

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Anna Vondrášková

Vliv barefoot bot na kineziologii nohy

Diplomová práce

Praha 2021

Autor práce: **Bc. Anna Vondrášková**

Vedoucí práce: **Mgr. Jan Tolar**

Oponent práce: **Mgr. Júlia Demeková**

Datum obhajoby: **2021**

Bibliografický záznam

VONDRÁŠKOVÁ, Anna. Vliv barefoot bot na kineziologii nohy. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2021. 73 s., přílohy. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Jan Tolar.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá možným vlivem tzv. barefoot (či minimalistických) bot na kineziologické parametry chůze a případné změny ve stabilitě chůze a stoje. V teoretické části je stručně popsána anatomie lidské nohy, nožní klenby, pohyby nohy a kineziologie chůze. Další kapitola se zabývá problematikou chůze v barefoot botách a vysvětlením základních parametrů barefoot bot. Teoretickou část uzavírá shrnutí výsledků již proběhlých studií zaměřených na tuto problematiku. V praktické části jsme se věnovali vlastnímu výzkumu zaměřenému na vybrané parametry chůze a stoje, které může změna typu bot ovlivnit. Účastníci výzkumu přešli na dobu cca šesti měsíců z nošení běžných bot na barefoot boty a měření proběhlo dvakrát, před a po adaptaci na barefoot boty. Pro objektivizaci výsledků byla stejná měření provedena ještě u kontrolní skupiny, u které ke změně bot nedošlo. Bylo zvoleno pět údajů pro vyhodnocení parametrů chůze a tři parametry, které se týkají stability ve stoji.

Klíčová slova

Barefoot, minimalistická obuv, chůze, analýza chůze, analýza stoje, stabilita

Bibliographic record

VONDRASKOVA, Anna. The influence of minimalist shoes on foot kinesiology. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2020. 73 p., Appendixes, Supervisor of the work: Mgr. Jan Tolar.

Abstract

The diploma thesis deals with the possible influence of barefoot (or minimalist) shoes on the kinesiological parameters of gait and possible changes in the stability of gait and standing. The theoretical section briefly describes the anatomy of the human foot, foot arches, foot movements and the gait kinesiology. The next chapter deals with the issue of walking in barefoot shoes and explaining the basic parameters of barefoot shoes. The theoretical section concludes with a summary of the results of studies already conducted on this issue. In the practical part, we did our own research on selected gait and standing parameters, which can be affected by changing the shoe type. Participants switched to a period of approximately six months from wearing conventional shoes to barefoot shoes, and the measurements were taken twice, before and after adaptation to barefoot shoes. To objectify the results, the same measurements were taken in a control group that did not change shoes. Five parameters were selected to evaluate changes of gait and three parameters related to standing stability.

Keywords

Barefoot, minimalistic shoes, gait, gait analysis, stance analysis, stability

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Jana Tolara, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 15. 5. 2021

Bc. Anna Vondrášková

Poděkování

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu práce Mgr. Janu Tolarovi za podnětné připomínky, cenné rady a za milé a vstřícné vedení. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Janě Voříškové za zpracování statistické analýzy a svému muži za pomoc při zpracování a vyhodnocování dat. Poděkování patří také pracovníkům prodejny barefoot obuvi naBOSo za zveřejnění letáku a všem probandům, kteří se zúčastnili našeho výzkumu.

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 ANATOMIE.....	9
2.1.1 Kostí a klouby nohy.....	9
2.1.2 Svaly a pohyby nohy.....	10
2.1.3 Nožní klenba.....	10
2.1.4 Senzitivita, propiocepce a stabilizační funkce nohy.....	14
2.2 CHŮZE.....	15
2.2.1 Centrální mechanismy řízení lokomoce.....	16
2.2.2 Kineziologie chůze.....	16
2.2.3 Krokový cyklus.....	18
2.3 BAREFOOT.....	19
2.4 VÝSLEDKY STUDÍ.....	21
3 VLASTNÍ VÝZKUM.....	27
3.1 CÍLE VÝZKUMU A HYPOTÉZY.....	27
3.1.1 Cíle výzkumu.....	27
3.1.2 Hypotézy.....	27
3.2 METODIKA PRÁCE.....	28
3.2.1 Soubor probandů.....	28
3.2.2 Měřicí přístroje.....	29
3.2.3 Průběh vyšetření.....	30
3.2.4 Sledované parametry.....	31
3.2.5 Statistická analýza dat.....	34
3.3 VÝSLEDKY.....	35
3.3.1 Ověření Hypotézy 1.....	35
3.3.2 Ověření Hypotézy 2.....	36
3.3.3 Ověření hypotézy 3.....	38
3.3.4 Ověření hypotézy 4.....	44
3.3.5 Ověření hypotézy 5.....	49
3.3.6 Ověření hypotézy 6.....	52
4 DISKUZE.....	56
5 ZÁVĚR.....	64
REFERENČNÍ SEZNAM.....	65
SEZNAM TABULEK.....	70
SEZNAM GRAFŮ.....	71
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	72
SEZNAM PŘÍLOH.....	73
PŘÍLOHY.....	74

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

angl.	anglicky
art.	articulatio, lat. kloub
BF	barefoot
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
TUG	Time Up and Go

1 ÚVOD

V posledních několika letech došlo k velkému zvýšení oblíbenosti chůze naboso, často pod vlivem jakéhosi fenoménu „návratu k přirozenosti“ nejenom chůze. Alternativou zcela bosých nohou se staly tzv. barefoot boty, které by svými vlastnostmi měly bosou chůzi co nejvíce simulovat. Svoji tenkou a maximálně ohebnou podrážkou umožňují člověku vnímat povrch, po kterém se pohybuje, a přitom mu nabízí možnost pohybu nohy, který není omezován pevností podrážky. Další klíčovou vlastností barefoot bot je široký prostor v oblasti přednoží a prstů, který prstům poskytuje dostatek místa pro jejich přirozené postavení a pohyb.

Podle výrobců barefoot bot, jejich zastánců i podle některých studií mohou mít barefoot boty pozitivní vliv na změny v chůzovém stereotypu a následně na struktury nohy. Chůze v barefoot botách by měla napomoci k posílení krátkých svalů nohy a tím k ovlivnění nožní klenby, stability nebo např. vbočených palců.

V naší práci jsme se snažili zjistit, jakým způsobem nošení barefoot bot stereotyp chůze ovlivňuje a jaký má případně dopad na stabilitu ve stoji. Zaměřili jsme se na několik vybraných parametrů chůze a stoje, na které by měla chůze v barefoot botách mít největší vliv. Zároveň s tím jsme si kladli otázku, pro koho jsou barefoot boty vhodné, zda je doporučit pacientům a popřípadě kterým ano a kterým ne. Výsledky podobných studií by nám mohly poskytnout argumenty pro rozhodování v této otázce.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Anatomie

2.1.1 *Kosti a klouby nohy*

Pojmem „noha“ (lat. *pess*) je označována distální část dolní končetiny od hlezenního kloubu (Vařeka, 2009). Je tvořena celkem 26 kostmi – z toho je 7 kostí zánártních – *ossa tarsi*, 5 nártních – *ossa metatarsi* a 14 článků prstců - *phalanges* (Hudák, 2013). U proximálního kloubu palce se vyskytují ještě dvě malé sezamské kůstky. Další sezamské kůstky se někdy vyskytují také pod ostatními metatarsofalangovými klouby nebo ve šlaše *m. fibularis longus* (Čihák, 2011).

Noha je spojena s bércelem pomocí hlezenního kloubu - *art. talocruralis*. Hlavici kloubu je *talus*. Jamku pak tvoří *malleolus lateralis fibuly* a *malleolus medialis tibiae*, které spojují silné vazy – *lig. tibiofibulare anterius* a *posterius*. Ze stran ho zesilují další vazy – *lig. collaterale mediale* a *laterale*. *Art. talocruralis* umožňuje pohyb nohy v sagitální rovině do plantární a dorzální flexe. *Talus* nasedá pomocí *art. subtalaris* na *calcaneus*, který je nejmohutnější kostí nohy (Hudák, 2013). Na velký hrbol *calcaneu*, který v podstatě tvoří patu, se pomocí Achillovy šlachy upíná *m. triceps surae* a z opačné strany také některé krátké svaly nohy a plantární aponeuróza.

Funkčně lze nohu rozdělit proximodistálně na zánoží, středonoží a přednoží. Zánoží je tvořeno *calcaneem* a *talem*, středonoží tvoří *os naviculare*, *os cuboideum* a *ossa cuneiformia*, přednoží potom pět nártních kostí (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 proximálně v místě, kde se *talus* nachází nad *calcaneem* a následně se distálně rozbíhají až do I. a V. prstce (Vařeka, 2009).

2.1.2 *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).

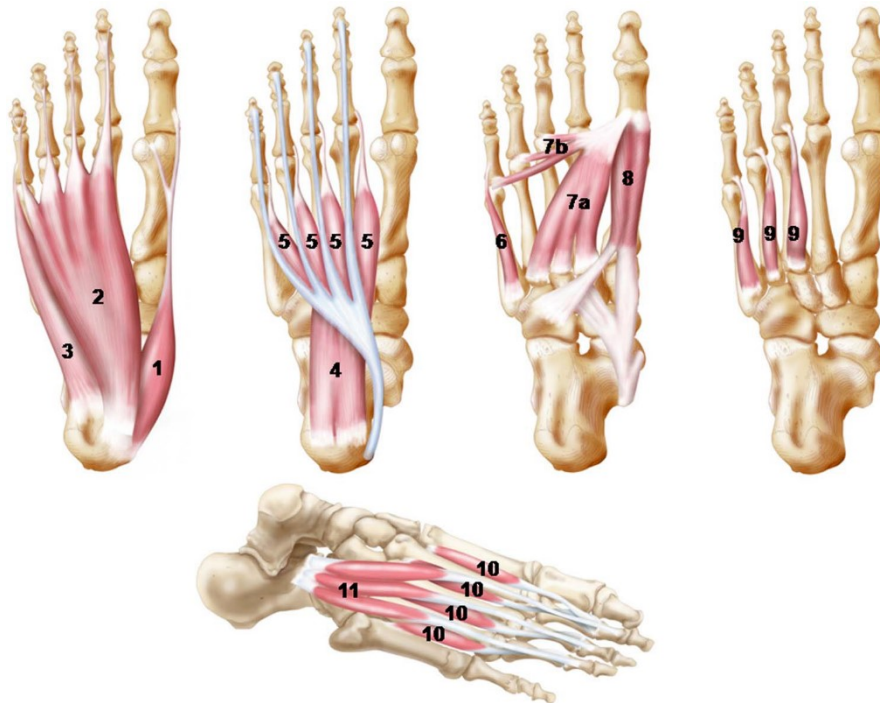
Vlastní svaly nohy rozděluje Hudák (2013) do šesti skupin – zadní, palcová, malíková, střední, mm. interossei a mm. lumbricales. Čihák (2011) rozlišuje svaly hřbetu nohy a svaly planty, a ty poté na 4 skupiny – svaly palce, malíku, střední skupiny a mm. interossei. Mm. lumbricales zařazuje do střední skupiny. Svaly na hřbetu nohy jsou funkčně extensory palce a prstců a patří sem m. extensor digitorum brevis a m. extensor hallucis brevis. Do palcové skupiny patří m. abductor 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.

2.1.3 *Nožní klenba*

Klenba nožní tvarově připomíná jakousi kupoli. Je tvořena kostmi nohy mezi patou a hlavičkami nártních kostí a jejich kloubními spojeními. Pasivně ji udržuje především plantární aponeuróza a vazy (McKeon, 2015).

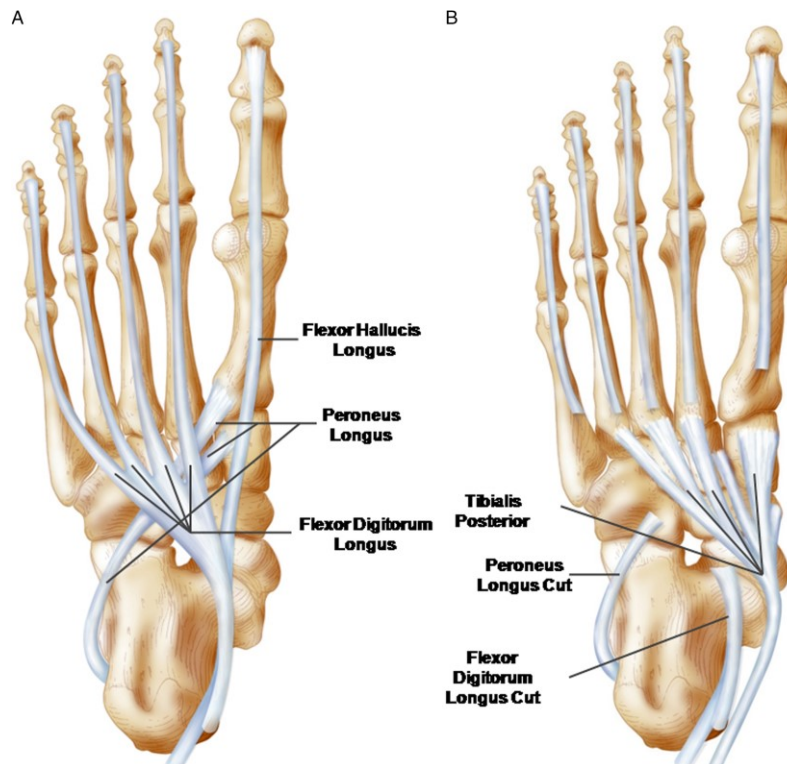
Aktivně je udržována tahem svalů nohy a bérce. Krátké svaly nohy mají začátek i úpon přímo na strukturách nohy, mají jen krátké momentové rameno, menší plochu průřezu a slouží primárně ke stabilizaci a udržení nožní klenby. Při každém kroku zaznamenávají tvar klenby a jeho změnu. Podílejí se také na celkové stabilitě těla ve stoji a chůzi (viz Obr. 1).



Obrázek 1: Krátké svaly nohy. 1) abduktor hallucis, 2) flexor digitorum brevis, 3) abduktor digiti minimi, 4) quadratus plantae, 5) mm. lumbricales, 6) flexor digiti minimi 7) adductor hallucis (a) obliquus (b) transversus, 8) flexor hallucis brevis, 9) a 10) mm. interossei, 11) extensor digitorum brevis

(převzato z: MCKEON, Patrick O, Jay HERTEL, Dennis BRAMBLE a Irene DAVIS. *The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. British Journal of Sports Medicine.* 2015, 49(5), 290-290. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092690)

Oproti tomu svaly bérce mají svůj začátek na bérce dolní končetiny, ale upínají se pomocí šlach na struktury nohy (viz Obr. 2). Mají delší momentové rameno, větší plochu průřezu a jejich hlavním úkolem je pohyb nohy v hlezenním kloubu, i když na udržení nožní klenby se také podílí (McKeon, 2015).



Obrázek 2: Šlachy a úpony svalů bérce

(převzato z: MCKEON, Patrick O, Jay HERTEL, Dennis BRAMBLE a Irene DAVIS. *The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. British Journal of Sports Medicine. 2015, 49(5), 290-290. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092690*)

Na struktuře a síle krátkých svalů nohy a dlouhých svalů bérce tedy závisí tvar klenby a její pružnost a pevnost.

Úkolem nožní klenby je jednak chránit měkké tkáně v chodidle a jednak svojí pružností tlumit otřesy vznikající při chůzi. Podélná klenba je vytvořena již od narození, ale v kojeneckém věku noha působí plochým dojmem, neboť klenba je vyplněna tukovým polštářem (Kolář, 2009). Tvar klenby se vyvíjí postupně s vývojem chůze do cca tří let věku, kdy je dítě schopno stát 3 sekundy na jedné dolní končetině. Příčná i podélná klenba nohy se tvoří odrazem v chůzi a později v běhu (Skaličková-Kováčiková, 2017). 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 hlavičky femuru v kyčelním kloubu. Případná rotace femuru při anteroverzním nebo retroverzním postavení jamky kyčelního kloubu přes bérce ovlivňuje pronační nebo supinační postavení nohy a tím i snížení či zvýšení podélné klenby nohy (Véle, 2006).

Hluboký stabilizační systém (HSS) klenby nohy je také svalovými řetězci funkčně provázán s HSS trupu (Lewit, Lepšíková, 2008).

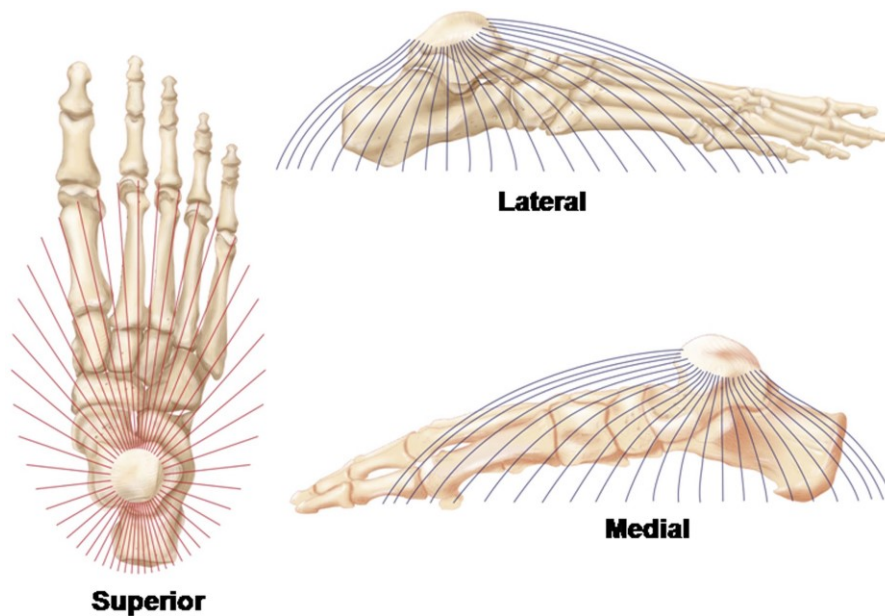
Někteří autoři, jako např. Čihák (2011), uvádějí dva oblouky nožní klenby. Jiní, např. Hudák (2011) nebo Kapandji (2003) rozeznávají oblouky tři – dva podélné a jeden příčný. Oblouky se klenou mezi třemi body kontaktu s podložkou – patou, hlavičkou I. metatarsu a hlavičkou V. metatarsu.

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. Pasivně ji udržují podélné vazy chodidla a plantární aponeuróza. Dynamické udržení klenby zajišťují svaly jdoucí podélně chodidlem, m. tibialis posterior a šlašitý třmen, který je tvořen m. fibularis longus a m. tibialis anterior, který jej táhne vzhůru (Hudák, 2013). Pro udržení klenby nožní má význam klidové napětí m. abductor hallucis a m. flexor hallucis brevis (Čihák, 2011).

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. Aspekci není patrná, protože prostor mezi klenbou a podložkou vyplňují měkké tkáně (Hudák, 2013).

McKenzie (1955) píše, že nelze samostatně oddělit nožní klenby, ale že je třeba tvar nohy chápat jako kupoli, jejíž vrchol tvoří talus. Dokládá to na směru trabekulární hmoty kostí nohy, který odpovídá směru zatížení. Tato představa také lépe vystihuje zatížení nohy v kroku, při kterém se noha nepohybuje pouze v předozadním směru, ale dochází při něm i k pohybům pronačně-supinačním.



Obrázek 3: Kupole nohy dle McKenzie

(převzato z: MCKEON, Patrick O, Jay HERTEL, Dennis BRAMBLE a Irene DAVIS. *The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. British Journal of Sports Medicine. 2015, 49(5), 290-290. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092690*)

2.1.4 **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 informace z orgánů určených pro orientaci v zevním prostředí, tedy zrak, sluch a vestibulární aparát, a dále propioceptivní informace z páteře (především krční části), pánve, dolních končetin i nohou. Aferentní senzorycké informace z plosek nohou jsou pro stabilitu nesmírně důležité, nicméně mohou být v případě potřeby nahrazeny informacemi z osového orgánu ve spolupráci se zrakem a vestibulárním aparátem (Véle, 2006).

Případné dysfunkce chodidla se mohou klinicky projevovat podobně jako poruchy stabilizačního systému trupu. Projevují se vznikem tzv. trigger points (TrPs) – svalovými spouštěčovými body, které mají za následek omezení pohyblivosti. 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 nohy přebírají posturální aktivitu dlouhé svaly, ve kterých mohou vzniknout 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 prstů při přenesení těžiště těla dopředu), nebo poruchy percepce. (Lewit a Lepšíková, 2008).

Noha se také aktivně účastní udržování posturální stability, a to pomocí krátkých svalů. Kelly (2012) se ve svém výzkumu zaměřil na intramuskulární EMG aktivitu tří svalů nohy, konkrétně abductor hallucis, m. flexor digitorum brevis a m. quadratus plantae, ve třech podmínkách s rozdílnou posturální náročností. Již při klidovém stojí na obou DKK, oproti relaxovanému stavu vsedě, se objevuje nepatrně zvýšená aktivita všech tří svalů, zejména však m. abductor hallucis. Při stojí na jedné DK se aktivita všech svalů signifikantně zvýší. Největší změna je pak patrná právě u m. abductor hallucis.

2.2 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, 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).

Pro bezpečnou chůzi po nerovném povrchu je zapotřebí zajistit stabilizaci vzpřímené polohy těla, a to jak statickou, tak dynamickou. Tuto stabilizaci zajišťuje CNS pomocí svalového aparátu. Jednou z podmínek je však pevná opora v místě kontaktu nohy s podložkou, která je vytvořena „uchopením“ oporné báze a třecí silou v místě kontaktu. To umožňuje vznik reaktivní síly proti gravitaci a zároveň propulzní svalové síly pro pohyb vpřed (Véle, 2006).

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.

2.2.1 *Centrální mechanismy řízení lokomoce*

Lidská chůze je centrálně řízena reflexně poloautomaticky. Během procesu učení v určitém časovém úseku života se tento pohyb zautomatizoval a vytvořil se pohybový stereotyp (Pfeiffer, 2007).

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

Nejdříve musí dojít k ideovému záměru jako reakci na vnější nebo vnitřní podnět, to zajišťuje limbický systém ve spolupráci s frontálním mozkovým lalokem. Asociační korová oblast spolu s bazálními ganglii následně vybere vhodnou taktiku pohybu a přes thalamus pošle tuto informaci do premotorické a dále do motorické kůry mozkové. Informace je pak dále posílána převážně cestou pyramidové dráhy do míchy a následně už do konkrétních periferních motorických nervů, vedoucích vzruch k samotným svalům.

Během jakéhokoli pohybu dochází neustále ke kontrole a případné korekci pohybu pomocí zpětnovazebných mechanismů. CNS neustále přijímá a zpracovává informace ze sensorických orgánů, vestibulárního systému, receptorů z kůže a propioceptorů ze svalů a šlach. Na vyhodnocení těchto informací se podílí zejména mozeček ve spolupráci s bazálními ganglii. (Valouchová, 2011)

2.2.2 *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 levou a pravou končetinou. Krokový cyklus (*gait cycle, stride*) se pak 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 zbylých 40 %.

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

Vařeka 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.

My se však pro svoji další práci budeme držet názvosloví podle Perry (1992).

2.2.3 *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 absorbce 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 brzděn pomocí excentrické kontrakce 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 se stále ještě dotýká podložky. 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 ve chvíli počátečního kontaktu kontralaterální DK. Těžiště těla se v této fázi 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 a prstce nohy se dostávají do extenze, ale aktivitou flexorů pomáhají 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 mívá končetinu stojnou. Noha se zvedá od podložky, kyčel se dostává z extenze do flexe a také koleno pokračuje v pohybu do flexe. 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 v momentě, kdy švihová končetina mívá končetinu stojnou. Končí ve chvíli, když se švihová končetina dostane 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 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 také potenciaálně schopna se znovu naučit uchopovat podobně jako ruka (Véle, 2006). To ostatně dokládají i případy lidí, kteří se bez rukou či horních končetin narodili, ale jsou naprosto soběstační včetně manipulace s předměty.

Člověk se již po tisíce let snaží nohy chránit. Příkladem může být nález pravěkého člověka Ötziho v rakouských Alpách. Jedná se o mumii starou přibližně 5300 let, která měla kromě oblečení také boty vyrobené z medvědí kůže, provázků a sena. Zajímavostí

je, že český horolezec Václav Pátek se v botách vyrobených podle tohoto pravěkého vzoru vydal do hor včetně výstupu na Kilimandžáro a má pro ně jen slova chvály (Pátek, 2016).

V náročnějších podmínkách je ochrana nohou nutná jako prevence zranění. V moderních botách ale lidská noha během vývoje zakrněla. Odnaučila se hmatat, ztratila schopnost dobré tepelné regulace, ztratila pružnost i pevnost, stala se „přecitlivělou“. Boty se podle některých autorů chovají jako módní fixační dlaha, ve které je omezené správné fungování měkkých tkání, nervů i kostí a kloubů nohy (Lewitová, 2016; Pročková, 2016).

Z těchto důvodů byly vyvinuty boty, které by měly poskytovat nohám dostatečnou ochranu (např. při šlápnutí na kámen či ostrý předmět), ale zároveň umožňovat přirozený pohyb nohy a prstů. Tento typ bot se v českém prostředí označuje jako tzv. barefoot boty (tohoto označení se budeme ve své práci držet i my). „Barefoot“ znamená v angličtině „bosý“. Výraz „bosé boty“ tedy představuje jakýsi oxymoron. V anglicky psané literatuře a člancích se setkáváme s termínem „minimalist footwear“ - minimalistická obuv. Tento pojem má však úskalí v možné špatné interpretaci, kdy mnoho lidí si pod pojmem „minimalistický“ představí botu s minimem materiálu, např. žabky. V tomto případě je však třeba chápat „minimalistický“ jako „s minimálním vlivem na přirozený tvar a pohyb“ (Bowman, 2017)

Aby boty mohly být označeny jako barefoot, musí splňovat následující podmínky:

- dostatečně tenká podrážka (1,8 – 5 mm), pružná a ohebná ve všech směrech
- nulové zvednutí paty, tzv. neutrální podpatek, příp. nulový či neutrální drop
- absence jakékoli podpory nožní klenby
- dobré spojení chodidla s botou (bota musí dobře držet na noze)
- prostornou špičku, poskytující svým tvarem dostatek místa pro prstce a jejich pohyb 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.

Autoři, zabývající se problémem nohou, chůzí naboso či v barefoot botách, se rovněž shodují v tom, že je třeba nohy na bosou chůzi postupně připravit. Nohy dospělého člověka byly po mnoho let uzavřeny v často nepřirozeně tvarované obuvi s nepružnou podrážkou a je třeba je znovu postupně naučit vnímat strukturu terénu a vrátit jim jejich přirozený tvar, pružnost a pohyb. Člověk by měl proto začít chodit bos po přírodním ale měkkém povrchu, např. trávníku, a teprve postupně podle vlastních pocitů postupovat k náročnějším terénům. Je rovněž vhodné zařadit speciální cvičení na protažení a aktivaci struktur nohy (Lewitová, 2016; Pročková, 2016; Bowman, 2017).

V dnešní době se stal velkým fenoménem i bosý běh. Toho se naše práce přímo netýká, považujeme však za nutné ho zmínit. Pro ten ještě více platí pravidla jednak postupné přípravy nohou a jednak edukace správné běžecké techniky, aby nedocházelo ke zbytečným zraněním. Byl například proveden výzkum, který potvrdil výrazný nárůst tlaku na přednoží u běžkyň v minimalistických botách a tím zvýšené riziko únavových fraktur metatarzálních kostí (Bergstra, 2015).

2.4 Výsledky studií

Otázkou, jak moc typ bot ovlivňuje tvar a funkci lidských nohou, se vědci zabývají už více než sto let. Svědčí o tom studie Phila Hoffmanna, ve které porovnává mnoho parametrů nohou lidí, kteří běžně nosí boty od svého dětství a lidí z Filipín a centrální Afriky, kteří nikdy obutí nechodili. Tato studie byla zveřejněna v časopise *The Journal of Bone & Joint Surgery* již v roce 1905. V dnešní době se pochopitelně nelze na takovou studii odkázat, nicméně není bez zajímavosti, že již tenkrát vědci upozorňovali na možný nepříznivý vliv moderní obuvi.

Díky současnému významnému rozšíření využití barefoot bot nejen pro běh ale i pro běžné nošení se odborníci začali zajímat o jejich vliv na struktury nohy, chůzi a také případné změny stability.

Některé studie, jako například studie Karstena Hollandera (2016), Noela Lythgo (2009) nebo Sebastiana Wolfá (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. Měření provedl u 898 školních dětí mezi 5 a 13 lety a u 82 mladých dospělých od 18 do 27 let. 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 rovněž 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. Jeho výzkumu se zúčastnilo 520 dětí 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 (Barefoot LIFE)“ Ministerstva vědy a výzkumu v Hamburku. Konkrétní výsledky této dílčí studie bohužel nejsou zveřejněny. Lze ovšem najít i některé další dílčí studie zmiňovaného projektu. Například Albertsen (2018) se společně s Hollanderem (2016) ve své práci zabývají rozdíly úhlů dolních končetin v běhu u posturálně silných a slabých dětí.

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 $9,8^\circ$ naboso 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 z $25,7^\circ$ v botách oproti $37,1^\circ$ naboso. 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.

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.	Wolf 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			
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		
Zevní rotace nohy (% změna oproti stoji)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>			20,9 18,7		
Torze nohy (v transverzál. rovině)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>			9,8° 4,7°		
Nejvyšší tlak při GRF (% tělesné hmotnosti)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>			109,94 112,37	104 109	
COP medio-leterálně (cm)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>					5,5 4
COP antero-posteriorně (cm)	<i>Naboso</i> <i>Běžné boty</i>					21,1 26,8

Tabulka 1: Vybrané parametry Franklinovy studie

(hodnota "0", uveden pouze výsledný rozdíl)

GRF – ground reaction force

COP – centre of pressure

Další studie se zabývají změnou aktivity krátkých svalů nohy v barefoot (minimalistických) botách oproti běžným typům bot. Většina autorů se shoduje na tom, že posílení těchto svalů má příznivý vliv nejen na tvar a udržení podélné klenby nohy, ale také na stabilitu těla.

Rory Curtis (2019) izometricky měřil maximální sílu prstů nohy při plantární flexi v metatarzofalangeálním kloubu u 46 zdravých dospělých (14 mužů, 10 žen, 26 kontrolní skupina). Zaznamenal signifikantní rozdíl v měření síly flexorů prstů na nohou po 6 měsících pravidelného nošení barefoot bot.

Nicholas B. Holowka (2018) porovnával vybrané parametry u Mexičanů, kteří obouvají minimalistické boty a Američanů, kteří chodí v běžných botách. Jeho studie se zúčastnilo 75 mužů z Mexika s mediánem věku 64 let a 26 mužů z různých částí USA s mediánem věku 57 let. Pomocí diagnostického ultrazvuku měřil plochu průřezu svalů nohy – konkrétně m. abductor hallucis, m. flexor digitorum brevis a m. abductor digiti minimi. Pouze u m. flexor digitorum brevis nebyl změřen významný rozdíl mezi oběma skupinami probandů. U dalších dvou měřených svalů byla plocha průřezu svalu vyšší

u skupiny zvyklé chodit v minimalistických botách, a to o 0,2 cm² u m. abductor hallucis a o 0,1 cm² u m. abductor digiti minimi. Potvrdil také větší výšku podélné klenby u minimalisticky obouvaných probandů (o 9 %) a dává to do souvislosti s větší silou m. abductor hallucis. Dále pak provedl kinematickou analýzu, ve které se zaměřil na úhel podélné klenby nohy a jeho změnu při zatížení v chůzi.

Campitelli (2016) ve své studii se rovněž zaměřil za efekt barefoot bot na m. abductor hallucis. Stejně jako Holowka (2018) měřil plochu průřezu svalu diagnostickým ultrazvukem. 48 probandů bylo rozděleno do čtyř skupin – chůze v barefoot botách s postupnou adaptací, běh v barefoot botách s postupnou adaptací, neomezená chůze v barefoot botách (bez postupné adaptace) a kontrolní skupina. U všech tří barefoot skupin došlo k signifikantnímu posílení m. abductor hallucis. Nejvíce se tato změna projevila u skupin, kde docházelo k postupné adaptaci na chůzi či běh v barefoot botách. U skupiny bez postupné adaptace s neomezeným časem nošení barefoot bot došlo k výraznému posílení svalu během prvních 12 týdnů, mezi 12. a 24. týdnem se plocha průřezu svalu opět mírně snížila. U kontrolní skupiny k výraznějším změnám nedošlo.

Také Ridge (2018) se ve své studii zaměřila na posílení krátkých svalů nohy, a to u 65 probandů rozdělených do tří skupin – chůze v barefoot botách, cvičení na posílení svalů nohou a kontrolní skupina. Pomocí měření síly svalů na dynamometru a plochy průřezu svalů na ultrazvuku zjistila, že chůze v barefoot botách má na posílení krátkých svalů nohy podobný vliv jako pravidelné cvičení minimálně 5 dní v týdnu. A přesto, že ve skupině probandů, kteří pravidelně cvičili speciální sadu cviků na posílení svalů nohou (např. stoupaní na špičky, hrnutí ručnίκu, flexe prstů a extenze s abdukci, „malá noha“ apod.), došlo k signifikantnějším změnám výsledků měření, Ridge upozorňuje na fakt, že chůze je více funkční aktivita.

Další studie se potom věnují vlivu krátkých svalů nohy a nožní klenby na posturální stabilitu ve stoji a chůzi.

Jak již bylo zmíněno výše, Kelly (2012) se ve svém výzkumu zaměřil na intramuskulární EMG aktivitu tří svalů nohy, konkrétně m. abductor hallucis, m. flexor digitorum brevis a m. quadratus plantae u 10 zdravých probandů s mediánem věku 33 let. Stanovil tři podmínky s postupně vzrůstající posturální náročností – sed, stoj a stoj na jedné noze. S každým stupněm se zvyšovala i EMG aktivita zmíněných svalů, zejména však m. abductor hallucis. Dokládá tím důležitost aktivity těchto svalů při zajištění stability těla.

Anzai (2014) ve své práci zjišťoval vztah mezi tvarem nožní klenby a posturální stabilitou, měřený na vlastním navrženém a vyvinutém stabilometru, umístěném přímo v botách. Zaměřil se na seniory, u kterých hrozí obecně vyšší riziko pádů. Průměrný věk probandů byl necelých 73 let. Potvrdil významný vztah mezi klenbou nožní a vychylováním COP (centre of pressure), tedy udržováním stability těla u zdravých seniorů. U tzv. křehkých seniorů se vztah mezi klenbou a stabilitou nepotvrdil, což, jak Anzai uvádí, mohlo být ovlivněno přidruženými nemocemi nebo léky.

Broscheid (2016) se ve své studii zaměřil také na seniory, ale v tomto případě na změny parametrů 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 (z 713 N v běžných botách na 719 N v minimalistických botách), naboso pak došlo ke snížení tohoto tlaku (na 708 N). Při odrazu se tlak na přednoží také zvýšil v minimalistických botách (z 635 N v běžných botách na 647 N v minimalistických botách), při chůzi naboso došlo opět ke snížení tlaku (na 624 N). Délka kroku se v minimalistických botách oproti běžným botám snížila o 10 mm, naboso pak došlo ještě k dalšímu zkrácení kroku o dalších 12 mm. Snížila se i doba stojné fáze krokového cyklu, kdy opět nejdelší byla v běžných botách (66,4 %), nižší v minimalistických botách (65,5 %) a nejnižší naboso (65 %). Minimalistické boty a bosé nohy navíc velice výrazně snížily u starších lidí posturální stabilitu.

Cudejko (2019) oproti tomu svým výzkumem naopak zjistil zlepšení posturální stability u lidí ve středním a vyšším věku při využití barefoot bot oproti běžným botám. Jeho studie se zúčastnilo 22 lidí v průměrném věku 55 let. Byla měřena statická i dynamická stabilita pomocí COP ve stoji a v chůzi a funkce pomocí testu Time Up and Go (TUG). Měření probíhalo postupně ve 13 podmínkách – naboso, v běžných botách, v kontrolních minimalistických botách a v dalších 10 typech minimalistických bot s různými vlastnostmi (kotníkové boty, široká špička, zvednutá špička, oddělený palec atd.) Ve všech typech minimalistických bot i naboso došlo ke zlepšení stability ve stoji oproti běžným botám. V chůzi se zlepšení stability projevilo především u minimalistických bot se širokou špičkou a v kotníkových minimalistických botách. V testu TUG se projevilo zrychlení při využití minimalistických bot se širokou špičkou oproti běžným botám i oproti kontrolním minimalistickým botám.

Petersen (2020) porovnával parametry chůze naboso a v minimalistických botách u dvou skupin probandů. 31 mladších dospělých s průměrným věkem 29 let a 33 starších

s průměrným věkem 71 let. Zjistil, že u obou věkových skupin shodně došlo ke zvýšení dynamické stability v chůzi a zároveň snížení variability v minimalistických botách oproti chůzi naboso. Proto oponuje názorům, které tvrdí, že chůze v minimalistických botách je srovnatelná s chůzí naboso.

3 VLASTNÍ VÝZKUM

3.1 Cíle výzkumu a hypotézy

3.1.1 Cíle výzkumu

Hlavním cílem našeho výzkumu bylo zjistit, jestli a případně do jaké míry ovlivní nošení barefoot bot parametry lidské chůze a stoje, včetně posturální stability. Šlo nám o změny, které nastanou po adaptaci na chůzi v barefoot botách.

Zaměřili jsme se na několik konkrétních parametrů chůze a stoje, které by mělo nošení barefoot bot ovlivnit nejvíce. Vycházeli jsme přitom z výsledků výše uvedených studií.

3.1.2 Hypotézy

Ze specifikace cílů práce jsme zformulovali celkem šest hypotéz, kterým jsme se ve výzkumu věnovali.

Hypotéza 1

H₀(1) „Lenght of gait line“ u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

H₁(1) „Lenght of gait line“ u BF skupiny se liší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Hypotéza 2

H₀(2) „Single support line“ u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

H₁(2) „Single support line“ u BF skupiny se liší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Hypotéza 3

H₀(3) „Maximum pressure“ u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

H₁(3) „Maximum pressure“ u BF skupiny se liší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Hypotéza 4

H₀(4) „Time maximum force“ u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

H₁(4) „Time maximum force“ u BF skupiny se liší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Hypotéza 5

H₀(5) Hodnoty parametrů stability ve stoji se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

H₁(5) Hodnoty parametrů stability ve stoji se liší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Hypotéza 6

H₀(6) Hodnoty parametrů stability ve stoji se zavřenýma očima se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

H₁(6) Hodnoty parametrů stability ve stoji se zavřenýma očima se liší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

3.2 Metodika práce

3.2.1 Soubor probandů

Výzkumu se zúčastnilo celkem 23 probandů ve dvou skupinách – barefoot (BF) skupina a kontrolní skupina. Všichni účastníci byli dospělí dobrovolníci. Výzkum nebyl omezen věkem ani pohlavím. Všichni účastníci podepsali informovaný souhlas s dobrovolnou účastí na výzkumu, který přikládáme k nahlédnutí v příloze č. 1. Zároveň s tím jim byly zodpovězeny veškeré dotazy týkající se výzkumu.

V kontrolní skupině bylo celkem 8 probandů, z toho bylo 5 žen a 3 muži. Věk probandů se pohyboval v rozmezí od 22 do 49 let, s mediánem 24 let. Nejnižší výška byla udána 165 cm, nevyšší pak 185, medián byl 175 cm. Hmotnost probandů se pohybovala mezi 53 kg a 90 kg, s mediánem 72 kg. Tři účastníci uvedli, že průměrně za den ujdou cca 2-5 km, pět účastníků uvedlo 5-10 km. Šest účastníků chodí nejčastěji ve městě, dva účastníci uvedli chůzi přibližně 50:50 v přírodě a ve městě. Co se týče případných vad nohou, dva účastníci udali plochonoží, ostatní žádné vady nohou neuvodli. Jako svou běžnou obuv uvedli všichni účastníci sportovní boty, pět účastníků uvedlo navíc polobotky, mezi dalšími využívanými botami byly balerínky, žabky či pantofle.

V BF skupině bylo celkem 15 probandů, z toho bylo 12 žen a 3 muži. Jednalo se o dobrovolníky, kteří se přihlásili do výzkumu na základě informací předaných buďto osobně, nebo zveřejněných pomocí letáku sdíleného na sociálních sítích a v prodejně BF bot Naboso v Dejvicích (vzor letáku je v příloze č. 2 diplomové práce). Podmínkou účasti

byla předchozí žádná nebo minimální zkušenost s chůzí v BF botách. Po prvním měření byli požádáni o postupné co nejčastější nošení BF bot, v ideálním případě, aby jimi úplně nahradili své dosud využívané běžné boty. Věk probandů se pohyboval v rozmezí od 29 do 50 let, s mediánem 38 let. Nejnižší výška byla udána 160 cm, nevyšší pak 186 cm, medián byl 171 cm. Hmotnost probandů se pohybovala mezi 55 kg a 90 kg, s mediánem 70 kg. Osm účastníků uvedlo, že průměrně za den ujdou cca 2-5 km, pět účastníků uvedlo 5-10 km a dva účastníci více než 10 km. Většina účastníků (11) chodí nejčastěji ve městě, dva účastníci uvedli jako nejčastější povrch přírodní a dva přibližně 50:50 přírodu a město. Co se týče případných vad nohou, čtyři účastníci udali plochonozí, ostatní žádné vady nohou neuvedli. Pět účastníků připustilo předchozí krátkou zkušenost s BF botami, deset účastníků s BF botami žádnou zkušenost nemělo. V subjektivních důvodech ohledně motivace k nošení BF bot převažoval zájem o zdraví nohou, případně vliv na chůzi a klenbu nohy, následovala pak víceméně zvědavost a zájem vyzkoušet něco nového. Ve třech případech se jako motivace objevila případná možnost ovlivnění bolesti zad a rovněž ve třech případech účastníci uvedli, že jim nevyhovují standardní úzké boty.

Během adaptace přibližně polovina probandů (8) uvedla zpočátku bolest v nohách a chodidlech. Dva probandi uvedli i bolest v lýtkách a dva udali zpočátku nepřirozený pocit při vnímání povrchu. Pouze jednoho probanda však nepříjemné pocity spojené s adaptací přiměly opakovaně přerušit nošení BF bot a nechat nohy „odpočinout“ v běžných botách.

Závěrem jsme zjišťovali skutečné využití BF bot. Osm probandů uvedlo, že BF botami zcela nahradili běžné boty, šest probandů nosilo většinu času BF boty a jen občas je nahradili běžnými botami, pouze jeden proband uvedl, že boty střídal. Dále jsme zjišťovali, zda v rámci adaptace probandi zařadili nějaký druh cvičení nohou, a případně jeho upřesnění. Čtyři probandi uvedli zařazení cvičení do adaptace. Jednalo se o samostatnou lehkou mobilizaci nebo senzomotorická cvičení s „ježečkem“. Důležitá pro nás byla i otázka subjektivního vnímání vlivu BF bot. Většina probandů uvedla jako pozitivní vliv snížení bolesti nohou a zlepšení stavu nožní klenby. Několik probandů cítí po adaptaci na BF boty lepší stabilitu, nebo alespoň lepší rovnovážné reakce v nerovném terénu. Téměř všichni se pak shodli na změně tvaru nohy ve smyslu rozšíření přednoží.

3.2.2 *Měřicí přístroje*

Měření probíhalo ve FN Motol na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství na měřicím 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 i několika minut, ale zároveň otisk není zkreslený pohybem pásu (Bulánová, 2016).

Měřicí systém Zebris FDM-T (Treadmill) má několik funkcí. Je možné s jeho pomocí analyzovat chůzi a stoj, nebo jej využít pro trénink chůze s možností korekce některých parametrů. K zařízení je rovněž možné připojit kamery, které snímají průběh chůze. Jako další možné přídavné zařízení je možné využít i povrchového EMG, které lze propojit se softwarem Zebris a získat tak kompletní informaci o timingu aktivace svalů během krokového cyklu (Zebris FDM 1.12: Software user manual, 2015).

Výsledky měření chůze či stoje se zaznamenávají do databáze, kde je následně možné je analyzovat z uloženého záznamu. Dále systém nabízí možnost vytisknout report analýzy. Výsledky jednotlivých měřených parametrů jsou vyhodnoceny na 5 stranách reportu pro chůzi, příp. na jednostránkovém reportu pro stoj.

3.2.3 *Průběh vyšetření*

U všech účastníků z obou skupin proběhla dvě měření parametrů stoje a chůze na měřícím systému Zebris FDM-T (Treadmill) ve FN Motol, a to s odstupem cca 6 měsíců mezi prvním a druhým měřením. V rámci prvního měření bylo provedeno rovněž orientační vyšetření rozsahů pohybu v kyčelních kloubech a aspekční vyšetření kolenních kloubů pro vyloučení případné rekurvace či deviace během chůze. Výsledky těchto orientačních vyšetření byly u všech probandů v normě a nevykazovaly žádné patologie.

Vyšetření chůze a stoje probíhalo naboso bez bot a ponožek. Při vyšetření parametrů stoje byli účastníci instruováni, aby setrvali v klidném stoji s pažemi volně spuštěnými podél těla a s pohledem přímo vpřed. Samotné měření trvalo 30 sekund. Poté byly ještě změřeny tytéž parametry za stejných podmínek, ale tentokrát ve stoji se zavřenýma očima. Délka měření byla rovněž 30 sekund. Při vyšetření chůze byli účastníci kvůli adaptaci nejprve vyzváni, aby po dobu několika minut šli danou rychlostí co možná pro ně nejpřirozenějším způsobem s pohledem přímo vpřed a pažemi volně pohybovali podél těla. Teprve poté bylo za stejných podmínek chůze spuštěno měření v délce 1 minuty.

Pro rychlost odvíjení chodníku, tedy rychlost chůze, jsme našli několik různých vzorců. Nakonec jsme využili 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 5,3 km/h pro výšku 186 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 nejvěrnější napodobení přirozené chůze, a proto bylo třeba těžiště přesunout dopředu. Toho bylo možné docílit právě vyšší rychlostí.

Před prvním měřením byli všichni účastníci požádáni o vyplnění dotazníku, ve kterém uvedli základní údaje pro zpracování statistických dat. Dotazník pro BF skupinu obsahoval navíc dotazy týkající se předchozí zkušenosti s BF botami a také dotaz na subjektivní motivace k přechodu na BF boty. Přibližně v polovině adaptační doby (tzn. cca po 3 měsících) byl BF skupině probandů zaslán emailem druhý dotazník pro zjištění možných komplikací či problémů s adaptací. Tento druhý dotazník vyplňovala pouze BF skupina. Při závěrečném měření byli opět všichni účastníci požádáni o vyplnění posledního dotazníku. Ten zjišťoval u obou skupin případné změny např. hmotnosti či pohybových zvyklostí. U BF skupiny navíc obsahoval dotazy ohledně subjektivních pocitů při adaptaci na BF boty. Vzory všech dotazníků přikládáme k nahlédnutí v přílohách č. 3-7.

3.2.4 *Sledované parametry*

Z naměřených parametrů chůze, kvantifikovaných v reportu ze systému Zebris, byly pro naši práci použity tyto:

„length of gait line“

„single support line“

„maximum pressure“

„time maximum force“

Porovnávané parametry stoje a stoje se zavřenýma očima se týkají tzv. centre of pressure (COP) a jsou to:

„95 % confidence ellipse area“

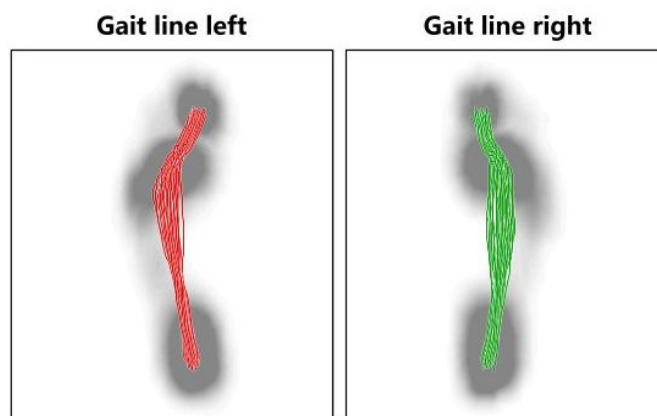
„minor axis“

„major axis“

Názvy parametrů jsou doslovně převzaté z anglické verze reportu měření. Uvádíme vysvětlení pojmů pro jejich správné pochopení a interpretaci včetně jejich zobrazení v reportu Zebris.



„Length of gait line“ udává číselně i graficky délku zatížení plosky nohy, a to od prvního kontaktu paty až po odraz palcem. Údaj je zvláště pro pravou a levou nohu. V našem výzkumu nás nezajímala absolutní hodnota, která se odvíjí i od délky chodidla a je proto pro každého člověka jiná, ale změna, která v tomto parametru nastala po adaptaci na barefoot boty. Zvýšení této hodnoty ukazuje na zlepšení, resp. snížení ukazuje na zhoršení zapojení plosky nohy v celé délce včetně zapojení palce a prstů do stejné fáze kroku, a tudíž zlepšení či zhoršení odvalu chodidla od podložky.

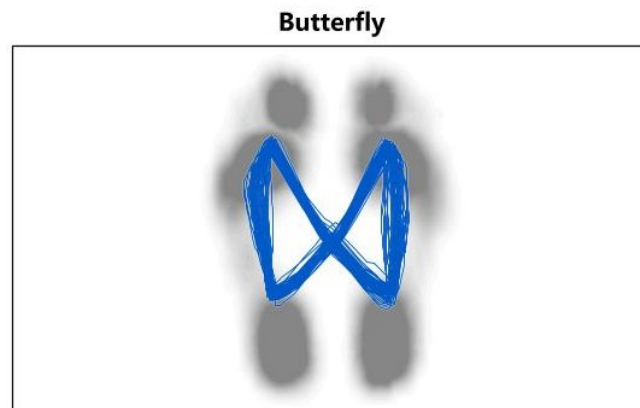
Length of gait line, mm	L	220,0±...		H	300 mm
	R	215,5±...		H	



Obrázek 4: Length of gait line

„Single support line“ je hodnota délky průmětu COP do podložky pouze v době zatížení jedné nohy, kdy druhá noha je ve švihové fázi kroku. V reportu je součástí tzv. „motýlka“, který graficky znázorňuje průmět COP v celé měřené době chůze. Lze z něj například vyčíst dynamickou stabilitu těla při chůzi a vychylování ve ventro-dorzálním i v latero-laterálním směru. Celý „motýlek“ bohužel není v reportu vyjádřen číselně, proto nelze přesně vyhodnotit rozdíly mezi jednotlivými měřeními.

Single support line, mm	L	131,2±...		H
	R	129,8±...		H





Obrázek 5: Single support line (motýlek)

Hodnota „Maximum pressure“ udává v Newtonech na cm^2 tlak do podložky ve třech zónách plosky nohy – na patě, středonoží a přednoží. Změna této hodnoty pak ukazuje na zvýšení, resp. snížení tlaku během různých fází krokového cyklu.

Maximum pressure, N/cm ²				
Forefoot	L	33,1±2,5		50 N/cm ²
	R	28,0±1,4		
Midfoot	L	13,9±3,2		
	R	12,8±2,9		
Heel	L	30,8±1,9		
	R	31,0±2,1		

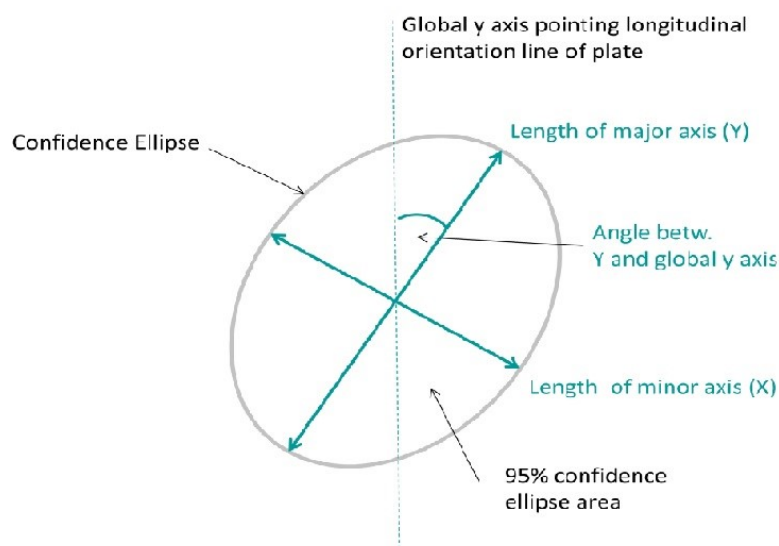
Obrázek 6: Maximum pressure

Hodnota parametru „Time maximum force“ je opět zvlášť pro každou zónu plosky nohy. Je udávána v procentech a říká nám, v kterém momentu stojné fáze došlo k nejvyššímu zatížení paty, středonoží a přednoží (resp. nejvyšší reakční síle podložky). Změna tohoto parametru pak může ukazovat například menší dorzální flexi v hlezenním kloubu při iniciálním kontaktu, a to při zvýšení tohoto parametru pro oblast paty.

Time maximum force, % of stance time				
Forefoot	L	74,8±2,5		100%
	R	75,8±2,6		
Midfoot	L	30,1±7,2		
	R	29,1±8,2		
Heel	L	12,1±2,9		
	R	13,2±2,6		

Obrázek 7: Time maximum force

Parametry pro stoj se všechny týkají průmětu COP do podložky. I při klidném stoji dochází k fyziologickým titubacím, které jsou pomocí CNS vyrovnávány. Během doby měření je trajektorie COP zaznamenávána. Graficky by se pak záznam trajektorie dal ohraničit více či méně pravidelnou elipsou, jejíž delší osa bývá v antero-posteriorním směru s různým úhlem vychýlení od středové osy. Kratší osa pak leží ve směru latero-laterálním. Parametr „95 % confidence ellipse area“ udává v mm² plochu zaujímající 95 % plochy této elipsy. Parametr „Minor axis“ udává v mm délku latero-laterální osy elipsy, „Major axis“ pak délku osy antero-posteriorní. Všechny tyto parametry nám dávají informaci o stabilitě těla ve stoji.



Obrázek 8: 95 % confidence ellipse area

(Převzato z: Zebris FDM 1.12: Software user manual. Textrelease R2. Isny im Allgäu: zebris Medical, 2015.)

3.2.5 Statistická analýza dat

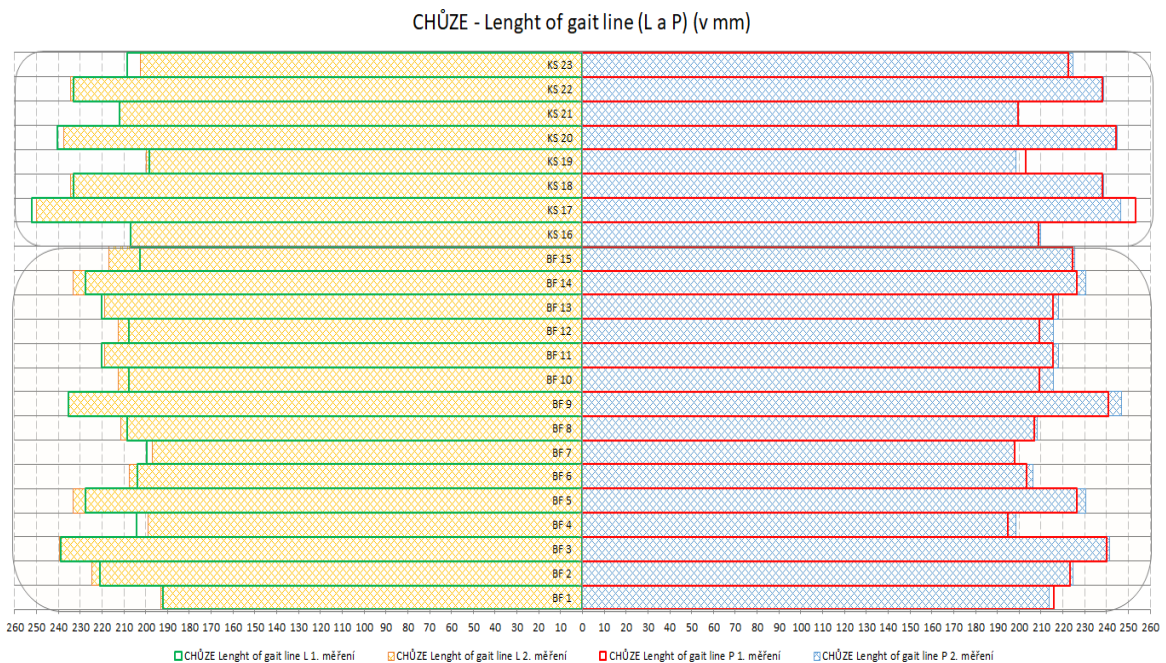
Statistická analýza byla zpracována odborníkem v programu Excel MS Office 2010. Pro všechny výpočty byl použitý párový t-test s předpokladem splnění všech požadavků k jeho využití. Hladina významnosti pak byla stanovena na běžně využívanou hodnotu 0,05.

3.3 Výsledky

3.3.1 *Ověření Hypotézy 1*

První hypotéza se týkala parametru „Lenght of gait line“ a v nulové variantě zněla: „Lenght of gait line“ u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Graf č. 1 zobrazuje výsledky prvního a druhého měření „Lenght of gait line“ pro probandy z BF i kontrolní skupiny (KS), vždy pro levou a pravou nohu zvlášť.



Graf 1: Lenght of gait line

Výsledky naměřené pro levé a pravé nohy působí na první pohled poměrně symetricky pro každého z probandů (v grafu tedy levá a pravá strana). Můžeme si také povšimnout, že rozdíl mezi prvním a druhým měřením je jen v jednom z případů vyšší než 10 mm (levá noha u probanda č. 15 (BF skupina) zaznamenala zvýšení hodnoty o 14,4 mm). Pokud se detailněji zaměříme na srovnání prvního a druhého měření, zjistíme, že při druhém měření byla naměřená vyšší hodnota pro levou nohu u 10 probandů z BF skupiny a pro pravou nohu u 13 probandů, naopak v kontrolní skupině to byly 3 vyšší hodnoty pro levou a 5 pro pravou nohu.

Výstup párového t-testu pro hodnoty délky kroku mezi prvním a druhým měřením pro Barefoot skupinu vidíme na obrázku č. 9:

Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (BF)			Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (kontrolní skupina)		
	Soubor 1	Soubor 2		Soubor 1	Soubor 2
Stř. hodnota	215,5	218,13	Stř. hodnota	224,45625	223,58125
Rozptyl	185,3744828	197,2118276	Rozptyl	367,3199583	361,0642917
Pozorování	30	30	Pozorování	16	16
Pears. korelace	0,966165777		Pears. korelace	0,989162184	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	29		Rozdíl	15	
t Stat	-3,976719133		t Stat	1,243618506	
P(T<=t) (1)	0,000213078		P(T<=t) (1)	0,116362909	
t krit (1)	1,699127027		t krit (1)	1,753050356	
P(T<=t) (2)	0,000426157		P(T<=t) (2)	0,232725817	
t krit (2)	2,045229642		t krit (2)	2,131449546	

Obrázek 9: Párový t-test, Length of gate line

Zatímco v případě BF skupiny zamítáme na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ nulovou hypotézu $H_0(1)$ a přijímáme tak alternativní hypotézu $H_1(1)$: „Length of gait line“ u BF skupiny se liší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot), v případě kontrolní skupiny přijímáme nulovou hypotézu o nerozdílnosti naměřených hodnot v prvním a druhém měření (hypotézy by zde měly podobu $H_0(1b)$: „Length of gait line“ se u kontrolní skupiny neliší při porovnání prvního a druhého měření a $H_0(1b)$: „Length of gait line“ se u kontrolní skupiny liší při porovnání prvního a druhého měření).

3.3.2 Ověření Hypotézy 2

Druhá hypotéza v nulové variantě zněla: „Single support line“ u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Graf č. 2 vyobrazuje hodnoty „Single support line“ prvního a druhého měření pro BF a kontrolní skupinu.



Graf 2: Single support line

Zatímco u probandů z BF skupiny došlo při druhém měření ve většině případů ke zvýšení hodnot (pro levou nohu ve 13 případech, pro pravou nohu v 8 případech), u probandů z kontrolní skupiny sledujeme zvýšení pouze ve dvou případech (shodně probandi č. 20 a 21).

Největší rozdíly mezi prvním a druhým měřením můžeme pozorovat u probanda č. 23 (kontrolní skupina), kdy u pravé nohy došlo k poklesu o 27,8 mm a u levé dokonce o 34,6 mm. Další výrazný pokles sledujeme u probanda č. 15 (BF skupina) u pravé nohy o 28,9 mm, u levé nohy v jeho případě došlo už k menšímu poklesu (o 8,7 mm). Ve všech ostatních případech byly změny mezi měřeními menší než 10,1 mm.

Pro posouzení odlišnosti hodnot obou měření u BF skupiny použijeme opět párový t-test (viz Obrázek 10).

Dvouvěbový párový t-test na střední hodnotu

	Soubor 1	Soubor 2
Stř. hodnota	134,5733333	135,6866667
Rozptyl	132,2302989	124,8791264
Pozorování	30	30
Pears. korelace	0,770015076	
Hyp. rozdíl stř. hodnot		0
Rozdíl		29
t Stat	-0,792465075	
P(T<=t) (1)	0,217262423	
t krit (1)	1,699127027	
P(T<=t) (2)	0,434524846	
t krit (2)	2,045229642	

Obrázek 10: Párový t-test, Single support line

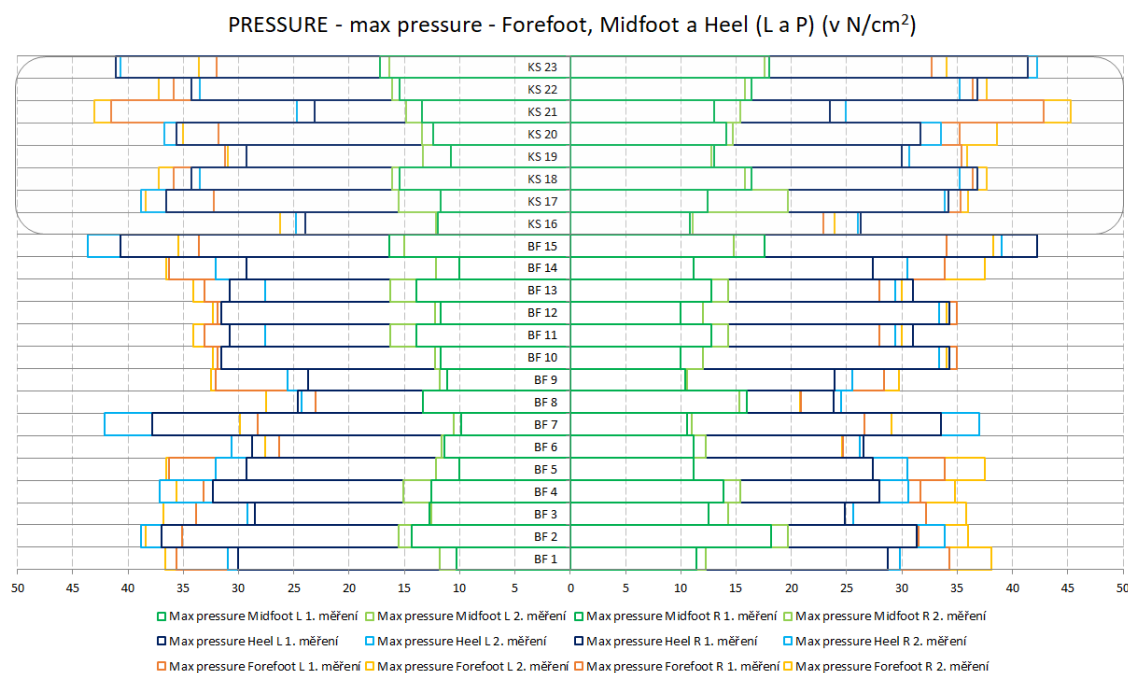
Na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ nezamítáme nulovou hypotézu $H_0(2)$: „Single support line“ u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

3.3.3 Ověření hypotézy 3

Další sledovanou skupinou parametrů byl „Maximum pressure“, a to jednotlivě pro přednoží (Forefoot), středonoží (Midfoot) a patu (Heel). Na rozdíl od předchozích parametrů zde sledujeme jeden parametr, avšak na různých částech chodidla. Z toho důvodu budeme ověřovat platnost pouze jedné hypotézy namísto tří dílčích.

Třetí hypotéza v nulové variantě zněla: „Maximum pressure“ u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Než přistoupíme k samotnému testování hypotézy, zaměříme se na výsledky našeho měření. Porovnání naměřených hodnot z prvního a druhého měření pro všechny tři měřené části (forefoot, midfoot a heel) vidíme na Grafu č. 3. I zde opět platí, že hodnoty zobrazené na levé straně patří levé noze a na pravé straně noze pravé. Jednotlivé měřené části dále probereme podrobněji na základě grafů zobrazených níže.

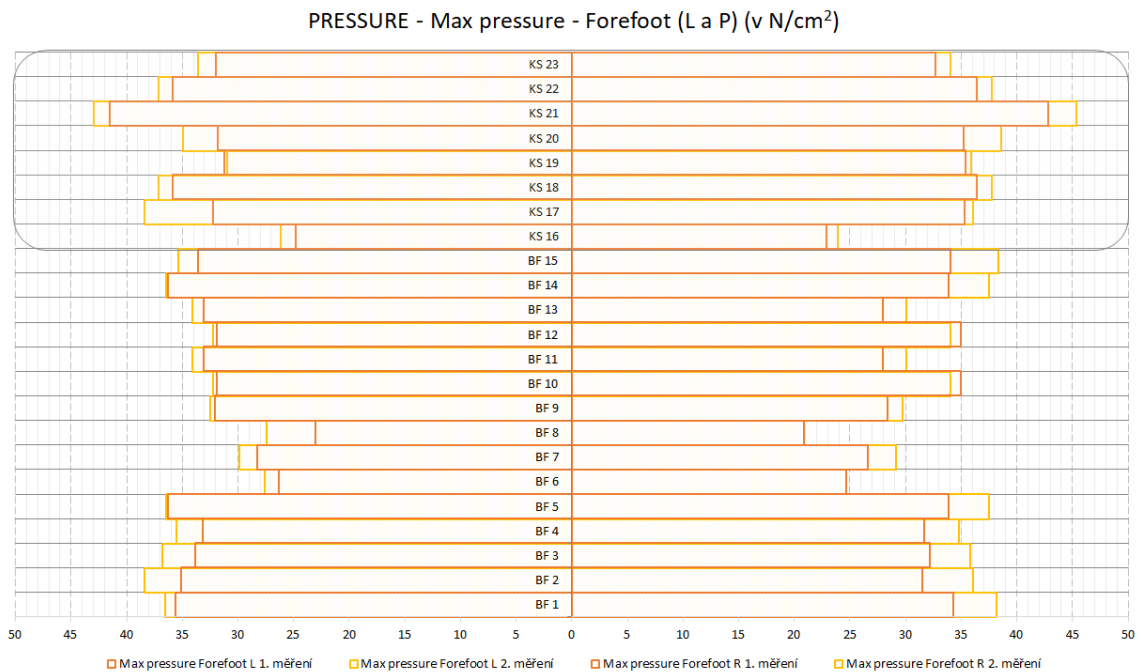


Graf 3: Maximum pressure - forefoot, midfoot, heel

Můžeme si tak všimnout, že například u probanda č. 23 (kontrolní skupina) byl naměřen výrazně vyšší „Maximum pressure“ pro patu, než pro přednoží, přičemž rozdíl u pravé a levé nohy není téměř znatelný. U probanda č. 7 (BF) jsou hodnoty pro patu rovněž vyšší, než pro přednoží, ovšem na levé noze je naměřený rozdíl vyšší než na pravé noze. U obou zmíněných probandů platí, že hodnoty obou měření (1. a 2.) pro patu a přednoží jsou vzájemně odlišné a jeden z ukazatelů tak skutečně vychází vyšší než druhý. Přestože u probanda č. 15 (BF) můžeme pozorovat obdobně vyšší hodnoty pro patu, než pro přednoží u levé nohy, u pravé nohy už rozdíl není tolik výrazný – hodnoty 2. měření Heel se už příliš neliší od 2. měření Forefoot.

Naopak výrazně nejvyšší rozdíl naměřených hodnot pro patu a přednoží, tentokrát ve prospěch přednoží, pozorujeme pro obě strany u probanda č. 21 (kontrolní skupina).

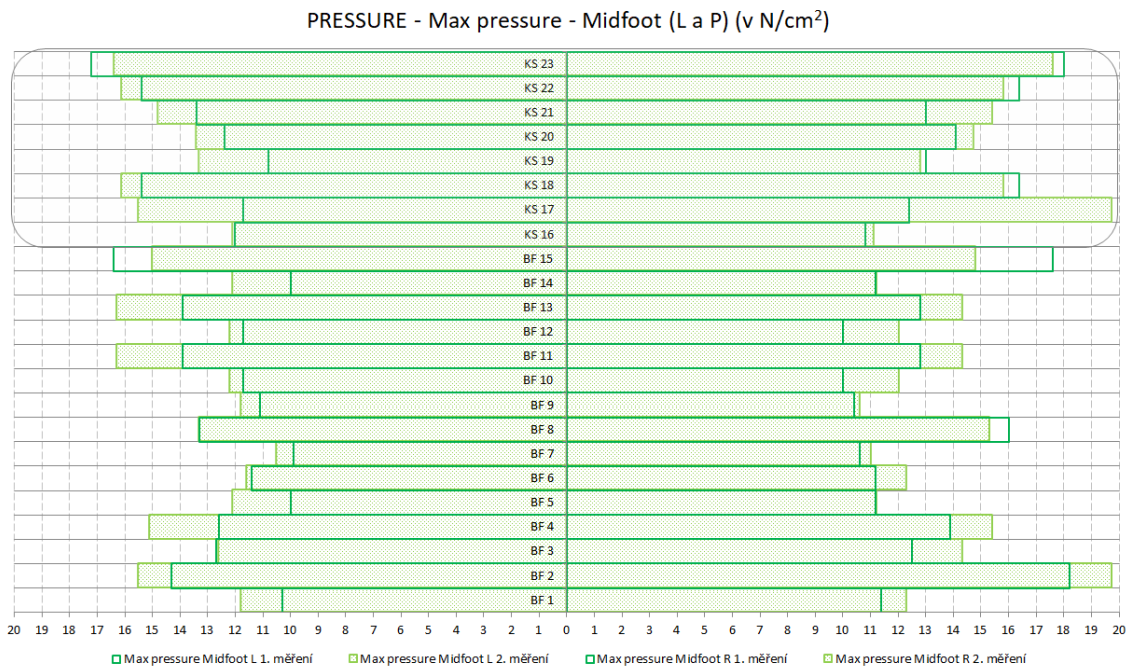
Graf č. 4 zobrazuje hodnoty pro „Maximum pressure - Forefoot“. Na první pohled si můžeme všimnout, že téměř ve všech případech bylo zaznamenáno zvýšení hodnot ve druhém měření oproti měření prvnímu. U BF skupiny jsou hodnoty pro levou nohu z druhého měření vyšší než hodnoty z prvního měření ve všech patnácti případech, u pravé nohy došlo ke snížení jen ve čtyřech případech (probandi č. 6, 8, 10 a 12), přičemž u dvou probandů je rozdíl hodnot pouze $0,1 \text{ N/cm}^2$ (č. 6 a 8). V případě kontrolní skupiny pozorujeme hodnoty z druhého měření také vyšší oproti prvnímu měření, vyjma jednoho případu (proband č. 19, levá noha). Absolutně nejvyšší rozdíl mezi měřeními $6,2 \text{ N/cm}^2$ byl naměřen u probanda č. 17 (kontrolní skupina, levá noha). U probandů z BF skupiny největší naměřený rozdíl činil $4,5 \text{ N/cm}^2$ (shodně proband č. 2, pravá noha a proband č. 8, levá noha).



Graf 4: Maximum pressure - Forefoot

U „Maximum pressure - Midfoot“ (Graf č. 5) také převažují vyšší hodnoty ve druhém měření oproti prvnímu měření, ovšem už v méně případech než pro Forefoot. U BF skupiny sledujeme nižší hodnoty v druhém měření ve dvou případech pro pravou (proband č. 3 a 15) i levou nohu (proband č. 8 a 15). V celkem třech případech byl naměřený rozdíl nulový (proband č. 8, levá noha, proband č. 5, pravá noha, proband č. 14, pravá noha). U kontrolní skupiny byl zaznamenán pokles na levé noze u jednoho probanda (č. 23) a na pravé noze u 4 probandů (č. 18, 19, 22 a 23).

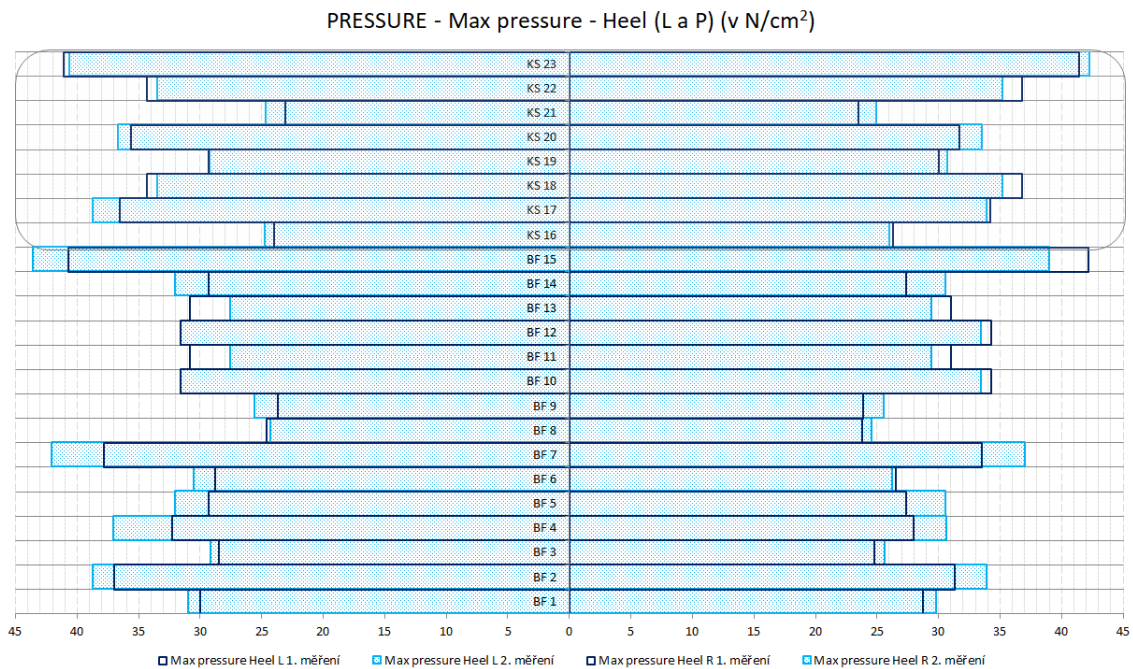
Absolutně největší rozdíly mezi měřeními sledujeme u pravé i levé nohy u probanda z kontrolní skupiny (v obou případech proband č. 17). Naměřené rozdíly mají hodnotu 3,8 N/cm² (levá noha) a 7,3 N/cm² (pravá noha).



Graf 5: Maximum pressure - Midfoot

Také v případě „Maximum pressure - Heel“ (Graf č. 6) převažují vyšší hodnoty v druhém měření oproti prvnímu měření, ovšem už ne tolik výrazně jako pro Forefoot a Midfoot. U BF skupiny byly naměřené hodnoty druhého měření v deseti případech vyšší než v měření prvním pro levou nohu a v devíti případech pro pravou nohu. V případě série měření provedené pro levé nohy byly hodnoty z obou měření dvakrát shodné (proband č. 10 a 12). U kontrolní skupiny mají hodnoty z druhého měření vyšší hodnotu vždy v polovině případů na levé i pravé noze (tedy 4 a 4), v jednom případě je rozdíl nulový (proband č. 19, levá noha).

Nejvyšší absolutní rozdíl byl naměřen u probandů v BF skupině, a to 4,8 N/cm² pro levou nohu (proband č. 4) a 3,5 N/cm² pro pravou nohu (proband č. 7).



Graf 6: Maximum pressure - Heel

Pro posouzení odlišnosti hodnot prvního a druhého měření u BF skupiny pro všechny tři „Maximum pressure“ ukazatele provedeme opět párový t-test (viz Obrázek 11). Na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ zamítáme nulovou hypotézu $H_0(3)$ a přijímáme tak alternativní hypotézu $H_1(3)$ *Maximum pressure u BF skupiny se liší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).*

Pro porovnání byl proveden párový t-test také pro hodnoty naměřené v prvním a druhém měření u kontrolní skupiny. Na základě výsledků (opět Obrázek 11) bychom zde rovněž zamítli nulovou hypotézu o shodě středních hodnot (hypotézu bychom zde formulovali ve znění *Maximum pressure u kontrolní skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření*) a přijali alternativní hypotézu (ta by zněla *Maximum pressure u kontrolní skupiny se liší při porovnání prvního a druhého měření*), opět pro hladinu významnosti $\alpha = 0,05$.

Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (BF)

	Soubor 1	Soubor 2
Stř. hodnota	24,77333333	25,98888889
Rozptyl	91,28489888	97,68257179
Pozorování	90	90
Pears. korelace	0,984346172	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	89	
t Stat	-6,587219648	
P(T<=t) (1)	1,52408E-09	
t krit (1)	1,662155326	
P(T<=t) (2)	3,04816E-09	
t krit (2)	1,9869787	

Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (kontrolní skupina)

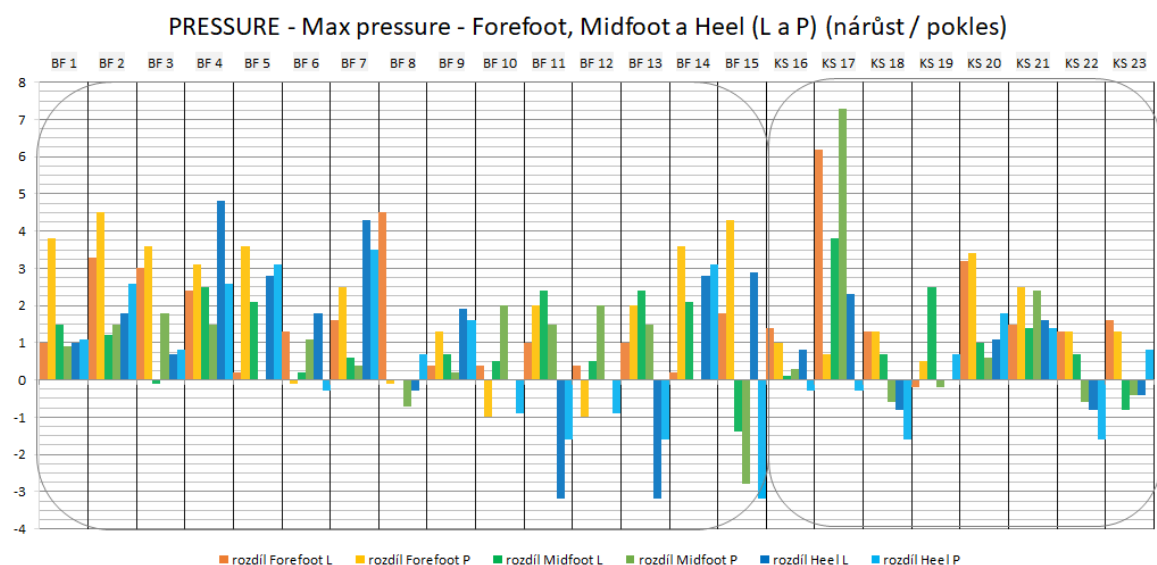
	Soubor 1	Soubor 2
Stř. hodnota	26,74375	27,81041667
Rozptyl	105,6208112	105,4881871
Pozorování	48	48
Pears. korelace	0,986157727	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	47	
t Stat	-4,323039556	
P(T<=t) (1)	3,96947E-05	
t krit (1)	1,677926722	
P(T<=t) (2)	7,93893E-05	
t krit (2)	2,011740514	

Obrázek 11: Párový t-test, Maximum pressure

Pro úplnost uvádíme ještě kompletní hodnoty rozdílů pro jednotlivé části nohy (zvlášť pro přednoží, středonoží a patu) s vyznačením snížených a nulových hodnot (tabulka 2) a také ve společném grafu č. 7:

	BF 1	BF 2	BF 3	BF 4	BF 5	BF 6	BF 7	BF 8	BF 9	BF 10	BF 11	BF 12	BF 13	BF 14	BF 15	KS 16	KS 17	KS 18	KS 19	KS 20	KS 21	KS 22	KS 23
rozdíl Forefoot L	1	3,3	3	2,4	0,2	1,3	1,6	4,5	0,4	0,4	1	0,4	1	0,2	1,8	1,4	6,2	1,3	0,2	3,2	1,5	1,3	1,6
rozdíl Forefoot P	3,8	4,5	3,6	3,1	3,6	0,1	2,5	0,1	1,3	-1	2	-1	2	3,6	4,3	1	0,7	1,3	0,5	3,4	2,5	1,3	1,3
rozdíl Midfoot L	1,5	1,2	0,1	2,5	2,1	0,2	0,6	0	0,7	0,5	2,4	0,5	2,4	2,1	1,4	0,1	3,8	0,7	2,5	1	1,4	0,7	-0,8
rozdíl Midfoot P	0,9	1,5	1,8	1,5	0	1,1	0,4	0,7	0,2	2	1,5	2	1,5	0	-2,8	0,3	7,3	0,6	0,2	0,6	2,4	0,6	-0,4
rozdíl Heel L	1	1,8	0,7	4,8	2,8	1,8	4,3	0,3	1,9	0	-3,2	0	-3,2	2,8	2,9	0,8	2,3	0,8	0	1,1	1,6	0,8	-0,4
rozdíl Heel P	1,1	2,6	0,8	2,6	3,1	0,3	3,5	0,7	1,6	-0,9	-1,6	-0,9	-1,6	3,1	-3,2	-0,3	-0,3	-1,6	0,7	1,8	1,4	-1,6	0,8

Tabulka 2: Absolutní hodnoty maximum pressure



Graf 7: Změny maximum pressure - forefoot, midfoot, heel

Pro posouzení odlišnosti hodnot prvního a druhého měření u BF skupiny pro jednotlivé parametry Maximum pressure provedeme opět párový t-test (viz Obrázek 12).

Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (Forefoot, BF)			Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (Midfoot, BF)			Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (Heel, BF)		
	Soubor 1	Soubor 2		Soubor 1	Soubor 2		Soubor 1	Soubor 2
Stř. hodnota	31,39	33,21	Stř. hodnota	12,4333333	13,3033333	Stř. hodnota	30,4966667	31,4533333
Rozptyl	16,2333448	18,7967931	Rozptyl	5,21264368	4,53067816	Rozptyl	22,0017126	25,1522299
Pozorování	30	30	Pozorování	30	30	Pozorování	30	30
Pears. korelace	0,92648247		Pears. korelace	0,85443293		Pears. korelace	0,90162915	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	29		Rozdíl	29		Rozdíl	29	
t Stat	-6,1094183		t Stat	-3,9727489		t Stat	-2,4083891	
P(T<=t) (1)	5,9013E-07		P(T<=t) (1)	0,00021539		P(T<=t) (1)	0,01130239	
t krit (1)	1,69912703		t krit (1)	1,69912703		t krit (1)	1,69912703	
P(T<=t) (2)	1,1803E-06		P(T<=t) (2)	0,00043077		P(T<=t) (2)	0,02260478	
t krit (2)	2,04522964		t krit (2)	2,04522964		t krit (2)	2,04522964	

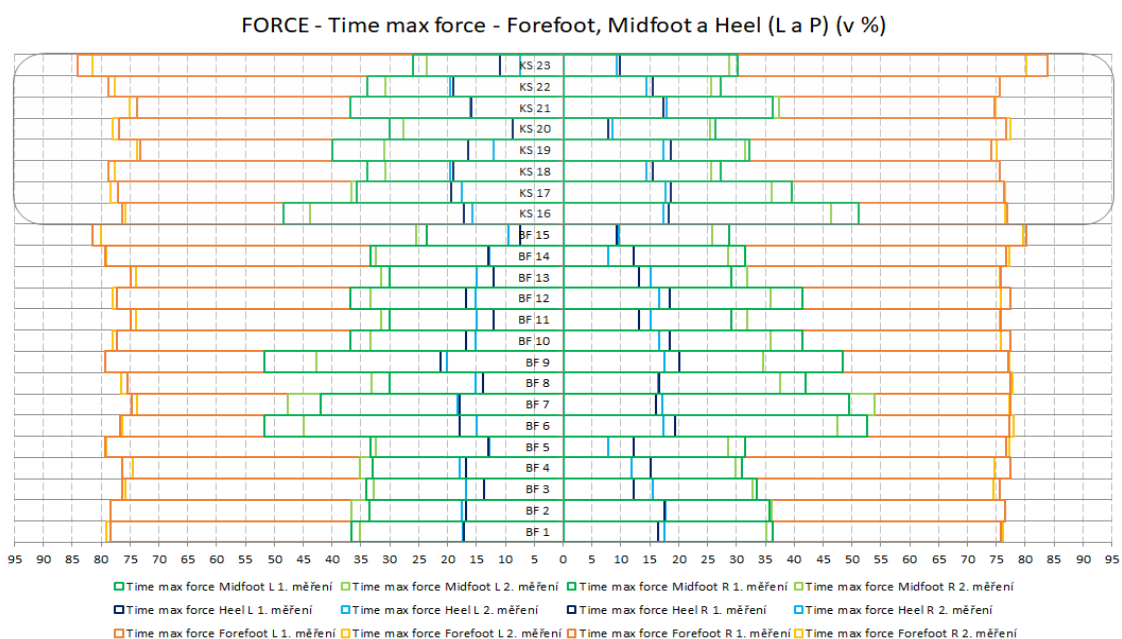
Obrázek 12: Párový t-test, Maximum pressure - Forefoot, Midfoot, Heel

3.3.4 Ověření hypotézy 4

Výsledky „Time maximum Force“ byly zpracovány obdobně jako u „Maximum pressure“ v předchozí části, opět jednotlivě pro přednoží, středonoží a patu. I zde stanovíme jednu hypotézu pro ověření.

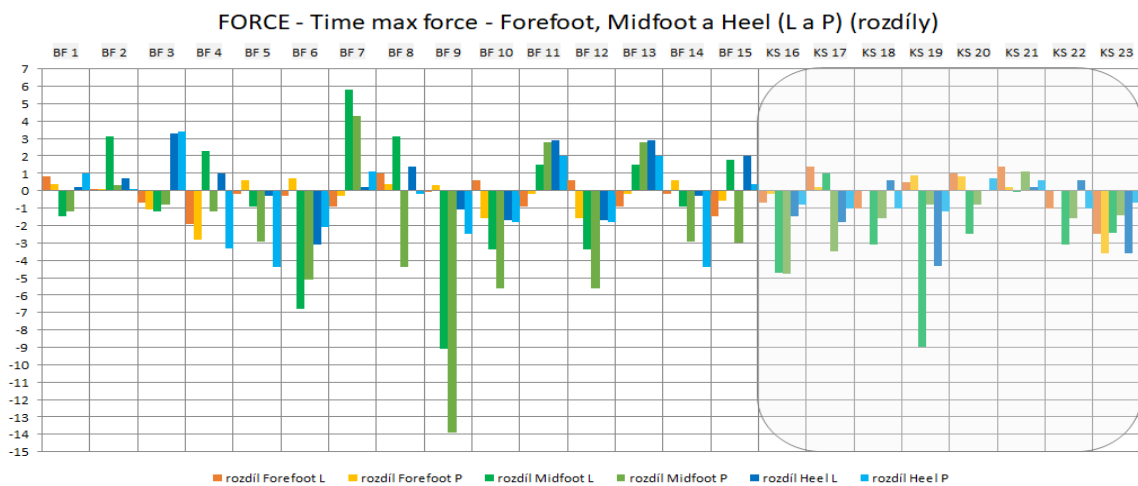
Čtvrtá hypotéza v nulové variantě zněla: „Time maximum force“ u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Naměřené hodnoty prvního a druhého měření, vždy pro přednoží, středonoží a patu zobrazuje Graf č. 8. Platí zde shodné označení barev a stran pro jednotlivá měření jako u Maximum pressure – dvojice odstínů barev (zelená, modrá, oranžová) zobrazují 1. a 2. měření – tmavší barva vždy pro 1. měření a světlejší pro 2. měření.



Graf 8: Time maximum force - Forefoot, Midfoot, Heel

Absolutní rozdíly mezi naměřenými hodnotami znázorňuje Graf č. 9. Pro každého probanda můžeme pozorovat rozdíl mezi měřeními, zvláště pro každou ze tří částí (přednoží, středonoží a patu) a také pro levou i pravou nohu. Kladné hodnoty znamenají, že naměřené výsledky ve druhém měření dosahují vyšších hodnot, záporné naopak znamenají, že v druhém měření byly naměřeny nižší hodnoty než v prvním měření.



Graf 9: Změny time maximum force - forefoot, midfoot, heel

Z celkových 138 dvojic měření můžeme pozorovat v 54 případech vyšší hodnoty v druhém měření (29 pro levou nohu a 25 pro pravou nohu), v 81 případech vyšší hodnoty v první měření (39 pro levou nohu a 42 pro pravou nohu) a ve 3 případech nulový rozdíl mezi měřeními (1 případ pro levou nohu a 2 pro pravou nohu).

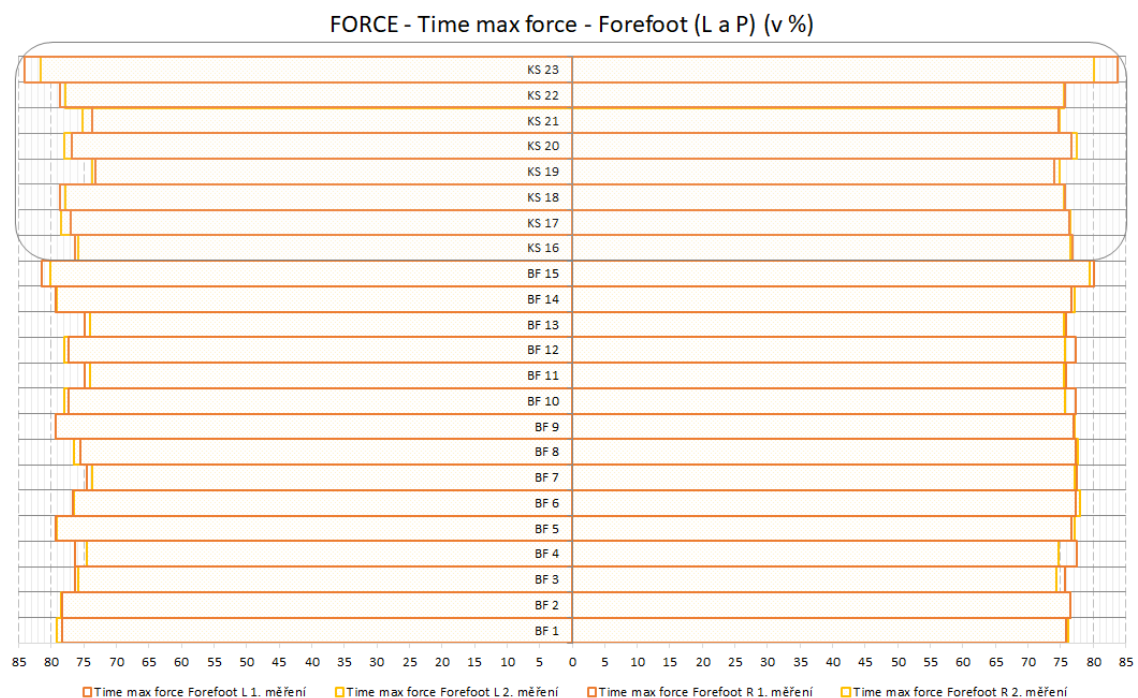
Nejvyšší rozdíly mezi měřeními zaznamenal proband č. 9 (BF) pro středonoží – rozdíl činil 9,1 procentního bodu u levé nohy a 13,9 u pravé nohy, v obou případech byly hodnoty z prvního měření vyšší než z měření druhého. Při pohledu na Graf 9 si můžeme všimnout, že to je právě část Midfoot, u které byly naměřeny největší absolutní rozdíly mezi jednotlivými měřeními.

Jednotlivé části chodidla a příslušná měření zobrazují grafy níže. Graf č. 10 se zaměřuje na přednoží, Graf č. 11 na středonoží a Graf č. 12 na patu. Vždy můžeme pozorovat hodnoty pro levou nohu na levé straně, a naopak pro pravou hodnotu na pravé straně grafu.

Graf č. 10 z této trojice grafů vykazuje pro všechny probandy vzájemně nejvíce podobné hodnoty. Zatímco nejnižší naměřená hodnota činí 73,2 (proband č. 19, kontrolní

skupina, levá noha), nejvyšší naměřenou hodnotou bylo 84 (proband č. 23, kontrolní skupina, levá noha). Nejvyšší rozdíl mezi prvním a druhým měřením pozorujeme u probanda č. 23 (kontrolní skupina) – pro pravou i levou nohu byly hodnoty z prvního měření vyšší než z měření druhého (u levé nohy o 2,5 procentního bodu, u pravé nohy o 3,6 procentního bodu).

Pro část Forefoot byly hodnoty z prvního měření vyšší než hodnoty druhého měření u BF skupiny v 18 případech, u kontrolní skupiny v 6 případech. Ve 12 případech byly u BF skupiny naměřeny vyšší hodnoty v druhém měření, u kontrolní skupiny to bylo v 8 případech (u kontrolní skupiny byly dvakrát naměřeny shodné hodnoty v prvním a druhém měření). Ve více než polovině případů u BF došlo k poklesu naměřených hodnot u Forefoot, u kontrolní skupiny došlo přesně v polovině případů k nárůstu hodnot.

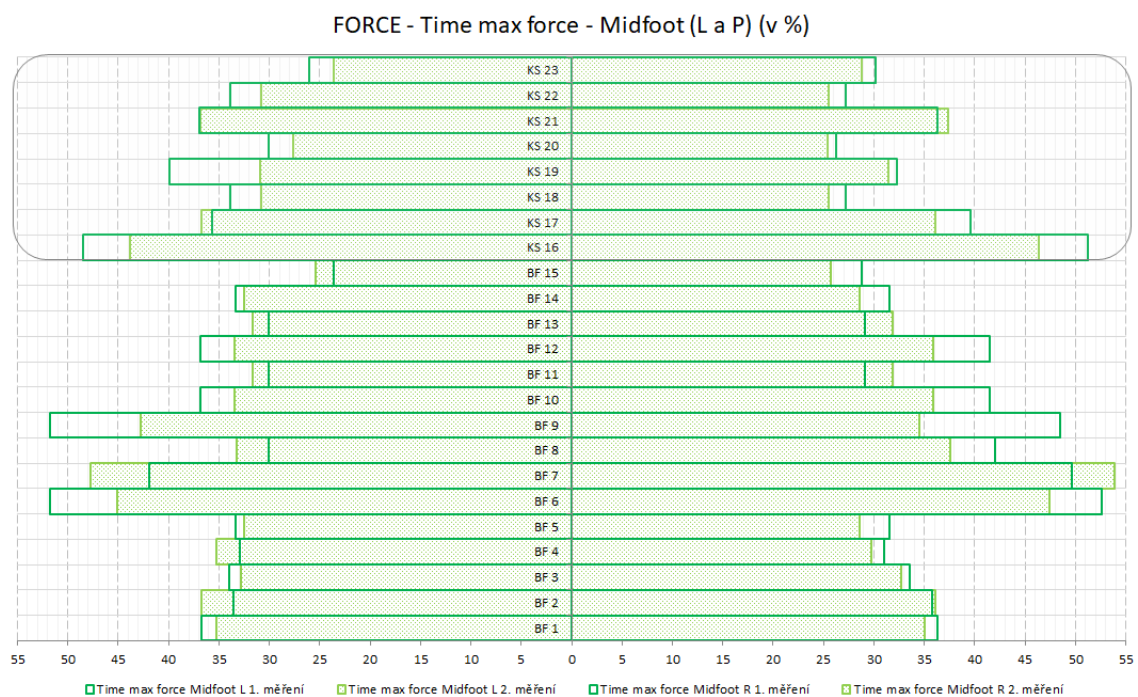


Graf 10: Time maximum force - Forefoot

Jak už bylo zmíněno výše, u části Midfoot jsou rozdíly mezi prvním a druhým měřením výraznější než pro části Forefoot a Heel. Naměřené hodnoty podrobněji znázorňuje Graf č. 11.

U části Midfoot převládají vyšší hodnoty z prvního měření, a to v celkem 19 případech u BF skupiny a 14 u kontrolní skupiny. Pouze tedy ve 13 případech u BF a 2 u kontrolní skupiny došlo v druhém měření ke zvýšení hodnot.

Celkově nejnižší hodnota pro Midfoot 23,6 % byla naměřena hned dvakrát, a to při prvním měření u probanda č. 15 (BF, levá noha) a při druhém měření u probanda č. 23 (kontrolní skupina, levá noha). Naopak nejvyšší naměřenou hodnotou u Midfoot měření bylo 53,9 %, tuto hodnotu můžeme pozorovat u probanda č. 7 při druhém měření (BF, pravá noha). Právě proband č. 7 zaznamenal nejvyšší nárůst hodnot mezi měřeními (5,8 procentního bodu pro levou nohu a 4,3 procentního bodu pro pravou nohu).

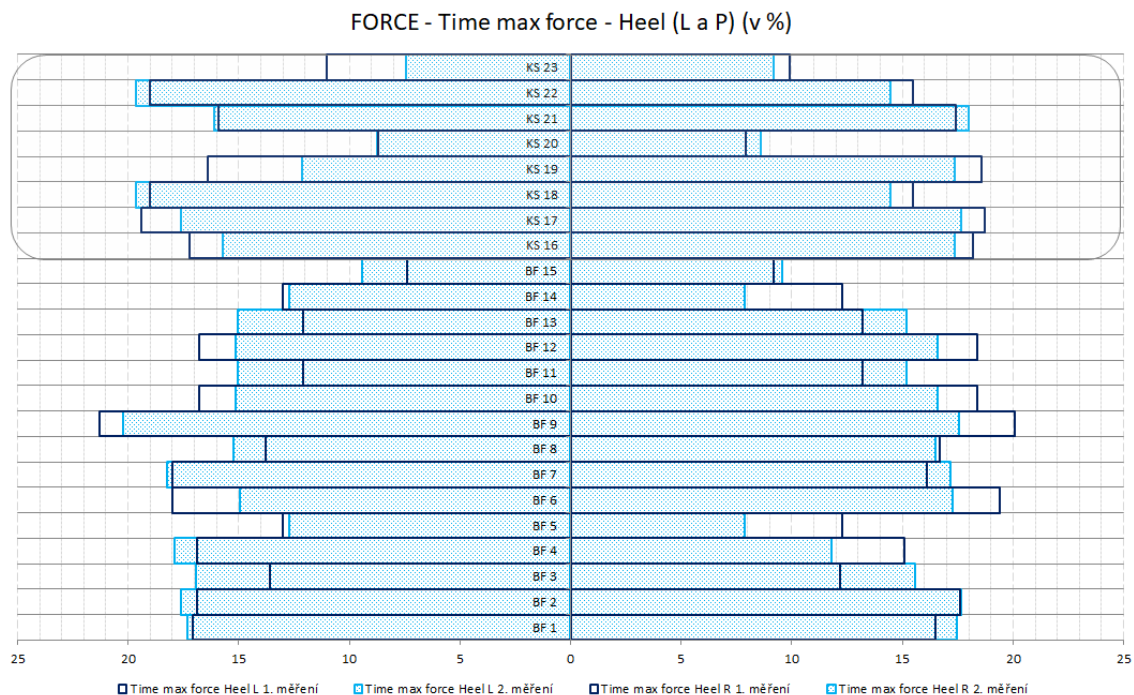


Graf 11: Time maximum force - Midfoot

Pro část Heel pozorujeme rovněž výraznější rozdíly mezi prvním a druhým měřením, viz Graf č. 12. V celkem 16 případech došlo u BF skupiny k nárůstu hodnot v druhém měření (9 případů na levé noze a 7 na noze pravé), ve zbylých 14 případech došlo k poklesu (6 případů na levé noze a 8 na noze pravé). U kontrolní skupiny byl celkem pětkrát naměřen nárůst hodnot, desetkrát pokles a jednou došlo k nulovému rozdílu mezi měřeními.

U probanda č. 9 (BF) pozorujeme nejvyšší naměřenou hodnotu na levé i pravé noze (21,3 % pro levou a 20,1 % pro pravou, oboje první měření). Právě u tohoto probanda se pohybovaly naměřené hodnoty pro část Midfoot rovněž mezi nejvyššími.

Naopak nejnižší hodnota 7,4 % byla naměřena dvakrát, a to v obou případech u levé nohy u probandů č. 15 (BF, první měření) a č. 23 (kontrolní skupina, druhé měření). U těchto probandů byly naměřeny nejnižší hodnoty také pro část Midfoot.



Graf 12: Time maximum force - Heel

Pro posouzení statistické významnosti odlišnosti hodnot z obou měření použijeme i zde párový t-test stejně jako v předchozích zkoumaných kategoriích chůze (opět předpokládáme dodržení všech předpokladů pro přistoupení k testu). Výstup testů pro každou část chodidla zvlášť můžeme sledovat na Obrázku 13. Ve všech třech případech leží hodnota statistiky v kritickém oboru (v každém dílčím testu platí $|t_{Stat}| < t_{krit}(2)$), a tedy nezamítáme dílčí nulové hypotézy o rovnosti středních hodnot (na hladině významnosti $\alpha = 0,05$). Na základě provedených párových t-testů tedy potvrzujeme platnost nulové hypotézy z úvodu části Time maximum Force ve znění $H_0(4)$: *Time maximum Force u BF skupiny se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).*

Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (Forefoot, BF)			Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (Midfoot, BF)			Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (Heel, BF)		
	Soubor 1	Soubor 2		Soubor 1	Soubor 2		Soubor 1	Soubor 2
Stř. hodnota	77,146667	76,82	Stř. hodnota	36,64	35,156667	Stř. hodnota	15,25	15,113333
Rozptyl	2,6053333	3,3168276	Rozptyl	60,256276	41,575644	Rozptyl	10,484655	9,7046437
Pozorování	30	30	Pozorování	30	30	Pozorování	30	30
Pears. korelace	0,8638423		Pears. korelace	0,8373597		Pears. korelace	0,7611282	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	29		Rozdíl	29		Rozdíl	29	
t Stat	1,9482651		t Stat	1,9144953		t Stat	0,3404585	
P(T<=t) (1)	0,0305597		P(T<=t) (1)	0,0327348		P(T<=t) (1)	0,3679826	
t krit (1)	1,699127		t krit (1)	1,699127		t krit (1)	1,699127	
P(T<=t) (2)	0,0611194		P(T<=t) (2)	0,0654696		P(T<=t) (2)	0,7359653	
t krit (2)	2,0452296		t krit (2)	2,0452296		t krit (2)	2,0452296	

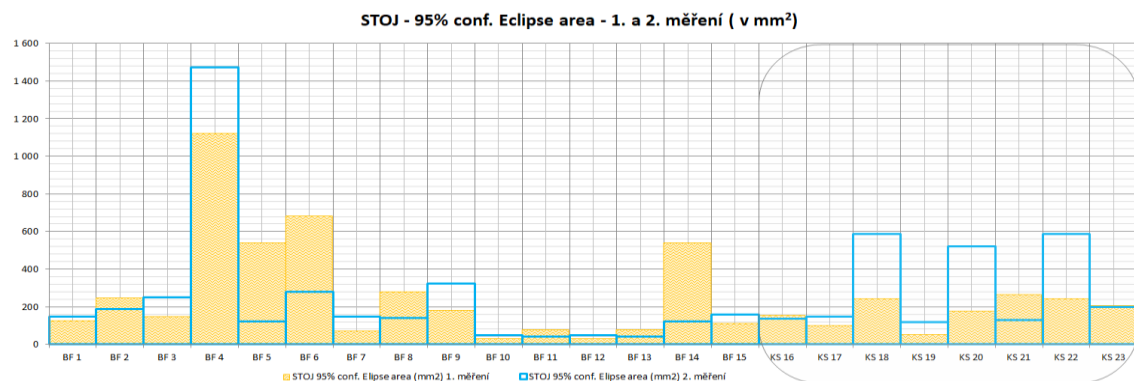
Obrázek 13: Párový t-test, Time maximum force - forefoot, midfoot, heel

3.3.5 Ověření hypotézy 5

Posledním zkoumaným parametrem byl stoj, u kterého byly měřeny 3 ukazatele stability, a to vždy ve dvou variantách – s otevřenými a zavřenými očima. Měření se zaměřilo na hodnotu „95 % confidence ellipse area“, „major axis“ a „minor axis“.

Pátá hypotéza v nulové variantě zněla: Hodnoty parametrů stoje se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Naměřené hodnoty měření „95 % confidence ellipse area“ znázorňuje Graf č. 13, kde žlutou barvou jsou označeny výsledky prvního měření a modrou obrysovou pak výsledky druhého měření. U BF skupiny byl zaznamenán v 8 případech nárůst měřené hodnoty, v 7 případech došlo k poklesu. U kontrolní skupiny došlo k nárůstu v 5 případech a k poklesu ve 3 případech.



Graf 13: 95 % confidence ellipse area - stoj

Pro posouzení statistické významnosti rozdílu mezi měřeními bychom přistoupili opět k párovému t-testu. Na základě výsledků testu pro BF, viz Obrázek 14, bychom na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ v tomto případě nezamítli nulovou hypotézu. Zde by měla znění *Hodnoty „95 % confidence ellipse area“ se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).*

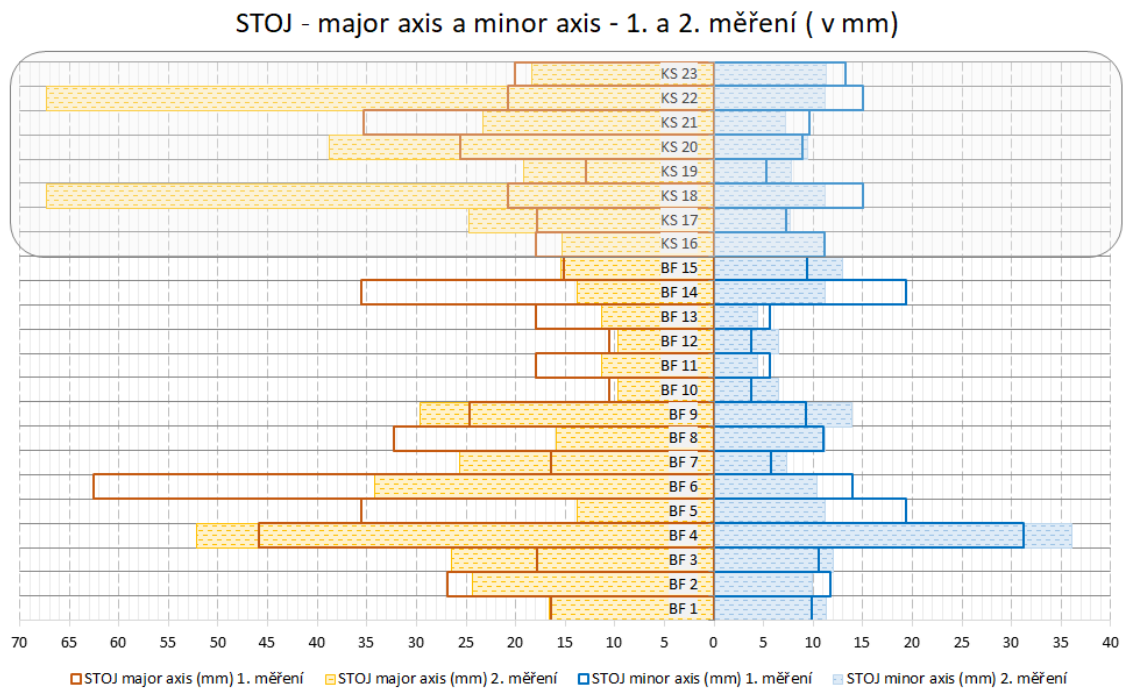
Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu
(95% conf. Ellipse area, BF)

	Soubor 1	Soubor 2
Stř. hodnota	285,067	235,333
Rozptyl	95531,5	124849
Pozorování	15	15
Pears. korelace	0,79163	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	14	
t Stat	0,88404	
P(T<=t) (1)	0,1958	
t krit (1)	1,76131	
P(T<=t) (2)	0,3916	
t krit (2)	2,14479	

Obrázek 14: Párový t-test, 95 % confidence ellipse area - stoj

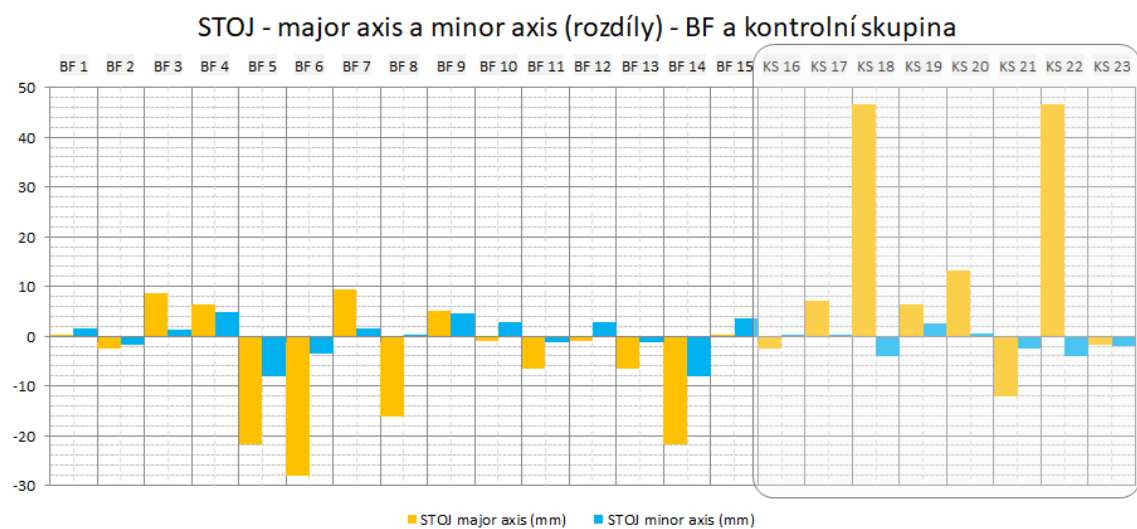
Dále byla měřena délka os vychýlení COP během stoje, „major axis“ a „minor axis“. Výsledky měření vidíme na Grafu č. 14, kde na levé straně jsou zobrazeny hodnoty „major axis“ a na pravé straně „minor axis“.

U BF skupiny došlo k poklesu naměřených hodnot devětkrát u „major axis“ a šestkrát u „minor axis“. Platí, že u všech šesti probandů, kteří zaznamenali pokles hodnot „minor axis“, došlo současně také poklesu hodnot „major axis“ (probandi č. 2, 5, 6, 11, 13 a 14). Naopak tedy k nárůstu hodnot došlo v šesti případech u „major axis“ a v devíti případech u „minor axis“. U kontrolní skupiny zaznamenali pokles hodnot 3 probandi u „major axis“ (u zbývajících 5 probandů došlo k nárůstu hodnot) a 4 probandi u „minor axis“ (u zbývajících 4 probandů došlo k nárůstu hodnot).



Graf 14: Major axis, minor axis - stoj

Absolutní rozdíly mezi měřeními můžeme sledovat na Grafu č. 15; kladné hodnoty značí nárůst hodnot v druhém měření oproti měření prvnímu, záporné naopak pokles hodnot.



Graf 15: Změny major axis a minor axis

Významnost rozdílů v měřeních bychom posuzovali opět pomocí párového t-testu, zvláště pro „major axis“ a zvláště pro „minor axis“. Výsledky párových testů pro BF skupinu vidíme na Obrázku 8. Nulové hypotézy by zde zněly *Hodnoty „major axis“ se významně neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot)*, respektive *Hodnoty „minor axis“ se významně neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot)*. Ani v jednom případě by na sledovaném vzorku BF probandů nedošlo k zamítnutí nulových hypotéz (pro hladinu významnosti $\alpha = 0,05$).

Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (major axis, BF)			Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (minor axis, BF)		
	Soubor 1	Soubor 2		Soubor 1	Soubor 2
Stř. hodnota	25,76667	20,73333	Stř. hodnota	11,33333	11,26667
Rozptyl	208,891	135,9367	Rozptyl	53,58524	55,72667
Pozorování	15	15	Pozorování	15	15
Pears. korelace	0,610993		Pears. korelace	0,851132	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	14		Rozdíl	14	
t Stat	1,653999		t Stat	0,063971	
P(T<=t) (1)	0,060183		P(T<=t) (1)	0,474949	
t krit (1)	1,76131		t krit (1)	1,76131	
P(T<=t) (2)	0,120366		P(T<=t) (2)	0,949898	
t krit (2)	2,144787		t krit (2)	2,144787	

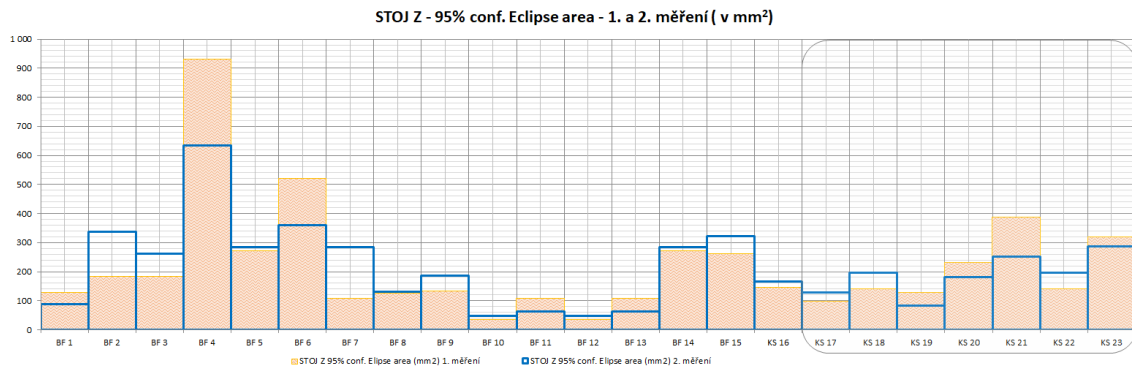
Obrázek 15: Párový t-test, major axis a minor axis

3.3.6 Ověření hypotézy 6

Podobně jako stoj s otevřenými očima rozebereme také výsledky stoje se zavřenými očima. Parametry jsou stejné jako u stoje s otevřenými očima, jen označeny písmenem Z.

Šestá hypotéza v nulové variantě zněla: Hodnoty parametrů stoje se zavřenými očima se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).

Výsledky měření „95 % confidence ellipse area Z“ vidíme na Grafu č. 16 (stejně jako v případě stoje s otevřenými očima je plnou barvou zobrazeno první měření a obrysovou modrou druhé měření). U BF skupiny pozorujeme nárůst hodnot v 10 případech, pokles tedy jen v 5 případech. U kontrolní skupiny došlo k nárůstu v polovině případů (4 probandi).



Graf 16: 95 % confidence ellipse area - stoj se zavřenýma očima

Pokud bychom přistoupili k párovému t-testu, získáme výstup z Obrázku 9. Nulovou hypotézu bychom na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ ani v případě stoje se zavřenýma očima nezamítli. Obdobně jako v případě stoje s otevřenýma očima by zde zněla *Hodnoty „95 % confidence ellipse area Z“ se neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot).*

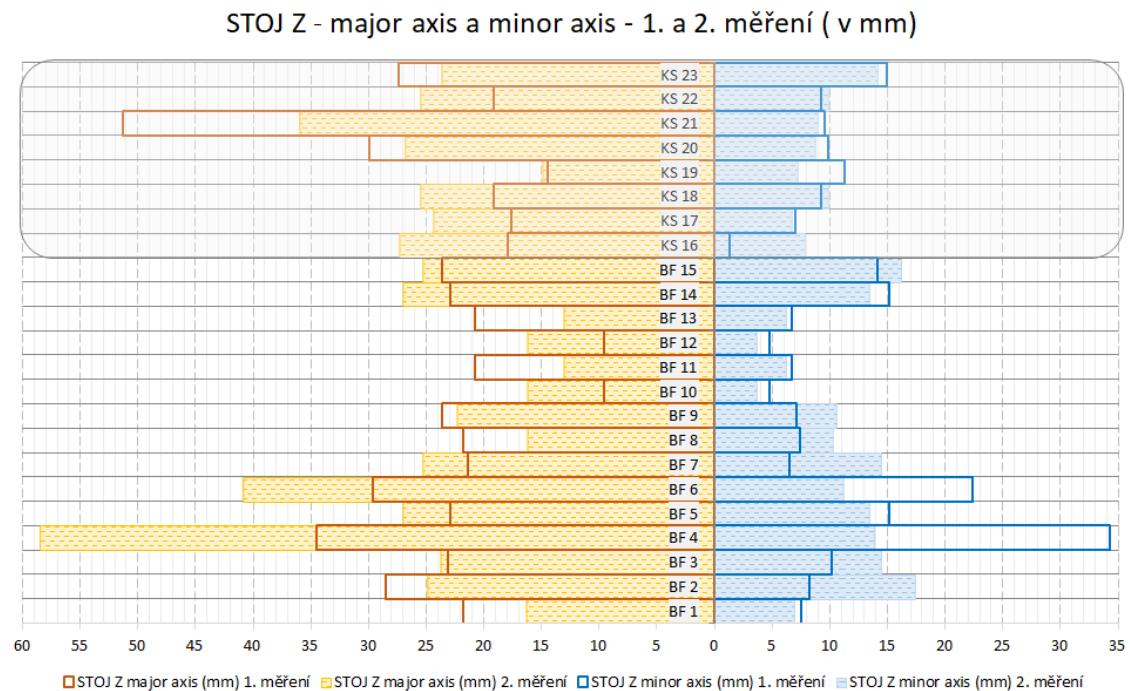
Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu
(95% conf. Elipse area Z, BF)

	Soubor 1	Soubor 2
Stř. hodnota	227,2667	226,2667
Rozptyl	52448,92	26046,5
Pozorování	15	15
Pears. korelace	0,880845	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	14	
t Stat	0,03348	
P(T<=t) (1)	0,486882	
t krit (1)	1,76131	
P(T<=t) (2)	0,973764	
t krit (2)	2,144787	

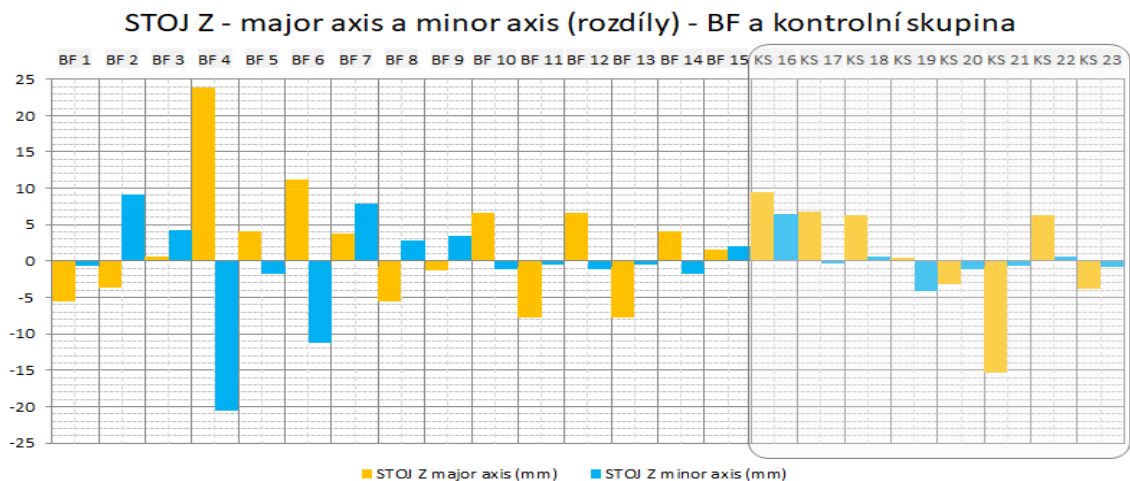
Obrázek 16: Párový t-test, 95 % confidence ellipse area - stoj se zavřenýma očima

Na následující dvojici grafů můžeme pozorovat výsledky měření délky os vychýlení COP ve stoji se zavřenýma očima (major axis Z a minor axis Z), viz Graf č. 17, a absolutní rozdíly mezi těmito měřeními, viz Graf č. 18. Znázorněné hodnoty a barevné rozložení se řídí stejnými pravidly jako v případě stoje s otevřenýma očima (tedy Graf č. 17 zobrazuje na levé straně hodnoty „major axis“ a na pravé straně „minor axis“;

u Grafu č. 18 kladné hodnoty znamenají nárůst hodnot mezi prvním a druhým měřením, záporné hodnoty pak značí pokles).



Graf 17: Major axis, minor axis - stoj se zavřenýma očima



Graf 18: Změny major axis a minor axis - stoj se zavřenýma očima

U „major axis Z“ došlo v šesti případech k poklesu hodnot, u „minor axis Z“ tomu bylo tak dokonce devětkrát. Celkem u tří probandů z BF skupiny došlo ke zlepšení stability u obou parametrů (probandi č. 1, 11 a 13), a naopak u tří probandů došlo ke

zhoršení stability u obou parametrů (probandi č. 3, 7 a 15). Zbývajících 9 probandů zaznamenalo vždy zhoršení jednoho parametru a zlepšení parametru druhého.

Při porovnání hodnot BF stoje se zavřenýma očima se stojem s otevřenýma očima si můžeme všimnout, že pro „major“ i „minor axis“ jsou rozdíly v měřeních zcela opačné – pro „major axis“ s otevřenýma očima pozorujeme zlepšení v 9 případech, zatímco se zavřenýma očima pozorujeme zhoršení v 9 případech; a zároveň pro „minor axis“ s otevřenýma očima bylo zaznamenáno zhoršení v 9 případech, zatímco se zavřenýma očima to bylo zlepšení v 9 případech.

U kontrolní skupiny v případě „major axis Z“ pozorujeme nárůst hodnot u pěti probandů (u stoje s otevřenýma očima tomu tak bylo u shodného počtu probandů, nikoli však u totožných probandů), u „minor axis Z“ došlo k nárůstu u tří probandů (u stoje s otevřenýma očima tomu tak bylo u čtyř probandů).

Zatímco u stoje s otevřenýma očima došlo k největším rozdílům mezi měřeními u probandů z kontrolní skupiny (proband č. 18 a 22, viz Graf č. 15), u stoje se zavřenýma očima největší absolutní rozdíl mezi oběma měřeními zaznamenal proband č. 4 z BF skupiny (viz Graf č. 18).

Pro posouzení významnosti rozdílů mezi měřeními předpokládejme opět provedení párového t-testu, opět zvlášť pro „major axis Z“ a zvlášť pro „minor axis Z“ (viz Obrázek 17). Ani zde by na základě toho testu na sledovaném vzorku BF probandů pro hladinu významnosti $\alpha = 0,05$ nedošlo k zamítnutí nulových hypotéz. Jejich znění by bylo shodné jako pro stoj s otevřenýma očima, tedy *Hodnoty „major axis Z“ se významně neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot)*, respektive *Hodnoty „minor axis Z“ se významně neliší při porovnání prvního a druhého měření (před a po nošení barefoot bot)*.

Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (major axis Z, BF)			Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu (minor axis Z, BF)		
	Soubor 1	Soubor 2	Soubor 1	Soubor 2	
Stř. hodnota	22,3	24,35333	11,40667	10,78667	
Rozptyl	40,97857	140,8598	64,1621	19,99695	
Pozorování	15	15	15	15	
Pears. korelace	0,740636		0,437492		
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		0		
Rozdíl	14		14		
t Stat	-0,955308		0,330407		
P(T<=t) (1)	0,177814		0,372993		
t krit (1)	1,76131		1,76131		
P(T<=t) (2)	0,355628		0,745985		
t krit (2)	2,144787		2,144787		

Obrázek 17: Párový t-test, major axis, minor axis - stoj se zavřenýma očima

4 DISKUZE

Cílem naší práce bylo zjistit, zda vůbec a případně nakolik ovlivní přechod na barefoot boty vybrané parametry chůze. Měření jsme prováděli na pohyblivém pásu plantografické plošiny měřicího systému Zebris FDM-T (Treadmill) německé firmy Zebris Medical GmbH ve FN Motol. Měření proběhlo u každého probanda dvakrát v odstupe cca šesti měsíců. Pro každého probanda byla nastavena rychlost odvíjení pásu spočítaná na základě jeho tělesné výšky. V prvním i druhém měření byla nastavena stejná rychlost pro objektivní porovnatelnost výsledků. Výzkumu se zúčastnily dvě skupiny osob. Účastníci v BF (barefoot) skupině po prvním měření na cca šest měsíců vyměnili své běžné boty v co možná největší míře za barefoot boty. Kontrolní skupina pokračovala dál v nošení bot, na které byli zvyklí. V BF skupině bylo 15 probandů, v kontrolní skupině 8. Relativně malý počet probandů mohl zkreslit statistické výsledky. I tak lze ale z našeho měření vysledovat určitý trend, který by se mohl stát podkladem pro další výzkumy.

Prvním hodnoceným parametrem byl „length of gate line“, který udává zatížení plosky nohy od prvního kontaktu paty až po odraz palcem. Z našeho měření vyšla statisticky významná změna této hodnoty u BF skupiny, na rozdíl od skupiny kontrolní, kde se změna neprojevila. Z uvedených výsledků je možné usuzovat na to, že nošení barefoot bot významně přispívá ke zlepšení odvalu chodidla od podložky a k plnému využití délky chodidla ve stejné fázi kroku. Lze předpokládat prodloužení této linie ventrálním směrem, a tudíž lepší zapojení prstů, a především palce do odrazu. Zlepšení odrazu prsty a palcem by korespondovalo s výsledky studií Curtise (2019) a Ridge (2018), kteří ve svých výzkumech potvrdili zvýšení síly flexorů prstů na základě chůze v barefoot botách. Efekt posílení těchto svalů se projeví v chůzi právě zapojením prstů a palce do předšvihové fáze krokového cyklu. Zapojení prstů a palce je rovněž v barefoot botách podpořeno tvarem přední části boty, který by měl respektovat přirozený anatomický tvar přednoží a prstů a ponechat jim prostor pro neomezený pohyb.

Pomocí parametru „single support line“ jsme sledovali délku průmětu COP pouze v době opory o jednu DK, zatímco druhá DK se nachází ve švihové fázi krokového cyklu. Zatímco v případě předchozího parametru „length of gait line“ se u naměřených hodnot u BF skupiny projevíly statisticky významné změny, v případě parametru „single support line“ nemělo nošení barefoot bot na jeho délku prokazatelný vliv. Statisticky významná změna se neprojevila ani v naměřených hodnotách u BF skupiny ani u skupiny kontrolní. V našem případě, kdy byla rychlost chůze stejná u prvního i druhého měření, by pak

naměřené hodnoty ukazovaly na to, že v rámci krokového cyklu se doba švihové fáze kroku, a tudíž i doba opory o jednu DK nezměnila, neboť „single support line“ zůstala na podobných hodnotách. Pokud ovšem došlo k významnému prodloužení „length of gait line“, znamenalo by to relativní prodloužení doby opory o obě DKK. Díky delší době opory o obě DKK, lze předpokládat, že oproti chůzi v běžných botách bude chůze v barefoot botách stabilnější. Toto naše zjištění by odpovídalo výsledkům výzkumu Cudejka (2019), ale zároveň by bylo v rozporu s výsledky studie Broscheida (2016). Broscheid (2016) však do své studie zahrnul pouze starší probandy s průměrným věkem 66 let, kdežto v případě Cudejkova (2019) výzkumu byli probandi v průměru o 11 let mladší. Mohlo by to tedy znamenat, že i věk má na adaptaci na barefoot boty významný vliv. Stabilitu v chůzi lze reportu z přístroje Zebris vyčíst z tzv. motýlka. Ten graficky znázorňuje průmět COP během celého měřeného časového úseku. Čím je zobrazená linie užší, tím je chůze více symetrická, a tudíž stabilnější. Tento parametr však není v reportu kvantifikován čili nelze objektivně porovnat rozdíl mezi prvním a druhým měřením. V příloze č.8 uvádíme porovnání grafických záznamů pro představu, jak se nošením barefoot bot stabilita chůze změnila.

Třetím sledovaným parametrem byla hodnota „maximum pressure“, která udává tlak vyvíjený ploškou nohy na podložku. Tento parametr byl změřen na třech částech plosky, zvláště pro přednoží, středonoží a patu. A i přesto, že jsme z kapacitních důvodů zahrnuli všechny tři části do jedné hypotézy, vyhodnocení výsledků proběhlo také pro každou část zvláště. Naším předpokladem bylo, že po adaptaci na barefoot boty dojde ke snížení tlaku na oblast paty a zároveň zvýšení tlaku v oblasti přednoží. Tento předpoklad vychází z faktu, že barefoot boty postrádají jakékoli odpružení či změkčení v oblasti paty (Bowman, 2016), což by mělo vést k vyšší plantární flexi chodidla v okamžiku úderu patou, a tudíž ke snížení síly tohoto nárazu. Zároveň barefoot boty umožňují posílení flexorů prstů, jak ukazují studie Holowky (2018), Campitelliho (2016) nebo Ridge (2018), a tím i jejich zapojení do odrazu. Z výsledků našeho měření vyplynulo, že k signifikantnímu nárůstu „maximum pressure“ došlo u všech třech částí chodidla. Největší změna ve smyslu zvýšení hodnoty byla skutečně zaznamenána u oblasti přednoží. K nárůstu hodnoty „maximum pressure“ u přednoží došlo v drtivé většině případů. Pokud porovnáváme vždy zvláště levou a pravou nohu, pak pouze ve čtyřech případech ze třiceti (pro BF skupinu) byl zaznamenán lehký pokles hodnoty. V oblasti paty byl v celkovém hodnocení také zaznamenán nárůst tlaku, ovšem už ne tak významně, jako u oblasti přednoží. Jak je patrné z tabulky č. 2, u oblasti paty se zvýšil poměr

klesajících hodnot mezi jednotlivými probandy. Statisticky významný rozdíl se však u parametru „maximum pressure“ objevil i v kontrolní skupině. Otázkou tedy zůstává, zda ke změnám dochází skutečně na základě adaptace na barefoot boty.

Dalším parametrem, který jsme sledovali, byl „time maximum force“. Ten udává dobu nejvyšší naměřené reakční síly podložky opět zvláště pro přednoží, středonoží a patu. Hodnota je udávána v procentech doby stejné fáze kroku. Naším předpokladem bylo, že v případě adaptace na barefoot boty by mělo dojít ke zvýšení této hodnoty u oblasti paty, a naopak ke snížení v oblasti středonoží. U přednoží jsme výrazný rozdíl neočekávali. Náš předpoklad opět vycházel z faktu, že barefoot boty mají pouze tenkou podrážku bez jakéhokoli zvednutí paty, a tudíž vedou k menší dorzální flexi v hlezenním kloubu v okamžiku úderu patou. To by mělo vést k pozdějšímu maximálnímu zatížení paty, než je první kontakt s podložkou. Zároveň při větší plantární flexi by maximální zatížení středonoží mělo nastat v rámci stejné fáze kroku naopak dříve. V našem výzkumu u nadpoloviční většiny měření skutečně došlo ke snížení hodnoty pro oblast středonoží, a naopak ke zvýšení hodnoty pro oblast paty. Podle našich předpokladů pro oblast přednoží se hodnoty téměř nezměnily. Otázkou zůstává, proč se podobné změny opět vyskytly i v kontrolní skupině. Zkusili jsme porovnat obě skupiny také mocí Cohenova d čísla. Výsledky pro parametr „time maximum force“ jsou uvedeny v následující tabulce:

	Forefoot		Midfoot		Heel	
	BF	Kontrol	BF	Kontrol	BF	Kontrol
Směrodatná odchylka	0,90	1,32	4,17	2,41	2,16	1,40
Průměr	-0,33	-0,16	-1,48	-2,33	-0,14	-0,89
SD pooled	1,13		3,41		1,82	
Cohenovo d	0,14		-0,25		-0,41	

Tabulka 3: Cohenovo d pro "time maximum force"

Z vypočtených Cohenových d čísel je zřejmé, že ani u jedné části nohy se nevyskytla signifikantní věcná významnost změny, protože všechny hodnoty Cohenova d vyšly nižší než 0,5. Možným praktickým vysvětlením změny i u kontrolní skupiny by mohl být fakt, že všechna měření pro obě skupiny probíhala naboso. Při chůzi bez bot totiž i člověk, který není na bosou chůzi zvyklý, automaticky alespoň částečně přizpůsobí pokládání chodidla na podložku, aby předešel nepříjemným pocitům spojeným s prudkým úderem

paty nebo zatížení jednotlivých částí nohy. Tomuto jevu by se dalo zabránit tím, že po adaptaci by BF skupina na měření použila barefoot boty a kontrolní skupina svoje běžné boty.

Kromě chůze jsme se v našem výzkumu věnovali také parametrům stoje, a to konkrétně těm parametrům, které se týkají stability. Chtěli jsme získat odpověď na otázku, zda se adaptace na barefoot boty projeví ve stabilitě těla v prostém stoji a ve stoji se zavřenýma očima. K těmto předpokladům nás vedly výsledky výzkumů, které ukazovaly posílení krátkých svalů nohy (Curtis, 2019; Holowka, 2018; Campitelli, 2016; Ridge, 2018) a jejich vliv na posturální stabilitu (Kelly, 2012; Anzai, 2014; Cudejko, 2019). Měření parametrů prostého stoje a stoje se zavřenýma očima probíhalo rovněž na plantografické plošině Zebris u každého probanda dvakrát v časovém odstupu cca 6 měsíců. Z každého měření byly hodnoceny tři parametry – „95 % confidence ellipse area“, „major axis“ a „minor axis“. Jak je podrobněji popsáno v textu výše, všechny tři parametry popisují vychylování COP během 30 sekund průběhu měření.

U stoje s otevřenýma očima se nepodařilo statisticky prokázat signifikantní rozdíl mezi hodnotami prvního a druhého měření. U parametru „95 % confidence ellipse area“ došlo u BF skupiny k nárůstu hodnoty u 8 probandů, k poklesu hodnoty pak jen u 7 probandů. Podobný výsledek v počtu nárůstu a poklesu hodnoty lze najít i u kontrolní skupiny, kde k nárůstu hodnoty došlo u 5 probandů, k poklesu pak u 3 probandů. Pokud se ale pozorně podíváme na Graf č. 13, můžeme si všimnout, že zatímco u BF skupiny se výraznější nárůst vyskytl jen v jednom případě, u kontrolní skupiny to bylo u třech případech z pěti. Podobný trend pak můžeme vidět i u výsledků měření „major a minor axis“. Projevuje se především u hodnot „major axis“, kde došlo k poklesu naměřené hodnoty u devíti probandů v BF skupině. Zkrácení osy „major axis“ by znamenalo zvýšení stability stoje v antero-posteriorním směru. Naopak u hodnoty „minor axis“, která udává vychylování COP v latero-laterálním směru, byl zaznamenán pokles u šesti probandů, u devíti naopak nárůst. Zajímavý je fakt, že u všech šesti probandů, u kterých se vyskytl pokles hodnoty „minor axis“ byl zaznamenán i pokles hodnoty „major axis“. Lze tedy říci, že u těchto šesti probandů došlo v důsledku adaptace na barefoot boty ke zlepšení stability stoje v antero-posteriorním i latero-laterálním směru. U všech těchto šesti probandů došlo navíc i ke snížení hodnoty „95 % confidence ellipse area“. I přesto, že se nepodařilo statisticky prokázat zlepšení stability stoje po adaptaci na barefoot boty, je tento trend z naměřených hodnot zřejmý. Pro posouzení tohoto trendu uvádíme opět tabulky s průměrnými naměřenými hodnotami a tabulku s výpočtem Cohenova d:

	1.měření	2.měření	Rozdíl	Rozdíl v %
95 % conf. Elipse area (mm ²)	285,1	235,3	-49,7	-17,4 %
Minor axis (mm)	11,3	11,3	-0,1	-0,6 %
Major axis (mm)	25,8	20,7	-5,0	-19,5 %

Tabulka 4: Průměrné hodnoty stoje pro BF skupinu

	1.měření	2.měření	Rozdíl	Rozdíl v %
95 % conf. elipse area (mm ²)	167,2	273,2	106,0	63,4 %
Minor axis (mm)	9,5	9,0	-0,5	-5,2 %
Major axis (mm)	21,7	31,5	9,8	44,9 %

Tabulka 5: Průměrné hodnoty stoje pro kontrolní skupinu

	95 % conf. elipse area		Minor axis		Major axis	
	BF	Kontrol	BF	Kontrol	BF	Kontrol
Směrodatná odchylka	210,49	180,17	3,90	2,16	11,39	20,69
Průměr	-49,73	120,88	-0,07	-1,1	-5,03	12,94
SD pooled	195,92		3,15		16,70	
Cohenovo d	0,87		-0,33		1,08	

Tabulka 6: Cohenovo d pro parametry stoje

Z výpočtu Cohenova d pro parametry stoje je zřejmé, že zatímco u parametru „minor axis“ se vyskytla jen malá věcná významnost změny (Cohenovo d < 0,5), u parametrů „95 % confidence elipse area“ a „major axis“ je tato věcná významnost již signifikantní (Cohenovo d > 0,8). U parametru „major axis“ je tato hodnota dokonce vyšší než 1,0.

U stoje se zavřenýma očima jsme porovnávali stejné parametry jako u stoje s očima otevřenýma. Ani v tomto případě jsme nezaznamenali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením. Celkově lze u stoje se zavřenýma očima předpokládat zhoršení stability díky vyloučení zrakové kontroly, která u člověka hraje velmi významnou roli. V našem výzkumu nás zajímalo, zda adaptace na barefoot boty bude ovlivňovat stabilitu stoje díky očekávané zvýšené síle krátkých svalů nohy a očekávanému zlepšenému vnímání povrchu ploškami nohou. V případě parametru „95 % confidence elipse area“ se předpoklad zlepšení stability nepotvrdil. Dokonce ve dvou třetinách případů v BF skupině došlo ke zhoršení tohoto parametru. U kontrolní

skupiny to byla polovina případů. Parametry „major a minor axis“ vykázaly přesně opačný trend než u stoje s otevřenými očima. Zatímco u stoje s otevřenými očima došlo ke snížení těchto os, a tudíž ke zlepšení parametrů stability u devíti případů pro „major axis“ a šesti případů pro „minor axis“, ve stoji se zavřenými očima jsou výsledky přesně opačné, ke snížení parametru „major axis“ došlo v šesti případech a „minor axis“ v devíti případech. Jen ve třech případech došlo ke snížení obou hodnot, na rozdíl od stoje s otevřenými očima, kde toto snížení nastalo v šesti případech. Ve třech případech došlo při stoji se zavřenými očima dokonce k nárůstu obou hodnot. U většiny probandů pak došlo ke snížení jedné a zároveň zvýšení druhé hodnoty. U kontrolní skupiny pak byla četnost změn podobná jako u stoje s otevřenými očima. Z naměřených výsledků tedy vyplývá, že při vyloučení zrakové kontroly nemá adaptace na barefoot boty velký vliv na stabilitu. Otázkou zůstává, proč dochází k alespoň částečnému zlepšení stability při zrakové kontrole, ale bez zrakové kontroly je zlepšení minimální. Možným vysvětlením by mohla být doba adaptace. Pokud po 6 měsících je viditelné (i když stále ne statisticky významné) zlepšení ve stabilitě s otevřenými očima, je možné, že pro náročnější podmínky by bylo třeba delší adaptační doby. Další možné vysvětlení by reflektovalo potřebu většího zapojení jiných posturálních systémů do řízení stability při vyloučení zrakové kontroly. Vzhledem k tomu, že adaptací na barefoot boty ovlivníme pouze jeden z těchto systémů, nemusí se to v celkové stabilitě se zavřenými očima dostatečně projevit.

V dotaznících jsme zjišťovali i subjektivní pocity a změny probandů BF skupiny. Jedna z těchto změn se projevila ještě mimo dotazník při druhém měření. Necelá polovina (sedm) probandů při druhém měření projevila horší toleranci původní rychlosti, která se jim při prvním měření zdála přijatelná. Z důvodu objektivního porovnání výsledků jsme však do výzkumu a statistiky zahrnuli hodnoty parametrů v původní rychlosti. Pro zajímavost jsme nechali tyto probandy, aby si vybrali svoji komfortní rychlost chůze. Ukázalo se, že jejich adaptace na barefoot boty snížila rychlost jejich komfortní chůze o 0,5 – 1 km/h.

V dotazníku pak mezi subjektivními pocity převažoval ústup bolestí nohou a zad, zlepšení nožní klenby a zlepšení vnímavosti chodidel k povrchu. Většina probandů se shodla na příjemném pocitu z prostoru pro prsty a palec a návratu postavení prstů do přirozeného tvaru. Pouze u několika probandů se objevil negativní názor, že už pravděpodobně nikdy neobují své původní běžné boty. Jednalo se však spíše o jakýsi

„povzdech“ většinou u žen. Nadpoloviční většina probandů uvedla, že během adaptace na barefoot boty navýšili vzdálenost, kterou chodí pěšky. Čtrnáct probandů uvedlo, že si chůzi v barefoot botách oblíbili natolik, že v ní rozhodně chtějí pokračovat, a z toho deset probandů jimi zcela nahradí běžné boty. Pouze u jednoho probanda se objevily bolesti plosek nohou, které jej přinutili barefoot boty střídat s běžnými botami. Tento proband také v závěru uvedl, že v nošení barefoot bot sice pokračovat bude, ale bude je i nadále střídat s běžnými botami.

Převážně pozitivní subjektivní pocity jsou samozřejmě z velké části ovlivněné faktem, že do studie byli zařazeni dobrovolníci, kteří výměnu běžných bot za barefoot boty plánovali a rozhodli se pro ni dobrovolně.

V úvodu práce jsme si dále položili otázku, zda a případně komu nošení barefoot bot doporučit. Z výsledků dříve proběhlých studií i z výsledků našeho výzkumu jsme došli k názoru, že barefoot boty je možné doporučit bez omezení všem mladým zdravým lidem, kteří o to projeví zájem. Nošení těchto bot může zdravým lidem pomoci v lepším odvinu chodidla od podložky, případně stabilitě ve stoji, jak ukázak náš průzkum. Rovněž může dojít k posílení krátkých svalů nohy, jak ukazují studie Cutrise (2019), Holowky (2018), Campitelliho (2016) a Ridge (2018). Bylo by však dobré nastavit postupnou dobu adaptace, kdy lze s barefoot botami začít nejprve na měkkém povrchu, např. v přírodě, zpočátku je střídat s běžnými botami, a postupně navyšovat jednak čas v barefoot botách strávený a jednak náročnost, tedy tvrdost, povrchu (Lewitová, 2016; Pročková, 2016). V případě zájmu o běh v barefoot botách by bylo třeba doporučit ještě delší dobu adaptace, v ideálním případě se o způsobu běhu poradit s někým, kdo má s během v barefoot botách nebo naboso zkušenosti. Rozhodně nelze doporučit pořídit si barefoot boty a začít v nich běhat okamžitě a bez přípravy. Jako smysluplné pro přechod na barefoot boty se jeví také cvičení nohou ve formě automobilizací drobných kloubů nohy a protahování a uvolňování krátkých svalů nohy (Pročková, 2016).

Co se týče využití barefoot bot jako doplňku rehabilitační léčby, jsme na základě dostupných informací přesvědčeni, že by bylo možné je využít u problémů s plochonožím a vbočenými palci. U obou těchto diagnóz lze však barefoot boty doporučit pouze v případě, že se jedná jen o funkční problém a zatím nedošlo ke strukturálním změnám. K tomuto názoru nás rovněž vedou výsledky studií Holowky (2018) a Campitelliho (2016), kteří potvrdili význam nošení barefoot bot na posílení krátkých svalů nohy,

a to především m. abductor hallucis. I v těchto případech je ovšem nutné dodržet jakési schéma adaptace a případné potíže konzultovat s lékařem či fyzioterapeutem.

Jsou však diagnózy, a to se strukturálními i funkčními změnami, u kterých nošení barefoot bot nelze v žádném případě doporučit. Jedná se například o polyneuropatie dolních končetin, kdy by snížená senzitivita mohla vést i ke zranění. To vyplývá již se samotné stavby barefoot bot, které svou tenkou podrážkou umožňují lepší vnímání povrchu a „uchopování“ terénu (Bowmann, 2017; Lewitová, 2016; Pročková, 2016). Pokud má ovšem pacient sníženou citlivost DKK vystavuje se tak nebezpečí neideálního došlapu a tím buď zranění přímo plosky nohy např. ostrým předmětem, nebo ztráty rovnováhy a následného pádu. To znamená zvýšenou obezřetnost například u pacientů s diabetem, u kterých se může polyneuropatie DKK rozvinout. U strukturálních změn nebo po operacích velkých kloubů dolních končetin či páteře by bylo vždy třeba vysoce individuálního přístupu. Pokud by pacient měl vážný zájem o nošení barefoot bot, bylo by třeba zvážit dobu uběhlou od případné operace, věk pacienta, vyšetřit kineziologii chůze a případně upravit pravidla adaptace. V tomto případě nošení barefoot bot omezuje opět absence tlumení nárazů při úderu patou (Bowman, 2017). Větší obezřetnost by byla také vhodná u seniorů. Ačkoli seniorský věk není diagnóza, často s ním mohou být spojeny problémy s citlivostí dolních končetin, degenerativní změny kloubů, ale i snížená svalová síla, snížená schopnost adaptace apod. Je tedy třeba vždy rozvážit, kdy jsou benefity nošení barefoot bot větší než případná rizika a kdy už rizika převáží možné pozitivní změny.

5 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo zjistit případné možné ovlivnění struktur nohy, chůze a stability přechodem z běžných na barefoot boty. Našeho výzkumu se zúčastnilo 15 osob, které na dobu cca šesti měsíců vyměnily své běžné boty za barefoot boty (BF skupina). Navíc se stejného měření zúčastnilo 8 osob v kontrolní skupině, u kterých změna bot neproběhla. Celkem 24 probandů tedy podstoupilo měření na přístroji Zebris FDM-T Treadmill ve FN Motol. U každého probanda proběhlo měření dvakrát, jednou před adaptací na barefoot boty a podruhé po cca šestiměsíční adaptaci. U kontrolní skupiny byl časový odstup jednotlivých měření podobný.

Zaměřili jsme se na čtyři parametry chůze a tři parametry stoje, resp. stoje se zavřenými očima. Dva parametry chůze, konkrétně „length of gait line“ a „maximum pressure“ vykazaly signifikantní rozdíly v naměřených hodnotách u BF skupiny, přičemž ovšem u „maximum pressure“ se signifikantní rozdíl objevil i u skupiny kontrolní. U parametrů „single support line“ a „time maximum force“ k signifikantní změně nedošlo, i když určitý trend i u těchto parametrů vysledovat lze. Pro stoj a stoj se zavřenými očima jsme zvolili porovnání parametrů, které se týkají stability. U obou typů stoje se jednalo o parametry „95 % confidence ellipse area“, „major axis“ a „minor axis“. Bohužel ani v jednom případě nedošlo k takové změně, která by byla statisticky významná. Nicméně v případě stoje s otevřenými očima je pozitivní posun ve stabilitě zřetelný. Ve stoji se zavřenými očima pak k výrazným změnám nedošlo ani u BF ani u kontrolní skupiny.

Co se týče případného doporučení či naopak nedoporučení barefoot bot, na základě měření a předchozích studií jsme došli k názoru, že pro zdravé lidi tyto boty nepředstavují po adaptaci zdravotní riziko a záleží tedy na zájmu o změnu. Naopak v případě plochonoží nebo počínajícího vbočeného palce, kdy je porucha zatím pouze funkční, a ještě nedošlo ke strukturálním změnám, mohou barefoot boty pomoci stav zlepšit tím, že dojde k posílení krátkých svalů nohy.

U potíží, kdy již došlo ke strukturálním změnám, při neurologických či ortopedických problémech, nebo po operacích na dolních končetinách či páteři, je třeba zvýšené opatrnosti a je nutné individuálně zhodnotit, zda bude stačit přizpůsobit dobu a způsob adaptace, či zda přechod na barefoot boty není vhodný.

REFERENČNÍ SEZNAM

ANZAI, Emi, Kanako NAKAJIMA, Yumi IWAKAMI, Mitsuru SATO, Shuichi INO, Kazuhiko YAMASHITA a Yuji OHTA. Relationship between foot arch structure and postural stability — Measurements in over 100 older people for health monitoring. In: *IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)* [online]. IEEE, 2014, 2014, s. 388-391 [cit. 2021-04-02]. ISBN 978-1-4799-2131-7. Dostupné z: doi:10.1109/BHI.2014.6864384

ALBERTSEN, I.M., K. HOLLANDER, B. BROCKMANN, D. HAMACHER, S. SEHNER, R. STÜCKER, A. ZECH a K. BABIN. *P 060 - The impact of postural weakness on running kinematics in healthy children—Results of the Barefoot LIFE-study*. 2018, **65**, 331-332. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.06.212

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

CAMPITELLI, Nicholas A., Scott A. SPENCER, Kaitlyn BERNHARD, Kristen HEARD a Alan KIDON. Effect of Vibram FiveFingers Minimalist Shoes on the Abductor Hallucis Muscle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2016, **106**(5), 344-351. ISSN 8750-7315. Dostupné z: doi:10.7547/14-084

CUDEJKO, Tomasz, James GARDINER, Asangaedem AKPAN a Kristiaan D'AOÛT. Minimal footwear improves stability and physical function in middle-aged and older people compared to conventional shoes. *Clinical Biomechanics*. 2020, **71**, 139-145. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.11.005

CURTIS, Rory a Kristiaan D'AOÛT. Daily activity in minimal footwear increases foot strength. *Footwear Science*. 2019, **11**(sup1), S151-S152. ISSN 1942-4280. Dostupné z: doi:10.1080/19424280.2019.1606299

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>

HOFFMANN, Phil. Conclusions drawn from a comparative study of the feet of barefooted and shoe-wearing peoples, *The American Journal of Orthopedic Surgery*. October 1905 - Volume s2-3 - Issue 2 - p 105-136

HOLOWKA, Nicholas B., Ian J. WALLACE a Daniel E. LIEBERMAN. Foot strength and stiffness are related to footwear use in a comparison of minimally- vs. conventionally-shod populations. *Scientific Reports*. 2018, **8**(1). ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-018-21916-7

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.

KELLY, Luke A., Sami KUITUNEN, Sebastien RACINAIS a Andrew G. CRESSWELL. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*. 2012, **27**(1), 46-51. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.07.013

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.

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>

MAŠTALCOVÁ, 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.

Mckenzie, J. The Foot As A Half-Dome. *The British Medical Journal* [online]. 1955, **1**(4921), 1068 [cit. 2021-02-18]. ISSN 00071447.

MCKEON, Patrick O, Jay HERTEL, Dennis BRAMBLE a Irene DAVIS. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*. 2015, **49**(5), 290-290. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092690

PÁTEK, Václav. Rozhovor s Václavem Pátkem. *Umění fyzioterapie*. 2016, **2016**(2), 67-69. ISSN 2462-6784.

PERRY, Jacquelin. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, c1992. ISBN 978-1-55642-192-1.

PETERSEN, Evi, Astrid ZECH a Daniel HAMACHER. Walking barefoot vs. with minimalist footwear – influence on gait in younger and older adults. *BMC Geriatrics*. 2020, **20**(1). ISSN 1471-2318. Dostupné z: doi:10.1186/s12877-020-1486-3

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.

RIDGE, SARAH T., MARK T. OLSEN, DUSTIN A. BRUENING, KEVIN JURGENSMEIER, DAVID GRIFFIN, IRENE S. DAVIS a A. WAYNE JOHNSON.

Walking in Minimalist Shoes Is Effective for Strengthening Foot Muscles. 2019, **51**(1), 104-113. ISSN 1530-0315. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000001751

SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, Věra. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o, 2017. ISBN 978-80-270-2292-2.

VALOUCHOVÁ, Petra: *Biomechanika chůze*. Multimediální podpora výuky klinických a zdravotnických oborů : Portál 2. Lékařské fakulty [online] , [cit. 14. 03. 2021]. Dostupný z WWW: <https://mefanet-motol.cuni.cz/clanky.php?aid=1650>.

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

VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *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.

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>

Zebris FDM 1.12: Software user manual. Textrelease R2. Isny im Allgäu: zebris Medical, 2015.

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Vybrané parametry Franklinovy studie	23
Tabulka 2: Absolutní hodnoty maximum pressure	43
Tabulka 3: Cohenovo d pro "time maximum force"	58
Tabulka 4: Průměrné hodnoty stoje pro BF skupinu	60
Tabulka 5: Průměrné hodnoty stoje pro kontrolní skupinu	60
Tabulka 6: Cohenovo d pro parametry stoje	60

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Length of gait line	35
Graf 2: Single support line	37
Graf 3: Maximum pressure - forefoot, midfoot, heel.....	38
Graf 4: Maximum pressure - Forefoot.....	40
Graf 5: Maximum pressure - Midfoot.....	41
Graf 6: Maximum pressure - Heel	42
Graf 7: Změny maximum pressure - forefoot, midfoot, heel.....	43
Graf 8: Time maximum force - Forefoot, Midfoot, Heel	44
Graf 9: Změny time maximum force - forefoot, midfoot, heel.....	45
Graf 10: Time maximum force - Forefoot	46
Graf 11: Time maximum force - Midfoot.....	47
Graf 12: Time maximum force - Heel	48
Graf 13: 95 % confidence ellipse area - stoj	49
Graf 14: Major axis, minor axis - stoj.....	51
Graf 15: Změny major axis a minor axis	51
Graf 16: 95 % confidence ellipse area - stoj se zavřenýma očima	53
Graf 17: Major axis, minor axis - stoj se zavřenýma očima	54
Graf 18: Změny major axis a minor axis - stoj se zavřenýma očima	54

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Krátké svaly nohy.....	11
Obrázek 2: Šlachy a úpony svalů bérce	12
Obrázek 3: Kupole nohy dle McKenzie.....	14
Obrázek 4: Length of gait line	32
Obrázek 5: Single support line (motýlek).....	33
Obrázek 6: Maximum pressure	33
Obrázek 7: Time maximum force	33
Obrázek 8: 95 % confidence ellipse area	34
Obrázek 9: Párový t-test, Length of gate line	36
Obrázek 10: Párový t-test, Single support line	37
Obrázek 11: Párový t-test, Maximum pressure.....	43
Obrázek 12: Párový t-test, Maximum pressure - Forefoot, Midfoot, Heel.....	44
Obrázek 13: Párový t-test, Time maximum force - forefoot, midfoot, heel	49
Obrázek 14: Párový t-test, 95 % confidence ellipse area - stoj.....	50
Obrázek 15: Párový t-test, major axis a minor axis	52
Obrázek 16: Párový t-test, 95 % confidence ellipse area - stoj se zavřenýma očima	53
Obrázek 17: Párový t-test, major axis, minor axis - stoj se zavřenýma očima.....	55

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Informovaný souhlas	74
Příloha č.2: Leták.....	76
Příloha č. 3: 1. dotazník pro BF skupinu	78
Příloha č. 4: 2.dotazník pro BF skupinu	80
Příloha č. 5: 3. dotazník pro BF skupinu	82
Příloha č. 6: 1. dotazník pro kontrolní skupinu.....	84
Příloha č. 7: 2. dotazník pro kontrolní skupinu.....	86
Příloha č. 8: Porovnání grafického záznamu „single support line“ u BF skupiny.....	88

PŘÍLOHY

Příloha č.1: Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážená paní/ vážený pane,

žádám Vás tímto o spolupráci na studii k mé diplomové práci s názvem „Vliv barefoot bot na kineziologii nohy“, prováděné na 2. lékařské fakultě Univerzity Karlovy v Praze ve studijním programu fyzioterapie pod vedením Mgr. Jana Tolara. Cílem této diplomové práce je zjistit, jak barefoot boty pozitivně nebo negativně ovlivňují zatížení nohy ve stoji a chůzi, její vliv na klenbu nožní a další aspekty lidské chůze.

Vyšetření

Pro účely této studie je třeba provést kineziologické vyšetření. Toto vyšetření bude probíhat na přístroji Zebris Rehawalk, který senzoricky snímá zatížení plosek nohou. Konkrétně se bude jednat o záznam prostého stoje v délce 30 sekund, stoje se zavřenýma očima v délce 30 sekund a chůze v délce 1 minuty. Celkem budou provedena dvě měření s odstupem cca 6 měsíců, během kterých bude probíhat adaptace na barefoot boty. V rámci prvního měření budou vyšetřeny i rozsahy pohybů v kyčelních kloubech.

Informace

Veškerá získaná data jsou anonymizována. Všechny veřejně přístupné výstupy budou anonymně citovány a bude s nimi nakládáno bez vazby na Vaši osobu. Vaše rozhodnutí je pro mě závazné. Informace o Vaší osobě budou shromažďovány a zpracovány výhradně v souvislosti s diplomovou prací a pro její potřeby a jsou považovány za přísně důvěrné. Zajištění ochrany dat vyšetřované osoby je v souladu se zákonem.

Otázky

Prosím, zeptejte se na vše, co Vás zajímá a co Vám není jasné.

Prosím Vás tímto o souhlas s měřením a použitím dat dle výše stanovených podmínek. Vaše účast je dobrovolná a můžete ji kdykoliv přerušit.

Děkuji Vám za Vaši účast v tomto projektu

Bc. Anna Vondrášková

PROHLÁŠENÍ

Souhlasím s poskytnutím informací Bc. Anně Vondráškové a Mgr. Janu Tolarovi pro účely výše popsaného projektu. Souhlasím s použitím získaných údajů pro účely diplomové práce a s jejich anonymním publikováním. Jsem informován/a, že mám možnost spolupráci kdykoliv ukončit.

V dne

Jméno:

Podpis:

Příloha č. 2: Leták

VLIV BAREFOOT BOT NA VAŠI NOHU

VÝZKUM



Zajímá Vás, jak barefoot boty objektivně ovlivní
konkrétně Vaše nohy?

Zúčastněte se **ZDARMA** výzkumu, který proběhne na
Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN
Motol.

Pro bližší informace, prosím, otočte na druhou stranu.

Dobrý den,

Jmenuji se Anna Vondrášková a jsem studentkou navazujícího magisterského studia fyzioterapie na 2. lékařské fakultě Univerzity Karlovy. Připravuji výzkum pro svoji diplomovou práci na téma Vliv barefoot bot na kineziologii lidské nohy.

V současné době proto hledám účastníky tohoto výzkumu.

Nabízím Vám zdarma měření na moderním přístroji Zebris Treadmill na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Motol.

Měření by probíhalo celkem 2x. Jednou před začátkem nošení barefoot bot, druhé pak za cca 6–8 měsíců. Podmínkou je předchozí minimální nebo žádná zkušenost s barefoot botami a následně naopak jejich co nejčastější nošení.

Výzkum si klade za cíl objektivizovat vliv barefoot bot na lidskou nohu, klenbu nožní a kineziologii (pohyb) nohy při chůzi. V případě zájmu Vám ráda zpracuji a zašlu Vaše osobní naměřené hodnoty s vyhodnocením.

V diplomové práci nebudou uvedena jména ani fotografie obličje, pouze nezbytné statistické údaje bez personalizace.

Veškeré dotazy Vám velmi ráda zodpovím na tel. č. 775 659 109 nebo na e-mailové adrese anna.vondraskova@volny.cz

Děkuji za spolupráci a ochotu.

Bc. Anna Vondrášková

Příloha č. 3: 1. dotazník pro BF skupinu

Výzkum BF bot – dotazník č. 1

Jméno a příjmení:

(nebude uvedeno v práci, slouží pouze pro účely zpracování dat)

žena muž

Věk:

Výška:

Váha:

Počet dětí (u žen) 0 1 2 3 4 (příp. více)

Sportujete pravidelně? ANO NE

Druh sportu(ů):

Jak často:

Případně další sporty – jaké, jak často:

Průměrně za den ujdete (přibližně):

- do 2 km
- 2 - 5 km
- 5 – 10 km
- více než 10 km

Chodíte více: v přírodě ve městě půl na půl

Máte nějakou vadu nohou (ploché nohy, vbočený palec apod.):

Máte předchozí zkušenosti s barefoot botami?

- Nemám vůbec žádnou zkušenost
- Občas v létě chodím bos/a v přírodě
- Už jsem barefoot boty zkoušel/a, ale jen krátce
- Nosím barefoot boty pravidelně

Důvod, proč chcete přejít na barefoot boty:

(zkuste prosím krátce popsat Vaši osobní motivaci ke změně bot)

Děkuji Vám za Váš čas!

Příloha č. 4: 2. dotazník pro BF skupinu

Výzkum BF bot – dotazník č. 2

Jméno a příjmení:

(nebude uvedeno v práci, slouží pouze pro účely zpracování dat)

Jak dlouho nosíte barefoot boty:

Jak často nosíte barefoot boty:

- Pořád, nahradil/a jsem jimi běžné boty
- Téměř denně, ale občas je vystřídám s běžnými botami
- Střídám je přibližně půl na půl s běžnými botami
- Nosím hlavně běžné boty, barefoot boty nosím jen do přírody
- Barefoot boty nosím spíše výjimečně

Nosíte barefoot boty na sport: ANO NE

Jaký druh sportu(ů):

Vyskytly se u Vás při přechodu na barefoot boty nějaké obtíže (např bolesti nohou apod.)? Popište je prosím:

Přiměly Vás tyto obtíže přerušit / omezit nošení barefoot bot? ANO

NE

Pokud ano, na jak dlouho:

Děkuji Vám za Váš čas!

Příloha č. 5: 3. dotazník pro BF skupinu

Výzkum BF bot – dotazník č. 3

Jméno a příjmení:

(nebude uvedeno v práci, slouží pouze pro účely zpracování dat)

Jak dlouho nosíte barefoot boty:**Jak často nosíte barefoot boty:**

- Pořád, nahradil/a jsem jimi běžné boty
- Téměř denně, ale občas je vystřídám s běžnými botami
- Střídám je přibližně půl na půl s běžnými botami
- Nosím hlavně běžné boty, barefoot boty nosím jen do přírody
- Barefoot boty nosím spíše výjimečně

Zahrnovala Vaše adaptace na barefoot boty také nějaké speciální cvičení zaměřené na nohy nebo nějakou speciální péči o ně?

- NE
- ANO - Jaké:

Pozorujete Vy osobně jakýkoli vliv - pozitivní i negativní - barefoot bot na Vašich nohou, případně i na dalších částech těla (záda, velké klouby apod.)? Pokud ano, jaký?

Změnil se u Vás během nošení barefoot bot některý z následujících parametrů?

- Váha
- Podíl pěší chůze. Jak? ...
- Nový sport. Jaký: ...

Budete v nošení barefoot bot pokračovat?

- Rozhodně ano
- Ano, ale ne úplně 100%
- Budu je nosit do přírody a do města budu nosit běžné boty
- Spíš výjimečně
- Ne

Pokud Vás napadnou jakékoli zkušenosti, poznámky či připomínky k nošení barefoot bot, budu ráda, když mi je napíšete buďto na druhou stranu dotazníku, nebo klidně později do e-mailu.

Děkuji Vám za Váš čas a za účast v mém výzkumu!

Příloha č. 6: 1. dotazník pro kontrolní skupinu

Výzkum BF bot – dotazník č. 1 – kontrolní skupina

Jméno a příjmení:

(nebude uvedeno v práci, slouží pouze pro účely zpracování dat)

žena muž

Věk:**Výška:****Váha:**

Počet dětí (u žen) 0 1 2 3 4 (příp. více)

Sportujete pravidelně? ANO NE

Druh sportu(ů):**Jak často:****Případně další sporty – jaké, jak často:****Průměrně za den ujdete (přibližně):**

- do 2 km
- 2 - 5 km
- 5 – 10 km
- více než 10 km

Chodíte více: v přírodě ve městě půl na půl

Máte nějakou vadu nohou (ploché nohy, vbočený palec apod.):**Jaký typ bot většinou nosíte? (může být i více možností)**

- sportovní boty
- polobotky
- lodičky na podpatku
- balerínky
- jiné:

V létě většinou nosíte:

- stejné boty jako jindy
- sportovní sandály
- elegantní sandály
- žabky
- jiné:

Děkuji Vám za Váš čas!

Příloha č. 7: 2. dotazník pro kontrolní skupinu

Výzkum BF bot – dotazník č. 2 – kontrolní skupina

Jméno a příjmení:

(nebude uvedeno v práci, slouží pouze pro účely zpracování dat)

Jaký typ bot většinou nosíte? (může být i více možností)

- sportovní boty
- polobotky
- lodičky na podpatku
- balerínky
- jiné:

V létě většinou nosíte:

- stejné boty jako jindy
- sportovní sandály
- elegantní sandály
- žabky
- jiné:

Změnil se u Vás během uplynulého půl roku některý z následujících parametrů?

- Váha
- Podíl pěší chůze. Jak? ...

- Nový sport. Jaký: ...

Děkuji Vám za Váš čas a za účast v mém výzkumu!

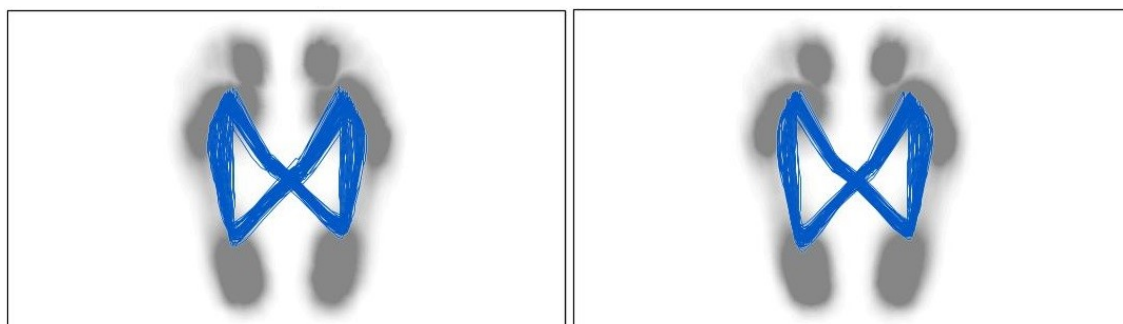
Příloha č. 8: Porovnání grafického záznamu „single support line“ u BF skupiny

(vždy vlevo výsledek 1. měření, vpravo výsledek druhého měření)

Proband 1



Proband 2



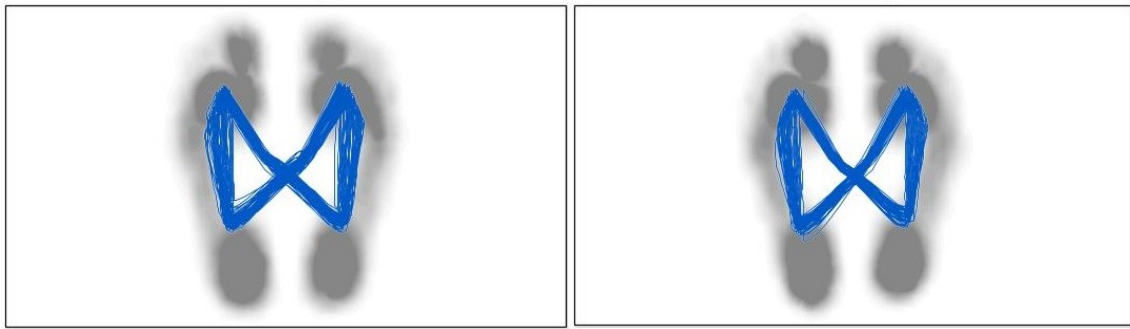
Proband 3



Proband 4



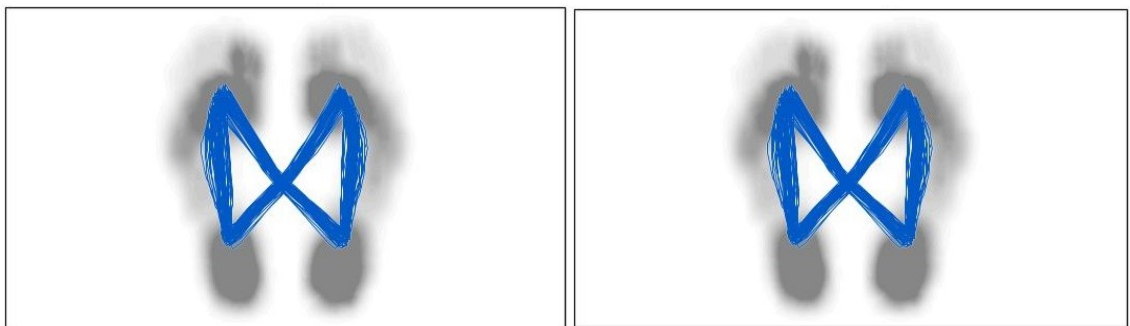
Proband 5



Proband 6



Proband 7



Proband 8



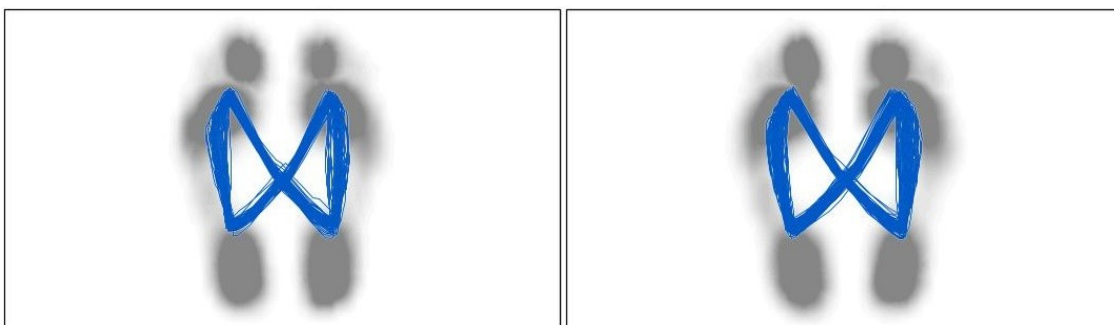
Proband 9



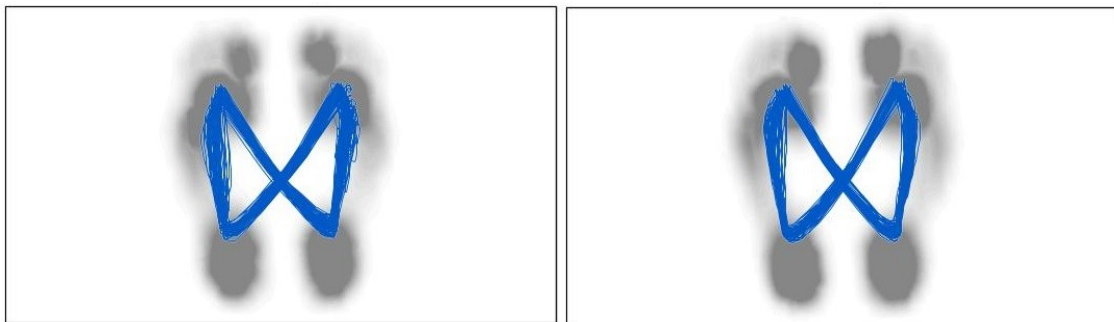
Proband 10



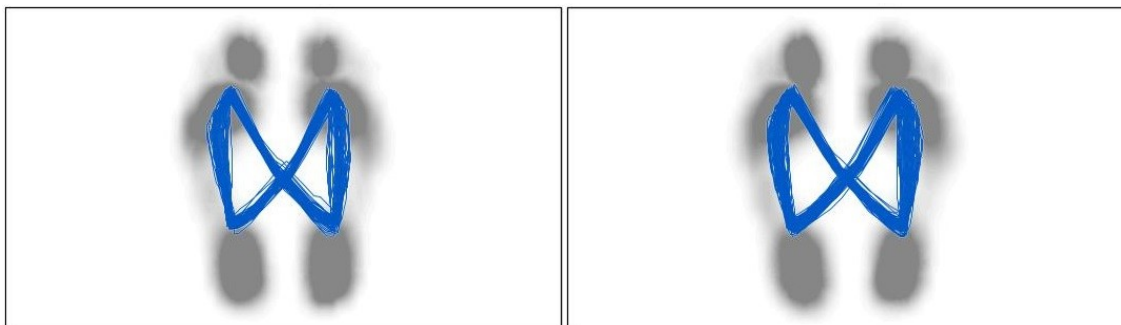
Proband 11



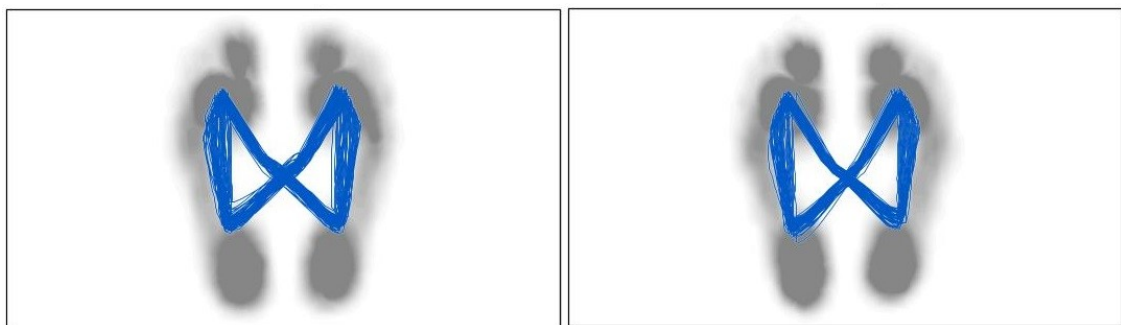
Proband 12



Proband 13



Proband 14



Proband 15

