

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Anna Vondrášková

**Kineziologické změny nohou při nošení
barefoot bot**

Bakalářská práce

Praha 2018

Autor práce: **Anna Vondrášková**

Vedoucí práce: **Mgr. Jan Tolar**

Oponent práce: **Mgr. Júlia Demeková**

Datum obhajoby: **11. 9. 2018**

Bibliografický záznam

VONDRÁŠKOVÁ, Anna. Kineziologické změny nohou při nošení barefoot bot. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2018. 51 s., přílohy. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Jan Tolar.

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá možným vlivem nošení barefoot bot na kineziologické a kinetické parametry chůze. V teoretické části je stručně popsána anatomie lidské nohy, nožní klenby a pohyby nohy. Dále je zde popsána kineziologie chůze. Teoretická část se také zabývá problematikou chůze v barefoot botách a vysvětlením základních parametrů barefoot bot. Nakonec jsou shrnuty výsledky již proběhlých studií zaměřených na tuto problematiku. V praktické části jsme se věnovali vlastnímu výzkumu zaměřenému na vybrané parametry chůze, které mohou být nošením barefoot bot ovlivněné. Měření probíhalo na dvou skupinách probandů, každá po 6 testovaných osobách, z nichž jedna nosí barefoot boty místo běžných bot a druhá nenosila barefoot boty nikdy. Data byla naměřena na přístroji Zebris FDM pomocí analýzy chůze. Výsledky byly následně porovnávány mezi oběma skupinami probandů. Měřeny a hodnoceny byly tyto parametry chůze: délka kroku, maximální tlak na jednotlivé části nohy během chůze a doba kontaktu jednotlivých částí nohy s podložkou. Výsledné hodnoty ukázaly trend především v zatížení nohy, a to ve smyslu vyššího tlaku hlavně na oblast přednoží. Také doba kontaktu s podložkou vykazovala změny, a to ve smyslu zkrácení této doby při nošení barefoot bot. Vzhledem k tomu, že většina dosud proběhlých studií se zaměřuje na využití barefoot bot při běhu, a ne na běžné denní nošení, bude pro potvrzení těchto trendů třeba dalšího výzkumu.

Klíčová slova

Barefoot, obuv, chůze, analýza chůze, délka kroku, analýza tlaku, doba kontaktu

Abstract

The bachelor thesis deals with the possible influence of barefoot shoes on kinesiology and kinetic parameters of gait. In the theoretical part there is a brief description of anatomy of the human foot, foot arch and movements. The kinesiology of gait is also described here. The theoretical part also deals with the problem of walking in barefoot shoes and explaining the basic parameters of barefoot shoes. Finally, the results of studies already underway on this issue are summarized. In the practical part we have devoted our research to the selected gait parameters that can be influenced by the wearing of barefoot shoes. The measurements were carried out on two groups of subjects, each with 6 tested persons, one of whom wore barefoot shoes instead of normal shoes, and the other subject did not wear barefoot shoes. The data was measured on the Zebris FDM by walking analysis. The results were then compared between the two subject groups. These gait parameters were measured and evaluated: step length, maximum pressure on the variant parts of foot during walking, and contact time of each part of foot with the surface. The resulting values showed a trend mainly in the load of the foot, in the sense of higher pressure mainly on the area of the middlefoot. Also, the contact time with the surface showed changes, in the sense of reducing this time when wearing barefoot shoes. Since most of the studies that have been done so far focus on the use of barefoot shoes at runtime and not on everyday wear. Further research will be needed to confirm these trends.

Keywords

Barefoot, minimalistic shoes, gait, gait analysis, step length, pressure analysis, force, contact time

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval(a) samostatně pod vedením Mgr. Jana Tolara, uvedl(a) všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval(a) zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 3. 8. 2018

Anna Vondrášková

Poděkování

Ráda bych na tomto místě poděkovala svému vedoucímu práce Mgr. Janu Tolarovi za podnětné připomínky, cenné rady a za milé a vstřícné vedení. Dále bych chtěla poděkovat Jiřímu Mothejzíkovi za neocenitelnou pomoc při zpracování statistické analýzy a svému muži za pomoc při zpracování a vyhodnocování dat.

V neposlední řadě bych ráda poděkovala svému milému muži, svým dětem a rodičům za jejich nekonečnou podporu a trpělivost.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	7
1 ÚVOD.....	8
2 TEORETICKÁ ČÁST.....	9
2.1 POJEM BAREFOOT	9
2.2 ANATOMIE.....	9
2.2.1 Kostí a klouby nohy.....	9
2.2.2 Svaly a pohyby nohy	10
2.2.3 Nožní klenba	11
2.2.4 Senzitivita, propiocepce a stabilizační funkce nohy	12
2.3 CHŮZE.....	13
2.3.1 Kineziologie chůze	14
2.3.2 Krokový cyklus	16
2.3.3 Kontakt chodidla s podložkou a tlak při zatížení	18
2.4 BAREFOOT.....	19
2.5 VÝSLEDKY STUDÍ.....	20
3 VLASTNÍ VÝZKUM.....	27
3.1 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY.....	27
3.1.1 Cíle práce	27
3.1.2 Hypotézy	27
3.2 METODIKA PRÁCE.....	28
1.1.1 Soubor probandů	28
3.2.1 Měřicí přístroje	29
3.2.2 Vyšetřovací protokol	31
3.2.3 Statistická analýza dat.....	31
3.3 VÝSLEDKY	32
3.3.1 Ověření Hypotézy 1	32
3.3.2 Ověření Hypotézy 2.....	33
3.3.3 Ověření hypotézy 3.....	35
3.3.4 Ověření hypotézy 4.....	36
3.3.5 Ověření hypotézy 5.....	37
4 DISKUZE.....	40
5 ZÁVĚR.....	45
REFERENČNÍ SEZNAM.....	47
SEZNAM TABULEK	50
SEZNAM GRAFŮ	51
SEZNAM PŘÍLOH.....	52
PŘÍLOHY.....	53

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

angl.	anglicky
art.	articulatio, lat. kloub
CNS	centrální nervová soustava
COP	center of pressure, střed zatížení
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
HSS	hluboký stabilizační systém
lat.	latinsky
m. – mm.	musculus - musculi, lat. sval - svaly
TrPs	Trigger Points, spoušťové body

1 ÚVOD

Barefoot boty se v poslední době staly velkým fenoménem. Mnoho lidí si je pořizuje místo běžných bot na každodenní nošení. Někteří spíš pod vlivem módního trendu „návratu k přírodě“, jiní s přesvědčením, že jim barefoot boty pomohou vyřešit jejich obtíže v podobě plochých nohou či vbočených palců. Tento druh bot má určitá specifika, jako například tenkou a ohebnou podrážku či výrazně širší prostor pro přední část nohy a prstce, než je tomu u běžných bot.

Chůze v barefoot botách vyžaduje výrazné změny v krokovém stereotypu. Od chůze v běžných botách se liší absencí jakéhokoli tlumení nárazů. Tím nutí člověka k omezení úderu patou a mění rozložení zatížení chodidla během stojné fáze kroku. Lidé, kteří v barefoot botách běžně chodí, pokládají nohu na podložku ve větší plantární flexi než v běžných botách. To ale následně mění i další parametry chůze.

V naší pilotní studii jsme se snažili zjistit, jak nošení barefoot bot místo běžných bot ovlivňuje stereotyp chůze. Zaměřili jsme se na několik vybraných parametrů, u kterých jsme očekávali největší vliv změněného stereotypu. Tato a případné další studie vlivu barefoot bot na lidskou nohu by mohly pomoci při rozhodování, pro koho jsou barefoot boty vhodné. Výsledky takových studií by nám mohly dát argumenty pro to, abychom některým pacientům tyto boty doporučili a jiným nikoli.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Pojem barefoot

V českém prostředí je běžný pojem „barefoot boty“. Zjistila jsem ale, že pojem „barefoot boty“ (barefoot shoes, barefoot shod, barefoot footwear...) anglofonní literatura prakticky nezná. *Barefoot* (angl. bosý) je vlastně v angličtině v přímém rozporu se slovem *shoes* (angl. boty). Samotný pojem „barefoot“ tak označuje podmínky, kdy je osoba, která se účastní výzkumu, opravdu naboso bez jakýchkoli bot. Lze se setkat s termínem „minimalist shoes“, který ovšem neznamena vždy boty, které splňují všechny podmínky a parametry barefoot bot. Často se jedná o boty určené na běh, které jsou lehčí než klasické běžecké boty, s nižší a flexibilnější podrážkou, ale parametrů barefoot bot ne vždy dosahují.

2.2 Anatomie

2.2.1 *Kosti a klouby nohy*

Pojmem „noha“ (lat. *pedis*) je označována koncová část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu (Vařeka, 2009). Je tvořena celkem 26 kostmi – z toho je 7 kostí zánártních, 5 nártních a 14 článků prstů (Hudák, 2013). U metatarsofalangového kloubu palce se vyskytují ještě dvě malé sezamské kůstky. Další sezamské kůstky je někdy možné najít taky pod ostatními metatarsofalangovými klouby nebo ve šlaše m. *fibularis longus* (Čihák, 2011).

Noha je spojena s bércelem pomocí art. *talocruralis* (hlezenní kloub). Hlavičí kloubu je talus. Jamku tvoří *malleolus lateralis* fibuly a *malleolus medialis* tibie. Art. *talocruralis* umožňuje pohyb nohy v sagitální rovině do plantární a dorzální flexe. Ze stran ho zesilují silné vazy – *lig. collaterale mediale* a *laterale*. Talus nasedá pomocí art. *subtalaris* na *calcaneus*, který je nejmohutnější kostní nohy (Hudák, 2013).

Funkčně lze nohu rozdělit proximodistálně na zánoží, středonoží a přednoží. Zánoží tvoří calcaneus a talus, středonoží os naviculare, os cuboideum a ossa cuneiformia, přednoží je pak tvořeno pěti nártními kostmi (Vařeka, 2009) Tyto tři části nohy od sebe oddělují funkčně významná skloubení. Mezi zánožím a středonožím se nachází Chopartovo skloubení tvořené dvěma klouby – art. Talonavicularis a art. Calcaneocuboidea. Toto skloubení je významné vzhledem k pružnosti nohy a některým operacím. Mezi středonožím a přednožím se pak nachází tzv. Lisfrankův kloub tvořený articulationes tarsometatarsales (Čihák, 2011).

Další důležité funkční dělení nohy je v sagitální rovině na dva paprsky. Mediální paprsek tvoří talus, os naviculare, ossa cuneiformia a I. až III. metatarz. Laterální paprsek tvoří calcaneus, os cuboideum a IV. a V. metatarz. Oba paprsky začínají distálně v místě, kde se talus nachází nad calcaneem a následně se proximálně rozbíhají až do I. a V. prstce (Vařeka, 2009).

2.2.2 Svaly a pohyby nohy

Svaly zajišťující pohyby nohy lze rozdělit z hlediska jejich umístění na svaly bérce a vlastní svaly nohy.

Svaly bérce jsou rozděleny fasciemi na tři skupiny – přední, boční (laterální) a zadní. Funkčně se v přední skupině nachází extensory prstců a supinátory nohy. Patří sem m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. V boční skupině jsou funkčně pronátory a pomocné flexory nohy – mm. fibulares (longus a brevis). V zadní skupině se nachází funkčně flexory nohy a prstců. V povrchové vrstvě je to m. triceps surae a m. plantaris, v hluboké vrstvě pak m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus (Hudák, 2013)(Čihák, 2011).

Vlastní svaly nohy rozděluje Hudák (2013) do šesti skupin – zadní, palcová, malíčková, střední, mm. interossei a mm. lumbricales. Čihák (2011) rozlišuje svaly hřbetu

nohy a svaly planty, a ty poté na 4 skupiny – svaly palce, malíku, střední skupiny a mm. interossei. Mm. lumbricales zařazuje do střední skupiny. Svaly na hřbetu nohy jsou funkčně extensory palce a prstů a patří sem m. extensor digitorum brevis a m. extensor hallucis brevis. Do palcové skupiny patří m. abduktor hallucis, m. flexor hallucis brevis a m. adductor hallucis. V malíkové skupině se nachází m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis a m. opponens digiti minimi. Ve střední skupině svalů jsou dva svaly, zajišťující podélnou klenbu nohy – m. flexor digitorum brevis a m. quadratus plantae.

Hlavními pohyby nohy jsou plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu, supinace a pronace přednoží a inverze a everze nohy. Někdy je možné se setkat s pojmy flexe a extenze pro plantární a dorzální flexi a supinace a pronace pro inverzi a everzi. Vařeka (2009) se v jedné z kapitol své knihy věnuje tomuto názvosloví a porovnává definice různých autorů. Čihák (2011) používá pouze termíny supinace a pronace. Hudák (2013) používá termíny inverze a everze pro sdružené pohyby. Inverze pro současnou supinaci, plantární flexi a addukci přednoží, everze pro současnou pronaci, dorzální flexi a abdukci.

2.2.3 Nožní klenba

Klenbu nožní tvoří kosti nohy mezi patou a hlavičkami nártních kostí. Působí na ni tah vazů a svalů nohy a bérce, a tak ji udržuje. Jejím hlavním úkolem je jednak chránit měkké tkáně v chodidle a jednak svojí pružností tlumí otřesy vznikající při chůzi (Hudák, 2013).

Někteří autoři, jako např. Čihák (2011), uvádějí dva oblouky nožní klenby. Jiní, např. Hudák (2011) nebo Kapandji (2003) rozeznávají oblouky tři – dva podélné a jeden příčný. Oblouky se klenou mezi třemi body kontaktu s podložkou – patou, hlavičkou I. metatarsu a hlavičkou V. metatarsu.

Nejvýraznější je klenba podélná na mediální straně nohy mezi patou a hlavičkou I. metatarsu. Tvoří ji calcaneus, talus, os naviculare, ossa cuneiformia a os metatarsi I. Její vrchol je ve výšce cca 15-18 mm nad podložkou a u zdravých nohou je dobře hmatná a viditelná. Zajišťují ji podélné vazy chodidla, plantární aponeuróza, svaly jdoucí podélně chodidlem a šlašitý třmen, který je tažen vzhůru pomocí m. tibialis anterior (Hudák, 2013).

Příčná klenba, kterou tvoří hlavičky všech metatarsálních kostí, je nejzřetelnější v oblasti os cuboideum a ossa cuneiformia. Je udržována příčnými vazy chodidla, krátkými svaly chodidla a také šlašitým třmenem (Hudák, 2013).

Nejméně výrazná je laterální podélná klenba mezi patou a hlavičkou V. metatarsu. Výška jejího oblouku je jen cca 3-5 mm nad podložkou. Není patrná, protože prostor mezi klenbou a podložkou vyplňují měkké tkáně (Hudák, 2013).

Podélná klenba je vytvořena již od narození, ale v kojeneckém věku noha působí plochým dojmem, neboť klenba je vyplněna tukovým polštářem (Kolář, 2009). V pozdějším věku se může klenba snižovat např. dlouhodobým stáním, zatímco chůze, především v členitém terénu, má na klenbu příznivý vliv. Klenbu také ovlivňuje postavení pánve a hlavice femuru v kyčelním kloubu (Véle, 2006).

2.2.4 Senzitivita, propiocepce a stabilizační funkce nohy

Kobesová (2009) říká: „Senzitivní a motorické funkce jsou velmi úzce propojeny, správné čítí je předpokladem dobré kvality jakéhokoli cíleného pohybu i opěrné motoriky.“

Do CNS přicházejí aferentní informace z receptorů reagujících na změny vnějšího i vnitřního prostředí. Tyto informace jsou pro řízení motoriky a stability těla zásadní. V kůži nacházíme exteroceptory, které zajišťují hmatové informace o doteku a tlaku, termoreceptory, zprostředkující informace o teple nebo chladu, a také volně zakončená

nervová vlákna, vedoucí informace o bolesti. Informace o poloze a pohybu přicházejí do CNS ze svalových vřetének a Golgiho tělísek ve šlachách (Pfeiffer, 2007).

Na posturální stabilitě ve stoji i při pohybu se podílí proprioceptivní informace z páteře (především krční části), pánve, dolních končetin i nohou spolu s informacemi senzoryckými z vestibulárního, zrakového a sluchového aparátu. Aferentní informace z nohou jsou sice pro stabilitu nesmírně důležité, nicméně mohou být v případě potřeby nahrazeny informacemi z osového orgánu ve spolupráci se zrakem a vestibulárním aparátem (Véle, 2006).

Chůze je výsledkem složitého řídicího procesu všech etází a částí CNS, který získává potřebné informace z výše popsaných receptorů. I malý pohyb dolní končetiny je následován reakcí ve stabilizačním systému (Valouchová, Kolář, 2009)

Případné dysfunkce chodidla se mohou klinicky projevovat podobně jako poruchy stabilizačního systému trupu. Projevují se vznikem tzv. trigger points (TrPs) – svalovými spoušťovými body, které mají za následek omezení pohyblivosti. Hluboký stabilizační systém (HSS) trupu je analogií také k HSS chodidla a nožní klenby, ale také např. ke stabilizaci lopatky. Svaly jednotlivých HSS jsou vzájemně zřetězené. Při poruchách funkce HSS přebírají posturální aktivitu dlouhé svaly, ve kterých následně vznikají TrPs. Následně pak na noze vznikají blokády s TrPs, funkčně plochá noha (tzn. Propadání podélné klenby během chůze), negativní test podle Véleho (chybí automatická flexe prstců při přenesení těžiště těla dopředu), nebo poruchy percepce (Lewit a Lepšíková, 2008).

2.3 Chůze

Chůze ve formě bipedální lokomoce je jednou z vlastností, kterou se člověk odlišuje od jiných živočichů. Lidská chůze je zajišťována pouze pomocí pletence pánevního, pletenec ramenní je „volný“ a nevytváří propulzní sílu. Tato volná bipedální

lokomoce je základní formou pohybu člověka po pevné podložce (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016). Pohybové vzorce pro chůzi jsou geneticky dané, a tudíž každý zdravý jedinec bipedální lokomoce dosáhne. Tyto pohybové vzorce však kladou značné nároky na postupně se vyvíjející posturální aktivitu i reaktivitu, a tak i zdravý člověk samostatnou chůzi zvládne nejprve ve 12–14 měsících života (Kolář, 2009).

Chůze je pohyb charakteristický pro každého jedince. Projeví se v ní jakékoli odchylky a poruchy pohybového aparátu ať už se jedná o chronické dlouhodobě působící poruchy či např. akutní bolest. Z chůze lze často usuzovat také na případné poruchy nervové soustavy, při nichž pohyb získává charakteristický obraz. Zcela specifická tak je např. spastická chůze u různých typů paréz, Parkinsonská chůze, ataktická chůze, peroneální chůze při poškození n. peroneus a další. V neposlední řadě se v chůzi odrazí i celkový aktuální stav člověka nejenom somatický, ale také psychické změny včetně změn nálady.

2.3.1 Kineziologie chůze

Chůze je cyklicky se opakující kyvadlový pohyb dolních končetin (DKK). Chůzi lze rozdělit na kroky (*step*), kdy se měří vzdálenost nebo čas mezi oběma končetinami. Každý krokový cyklus (*gait cycle, stride*) se skládá ze dvou kroků. U každé končetiny se střídá stojná fáze kroku s fází švihovou, které probíhají vůči sobě v určitém načasování (*timing*) a v ideálním případě trvají u obou končetin stejně dlouho. Pokud se doba kroku nebo fáze kroku u jednotlivých končetin výrazně liší, lze usuzovat na poruchu pohybového aparátu, případně neurologický problém. Stojná fáze zaujímá z krokového cyklu přibližně 60 % času, švihová fáze potom 40 %.

Obě fáze krokového cyklu lze ještě rozdělit na menší kineziologické jednotky podle míry kontaktu s podložkou a podle úhlů kloubů DKK. Tyto jednotlivé fáze byly nazvány a rozděleny různě podle jednotlivých autorů. Ve své práci jsem se držela

názvosloví podle Perry (1992), v překladu, který uvádí ve své publikaci Kolář (2009). Podle tohoto názvosloví se celý krokový cyklus skládá z 8 fází, které na sebe vzájemně navazují:

1. Počáteční kontakt – *initial contact*
2. Reakce na zatížení – *loading response*
3. Střed stojné fáze – *midstance*
4. Konečný stoj – *terminal stance*
5. Předšvihová fáze – *preswing phase*
6. Počáteční švih – *initial swing*
7. Střed švihové fáze – *midswing*
8. Konečný švih – *terminal swing*

Pro doplnění alternativ například Vařeka (2009) používá tyto názvy jednotlivých fází:

1. Kontakt paty – *initial contact*
2. Období postupného zatěžování – *loading response*
3. Období střední opory – *midstance*
4. Období aktivního odrazu – *terminal stance*
5. Období pasivního odlepení – *preswing phase*
6. Období zahájení švihu – *initial swing*
7. Období středního švihu – *midswing*
8. Období ukončení švihu – *terminal swing*

Navíc ještě zmiňuje několik důležitých okamžiků krokového cyklu, jako Položení celé plosky – *Foot Flat*, kterým končí Období postupného zatěžování, dále Odlepení paty – *Heel Off* jako konec Období střední opory a Zvednutí špičky – *Toe Off*, kterým končí Období pasivního odlepení.

Já se však pro svoji další práci budu držet názvosloví podle Perry (1992).

2.3.2 *Krokový cyklus*

(Perry, 1992)

Počáteční kontakt

Počáteční kontakt je chvíle, kdy se noha dotkne podložky. V jiném názvosloví se lze setkat také s termínem „úder paty“ (*heel strike*). Položení paty na podložku zahajuje stojnou fázi. Dolní končetina se v této fázi nachází ve flexi v kyčelním kloubu, extenzi v kolenním kloubu a dorzální flexi v hlezenním kloubu. Z celkového krokového cyklu zaujímá tato fáze první 0-2 %.

Reakce na zatížení

V této fázi se váha těla přesouvá na dolní končetinu vpředu. Toto je první krátká doba opory o obě DKK (*double stance period*). Tím se také odlišuje chůze od běhu, při kterém opora o obě DKK chybí a nahrazuje ji letová fáze. Koleno je v této fázi mírně flektováno pro zvýšení absorpce nárazu. Hlezenní kloub padá plantárním směrem, dokud se chodidlo nedotkne celou plochou podložky. Pohyb v tomto případě není pasivním pádem. Ploska je sice tažena k podložce pouze gravitační silou, pohyb je ovšem zpomalován excentrickou kontrakcí dorzálních flektorů hlezna. Tato fáze se nachází v krokovém cyklu mezi 0-10 %.

Střed stojné fáze

Tato fáze je charakterizována přesunem těžiště těla dopředu. Začíná odrazem druhé nohy od podložky a končí ve chvíli, kdy se těžiště dostane nad přednoží stojné končetiny, ale pata je stále ještě na podložce. Je to první polovina doby opory pouze o jednu dolní končetinu. Koleno i kyčel se v této fázi dostávají z flexe do extenze a hlezenní kloub z plantární flexe do dorzální. V krokovém cyklu je tato fáze v intervalu 10-30 %.

Konečný stoj

Konečný stoj začíná ve chvíli, kdy se pata odlepí od podložky a končí, když se pata druhé nohy podložky dotkne. Těžiště těla se dostává až před přednoží. Představuje druhou polovinu opory o jednu dolní končetinu. Koleno se zpočátku dostává do maximální extenze a poté se mírně flektuje. Kyčel se v této fázi také dostává do maximální extenze. V krokovém cyklu tuto fázi najdeme v intervalu 30-50 %.

Předšvihová fáze

Předšvihová fáze představuje druhou dobu opory o obě DKK (*double stance*). Začíná, když se kontralaterální noha dotkne podložky a končí ve chvíli, kdy palec ipsilaterální nohy opustí podložku. Kyčel v této fázi zmenšuje rozsah extenze, koleno se dostává do flexe a hlezenní kloub do plantární flexe. Palec nohy se dostává do extenze a pomáhá odrazu a přechodu končetiny do švihové fáze. V krokovém cyklu se tato fáze nachází v intervalu 50-60 %.

Počáteční švih

Počáteční švih zahrnuje část krokového cyklu od odlepení palce od podložky až po chvíli, kdy končetina ve švihové fázi míjí končetinu stojnou. Noha se zvedá od podložky, kyčel se dostává z extenze do flexe a také koleno se nachází ve větší flexi. Hlezno se vrací z plantární do dorzální flexe. V krokovém cyklu se jedná o interval 60-73 %.

Střed švihové fáze

Střed švihové fáze navazuje na počáteční švih, čili začíná ve chvíli, kdy švihová končetina míjí končetinu stojnou. Končí, když se švihová končetina dostane dopředu před tělo do místa, kde tibie zaujímá vertikální směr. Kyčel se v této fázi dále mírně flektuje. Koleno flexi opouští a extenduje se, dokud tibie nedosáhne vertikály. Hlezno pokračuje v dorzální flexi do neutrální polohy.

V krokovém cyklu je střed švihové fáze v intervalu 73-87 %.

Konečný švih

Konečný švih je poslední fází krokového cyklu. Navazuje na střed švihové fáze a končí ve chvíli, kdy se pata švihové nohy dotkne podložky. Kyčel si v této fázi zachovává již dříve dosaženou flexi. Koleno se dále extenduje do téměř plné extenze a hlezno zůstává v neutrálním postavení. Tato fáze doplňuje krokový cyklus v intervalu 87-100 %.

2.3.3 Kontakt chodidla s podložkou a tlak při zatížení

(Perry, 1992)

Schéma rozložení tlaku (*foot support pattern*) je v podstatě „otisk“ chodidla a prstců při stejné fázi krokového cyklu. Od prostého otisku se ovšem liší grafickým znázorněním a zhodnocením tlaku vyvíjeného na podložku. Toto schéma lze rozdělit na tři části, které na sebe vzájemně navazují a v určitých časech se i překrývají. Tyto části popisují postupné zatížení a opětovné odlehčení postupně oblasti paty, středonoží a přednoží. V poslední části kontaktu přednoží s podložkou, tedy v době, kdy se do podložky nejvíce opírá prvního metatarz, zároveň dochází k přenesení váhy na druhou dolní končetinu. Překrývají se tedy i schémata rozložení tlaku obou nohou, a to ve fázi dvojitě opory.

Mezi lidmi se objevují rozdíly v době opory o prstce a také v době a podobě postupného zatížení chodidla.

Schéma rozložení tlaku při zatížení paty

Tato fáze začíná ve chvíli prvního dotyku paty a podložky. Vzhledem k intenzitě přenosu váhy se objevuje také termín úder paty (*heel strike*). Při přenosu váhy na patu je na nohu vyvíjen největší tlak z celé stejné fáze. Přenesení váhy nad střed paty sníží tento tlak na třetinu. Samostatné zatížení paty se objevuje mezi 6 % a 10 % krokového cyklu.

Schéma tlaku při zatížení celé plosky nohy

Tato fáze začíná ve chvíli, kdy se podložky dotkne přednoží a končí ve chvíli, kdy se pata odlepí od země. Jako první z přednoží se podložky dotkne hlavička pátého metatarzu, ale záhy se zatížení rozvine na všech pět segmentů – I.-V. metatarz. Na laterální stranu chodidla působí při zatížení celé plosky nohy jen velmi lehký tlak. Pokud bychom vzali maximální tlak při úderu patou jako 100 %, pak na laterální stranu chodidla v této fázi působí přibližně jen 10 % tohoto tlaku. Celá fáze trvá průměrně 20 % doby krokového cyklu.

Schéma tlaku při zatížení přednoží

Tato fáze začíná odlehčením paty od podložky, což se objevuje přibližně ve 30% doby krokového cyklu, a končí společně s koncem celé stojné fáze. V této fázi jsou zatíženy hlavičky všech pěti metatarzů, nejvíce druhý a třetí (nejčastěji). V porovnání s tlakem při úderu patou se tlak na přednoží pohybuje mezi 60 % a 100 %. Kontakt prstů s podložkou se různí. Běžně se jako poslední od podložky odlepuje palec (případně společně s prvním metatarzem). Na palec je také vyvíjen největší tlak ze všech prstů – mezi 30 % a 55 % tlaku při úderu patou.

2.4 Barefoot

Nohy zprostředkovávají kontakt těla s podložkou. Mají tedy nejen funkci stabilizační a podpůrnou, ale také uchopovací a hmatovou. Při chůzi po nerovném terénu zajišťuje noha oporu tím, že terén „uchopuje“. Lidská noha je potencionálně schopna se znovu naučit uchopovat podobně jako ruka (Véle, 2006).

Člověk se již po tisíce let snaží nohy chránit. V náročnějších podmínkách je to nutné. V moderních botách ale lidská noha během vývoje zakrněla. Odnaučila se hmatat, ztratila schopnost dobré tepelné regulace, ztratila pružnost i pevnost, je „přecitlivělá“.

Boty se v podstatě chovají jako módní fixační dlaha, ve které je omezené správné fungování měkkých tkání, nervů i kostí a kloubů nohy (Lewitová, 2016)(Pročková, 2016).

Boty, které poskytují nohám dostatečnou ochranu (např. při šlápnutí na ostrý předmět), ale zároveň minimalizují dopad na přirozený pohyb nohy, se označují v českém prostředí jako tzv. barefoot boty. V anglicky psané literatuře a člancích se setkáváme s termínem minimalistická obuv. Pojem „barefoot“ znamená chůzi naboso, bez jakýchkoli bot.

Barefoot boty musí splňovat následující podmínky:

- dostatečně tenká a pružná podrážka (1,8 – 5 mm)
- nulové zvednutí paty, tzv, neutrální podpatek
- absence jakékoli podpory nožní klenby
- dobré spojení chodidla s botou (bota musí dobře držet na noze)
- prostornou špičku, poskytující dostatek místa pro prstce na délku i na šířku

(Bowman, 2017)

Katy Bowman (2017) ve své knize, ale zároveň upozorňuje na fakt, že v přirozeném prostředí se nevyskytují rovné a hladké povrchy. Proto zpochybňuje „přirozenost“ barefoot bot v městském prostředí, které samo o sobě přirozené není. Říká, že pokud se budeme zabývat přirozenou biomechanikou nohy, musíme vzít v úvahu i vnější síly, které na ni působí. Ty jsou však velmi rozdílné v přirozeném (přírodním) a v urbanistickém prostředí.

2.5 Výsledky studií

Dosud proběhlé studie v oblasti barefoot bot se v drtivé většině věnují rozdílům v kinematice a kineziologii nohou a dolních končetin při běhu. Porovnávají pohyb a postavení velkých kloubů, případně se zaměřují na takové parametry jako je délka kroku,

nebo kadence kroků při běhu. Změnám nohou při nošení barefoot bot místo běžných bot, to znamená i během dne, po městě, do práce či školy apod. se studie nevěnují.

Některé studie, jako například studie Karstena Hollandera (2016), Noela Lythgo (2009) nebo Sebastiana Wolfa (2006), se zaměřily na děti školního věku a porovnávaly výsledky měření chůze naboso a v botách.

Noel Lythgo (2009) se ve své studii věnoval měření parametrů jako rychlost chůze, kadence kroků, délka kroku a krokového cyklu, zastoupení opory o jednu a o obě dolní končetiny během krokového cyklu nebo opěrná báze. Výsledkem měření bylo, že při chůzi v botách se rychlost chůze zvýšila o 8 cm/s, délka kroku se zvýšila o 5,5 cm a délka krokového cyklu o 11,1 cm. Také opěrná fáze se zvětšila o 0,5 cm. Boty také prodloužily dobu opory o 1,6 %. Naopak kadence se snížila o 3,9 kroků/min.

Karsten Hollander (2016) svoji studii výrazně rozšířil o mnoho dalších měření. Účastníci jeho výzkumu byly děti od 6 do 18 let z Německa a z Jihoafrické republiky. Kromě tlaků na plantu nohou při chůzi měřil i změny ve sprintu na 20 m nebo zatížení a kineziologii nohou ve skocích a výskocích apod. Tato studie je součástí velkého projektu „Barefoot Locomotion for Individual Foot- and health Enhancement“ Ministerstva vědy a výzkumu v Hamburku.

Sebastian Wolf (2006) porovnával kinetiku nohou dětí mezi 6 a 10 lety při chůzi naboso a v předem daných běžně komerčně dostupných botách. Mimo jiné zjistil, že naboso se objevuje výraznější torze nohy, tzn. rozdíl postavení přednoží oproti zadní části nohy v podélné ose a to $9,8^\circ$ oproti $4,7^\circ$ v botách. Ze zveřejněných grafů je patrná velká změna v šířce přednoží při opoře o podložku, a to z 4,3 % v botách oproti 9,7 % naboso, dále ve flexi palce při opoře naopak z $25,7^\circ$ v botách oproti $37,1^\circ$. Výrazná změna se objevila také v supinaci přednoží, kde v botách byla největší zaznamenána v okamžiku, kdy noha opouštěla podložku – $6,5^\circ$, oproti tomu naboso byly zaznamenány dva vrcholy

křivky – jeden mezi fází Konečného stoje a Předšvihovou fází – $8,4^\circ$ a druhý, ještě vyšší, ve fázi Počátečního kontaktu. Krokový cyklus se naboso zkrátil z 1,24 m na 1,17 m, kadence se naopak zvýšila z 123,5 na 132,2 kroků/min.

Vlivu bot nebo bosých nohou na lidskou chůzi a běh u dospělých se ve své studii věnoval Cédric Morio (2009). Měřil kineziologii nohou při chůzi a při běhu pomocí značek umístěných na nohách vyšetřovaných osob, nebo na botách. Výsledky zaznamenal do grafů, z kterých je zřejmé, že největší rozdíly mezi chůzí naboso a v botách jsou v inverzi a everzi nohy a ve využití plantární a dorzální flexe mezi přednožím a zánožím. V pohybech do abdukce, resp, addukce, není rozdíl tak výrazný. V grafech jsou znázorněny uvedené pohyby pouze během stojné fáze krokového cyklu. Stojná fáze zaujímá tedy 100 % měřeného času, a ne jenom 60 % běžných u ostatních studií. Inverze se objevuje na začátku stojné fáze v obou případech – v botách i naboso, naboso je však výrazně větší. V botách už se poté ve stojné fázi inverze neobjeví a noha zůstává v everzi, oproti tomu naboso se inverze objeví ještě jednou mezi 80 a 90 % stojné fáze.

Simon Franklin (2015) publikoval přehledný souhrn mnoha studií, zabývajících se chůzí naboso a v botách. Vybrané parametry jsou shrnuté v následující tabulce:

	Autor studie	Lythgo et al.	Wirth et al.	Moreno-Hernandes et al.	Wolf et al.	Morio et al.	Keenan et al.	Sacco et al.	Zhang et al.
Délka kroku (cm)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>	-5,5 0	-3 0	56,35 60,05					
Doba stojné fáze (% krokového cyklu)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>	-1,6 0							
Šířka přednoží (% změna oproti stoji)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>				9,7 4,3				
Everze nohy	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>					9,5° 7,9°			
Addukce nohy	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>					11,5° 8,3°			
Zevní rotace nohy (% změna oproti stoji)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>				20,9 18,7				
Torze nohy (v transversál. rovině)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>				9,8° 4,7°				
Nejvyšší tlak při GRF (ground reaction force) (% tělesné hmotnosti)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>						109,94 112,37	104 109	
COP medio-leterálně (centre of pressure) (cm)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>								5,5 4
COP antero-posteriorně (centre of pressure) (cm)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>								21,1 26,8

Tab 1.: Souhrn vybraných parametrů studií, zabývajících se chůzí naboso a v botách (převzato: Franklin (2015))
(Pokud je v porovnání jako jedna z hodnot uvedena "0", uvádí autor pouze výsledný rozdíl a ne konkrétní hodnoty)

Další studie se zabývají tlakem plosky nohy na podložku a schématům rozložení tohoto tlaku. Téměř všechny studie jsou opět zaměřeny na využití barefoot bot pro běh.

S.A. Bergstra (2015) se ve svém výzkumu zabývá vlivem barefoot bot při běhu na zvýšený výskyt únavových fraktur v oblasti přednoží. Výzkumu se zúčastnilo 18 běžkyň a porovnávaly se hodnoty naměřené v běžných běžeckých botách a v minimalistických běžeckých botách. Bergstra zjistil, že při přechodu na minimalistickou obuv se tlak na přednoží velmi výrazně zvýšil. Na laterální straně přednoží byl procentuální rozdíl tlaku mezi minimalistickými botami a standardními běžeckými botami 37,9 %. O něco méně se zvýšil se i tlak na patu (rozdíl 16,3 %) a středonoží (rozdíl 14,9 %). Přechod na minimalistickou běžeckou obuv tak může mít vliv na výskyt únavových fraktur metatarzálních kostí.

J.P. Warne (2014) provedl měření u 10 běžkyň v běžných běžeckých botách a v minimalistických botách. Další 4 týdny měly účastnice výzkumu na zvyknutí si na minimalistické boty, a navíc pravidelně cvičily sérii speciálních cviků pro snadnější přechod na minimalistickou obuv. Následně Warne provedl stejné měření znovu. Objevily se výrazné změny ve schématech zatížení plosek nohou. Zatímco před 4-týdenním obdobím přechodu na minimalistickou obuv využívalo při chůzi naboso 30 % probandů strategii dopadu na patu, 30 % na přednoží a 40 % na středonoží, po tomto období využívalo strategii dopadu na patu 20 % probandů a 40% strategii dopadu na přednoží. Také ve frekvenci kroků při běhu v minimalistických botách se vyskytly výrazný rozdíl – 2,45 % nárůst. Naopak na běh v běžných běžeckých botách neměl 4týdenní trénink téměř žádný vliv.

Roberto Squadrone (2015) provedl měření u 14 zkušených rekreačních běžců s dopadovou strategií na oblast paty. Pro měření využil šest různých druhů bot od běžných běžeckých bot po barefoot boty, včetně měření naboso. Zjistil výrazné rozdíly ve

schématech zatížení plosek nohou, dané především využitím jiné strategie postupného zatížení plosky nohy s využitím větší plantární flexe hlezna, a tudíž dřívějšího většího zatížení přednoží. Rozdílly se vyskytly i ve frekvenci a délce kroků a v době kontaktu nohy s podložkou. Doba kontaktu s podložkou se v barefoot botách snížila, a to z průměrných 251 ms na 234 ms. Délka kroku byla v barefoot botách také nižší, a to průměrně o 8 cm. Naopak frekvence kroků se zvýšila z 83,4 na 86,8 kroků/min.

Daniel E. Lieberman (2010) se zabýval rozdíly mezi běžci zvyklými na běžné běžecké boty, běžce zvyklé běhat naboso a také na rozdíly mezi těmito běžci v USA a Keni. Zaměřil se především na využití různých strategií prvního kontaktu s podložkou – pata, středonoží, přednoží. Vyskytly se velké rozdíly mezi běžci zvyklými na boty a na bosý běh. U běžců z USA zvyklých na běžné boty převažovalo první zatížení paty, a to i při měření naboso. U běžců z USA zvyklých běhat bez bot při měření naboso převažovalo zatížení přednoží, ale při měření v botách se u většiny přesunulo na patu. U běžců z Keni, kteří boty nosí jen krátkou dobu, výrazně převažovalo zatížení přednoží, a to jak naboso, tak v botách.

Kim-Charline Broscheid (2016) se ve své studii zaměřil naopak na starší osoby a na změny parametrů jejich chůze a stability při využití minimalistických bot, chůze naboso a běžných bot. Jeho studie se zúčastnilo 28 zdravých, fyzicky aktivních lidí s průměrným věkem 66 let. Při využití minimalistických bot se výrazně zvýšil tlak na podložku při počátečním úderu patou a to z 713,8 N v běžných botách na 719,5 N v minimalistických botách (naboso pak došlo ke snížení tohoto tlaku na 708,3 N). Při odrazu se tlak na přednoží zvýšil z 635,4 N v běžných botách na 647,2 N v minimalistických botách (při chůzi naboso došlo opět ke snížení tlaku na 624,7 N). Délka kroku se snížila z 48,5 cm v běžných botách na 47,5 cm v minimalistických botách a 46,3 cm naboso. Doba stojné fáze krokového cyklu se také snížila z 66,4 % v běžných

botách na 65,5 v minimalistických botách a 65,0 naboso. Minimalistické boty a bosé nohy také velice výrazně snížili u starších lidí stabilitu.

3 VLASTNÍ VÝZKUM

3.1 Cíle práce a hypotézy

3.1.1 Cíle práce

Hlavním cílem výzkumu bylo zjistit, jestli a případně do jaké míry barefoot boty mají vliv na lidskou nohu během chůze a na kinetiku chůze a jak se liší parametry chůze u lidí, kteří nosí barefoot boty celodenně místo běžných bot, od lidí, kteří je nenosí vůbec.

Na základě výsledků z výše uvedených studií jsem se zaměřila na několik konkrétních parametrů chůze, které by mělo nošení barefoot bot ovlivnit nejvíce.

Délka kroku

Změny v zatížení jednotlivých oblastí planty

Doba kontaktu chodidla s podložkou

3.1.2 Hypotézy

Ze specifikace cílů práce vzešlo několik hypotéz, kterým jsem se ve výzkumu věnovali.

Hypotéza 1

H₀₁ Délka kroku je při nošení barefoot bot kratší než u běžných bot.

H_{A1} Délka kroku se při nošení barefoot bot neliší od běžných bot.

Hypotéza 2

H₀₂ Maximální síla, kterou působí pata na podložku je při nošení barefoot bot nižší než u běžných bot.

H_{A2} Maximální síla, kterou působí pata na podložku je při nošení barefoot bot stejná jako u běžných bot.

Hypotéza 3

H₀₃ Maximální síla, kterou působí středonoží na podložku je při nošení barefoot bot vyšší než u běžných bot.

H_{A3} Maximální síla, kterou působí středonoží na podložku je při nošení barefoot bot stejná jako u běžných bot.

Hypotéza 4

H₀₄ Maximální síla, kterou působí přednoží na podložku je při nošení barefoot bot vyšší než u běžných bot.

H_{A4} Maximální síla, kterou působí přednoží na podložku je při nošení barefoot bot stejná jako u běžných bot.

Hypotéza 5

H₀₅ Doba kontaktu plosky nohy s podložkou se při nošení barefoot bot výrazně liší oproti běžným botám.

H_{A5} Doba kontaktu plosky nohy s podložkou se při nošení barefoot bot oproti běžným botám neliší.

3.2 Metodika práce

1.1.1 Soubor probandů

Účastnice výzkumu byli vybíráni převážně z řad studentek fyzioterapie na 2. lékařské fakultě UK, pouze dvě účastnice byly mimo 2.LF.

Podmínky pro výběr probandů byly stanoveny takto:

- zdravá žena
- věk 20-30 let
- bezdětnost
- absence významných vad nohou a operací nohou a DKK

- využití barefoot bot pro celodenní nošení místo běžných bot po dobu min. 6 měsíců (pro skupinu „Barefoot“)

Pro naši práci bohužel nešlo zohlednit takové parametry, jako je například postavení kyčelních a kolenních kloubů, i když právě změny v postavení těchto kloubů mohou výsledky dynamického vyšetření chůze ovlivňovat. Bylo provedeno pouze orientační vyšetření rozsahů pohybu v kyčlích do rotací a extenze a aspekční vyšetření kolenních kloubů pro vyloučení případné rekurvace či deviace při chůzi. Výsledky těchto orientačních vyšetření byly u všech účastnic v normě.

Výzkumu se zúčastnilo celkem 6 účastnic ve věku od 21 do 29 let. Výška účastnic se pohybovala mezi 164 a 176 cm, průměrně 169 cm. Váha byla v rozmezí 53 a 77 kg, s průměrnou hodnotou 64,5 kg. Do této skupiny byly zařazeny účastnice, které splňují i poslední podmínku výběru, tedy celodenní nošení barefoot bot místo běžných bot.

Kontrolní skupinu tvořilo rovněž 6 účastnic ve věku od 21 do 25 let. Výška se pohybovala od 164 do 176 cm, průměrně 169 cm. Váha byla v rozmezí 61 a 66 kg, průměrně 63,8 kg. Do kontrolní skupiny byly zařazeny účastnice, které barefoot boty nikdy nenosily.

Všechny účastnice se výzkumu zúčastnily dobrovolně.

3.2.1 Měřicí přístroje

Měření probíhalo ve FN Motol na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství na měřícím systému Zebris FDM-T (Treadmill) německé firmy Zebris Medical GmbH. Hlavní součástí plantografické plošiny je pohyblivý pás s aktivní plochou o rozměrech 150 x 50 cm. Na této ploše je integrována vrstva s více než 5000 kalibrovanými tlakovými senzory. Společnost Zebris vyvinula vlastní technologii snímání otisků planty během chůze, a to od počátečního úderu patou až do konce předšvihové fáze, kdy palec stojné

končetiny opouští podložku. Systém dokáže automaticky otisk planty stabilizovat, což umožňuje provádět testování chůze po dobu několika minut, ale zároveň otisk není zkreslený pohybem pásu (Bulánová, 2016).

Výsledky měření se zaznamenávají do databáze, kde je následně možné je analyzovat z uloženého záznamu chůze. Dále systém nabízí možnost vytisknout report analýzy chůze (popřípadě stoje). Výsledky jednotlivých měřených parametrů jsou vyhodnoceny na 5 stranách reportu.

Na první straně je v přehledné tabulce zobrazené barevně odlišené schéma rozložení tlakového zatížení v jednotlivých krocích s vyznačenými liniemi chůze. Pod tabulkou je potom zobrazené průměrné a maximální zatížení.

Na druhé straně je tabulka porovnávající pravou a levou DK z hlediska různých parametrů chůze. Pro naše potřeby je nejdůležitější hodnota délky kroku.

Třetí stránka zobrazuje analýzu tzv. COP – centre of pressure neboli střed zatížení. Graficky znázorňuje délku linie chůze, což je linie popisující průběh středu tlaku zaznamenaných kroků pro každou stranu těla zvlášť. Ve spodní části stránky je několik grafů, které znázorňují průběh tlaku a síly během krokového cyklu, respektive během stojné fáze krokového cyklu.

Na čtvrté straně reportu je nejprve tabulka kvantifikující dvě nejvyšší zaznamenané hodnoty tlaku včetně určení, ve které době stojné fáze byly naměřeny. Dále je zde zobrazena tzv. třízónová analýza, která hodnotí tlak zvlášť pro patu, středonoží a přednoží a má tak pro náš výzkum velký význam.

Na poslední páté straně je dokončení třízónové analýzy konkrétně pro parametry: maximální tlak (N/cm²), doba maximálního tlaku (% stojné fáze) a doba kontaktu jednotlivých zón s podložkou (% stojné fáze).

V příloze je pro názornost přiložen jeden náhodně vybraný report.

3.2.2 *Vyšetřovací protokol*

Měření probíhalo na výše uvedeném přístroji Zebris FDM-T Treadmill. Každá z účastnic se měření zúčastnila celkem dvakrát, a to z důvodu jednak adaptace na chůzi na pohyblivém chodníku a jednak minimalizace vlivu vnějších faktorů, jako je psychický stav, únava nebo jiný důvod případného „diskomfortu“. Před prvním měřením byli účastnice dotázány na věk, výšku, váhu a dobu nošení barefoot místo běžných bot a bylo provedeno orientační vyšetření kyčelních a kolenních kloubů. Vyšetření chůze pak probíhalo naboso bez bot a ponožek. Účastnice byly kvůli adaptaci nejprve vyzvány, aby po dobu několika minut šly danou rychlostí co možná pro ně nejpřirozenějším způsobem s pohledem přímo vpřed a pažemi volně pohybovaly podél těla. Teprve poté bylo za stejných podmínek chůze spuštěno měření v délce 1 minuty.

Pro rychlost odvíjení chodníku, tedy rychlost chůze, jsem našla několik různých vzorců. Nakonec jsem využila tento vzorec (Maštalková, 2014):

$$v = 0,537 * (h/100) + 0,472$$

kde **v** je rychlost v m/s a **h** je tělesná výška.

Důvod využití právě tohoto vzorce byla vyšší výsledná rychlost chůze než u jiných vzorců. Rychlost se pohybovala od 4,8 km/h pro výšku 160 cm po 5,1 km/h pro výšku 176 cm. Vyšší rychlost chůze byla zvolena proto, že při chůzi na pohyblivém pásu je tendence nechat nohy pasivně unášet pásem a těžiště těla se při pomalejší chůzi přesouvá dozadu. Snažili jsme se o co nejuvěrnější napodobení přirozené chůze, a proto bylo třeba těžiště přesunout dopředu. Toho bylo možné docílit právě vyšší rychlostí.

3.2.3 *Statistická analýza dat*

Statistická analýza byla provedena v programu Excel MS Office 2016. Vzhledem k nutnosti porovnat výsledky dvou skupin měřených osob, bylo zvoleno porovnání průniku intervalu spolehlivosti. Z naměřených hodnot byly pro každou měřenou osobu

získány hodnoty průměrné, z nich potom spočítána směrodatná odchylka a na základě těchto výsledků pak spočítán interval spolehlivosti. Hladina významnosti byla vzhledem k malému vzorku stanovena na 10 %. Pro přijetí nulové hypotézy bylo třeba, aby nevznikl průnik mezi intervalem spolehlivosti u „barefoot“ skupiny a u skupiny obouvající běžné boty.

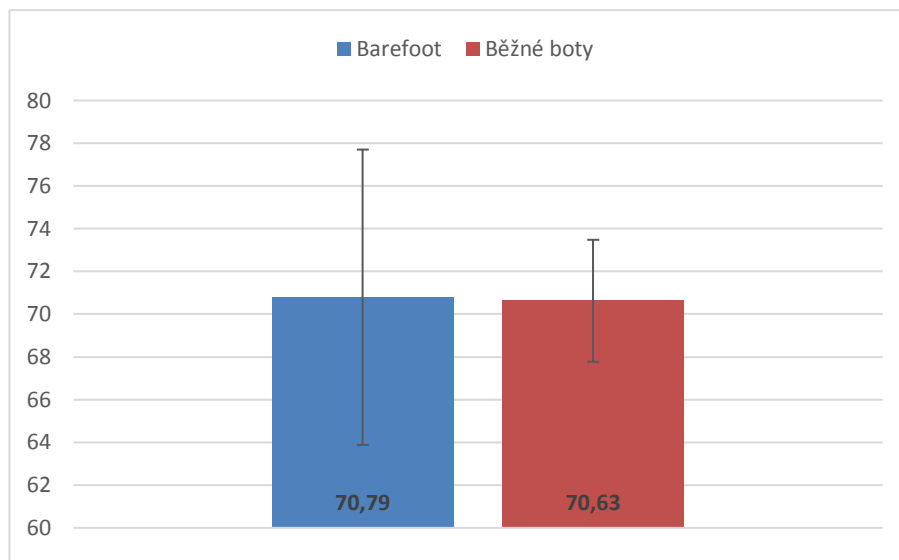
3.3 Výsledky

3.3.1 *Ověření Hypotézy 1*

Hypotéza H_01 se týkala změny v délce kroku. Konkrétně zněla „Délka kroku je při nošení barefoot bot kratší než u běžných bot“. Délka kroku byla měřena přístrojem Zebris FDM-T Treadmill v cm. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 2 a grafu 1:

	Barefoot	Běžné boty
Proband 1	70,50	71,50
Proband 2	77,50	73,00
Proband 3	73,00	69,50
Proband 4	63,75	71,00
Proband 5	71,50	71,25
Proband 6	68,50	67,50
Průměr	70,79	70,63
Směrodatná odchylka	4,19	1,73
Interval spolehlivosti	63,88	67,77
	77,70	73,48

Tab.2: Délka kroku (cm)



Graf 1: Délka kroku (cm)

Z průměrných hodnot i z naprostého průniku intervalů spolehlivosti obou skupin vyplývá, že naše měření nepotvrdilo hypotézu H_{01} , a nelze tedy jednoznačně přijmout tvrzení, že „Délka kroku je při nošení barefoot bot kratší než u běžných bot“.

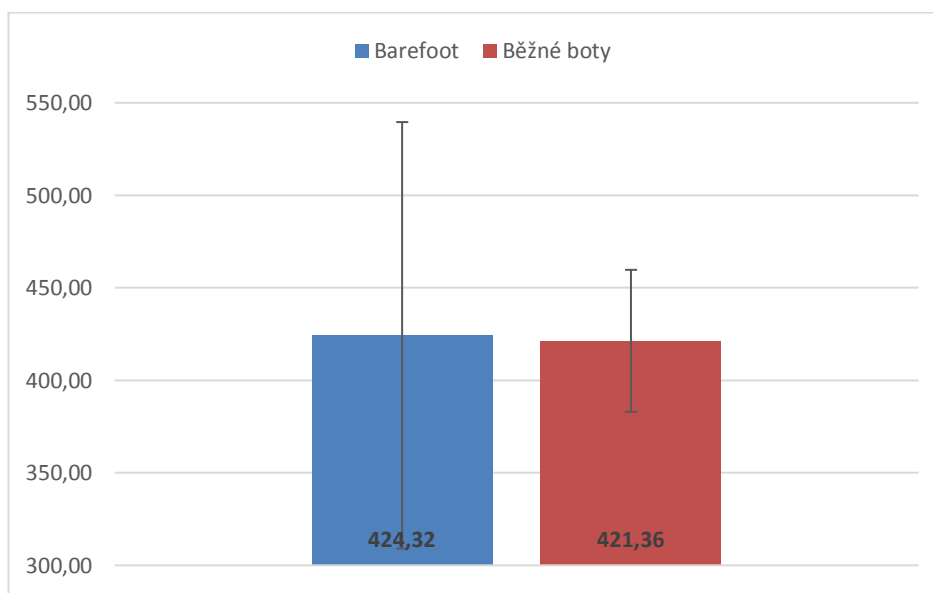
3.3.2 *Ověření Hypotézy 2*

Hypotézy H2 až H4 se týkaly maximálního tlaku, který vyvíjí jednotlivé části plosky nohy na podložku. V této části výzkumu byly výsledky ovlivněny mimo jiné hmotností probandů. Zatímco v kontrolní skupině „běžných bot“ se hmotnost účastnic pohybovala od 60 kg do 66 kg, v „barefoot“ skupině se vyskytovaly dvě účastnice s hmotností vyšší než 70 kg. To ve výsledku mělo vliv i na naměřené hodnoty tlaku a výsledky vyhodnocení. Z tohoto důvodu jsme se rozhodli na naměřené hodnoty využít funkci váženého průměru, což nám umožnilo získat průměrnou hodnotu bez ovlivnění hmotností jednotlivých probandů. V tabulkách je uvedena hmotnost jednotlivých probandů a absolutní naměřená hodnota maximálního tlaku, ale průměrná hodnota je spočítána váženým průměrem.

Hypotéza H₀₂ zněla: „Maximální síla, kterou působí pata na podložku je při nošení barefoot bot nižší než u běžných bot“. Pro oblast paty byly naměřeny údaje uvedené v tabulce 3 a graficky vyhodnocené v grafu 2:

	Barefoot		Běžné boty	
	Hmotnost	Max. tlak	Hmotnost	Max. tlak
Proband 1	53	336,63	61	424,18
Proband 2	65	390,25	66	397,78
Proband 3	65	416,25	60	391,95
Proband 4	60	345,9	66	421,3
Proband 5	77	482,7	65	463,5
Proband 6	72	529,85	65	427,73
Vážený průměr		424,32		421,36
Směrodatná odchylka		69,86		23,26
Interval spolehlivosti		309,05		382,99
		539,59		459,73

Tab.3: Maximální zatížení paty (N)



Graf 2: Maximální zatížení paty (N)

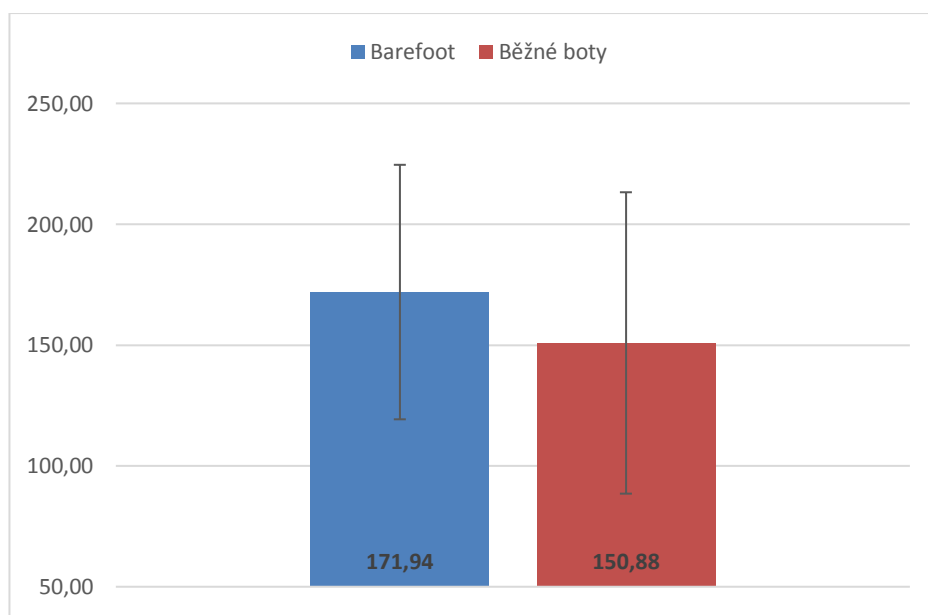
Průměrné hodnoty naznačují mírné zvýšení maximálního tlaku na oblast paty při nošení barefoot bot. Interval spolehlivosti vykazuje naprostý průnik čili nelze přijmout nulovou hypotézu, tedy nelze říci, že „Maximální síla, kterou působí pata na podložku je při nošení barefoot bot nižší než u běžných bot“.

3.3.3 Ověření hypotézy 3

Hypotéza H₀₃ zněla: „Maximální síla, kterou působí středonoží na podložku je při nošení barefoot bot vyšší než u běžných bot“. Opět jsou využity výsledky z třízónové analýzy, tentokrát pro oblast středonoží, a průměrné hodnoty jsou opět spočítány pomocí váženého průměru. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 4 s grafickým vyhodnocením v grafu 3:

	Barefoot		Běžné boty	
	Hmotnost	Max. tlak	Hmotnost	Max. tlak
Proband 1	53	151,20	61	111,90
Proband 2	65	143,88	66	168,63
Proband 3	65	145,60	60	188,75
Proband 4	60	234,40	66	203,58
Proband 5	77	188,38	65	109,53
Proband 6	72	166,70	65	122,35
Vážený průměr		171,94		150,88
Směrodatná odchylka		31,91		37,79
Interval spolehlivosti		119,29		88,53
		224,59		213,24

Tab.4: Maximální zatížení středonoží (N)



Graf 3: Maximální zatížení středonoží (N)

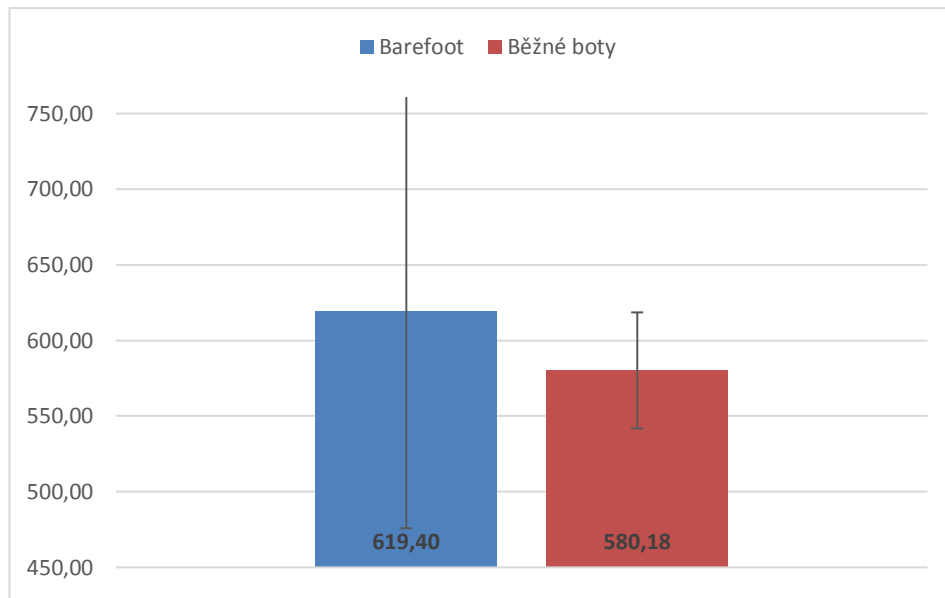
Průměrné hodnoty vykazují poměrně výrazné zvýšení maximálního tlaku na oblast středonoží. Interval spolehlivosti v tomto případě nevykázal úplný průnik, nicméně se výrazně překrývá, a tudíž nelze přijmout nulovou hypotézu a nelze tedy jednoznačně říci, že „Maximální síla, kterou působí středonoží na podložku je při nošení barefoot bot vyšší než u běžných bot“.

3.3.4 *Ověření hypotézy 4*

Hypotéza H_{04} zněla: „Maximální síla, kterou působí přednoží na podložku je při nošení barefoot bot vyšší než u běžných bot“. Znovu jsou využity výsledky z třízónové analýzy, tentokrát pro oblast přednoží, a průměrné hodnoty jsou opět spočítány pomocí váženého průměru. Výsledky uvádíme v tabulce 5 s grafickým vyhodnocením v grafu 4:

	Barefoot		Běžné boty	
	Hmotnost	Max. tlak	Hmotnost	Max. tlak
Proband 1	53	516,90	61	424,18
Proband 2	65	591,95	66	397,78
Proband 3	65	584,48	60	391,95
Proband 4	60	515,43	66	421,3
Proband 5	77	714,33	65	463,5
Proband 6	72	736,30	65	427,73
Vážený průměr		619,40		580,18
Směrodatná odchylka		87,01		23,26
Interval spolehlivosti		475,83		541,81
		762,97		618,55

Tab.5: Maximální zatížení přednoží (N)



Graf 4: Maximální zatížení přednoží (N)

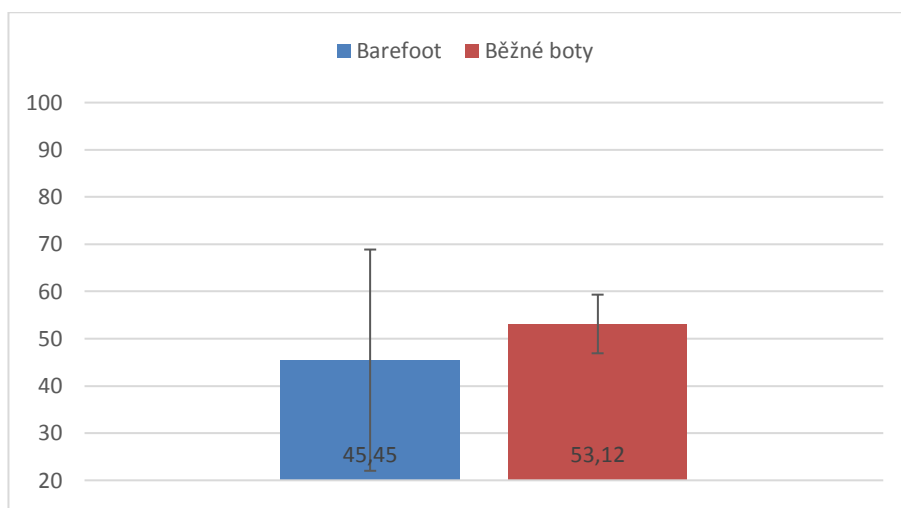
Průměrné hodnoty maximálního tlaku v oblasti přednoží jsou výrazně vyšší u barefoot bot. Bohužel opět dochází k absolutnímu průniku intervalů spolehlivosti, a tak ani tentokrát není možné přijmout nulovou hypotézu čili nelze bez výhrad přijmout tvrzení, že „Maximální síla, kterou působí přednoží na podložku je při nošení barefoot bot vyšší než u běžných bot“.

3.3.5 *Ověření hypotézy 5*

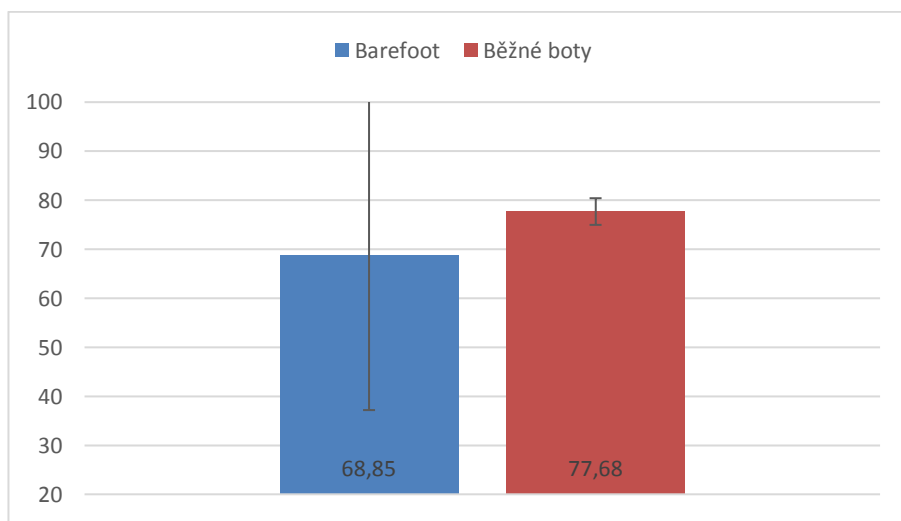
Hypotéza H_{05} se týkala doby kontaktu plosky s podložkou. Přesně zněla: „Doba kontaktu plosky nohy s podložkou se při nošení barefoot bot výrazně liší oproti běžným botám“. Hodnoty doby kontaktu s podložkou jsou uvedeny v % stejné fáze a jsou vyhodnoceny ve třízónové analýze čili hodnoty jsou zvlášť pro patu, středonoží a přednoží. Hodnoty jsou uvedené v tabulce 6 a graficky znázorněny ve třech grafech, pro každou část plosky zvlášť (graf 5 pro oblast paty, graf 6 pro středonoží a graf 7 pro oblast přednoží):

	Pata		Středonoží		Přednoží	
	Barefoot	Běžné boty	Barefoot	Běžné boty	Barefoot	Běžné boty
Proband 1	46,15	56,85	79,73	79,48	89,50	90,95
Proband 2	57,73	46,58	80,45	77,10	90,30	90,15
Proband 3	51,48	53,60	75,20	77,78	89,33	88,45
Proband 4	45,80	50,50	79,03	79,20	87,73	88,85
Proband 5	56,23	57,70	72,30	74,48	89,88	88,80
Proband 6	15,35	53,50	26,40	78,08	75,60	88,68
Průměr	45,45	53,12	68,85	77,68	87,05	89,31
Směrodatná odchylka	14,20	3,76	19,19	1,65	5,18	0,91
Interval spolehlivosti	22,03	46,91	37,18	74,96	78,50	87,80
	68,88	59,33	100,52	80,40	95,61	90,82

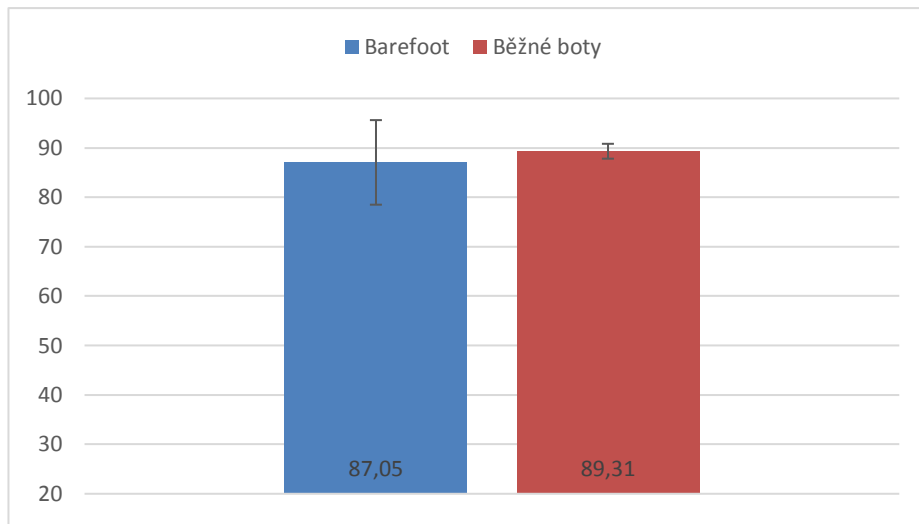
Tab.6: doba kontaktu s podložkou (% stojné fáze)



Graf 5: Doba kontaktu paty s podložkou (% stojné fáze)



Graf 6: Doba kontaktu středonoží s podložkou (% stojné fáze)



Graf 6: Doba kontaktu přednoží s podložkou (% stojné fáze)

Průměrné hodnoty doby kontaktu plosky nohy ve všech třech měřených zónách – paty, středonoží i přednoží jsou nižší u barefoot bot. Bohužel opět dochází k absolutnímu průniku intervalů spolehlivosti, a tak ani tentokrát není možné přijmout nulovou hypotézu čili nelze jednoznačně přijmout tvrzení, že „Doba kontaktu plosky nohy s podložkou se při nošení barefoot bot výrazně liší oproti běžným botám“

4 DISKUZE

V naší pilotní studii jsme se snažili zjistit, jakým způsobem a v jaké míře ovlivňuje celodenní nošení barefoot bot kineziologické vlastnosti nohy při chůzi. Měření probíhalo na pohyblivém pásu plantografické plošiny měřicího systému Zebris FDM-T (Treadmill) německé firmy Zebris Medical GmbH. Výzkum byl proveden na dvou skupinách testovaných osob. Skupina „barefoot“ nosí barefoot boty denně místo běžných bot. Kontrolní skupina je nenosí vůbec, ani je nikdy v minulosti nenosila. V každé skupině byl počet účastnic stejný – 6 osob. Malý počet probandů odpovídá pilotní studii a nelze tedy očekávat statisticky vysoce průkazné výsledky. Lze ovšem vysledovat určitý trend, který by mohl být předmětem dalšího výzkumu většího rozsahu.

Zhodnocení výsledků probíhalo pomocí porovnání naměřených dat obou skupin, a to jednak průměrných hodnot a jednak porovnáním průniku intervalů spolehlivosti obou skupin. Pro hodnocení hypotéz 2-4, které se týkaly tlaků vyvíjených při chůzi na podložku, jsme vzali v úvahu i hmotnost probandů využitím váženého průměru.

V první hypotéze jsme se zabývali možnou změnou délky kroku. Při nošení barefoot bot se projevuje tendence k větší plantární flexi při počátečním kontaktu s podložkou. Ta je dána absencí podrážky s tlumivým efektem na náraz patou. Na základě využití této strategie počátečního kontaktu jsme předpokládali zkrácení délky kroku. Squadrone (2015) ve své studii uvádí snížení délky kroku při využívání barefoot bot. Z jeho měření vyplynulo zkrácení krokového cyklu (*stride* - sestává ze dvou kroků) průměrně o 8 cm. Na jeden krok je pak toto zkrácení rovno 4 cm. Broscheid (2016) naměřil také zkrácení kroku v průměru o 1 cm. Náš výzkum však tento předpoklad nepotvrdil. U „barefoot“ skupiny se délka kroku pohybovala od 63,75 cm do 77,5 cm, tedy průměrně 70,79 cm. U kontrolní skupiny se délka kroku pohybovala od 67,5 cm do 73 cm, tedy průměrně 70,63 cm. Délka kroku samozřejmě závisí i na výšce člověka. Tento

fakt jsme se však snažili zohlednit přizpůsobením rychlosti chůze při měření. Náš výzkum tak mohl zkreslit hlavně malý počet testovaných osob.

Ve druhé, třetí a čtvrté hypotéze jsme se zabývali změnou tlaku vyvíjeného při chůzi na jednotlivé části nohy. Naše hypotézy opět vycházely z předpokladu využití jiné strategie dopadu při nošení barefoot bot. Noha je při počátečním kontaktu ve větší plantární flexi z důvodu minimalizace tlaku při úderu patou. Na základě toho jsme předpokládali snížení maximálního tlaku v oblasti paty, a naopak zvýšení tlaku v oblasti středonoží a přednoží. Měření probíhalo pomocí tzv. třízónové analýzy, která vyhodnocuje zatížení v oblasti paty, středonoží a přednoží a podává report o maximálních hodnotách tohoto tlaku. Těmto parametrům se ve svých studiích věnují Bergstra (2015), Broscheid (2016), Warne (2014) a Lieberman (2010). Lieberman (2010) i Warne (2014) shodně tvrdí, že při běhu naboso se změní strategie dopadu na podložku, a to ve smyslu přenesení většího zatížení na přednoží. Tím by tedy mělo dojít ke snížení zatížení v oblasti paty. Naproti tomu Bergstra (2015) naměřil lehké zvýšení tlaku i v oblasti paty. Zvýšení tlaku na patu taky potvrzuje ve své studii Broscheid (2016), v jehož studii se objevuje zvýšení tlaku při úderu patou při obouvání minimalistických bot, a naproti tomu naboso byl naopak naměřen tlak výrazně nižší než v běžných botách. Všechny studie se potom shodují na výrazném zvýšení zatížení oblasti přednoží.

Při ověřování druhé hypotézy jsme porovnávali maximální tlak vyvíjený na oblast paty. I přesto, že naše hypotéza předpokládala snížení tohoto tlaku, v našem výzkumu se v průměrných hodnotách ukázalo jeho lehké zvýšení. U skupiny „barefoot“ se tlak pohyboval v rozmezí od 336,63 N do 529,85 N s hodnotou váženého průměru 424,32 N. U kontrolní skupiny se tlak na oblast paty pohyboval v intervalu od 391,95 N do 463,5 N s hodnotou váženého průměru 421,36 N. V tomto případě se shodujeme se zjištěními Bergstra (2015) a Broscheida (2016), jejichž studie také uvádějí lehké zvýšení tlaku na

oblast paty. Vzhledem k malé skupině testovaných osob však tento údaj nebylo v naší práci možné statisticky prokázat.

Při ověřování třetí hypotézy jsme porovnávali mezi skupinami maximální tlak vyvíjený na oblast středonoží. K oblasti střední části nohy se ve své studii přímo vyjadřuje jen Berstgra (2015), který uvádí téměř 15 % nárůst tlaku na oblast středonoží. Náš průzkum tento nárůst tlaku potvrdil. U skupiny „barefoot“ se tlak na středonoží pohyboval v rozmezí od 143,88 N do 234,40 N s hodnotou váženého průměru 171,94 N. U kontrolní skupiny se tlak na oblast paty pohyboval v intervalu od 109,53 N do 203,58 N s hodnotou váženého průměru 150,88 N. Ani v tomto případě však nebylo možné výsledek potvrdit statisticky, i když u této hypotézy intervaly spolehlivosti nevykazovaly úplný průnik.

Při ověřování čtvrté hypotézy jsme porovnávali mezi skupinami maximální tlak vyvíjený na oblast přednoží. Bergstra (2015) ve své studii uvádí procentuální rozdíl tlaku na přednoží mezi minimalistickými a standardními běžeckými botami téměř 38 %. Warne (2014) zjistil po čtyřtýdenním přechodném období na minimalistické boty výrazný posun ve strategii dopadu na podložku ve prospěch dopadu na přednoží na úkor dopadu na patu. Squadrone (2015) rovněž uvádí větší a dřívější zatížení přednoží u barefoot bot. Broscheid (2016) změřil, že se tlak vyvíjený na přednoží při odrazu výrazně zvýší v minimalistických botách, a to konkrétně z 635,4 N na 647,2 N. Náš průzkum tento trend nárůstu tlaku potvrdil. U skupiny „barefoot“ se tlak na přednoží pohyboval v rozmezí od 515,43 N do 736,30 N s hodnotou váženého průměru 619,40 N. U kontrolní skupiny se tlak na oblast paty pohyboval v intervalu od 391,95 N do 463,50 N s hodnotou váženého průměru 580,18 N. Průměrné hodnoty tak ukazují jednoznačný trend výrazného zvýšení tlaku na přednoží při nošení barefoot bot. Ani v tomto případě však nebylo možné výsledek potvrdit statisticky, protože intervaly spolehlivosti vykazovaly úplný průnik.

Při ověřování páté hypotézy jsme se zabývali změnou doby kontaktu jednotlivých částí nohy s podložkou. Předpokládali jsme, že doba kontaktu s podložkou se bude měnit společně s předpokladem zkrácení kroku. Pokud by totiž došlo při nošení barefoot bot ke zkrácení kroku, pak by při stejné rychlosti musela vzrůst frekvence kroků. To by mělo posléze za následek zkrácení doby kontaktu s podložkou. Tomuto parametru se ve svých studiích věnovali Sqadrone (2015) a Broscheid (2016). Oba se shodli, že se doba kontaktu nohy s podložkou v barefoot botách snížila. Sqadrone (2015) naměřil snížení z 251 ms (běžné boty) na 234 ms (barefoot boty). Broscheid (2016) potom uvádí snížení doby stejné fáze krokového cyklu z 66,4 % v běžných botách na 65,5 % v minimalistických botách. Náš výzkum tento trend v průměrných hodnotách výsledků potvrdil. Ve všech třech zónách měření kontaktu s podložkou – oblast paty, středonoží a přednoží – došlo ke snížení doby kontaktu. V oblasti paty se doba kontaktu s podložkou snížila z 53,12 % (běžné boty) na 45,45 % stejné fáze (barefoot). K největšímu snížení doby kontaktu došlo v oblasti středonoží, kde byl zaznamenán rozdíl 8,83 % stejné fáze. Pro skupinu „běžných bot“ trval kontakt s podložkou průměrně 77,68 % a pro skupinu „barefoot“ byla naměřena průměrná hodnota 68,85 % stejné fáze. Naopak nejmenší rozdíl byl zjištěn pro oblast přednoží. Tam se doba kontaktu s podložkou snížila z průměrných 89,31 % jen na průměrných 87,05 % stejné fáze. Všechny tyto hodnoty však byly opět naměřeny jako průměrné a nebylo možné je potvrdit statisticky. U snížení doby kontaktu s podložkou předpokládáme příčinu ve zkrácení kroku při nošení barefoot bot. I když náš výzkum toto zkrácení nepotvrdil, většina jiných studií ho potvrzuje.

V našem výzkumu byla testována poměrně homogenní skupina osob. Limitací zůstává jejich malý počet. I přesto je však patrný výrazný trend ve změně rozložení zatížení plosek nohou při nošení barefoot bot oproti běžným botám. V našem případě nebylo možné výsledky statisticky potvrdit vzhledem k malému vzorku dat. Bylo by

dobré, ověřit tyto trendy z pilotní studie větším výzkumem s větším počtem probandů. Vzhledem k tomu, že lidé si barefoot boty pořizují především z důvodu ovlivnění zdraví svých nohou (např. plochá noha, hallux valgus apod.), bylo by dobré zhodnotit vliv změny tlaků a zatížení planty právě na nejčastější problémy nohou. Stálo by za to zjistit, zda právě tento typ bot je pro lidi s obtížemi v oblasti nohou vhodný a dává šanci na zlepšení, nebo zda se naopak tyto obtíže budou využitím barefoot bot prohlubovat. Dle mého názoru barefoot boty nepředstavují riziko pro zdravé nohy, ale jejich uživatelé by měli věnovat čas a zvýšenou pozornost postupnému nácviku chůze v tomto typu bot a při pocitu dyskomfortu či dokonce bolesti se opět vrátit k běžným botám.

5 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo zjistit případný vliv nošení barefoot bot místo běžných bot na kineziologii a kinetiku lidské nohy při chůzi. Pro porovnání byly vybrány tři parametry chůze – délka kroku, maximální zatížení jednotlivých částí nohy a doba kontaktu nohy s podložkou. Tyto parametry byly následně změřeny a porovnány u dvou skupin probandů. Barefoot skupina nosí barefoot boty denně místo běžných bot minimálně 6 měsíců, kontrolní skupina barefoot boty nikdy nenosila.

Teoretická část obsahuje základní přehled o anatomii nohy a jejích kleneb. Dále je v ní popsán rozbor kineziologie chůze a jejích jednotlivých fází. Následuje část, která se věnuje samotným barefoot botám, vysvětluje jejich parametry a vlastnosti.

Praktická část obsahuje popis a výsledky samotného výzkumu. Měření probíhalo na přístroji Zebris FDM-T Treadmill ve FM Motol na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Přestože se nakonec nepodařilo statisticky potvrdit stanovené hypotézy, z naměřených údajů je zřejmý trend ve změně stereotypu chůze při nošení barefoot bot.

Tyto změny se nejvíce projevují v rozdílném rozložení maximálních tlaků jednotlivých částí nohy na podložku oproti běžným botám. Na všechny tři části nohy, tedy patu, středonoží i přednoží se tlak při nošení barefoot bot zvýšil. Největší zvýšení tlaku jsme zaznamenali na středonoží, kde došlo ke zvýšení váženého průměru maximálních tlaků o téměř 14 % (z 150,88 N na 171,94 N). K nižšímu rozdílu maximálních tlaků došlo v oblasti přednoží, kde byl rozdíl váženého průměru necelých 7% (zvýšení z 580,18 N na 619,40 N). Nejnižší rozdíl pak byl naměřen v oblasti paty. V hypotéze jsme předpokládali snížení tlaku na patu, ale výsledné průměrné hodnoty ukázaly lehké zvýšení, konkrétně o necelé 1 % (z 421,36 N na 424,32 N).

Doba kontaktu nohy s podložkou se u „barefoot“ skupiny probandů snížila, což odpovídalo našemu předpokladu. K největšímu snížení došlo v našem výzkumu v oblasti paty, kde se doba kontaktu snížila téměř o 14,5 %. Jen o málo menší rozdíl byl zaznamenán u středonoží, kde se doba kontaktu snížila o více než 11 %. Nejmenší rozdíl byl naměřen v oblasti paty kde se doba kontaktu snížila jen o 2,5 %.

Rozdíl v délce kroku při nošení barefoot bot nebyl v našem výzkumu potvrzen. V hypotéze jsme předpokládali zkrácení délky kroku, ale průměrné hodnoty obou skupin vyšly téměř totožné. Konkrétně bylo naměřeno 70,79 cm pro „barefoot“ skupinu a 70,63 cm pro kontrolní skupinu.

Počet testovaných osob byl pro prezentování statisticky významných výsledků nízký a spíše tedy odpovídal pilotní studii zaměřené na tuto problematiku. I z tohoto malého vzorku dat však lze vysledovat určité trendy ve změně stereotypu chůze při nošení barefoot bot. Z naměřených výsledků nelze zatím s jistotou potvrdit ani vyvrátit vhodnost využití barefoot bot např. při plochých nohách či vbočeném palci. Bude třeba dalších výzkumů na přesnější zhodnocení vlivu barefoot bot na kineziologii lidské nohy.

REFERENČNÍ SEZNAM

BERGSTRA, S.A., B. KLUITENBERG, R. DEKKER, S.W. BREDEWEG, K. POSTEMA, E.R. VAN DEN HEUVEL, J.M. HIJMANS a S. SOBHANI. Running with a minimalist shoe increases plantar pressure in the forefoot region of healthy female runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2015, **18**(4), 463-468. DOI: 10.1016/j.jsams.2014.06.007. ISSN 14402440. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1440244014001182>

BOWMAN, Katy. *Celým tělem naboso: zdárný přechod na minimalistickou obuv*. V Praze: DharmaGaia, 2017. ISBN 978-80-7436-069-5.

BROSCHEID, K.-C. a A. ZECH. Influence of barefoot, minimalist, and standard footwear conditions on gait and balance in healthy older adults. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2016, **64**(2), 435 - 437 [cit. 2018-08-01]. DOI: 10.1111/jgs.13980. ISSN 15325415.

BULÁNOVÁ, Kateřina. *Analýza stoje a chůze s využitím Zebris FDM-T Systému u pacientů se skoliózou*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2016. Vedoucí diplomové práce as. Mgr. Magdaléna Lepšíková

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2013. 534 s. ISBN 978-80-247-3817-81

FRANKLIN, Simon, Michael J. GREY, Nicola HENEGHAN, Laura BOWEN a François-Xavier LI. *Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking*. 2015, **42**(3), 230-239. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.05.019. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636215004993>

HOLLANDER, Karsten, Babette C. VAN DER ZWAARD, Johanna Elsabe DE VILLIERS, Klaus-Michael BRAUMANN, Ranel VENTER a Astrid ZECH. The effects of being habitually barefoot on foot mechanics and motor performance in children and adolescents aged 6–18 years: study protocol for a multicenter cross-sectional study (Barefoot LIFE project). *Journal of Foot and Ankle Research*. 2016, **9**(1), -. DOI: 10.1186/s13047-016-0166-1. ISSN 1757-1146. Dostupné také z: <http://jfootankleres.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13047-016-0166-1>

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. Vyd. 2. Praha: Triton, 2013. ISBN 978-80-7387-712-5.

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Eng. ed. of the 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1987. ISBN 04-430-3618-7.

KOBESOVÁ, Alena. c2009. Vyšetření senzitivních funkcí. In KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-807-2626-571.

- KOLÁŘ, Pavel. a Ivan VAŘEKA. c2009. Kineziologie hlezna a nohy. in KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-807-2626-571.
- KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3379-4.
- LEWIT, Karel a Magdalena LEPŠÍKOVÁ. Chodidlo - významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, **15**(3), 99–104. ISSN 1805-4552.
- LEWITOVÁ, Clara-Maria Helena. O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*. 2016, **2016**(2), 5-8. ISSN 2462-6784.
- LIEBERMAN, Daniel E., Madhusudhan VENKADESAN, William A. WERBEL, Adam I. DAOUD, Susan D'ANDREA, Irene S. DAVIS, Robert Ojiambo MANG'ENI a Yannis PITSILADIS. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010, **463**(7280), 531-535. DOI: 10.1038/nature08723. ISSN 0028-0836. Dostupné také z: <http://www.nature.com/articles/nature08723>
- LYTHGO, Noel, Cameron WILSON, Mary GALEA, Guillaume RAO, Laurent BALY a Astrid ZECH. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes: study protocol for a multicenter cross-sectional study (Barefoot LIFE project). *Journal of Biomechanics*. 2009, **30**(4), 502-506. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.07.119. ISSN 09666362. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636209003142>
- MAŠTALKOVÁ, Petra. *Závislost parametrů lokomoce na tělesné výšce dospělé osoby*. Praha, 2014. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.
- MORIO, Cédric, Mark J. LAKE, Nils GUEGUEN, Guillaume RAO, Laurent BALY a Astrid ZECH. The influence of footwear on foot motion during walking and running: study protocol for a multicenter cross-sectional study (Barefoot LIFE project). *Journal of Biomechanics*. 2009, **42**(13), 2081-2088. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.015. ISSN 00219290. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009003376>
- PERRY, Jacquelin. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, c1992. ISBN 978-1-55642-192-1.
- PFEIFFER, Jan. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1135-5.
- PROČKOVÁ, Pavla. Život naboso. *Umění fyzioterapie*. 2016, **2016**(2), 55-59. ISSN 2462-6784.
- SQUADRONE, Roberto, Renato RODANO, Joseph HAMILL a Ezio PREATONI. Acute effect of different minimalist shoes on foot strike pattern and kinematics in rearfoot strikers during running. *Journal of Sports Sciences*. 2014, **33**(11), 1196-1204.

DOI: 10.1080/02640414.2014.989534. ISSN 0264-0414. Dostupné také z:
<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640414.2014.989534>

VALOUCHOVÁ, Petra. a Pavel KOLÁŘ. c2009 Chůze. in KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-807-2626-571.

VĚŘKA, Ivan a Renata VĚŘKOVÁ. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.

WARNE, J. P., S. M. KILDUFF, B. C. GREGAN, A. M. NEVILL, K. A. MORAN a G. D. WARRINGTON. *A 4-week instructed minimalist running transition and gait-retraining changes plantar pressure and force*. 2014, **24**(6), 964-973. DOI: 10.1111/sms.12121. ISSN 09057188. Dostupné také z:
<http://doi.wiley.com/10.1111/sms.12121>

WOLF, Sebastian, Jan SIMON, Dimitrios PATIKAS, Waltraud SCHUSTER, Petra ARMBRUST a Leonhard DÖDERLEIN. *Foot motion in children shoes—A comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes: study protocol for a multicenter cross-sectional study (Barefoot LIFE project)*. *Journal of Biomechanics*. 2008, **27**(1), 51-59. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.01.005. ISSN 09666362. Dostupné také z:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620700029X>

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Souhrn vybraných parametrů studií, zabývajících se chůzí naboso a v botách	23
Tabulka 2: Délka kroku	32
Tabulka 3: Maximální zatížení paty	34
Tabulka 4: Maximální zatížení středonoží	35
Tabulka 5: Maximální zatížení přednoží	36
Tabulka 6: Doba kontaktu s podložkou	38

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Délka kroku	33
Graf 2: Maximální zatížení paty	34
Graf 3: Maximální zatížení středonoží	35
Graf 4: Maximální zatížení přednoží	37
Graf 5: Doba kontaktu paty s podložkou	38
Graf 6: Doba kontaktu středonoží s podložkou	38
Graf 7: Doba kontaktu přednoží s podložkou	39

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Report analýzy chůze	53
------------------------------------------	----

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Report analýzy chůze