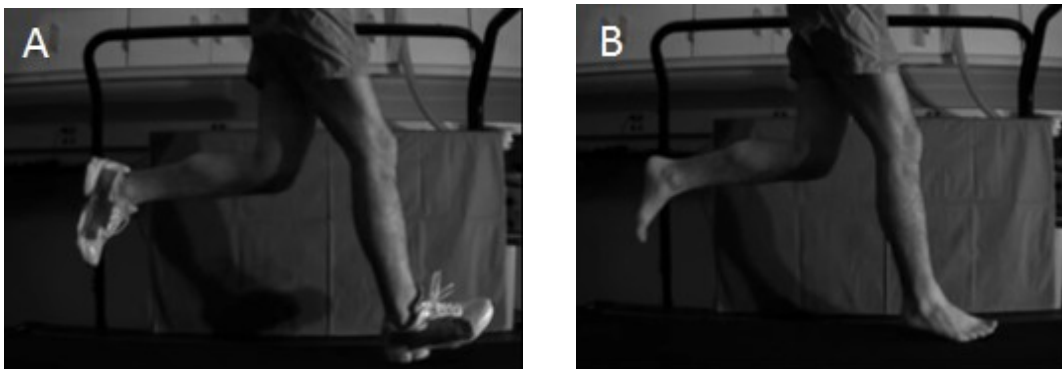
Dalším příkladem může být běh do strmého kopce, kdy každý běžec (i běžně využívající dopad přes patu) začne našlapovat přes špičky (Padulo et al., 2013) a naopak při sbíhání z kopce zvolí dopad na paty (Buczek a Cavanagh, 1990). Obdobně tomu je u změny rychlosti. Se stoupající rychlostí se dopad přesouvá více k přednoží (Hatala et al., 2013; Keller et al., 1996). Jak již bylo zmíněno výše, techniku došlapu mění také tvrdost povrchu. Pokud požádáme běžce zvyklého nosit běžeckou obuv, aby boty odložil, automaticky změní svůj původní došlap na patu na došlap přes špičku, pokud poběží po tvrdém povrchu. V případě, že poběží po měkkém povrchu, jakým je například tráva, vrátí se opět k dopadu na patu (Lieberman et al., 2010). Obdobně nelze tvrdit v rámci techniky dopadu, že běh naboso a běh v barefoot obuvi je totéž. Běžci, používající barefoot obuv mají dvakrát větší tendenci k došlapu přes patu než běžci běžící naboso (Larson, 2014).

Z předešlých studií vyplývá, že nelze řadit běžce dle typu došlapu striktně do tří skupin. Je zřejmé, že technika došlapu je závislá na více faktorech. To potvrzuje Lieberman et al. ve své práci z roku 2015, kde zkoumal habituálně obuté a bosé Keňany. Lieberman se zde zaměřoval na vliv terénu a obuvi na změny došlapu. Studie se zúčastnilo 48 probandů a celá skupina byla záměrně velmi variabilní (v otázce pohlaví, výšky, váhy, věku, běžeckých zkušeností a typu obuvi). Schopnost měnit a přizpůsobovat svůj dopad prokázalo celkem 72% habituálně bosých běžců a 32% habituálně obutých běžců. Na způsob dopadu neměl vliv věk, pohlaví, výška ani váha. Naopak dopad přes špičku využívali častěji běžci na tvrdém povrchu, s vyšší frekvencí dopadů, s delší běžeckou historií a bosí běžci. Na základě výsledků můžeme předpokládat, že velký vliv na způsob dopadu má také propriorecepce, která je u obutých běžců výrazně snížena (Lieberman et al., 2015).

### **2.2.3.2 Postavení hlezenního a kolenního kloubu**

Se způsobem dopadu velmi úzce souvisí také postavení hlezenního a kolenního kloubu při iniciačním kontaktu (viz Obrázek 5). Jak již bylo zmíněno výše, při dopadu nohy na podložku vznikají reakční síly, které se vracejí zpět v podobě tzv. „shock wave.

Během jednoho kilometru při vytrvalostním běhu dopadne noha na zem v průměru více než 300 krát. Přestože lidské tělo disponuje způsoby (flexí kolenního kloubu, pronací v subtalárním kloubu, pasivními strukturami, jako například meziobratlovými disky nebo hyalinními chrupavkami), jak tyto síly tlumit, jsou často spojovány se vznikem běžeckých zranění (Murphy et al., 2013). Flexe v kolenním kloubu je jedním ze způsobů, kterým běžec reakční síly tlumí, neboť snižuje celkovou tuhost segmentu (Cavanagh, 1990). Jak již zde bylo popsáno, reakční síly jsou lépe tlumeny i v případě dopadu přes špičku, který je spojen s plantární flexí. Tento mechanismus je velmi dobře popsitelný u zvýšení rychlosti nebo přechodu na tvrdší povrch. V obou případech dochází ke zvýšení reakčních sil a zvláště běžci naboso, kteří nejsou podpořeni tlumícími vlastnostmi běžecké boty, zvýší flexi kolenního kloubu a plantární flexi (Cavanagh, 1990). Toto tvrzení podporuje i studie Liebermana et al. (2010), ve které zkoumá došlap běžců naboso a v obuvi a popisuje zde vyšší plantární flexi a vyšší flexi kolenního kloubu u běžců naboso.



**Obrázek 5** - Postavení v hlezenním a kolenním kloubu při iniciálním dopadu  
(A – dopad na patu v obuvi, B – dopad na přední část nohy bos)

Zdroj: <http://www.barefootrunning.fas.harvard.edu/4BiomechanicsofFootStrike.html>

Přímo na zatížení kolenního kloubu spojeného se specifickou technikou běhu se ve své práci zaměřila Sol et al. (2001). Běžci, původně preferující dopad na patu, byli naučeni technice běhu zvané „Pose running method“. Tato metoda spočívá ve zkrácení délky kroku a zvýšení frekvence. Došlap se tak automaticky přesouvá směrem k přední části chodidla a dochází ke zvýšení flexe v kolenním kloubu. Výsledky ukazují, že zatížení kolenního kloubu bylo nižší než při původně preferovaném stylu běhu.

### 2.2.3.3 Frekvence a délka kroku

Způsob běhu a obutí má vliv také na frekvenci, která je definována jako počet kroků provedených během jedné minuty. Vědecké práce dokazují, že u elitních běžců v obuvi se kadence pohybuje mezi 170 až 180 kroky za minutu i při relativně nízké rychlosti 2.75 m/s (Cavanagh a Williams, 1982). Na druhé straně kadence kroků u rekreačních běžců v obuvi při podobné rychlosti se pohybuje okolo 150 až 160 kroků za minutu (Elliot a Blanksby, 1979). Několik studií zabývajících se nezávodními běžci naboso došlo k závěrům, že průměrná kadence takového běžce je 175 až 182 kroků za minutu při rychlosti 3 m/s (Milner et al., 2006; Divert, 2008). Zároveň, pokud požádáme bosého běžce, aby běžel v botách, sníží kadenci a prodlouží délku kroku (Divert, 2008).

Délka kroku je obvykle u běhu naboso v porovnání s během v obuvi kratší (Lieberman et al., 2015; Kerrigan et al., 2009; De Wit et al., 2000). Pravděpodobným důvodem zkrácení délky kroku bude větší flexe v kolenním kloubu, která je spojena s větší plantární flexí v kloubu hlezenním. Díky tomu se běžec naboso může vyhnout dopadu na patu, čímž dochází ke snížení působících reakčních sil (Lieberman, 2012). Autor dále dodává, že došlap přes špičku snižuje tuhost v oblasti hlezenního kloubu při iniciálním kontaktu.

### 2.2.3.4 Tuhost dolní končetiny

Tuhost dolní končetiny autoři definují jako poměr maximální reakční síly a maximální míry flexe dolních končetin při došlapu na podložku. Při běhu v botách dochází k výraznému zvýšení tuhosti dolních končetin ve srovnání s během naboso (Bishop et al., 2006). K opačným výsledkům dospěl ve své práci Hamill et al. (2011). Autoři popisují například vyšší tuhost v oblasti hlezenních kloubů u běžců dopadajících na střední nebo přední část nohy a dodávají, že zvýšená tuhost je pro tento typ běžců potřebná k zabránění dopadu na patu. Toto tvrzení nevyvrací pouze studie Bishopa et al. (2006), ale i dalších autorů (Lieberman et al., 2010).

Kromě typu obuvi má vliv na tuhost dolní končetiny také různá tvrdost povrchu. U běžců s dopadem na patu dochází na měkčím povrchu ke zvýšení tuhosti a naopak na tvrdším či méně vyhovujícím povrchu ke snížení tuhosti (Dixon et al., 2000). Obdobné přizpůsobení se povrchu můžeme sledovat i u běžců naboso (Lieberman et al., 2010). Hlavním rozdílem mezi běžci naboso a v obuvi bude odlišná senzorická zpětná

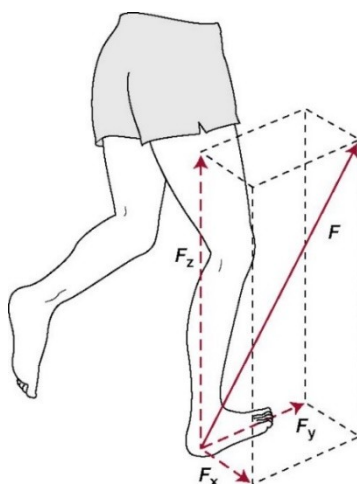
vazba, které je v běhu v obuvi značně snížena. Běžci naboso tak mohou lépe přizpůsobovat tuhost dolních končetin (Jenkins a Cauthon, 2010).

Dalším faktorem ovlivňujícím tuhost dolních končetin je výška klenby nožní. Běžci se zvýšenou klenbou vykazují vyšší tuhost a běžci se sníženou klenbou naopak nižší tuhost (Williams et al., 2004).

#### 2.2.4 Rozdíly v kinetice

V předchozích kapitolách bylo popsáno, jakou techniku dopadu používají různé typy běžců a jak jsou schopni tuto techniku měnit v závislosti na okolnostech. Zmíněny byly také reakční síly, jejichž velikost velmi úzce souvisí právě s typem dopadu nebo polohou jednotlivých segmentů těla. V této části blíže popíši definici a vznik těchto sil a zaměřím se také na podrobnější popis velikosti těchto sil u jednotlivých způsobů běhu či dopadu.

Reakční síly jsou vyvolány při kontaktu běžcova chodidla s podložkou. Pokaždé, když běžec dopadne na podložku, působí na ni určitou silou. Obdobně působí podložka na běžcovo chodidlo. Tento jev je založen na 3. Newtonově zákonu. Zákon akce a reakce říká, že každá dvě tělesa na sebe působí stejně velkými silami, avšak opačného směru. Akce a reakce vznikají a zanikají současně. Jejich účinek se neruší, protože každá síla působí na jiné těleso (Cavanagh, 1990).



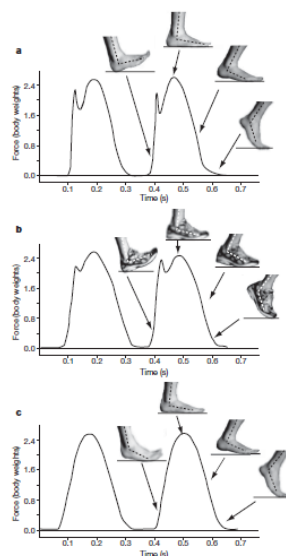
**Obrázek 6** - Reakční síly podložky

Zdroj: <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/Fx,+Fy,+Fz>

Reakční síla má celkem tři složky – složku vertikální [ $F_z$ ], mediolaterální [ $F_x$ ] a antero-posteriorní [ $F_y$ ] (viz Obrázek 6). Vertikální složka dosahuje nejvyšších hodnot,

kteřé se často blíží 2-3 hmotnostem těla [BW] (Ounpuu, 1994). Zároveň je velmi často dávana do spojitosti se vznikem zranění. Vysoké vertikální zatížení je spojováno například se vznikem únavových zlomenin (Crowell a Davis, 2011; Zadpoor a Nikooyan, 2011), patelofemorálního syndromu (Cheung a Davis, 2011) nebo plantární fascitidy (Pohl et al., 2009). Další veličinou udávanou ve spojitosti s reakčními silami je „loading rate“ neboli zatížení, udávané v N/s. Při znázornění na grafu jsou na osu Y nanášeny hodnoty v N a na osu X čas. Zjednodušeně můžeme říct, že „loading rate“ udává nástup a velikost nárazové síly v čase. Při popisu tohoto typu grafů je často zmiňován také „impact peak“, což je vrchol dané křivky, vznikající při prudkém nárůstu (Cavanagh, 1990).

Více než 85% běžců používajících klasickou běžeckou obuv využívá dopad na patu (Larson, 2014). Jak je možné vidět na obrázku č. 7, typický průběh křivky zatížení při došlapu na patu má dva *peaky*. První *peak* vzniká při iniciálním kontaktu chodidla s podložkou, druhý *peak* naopak charakterizuje odraz nohy od podložky. Výsledky studie Liebermana et al. (2015) ukazují, že při běhu bez bot tyto dva *peaky* chybí. Naopak zatížení se postupně zvyšuje a průběh křivky je plynulý, což je způsobeno absorpcí působících sil měkkými tkáněmi. Avšak toto tvrzení platí pouze v situaci, kdy běžec používá došlap přes střed chodidla nebo přednoží. V případě, že běžec dopadne bosou nohou na patu, objeví se na křivce zatížení opět dva *peaky*. Ve srovnání s během v obuvi nabývají tyto *peaky* vyšších hodnot, z čehož můžeme usuzovat, že běžecká bota částečně tlumí působení těchto sil.



**Obrázek 7** - Vertikální reakční síly u tří různých dopadů jednoho běžce

Zdroj: Lieberman et al., 2010



Vyšší reakční síly při běhu naboso ve srovnání s během v obuvi popisují i původní studie zabývající se touto problematikou (Dickinson et al. 1985; Komi et al. 1987; Lees, 1988; De Wit et al., 2000). Testovaní jedinci však nebyli habituálními běžci naboso. Jednalo se o běžce běžně preferující došlap na patu, kterého využívali i při běhu bez bot. Můžeme tedy předpokládat, že z těchto důvodů byly výsledky prvotních studií zkresleny (Hamill et al., 2011).

### 2.2.5 Anatomické adaptace a svalová aktivita

Různá zátěž aplikovaná na lidské tělo vyvolává adekvátní fyziologické a anatomické odpovědi. Běhání naboso není výjimkou. První typickou odpovědí těla na opakující se tření v oblasti chodidla je stimulace keratinocytů, která vyvolává rohovatění kůže a vznik mozolů. Ty vznikají nejčastěji pod hlavičkami metatarsů, na patě nebo na prstech. Takto zrohovatělá kůže je pro tělo přirozená a chrání jeho povrch před dalším namáháním a třením. Nebylo však doposud prozkoumáno, do jaké míry může ovlivňovat například propriorepci (Lieberman, 2012).

Další změnou je posílení svalů a jejich hypertrofie. Prvním příkladem je větší svalová síla plantárních flexorů u běžců využívajících došlap přes přední část chodidla. Při iniciálním kontaktu u tohoto typu dopadu dochází ke kontrolovanější dorzální flexi a zároveň k excentrické kontrakci plantárních flexorů. Jelikož excentrická kontrakce vytváří větší svalovou hypertrofii ve srovnání s koncentrickou kontrakcí (De Wit et al., 2000), je logickým předpokladem, že běžci došlapující přes střední nebo přední část nohy, budou mít silnější plantární flexory nohy (Lieberman, 2012). Toto tvrzení podporuje také studie Brüggemanna et al. (2005), která dokázala, že u běžců v barefoot obuvi došlo k signifikantnímu posílení a zvětšení svalů bérce o 4% (*m. flexor hallucis longus*, *m. flexor digitorum longus*).

Obdobné uvažování lze použít i u krátkých svalů nohy. Obdobně jako jiní velcí savci, i člověk využívá při běhu elastických struktur k uspoření energie. Na počátku stojné fáze je kinetická a potencionální energie uložena a v další části této fáze díky zpětnému elastickému rázu opět uvolněna. Takový mechanismus funguje i u nožní klenby, jak dokazuje ve své práci Ker et al. (1987), který uvádí, že z celkové uskladněné energie při běhu, je 17% ušetřeno díky klenbě nožní a 35% díky Achillově šlaše. Při dopadu přes patu dochází k prodloužení podélné klenby až při kontaktu nohy se zemí v oblasti hlaviček metatarsů, na rozdíl od dopadu přes přední část nohy, kdy již při

iniciálním kontaktu dochází k excentrické kontrakci krátkých svalů nohy. Kromě toho, bota s podporou klenby do určité míry limituje její prodloužení a tím také množství excentrické práce, kterou musí krátké svaly nohy vykonat (Lieberman, 2012). Lieberman dodává, že toto tvrzení není doposud dostatečně vědecky podloženo a je třeba dalších studií. Ty se objevily hned v následujících letech a Liebermanovu teorii potvrzují.

V roce 2013 srovnával Goldmann et al. dvě skupiny běžců – běžce v barefoot obuvi a běžce v klasické běžecké obuvi. Po absolvování třítydenního atletického programu došlo u skupiny v barefoot obuvi k výraznému posílení flexorů palce v porovnání s druhou skupinou.

K podobným výsledkům dospěl i Miller et al. (2014). Během této studie byly testovány opět dvě skupiny běžců (barefoot/klasická běžecká obuv). V případě této práce absolvovali probandi dvanáctitýdenní tréninkový program. Před i po tréninkovém plánu byly běžcům skenovány nohy pomocí magnetické rezonance. Výsledky ukázaly, že došlo k posílení krátkých natahovačů prstů o 21% a malíkových svalů o 10% v případě běžců v barefoot obuvi. Ve srovnání s klasickou běžeckou obuví se jednalo o rozdíl 10% a 4% ve prospěch barefoot obuvi.

V souvislosti s vyšší aktivitou krátkých svalů nohy můžeme uvést ještě jednu, velmi podstatnou adaptaci lidského těla na běh naboso, kterou je zvýšení podélné klenby nohy. Příkladem je studie Robbinse a Hanny (1987), kteří zkoumali vliv bosonohých aktivit na stav podélné klenby v průběhu čtyř měsíců. U 72% testovaných došlo ke zvýšení klenby, u 17% se stav nezměnil a u 11% došlo ke snížení. Nižší výskyt plochých nohou u lidí chodících naboso ve srovnání s lidmi používající obuv popisuje také D'Aoutab et al. (2009).

Při běhu v klasické běžecké obuvi dochází naopak k potlačení činnosti krátkých svalů nohy, k jejich oslabování a následnému poklesu nožní klenby s případným vznikem ploché nohy. Ploché nohy s nízkou aktivitou vnitřních svalů mají zhoršenou schopnost tlumit reakční síly podložky, ale také jsou často spojovány s nadměrnou pronací. A jak bude popsáno v dalších kapitolách, nadměrná pronace je často uváděna ve spojitosti se vznikem zranění (Cavanagh, 1990).

## 2.3 Rizika zranění při běhu naboso a v obuvi

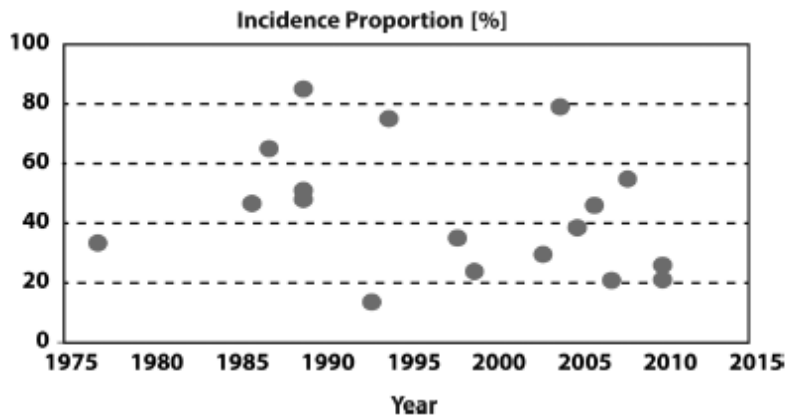
### 2.3.1 Úvod do problematiky a rizikové faktory

V předešlých kapitolách byly popsány různé druhy běhu a biomechanické rozdíly mezi nimi. I přes to, že tyto rozdíly mohou naznačovat určité výhody, zůstává zde však otázka, která trápí velkou část běžců, trenérů, ale i například fyzioterapeutů. Je incidence zranění nižší při běhu naboso v porovnání s během v obuvi? Na tuto otázku nelze jednoznačně odpovědět. Na vzniku zranění se podílí mnoho faktorů jako například existence předchozích zranění, typ běžeckého povrchu, technika běhu, neschopnost kritického posouzení vlastních schopností, nedostatečná tělesná zdatnost a v neposlední řadě samozřejmě použití nevhodné obuvi (Sandler a Lee, 2010). Vystavení vysokým tréninkovým zátěžím (doba trvání, frekvence, vzdálenost) bez adekvátního odpočinku mohou hrát v incidenci zranění ještě větší roli než biomechanické aspekty (Goss a Gross, 2012).

Jednoduché porovnávání výskytu zranění u běžců naboso, v klasické běžecké obuvi a v barefoot obuvi by pravděpodobně vedlo k matoucím a protichůdným závěrům, pokud by nebyly porovnávány biomechanické a další aspekty daného způsobu běhu. Předpokladem tedy je, že větší vliv na vznik zranění má způsob, jakým daný jedinec běhá, než obuv, kterou při tom používá (Lieberman, 2012). Pravděpodobně i z tohoto důvodu nebyli Goss a Gross (2012) schopni mezi doposud publikovanými studii nalézt takovou práci, která by rozdělovala různé typy zranění na základě způsobu obutí nebo techniky běhu. Obecně tak odborná literatura spíše popisuje biomechanické trendy a zpětně biomechanické rozdíly mezi zdravými a zraněnými.

Běh začal být velmi populární v 70. letech 20. století. S postupným růstem počtu zraněných běžců, začalo přibývat také vědeckých prací, zabývajících se prevalencí vzniku běžeckých zranění. Z výsledků těchto studií vyplývá, že četnost zranění se pohybuje v rozmezí od 15% do 85% (viz Obrázek 8). Důvody velkého rozpětí mohou být rozdíly v běžecké populaci (dnes a v 70. letech) nebo odlišná definice běžeckého zranění jednotlivých autorů (Nigg et al., 2015). K podobným výsledkům dospěl i Gent et al. (2007). Dle jeho závěrů se poranění dolních končetin vyskytuje v rozpětí od 19% do 79%. Nejčastěji pak dochází ke zranění kolenního kloubu, s čímž souhlasí i Brody (1980). Zároveň Gent et al. (2007) uvádí, že vysokou pravděpodobnost vzniku zranění mají běžci, kteří již v minulosti nějaká zranění prodělali. S tímto závěrem se ztotožňuje také Malisoux et al. (2015) a dodává, že paralelní užívání více typů obuvi naopak

snižuje riziko vzniku zranění. Obdobně tomu je u provádění jiných sportovních aktivit vedle běhu při zachování přiměřené intenzity (Malisoux et al., 2015; Theisen et al., 2014). Dalším faktorem, který by dle výzkumů měl vést ke snížení rizika vzniku zranění je subjektivní pohodlnost obuvi (Nigg et al., 2015).



**Obrázek 8** - Souhrn výskytu běžeckých zranění v čase založený na vědeckých studiích

Zdroj: Nigg et al., 2015

Ve vztahu k běžeckým zraněním je třeba také brát v úvahu tuhost nohy, která byla zmíněna v jedné z předešlých kapitol. Studie ukazují, že běžci používající odpruženou obuv mají zvýšenou tuhost dolních končetin, která může vést ke zraněním kostí a vazů. Na druhé straně nižší tuhost (častěji u běhu naboso nebo v barefoot obuvi) může podporovat vznik zranění měkkých tkání (Williams et al., 2004; Bishop et al., 2006).

Mezi rizikové faktory se často také řadí nadměrná pronace nohy. K nadměrné pronaci jsou náchylnější běžci s plochými chodidly. Jak již bylo popsáno v předešlých kapitolách, tendenci k oslabování krátkých svalů nohy a ke vzniku plochých nohou mají běžci v klasické běžecké obuvi (Cavanagh, 1990). Dle Nigga et al. (2015) však většina doposud publikovaných studií na toto téma má příliš malý testovací vzorek a jejich výsledky tak nejsou příliš přesvědčivé. Zajímavé jsou výsledky studie Nielsena et al. (2014), kteří použili poměrně velké množství probandů a došli k závěrům, že nejmenší výskyt zranění se objevil u běžců s pronací mezi 7-10°.

Posledním a pravděpodobně nejčastěji diskutovaným faktorem jsou dopadové reakční síly. Vyšší peaky reakčních sil, které nalzáme hlavně u běžců s došlapem přes patu, mohou zvyšovat riziko vzniku zranění (Sol et al., 2001; Lieberman et al., 2010). Vysoké hodnoty reakčních sil jsou spojovány i s konkrétními zraněními, jako například s únavovou zlomeninou tibie, patelofemorálním syndromem, plantární fascitidou nebo bolestí dolní části zad (Davis et al., 2010; Milner et al., 2006; Pohl et al., 2009). Avšak problémem těchto studií je fakt, že zkoumaly pouze habituálně obuté běžce dopadající na patu. Je velmi pravděpodobné, že u běžců dopadajících přes přední část chodidla by byl výskyt zranění způsobený reakčními silami menší (Lieberman, 2012). Nigg et al. (2015) dodává, že obecně problémem u vědeckých prací zabývajících se vlivem reakčních sil na výskyt zranění, je opět nízký počet testovaných osob. Výsledky tak nejsou průkazné a nelze tedy jednoznačně říct, zda vysoké peaky reakčních sil mají zásadní vliv na vznik zranění. Pokud by přece jen vliv měli, dalo by se logicky předpokládat, že u osob běžajících ve vyšších rychlostech, by byla vyšší také incidence zranění. Neexistuje však jediná studie potvrzující tento logický předpoklad (Nigg et al., 2015).

### **2.3.2 Nejčastější běžecká zranění**

#### **2.3.2.1 Patelofemorální syndrom**

Patelofemorální syndrom, někdy označovaný jako běžecké koleno, je nejčastěji se vyskytujícím zraněním (20%) u běžců (Murphy et al., 2013). Typická je bolest lokalizovaná v okolí patelly, která se dostavuje obvykle po uběhnutí určité vzdálenosti a při dlouhých bězích se zhoršuje. Diskomfort způsobuje také chůze do schodů nebo provádění dřepů (Noakes, 2003). Tento typ zranění je spojován s poškozením chrupavky kolenního kloubu, ke kterému dochází hlavně při dopadech na patu. Proto je toto zranění častější u běžců používajících klasickou běžeckou obuv (Lieberman et al., 2010). Dalšími příčinami může být plochá noha (Williams et al., 2004; Bishop et al., 2006) nebo nadměrná pronace (Barton et al., 2009). Výzkumy také potvrzují vliv extensorů kolenního kloubu ve vztahu k patelofemorálnímu syndromu. Posílení quadricpsu je důležitým předpokladem pro odstranění tohoto zranění (Natri et al., 1998).

### **2.3.2.2 Plantární fascitida**

Plantární fascitida patří mezi tři nejčastější potíže spojené s během. Bolest se často objevuje na začátku běhu, později vymizí. V pokročilejších stádiích se bolest dostavuje i v klidu, většinou ráno po probuzení (Noakes, 2003). Mezi faktory způsobující tento typ zranění patří například plochá noha nebo zvýšená pronace. Ty se častěji vyskytují u běžců v klasické běžecké obuvi. Avšak plantární fascitida, jakožto zranění měkkých tkání, je spojována také s nižší tuhostí dolních končetin a rozprostřením reakčních sil v přední a střední části nohy. Ty naopak jsou typické pro běh naboso nebo v barefoot obuvi (Williams et al., 2004; Lieberman, 2012).

### **2.3.2.3 Syndrom iliotibiálního traktu**

Při iliotibiálním syndromu je bolest lokalizovaná v laterální části kolene a je způsobena drážděním iliotibiálního traktu o zevní epikondyl kolenního kloubu. Děje se tomu tak zejména při 30° flexi, kdy se vazivový pruh přesouvá přes epikondyl (Sandler a Lee, 2010). Ekman et al. (1994) upozorňují ve své práci na oslabení abduktorů kyčelního kloubu u jedinců s tímto typem zranění. Jednou z účinných léčebných metod tak může být posílení těchto svalů. Dále byl vypořádán u běžců s iliotibiálním syndromem častý dopad přes zevní hranu chodidla (Noakes, 2003). Tuto teorii potvrzuje i Cavanagh (1990), který tvrdí, že běžci používající obuv s výraznou kontrolou supinace si přivodili právě tento typ zranění. Po odstranění těchto podpůrných prvků se obtíže zmírnily.

### **2.3.2.4 Achillotenditida**

Achillotenditida je způsobena přetěžováním dolních končetin, avšak není způsobena zánětlivým procesem, jak by se na první pohled mohlo zdát. Bylo zjištěno, že u chronických bolestí Achillovy šlachy se vyskytují známky degenerativních změn, nikoliv zánětlivého procesu (Khan et al., 1999). Názory na vznik toho typu zranění jsou velmi nesourodé. Předpokládá se vliv vyšší zátěže u došlapů přes přední část nohy, prochlazení nebo například přechodu z běhu na měkkých podkladech na tvrdé podklady (Brody, 1980; Lieberman, 2012). Uvádí se však vyšší riziko u bosonohých běžců (Murphy et al., 2013).

### 2.3.2.5 Únavové zlomeniny

#### *Únavové zlomeniny kosti holenní (tibie)*

Faktory pro vznik únavové zlomeniny tibie jsou vyšší tuhost dolních končetin a nepřirozeně vyvýšená klenba nohy (způsobena obuví nebo ortopedickou vložkou). Vyšší tuhost i zvýšená klenba obecně přispívají ke vzniku zranění kostí a vazů (Williams et al., 2004). Ve studii Milnera et al. (2006) vykazovali běžci s prodělanou stresovou frakturou tibie vyšší působení reakčních sil v porovnání se skupinou běžců, kteří nikdy v minulosti neměli únavovou zlomeninu tibie. Tento typ zranění se více vyskytuje u běžců v klasické běžecké obuvi, avšak není dokázáno, že běh naboso snižuje riziko vzniku tohoto zranění (Murphy et al., 2013).

#### *Únavové zlomeniny metatarsů*

Stresové fraktury metatarsů jsou velice často spojovány s nadměrnou kilometrází nebo došlapem na střední a přední část chodidla. Zvláště pak pokud běžec přejde příliš rychle z běhu v obuvi k běhu naboso a noha tak nemá dostatek času na adaptaci tkání (Murphy et al., 2013).

## **3 EXPERIMENT**

### **3.1 Cíle a úkoly práce, výzkumné otázky a hypotézy**

#### **3.1.1 Cíle práce**

Doposud bylo publikováno relativně velké množství vědeckých prací zabývajících se srovnáním běhu v obuvi a běhu naboso, speciálně pak typem dopadu. Ne všechny práce se v tomto ohledu shodují. Proto cílem této práce bude zhodnocení typu došlapu u běžců v klasické běžecké obuvi, v barefoot obuvi a naboso (dále popisováno jako „různé typy obuvi“). Dalším cílem bude posouzení jednotlivých typů došlapu (došlap na patu, střed nohy a přednoží) z hlediska reakčních sil. Posuzována bude vertikální a anterio-posteriorní složka těchto sil.

#### **3.1.2 Úkoly práce**

1. Nastudování a přehledné zpracování doposud publikované literatury zabývající se danou tématikou
2. Stanovení metodického postupu a výběr vhodných probandů
3. Provedení vlastního měření a sběru dat
4. Zpracování a vyhodnocení získaných dat
5. Interpretace získaných dat – diskuze
6. Formulace závěrů

#### **3.1.3 Výzkumné otázky**

V1: Jak ovlivní různý typ obuvi způsob dopadu při běhu?

V2: Existuje vazba mezi typem dopadu a působením vertikální reakční síly?

V3: Existuje vazba mezi typem obuvi a působením anterio-posteriorní reakční síly?

#### **3.1.4 Hypotézy**

H1: Běžci v klasické běžecké obuvi budou preferovat došlap na patu, zatímco běžci v barefoot obuvi nebo běžci naboso budou více preferovat došlap na střed nohy nebo přednoží.

H2: Habituální běžci v obuvi běžící naboso budou využívat více dopad na patu než dopad na střed nohy nebo přednoží.



H3: Při dopadu na patu bude křivka vertikální reakční síly obsahovat dva vrcholy neboli *peaky*, na rozdíl od dopadu přes střed nohy nebo přednoží, kde bude mít křivka plynulejší průběh bez zmíněných dvou *peaků*.

H4: Při dopadu přes střed nohy nebo přednoží bude mít křivka antero-posteriorní složky reakčních sil plynulejší průběh ve srovnání s dopadem na patu.

H5: Čím blíže k přednoží bude lokalizován iniciální kontakt chodidla s podložkou, tím se budou snižovat maximální hodnoty křivky v decelerační i akcelerační části.

## **3.2 Metodika práce**

### **3.2.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Pro výzkumnou část bylo vybráno celkem 12 jedinců. Samotného výzkumu se však zúčastnilo pouze 11 z nich, neboť jeden z běžců krátce před plánovanými měřeními odstoupil ze zdravotních důvodů a nepodařilo se nalézt náhradu, která by splňovala podmínky výzkumu. Výzkumný soubor byl rozdělen na tři skupiny na základě typu obuvi, ve které daný jedinec pravidelně běhal. Jednalo se o skupinu běžců v klasické běžecké obuvi, v barefoot obuvi a naboso. Hlavním kritériem pro výběr byla minimálně roční běžecká praxe v daném typu obuvi. Dalším kritériem byl tréninkový objem. Běžci museli splňovat frekvenci alespoň dvou tréninkových jednotek během jednoho týdne. Z pohledu počtu naběhaných kilometrů za týden nebyly stanoveny minimální hodnoty pro výběr do výzkumu.

Výzkumný soubor byl tvořen pouze muži, jejichž věkový rozptyl se pohyboval mezi 23 a 55 lety. Z 11 účastníků se 7 z nich považovalo za výkonnostní běžce, 4 za rekreační běžce a naopak nikdo z účastníků nebyl vrcholovým běžcem. Získány byly také somatické parametry, které můžeme vidět v tabulce č. 2. Z údajů uvedených v tabulce plyne, že skupina nevykazuje příliš velkou homogenitu, avšak pro účely výzkumu je míra homogenity plně dostačující. V dalších částech budou probandi zmiňováni pod čísly uvedenými v tabulce č. 2.

**Tabulka č. 2 - Somatické parametry probandů**

Číslo probanda	Typ obuvi	Věk	Váha	Výška
1	běžecská obuv	28	81	180
2	běžecská obuv	55	68	170
3	běžecská obuv	24	75	175
4	běžecská obuv	39	82	184
5	barefoot	42	72	180
6	barefoot	37	83	186
7	barefoot	32	92	197
8	barefoot	24	79	180
9	naboso	30	65	170
10	naboso	38	62	169
11	naboso	23	74	185
<b>Průměr</b>	-	33,8	75,7	179,6

### 3.2.2 Sběr dat

#### 3.2.2.1 Teoretická část

Pro vytvoření teoretického základu pro tuto práci byla provedena rešerše doposud publikované literatury zabývající se především během naboso. V použité literatuře převažují elektronické zdroje nad tištěnými a většinu z nich tvoří práce zahraničních autorů. Při vyhledávání zdrojů bylo využíváno vědeckých online databází, jako je například Pubmed, Web of Science nebo Ovid. Všechny citace odborné literatury byly upraveny dle citační normy ČSN ISO 690.

#### 3.2.2.2 Experimentální část

V experimentální části byly získávány kinetické údaje, kamerové video-záznamy a také kinematické parametry, ze kterých byla následně vyhodnocována rychlost běžce.

Kinetické údaje (reakční síly podložky) byly získány pomocí skleněné silové plošiny značky Kistler (typ 9285), která je zabudována do podlahy laboratoře. Zvažována byla také varianta s použitím dalších tří měřících desek, které jsou zabudovány v těsném závěsu za skleněnou plošinou. Tato varianta by zvyšovala pravděpodobnost, že běžec dopadne na měřící zařízení celou plochou chodidla a pokus

tak bude validní. Přestože běžci byli instruováni, aby nesledovali svůj dopad při měření s jednou deskou, určitým způsobem tak někteří z nich činili. Tento problém by varianta se čtyřmi deskami eliminovala. Problém však nastal při pořizování video záznamů, neboť pouze jedna z měřících desek je skleněná a dovoluje tak zaznamenávání dopadu ze spodní strany. Z tohoto důvodu byla provedena pokusná měření, ze kterých vyplynulo, že neexistuje zásadní rozdíl v působení reakčních sil mezi měřením s jednou nebo čtyřmi deskami.

Kamerové záznamy i kinematické parametry byly získány systémem optoelektronické stereofotogrammetrie společnosti Qualisys, který se skládá z šestnácti infračervených kamer. Dvě kamery byly využity pro pořizování video-záznamů, ze kterých byl později vyhodnocován typ dopadu u běžců. Jedna z těchto dvou kamer se nacházela pod skleněnou silovou deskou Kistler a pořizovala záznam ze spodní strany. Druhá kamera pořizovala záznam z boční strany. Zbylé kamery zaznamenávaly kinematické parametry s využitím clusteru (profilované plastové destičky se čtyřmi přilepenými markery), který měl běžec připevněn v oblasti břicha.

Každý den, kdy probíhala měření, bylo na počátku nutné určit globálně souřadný systém, jinak řečeno kalibrovat prostor, kde bude měření probíhat. Kalibrace probíhala pomocí pravoúhlého kalibračního zařízení, u kterého známe polohu kalibračních bodů a pomocí kalibrační tyče ve tvaru písmene T.

### **3.2.3 Průběh měření**

Měření probíhala v biomechanické laboratoři Fakulty tělesné výchovy a sportu UK a trvala v průměru 60 minut na jednoho probanda. Před vlastním měřením byl každý proband seznámen s vybavením laboratoře, podepsal informovaný souhlas a vyplnil své somatické parametry. Dále následovalo připevnění clusteru s markery do oblasti břicha, přesný popis postupu měření a rozcvičení/zahřátí.

Dále byl vždy proband vyzván, aby si několikrát proběhl trasu měření v obou směrech a pokusil se ustálit svou rychlost, tempo a styl běhu tak, aby se běh v laboratoři co nejvíce podobal jeho obvyklému způsobu běhu. Každé jednotlivé měření spočívalo pouze v přeběhnutí po silové desce Kistler v jednom i druhém směru (z každého měření byla získána data ze dvou dopadů). Aby bylo měření validní, musel se proband trefit na desku celou plochou nohy. Pro účely vyhodnocování byl zvolen dopad pouze pravou nohou. Aby během měření mohl proband splnit tyto podmínky a zároveň si zachovat

svůj přirozený běh (nebyl nucen krátit nebo prodlužovat krok), bylo nutné vyměřit vzdálenost, ze které bude na počátku každého měření vybíhat (v průměru se tato vzdálenost rovnala pěti metrům od začátku měřicí desky). Po vyměření vzdálenosti bylo provedeno několik pokusných měření, při kterých se již proband nesměl dívat, kam směřují jeho dopady. Pokud byly pokusy úspěšné, následovalo pět „ostrých“ měření. Od každého probanda byla tedy získána data z celkem deseti došlapů (vždy v preferovaném typu obuvi – klasická běžecká obuv, barefoot obuv, naboso). Výjimkou byli běžci v klasické běžecké obuvi, u kterých byl zaznamenán také běh naboso. Celkem bylo u této skupiny běžců pořízeno 10 měření.

### **3.2.4 Analýza a zpracování dat**

Kinetická data získaná pomocí silové desky Kistler byla exportována do textových souborů, ze kterých byly následně vytvořeny bodové grafy pro vertikální a antero-posteriorní složku reakčních sil v programu Microsoft Excel 2013. Tyto grafy byly vždy přesně ohraničeny začátkem a koncem došlapu. Díky tomu bylo možné velmi přesně vyhodnotit také dobu trvání každého kroku.

Kamerové záznamy byly přehrávány pomocí softwaru Qualisys Track Manager. V tomto programu byly zobrazeny také data kinematických parametrů. Celkový záznam, který trval 15 s, byl vždy zkrácen na tři kroky, kdy prostřední krok byl s dopadem na desku (pravoúhlé kalibrační zařízení bylo při kalibraci umístěno na měřicí desku, proto nebylo obtížné lokalizovat krok, který dopadl na desku). Následně byl vybrán jeden ze čtyř markerů, u kterého se následně zobrazila dopředná rychlost v jeho průběhu. Pro zjištění průměrné rychlosti byla tyto data exportována do textového souboru. Tento soubor byl otevřen pomocí programu Microsoft Excel 2013, kde byla vypočítána průměrná rychlost označeného markeru v daných třech krocích. U každého záznamu byl tento postup proveden dvakrát (vždy pro oba dopady).

### **3.2.5 Vyhodnocení dat**

Vyhodnocení kinetických dat probíhalo na základě grafů vytvořených v programu Microsoft Excel 2013. Pro názornější zobrazení a přesnější vyhodnocení byly jednotlivé křivky potřebné pro dané srovnání vždy vloženy do jednoho grafu. Následně byla na základě vizuálního zhodnocení pro demonstraci výsledků vybrána ta křivka reakčních sil, která byla jakousi střednicí všech zobrazených křivek. U grafů

byl hodnocen jejich průběh a maximální hodnoty. Dále byl vyhodnocován typ dopadu pomocí kamerových záznamů. Video bylo pro přesné určení vždy zastaveno těsně před dopadem, přiblíženo a postupně posouváno po jednotlivých snímcích. Vizuální hodnocení s využitím video-záznamu, které bylo použito v našem experimentu, je spolehlivou metodou pro posouzení typu došlapu. V práci Bertelsena et al. (2013) bylo posuzováno celkem 1800 vzorků dvěma hodnotiteli a došlo pouze k sedmi nesouladům.

Rozlišovány byly celkem tři typy dopadu. Dopad na patu (rear-foot strike, jinak též nazývaný heel-to-toe run), kdy pata dopadá na zem dříve než špička, dopad na střed nohy (mid-foot strike), kdy pata a špička dopadají na zem simultánně, nebo pokud se více jak 1/3 dorzální části chodidla dotkne při prvním kontaktu, a nakonec dopad na přednoží/špičku (fore-foot strike, jinak také nazývaný toe-heel-toe run), kdy jako první se podložky dotýká nejčastěji laterální část přednoží a následně po něm pata. U dopadu na přednoží existuje ještě jedna varianta, kdy vůbec nedochází k doteku paty. Jak uvádí Larson (2014), poslední zmíněný typ dopadu se mezi běžci objevuje jen velmi zřídka.

### **3.3 Výsledky**

#### **3.3.1 Způsob dopadu**

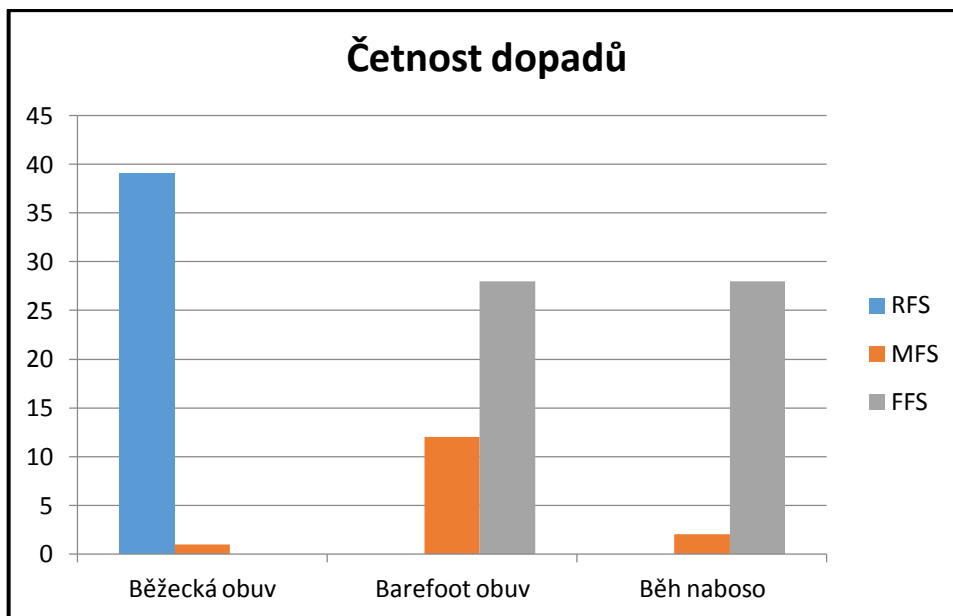
Jak již bylo zmíněno v jedné z předchozích kapitol, u každého běžce bylo naměřeno celkem deset došlapů na měřicí silovou desku. Výjimku tvořili běžci v klasické běžecké obuvi, u kterých byl naměřen také běh naboso. Dohromady tak od těchto běžců byla získána data z celkem 20 dopadů.

Výsledky této části experimentu můžeme vidět v tabulce č. 3. Pro názornější ukázkou jsou výsledky vyobrazeny také v grafu č. 1. V obou případech jsou jednotlivé typy dopadů označeny jako RFS (dopad na patu), MFS (dopad na střed nohy) a FFS (dopad na přednoží).

**Tabulka č. 3 - Četnost tří různých typů došlapu u jednotlivých běžců**

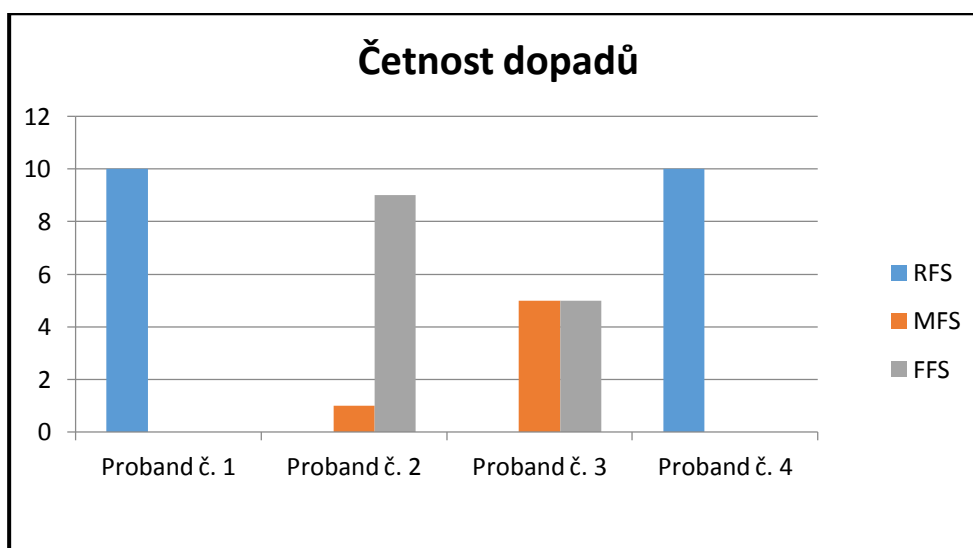
	Číslo probanda	RFS	MFS	FFS
<b>Klasická běžecká obuv</b>	<b>1</b>	10	0	0
	<b>2</b>	9	1	0
	<b>3</b>	10	0	0
	<b>4</b>	10	0	0
<b>Barefoot obuv</b>	<b>5</b>	0	5	5
	<b>6</b>	0	0	10
	<b>7</b>	0	4	6
	<b>8</b>	0	3	7
<b>Běh naboso</b>	<b>9</b>	0	2	8
	<b>10</b>	0	0	10
	<b>11</b>	0	0	10

Z výsledků uvedených v tabulce plyne, že běžci používající klasickou běžeckou obuv preferovali dopad na patu téměř ve všech případech, kromě jednoho došlapu, který byl na střed chodidla. U skupin běžců v barefoot obuvi a naboso se nevyskytuje jediný dopad na patu a převažují dopady na střed chodidla a přednoží. Z tabulky je ještě možné vyčíst, že u skupiny v barefoot obuvi se vyskytuje dopad na střed chodidla vícekrát ve srovnání s běžci naboso. Přestože běžců naboso bylo o jednoho méně, výsledky jsou poměrně jednoznačné a pro zodpovězení výzkumné otázky dostatečné. Ve dvou případech, u probanda č. 6 a 11, se vyskytoval dopad na přednoží bez doteku paty.



**Graf 1** - Četnost tří různých typů došlapu u jednotlivých skupin běžců

Druhá hypotéza předpokládá, že běžci běžně používající klasickou běžecskou obuv budou při běhu naboso využívat dopadu přes patu. V tomto případě výsledky nebyly tak jednoznačné. Z celkem čtyř běžců jeden běžec změnil kompletně typ došlapu a v devíti případech z deseti dopadl na přednoží a v jednom případě na střed nohy. Druhý běžec v pěti případech dopadl na přednoží a v druhých pěti na střed nohy. Zbylí dva běžci si zachovali preferovaný typ dopadu a ve všech případech dopadli na patu. Přehledněji je možné tyto výsledky vidět v grafu č. 2.



**Graf 2** - Četnost tří různých typů došlapu u běžců běžně používajících běžecskou obuv při běhu naboso

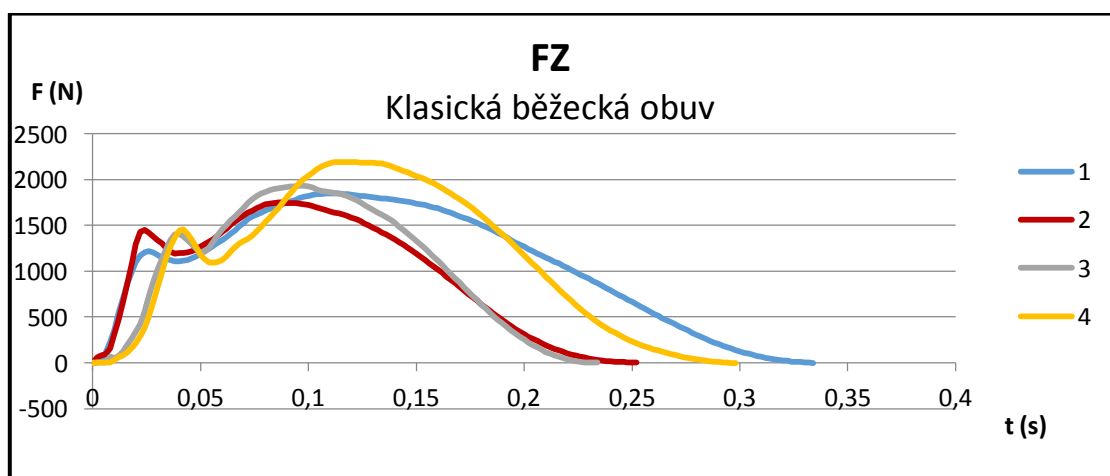
### 3.3.2 Vertikální složka reakčních sil

V této části zhodnotím průběh křivek zobrazujících vertikální složku reakčních sil působících při dopadu. Hypotéza č. 3 předpokládá změnu průběhu grafu s odlišným typem dopadu. Vzhledem k faktu, že dopad na patu se vyskytoval pouze u skupiny běžců v obuvi, dopad na střed nohy až na tři výjimky pouze u běžců v barefoot obuvi a dopad na špičku dominoval u běžců naboso, budu změny grafů u různých typů dopadů demonstrovat na jednotlivých skupinách běžců. Nabízí se zde také varianta srovnání dopadů na střed chodidla a přednoží u běžců naboso a v barefoot obuvi. K tomuto srovnání došlo, avšak nebyly nalezeny signifikantní rozdíly. Tato skutečnost je dalším důvodem demonstrace působení reakčních sil na jednotlivých skupinách běžců.

Interindividuální porovnávání maximálních hodnot není vhodné kvůli rozdílné hmotnosti a rychlosti. V případě hmotnosti by problém vyřešilo převedení maximálních hodnot sil uvedených v newtonech na poměr k tělesné hmotnosti. I tak zde ale zůstává odlišná rychlost probandů. Pro účely tohoto experimentu nebyla stanovena konstantní rychlost pro všechny probandy (pro zachování jejich přirozeného běhu) a rychlosti se tak liší v některých případech až o 2 m/s. Z tohoto důvodu by srovnávání nebylo objektivní a nemělo by velkou výpovědní hodnotu. Hodnocení maximálních hodnot reakčních sil tak nebylo v tomto případě provedeno.

#### Dopad na patu

Na grafu č. 3 můžeme pozorovat průběh působení vertikální síly při dopadu na patu u běžců v klasické běžecké obuvi. Ve všech případech obsahuje křivka předpokládané dva *peaky*.



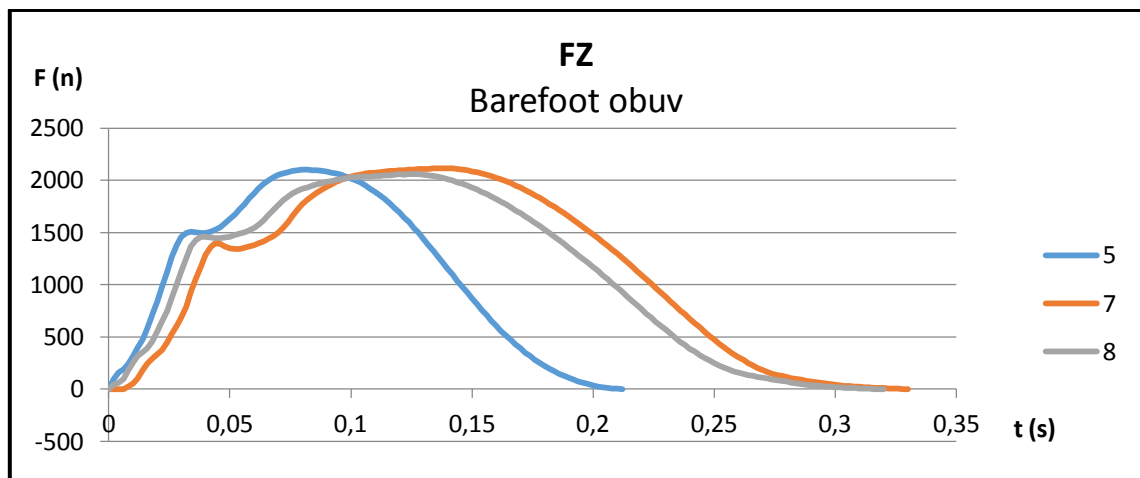
**Graf 3** - Průběh působení vertikální reakční síly při dopadu na patu v běžecké obuvi



### Dopad na střed nohy

Na grafu č. 4 můžeme pozorovat průběh působení vertikální síly při dopadu na střed chodidla u běžců v barefoot obuvi. Jelikož jeden proband ze skupiny běžců v barefoot obuvi využíval pouze dopad přes přednoží, jsou v grafu obsaženy křivky celkem tří probandů.

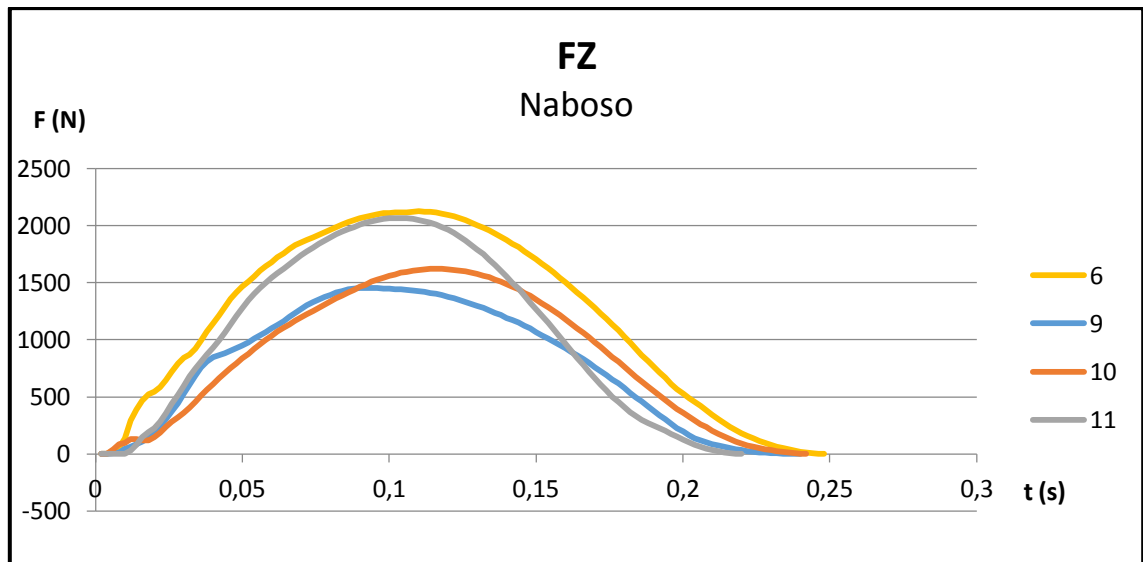
Ve všech třech případech obsahuje křivka druhý *peak*, nicméně jeho průběh a průběh celého grafu je o poznání plynulejší v porovnání s dopadem na patu u běžců v klasické běžecké obuvi.



**Graf 4** - Průběh působení vertikální složky reakčních sil při dopadu na střed nohy v barefoot obuvi

### Dopad na přednoží

Průběh působení vertikální síly při dopadu na přednoží u běžců naboso můžeme vidět na grafu č. 5. Ke třem probandům běžajícím naboso byl přidán i proband č. 6, který patří do skupiny běžců v barefoot obuvi. Důvodem je preference dopadu přes špičku.



**Graf 5** - Průběh působení vertikální složky reakčních sil při dopadu na přednoží při běhu naboso/v barefoot obuvi

Ve všech čtyřech případech je křivka plynulá a neobsahuje druhý *peak*.

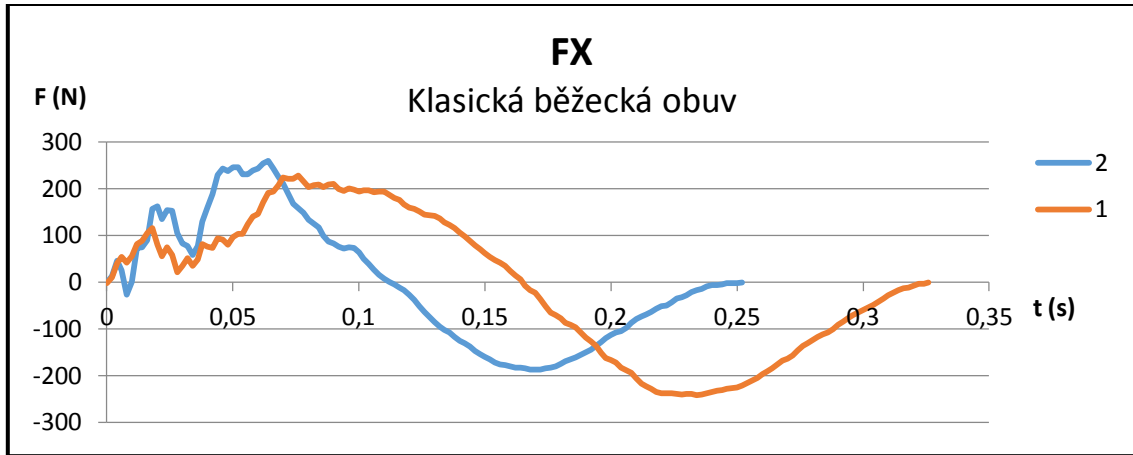
### 3.3.3 Anterio-posteriorní složka reakčních sil

V této části bude hodnocen průběh a maximální hodnoty grafů zobrazujících anterio-posteriorní složku reakčních sil působících při dopadu na běžcovo chodidlo. Obdobně jako v předchozí části této kapitoly budou typy dopadů demonstrovány na jednotlivých skupinách běžců.

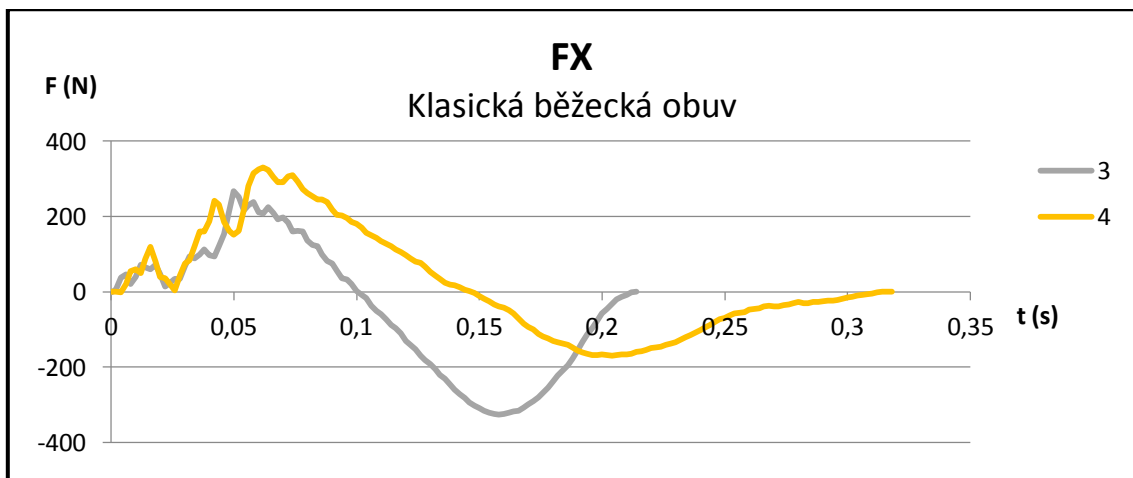
Jak již bylo zmíněno v předešlé kapitole, interindividuální srovnání hodnot reakčních sil není při podmínkách stanovených v tomto experimentu možné. Proto srovnání maximálních hodnot anterio-posteriorní reakční síly se bude vždy týkat každého jedince zvlášť. Vzhledem k tomu, že v páté hypotéze předpokládáme snížení hodnot reakčních sil s přesunem iniciálního kontaktu (dopadu) směrem k přednoží, je pro potvrzení či vyvrácení hypotézy dostatečné, aby proband během svých deseti měřených pokusů změnil alespoň svůj typ dopadu. Pro zachování maximální objektivity byly pro srovnání zároveň vybrány dopady se stejnou rychlostí (v rámci jednoho probanda). Pro demonstraci výsledků byl vybrán vždy jeden proband z každé skupiny běžců.

### Dopad na patu

Na grafech č. 6 a 7 můžeme vidět průběh působení antero-posteriorní síly při dopadu na patu u běžců v klasické běžecké obuvi.



**Graf 6** - Průběh působení antero-posteriorní složky reakčních sil při dopadu na patu při běhu v klasické běžecké obuvi

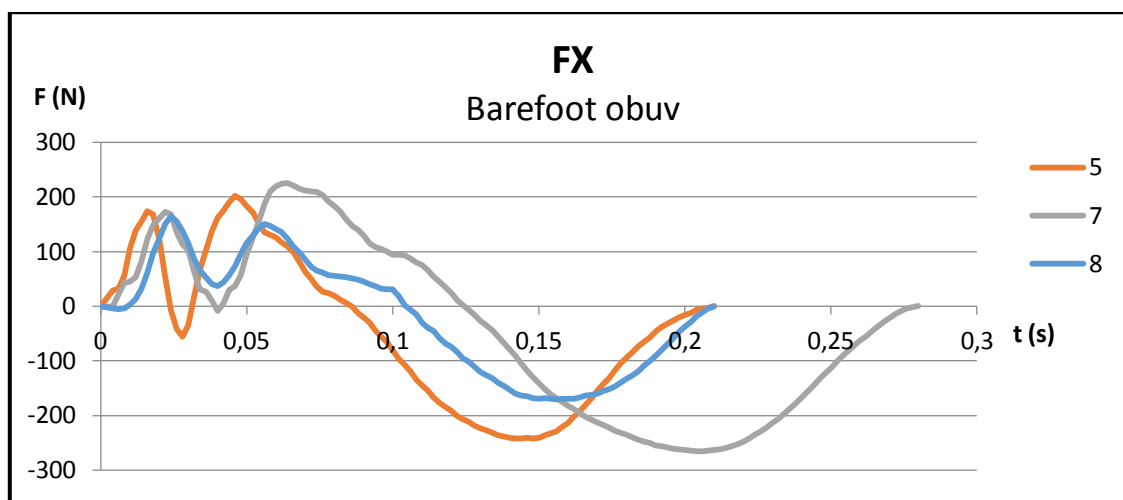


**Graf 7** - Průběh působení antero-posteriorní složky reakčních sil při dopadu na patu při běhu v klasické běžecké obuvi

V decelerační části (oblast s kladnými hodnotami) všech tří grafů je možné vidět průběh křivky s poměrně velkým množstvím *peaků* ostrého charakteru. Pouze v případě probanda č. 2 je charakter křivky mírně plynulejší s náznakem dvou větších *peaků*, které bude možné pozorovat u běžců v barefoot obuvi nebo u běžců naboso.

### Dopad na střed chodidla

Průběh působení antero-posteriorní síly při dopadu na střed chodidla u běžců v barefoot obuvi můžeme vidět na grafu č. 8. Graf zahrnuje podobně jako v předchozí části této kapitoly pouze tři běžce.



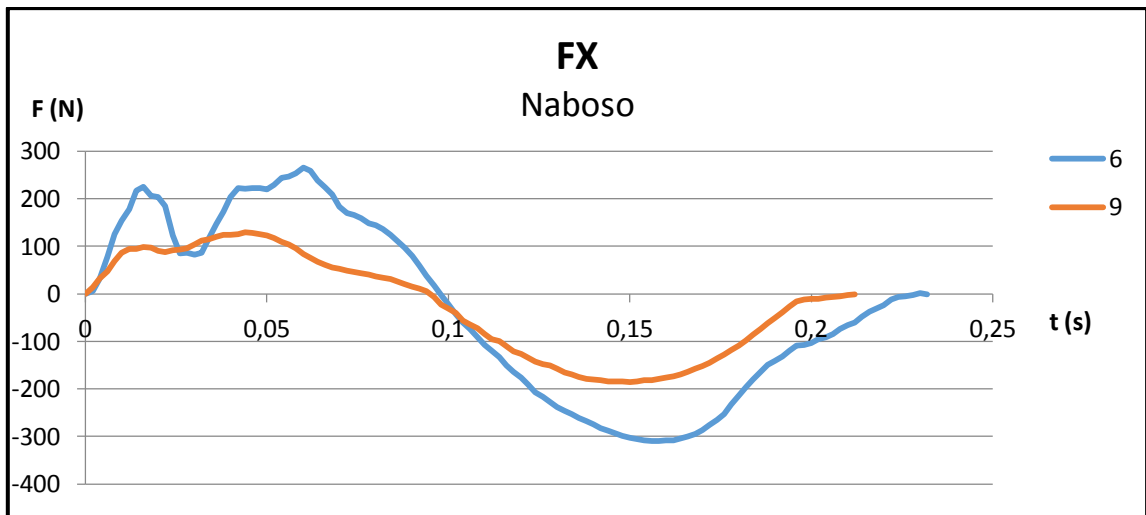
**Graf 8** - Průběh působení antero-posteriorní složky reakčních sil při dopadu na střed nohy při běhu v barefoot obuvi

Průběh křivek antero-posteriorní síly při dopadu na střed nohy je odlišný od dopadu na patu. Všechny křivky vykazují o poznání plynulejší charakter nejen v odrazové části (akcelerační), ale také v části dopadové (decelerační) a zároveň z velkého množství menších ostrých *peaky*, které můžeme vidět u dopadu na patu, se staly pouze dva větší plynulé *peaky*.

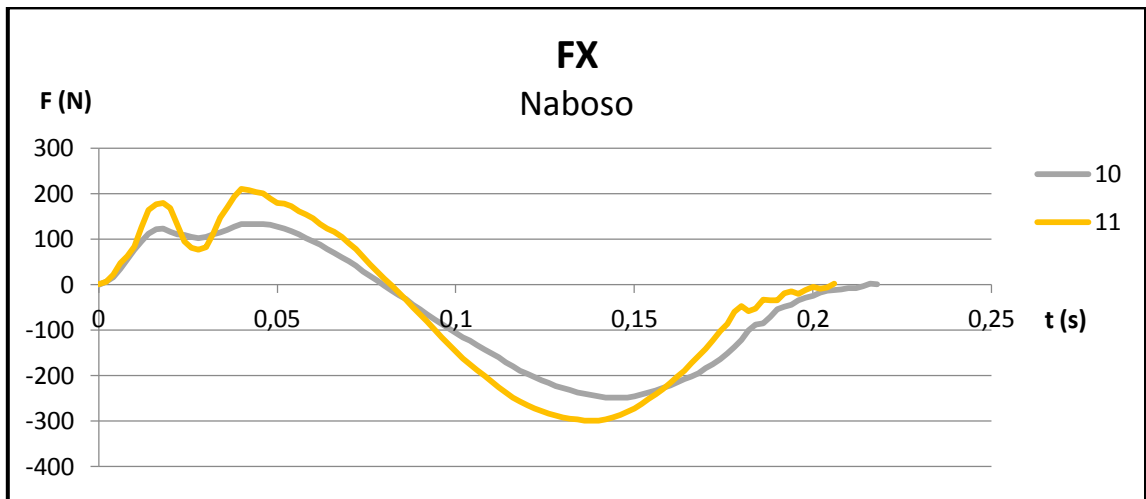
### Dopad na přednoží

Na grafech č. 9 a 10 je možné pozorovat průběh působení antero-posteriorní síly při dopadu na přednoží u běžců naboso. K běžcům naboso byl přidán také proband č. 6, který patří do skupiny běžců v barefoot obuvi, avšak využíval pouze dopadu na přednoží.

Průběh křivky u probanda č. 6 a u probanda č. 11 je velmi podobný jako při dopadu na střed nohy. Křivka obsahuje v dopadové části dva relativně plynulé *peaky*. U probandů č. 9 a 10 jsou tyto *peaky* méně znatelné a průběh křivky je tak ještě plynulejší než tomu bylo ve všech předchozích grafech.



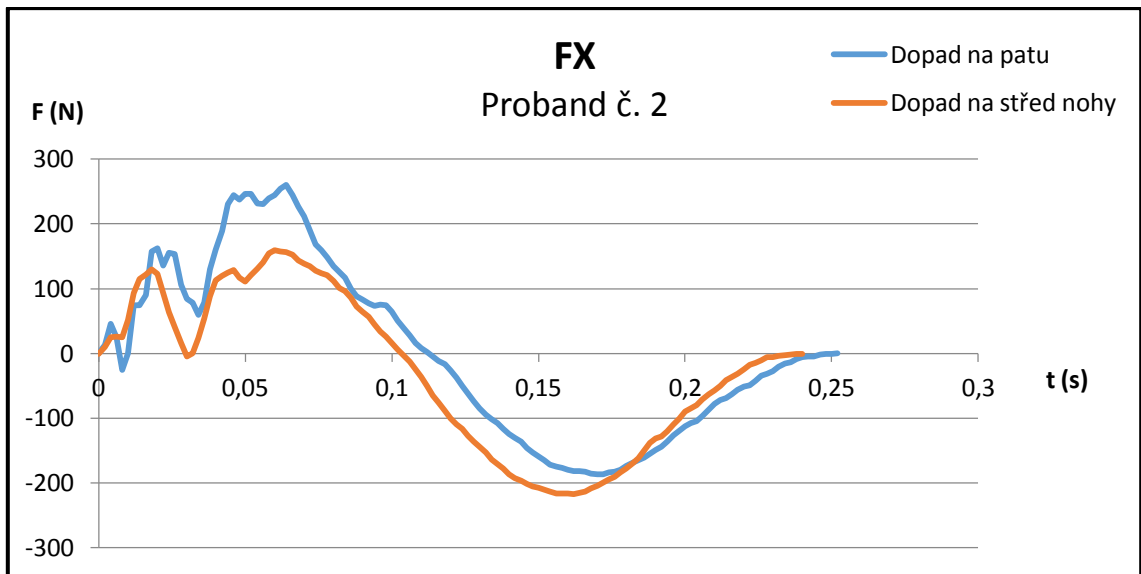
**Graf 9** - Průběh působení antero-posteriorní složky reakčních sil při dopadu na přednoží při běhu naboso/v barefoot obuvi



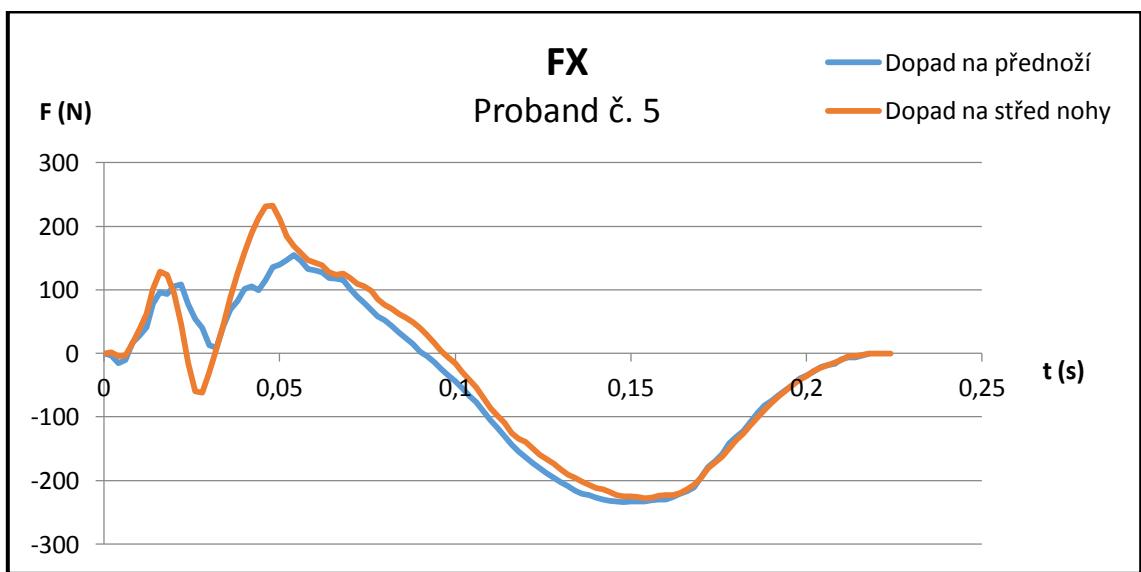
**Graf 10** - Průběh působení antero-posteriorní složky reakčních sil při dopadu na přednoží při běhu naboso

#### Porovnání maximálních hodnot

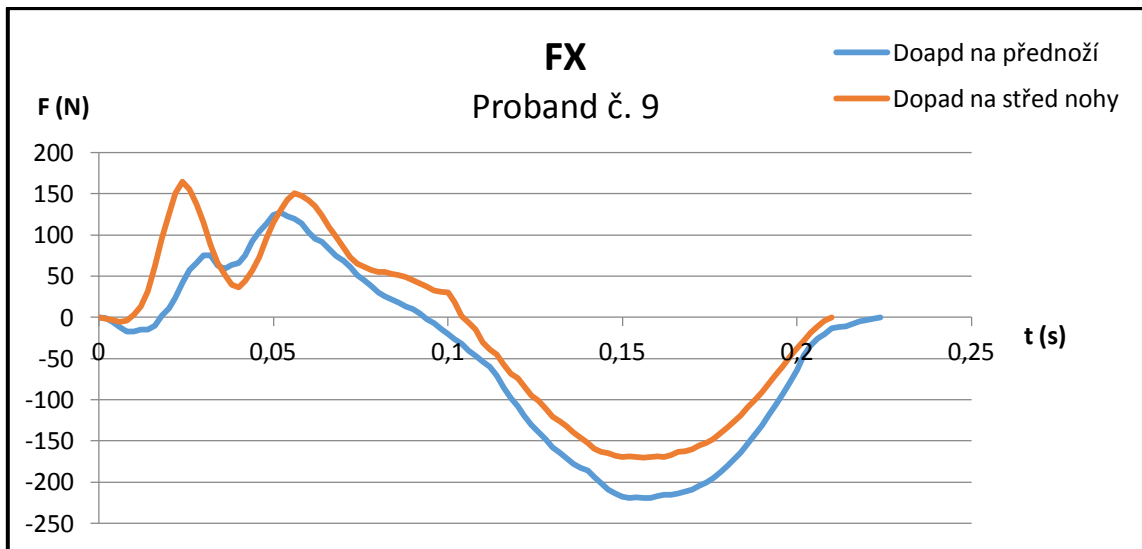
Jak již bylo zmíněno v úvodu této části, pro porovnání maximálních hodnot byl vybrán vždy jeden proband z každé skupiny běžců, který během svých deseti měření změnil alespoň jedenkrát svůj dopad. Vybráni byli probandi č. 2, 5 a 9. Byly vybrány vždy dva grafy s identickou rychlostí. Výsledky je možné vidět na grafech č. 11, 12 a 13.



**Graf 11** - Průběh působení antero-posteriorní složky reakčních sil při dopadu na patu a na střed nohy u běžce v klasické běžecké obuvi



**Graf 12** - Průběh působení antero-posteriorní složky reakčních sil při dopadu na střed nohy a na přednoží u běžce v barefoot obuvi



**Graf 13** - Průběh působení antero-posteriorní složky reakčních sil při dopadu na střed nohy a na přednoží u běžce naboso

Z předešlých tří grafů plyne, že pokud se dopad jedince posouvá směrem k přednoží (nezávisle na typu obuvi), křivka antero-posteriorní reakční síly nabývá nižších maximálních hodnot v dopadové oblasti. V oblasti odrazové nabývají tyto síly stejných nebo naopak vyšších záporných hodnot. U zbylých dvou probandů, kteří také změnili během měření typ dopadu, byl pozorován obdobný trend.

## 4 DISKUZE

V následující části budou zhodnoceny výsledky experimentu v kontextu formulovaných hypotéz. Současně budou výsledky našeho experimentu konfrontovány s výsledky, k nimž ve svých pracích došli citovaní autoři. Do první a třetí části budou zařazeny dvě hypotézy. Důvodem je vzájemná propojenost a souvislost daných dvou hypotéz a jejich vztah k jedné výzkumné otázce.

### 4.1 Diskuze k hypotéze č. 1 a 2

*H1: Běžci v klasické běžecké obuvi budou preferovat došlap na patu, zatímco běžci v barefoot obuvi nebo běžci naboso budou více preferovat došlap na střed nohy nebo přednoží.*

*H2: Habituální běžci v obuvi běžící naboso budou využívat více dopad na patu než dopad na střed nohy nebo přednoží.*

Při srovnání běhu naboso a běhu v obuvi je způsob dopadu jedním z nejčastěji sledovaných aspektů. Důvodem jsou především reakční síly podložky, jejichž působení se při různých typech dopadu mění. Jaké je působení sil u jednotlivých dopadů, bude diskutováno v dalších dvou kapitolách (4.2, 4.3).

Původní studie zabývající se problematikou dopadů se shodují, že dopady při běhu v obuvi i při běhu naboso směřují na patu (Dickinson et al., 1985; Komi et al., 1987; Lees, 1988; De Wit et al., 2000). Jak popisuje například Hamill et al. (2011), problematickým aspektem těchto studií je fakt, že probandi byli zvyklí používat při běhu klasickou běžeckou obuv a běh naboso tak neměli osvojený. S další možnou teorií přichází Divert et al. (2005), který konstatuje, že dopady na patu u běhu naboso mohly být zapříčiněny omezeným počtem došlapů. Ve zmíněných studiích probandi přebíhali přes jednu měřicí desku v laboratorních podmínkách a měli omezený prostor pro rozběhnutí. S tímto názorem se ztotožňují také Squadrone a Gallozzi (2009), kteří předpokládají nemožnost přizpůsobit běh naboso při omezeném počtu kroků. Současně dodávají, že eliminovat tento problém nepomůže ani více měřících desek za sebou. Z toho důvodu ve své studii namísto jedné měřicí desky použili obdobně jako Divert et al. (2005) běžecký pás, po kterém probandi přebíhali po dobu tří minut. Zároveň Divert et al. (2005) a Squadrone a Gallozzi (2009) byli jedni z prvních, kteří u probandů běžících naboso poukázali na změnu dopadu z paty směrem k přednoží, přičemž



probandi ve studii Diverta et al. (2005) byli habituálními běžci v obuvi. Obdobné výsledky u běžců v obuvi popisuje také Hamill et al. (2011). Squadrone a Gallozzi (2009) již ve své práci zkoumali vzorek běžců trénovaných v běhu naboso. V následujících letech byly publikovány další vědecké práce, které srovnávaly habituální běžce naboso s běžci v obuvi. Důležité je také zmínit, že tyto práce využívaly, obdobně jako my v našem experimentu, pouze jedno měřicí zařízení umístěné na podložce a závěry se v mnoha ohledech shodovaly se studii Squadroneho a Galloziho (2009) a Diverta et al. (2005). Můžeme tedy předpokládat, že tento způsob měření nemá zásadní vliv na výsledky výzkumu.

První studií hodnotící habituální běžce naboso je práce Liebermana et al. (2010), který srovnával pět různých skupin běžců, včetně příslušníků jednoho z kmenů v Keni, kteří jsou od narození zvyklí běhat naboso. Z výsledků vyplývá, že běžci běžně používající klasickou běžeckou obuv dopadají v obuvi i naboso na patu (na stejně tvrdém povrchu). Tento závěr se shoduje s výsledky původních studií zabývajících se touto problematikou (Dickinson et al., 1985; Komi et al., 1987; Lees, 1988; De Wit et al., 2000). Naopak tomu bylo u běžců, kteří od narození běhají naboso nebo v průběhu života přešli na bosý běh, kde při běhu v obuvi i naboso převažoval dopad na přednoží. Na základě výsledků můžeme předpokládat vliv zkušenosti na způsob dopadu. K velmi podobným závěrům dospěl Lieberman (2014) i ve své další práci, kde pozoroval způsob běhu obyvatel kmene Tarahumarů z Mexika. Běžci v jednoduchých, ručně vyrobených sandálech volili dopad na přednoží a běžci v běžeckých botách dopad na patu. Nicméně k naprosto opačným závěrům došel Hatala et al. (2013), který zkoumal opět příslušníky jednoho z původních kmenů v Keni a konstatoval dopad na patu u 72 % testovaných při subjektivně zvolené rychlosti. Až při zvýšené rychlosti se dopady přesouvaly směrem k přednoží. K výsledkům, které se nacházejí někde uprostřed mezi výše zmíněnými pracemi, došel Pontzer et al. (2014). Ve své práci zkoumal příslušníky kmene z Tanzánie a prokázal dopad na patu u 60 % zkoumaných. Tento typ dopadu preferovali muži a neměla na něj vliv obuv (jednoduché sandály) ani rychlost.

V našem experimentu jsme se při formulaci první hypotézy opírali především o výsledky studií Liebermana et al. (2010, 2014) a Pontzera et al. (2014). Naším předpokladem bylo, že u běhu naboso nebo v barefoot obuvi převažuje dopad na přednoží nebo na střed nohy, a naopak při běhu v klasické běžecké obuvi převládá dopad na patu. Na základě výsledků je možné konstatovat, že hypotéza č. 1 byla potvrzena. U běžců v obuvi se dopad na patu objevil v 99 %. Pouze jediný dopad

směřoval na střed chodidla. U běžců v barefoot obuvi se dopad na patu nevyskytl ani jednou, dopad na střed nohy se objevil ve 30 % případů a dopad na přednoží tvořilo 70 % pokusů. U běžců naboso se dopad na patu neobjevil ani jednou, dopad na střed chodidla se objevil v 7 % případů a dopad na přednoží tvořil zbylou část, tedy 93 %.

Druhá hypotéza předpokládá, že při běhu naboso budou běžci, kteří jsou zvyklí používat běžeckou obuv, využívat dopadu na patu. V tomto případě se naše hypotéza přiklání k původním studiím zabývajícím se touto tematikou (Dickinson et al., 1985; Komi et al., 1987; Lees, 1988; De Wit et al., 2000), neboť podmínky a metodika experimentu byly velmi obdobné (laboratorní podmínky, jedna měřicí deska, habituální běžci v obuvi). Výsledky této části však nebyly jednoznačné. Dva probandi si při přechodu na běh naboso zachovali dopad na patu, jeden proband naopak využíval téměř ve všech případech dopad přes přednoží (mimo jeden došlap, který byl na střed nohy) a poslední z probandů dopadl v polovině případů na střed nohy a v druhé polovině na přednoží. Výsledky našeho experimentu se tak nacházejí v podstatě na půli cesty mezi původními studii autorů (Dickinson et al., 1985; Komi et al., 1987; Lees, 1988; De Wit et al., 2000) a mezi studii Diverta et al. (2005) a Squadroneho a Gallozziho (2009). Avšak jak dodává Divert et al. (2005), dopad na patu bez obuvi je provázen působením velkých sil a je tedy pravděpodobné, že tento styl běhu jsou schopni běžci vydržet při laboratorním testování, nicméně při delších vzdálenostech by pravděpodobně směřovali došlap více směrem k přednoží.

Z výzkumu doposud publikovaných pramenů vyplývá, že vliv typu obuvi na způsob dopadu není prozatím možné zcela jednoznačně definovat. Existují určité trendy, avšak téměř vždy můžeme nalézt studii s opačným, nebo alespoň s nestejným výsledkem. Lieberman et al. (2015) navíc dodává, že typ obuvi není jediným faktorem ovlivňujícím způsob dopadu. Mezi další faktory patří například únava, rychlost, vzdálenost, kterou běžíme, textura a tvrdost povrchu, kadence nebo délka kroku. Sám tak ve své studii z roku 2015 posuzuje vliv terénu a typu obuvi (habituálně bosí a obutí běžci) na způsob dopadu u zcela záměrně velmi variabilní skupiny běžců. Z výsledků je zřejmé, že na typ dopadu neměl vliv věk, pohlaví, výška ani váha. Naopak, dopad přes špičku využívali častěji běžci na tvrdém povrchu, s vyšší frekvencí dopadů, s delší běžeckou historií a bosí běžci. Dále byl prokázán vliv rychlosti na způsob dopadu. Při vyšší rychlosti se dopad přesouvá směrem k přednoží (Hatala et al., 2013; Keller et al., 1996; Hasewaga et al., 2007). Bylo také zjištěno, že s únavou se zkracuje krok

a zvyšuje se procento dopadů na patu více v běžné botě, než na bosu (Kasmer et al., 2014).

Existuje také řada studií, které potvrzují převahu dopadů na patu u vytrvalostních běžců, ať už rekreačních, nebo výkonostních (Hasewaga et al., 2007; Larson, 2011). Přestože tyto studie neporovnávají přímo bosé a obuté běžce a není z nich tedy možné usuzovat vliv typu obuvi na způsob dopadu, je minimálně dobré vidět, jaký dopad obecně převažuje u vytrvalostních běžců v obecném měřítku.

## 4.2 Diskuze k hypotéze č. 3

*H3: Při dopadu na patu bude křivka vertikální reakční síly obsahovat dva vrcholy neboli peaky, na rozdíl od dopadu přes střed nohy nebo přednoží, kde křivka bude mít plynulejší průběh bez zmíněných dvou peaků.*

S rozšířením běhu naboso začalo přibývat spekulací, zda tento styl běhu, považovaný za přirozený běh, je zdravější a snižuje více incidenci zranění ve srovnání s během v obuvi. Mnoho autorů dává do souvislosti se vznikem zranění u běžců reakční síly podložky, zejména pak jejich vertikální složku (Cavanagh, 1990; Lieberman et al., 2010; Sol et al., 2001). Postupně tak začaly přibývat vědecké studie porovnávající reakční síly u běžců naboso a běžců v obuvi, potažmo u různých typů dopadů. Hodnoceny jsou především průběhy křivky a maximální hodnoty reakčních sil. V naší práci bylo původním záměrem porovnat reakční síly u jednotlivých typů dopadů a až následně na základě výsledků k první výzkumné otázce zhodnotit, který typ dopadu daná skupina běžců používá a jaký průběh křivek u nich převažuje. Jelikož dopad na patu se vyskytl výhradně u běžců v klasické běžecké obuvi, dopad na střed chodidla až na tři výjimečné případy u běžců v barefoot obuvi a dopad na přednoží výrazně dominoval u běžců naboso, byly výsledky rovnou přiřazeny k jednotlivým skupinám běžců. Maximální hodnoty sil nebyly srovnávány kvůli odlišné rychlosti běžců.

Na základě výsledků můžeme konstatovat, že hypotéza č. 3 se potvrdila. V případě běžců v obuvi obsahovala křivka vertikální reakční síly při dopadu na patu dva *peaky*. U běžců v barefoot obuvi jsme měli možnost pozorovat na křivce podobné dva *peaky*, avšak průběh této křivky i prvního *peaku* byl o poznání plynulejší. U běžců naboso byla křivka vertikální síly zcela plynulá bez větších náznaků dvou *peaků*.

Výsledky našeho experimentu se v otázce průběhu křivky vertikální reakční síly shodují i s jinými studii zabývajícími se touto problematikou (Squadrone a Gallozzi, 2009; Hamill et al., 2011; Divert et al., 2005; Keller et al., 1996; Komi et al., 1997). Tito autoři použili pro účely svých výzkumů konstantní rychlost pro všechny běžce, což jim umožnilo srovnávat také maximální hodnoty sil mezi jednotlivými skupinami. Z výsledků vyplývá vyšší působení reakčních sil u běžců v obuvi ve srovnání s během naboso nebo barefoot obuvi (Squadrone a Gallozzi, 2009; Hamill et al., 2011; Divert et al., 2005). Pouze De Wit et al. (2000) ve své práci nenašel signifikantní rozdíly mezi těmito skupinami běžců v maximálních hodnotách působících reakčních sil. V našem experimentu byla ponechána běžcům jejich spontánní rychlost. Kvůli tomu nebylo možné srovnávat hodnoty sil. Na druhé straně byl v rámci možností maximálně zachován jejich přirozený styl běhu, který byl vyžadován pro objektivní zhodnocení dopadů.

Přestože panuje poměrně jednotný názor v otázce působení vertikální reakční síly u jednotlivých typů dopadů, je diskutabilní, jaký vliv mají ve skutečnosti tyto síly na vznik zranění u běžců. Zahrnutí této problematiky do experimentální části bylo nad rámec této práce, avšak byla jí věnována značná část teoretických východisek. Jako příklad, velmi dobře popisující aktuální situaci v této problematice, můžeme uvést práci Nigga et al. (2015). Ten uvádí, že u studií zabývajících se vlivem reakčních sil na vznik zranění je obecně velkým problémem malý počet testovaných osob. Současně dodává, že výsledky tak nejsou relevantní a nelze jednoznačně říci, do jaké míry mají vysoké *peaky* reakčních sil vliv na vznik zranění. Na závěr Nigg et al. (2015) vyslovuje úvahu, že pokud by reakční síly měly vliv na zranění, dalo by se logicky předpokládat, že u osob běžajících ve vyšších rychlostech by byla vyšší také incidence zranění. Toto logické tvrzení však doposud nebylo prokázáno. Zároveň Goss a Gross (2012) dodávají, že v incidenci zranění u běžců může vystavení vysokým tréninkovým zátěžím (doba trvání, frekvence, vzdálenost) bez adekvátního odpočinku hrát větší roli než biomechanické faktory. Lieberman také předpokládá, že větší vliv na vznik zranění má způsob, jakým daný jedinec běhá, než obuv, kterou při tom používá.

Posledním tématem, které v této části zmíním a na které se náš experiment přímo nezaměřoval, ale velmi úzce s ním souvisí, je vliv typu obuvi na působení reakčních sil. Někteří autoři dospěli k závěrům, že příliš měkká bota indukuje vyšší působení sil při došlapu (Robbins a Waked., 1997; Rethnam a Makwana, 2011). Těmto závěrům však odporují výsledky jiných autorů, kteří naopak tvrdí, že míra tlumivosti

běžecké boty nemá vliv na reakční síly (Clarke et al., 1983; Nigg et al., 1987; Hennig et al., 1996; Hamill et al., 2011).

### 4.3 Diskuze k hypotéze č. 4 a 5

*H4: Při dopadu přes střed nohy nebo přednoží bude mít křivka antero-posteriorní složky reakčních sil plynulejší průběh ve srovnání s dopadem na patu.*

*H5: Čím blíže k přednoží bude lokalizován iniciální kontakt chodidla s podložkou, tím se budou snižovat maximální hodnoty křivky v decelerační i akcelerační části.*

Při běhu obecně dochází velmi často ke vzniku puchýřů lokalizovaných v oblasti plosek. Relativně často jsou tyto potíže spojovány s dlouhými běhy, jakým je například maraton (Caselli a Longobardi, 1997; Mailler a Adams, 2004). Avšak i rekreační běžci udávají vznik puchýřů na prvním místě mezi poškozeními kožního krytu při běhání (Purim a Leite, 2014; Heymann, 2005). Puchýře vznikají působením horizontálních smykových sil, které zapříčiňují poškození kůže v oblasti epidermis. Následně dochází k oddělování jednotlivých vrstev a naplnění tekutinou blízkou plazmě nebo krví (Heymann, 2005). Právě příčina vzniku puchýřů a jejich častý výskyt u běžců vedl v této práci k zaměření se mimo jiné také na antero-posteriorní složku reakčních sil.

Faktory, které hrají roli při vzniku puchýřů, jsou zejména teplo, vlhkost a špatně padnoucí obuv (Mailler a Adams, 2004). Tyto faktory jsou však spjaty spíše s běžci v obuvi. U běžců, kteří nepoužívají pro běh obuv, bude velmi pravděpodobně menší teplo i vlhkost v oblasti plosek, na druhé straně je zde však přímý kontakt s terénem, po kterém daný běžec běží. Zvláště u tvrdého a hrubého povrchu můžeme předpokládat zvýšené poškození epidermis, které vede k tvorbě puchýřů. Tyto názory jsou pouhými spekulacemi, neboť doposud nevznikla práce, která by hodnotila vznik nebo výskyt puchýřů u běžců naboso. Toto je důvodem, proč není věnována pozornost této problematice v teoretických východiscích. Můžeme alespoň zmínit slova Ken Boba Saxtona, který zařazuje bosé běhání do svých tréninků již od 60. let a je považován za otce a zároveň jednoho z největších průkopníků běhu naboso. Ten říká, že jediné, co chrání naše nohy při běhu naboso, je tenká kožní vrstva na plosce nohy, která má několikanásobně vyšší tendenci k odírání a vzniku puchýřů při běhu bez obuvi než s ní. Je tedy velmi nepohodlné při běhu naboso „klouzat“ nohou po podložce. Řešením podle Saxtona je běhat tak, aby nedocházelo ke skluzu, což dle jeho názoru znamená

neklouzat nohama po podložce, ale zvedat je a opět pokládat (Saxton, 2013). Nepřímo jeho slova potvrzují biomechanická data o mechanických vlastnostech tkání a jejich rozhraní. U homogenních tkání je pevnost ve smyku v běžných podmínkách maximálně třetinová v porovnání s pevností v tahu, respektive tlaku (Valenta a Němec, 1985). Myšlenka, která se shoduje se Saxtonovým tvrzením, vedla k vytvoření čtvrté a páté hypotézy, ve kterých předpokládáme, že při dopadu na přednoží (využívaném nejčastěji běžci naboso) budou mít anterio-posteriorní reakční síly plynulejší průběh a budou dosahovat nižších hodnot ve srovnání s dopadem na střed nohy nebo na patu.

Výsledky našeho experimentu čtvrtou a pátou hypotézu potvrzují. Průběhy křivek anterio-posteriorní reakční síly byly plynulejší při dopadech na přednoží nebo na střed nohy. Zároveň, pokud běžec v průběhu svých deseti pokusů změnil styl svého dopadu a posunul místo iniciálního kontaktu blíže přednoží, nabývaly křivky reakční síly nižších maximálních hodnot, avšak pouze v dobržďovací části. Zajímavé je, že tento trend se objevil nejen u běžců naboso, ale i u běžce v klasické běžecké obuvi a u běžců v barefoot obuvi. To znamená, že větší vliv na působení těchto sil má způsob dopadu, nikoliv zvolený typ obuvi. Na druhou stranu, jak ukazují i výsledky našeho experimentu, typ dopadu často velmi úzce souvisí s typem obuvi. Vzhledem k tomu, že dopad na přednoží využívají zejména běžci naboso, můžeme na základě výsledků předpokládat, že běžci naboso dopadají za působení nižších předozadních reakčních sil a s jejich plynulejším průběhem.

Je však důležité zmínit, že v této části experimentu byl snížen počet zkoumaných probandů a omezen počet dopadů, které u nich mohly být hodnoceny (omezeno potřebnými variacemi v dopadech a nekonstantní rychlostí). Výsledky tak vycházejí z velmi malého vzorku a bylo by potřeba dalšího zkoumání s více probandy a s konstantní rychlostí.

Srovnání s jinými studiemi porovnávajícími běh naboso a běh v obuvi je v tomto případě komplikované, neboť většina z nich nedává působení této síly takovou váhu a ve většině případů se jí ani nezabývá. Průběh křivky a maximální hodnoty *peaků* anterio-posteriorní reakční síly je možné vidět pouze v práci Diverta et al. (2005). Výsledky hodnot maximálních sil se shodují s naší prací. Divert et al. (2005) uvádí, že *peaky* dosahovaly vyšších hodnot při běhu v obuvi, potažmo při dopadu na patu. Průběh grafů byl obdobný u běžců naboso, avšak lišil se u běžců v obuvi. Zde graf obsahoval dva plynulé *peaky* v dobržďovací fázi. V tomto směru si tedy práce Diverta et al. (2005) odporuje s našimi výsledky. Důležité je však zmínit, že průběh

grafu nebyl v této práci vůbec hodnocen a ukázkový graf antero-posteriorní reakční síly, který Divert et al. (2005) ve své práci publikuje, reprezentuje všechny probandy.

## 5 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo navázat na předchozí studie autorů a zhodnotit vliv typu obuvi (klasická běžecká obuv, barefoot obuv, běh naboso) na způsob dopadu (dopad na patu, na střed chodidla a na přednoží) při běhu a následně posoudit působení reakčních sil u jednotlivých typů dopadů.

V otázce typu dopadu u jednotlivých skupin běžců byly výsledky našeho experimentu poměrně jednoznačné. Běžci v klasické běžecké obuvi využívali v drtivé většině případů dopadu přes patu. U skupiny běžců v barefoot obuvi mírně převažoval dopad na přednoží nad dopadem na střed chodidla. U běžců naboso výrazně dominoval dopad na přednoží. Z výsledků měření vertikální reakční síly plyne, že průběh křivky této síly při dopadu na patu obsahuje dva *peaky*. V případě dopadu na střed chodidla je křivka podobná (také obsahuje dva *peaky*), avšak celkový průběh i průběh prvního *peaku* je o poznání plynulejší. U dopadu na přednoží je křivka zcela plynulá bez výrazných náznaků dvou *peaků*.

Zajímavých výsledků se podařilo dosáhnout také při měření reakčních sil v předozadním směru. Při dopadu na přednoží byly křivky anterio-posteriorních reakčních sil plynulejší bez přítomnosti většího množství ostrých *peaků* jako tomu bylo při dopadu na patu. V případě běžců naboso, konkrétně u probandů č. 9 a 10, byly průběhy křivek dokonce prosté *peaků*. Tento trend významně snižuje počet smýkání při dopadu, které výrazně přispívají ke vzniku puchýřů.

Získaná experimentální data umožnila také zaujmutí jednoznačných stanovisek k vysloveným hypotézám. Protože hypotézy byly s ohledem na rozsah dané problematiky zevrubně komentovány ve čtvrté kapitole, je v tabulce č. 4 umístěné v závěru této kapitoly prezentován pouze stručný přehled platnosti hypotéz.

Věřím, že tato práce přináší další hodnotné informace do doposud ne zcela objasněné problematiky, která se týká relativně vysokého procenta naší populace. Kromě informační hodnoty práce v oblasti běhu naboso, do které přispívá i zcela novou informací v otázce vzniku puchýřů, spatřuji ve výsledcích práce i poměrně značný praktický potenciál. Fyzioterapeuté se stále častěji dostávají do kontaktu s vytrvalostními běžci, kteří trpí specifickými typy zranění. Pokud by se podařilo dospět k jednotným názorům, mohly by tyto informace výrazně pomoci v léčbě těchto zranění. V této oblasti je však třeba dalších a rozsáhlejších výzkumů, pro které by tato práce mohla být velmi dobrým východiskem. Vzhledem k přibývajícimu množství běžců



praktikujících běh naboso nebo v barefoot obuvi předpokládám, že tento trend by mohl zvýšit množství probandů v budoucích výzkumech.

**Tabulka č. 4 - Platnost hypotéz**

	<b>Hypotéza</b>	<b>Potvrzení</b>
<b>1</b>	<i>Běžci v klasické běžecké obuvi budou preferovat došlap na patu, zatímco běžci v barefoot obuvi nebo běžci naboso budou více preferovat došlap na střed nohy nebo přednoží.</i>	Tyto hypotézy se podařilo na základě výsledků potvrdit
<b>3</b>	<i>Při dopadu na patu bude křivka vertikální reakční síly obsahovat dva vrcholy neboli peaky, na rozdíl od dopadu přes střed nohy nebo přednoží, kde křivka bude mít plynulejší průběh bez zmíněných dvou peaků.</i>	
<b>4</b>	<i>Při dopadu přes střed nohy nebo přednoží bude mít křivka anterio-posteriorní složky reakčních sil plynulejší průběh ve srovnání s dopadem na patu.</i>	
<b>5</b>	<i>Čím blíže k přednoží bude lokalizován iniciální kontakt chodidla s podložkou, tím se budou snižovat maximální hodnoty křivky v decelerační i akcelerační části.</i>	
<b>2</b>	<i>Habituační běžci v obuvi běžící naboso budou využívat více dopad na patu než dopad na střed nohy nebo přednoží.</i>	

## 6 POUŽITÁ LITERATURA

1. BARTON, C. J. et al. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture* [online]. 2009, 30(4), s. 405-416 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19651515>.
2. BERTELSEN, M., L. et al. Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait Posture* [online]. 2013, 38(2), s. 354-356 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23280125>.
3. BISHOP, M. et al. Athletic Footwear, Leg Stiffness, and Running Kinematics. *Journal of athletic training* [online]. 2006, 41(4), s. 387-392 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1748411/>.
4. BRAMBLE, D. M., CARRIER, D. R. Running and breathing in mammals. *Science* [online]. 1983, 219(4582), s. 251-256 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6849136>.
5. BRAMBLE, D. M., LIEBERMAN, D. E. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature* [online]. 2004, 432(7015), s. 345-352 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15549097>.
6. BRODY, D. M. Running injuries. *Clinical Symposia* [online]. 1980, 32(4), s. 1-36 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6113912>.
7. BRUGGEMANN, G. P et al. Effect of increased mechanical stimuli on foot muscles functional capacity. *ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting* [online]. 2005, s. 553 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/228326470\\_Effect\\_of\\_increased\\_mechanical\\_stimuli\\_on\\_foot\\_muscles\\_functional\\_capacity](https://www.researchgate.net/publication/228326470_Effect_of_increased_mechanical_stimuli_on_foot_muscles_functional_capacity).
8. BUCZEK, F. L., CAVANAGH, P. R. Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 1990, 22(5), s. 669-677 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2233207>.
9. CARRIER, D. R. et al. The Energetic Paradox of Human Running and Hominid Evolution. *Current Anthropology* [online]. 1984, 25(4), s. 483-495 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.jstor.org/stable/2742907?seq=1#page\\_scan\\_tab\\_contents](https://www.jstor.org/stable/2742907?seq=1#page_scan_tab_contents).
10. CASELLI, M. A., LONGOBARDI, S.J. Lower extremity injuries at the New York City Marathon. *Journal of the American Podiatric Medical Association* [online].

- 1997, 87(1), s. 34-37 [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9009547>.
11. CAVANAGH P. R, WILLIAMS, K. R. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 1982, 14(1), s. 30-35 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7070254>.
  12. CAVANAGH, P. R. *Biomechanics of distance running*. Champaign: Human Kinetics Books, 1990, 376 s. ISBN 08-732-2268-7.
  13. CLARKE, T. E., FREDERICK, E. C., COOPER, L. B. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 1983, 4(4), s. 247-251 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6654550>.
  14. CROWELL, H. P., DAVIS, I. S. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical Biomechanics* [online]. 2011, 26(1), s. 78-83 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20888675>.
  15. D'AOUTAB, K. et al. The effects of habitual footwear use; foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science* [online]. 2009, 1(2), s. 81-94 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/237644025\\_The\\_effects\\_of\\_habitual\\_footwear\\_use\\_foot\\_shape\\_and\\_function\\_in\\_native\\_barefoot\\_walkers](https://www.researchgate.net/publication/237644025_The_effects_of_habitual_footwear_use_foot_shape_and_function_in_native_barefoot_walkers).
  16. DAVIS, I. S., BOWSER, B., MULLINEAUX, D. Do Impacts Cause Running Injuries? A Prospective Investigation. *Conference Proceedings of the Annual Meeting of the American Society of Biomechanics* [online]. 2010 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <http://www.asbweb.org/conferences/2010/abstracts/472.pdf>.
  17. DE WIT, B., DE CLERQ, D., AERTS, P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics* [online]. 2000, 33(3), s. 269-278 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10673110>.
  18. DE COCK, A. et al. Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults. *Gait & Posture* [online]. 2005, 21(4), s. 432-439 [cit. 2017-02-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15886133>.
  19. DICKINSON, J. A., COOK, S. D., LEINHARDT, T. M. The measurement of shock waves following heel strike while running. *Journal of Biomechanics* [online]. 1985,

- 18(6), s. 415-422 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4030798>.
20. DIVERT, C. et al. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2005, 26(7), s. 593-598 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16195994>.
21. DIVERT, C. Barefoot-shod running differences: Shoe or mass effect? *Sports medicine* [online]. 2008, 29(6), s. 512-518 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18027308>.
22. DIXON, S. J., COLLOP, A. C., BATT, M. E. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 2000, 32(11), s. 1919-1926 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11079523>.
23. EKMAN, E. F. et al. Magnetic resonance imaging of iliotibial band syndrome. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1994, 22(6), s. 851-854 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7856812>.
24. ELLIOT, B. C., BLANKSBY, B. A. Optimal stride length considerations for male and female recreational runners. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 1979, 13(1), s. 15-18 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1859750/>.
25. ERIKSSON, K. F., LINDGÄRDE, F. Prevention of type 2 (non-insulin-dependent) diabetes mellitus by diet and physical exercise. The 6-year Malmö feasibility study. *Diabetologia* [online]. 1991, 34(12), s. 891-898 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1778354>.
26. GENT, R. N. et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, 41(8), s. 469-480 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17473005>.
27. GOLDMANN, J. P., POTTHAST, W., BRUGGERMANN, G. P. Athletic training with minimal footwear strengthens toe flexor muscles. *Footwear Science* [online]. 2013, 4(1), s. 19-25 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/19424280.2012.744361>.
28. GOSS, D. L., GROSS, M. T. A review of mechanics and injury trends among various running styles. *U.S. Army Medical Department Journal* [online]. 2012, 20(3),

- s. 62-71 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22815167>.
29. HAMILL, J. et al. Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Science* [online]. 2011, 3(1), s. 33-40 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/19424280.2010.542187>.
30. HASEWAGA, H., YAMAUCHI, T., KRAEMER, W. J. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2007, 21(3), s. 888-893 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17685722>.
31. HATALA, K. G. et al. Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. *PLoS One* [online]. 2013, 8(1), s. 25-30 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23326341>.
32. HAYKOWSKY, M et al. A meta-analysis of the effects of exercise training on left ventricular remodeling following myocardial infarction: start early and go longer for greatest exercise benefits on remodeling. *Trials* [online]. 2011, 12(2), s. 92 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21463531>.
33. HENNIG, E., VALIANT, G., LIU, Q. Biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1996, 12(2), s. 141-150 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/doi/pdf/10.1123/jab.12.2.143>.
34. HEYMANN, W. R. Dermatologic problems of the endurance athlete. *Journal of the American Academy of Dermatology* [online]. 2005, 52(2), s. 345-346 [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15692482>.
35. HRELJAC, A. Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 2004, 36(5), s. 845-849 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15126720>.
36. CHEUNG, R. T., DAVIS, I. S. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2011, 41(12), s. 914-919 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22031595>.
37. JENKINS, D. W., CAUTHON, D. J. Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. *Journal of the American Podiatric Medical Association* [online]. 2010, 101(3), s. 231-243 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21622635>.

38. KALAK, N et al. Daily morning running for 3 weeks improved sleep and psychological functioning in healthy adolescents compared with controls. *Journal of Adolescent Health* [online]. 2012, 51(6), s. 615-622 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23174473>.
39. KAPLAN, Y. Barefoot versus shoe running: from the past to the present. *The Physician and Sportmedicine* [online]. 2014, 42(1), s. 30-35 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24565819>.
40. KASMER, M. E., WREN, J. J., HOFFMAN, M. D. Foot strike pattern and gait changes during a 161-km ultramarathon. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2014, 28(5), s. 1343-1350 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24149763>.
41. KELLER, T. S. et al. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics* [online]. 1996, 11(5), s. 253-259 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11415629>.
42. KER, R. F. et al. The spring of the arch of the human foot. *Nature* [online]. 1987, 325(7000), s. 147-149 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3808070>.
43. KERRIGAN, D. C. et al. The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *PM&R. Journal of injury function and rehabilitation*. [online]. 2009, 1(12), s. 1058-1063 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20006314>.
44. KHAN, K. M. et al. Histopathology of common tendinopathies. Update and implications for clinical management. *Sports Medicine* [online]. 1999, 27(6), s. 393-408 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10418074>.
45. KOMI, P. et al. Interaction between man and shoe in running: consideration for a more comprehensive measurement approach. *International Journal of Sports* [online]. 1987, 8(3), s. 196-202 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3623781>.
46. KUTTRUFF, J. T., DE HART, S. G., O'BRIAN, M. J. 7500 years of prehistoric footwear from Arnold Research Cave, Missouri. *Science* [online]. 1998, 281(5373), s. 72-75 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9651246>.

47. LARSON, P. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long distance road race. *The Journal of Sport Science* [online]. 2011, 29(15), s. 1665-1673 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22092253>.
48. LARSON, P. Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race. *Journal of Sport and Health Science* [online]. 2014, 3(2), s. 137-142 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/261716278\\_Comparison\\_of\\_foot\\_strike\\_patterns\\_of\\_barefoot\\_and\\_minimally\\_shod\\_runners\\_in\\_a\\_recreational\\_road\\_race](https://www.researchgate.net/publication/261716278_Comparison_of_foot_strike_patterns_of_barefoot_and_minimally_shod_runners_in_a_recreational_road_race).
49. LEE, D. C. et al. Leisure-time running reduces all-cause and cardiovascular mortality risk. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2014, 64(5), s. 472-481 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25082581>.
50. LEES, A. The role of athlete response tests in the biomechanical evaluation of running shoes. *Ergonomics* [online]. 1988, 31(11), s. 1673-1681 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140138808966817>.
51. LIEBERMAN, D. E. et al. The human gluteus maximus and its role in running. *Journal of Experimental Biology* [online]. 2006, 209(11), s. 2143–2155 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16709916>.
52. LIEBERMAN, D. E. et al. The evolution of endurance running and the tyranny of ethnography: A reply to Pickering and Bunn. *Journal of Human Evolution* [online]. 2007, 53(4), s. 439-442 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24565819>.
53. LIEBERMAN, D. E. et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* [online]. 2010, 463(7280), s. 531–535 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Foot+strike+patterns+and+collision+forces+in+habitually+barefoot+versus+shod+runners>.
54. LIEBERMAN, D. E. What We Can Learn About Running from Barefoot Running: An Evolutionary Medical Perspective. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. 2012, 40(2), s. 63-72 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22257937>.
55. LIEBERMAN, D. E. Strike type variation among Tarahumara Indians in minimal sandals versus conventional running shoes. *Journal of Sport and Health Science* [online]. 2014, 3(2), s. 86-94 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095254614000350>.

56. LIEBERMAN, D. E., DAVIS, I. S., NIGG, B. M. Introduction: The past, present, and future of research on running barefoot and in minimal shoes. *Journal of Sport and Health Science* [online]. 2014, 3(2), s. 65–66 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/261763651\\_Introduction\\_The\\_past\\_present\\_and\\_future\\_of\\_research\\_on\\_running\\_barefoot\\_and\\_in\\_minimal\\_shoes](https://www.researchgate.net/publication/261763651_Introduction_The_past_present_and_future_of_research_on_running_barefoot_and_in_minimal_shoes).
57. LIEBERMAN, D. E. et al. The Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. *PLoS One* [online]. 2015, 10(7), s. 69-74 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26154285>.
58. MAILLER, E. A., ADAMS, B. B. The wear and tear of 26.2: dermatological injuries reported on marathon day. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 1997, 87(1), s. 34-37 [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15273194>.
59. MALISOUX, L. et al. Can parallel use of different running shoes decrease running-related injury risk? *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2015, 25(1), s. 110-115 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24286345>.
60. MARCUS, B. H. et al. The efficacy of exercise as an aid for smoking cessation in women: a randomized controlled trial. *Archives of Internal Medicine* [online]. 1999, 159(11), s. 1229-1234 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10371231>.
61. MARTI, B. Health effects of recreational running in women. Some epidemiological and preventive aspects. *Sports Medicine* [online]. 1991, 11(1), s. 20-51 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2011682>.
62. MCDUGALL, Christopher. *Zrození k běhu: zapomenutý národ a tajemství nejlepších a nejšťastnějších běžců světa*. 1. Vyd. Praha: Mladá fronta, 2011, 304 s. ISBN 978-80-204-2433-4.
63. MILLER, C. E. et al. The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science* [online]. 2014, 3(2), s. 74-85 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095254614000374>.
64. MILNER, C. E. et al. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 2006, 38(2), s. 323-328 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16531902>.



65. MURPHY, K., CURRY, E. J., MATZKIN, E. G. Barefoot running: does it prevent injuries? *Sports Medicine* [online]. 2013, 43(11), s. 1131-1138 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23990440>.
66. NATRI, A., KANNUS, P., JÄRVINEN, M. Which factors predict the long-term outcome in chronic patellofemoral pain syndrome? A 7-yr prospective follow-up study. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 1998, 30(11), s. 1572-1577 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9813868>.
67. NIGG, B. M. et al. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics* [online]. 1987, 20(10), s. 951-959 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3693376>.
68. NIGG, B. M. et al. Running shoes and running injuries: Mythbusting and a proposal for two new paradigms: „Preferred movement path and comfort filter“. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2015, 49(13), s. 1-6 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/280568179\\_Running\\_shoes\\_and\\_running\\_injuries\\_Mythbusting\\_and\\_a\\_proposal\\_for\\_two\\_new\\_paradigms\\_'Preferred\\_movement\\_path'\\_and\\_'comfort\\_filter'](https://www.researchgate.net/publication/280568179_Running_shoes_and_running_injuries_Mythbusting_and_a_proposal_for_two_new_paradigms_'Preferred_movement_path'_and_'comfort_filter').
69. NIELSEN, R. O. et al. Foot pronation is not associated with increased injury risk in novice runners wearing a neutral shoe: A 1-year prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2014, 48(6), s. 440-447 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/237823887\\_Foot\\_pronation\\_is\\_not\\_associated\\_with\\_increased\\_injury\\_risk\\_in\\_novice\\_runners\\_wearing\\_a\\_neutral\\_shoe\\_A\\_1-year\\_prospective\\_cohort\\_study](https://www.researchgate.net/publication/237823887_Foot_pronation_is_not_associated_with_increased_injury_risk_in_novice_runners_wearing_a_neutral_shoe_A_1-year_prospective_cohort_study).
70. NOAKES, Timothy. *Lore of running*. 4. vyd. Champaign: Human Kinetics, 2003, 944 s. ISBN 08-732-2959-2.
71. NOSEK, Martin a Ladislav VALTER. Švihový způsob běhu - technika a biomechanika. In: *Atletika pro školní TV* [online]. 2010 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [http://pf.ujep.cz/~nosek/atletika/hladke\\_sv\\_technika.html](http://pf.ujep.cz/~nosek/atletika/hladke_sv_technika.html).
72. NOVACHECK, T. The biomechanics of running. *Gait and Posture* [online]. 1998, 7(1), s. 77-95 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297000386>.

73. OUNPUU, S. The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine* [online]. 1994, 13(4), s. 843-863 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/15394317\\_The\\_biomechanics\\_of\\_walking\\_and\\_running](https://www.researchgate.net/publication/15394317_The_biomechanics_of_walking_and_running).
74. PADULO, J. et al. A paradigm of uphill running. *PLoS One* [online]. 2013, 8(7), s. 62-69 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3707880/>.
75. PICKERING, T. R., BUNN, H. The endurance running hypothesis and hunting and scavenging in savanna-woodlands. *Journal of Human Evolution* [online]. 2007, 53(4), s. 434-438 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=The+endurance+running+hypothesis+and+hunting+and+scavenging+in+savanna-woodlands>.
76. POHL, M. B., HAMILL, J., DAVIS I. S. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 2009, 19(5), s. 372-376 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19741308>.
77. PONTZER, H. et al. Foot strike patterns and hind limb joint angles during running in Hadza hunter-gatherers. *Journal of Sport and Health Science* [online]. 2014, 3 (2), s. 95-101 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2095254614000362>.
78. PURIM, K. S., LEITE, N. Sports-related dermatoses among road runners in Southern Brazil. *Anais Brasileiros de Dermatologia* [online]. 2014, 89(4), s. 587-592 [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25054745>.
79. RAICHLLEN, D. A., ARMSTRONG, H., LIEBERMAN, D. E. Calcaneus length determines running economy: Implications for endurance running performance in modern humans and Neandertals. *Journal of Human Evolution* [online]. 2011, 60(3), s. 299-308 [cit. 2017-02-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Calcaneus+length+determines+running+economy%3A+Implications+for+endurance+running+performance+in+modern+humans+and+Neandertals>.
80. RETHNAM, U., MAKWANA, N. Are old running shoes detrimental to your feet? A pedobarographic study. *BMC Research Notes* [online]. 2011, 4(307), s. 10-15 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3228510/>.
81. ROBBINS, S. E., HANNA, A. M. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Medicine and science in sports and exercise* [online]. 1987,

- 19(2), s. 148-156 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2883551>.
82. ROBBINS, S. E., WAKED, E. Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1997, 78(5), s. 463 - 467 [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9161362>.
83. ROLIAN, C. et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Journal of Experimental Biology* [online]. 2009, 212(5), s. 713-721 [cit. 2017-02-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Walking%2C+running+and+the+evolution+of+short+toes+in+humus>.
84. SANDLER, Michael a Jessica LEE. *Barefoot running: how to run light and free by getting in touch with the Earth*. 1. vyd. Boulder, CO: RunBare Pub, 2010, 320 s. ISBN 09-843-8220-8.
85. SAXTON, Ken Bob. Barefoot blisters. In: *Barefootrunning.com* [online]. 2017 [cit. 2017-04-03]. Dostupné z: <http://barefootrunning.com/?p=6995>.
86. SINCLAIR, A. R. E., LEAKEY, M. D., NORTON-GRIFFITHS, M. Migration and hominid bipedalism. *Nature* [online]. 1986, 324(6095), s. 307-308 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3097552>.
87. SOL, C. et al. Impact forces at the knee joint- A Comparative study on Running styles. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2001, 33(5), s. 128 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/230683283\\_Impact\\_forces\\_at\\_the\\_knee\\_joint\\_u\\_A\\_comparative\\_study\\_on\\_running\\_styles](https://www.researchgate.net/publication/230683283_Impact_forces_at_the_knee_joint_u_A_comparative_study_on_running_styles).
88. SOUZA, R. B. An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 2016, 27(1), s. 217-236 [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26616185>.
89. SQUADRONE, R., GALLOZZI, C. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* [online]. 2009, 49(1), s. 6-13 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19188889>.
90. THEISEN et al. Influence of midsole hardness of standard cushioned shoes on running-related injury risk. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2014, 48(5),

- s. 1-6 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/256666425\\_Influence\\_of\\_midsole\\_hardness\\_of\\_standard\\_cushioned\\_shoes\\_on\\_running-related\\_injury\\_risk](https://www.researchgate.net/publication/256666425_Influence_of_midsole_hardness_of_standard_cushioned_shoes_on_running-related_injury_risk).
91. TRINKAUS, E., SHANG, H. Anatomical evidence for the antiquity of human footwear. *Journal of Archaeological Science* [online]. 2008, 35(7), s. 1928–1933 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0305440307002476>.
92. TVRZNÍK, Aleš, Miloš ŠKORPIL a Libor SOUMAR. *Běhání: od joggingu po maraton*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006, 248 s. ISBN 80-247-1220-2.
93. TVRZNÍK, Aleš a David GERYCH. *Velká kniha běhání*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014, 312 s. ISBN 978-80-247-4872-6.
94. VALENTA, Jaroslav a Jaroslav NĚMEC. *Biomechanika*. 1. vyd. Praha: Academia, 1985, 539 s.
95. WILLIAMS, D. S. 3RD et al. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait Posture* [online]. 2004, 19 (3), s. 263-269 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15125915>.
96. ZADPOOR, A. A., NIKOOYAN, A. A. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical Biomechanics* [online]. 2011, 26(1), s. 23-28 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20846765>.

## **7 PŘÍLOHY**

### **Seznam příloh**

Příloha č. 1 - Vyjádření etické komise

Příloha č. 2 - Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 - Seznam obrázků

Příloha č. 4 - Seznam tabulek

Příloha č. 5 - Seznam grafů

Příloha č. 6 - Seznam použitých zkratk