

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

Barbora Divišová

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

SLEDOVÁNÍ ZMĚN NOŠENÍM BAREFOOT OBUVI

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

PLZEŇ 2019

POZOR! Místo tohoto listu bude vloženo zadání BP/DP s razítkem. (K vyzvednutí na sekretariátu katedry.) Toto je druhá číslovaná stránka, ale číslo se neuvádí.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 27. 3. 2019.

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Divišová Barbora

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Sledování změn vlivem nošení barefoot obuvi

Vedoucí práce: Mgr. Rita Firýtová

Počet stran – číslované: 37

Počet stran – nečíslované: 44

Počet příloh: 7

Počet titulů použité literatury: 35

Klíčová slova: barefoot, chůze, noha, fascie, hluboký stabilizační systém

Souhrn:

Tato bakalářská práce pozoruje, jestli po minimálně 6měsíčním nošení barefoot obuvi vzniknou významné změny v zatížení při stožení, v trajektorii COP při chůzi, v aktivitě HSSP a obvodovém rozměru nohy. Teoretická část obsahuje popis barefoot bot, kineziologii dolní končetiny, propojení nohy a hlubokého stabilizačního systému a chůzi. Dále byly popsány metody použité k vyšetřování v praktické části. Praktická část probíhala formou výzkumu na 14 probandech. Změny se nepodařilo prokázat u všech probandů.

Abstract

Surname and name: Divišová Barbora

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Observation changes by wearing barefoot shoes

Consultant: Mgr. Rita Firýtová

Number of pages – numbered: 37

Number of pages – unnumbered: 44

Number of appendices: 7

Number of literature items used: 35

Keywords: barefoot, gait, foot, fascia, deep stabilizing system

Summary:

This bachelor thesis observes whether significant changes in standing load, COP trajectory during walking, HSSP activity and leg circumference are arised after wearing barefoot shoes for at least 6 months. The theoretical part contains the description of barefoot shoes, kinesiology of leg, interconnection between foot and deep stabilizing system and gait. Further, there is the description of methods which were used in the practical part of this thesis. The practical part of the research was carried out on 14 tested persons. Changes have not been proved in all tested persons.

Poděkování

Děkuji především své vedoucí práce Mgr. Ritě Firýtové za poskytování rad a materiálních podkladů, Bc. Nikole Vlasákové za ochotu a pomoc při vyšetřování v Centru chůze.

Dále poděkování patří firmě Protetika Plzeň s.r.o. za poskytnutí prostorů a pomůcek pro vyšetření v Centru chůze.

OBSAH

SEZNAM GRAFŮ	10
SEZNAM OBRÁZKŮ	11
SEZNAM TABULEK	13
SEZNAM ZKRATEK	14
ÚVOD.....	15
TEORETICKÁ ČÁST	17
1 BAREFOOT	17
1.1 Obuv.....	17
2 DOLNÍ KONČETINA.....	19
2.1 Kineziologie kyčelního kloubu	19
2.2 Kineziologie kolenního kloubu.....	20
2.3 Kineziologie hlezna a nohy.....	20
2.3.1 Klouby nohy	21
2.3.2 Nožní klenba.....	22
2.4 Řetězce zahrnující nohu	23
2.4.1 Svalové řetězce	23
2.4.2 Myofasciální řetězce.....	24
2.5 Propojení s hlubokým stabilizačním systémem.....	26
2.5.1 Složky stabilizačního systému.....	26
3 CHŮZE	28
3.1 Funkce lokomoce	28
3.2 Krokový cyklus.....	28
3.2.1 Stojná fáze	29
3.2.2 Švihová fáze	30
3.3 Reakční síla podložky	31
3.3.1 Centre of Pressure.....	31
4 VYŠETŘOVACÍ METODY KE SLEDOVÁNÍ ZMĚN	33
4.1 Počítačová analýza stoje a chůze	33
4.1.1 Press-cam V5.....	33
4.2 Testování hlubokého stabilizačního systému	33
4.2.1 Vyšetření funkce HSS pomocí stabilizéru.....	33
4.3 Somatometrie	34
4.3.1 Obvodové rozměry	34
PRAKTICKÁ ČÁST	35
5 CÍL A ÚKOLY PRÁCE	35

6	HYPOTÉZY	36
6.1	Hypotéza 1	36
6.2	Hypotéza 2	36
6.3	Hypotéza 3	36
6.4	Hypotéza 4	36
7	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	37
8	METODIKA PRÁCE	38
9	VÝSLEDKY	40
9.1	Hypotéza 1	40
9.2	Hypotéza 2	42
9.3	Hypotéza 3	44
9.4	Hypotéza 4	46
10	DISKUZE	48
	ZÁVĚR.....	51
	SEZNAM LITERATURY	52
	SEZNAM PŘÍLOH	56
	PŘÍLOHY	57

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Porovnání průměrného rozložení reakčních sil na LDK při stoji (%).....	40
Graf 2 Porovnání průměrného rozložení reakčních sil na PDK při stoji (%).....	41
Graf 3 Porovnání rozdílů obvodů přes hlavičky metatarzů (cm)	47

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Dráha COP při normální chůzi.....	32
Obrázek 2 Proband č.1 porovnání stoj.....	60
Obrázek 3 Proband č.2 porovnání stoj.....	60
Obrázek 4 Proband č.3 porovnání stoj.....	61
Obrázek 5 Proband č.4 porovnání stoj.....	61
Obrázek 6 Proband č.5 porovnání stoj.....	62
Obrázek 7 Proband č. 6 porovnání stoj.....	62
Obrázek 8 Proband č.7 porovnání stoj.....	63
Obrázek 9 Proband č.8 porovnání stoj.....	63
Obrázek 10 Proband č.9 porovnání stoj.....	64
Obrázek 11 Proband č.10 porovnání stoj.....	64
Obrázek 12 Proband č.11 porovnání stoj.....	65
Obrázek 13 Proband č.12 porovnání stoj.....	65
Obrázek 14 Proband č.13 porovnání stoj.....	66
Obrázek 15 Proband č.14 porovnání stoj.....	66
Obrázek 16 Proband č.1 chůze vstup.....	67
Obrázek 17 Proband č.1 chůze výstup.....	67
Obrázek 18 Proband č.2 chůze vstup.....	68
Obrázek 19 Proband č.2 chůze výstup.....	68
Obrázek 20 Proband č.3 chůze vstup.....	69
Obrázek 21 Proband č.3 chůze výstup.....	69
Obrázek 22 Proband č.4 chůze vstup.....	70
Obrázek 23 Proband č.4 chůze výstup.....	70
Obrázek 24 Proband č.5 chůze vstup.....	71
Obrázek 25 Proband č.5 chůze výstup.....	71
Obrázek 26 Proband č.6 chůze vstup.....	72
Obrázek 27 Proband č.6 chůze výstup.....	72
Obrázek 28 Proband č.7 chůze vstup.....	73
Obrázek 29 Proband č.7 chůze výstup.....	73
Obrázek 30 Proband č.8 chůze vstup.....	74
Obrázek 31 Proband č.8 chůze výstup.....	74
Obrázek 32 Proband č.9 chůze vstup.....	75

Obrázek 33 Proband č.9 chůze výstup.....	75
Obrázek 34 Proband č.10 chůze vstup.....	76
Obrázek 35 Proband č.10 chůze výstup.....	76
Obrázek 36 Proband č.11 chůze vstup.....	77
Obrázek 37 Proband č.11 chůze výstup.....	77
Obrázek 38 Proband č.12 chůze vstup.....	78
Obrázek 39 Proband č.12 chůze výstup.....	78
Obrázek 40 Proband č.13 chůze vstup.....	79
Obrázek 41 Proband č.13 chůze výstup.....	79
Obrázek 42 Proband č.14 chůze vstup.....	80
Obrázek 43 Proband č.14 chůze výstup.....	80

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Svaly kyčelního kloubu	19
Tabulka 2 Svaly kolenního kloubu	20
Tabulka 3 Svaly hlezenního kloubu	21
Tabulka 4 Příklad dělení stabilizačního systému	27
Tabulka 5 Anamnestické údaje probandů	37
Tabulka 6 Průměrné rozložení reakčních sil při stoji	40
Tabulka 7 Křivky COP na LDK a jejich změny	42
Tabulka 8 Křivky COP na PDK a jejich změny	43
Tabulka 9 Výsledky testování stabilizační funkce m. transversus abd. a m. obliquus abd. internus vleže na břicho (mmHg)	44
Tabulka 10 Výsledky testování stabilizační funkce m. transversus abd. vleže na zádech (mmHg)	44
Tabulka 11 Výsledky testování stabilizační funkce m. transversus abd. vleže na zádech v kombinaci s elevací DKK (mmHg)	45
Tabulka 12 Rozdíly obvodů přes hlavičky metatarzů (cm)	46
Tabulka 13 Hodnoty obvodů přes hlavičky metatarzů (cm)	81

SEZNAM ZKRATEK

abd.	abdominis
ASK	artroskopie
BF	barefoot
COP	Centre of Pressure
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
HSS.....	hluboký stabilizační systém
KoK	kolenní kloub
LCA	ligamentum cruciatum anterior
LDK.....	levá dolní končetina
m.	musculus
mm.....	musculi
MT	metatars
MTT.....	metatarsy
PDK	pravá dolní končetina
resp.	respektive
SIAI	spina iliaca anterior inferior
SIAS	spina iliaca anterior superior

ÚVOD

Barefoot. Slovo, které je posledních pár let hodně diskutováno. Když se podíváme na doslovný překlad, znamená „naboso“ nebo „bosý“. V Čechách se výraz spojuje přímo se stylem obouvání, znamená to obuv, která splňuje určité parametry a díky tomu se chůze v ní podobá co nejvíce chůzi naboso.

Proč zrovna bosá obuv?

Protože nohy jsou významným orgánem hmatu a potřebujeme je cítit – pro orientaci při chůzi, pro bezpečný odraz a bezpečný nášlap, pro jistý stoj, který neunaví. Zároveň mají schopnost regulovat tělesnou teplotu. Ale naše návyky dovolily zakrnět schopnostem našich nohou hmatat a regulovat tělesnou teplotu. A to pouze tím, že jsme si vzali ponožky a obuli se. (Lewitová, 2016)

Což je v podstatě tvrzení Liebermana, že boty omezují proprioreceptivní zpětnou vazbu z plosky chodidla, která informuje CNS o tvrdosti, drsnosti a nerovnosti terénu. Na základě těchto informací nastavuje CNS tuhost končetiny, aby zamezil prudkému došlapu. Tyto informace pomáhají zvýšit stabilitu a vyhnout se zraněním. (Lieberman, 2012)

Z jiné studie vyplývá, že zpětná vazba z nohy je důležitá pro udržení normálního vzoru (stereotypu) chůze. Porozumění interakce mezi senzorio-motorickým systémem může vést k pokrokům v hodnocení subjektů s poruchami chůze. Změna senzoriového vstupu změnou obuvi, ortézami (ortotickými pomůckami), typem povrchu (surface constructions) může být metodou, kterou mohou být léčeny abnormální vzory chůze. (Nigg, Nurse, 2001)

Noha je také propojena s hlubokým stabilizačním systémem (core). Existují 2 hlavní cesty, skrze které jsou nohy propojené s centrem (core). Za první to jsou koaktivační vzory (Co-activation patterns) a za druhé propojení skrze fascie. (Splichal, 2015)

Tyto koaktivační vzory znamenají, že aktivita jednoho svalu vede k aktivaci dalšího. Koaktivační vzory vedou k rychlejší stabilitě, díky které je možné dělat efektivnější pohyby a zlepšuje se výkon. Jeden ze vzorů zahrnuje kaskádu aktivace od nohy k centru (foot to core activation cascade). (Splichal, 2015)

Je několik fasciálních linií, které procházejí nebo vycházejí z chodidla. Povrchová zádová linie (superficial back line), laterální linie (lateral lines), hluboká přední linie (deep front line). (Myers, 2009)

Cílem této práce je pozorovat, zda vzniknou významné změny po minimálně šesti měsících nošení barefoot obuvi. Díky poznatkům, které jsou v této oblasti, předpokládáme, že selepší rozložení zátěže na chodidla, změní se trajektorie COP, noha se rozšíří a hlavně dojde ke zlepšení aktivity hlubokého stabilizačního systému.

TEORETICKÁ ČÁST

1 BAREFOOT

1.1 Obuv

Boty se obvykle dělí na čtyři složky, o kterých je známo, že mají dopad na výkonnost člověka (totiž, na vykonávání biologických funkcí nutných k tomu být člověkem, a ne vyhrát závod): podrážka, podpatek, svršek, špička. Minimalistické (BF) boty mají:

1) dostatečně tenkou a pružnou podrážku, aby tkáň chodidla (a nejen kotník) cítily zem pod nohou a reagovaly artikulací (v kloubech), inervací, stažením, povolením atd.;

2) neutrální podpatek neboli nulové zvednutí paty, díky němuž mohou všechny klouby v těle fungovat ze základní (neutrální) pozice a je jim umožněn plný rozsah pohybu;

3) svršek, jenž zcela spojuje chodidlo s botou, takže není potřeba zatínat prsty nebo holeň, aby bota při chůzi držela na noze;

4) prostornou špičku, která prstům při chůzi, turistice nebo šplhání dopřává dostatek prostoru na délku i na šířku. (Bowman, 2017)

Vivobarefoot, jedna z nejrozšířenějších značek na trhu s BF obuví, na svých webových stránkách uvádí, že:

Barefoot obuv je opatřena ultratenkou podrážkou s tloušťkou od 3 do 6 mm, pro maximální propriocepci tzn. polohocit – kontakt s povrchem a jeho vnímání skrz receptory umístěné v chodidlech. Na patě není žádný patní tlumič jako u klasických běžeckých bot a minimalistických bot, tak aby běžec či chodec cítil terén po kterém se pohybuje. Barefoot boty mají nulový sklon podrážky (zero drop) mezi špičkou a patou boty, to znamená, že při chůzi a běhu je přirozený postoj, kdy pata není výš než špička a chodidlo může přirozeně pracovat. Špička bot je anatomicky rozšířená, tak aby se v ní mohly prsty rozprostřít a pracovat přirozeně tak jako u bosého chodidla. Barefoot obuv nemá žádnou podporu nožní klenby. Noha se tím pádem chová přirozeně, jako by byla opravdu naboso, kdy přirozeně pracuje a není uměle podporována, což vede ve svém důsledku k jejímu oslabení a zvýšenému riziku zranění. U barefoot bot je tomu přesně naopak, noha musí neustále

pracovat, čímž dochází k posílení svalů celého chodidla a k posílení nožní klenby, plus zlepšení držení celého těla a probuzení dávno zapomenutých smyslů. (Vivobarefoot, 2019)

Rozdíl mezi minimalistickou a BF obuví je dle Pročkové (2016), v síle podrážky. Kdy BF obuv má podrážku s tloušťkou mezi 1,5 – 8 mm a minimalistická obuv silnější – cca 1 cm a často také zvýšení pod patou (drop).

2 DOLNÍ KONČETINA

Dolní končetiny absorbují nárazy, které vznikají během lokomoce a mohly by poškodit nosné tkáně a osový systém. V posturální funkci působí DKK jako dynamická oporná báze a také jako aktivní systém, kterým je udržováno a korigováno vzpřímené držení, dále vnímá pomocí čidel posturální změny, které se projevují změnou rozložení tlaku na chodidlech. Noha je orgánem, který přenáší mechanicky zátěž na podložku, ale současně je zdrojem informací o terénu. (Véle, 1995)

2.1 Kineziologie kyčelního kloubu

Kyčelní kloub je kulový a omezený kloub, který spojuje volnou DK s pánevní kostí. Kloubní plochy jsou tvořeny kyčelní kostí (acetabulum) – jamka a femurem (caput femoris) – hlavice. Velký význam mají okolní vazy, které zajišťují stabilitu celého těla, jelikož kyčelní klouby jsou nosnými a balančními klouby, udržující rovnováhu celého trupu. (Dylevský, 2009)

Základními pohyby a jejich rozsahy jsou flexe – 90° při extenzi v kolenní, při flexi v kolenní je rozsah až 150° (i více, záleží na limitaci tkání břicha a stehna), extenze – 25–30°, abdukce – cca 45° (omezena pružností adduktorů), addukce – cca 45°, vnitřní rotace – 35–40°, zevní rotace – 40–50°. (Véle, 2006)

Tabulka 1 Svaly kyčelního kloubu

Pohyb	Svaly
Flexe	m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. pectineus
Extenze	m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus
Addukce	m. adductor magnus, longus et brevis, m. gracilis
Abdukce	m. gluteus medius et minimus
Zevní rotace	m. quadratus femoris, m. piriformis, m. gemellus superior et inferior, m. obturatorius externus et internus, m. gluteus maximus
Vnitřní rotace	m. gluteus minimus, m. tensor fasciae latae

Zdroj: Vlastní, údaje převzaty z: Dylevský, 2009

2.2 Kineziologie kolenního kloubu

Kolenní kloub je kloubem složeným a zároveň největším v lidském těle. Kloubní plochy jsou tvořeny 3 kostmi. Femur, se svými kondyly na distální části, tvoří hlavici, která artikuluje s kondyly na proximální části tibie. Jelikož si tyto plochy neodpovídají velikostí, ani tvarem, jsou mezi ně vloženy menisky, které vyrovnávají inkorugenci. Laterální meniskus je skoro kruhového tvaru a je značně pohyblivý, zatímco mediální meniskus je méně pohyblivý a tvarem připomíná půlměsíc. Třetí kostí, která zde artikuluje je patela, sezamská kost v úponové šlaše m. quadriceps femoris. (Dylevský, 2009)

Pohyby realizované v kolenním kloubu jsou flexe – 120-140° (dle stavu m. rectus femoris a objemu stehna a lýtka), extenze – 0° (ale může zde být hyperextenze až do 15°), rotační pohyby – zevní 15-30°, vnitřní max do 40°. (Véle, 2006) Ale Dylevský (2009) ve své publikaci uvádí, že rotační pohyby jsou menší než tyto často uváděné.

Tabulka 2 Svaly kolenního kloubu

Pohyb	Svaly
Flexe	m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus
Extenze	m. quadriceps femoris
Zevní rotace (pouze ve flexi)	m. semitendinosus, m. semimembranosus
Vnitřní rotace (pouze ve flexi)	m. biceps femoris, m. tensor fasciae latae

Zdroj: Vlastní, údaje převzaty z: Dylevský, 2009

2.3 Kineziologie hlezna a nohy

Kostěná struktura nohy je komplikovaná, skládá se z 26 kostí. Vytváří 2 klenby, podélnou a příčnou, někdy je uváděna ještě i klenba na laterálním okraji, díky tomu se noha opírá o zem jako o trojnožku, s dotykem paty, hlavičky metatarsu 1. a 5. prstce. Početné klouby jsou zpevněny jednak kloubními pouzdry a jednak mohutnými ligamenty. (Véle, 2006)

Noha musí být pro svou specifickou lokomoční funkci dostatečně flexibilní, ale i dostatečně rigidní. Každý krok totiž noha začíná jako flexibilní, pružná a přizpůsobivá struktura a ukončuje ho jako rigidní páka. (Dylevský, 2009)

Podobně uvádí ve své knize i Splichal (2015), že biomechanika nohy dovoluje přijímat a vydávat síly během každého kroku. Kloub, který umožňuje využít tuto sílu a zároveň funkční přenos mezi nohu a zbytek těla, se nazývá subtalární.

Tabulka 3 Svaly hlezenního kloubu

Pohyb	Svaly
Flexe	m. triceps surae
Extenze	m. tibialis anterior
Inverze	m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus
Everze	m. peroneus longus, m. peroneus brevis

Zdroj: Vlastní, údaje převzaty z: Dylevský, 2009

2.3.1 Klouby nohy

Jelikož je struktura nohy velice komplexní, jak již bylo zmíněno výše, budou uvedeny pouze nejdůležitější součásti.

Articulatio talocruralis

Horní hlezenní kloub je kladkovým, složeným kloubem, kde se stýká tibia s fibulou, tvořící jamku a hlavicí je trochlea tali. Tím, že kloubní plochy talu jsou rozdílně zakřivené, osa probíhající oběma kotníky je šikmá, nedochází zde při pohybu k čisté flexi a extenzi. Při plantární flexi dochází ještě k inverzi nohy a při dorzální flexi k everzi nohy. Talus se při flexi stáčí do supinace a při extenzi do pronace. Zároveň je každý pohyb v hlezenním kloubu doprovázen rotací bérceových kostí, hlavně fibulou – při flexi je tažena vpřed, při extenzi se posouvá dozadu a nahoru. (Dylevský, 2009)

Articulatio subtalaris

Subtalární kloub je válcový kloub, kde artikuluje calcaneus (hlavice) a talus. Osa kloubu je šikmá a pohyby jsou tím pádem rotace ve frontální rovině, inverze a everze (resp. supinace a pronace) a částečně i addukce a abdukce v transverzální rovině. Je zadním oddílem dolního zánártního kloubu. K přednímu oddílu by pak patřilo art. talocalcaneonavicularis mediálně a art. calcaneocuboidea laterálně. (Kolář et al., 2009)

Inverze v subtalárním kloubu se rovná rigidní, stabilní a uzamčené noze, kterou chceme mít, když uvolňujeme energii nebo zrychlujeme. Zatímco everze v subtalárním

kloubu znamená, že noha je flexibilní, nestabilní a odemčená, v této pozici energii přijímáme a brzdíme pohyb. (Splichal, 2015)

Articulatio tarsi transversa (Chopartův kloub)

Z anatomického hlediska je tvořen dvěma klouby, z hlediska kineziologie je považován za funkční jednotku, která úzce spolupracuje s dalšími klouby nohy. Pohyby v tomto kloubu jsou popisovány jako rotace kolem dvou os, longitudinální a šikmé. Průběh longitudinální osy umožňuje především inverzi a everzi nohy. Tyto pohyby umožňují přednoží a středonoží udržet kontakt s podložkou bez ohledu na postavení zadního tarzu při pohybech v subtalárním kloubu (Kolář et al., 2009).

Chopartův kloub je pod kontrolou kloubu subtalárního, toto má uplatnění hlavně při chůzi – při iniciálním kontaktu je subtalární kloub v everzi, noha se uvolní v Chopartově kloubu a lépe se přizpůsobuje povrchu terénu. (Dylevský, 2009)

Articulatio tarsometatarsalia (Lisfrankův kloub)

Je složeným kloubem – 3 jednotky, s klikatou kloubní štěrbinou. Pohyblivost je v celém komplexu omezena na drobné vzájemné pohyby, až na první tarzometatarzální kloub, ve kterém je možná plantární flexe, extenze i rotace. (Dylevský, 2009)

2.3.2 Nožní klenba

Je strukturou chránící měkké části chodidla a podmiňující pružnost nohy. (Kolář et al., 2009)

Klenba je architektonický komplex, který harmonicky spojuje všechny osteoartikulární, vazivové a svalové komponenty nohy. Díky změnám zakřivení (ve smyslu oploštění či zvýšení klenby) a pružnosti se může přizpůsobovat všem nerovnostem povrchu, působí jako tlumič nárazu, nezbytný pro pružnost chůze. Jakákoli léze ve smyslu oploštění nebo zvýšení křivky může zásadně ovlivnit způsob opory těla o zem a tím i chůzi, běh a udržování vzpřímeného držení těla. (Kapandji, 2011)

Udržení nožní klenby závisí na třech faktorech: celkovém tvaru kostry nohy a architektonice jednotlivých kostí, vazivovém systému nohy, svalech nohy. (Dylevský, 2009)

Někteří autoři uvádějí dva oblouky nožní klenby – podélnou a příčnou, například Kolář et al. (2009). Jiní autoři Vařeka, Vařeková (2010), Kapandji (2011) zmiňují oblouky tři – jeden příčný a dva podélné. Oblouky se klenou mezi třemi body kontaktu s podložkou – patou, hlavičkou I. metatarsu a hlavičkou V. metatarsu.

Příčná klenba

Je v podstatě po celé délce nohy, ale nejvyšší bod je místě prostřední os cuneiforme. Zadní oblouk se nachází v úrovni os naviculare a os cuboideum, zatímco přední je mezi hlavičkami první až pátého metatarzu. Přední oblouk je relativně plochý a vyplněný měkkými tkáněmi, které naléhají na podložku. (Vařeka, Vařeková, 2010)

Klenba je podchycena tzv. šlašitým třmenem, který je tvořen svaly tibialis anterior a peroneus longus. (Dylevský, 2009)

Podélné klenby

Mediální oblouk se klene mezi hlavičkou prvního metatarzu a výběžky patní kosti, je nejvyšším a nejdelším z oblouků, současně je také vystavený největšímu zatížení. Je tvořen pěti kostmi – první metatarz, os cuneiforme mediale, os naviculare, talus a calcaneus. Vrchol je tvořen navikulární kostí. (Vařeka, Vařeková, 2010) Mediální klenba je udržována za pomoci ligament a svalů – m. tibialis posterior, m. fibularis longus, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus, m. abductor hallucis. (Kapandji, 2011) Laterální oblouk se klene mezi hlavičkou pátého metatarzu a výběžky patní kosti, tvořen j třemi kostmi – pátý metatarz, os cuboideum a calcaneus. Vrcholem je zde štěrbina kalkaneokuboidního kloubu. (Vařeka, Vařeková, 2010) Laterální klenba je zajišťována třemi svaly – m. fibularis longus, m. fibularis brevis, m. abductor digiti minimi. (Kapandji, 2011)

2.4 Řetězce zahrnující nohu

2.4.1 Svalové řetězce

Dolní končetina pracuje jako komplexní svalový řetězec, který reaguje na změnu postavení femuru změnou postavení nohy a nožní klenby, a naopak. Při zjištění poruch na noze je tedy na místě brát v potaz možný vliv z postavení pánve, kyčelního nebo kolenního kloubu. Stejně tak, je to potřeba brát v úvahu i působení opačným směrem. (Véle, 2006)

Véle (2006) v souvislosti s nožní klenbou popsal dva svalové řetězce:

První smyčka m. tibialis anterior – m. peroneus longus: fibula – m. peroneus longus – metatars I. – os cuneiforme I. – m. tibialis ant. – tibia. Z čehož plyne, že m. tibialis anterior, který vykonává dorzální flexi, pronaci a supinaci nohy a mediální podpěru nožní klenby je závislý stavu m. peroneus longus.

Druhá smyčka m. tibialis posterior – m. peroneus brevis: fibula – m. peroneus brevis – calcaneus – os cuboideum – m. tibialis post. – tibia Tato smyčka udržuje podélnou nožní klenbu z mediální a laterální strany pomocí tzv. „otěží“ (Véle, 2006)

2.4.2 Myofasciální řetězce

Jako první tyto řetězce publikoval Thomas Mayers v roce 1997 ve své knize Anatomy trains. Tyto řetězce pomáhají rozptýlit síly, maximalizovat elastické zatížení a používat pohyb jednoho segmentu k facilitaci pohybu jiného. Tělo přirozeně sleduje myofasciální kontinuity a různé pohybové strategie jsou do nich začleňovány, aby byl pohyb více efektivní. (Earls, 2014)

Superficial back line

Řetězec začíná na distálních člácích prstů nohy (plantární strana), pokračuje na calcaneus a zahrnuje v sobě plantární fascii a krátké flexory prstů. Dále pokračuje přes Achillovu šlachu, m. gastrocnemius, na kondyly femuru, přes hamstringy na tuberositas ischiadicum, které je spojeno se sacrem ligamentem sacrotuberale, a dále přes sacrolumbální fascii a erektory spinae až na okcipitální linii a galea aponeurotica. Epikraniální fascii kotví tento řetězec na frontální kosti. (Myers, 2009)

Během chůze dochází k jeho napínání při iniciálním kontaktu, napnutím dojde k nabytí energie, která pak pomáhá s extezí končetiny. (Earls, 2014)

Superficial front line

Svůj počátek má na distálních člácích prstů nohy (dorzální strana) a pokračuje vzhůru k tibiální tuberositě, zahrnuje svaly m. extensor hallucis brevis a longus, m. tibialis anterior. Pak obsahuje subpatelární šlachu, patellu, m. rectus femoris a končí na SIAI. Tento konec je relativní, jelikož řetězec pak pokračuje druhou částí, která začíná tuberculum pubicum, přímým břišním svalem se ukotvuje na 5. žebro, odkud pak jde sternální fascií

k m. sternocleidomastoideus, tím se upne na processus mastoideus a přes skalp se tento řetězec spojuje s druhostraným m. sternocleidomastoideus. (Myers, 2009)

Při chůzi se napíná během extenze kolenního a kyčelního kloubu ve stádiu odlepení prstů. Ukládá si energii, která se pak využije při švihové fázi. (Earls, 2014)

Lateral line

Začíná peroneálními svaly na bazi 1. a 5. metatarzu, jde k hlavičce fibuly, odtud přes iliotibiální trakt, m. tensor fasciae latae, m. gluteus maximus na crista iliaca. Tam začínají šikmé břišní svaly, na které přes žebra navazují svaly interkostální. Posledním článkem v řetězci je m. sternocleidomastoideus, který končí na processus mastoideus. (Myers, 2009)

Při chůzi má největší uplatnění jako stabilizátor, díky kterému se udržíme ve fázi jedné oporné končetiny. Abychom mohli uplatnit elastickou sílu, pánev se přirozeně houpe na stranu stojné končetiny. (Earls, 2014)

Spiral line

Obkružuje tělo jako dvoušroubovice, která začíná a končí na linea nuchae. Od ní běží m. splenius capitis a cervicis, které se na páteři přepojí na rhombické svaly kontralaterální strany. Od mediálního okraje lopatky pokračuje v řetězci m. serratus anterior, m. obliquus externus abdominis, následně opět překročí střední čáru a jde přes m. obliquus abdominis internus k SIAS. Od kyčle tato linie pokračuje podél anterolaterální strany stehna a bérce na vnitřní longitudinální nožní oblouk a probíhá pod chodidlem a opět vybíhá po zevní zadní straně dolní končetiny nahoru k os ischiadicum přes myofascie erektorů páteře zpět do svého začátku. (Myers, 2009)

Při chůzi zajišťuje rovnováhu, usměrňuje rotace a kontroluje pohyb dopředu. (Earls, 2014)

Deep front line

Začíná na plantární straně prstů nohy, pokračuje přes m. tibialis posterior a dlouhé flexory prstů a palce na tibií a fibulu. Dále pak vede přes fascii m. popliteus na medialní epikondyl femuru, odkud pokračuje dvěma cestami na těla bederních obratlů. První jde přes zadní stranu m. adductor magnus a minimus na ramus ossis ischii, a přes pánevní dno na kostrč. Odtud vybíhá přes přední sakrální fascii a pánevními vazy na těla bederních obratlů.

Druhá jde přední stranou na linea aspera femuru, adduktor brevis a longus, malý trochanter femuru a přes m. pectineus a m. iliopsoas, taktéž na těla bederních obratlů. Z tohoto místa pokračuje po trupu třemi směry – zadním, středním a předním. Po zadní straně vede skrz m. longus colli a capitis na bazi okcipitu. Jeho střední část pak vede přes zadní oblast bránice, perikardium, mediastinum a parietální pleuru na fascii prevertebralis, muscoli scaleni a jejich fascii na krční páteř a bazi okcipitu. Přední část řetězce vede přes přední oblast bránice na povrch žeber, chrupavek a processus xiphoideus, dále přes fascia endothoracica, m. transversus thoracis na manubrium sterni, infrahyoidní svaly, jazyku, suprahyoidní svaly a končí na mandibule. (Myers, 2009)

Řetězec se často nazývá jako střed (core). Poskytuje všem řetězcům oporu a zapojuje se jak do iniciálního kontaktu, při dopadu paty, tak i do odrazu přes prsty. (Earls, 2014)

2.5 Propojení s hlubokým stabilizačním systémem

Můžeme najít v předchozí kapitole o myofasciálních řetězcích – konkrétně skrze hlubokou přední linii (Deep front line), která zahrnuje pánevní dno a bránici.

Oblast chodidla je významně funkčně propojena se stabilizátory kyčle a s pánevním dnem. Pánevní dno je pak součástí hlubokého stabilizačního systému. Propojení a ovlivnění je oboustranné a platí pro všechny složky tohoto komplexu. (Skalka, 2002)

HSSP představuje svalovou souhru, díky níž je zabezpečena stabilizace neboli zpevnění páteře během všech našich pohybů. Svaly HSSP jsou aktivovány také při jakémkoliv statickém zatížení, tj. stojí, sedu apod. Doprovází všechny cílené pohyby horních nebo dolních končetin. Zapojení svalů do stabilizace páteře probíhá automaticky. HSSP plní významnou ochrannou roli páteře proti působícím silám. (Kolář, Lewit, 2005)

2.5.1 Složky stabilizačního systému

Z rozdílů vyplývajících z anatomie, histologie, fyziologie, a tím i v samotné funkci obou systémů se jeví užitečně dělení svalového systému na stabilizátory lokální a globální. Dogmatické dělení svalů do těchto dvou (někdy více) skupin je, ale do určité míry zavádějící, protože některé svaly jsou, i když prostřednictvím různých částí, zastoupeny v obou skupinách. Do určité míry je nezbytné funkci svalů těchto skupin chápat ve vzájemné provázanosti, také záleží na stavu organismu. (Suchomel, 2006)

Lokální stabilizátory

Jsou to svaly intersegmentální, nastavují jeden segment vůči druhému a jsou zodpovědné za jeho stabilitu. Při jejich aktivitě dochází k minimálně změně délky svalu. Převažují zde svalová vlákna I. typu – pomalá, tonická. Také je u nich významná propioceptivní aferentace, díky většímu výskytu svalových vřetének. Funkčně se podílejí na anticipaci, propioceptci, přímé kontrole neutrální zóny, lokální, segmentální, dynamické centraci. (Suchomel, 2006)

Globální stabilizátory

Svaly mají často více kloubový průběh, některé se organizují do svalových řetězců či smyček. Převažující jsou svalová vlákna II. typu – rychlá, fáziká. Účastní se tím pádem při rychlém, silovém a méně přesném pohybu. Funkčně se podílejí na vnější (viditelné) stabilitě, převodu sil a zatížení mezi končetinami a trupem. (Suchomel, 2006)

Tabulka 4 Příklad dělení stabilizačního systému

Lokální stabilizátory	Globální stabilizátory
m. transversus abdominis mm. multifidi a rotatores mm. intertransversarii mm. interspinales m. longissimus pars lumbalis m. iliocostalis lumb. pars lumb. m. quadratus lumborum (iliolumbální, costovertebrální část) m. psoas maior (zadní vlákna m. obliquus abd. internus (část k thorakolumbální fascii)	m. obliquus abd. externus, m. obliquus abd. internus m. iliopsoas m. quadratus lumborum (iliocostální část) m. rectus abdominis m. erector spinae m. longissimus pars thoracica m. iliocostalis lumb. pars thoracica m. latissimus dorsi m. gluteus maximus m. biceps femoris

Zdroj: Suchomel, 2006, s. 118

3 CHŮZE

Chůze je základní pohybový stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy. (Kolář et al., 2009)

Pohybujeme se, abychom se přesunuli na jiná místa, abychom dosáhli potřeb a přání. Tato zdánlivě jednoduchá činnost vyžaduje mozek a nervový systém; vyžaduje vnitřní plánování a schopnost předvídat akce a reakce. Využívá mnoho dalších společných smyslů, které se vyvíjely po miliony let. Pro elegantní a efektivní chůzi musí každý z našich systémů – zejména zraku, rovnováhy a citění, musí komunikovat harmonicky. To vyžaduje koordinační schopnosti mozku a nervového systému. (Earls, 2014)

3.1 Funkce lokomoce

Když pohybová jednotka nese tělo do požadovaného místa, každá nosná končetina vykonává následující 4 rozdílné úkoly: 1. Vzpřímená stabilita je udržována i přes neustále se měnící držení těla. 2. Postup vzniká interakcí selektivních poloh, svalové síly a pružnosti šlach. 3. Šok nárazu na podlahu na začátku každého kroku je minimalizován. 4. Energie se uchovává těmito funkcemi prováděnými způsobem, který snižuje potřebné množství svalové síly. (Perry, Burnfield, 2010)

3.2 Krokový cyklus

Krokový cyklus má 2 hlavní fáze – opornou a švihovou, které se určitými událostmi dělí na jednotlivá období. Oporná neboli stojná fáze začíná kontaktem paty (Heel Strike, Initial Contact). Prvním obdobím je postupné zatěžování (Loading Response), které trvá až do okamžiku položení celé plosky (Foot Flat). Následuje období střední opory (Mid Stance), které končí odlepením paty (Heel Off). Nejdůležitějším obdobím pro pohyb vpřed je období aktivního odrazu (Active Propulsion, Terminal Stance). Poslední období je pasivní odlepení (Preswing), které je ukončeno okamžikem zvednutí špičky (Toe Off). Fáze švihová je rozdělena na období zahájení švihu (Initial Swing), období středního švihu (Mid Swing) a období ukončení švihu (Terminal swing, Deceleration). Pokud srovnáme krokové cykly obou dolních končetin, můžeme určit fázi dvojí opory (Double Support) a fázi jedné opory (Single support). Vzdálenost mezi místy dopadu pravé a levé paty se nazývá krok, vzdálenost mezi místy dopadu paty jedné dolní končetiny na začátku a na konci jejího krokového cyklu je dvojkrok. (Vařeka, Vařeková, 2010)

3.2.1 Stojná fáze

Iniciální kontakt

Kyčelní kloub je ve flexi, koleno v extenzi a kotník je v dorzální flexi nebo neutrální pozici. Kontakt s podložkou jde přes patu, konkrétně přes patní tuberositu. Dochází ke zpomalení dopadu a počátku oporné fáze s patním zhoupnutím (heel rocker). Trvání iniciálního kontaktu je 0-2 % z celého chůzového cyklu. (Perry, Burnfield, 2010)

Kontakt paty iniciuje plantární flexi a everzi v subtalárním kloubu díky excentrické činnosti m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus a zadní skupiny tibiálních svalů. Kolenní kloub se začíná ze skoro plné extenze flektovat a kyčelní kloub je ve flexi okolo 35°. (Rose, Gamble, 2006)

Postupné zatěžování

Plynule navazuje na iniciální kontakt. Váha těla je přenášena na přední DK. Je to krátký okamžik, kdy jsou obě DKK v opoře. Trvání tohoto období je v intervalu 2-12 % chůzového cyklu. Dochází zde k absorbování nárazu, stabilitě při přenosu váhy, zachování progresu. (Perry, Burnfield, 2010)

Během postupného zatěžování dochází ke zvětšení flexe v kolenním kloubu, která je kontrolována excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris do 15°. Flexe v koleni je důležitá pro tlumení nárazů a ochranu proximálních kloubů. Tato fáze vyžaduje také aktivitu extensorů a abduktorů kyčelního kloubu, kteří zvyšují stabilitu stojné dolní končetiny a pánve. (Rose, Gamble, 2006)

Střední stoj

Je první polovinou opory o jednu končetinu. Začíná odlepením druhé nohy od podložky a končí, když se váha těla přenesse nad přednoží. Období střední opory je v intervalu 12-31 % chůzového cyklu. (Perry, Burnfield, 2010)

Ve středním stoji je noha v kontaktu s podložkou. Cíl této fáze z hlediska biomechaniky je stabilizace kolenního kloubu a udržení těžiště nad opěrnou bází. Hlavní význam má tzv. zhoupnutí kotníku (ankle rocker), které umožňuje posunutí dolní končetiny přes zafixované chodidlo. K plynulému dokončení pohybu je nutná neomezená dorzální flexe v kotníku. Převládající brzdící sílu představuje aktivita m. soleus, spolu

s m. gastrocnemius a svaly v oblasti hlezna m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, m. peroneus longus, m. peroneus brevis upravují stupeň dorzální flexe. (Rose, Gamble, 2006)

Konečný stoj

Tímto obdobím končí opora o jednu končetinu. Začíná odlepením paty od podložky a pokračuje, dokud se druhá noha nedotkne patou podložky. Období aktivního odrazu trvá 31-50 % z chůzového cyklu. (Perry, Burnfield, 2010)

Konečný stoj zahrnuje extenzi v kyčelním kloubu, dorzální flexi a přenos zatížení přes fixované stojné chodidlo. Osa otáčení, kolem které se otáčí stojná dolní končetina, se přesouvá na úroveň přednoží. Společná excentrická kontrakce plantárních flexorů udržuje hlezenní kloub v lehké dorzální flexi a podmiňuje odlepení paty od podložky a zatížení se přenese na hlavičky metatarzů. M. soleus, m. tibialis posterior, mm. peronei a dlouhé flexory prstů plní stabilizační funkci. (Rose, Gamble, 2006)

Předšvih

Poslední část stojné fáze, je druhým okamžikem, kdy jsou obě DKK v opoře. Začíná okamžikem, když se druhá končetina dostane do období iniciálního kontaktu. Trvání předšvihu je v intervalu 50-62 % z chůzového cyklu. (Perry, Burnfield, 2010)

Důležitá je zde elevace chodidla, která umožňuje odlepení palce od podložky. Hmotnost těla je přenášena na kontralaterální končetinu. Reakční síla země se přesouvá za kolenní kloub a společně s kontrakcí m. triceps surae umožňuje flexi v kolenním kloubu (35-40°). Ta napomáhá odrazu palce a posunu končetiny dopředu. Po odlehčení odrazové končetiny dochází k rychlému poklesu aktivity plantárních flexorů, po přenosu energie z bérce na oblast kyčelního kloubu začíná flexe v kyčli. (Rose, Gamble, 2006)

3.2.2 Švihová fáze

Počáteční švih

Toto období je započato zvednutím nohy od podložky a ukončeno, když se švihová končetina dostane na úroveň stojné. Z chůzového cyklu zabírá interval 62-75 %. (Perry, Burnfield, 2010)

Během počátečního švihu dochází k 20° flexi v kyčelním a 20° flexi v kolenním kloubu (z původní 60° flexe). Kotník jde do dorzální flexe, která umožní odlepení paty

od podložky. Při fyziologické chůzi je flexe a extenze kolene během švihů pasivní, končetina pracuje jako prosté kyvadlo. (Rose, Gamble, 2006)

Střední švih

Je druhým obdobím švihové fáze, během něhož se švihová končetina dostává před stojnou. Interval trvání fáze je 75-57 % chůzového cyklu. (Perry, Burnfield, 2010)

V mezišvihů hraje zásadní roli flexe kyčelním kloubu (25°) a neutrální pozice kotníku, přičemž tibiie se dostává do vertikály. Pokračuje posun dolní končetiny dopředu, chodidlo není v kontaktu s podložkou. K dalšímu pokračování pohybu je nezbytná extenze v kolenní a dorzální flexe v hlezenním kloubu. (Rose, Gamble, 2006)

Konečný švih

Závěrečné období, které začíná vertikální tibií a končí dopadem nohy na podložku. Trvání tohoto období je v intervalu 87-100 % chůzového cyklu. (Perry, Burnfield, 2010)

V konečném švihů je koleno plně extendované, v kyčli zůstává 25° flexe a kotník je v neutrálním postavení. Flexe v kyčli je ukončena aktivací hamstringů, zatímco hybnost a kontrakce m. quadriceps vrací koleno do neutrální pozice. V rámci přípravy na počáteční kontakt se aktivují svaly m. gluteus maximus a m. adductor magnus. (Rose, Gamble, 2006)

3.3 Reakční síla podložky

Reakční síla je síla, která působí na tělo v důsledku těla dotýkajícího se nebo dopadajícího na zem. To se vztahuje k Newtonovu 3. zákonu o rovné a opačné reakční síle a 2. zákonu týkajícímu se zpomalení během dopadu nebo zrychlení během odrazu. (Richards, 2018)

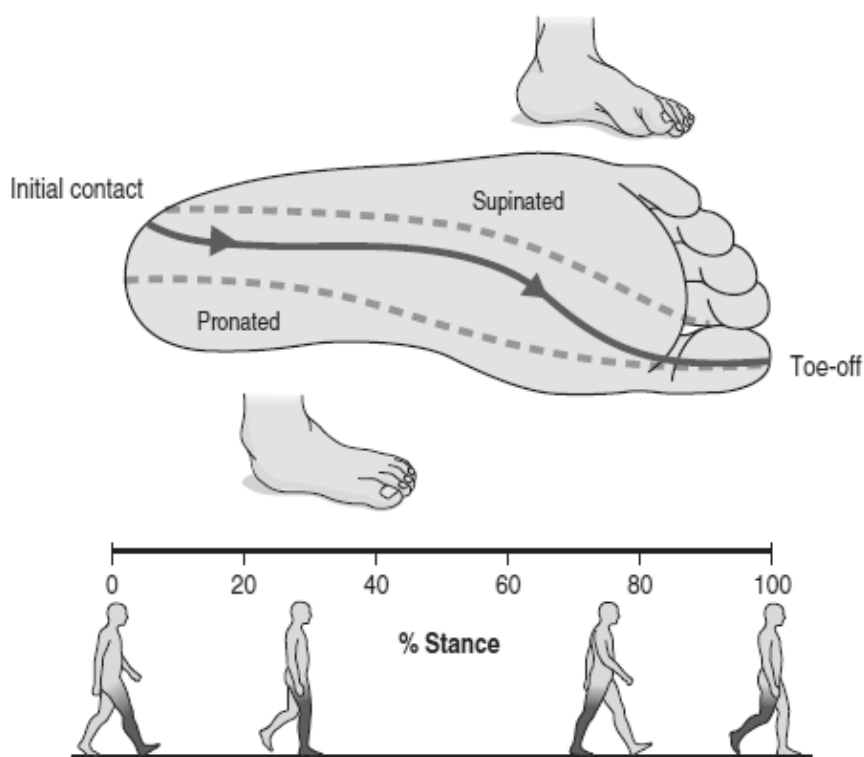
Vyjadřuje dynamické změny v zatížení nohy. (Winter, 1995) Reakční síla je třídimenzionální vektor, a skládá se z vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální komponenty. (Whittle, 2007)

3.3.1 Centre of Pressure

Centre of Pressure (COP) je místem působení vektoru reakční síly podložky. Analýza trajektorie COP během chůze nám může dát informace o posturální stabilitě jedince a také o mechanismu zatěžování chodidla. (Kirtley, 2006)

Během normální chůze se COP přesouvá z laterálního okraje paty při iniciálním kontaktu, jde přes střed chodidla k metatarsophalangeálním kloubům, kde se stáčí mediálně pod palec při odlepení prstů. Když noha pronuje stáčí se dráha mediálně, zatímco při supinaci posouvá se laterálně. (viz Obrázek 1) (Kirtley, 2006)

Obrázek 1 Dráha COP při normální chůzi



Zdroj: Kirtley, 2006, str. 91

4 VYŠETŘOVACÍ METODY KE SLEDOVÁNÍ ZMĚN

4.1 Počítačová analýza stoje a chůze

Na trhu existuje několik různých přístrojů a programů, kterými lze analyzovat statickou a dynamickou funkci nohy. Vařeka (2010) uvádí, že jsou využívány hlavně 3 hlavní systémy: 1) dynamická plantografie (pedobarografie) – tlaková deska měřící rozložení tlaků pod ploskou, např. RScan International; 2) silová plošina – měřící reakční síly podložky a změny polohy působišť této síly, např. Kistler Instruments AG; 3) systém kinematické 3D analýzy, např. Vicon Motion Systems. (Vařeka, Vařeková, 2010)

4.1.1 Press-cam V5

Press-cam V5 (Podiatech Sidas Medical, Helsinky, Finland) je tlakové zařízení, jehož pomocí lze provádět statickou, dynamickou a posturologickou analýzu chodidla. Všechna data z analýzy je možno uložit a opětovně s nimi pracovat. Velikost tenzometrické desky je 550 × 661 mm (šířka x délka) z čehož aktivní snímací plocha tvoří 400 × 400 mm. (Sidas, 2019)

4.2 Testování hlubokého stabilizačního systému

Palaščíková Špringrová (2010) udává, že stabilizační funkce páteře lze vyšetřovat buď testy vycházejícími z „Australské školy“, nebo testy vycházejícími z motorické ontogeneze anebo vyšetřením segmentální instability bederní páteře.

4.2.1 Vyšetření funkce HSS pomocí stabilizéru

Tento test vychází z „Australské školy“ a je zaměřen především na hodnocení mm. multifidi a m. transversus abdominis. Při hodnocení svalového korzetu se pacient instruuje, tak aby se pokusil „aktivovat – vtáhnout spodní břicho“. Stabilizér je zařízení, které monitoruje postavení bederní páteře a poskytuje zpětnou vazbu o pohybu páteře a aktivitě svalů, které stabilizují bederní páteř, prostřednictvím informací o změně tlaku. Místo stabilizéru lze při testování využít lékařský tonometr.

Testování stabilizační funkce m. transversus abd. a m. obliquus abd. internus vleže na břiše

Tonometr se umístí mezi břicho pacienta a podložku. Nahustí se na hodnotu 40 mmHg. Pacient aktivuje m. transversus abd. a mm. interni obliqui abdomini, tím že

přiblíží břišní stěnu k páteři, bez souhybu pánve a páteře a udrží aktivitu po dobu 10-15 sekund. Tlak by měl poklesnout o 6-10 mmHg nebo maximálně o 10 % z výchozí hodnoty. Terapeut provádí palpaci aktivity břišní stěny mediokaudálně od SIAS.

Testování stabilizační funkce m. transversus abd. vleže na zádech

Tonometr se umístí mezi břicho pacienta a podložku. Nahustí se na hodnotu 25 mmHg. Pacient aktivuje m. transversus abd., tím že přiblíží břišní stěnu k páteři, bez souhybu pánve a páteře a udrží aktivitu po dobu 10-15 sekund. Tlak by se měl navýšit maximálně o 5 mmHg. Snížení tlaku znamená aktivitu m. iliopsoas, zvýšení tlaku o 15 mmHg značí aktivitu globálních stabilizátorů (m. rectus abd., m. obliquus abd, internus a externus, m. longissimus thoracis, m. iliocostalis thoracis, m. iliopsoas, iliokostální část m. quadratus lumborum, m. erector spinae, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus, m. biceps femoris). Terapeut provádí palpaci aktivity břišní stěny mediokaudálně od SIAS.

Testování stabilizační funkce m. transversus abd. vleže na zádech v kombinaci s elevací DKK

Tonometr se umístí mezi břicho pacienta a podložku. Nahustí se na hodnotu 25 mmHg. Pacient aktivuje m. transversus abd., tím že přiblíží břišní stěnu k páteři, bez souhybu pánve a páteře a elevuje jednu DK a udrží aktivitu po dobu 10-15 sekund, poté druhou DK. Tlak by se měl udržet na výchozí hodnotě. Terapeut provádí palpaci aktivity břišní stěny mediokaudálně od SIAS. (Palašáková Špringrová, 2010)

4.3 Somatometrie

Je metoda k určování rozměrů kostry na žijících jedincích. Měří se vzdálenosti mezi body na těle, které jsou označeny řeckými názvy. Je nutno zachovat určité zásady při měření: dodržovat zásady hygieny a umýt si ruce před a po vyšetření, neopomenout vydesinfikovat i měřidlo; brát ohled k pacientovi; měřit jenom v nejnútnejším oblečení; měřit v místnosti, která je dostatečně teplá; měření by měla provádět stejná osoba ve stejnou denní dobu. (Haladová, Nechvátalová, 1997)

4.3.1 Obvodové rozměry

Jsou měřeny páskovou mírou (běžně se používá krejčovský metr) Hodnoty se udávají v centimetrech. (Haladová, Nechvátalová, 1997)

PRAKTICKÁ ČÁST

5 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této práce je pozorovat, zda vzniknou změny rozložení zátěže nohy ve statické a dynamické aktivitě, na aktivitě hlubokého stabilizačního systému a obvodového rozměru nohy po minimálně 6 měsících nošení barefoot obuvi. K zjištění změn bude využito přístrojové vyšetření pomocí Presscam V5, lékařského tonometru BOSO Profitest a páskové míry.

Pro dosažení cíle je nutno splnit následující body:

1. Načrpat teoretických znalostí z různých zdrojů o biomechanice dolní končetiny, chůzi, fasciích, hlubokém stabilizačním systému, barefoot obuvi.
2. Vybrat jedince, kteří doposud nenosili barefoot obuv.
3. Uvědomit si a nastudovat vhodné metody testování a pozorování pro potvrzení či vyvrácení stanovených hypotéz.
4. Sestavit hypotézy, pracovat samostatně, testovat, analyzovat výsledky.

Tyto výsledky budou uceleny, porovnány a diskutovány v závěru práce a budou konfrontovány s hypotézami.

6 HYPOTÉZY

6.1 Hypotéza 1

Předpokládáme, že se všem probandům po minimálně 6 měsících nošení BF obuvi nastane změna v rozložení zátěže chodidel ve stoji.

6.2 Hypotéza 2

Předpokládáme, že u všech probandů po minimálně 6 měsících nošení BF obuvi nastane posun trajektorie COP při chůzi.

6.3 Hypotéza 3

Předpokládáme, že se všem probandům po minimálně 6 měsících nošení BF obuvilepší zapojení m. transversus abdominis do funkce hlubokého stabilizačního systému.

6.4 Hypotéza 4

Předpokládáme, že se všem probandům po minimálně 6 měsících nošení BF obuvi zvětší obvod nohy přes hlavičky metatarsů.

7 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

K zjištění možností změn byla sledována skupina 14 dospělých probandů. Soubor byl složen z probandů, kteří byli osloveni na facebookové stránce věnující se BF obouvání (Barefoot nejen pro děti – ČR/SR), v prodejně Vivobarefoot Plzeň a Bosorka v Plzni. Soubor obsahoval 5 mužů a 9 žen, ve věkovém rozmezí 20-39 let.

Souhlas probandů se spoluprací na této BP a publikování pořízené fotodokumentace pro potřeby BP je uložen u autora práce.

Vyšetření probíhala v Centru chůze, pracoviště Protetika Plzeň s.r.o. Souhlas pracoviště, je uložen u autora práce.

Charakteristika sledovaného souboru

Tabulka 5 Anamnestické údaje probandů

Proband	Pohlaví	Věk (let)	Váha (kg)	Velikost nohy	Zdrav. stav – nemoci, významné operace a úrazy
1	muž	37	94	42	
2	žena	23	63	39	
3	žena	39	61	38/39	bolesti zad
4	žena	37	64	39	LDK – operace meniskus a ruptura LCA (2015)
5	muž	21	80		
6	žena	24	58	37	bolesti zad, 2x ASK PDK KoK, 1x ASK LDK KoK
7	muž	21	79	43	PDK - fraktura 3. MT (2012), ruptura m.biceps femoris (2014), distorze hlezno (2018)
8	žena	22	61		
9	muž	22	85	45	
10	žena	22	61	38/39	občasné bolesti pravé kyčle a pravého ramene
11	žena	20	80	39	LDK – částečně odebraný meniskus
12	žena	31	61	39/40	
13	žena	35	70	40	Roztroušená skleróza
14	muž	26	91	44	

Zdroj: Vlastní

Poznámka: LDK = levá dolní končetina, LCA = ligamentum cruciatum anterior, ASK = artroskopie, PDK = pravá dolní končetina, KoK = kolenní kloub, MT = metatars

8 METODIKA PRÁCE

Měření probíhalo v Centru chůze, Luční 2 v Plzni, dle časových možností probandů, převážně během víkendů. Před započítím vyšetření byli probandi obeznámeni s průběhem měření a souhlasili s využitím dat získaných během měření, podepsáním Informovaného souhlasu (viz Příloha 1).

Vstupní i výstupní vyšetření trvalo přibližně 45-60 minut. Nejprve proband vyplnil Vstupní dotazník (viz Příloha 2).

Poté jsme v programu Presscam s připojenou deskou vytvořili nového pacienta, zadáním základních údajů o probandovi, které program vyžaduje. Výběrem záložky Exam v programu, bylo vytvořeno nové měření, pojmenované stoj. V záložce Acquisition bylo z možností vybráno měření Static. Poté jsme mohli začít s vyšetřením. Proband si stoupl na desku, srovnal si chodidla tak, aby obě paty byly na stejné úrovni a snímek se uložil. Pro dynamické vyšetření chůze bylo vytvořené nové měření s názvem chůze, v záložce Acquisition – Dynamic. Proband byl požádán o svou přirozenou chůzi. Nejprve si proband zkusil 3x projít úsek dlouhý 2 m, ve kterém byla uprostřed položena deska, na kterou se musel trefit nejprve levým a cestou zpět pravým chodidlem. Po čtvrté se již chůze zaznamenala a uložila do programu.

Následovalo vyšetření HSSP za pomoci lékařského tonometru. Vyšetření probíhalo v druhé místnosti Centra chůze, na fyzioterapeutickém lehátku. První bylo testování stabilizační funkce m. transversus abd. a m. obliquus abd. internus vleže na břiše. Proband si lehl břichem na lehátko na umístěný tonometr, tak aby ho měl pod břichem. Tonometr se nahustil na hodnotu 40 mmHg, následně byl proband vyzván, aby přiblížil břišní stěnu k páteři a ta se oploštila. V tomto měl setrvat 10-15 sekund a byla palpována aktivita břišní stěny. Druhé bylo testování stabilizační funkce m. transversus abd. vleže na zádech. Proband se přetočil na záda, pokrčil si DKK a upravila se pozice tonometru. Tlak v tonometru byl snížen na hodnotu 25 mmHg. Opět byl proband vyzván k aktivaci stejným pokynem a měl vydržet 10-15 sekund, palpace byla také stejná. Třetí, poslední bylo testování stabilizační funkce m. transversus abd. vleže na zádech v kombinaci s elevací DKK. U tohoto zachoval proband stejnou polohu, po aktivaci, byl vyzván k elevaci levé DK s výdrží 10-15 sekund a poté pravé DK. Čas výdrže byl měřen aplikací stopky na mobilním telefonu Xiaomi Redmi 3. Hodnota na tonometru během aktivace byla zaznamenána do tabulky.

Posledním úkonem při vyšetření bylo změření obvodového rozměru mezi I.-V. metatarzem. Proband se postavil na část podlahy s pevným povrchem (dlažba), pod hlavičky metatarzů byla umístěna pásková míra a na nártu byla odečtena hodnota obvodu. Noha byla ve stoji, se snahou rovnoměrného zatížení nohou.

Výstupní vyšetření probíhalo stejně jen s rozdílem vyplnění Výstupního dotazníku (viz Příloha 3).

Data z programu Presscam byly uloženy ve formě obrázků přes program Výstřižky a uloženy k pozdějšímu vyhodnocení.

Hodnoty reakčních sil byly zaneseny do tabulek v programu Microsoft Excel 2016 a udělal se z nich aritmetický průměr, z něhož se udělala tabulka a graf pro odečtení výsledku.

Obrázky chodidla při chůzi s trajektorií COP byly graficky vyhodnoceny za pomoci programu Adobe InDesign, kde se přes ně dala jako další vrstva obrázků s ideálním tvarem trajektorie COP dle Kirtley (2006). Po vyhodnocení byla vytvořena tabulka s výsledky v Microsoft Excel 2016.

Naměřené hodnoty z vyšetření pomocí tonometru byly zaneseny do tabulek v Microsoft Excel 2016 a vyhodnoceny. U prvního testování měla být hodnota značící aktivitu m. transversus abd. v rozmezí 34–30 mmHg (nebo by měl tlak klesnout z původních 40 mmHg o max 10 %). U druhého testování se měl tlak zvýšit maximálně o 5 mmHg (na max. 30 mmHg). U třetího testování se udávalo setrvání na výchozí hodnotě (Špringrová,2010), Suchomel, Lisický (2004) uvádí zvýšení o maximálně 5 mmHg.

Obvodové rozměry změřené páskovou mírou, byly vloženy do programu Microsoft Excel 2016, vytvořeny tabulky, pak byl spočítán rozdíl mezi výstupním a vstupním vyšetřením u jednotlivých probandů a z rozdílů vytvořen graf.

9 VÝSLEDKY

9.1 Hypotéza 1

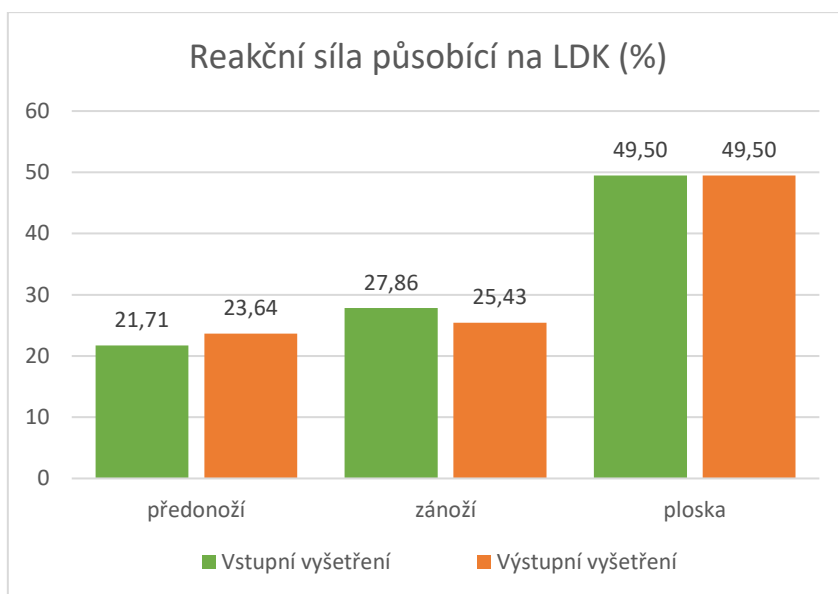
Předpokládáme, že se všem probandům po minimálně 6 měsících nošení BF obuvi nastane změna v rozložení zátěže chodidel ve stoji.

Tabulka 6 Průměrné rozložení reakčních sil při stoji

	Reakční síla působící na LDK (%)			Reakční síla působící na PDK (%)		
	přednoží	zánoží	ploska	přednoží	zánoží	ploska
Vstupní	21,71429	27,85714	49,5	21,14286	29,64286	50,5
Výstupní	23,64286	25,42857	49,5	23,35714	27,07143	50,5

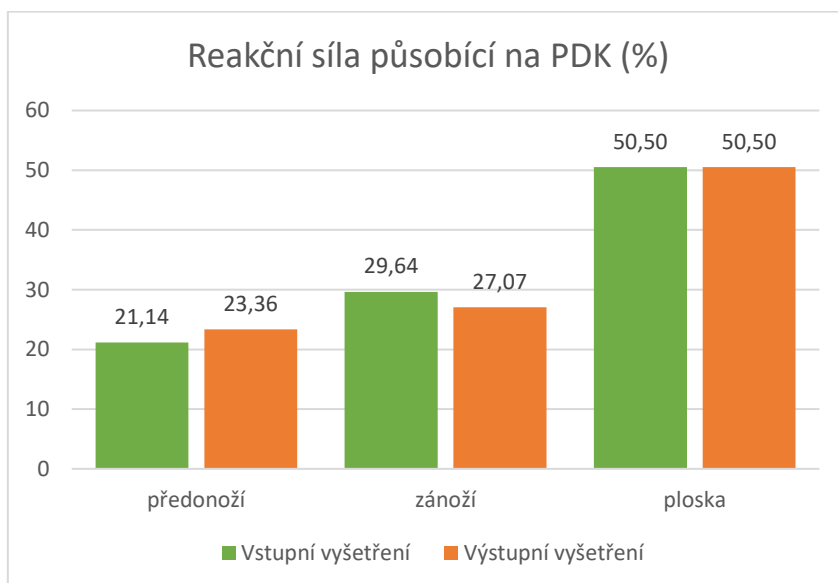
Zdroj: Vlastní

Graf 1 Porovnání průměrného rozložení reakčních sil na LDK při stoji (%)



Zdroj: Vlastní

Graf 2 Porovnání průměrného rozložení reakčních sil na PDK při stoji (%)



Zdroj: Vlastní

Z průměrných hodnot lze usoudit, že nedošlo ke změně při posuzování mezi levou a pravou dolní končetinou. Při posuzování v rámci jedné končetiny došlo k přesunu síly z oblasti zánoží na oblast přednoží.

Hypotézu nelze potvrdit.

9.2 Hypotéza 2

Předpokládáme, že u všech probandů po minimálně 6 měsících nošení BF obuvi nastane posun trajektorie COP při chůzi.

Tabulka 7 Křivky COP na LDK a jejich změny

Proband	Typ křivky LDK		Změna
	Vstup	Výstup	
1	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	ANO
2	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	ANO
3	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE
4	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE
5	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE
6	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE
7	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE
8	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE
9	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE
10	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE
11	Zánoží I/PRO, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	ANO
12	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE
13	Zánoží I/PRO, Přednoží SUP	Zánoží I/PRO, Přednoží SUP	NE
14	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží I, Přednoží SUP	NE

Zdroj: Vlastní

Poznámka: I = ideální, PRO = pronace, SUP = supinace

Tabulka 8 Křivky COP na PDK a jejich změny

Proband	Typ křivky PDK		Změna
	Vstup	Výstup	
1	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
2	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
3	Zánoží I, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	ANO
4	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží I/SUP	ANO
5	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
6	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
7	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
8	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
9	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
10	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
11	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
12	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží I/SUP	ANO
13	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE
14	Zánoží PRO, Přednoží SUP	Zánoží PRO, Přednoží SUP	NE

Zdroj: Vlastní

Poznámka: I = ideální, PRO = pronace, SUP = supinace

Změna nastala u 6 probandů a pouze vždy na 1 dolní končetině.

Hypotézu nelze potvrdit.

9.3 Hypotéza 3

Předpokládáme, že se všem probandům po minimálně 6 měsících nošení BF obuvilepší zapojení m. transversus abdominis do funkce hlubokého stabilizačního systému.

Tabulka 9 Výsledky testování stabilizační funkce m. transversus abd. a m. obliquus abd. internus vleže na břiše (mmHg)

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Vstup (mmHg)	50	48	50	44	45	38	42	50	44	44	44	52	44	40
Výstup (mmHg)	42	48	50	48	38	44	60	48	44	46	44	60	50	42

Zdroj: Vlastní

Tabulka 10 Výsledky testování stabilizační funkce m. transversus abd. vleže na zádech (mmHg)

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Vstup (mmHg)	30	34	36	32	30	30	35	34	30	32	36	30	30	30
Výstup (mmHg)	32	38	32	32	28	28	30	32	30	27	32	20	34	30

Zdroj: Vlastní

Tabulka 11 Výsledky testování stabilizační funkce m. transversus abd. vleže na zádech v kombinaci s elevací DKK (mmHg)

Proband	Elevace LDK (mmHg)		Elevace PDK (mmHg)	
	Vstup	Výstup	Vstup	Výstup
1	34	34	30	30
2	44	46	42	44
3	40	44	38	36
4	28	40	27	46
5	40	36	34	36
6	38	36	34	28
7	34	30	40	32
8	34	34	40	36
9	32	34	40	30
10	32	20	38	22
11	40	28	44	30
12	32	32	32	32
13	32	32	40	32
14	44	32	36	36

Zdroj: Vlastní

U prvního testu došlo ke zlepšení pouze u 1 probanda. U druhého testu došlo ke zlepšení u 4 probandů. U třetího testu došlo ke zlepšení u 4 probandů, z toho pouze u 1 probanda bylo zlepšení u elevace obou dolních končetin.

Hypotézu nelze potvrdit.

9.4 Hypotéza 4

Předpokládáme, že se všem probandům po minimálně 6 měsících nošení BF obuvi zvětší obvod nohy přes hlavičky metatarsů.

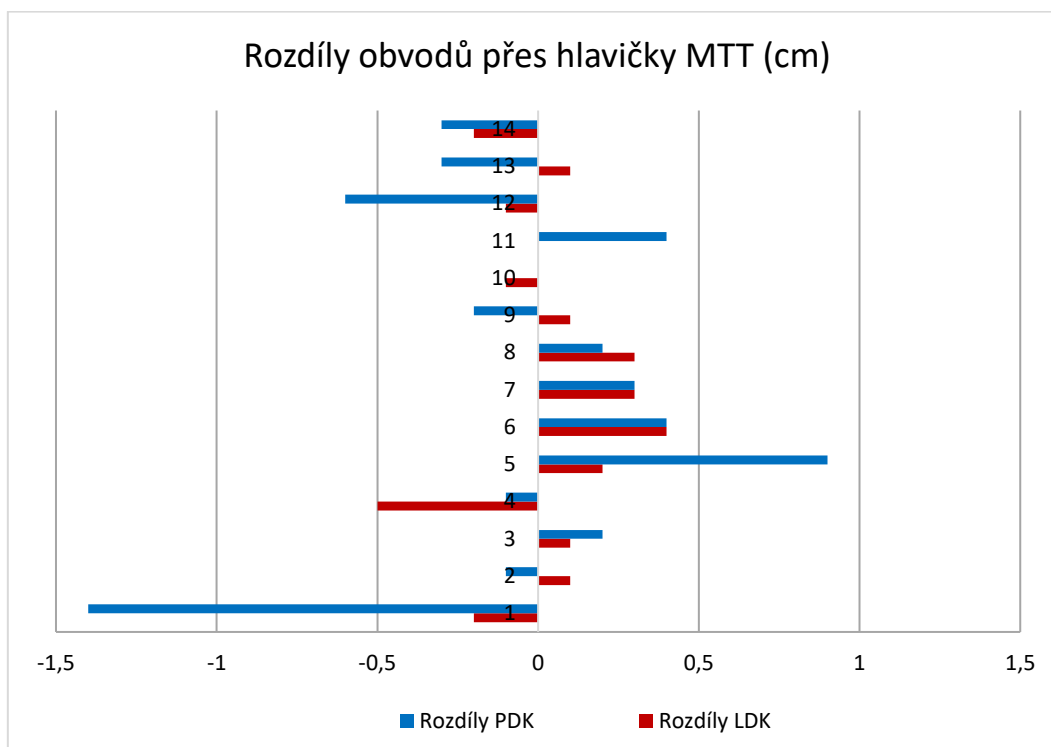
Tabulka 12 Rozdíly obvodů přes hlavičky metatarzů (cm)

Proband	LDK	PDK
1	-0,2	-1,4
2	0,1	-0,1
3	0,1	0,2
4	-0,5	-0,1
5	0,2	0,9
6	0,4	0,4
7	0,3	0,3
8	0,3	0,2
9	0,1	-0,2
10	-0,1	0
11	0	0,4
12	-0,1	-0,6
13	0,1	-0,3
14	-0,2	-0,3

Zdroj: Vlastní

Poznámka: Plusové hodnoty udávají zvětšení rozměru, mínusové zmenšení rozměru obvodu.

Graf 3 Porovnání rozdílů obvodů přes hlavičky metatarzů (cm)



Zdroj: Vlastní

Ke zvětšení obvodu přes hlavičky metatarzů na obou dolních končetinách došlo u 5 probandů. U 4 probandů došlo ke zvětšení na jedné dolní končetině.

Hypotézu nelze potvrdit.

10 DISKUZE

V naší práci jsme se snažili zjistit, jestli nastanou změny po nošení barefoot obuvi na rozložení zátěže na chodidle, linii chůze, aktivitu hlubokého stabilizačního systému a obvod chodidla. Probandi měli po vstupním vyšetření začít nosit BF obuv, dle parametrů svého chodidla – správný tvar špičky, vhodná velikost nadměrku. Nicméně pouze polovina probandů nosila obuv denně, po celou dobu mezi vyšetřeními, druhá polovina pouze do přechodu říjen/listopad, než jim byla v BF botách zima anebo si z finančních důvodů nepořídili další BF boty. Tudíž nelze čekat průkazné výsledky. Pro to, aby byly výsledky průkazné by bylo potřeba alespoň 30 probandů a dalších 30 do skupiny na porovnání.

Zhodnocení probíhalo porovnáváním 2 vyšetření – vstupního a výstupního. Porovnávány byly jednotlivé výsledky i průměrné hodnoty.

V *první hypotéze* se porovnávalo rozložení zatížení chodidla ve stoji. Z průměrných hodnot výsledků z Tabulky 6 můžeme odečíst, že k velkým změnám nedošlo. Stranový rozdíl mezi končetinami byl pouhé 1 % a nedošlo k jeho změně po dobu mezi vstupním a výstupním vyšetřením. Zatímco u rozložení tlaku na plantě, došlo při výstupním vyšetření k posunu přibližně 2 % síly ze zánoží na přednoží.

O tom, jaké by mělo být ideální rozložení zatížení na chodidle se literatura moc nezmiňuje. Véle (2006) udává, že volný vzpřímený stoj nikdy není symetrický, symetrie je spíše výjimkou. Stranový rozdíl mezi končetinami by neměl převyšovat 10-15 % celkové hmotnosti. A zátěž planty taky není symetrická - 50 % je na patě a zbytek je rozložen na přednoží s maximem na palci. Dylevský (2009) zmiňuje, že výsledky stabilometrických měření ukazují 60 % zátěže směřuje do zadní části nohy a 40 % do přední části.

Jiné hodnoty udávají Hamill a Knutzen (1995): zatížení paty je 75 % a zatížení přednoží 25 % celkové tělesné hmotnosti. Tento názor je podpořen Dungleem (1989), který uvádí, že větší zatížení připadá do oblasti paty.

U *druhé hypotézy* jsme zvolili grafické vyhodnocení, jelikož program Presscam neumožňoval číselné vyhodnocení. U dalšího výzkumu v této oblasti, bych doporučila zvolit jiný program pro vyšetřování, například Footscan nebo Emed. Je publikována studie, jejíž

výsledky ukazují, že systém Footscan® je spolehlivým nástrojem pro hodnocení dynamiky rozložení plantárního tlaku během chůze naboso u zdravých účastníků. (Xu et al., 2017)

Nicméně výsledky naznačují, že se průběh trajektorie COP změnil jen velice málo. Jen u 6 probandů došlo ke změně trajektorie. Jak říká Kirtley (2006), že trajektorie COP vypovídá o mechanismu zatěžování nohy a o posturální stabilitě. Je málo odborné literatury věnující se mechanismu zatěžování nohy při chůzi, většina se jich zabývá posturální stabilitou, a to ještě ve statických pozicích.

Ale například Han et al. (2011) porovnávali trajektorii COP mezi normální a plochou nohou při chůzi. Trajektorie normální nohy má tendenci stáčet se mediálně v přednoží, zatímco plochá noha směřuje spíše rovně.

Wong et al. (2008) ve zabývali vlivem morfologie nohy na výchylky COP během bosé chůze. Jejich výsledkem bylo, že supinovaný typ nohy (vysoká noha) vykazuje relativně velké výchylky, zatímco pronovaný typ nohy (plochá noha) vykazuje relativně malé výchylky od střední linie nohy. A udávají, že COP odchylky mohou být ovlivněny i dalšími faktory než jen typem nohy.

Crawford a Segel (2014) ve svém článku zmiňují, že v kontaktní fázi může linie začínat na laterální straně paty a pokračovat významným mediálním pohybem, což může značit varózní patu. Nebo může začátek být na mediální straně paty a pokračovat vpřed s malou nebo žádnou výchylkou, což může svědčit o snížené kapacitě absorbování otřesů. Snížení kapacity, ale může také svědčit o limitované nebo snížené aktivaci svalů v okolí kloubu. Ve střední části stojné fáze má pes planus tendenci vykazovat rovnější a pomalejší průběh linie COP, naopak rigidní pes cavus bude obloukovitá a pohybovat se rychleji. V propulzivní subfázi se linie COP odchýlí od směru pohybu těla (mediálně). Sklon, rozsah a rychlost pohybu v tomto segmentu linie chůze obvykle odpovídá přesnému směru pohybu a vypovídá o přítomnosti varózní nebo valgózní deformity v přední části nohy a stavu příčného oblouku.

U *třetí hypotézy* jsme předpokládali, že selepší funkce m. tranversus abdominis, jež je součástí hlubokého stabilizačního systému, díky propojení chodidla a HSS. Avšak k jednoznačnému zlepšení nedošlo. Většina probandů dle hodnot místo zapojení lokálních stabilizátorů, zapojovala stabilizátory globální.

Toppischová a Šnoplová (2008) popisuje, že neřešená porucha pohybu v oblasti nohy se časem projeví jako bolest zad. Z toho by se dalo usuzovat, že pokud by se zlepšila pohybová funkce nohy, mohlo by dojít k vymizení bolesti zad. Na tuto oblast by mohl směřovat další podrobnější výzkum.

Zajímavým faktem dle Splichal (2015) je, propojení nohy se stabilitou středu těla. Od nohy jde ko-aktivační vzor ke středu těla a tato kaskáda byla před programovaná od té doby, co jsme začali chodit. V průběhu času a s věkem se tato reflexní ko-aktivace ztrácí. Jedním z faktorů zpoždění je obuv.

Čtvrtou hypotézou jsme chtěli zjistit, zda když bude mít noha více prostoru v botě dojde k jejímu rozšíření („rozplácnutí“ – jak udávají uživatelé barefoot bot). Proto, jsme zvolili měření obvodu přes hlavičky metatarsů. Podle naměřených hodnot (viz Tabulka 13) nelze jednoznačně říct, že by došlo ke zvětšení obvodu u všech. Dle našeho názoru na tento rozměr může mít vliv více faktorů, například nošení BF bot nedostatečně dlouhou dobu, stav příčné klenby, stav vaziva. Po ukončení a vyhodnocení výsledků, jsme zjistili, že by bylo vhodné přidat k tomuto rozměru ještě rozměry délky a šířky nohy, což by nám přineslo lepší možnost pozorování změn.

Zajímavá je studie D'Août et al. (2009) kteří porovnávali skupiny Indů nenosících boty, Indů nosících boty a Belgičanů nosících boty. Výsledky skupiny Belgičanů se lišily především v relativně kratším a užším chodidle, s větším zatížením paty a pod hlavičkou 2. a 3. metatarzu. Větší rozdíl byl od skupiny bosých Indů. U nich byla noha širší a tlak lépe rozložen a nevykazoval, tak vysoké vrchoły.

ZÁVĚR

Cílem práce bylo pozorovat, zda nastanou změny po minimálně 6měsíčním nošení barefoot obuvi. Vyšetřováno bylo 14 probandů a pro vyšetření byla využita deska Presscam V5, lékařský tonometr BOSO Profitest a pásková míra. Výsledky ukazují, že nějaké změny nastaly, ale nelze souhrnně říci, že u všech probandů. Pozorované změny v reakci na změnu typu obuvi se u jednotlivých probandů liší. To může být způsobeno jednak objektivními příčinami (reálná doba nošení BF obuvi, množství fyzické aktivity, předchozího zranění či nemoci konkrétního probanda), druhá subjektivními obecně definovatelnými specifiky jednotlivce. Určitě by bylo do budoucna vhodné zahrnout do zkoumání i další parametry probandů, jakožto určení typu nohy a výrazné patologie, sportovní aktivitu.

Bohužel polovina probandů BF boty nenosila v chladném období (podzim/zima), což je škoda a výsledky mohly být viditelné. Původně byla doba výzkumu nastavena na období duben–říjen, ale vzhledem k počátečním problémům, mezi něž patřilo sehnání dostatečného množství probandů, kteří by byli ochotní se zúčastnit bez peněžní odměny nebo přijet do Plzně, se doba počátku více roztáhla. A následně se tím posunula i doba výstupních vyšetření. U každého probanda se také domlouvalo vyšetření, dle jeho časových možností, svých časových možností a možností volných prostor Centra chůze. Což nejednou bylo náročné.

Jsem si vědoma i dalších nedostatků, které se v průběhu vyskytly, například nevhodnost vyšetřovacího přístroje, když na změnu bylo již pozdě. Věřím, že do budoucna budu mít možnost podílet se na dalším výzkumu týkajícího se barefoot a budu moci využít svých zkušeností a poučit se z chyb, které provázely tuto práci.

Určitě bych chtěla zmínit probanda 13 vzhledem k diagnóze roztroušené sklerózy. Z tohoto hlediska nás zajímalo, jestli nastanou nějaké změny. Změny nenastaly, ale nedošlo ani ke zhoršení stavu probanda. Což bereme za pozitivum.

I přesto, že sledovaný soubor byl tvořen malým počtem probandů a neshodoval se s jinými studii na podobnou problematiku, nelze na základě výsledků tvrdit, že nenastanou žádné změny nošením BF obuvi. Zde bychom doporučili další a delší sledování probandů, jelikož mnohé změny by mohly nastat ještě po delší době, než je půl roku.

SEZNAM LITERATURY

BOWMAN, Katy. *Celým tělem naboso: zdárný přechod na minimalistickou obuv*. Praha: DharmaGaia, 2017. 198 stran. ISBN 978-80-7436-069-5.

CRAWFORD, Sally a. SEGEL Jay D. The Anatomy of a COP Gait Line and Computer Aided Gait Analysis. *Podiatry Management* [online]. 2014, 2014, 151-158 [cit. 2019-03-22]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/265686253_The_Anatomy_of_a_COP_Gait_Line_and_Computer_Aided_Gait_Analysis

D'AOÛT, K., T.C. PATAKY, D. DE CLERCQ a P. AERTS. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers†. *Footwear Science* [online]. 2009, 1(2), 81-94 [cit. 2019-03-22]. DOI: 10.1080/19424280903386411. ISSN 1942-4280. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/19424280903386411>

DUNGL, Pavel. *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum, 1989.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

EARLS, James. *Born to walk: myofascial efficiency and the body in movement*. Chichester: Lotus Publishing, 2014. 213 stran. ISBN 978-1-58394-769-2.

HALADOVÁ, Eva a NECHVÁTALOVÁ, Ludmila. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 2. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2003. 135 s. ISBN 80-7013-393-7.

HAN, Jin Tae, Hyun Mo KOO, Jae Min JUNG, Yeun Jung KIM a Jung Hoon LEE. Differences in Plantar Foot Pressure and COP between Flat and Normal Feet During Walking. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2011, 23(4), 683-685 [cit. 2019-03-23]. DOI: 10.1589/jpts.23.683. ISSN 0915-5287. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/23/4/23_4_683/_article

HAMILL, Joseph a Kathleen KNUTZEN. *Biomechanical basis of human movement*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2003. ISBN 0781734053.

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints*. 6th ed., English ed. New York: Churchill Livingstone, 2011. ISBN 97807020-3942-3.

KIRTLEY, Chris. The ground reaction in normal gait. *Clinical Gait Analysis* [online]. Elsevier, 2006, 2006, s. 83-96 [cit. 2019-03-09]. DOI: 10.1016/B978-0-443-10009-3.50009-6. ISBN 9780443100093. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780443100093500096>

KOLÁŘ, Pavel a LEWIT, Karel. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, roč. 6, č. 5, s. 270-275 [cit. 2019-02-24]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>

KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, ©2009. xxxi, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

LEWITOVÁ, Clara. O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*. 2016, č. 2, s. 5-8, ISSN 2464-6784.

LIEBERMAN, Daniel E. What We Can Learn About Running from Barefoot Running. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. 2012, 40(2), 63-72 [cit. 2018-08-25]. DOI: 10.1097/JES.0b013e31824ab210. ISSN 0091-6331. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00003677-201204000-00003>

MYERS, Thomas W. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. 2nd ed. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone, 2009. x, 295 s. ISBN 978-0-443-10283-7.

NURSE, Matthew A. a Benno M. NIGG. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics* [online]. 2001, 16(9), 719-727 [cit. 2018-08-24]. DOI: 10.1016/S0268-0033(01)00090-0. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003301000900>

PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, Ingrid. *Funkce – diagnostika – terapie hlubokého stabilizačního systému*. 1. vyd. [Česko]: I.Palaščáková Špringrová, 2010. 67 s. ISBN 978-80-254-7736-6.

PERRY, Jacquelin a BURNFIELD, Judith M. *Gait analysis: normal and pathological function*. Second edition. Grove Road: SLACK, [2010], ©2010. xvi, 551 stran. ISBN 978-1-55642-766-4.

PROČKOVÁ, Pavla. Život naboso. *Umění fyzioterapie*. 2016, č. 2, s. 55-59, ISSN 2464-6784.

RICHARDS, Jim. *The comprehensive textbook of clinical biomechanics*. Second edition. Edinburgh: Elsevier, 2018. xvi, 363 s. ISBN 978-0-702-05490-7.

ROSE, Jessica a GAMBLE, James Gibson. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2006. 234 s. ISBN 9780781759540

SIDAS. Analýza chodidla PRESS-CAM V5. <https://www.sidas.cz> [online]. [cit. 2019-02-21]. Dostupné z: <https://www.sidas.cz/odstranene-produkty/975-analyza-chodidla-press-cam-v5.html>

SKALKA, P. Možnosti léčebné rehabilitace v léčbě močové inkontinence. *Urologie pro praxi* [online], 2002/12/31 2002, 3(3), s. 94-100. [cit. 2019-02-27] Dostupné z: <https://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2002/03/02.pdf>

SPLICHAL, Emily. *Barefoot strong*. USA, 2015. ISBN 978-0-692-38090-1.

SUCHOMEL, Tomáš. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 11, č. 3, s. 112-124, ISSN 1211-2658

TOPPISCHOVÁ, Miriam a ŠNOPLOVÁ, Alena. Funkce nohy. *Bolest*. 2008, 11(2), 109-111. ISSN 1212-0634. Dostupné také z: <http://www.tigis.cz/>

VAŘEKA, Ivan a VAŘEKOVÁ, Renata. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2010. 188 s. Monografie. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5ch.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VIVOBAREFOOT. Barefoot obuv vs minimalistická obuv. <https://www.vivobarefoot.cz/> [online]. [cit. 2019-02-01]. Dostupné z: <https://www.vivobarefoot.cz/vice-o-znacce-vivobarefoot/barefoot-obuv-vs-minimalisticka-obuv>

WHITTLE, Michael. *Gait Analysis: An introduction*. 4. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2006. ISBN 9780750688833.

WINTER, DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* [online]. 1995, 3(4), 193-214 [cit. 2019-03-15]. DOI: 10.1016/0966-6362(96)82849-9. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0966636296828499>

WONG, Lilian, Adrienne HUNT, Joshua BURNS a Jack CROSBIE. Effect of Foot Morphology on Center-of-Pressure Excursion During Barefoot Walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association* [online]. 2008, 98(2), 112-117 [cit. 2019-03-23]. DOI: 10.7547/0980112. ISSN 8750-7315. Dostupné z: <http://www.japmaonline.org/doi/abs/10.7547/0980112>

XU, Chao, Xin-Xin WEN, Lu-Yu HUANG, Lei SHANG, Xi-Xia CHENG, Ya-Bo YAN a Wei LEI. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. 2017, 10(1) [cit. 2019-03-22]. DOI: 10.1186/s13047-017-0209-2. ISSN 1757-1146. Dostupné z: <http://jfootankleres.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13047-017-0209-2>

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Informovaný souhlas.....	57
Příloha 2 Vstupní dotazník	58
Příloha 3 Výstupní dotazník	59
Příloha 4 Obrázky výsledků k hypotéze 1	60
Příloha 5 Obrázky výsledků k hypotéze 2	67
Příloha 6 Data k hypotéze 4.....	81
Příloha 7 CD s výsledky	

PŘÍLOHY

Příloha 1 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas s poskytnutím a zpracováním osobních údajů

Jméno a příjmení:

Adresa:

Email:

Tímto uděluji souhlas Barboře Divišové, aby ve smyslu nařízení č. 679/2016 o ochraně osobních údajů fyzických osob (dále jen „GDPR“) zpracovávala moje osobní údaje.

Tyto údaje budou použity pro vypracování praktické části bakalářské práce na téma: Sledování změn nošením barefoot obuvi. Údaje budou uchovány po dobu nezbytně nutnou, maximálně však 1 rok po obhajobě bakalářské práce (červen 2019).

Dle GDPR mám právo:

- Vzít souhlas kdykoliv zpět
- Požadovat informaci, jaké vaše osobní údaje zpracováváme
- Požádat vysvětlení ohledně zpracování osobních údajů
- Vyžádat si přístup k těmto údajům a tyto nechat aktualizovat nebo opravit
- Požadovat opravu, výmaz osobních údajů, omezení zpracování a vznést námitku proti zpracování

Osobní údaje budou v bakalářské práci anonymizována.

Souhlasím, že naměřená data a pořízená videa a fotografie mohou být použity pro zpracování této bakalářské práce.

V Plzni dne

Podpis

Zdroj: Vlastní

Příloha 2 Vstupní dotazník

Vstupní dotazník k bakalářské práci

Jméno:

Věk:

Váha:

Velikost nohy:

Běžný typ nošené obuvi:

Zaměstnání:

Zdravotní obtíže, bolesti:

Operace, úrazy:

Pohyb, sport:

Jak často, v jakém rozsahu:

Používaná obuv:

Motorický vývoj:

Typologie nohy v dětství

Plochonoží **Ano** **Ne**

Terapie: **žádná**

stélky

cvičení

Typologie nohy - současnost:

Zdroj: Vlastní

Příloha 3 Výstupní dotazník

Výstupní dotazník k bakalářské práci

Jméno:

Počátek nošení barefoot obuvi:

Obuv nošena v rozsahu (jak často):

Používání barefoot obuvi na sport: **Ano** **Ne**

Objevení nějaké bolesti během nošení: **Ano** **Ne**

Jaké, specifikujte:

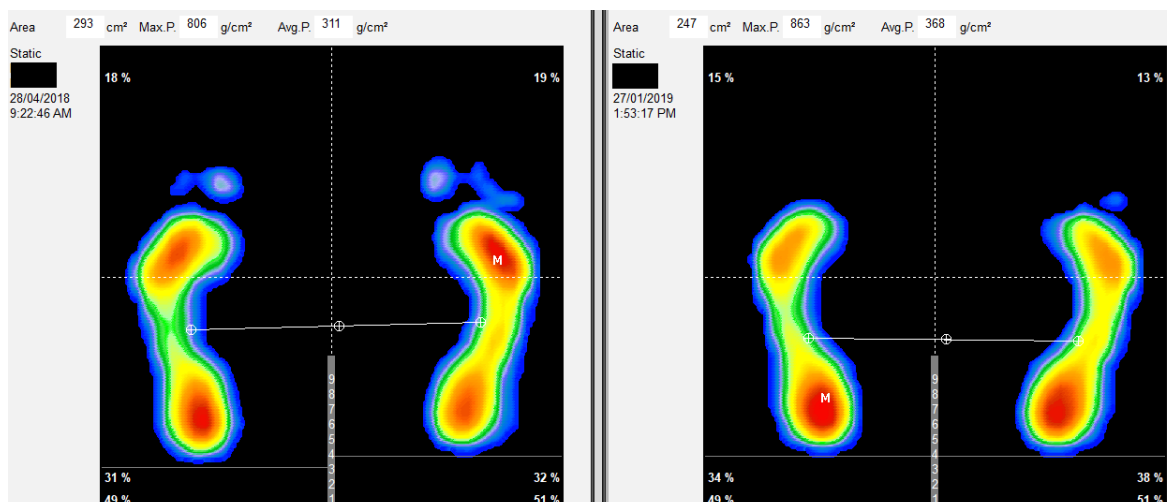
Pocítujete na těle nějaké změny, po 6 m nošení? **Ano** **Ne**

Jaké, specifikujte:

Zdroj: Vlastní

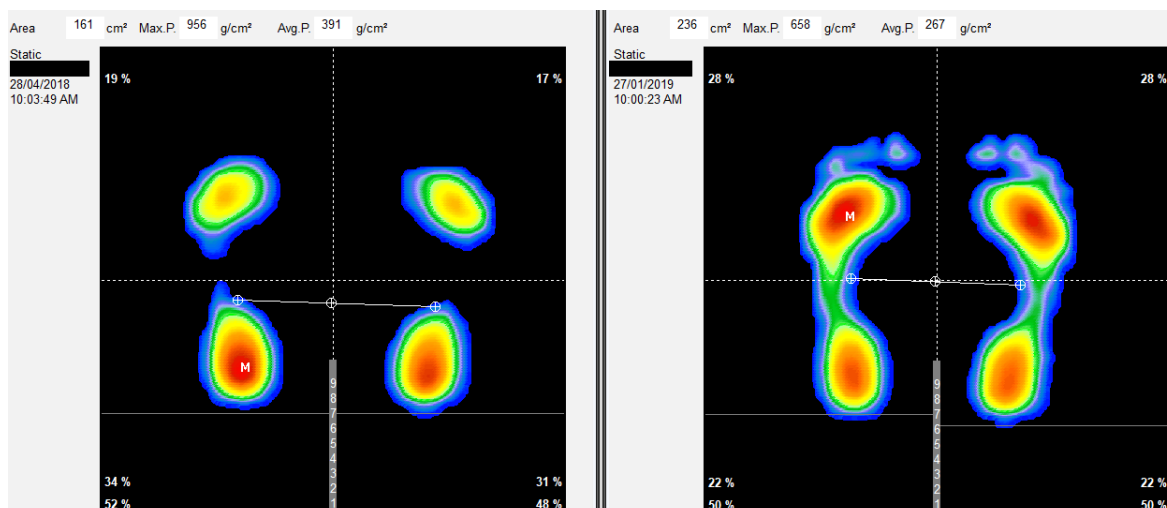
Příloha 4 Obrázky výsledků k hypotéze 1

Obrázek 2 Proband č.1 porovnání stoj



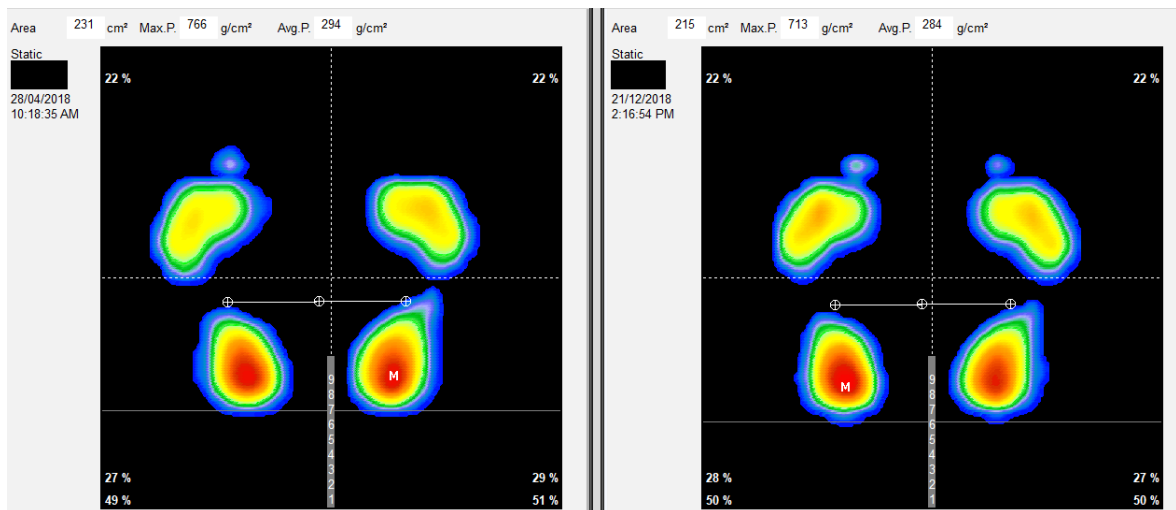
Zdroj: Vlastní

Obrázek 3 Proband č.2 porovnání stoj



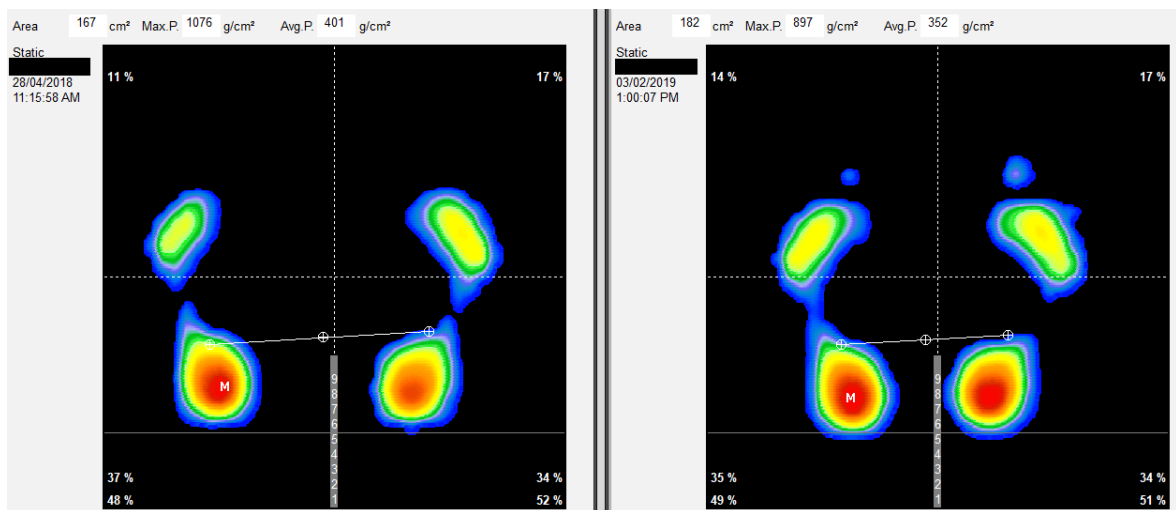
Zdroj: Vlastní

Obrázek 4 Proband č.3 porovnáání stoj



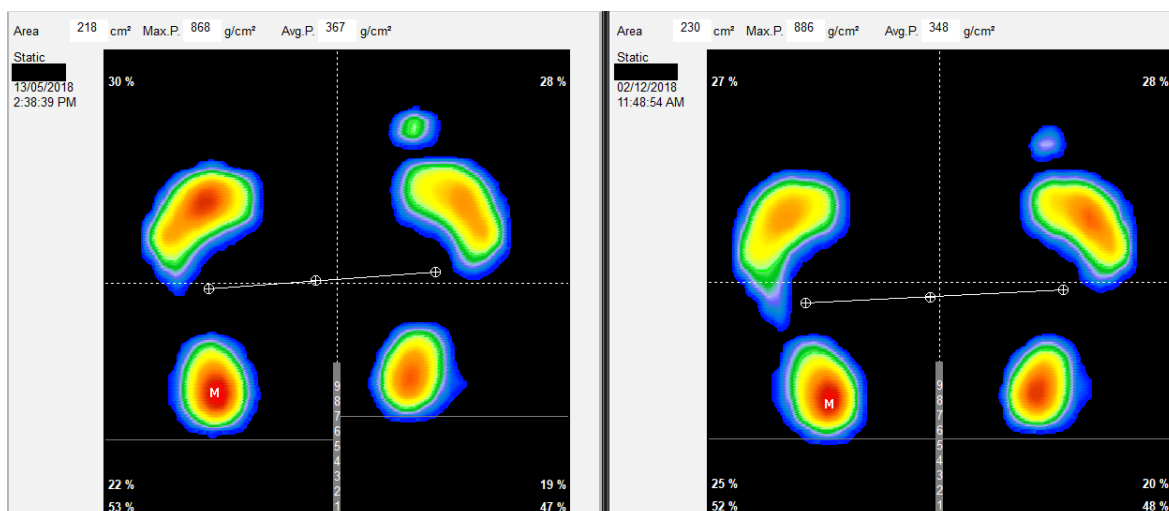
Zdroj: Vlastní

Obrázek 5 Proband č.4 porovnáání stoj



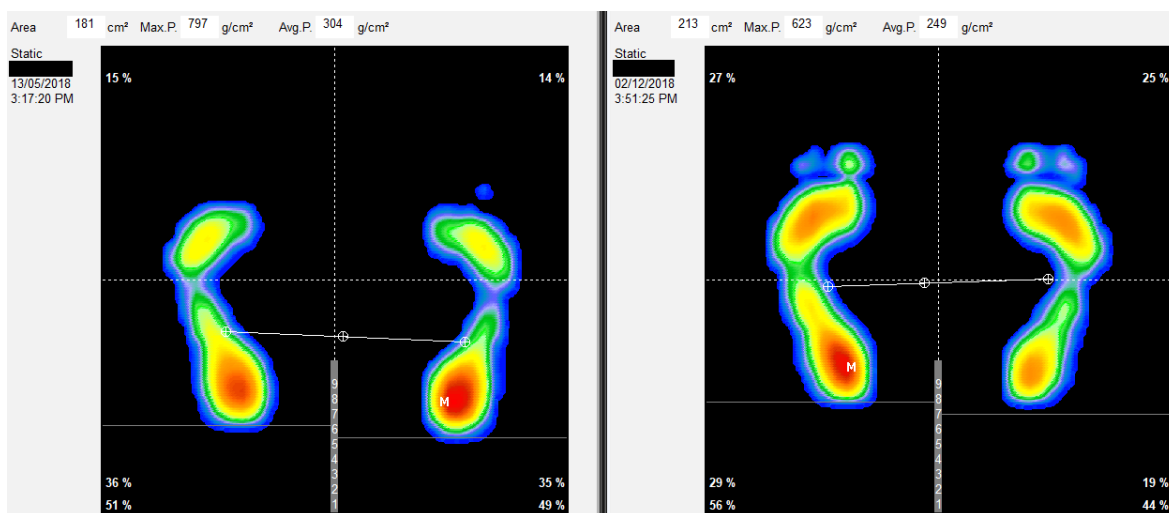
Zdroj: Vlastní

Obrázek 6 Proband č.5 porovnání stoj



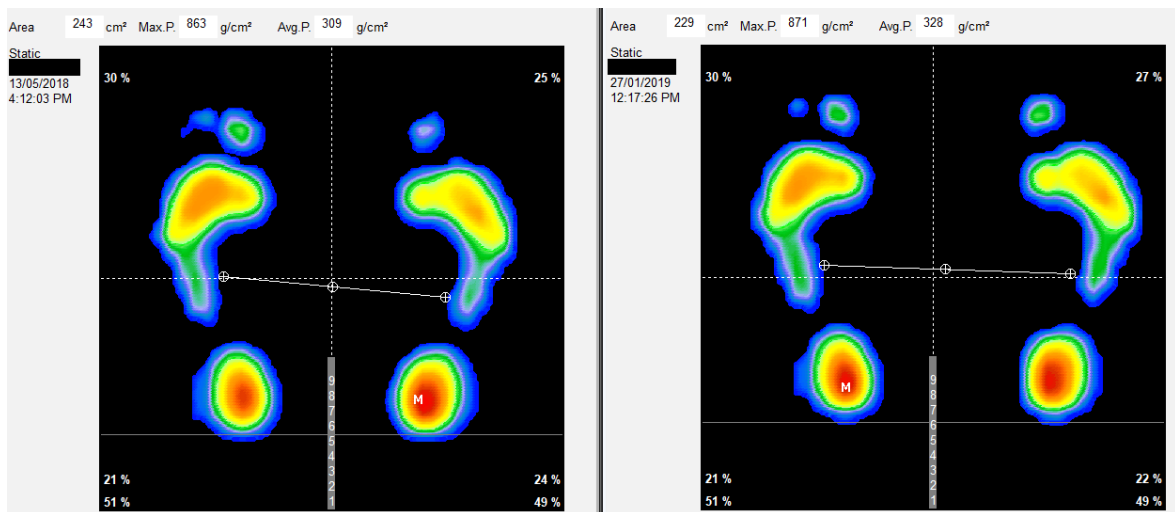
Zdroj: Vlastní

Obrázek 7 Proband č. 6 porovnání stoj



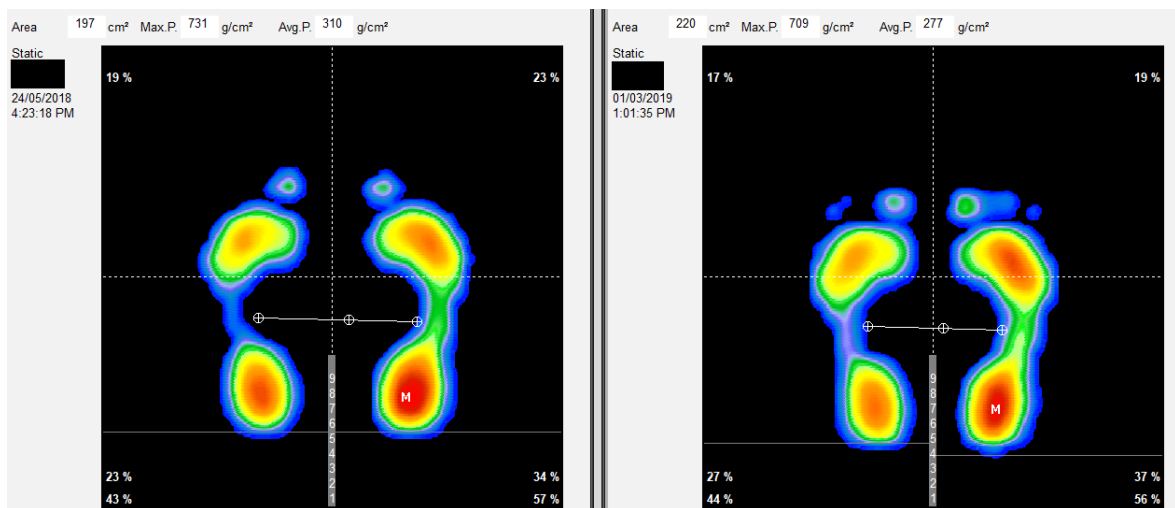
Zdroj: Vlastní

Obrázek 8 Proband č.7 porovnáni stoj



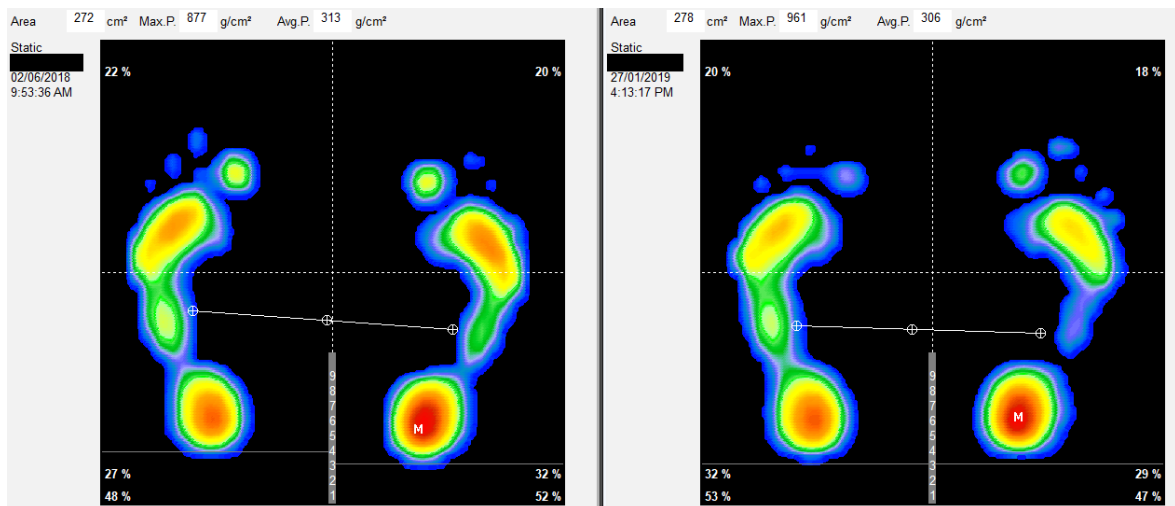
Zdroj: Vlastní

Obrázek 9 Proband č.8 porovnáni stoj



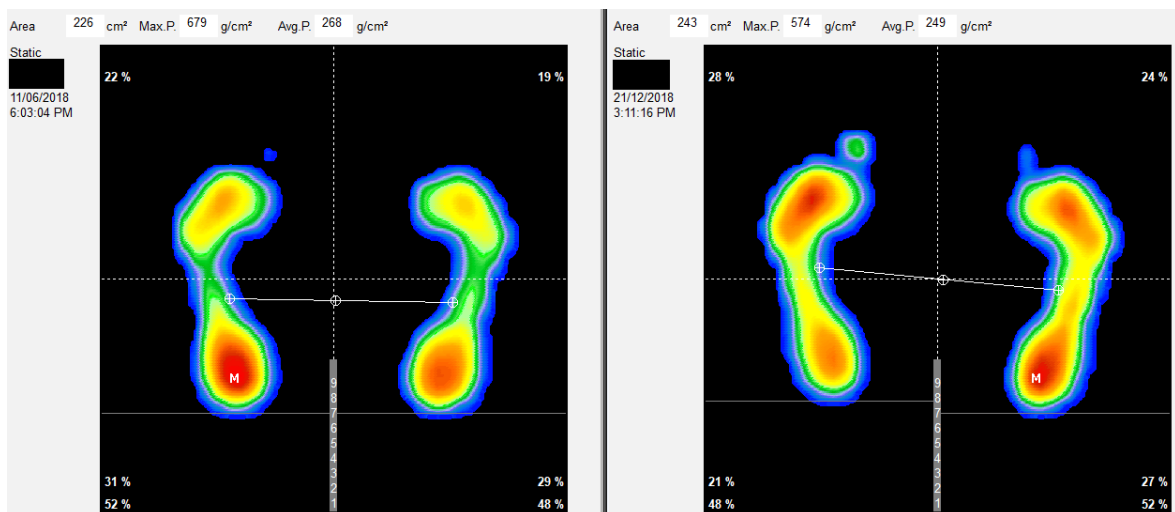
Zdroj: Vlastní

Obrázek 10 Proband č.9 porovnání stoj



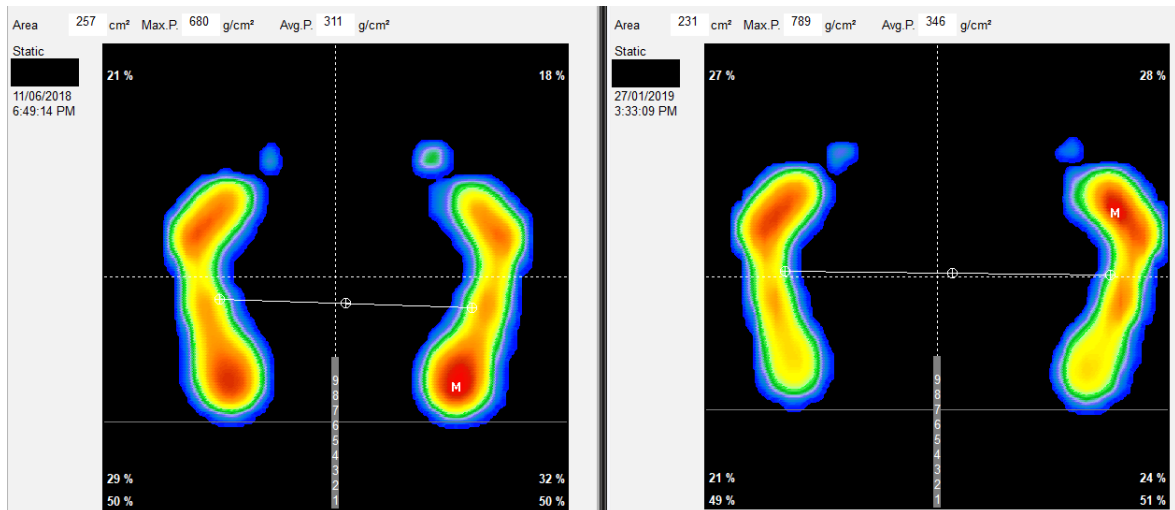
Zdroj: Vlastní

Obrázek 11 Proband č.10 porovnání stoj



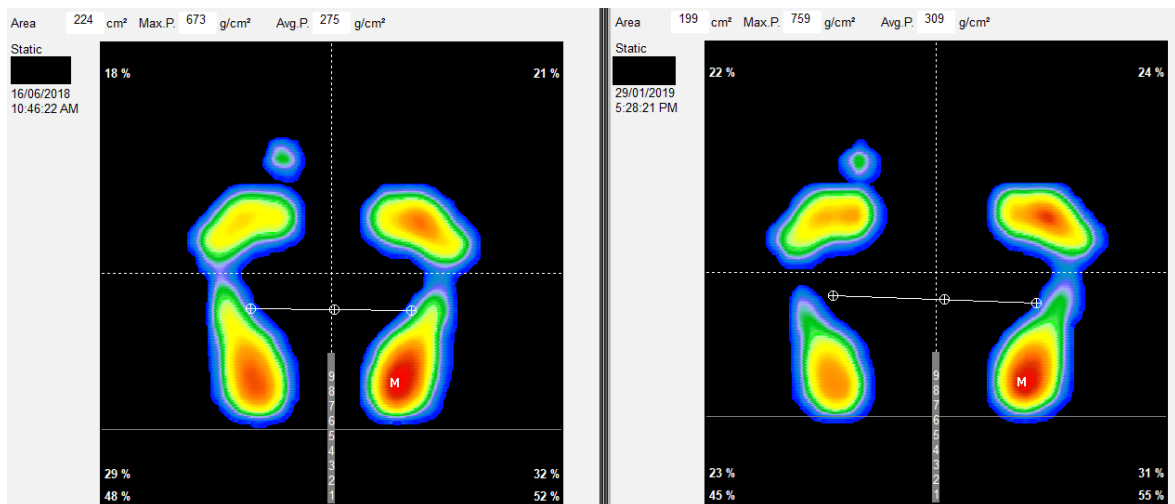
Zdroj: Vlastní

Obrázek 12 Proband č.11 porovnáni stoj



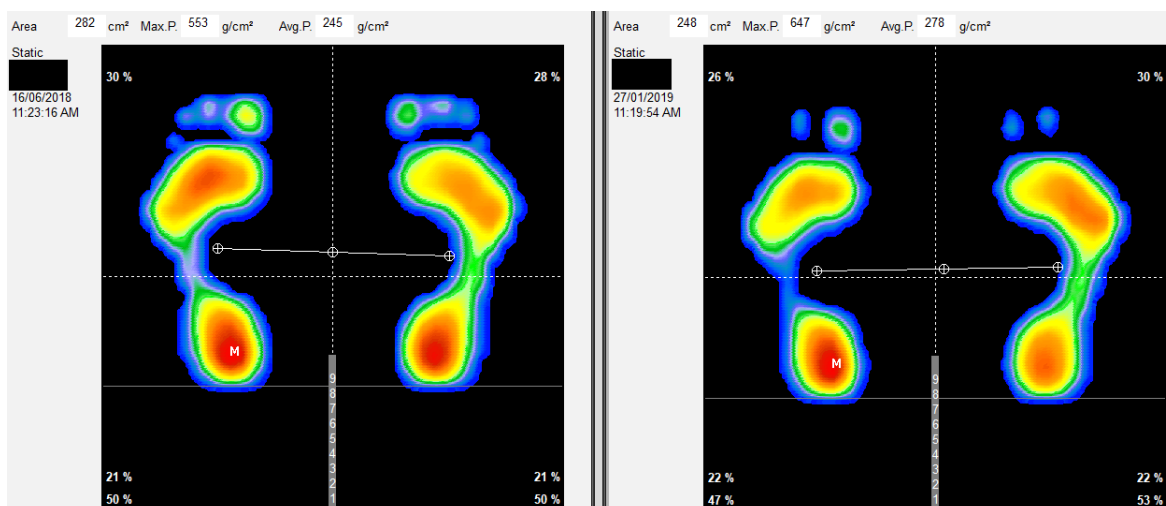
Zdroj: Vlastní

Obrázek 13 Proband č.12 porovnáni stoj



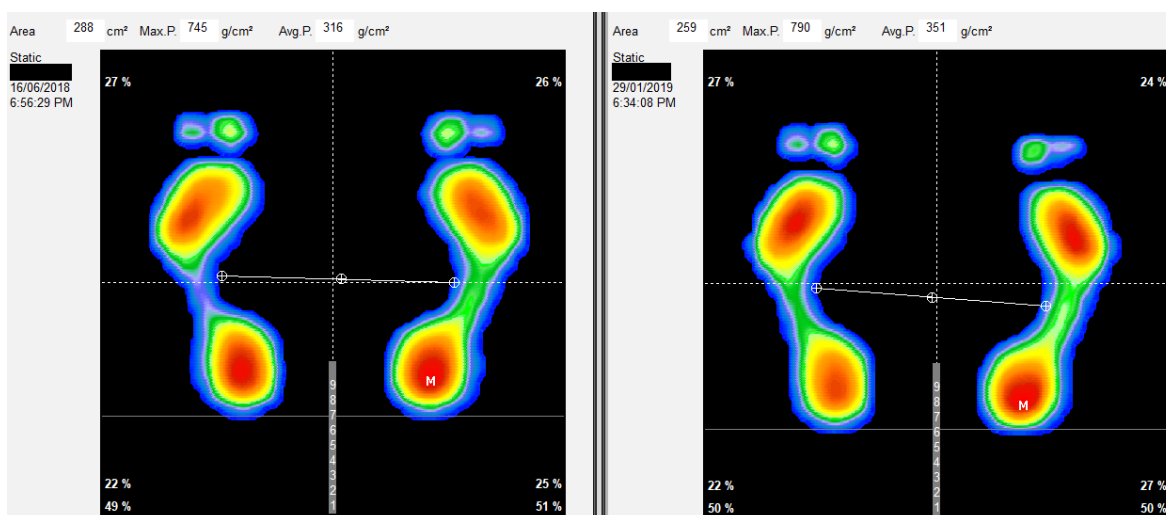
Zdroj: Vlastní

Obrázek 14 Proband č.13 porovnáni stoj



Zdroj: Vlastní

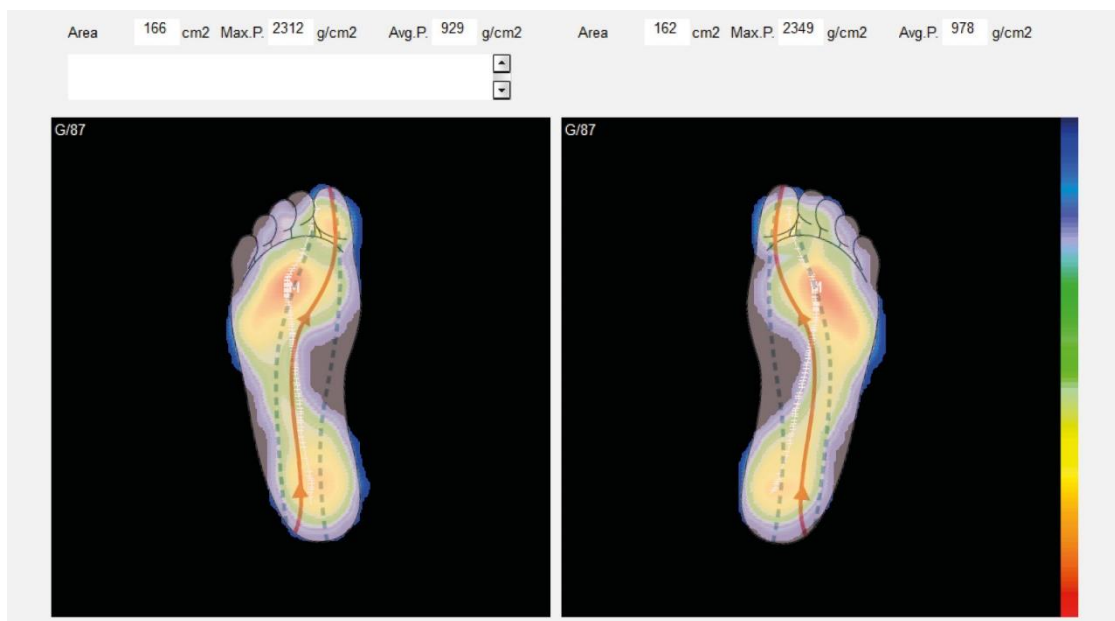
Obrázek 15 Proband č.14 porovnáni stoj



Zdroj: Vlastní

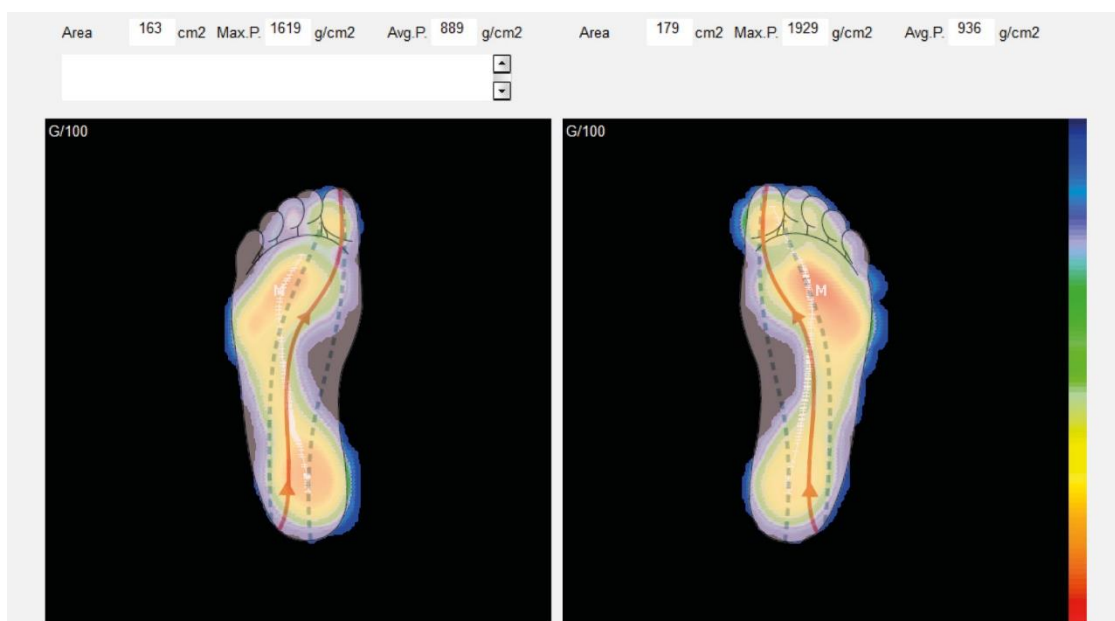
Příloha 5 Obrázky výsledků k hypotéze 2

Obrázek 16 Proband č.1 chůze vstup



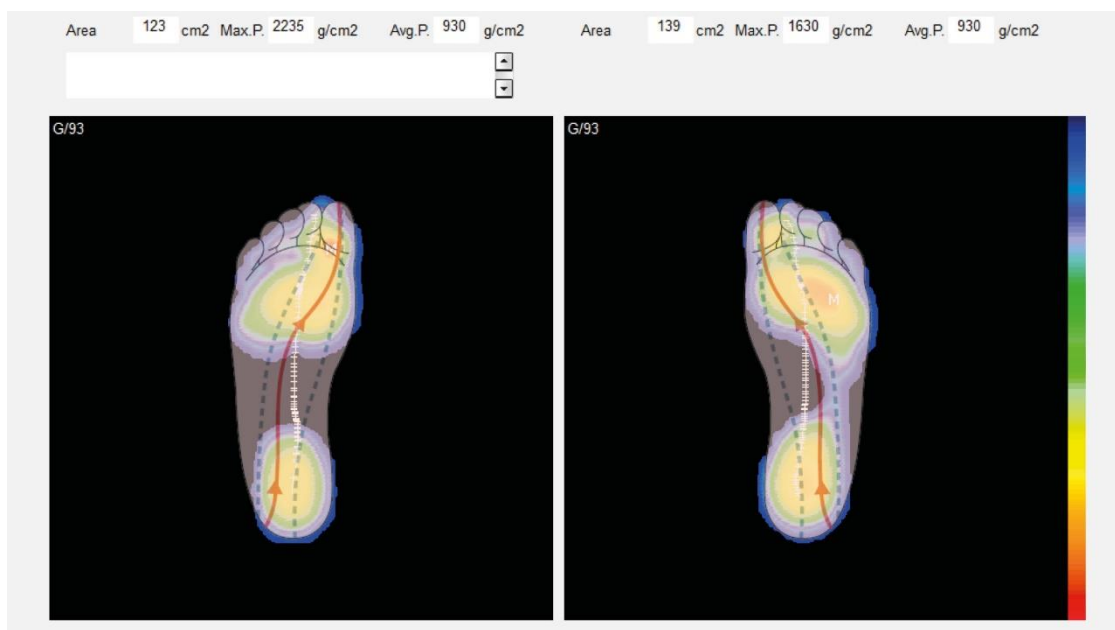
Zdroj: Vlastní

Obrázek 17 Proband č.1 chůze výstup



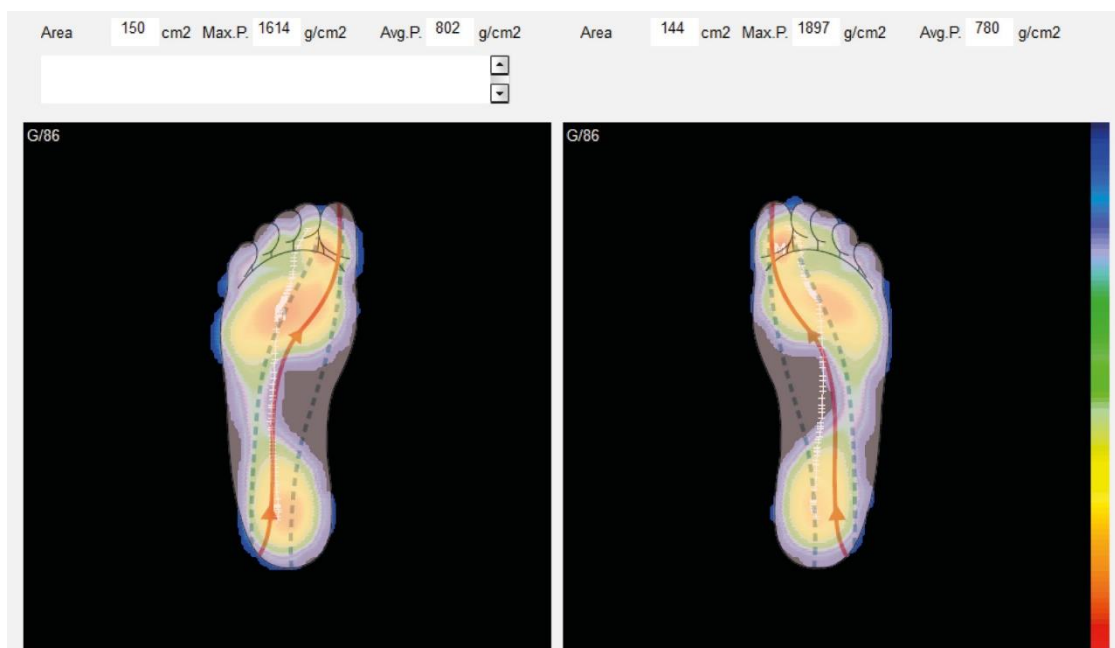
Zdroj: Vlastní

Obrázek 18 Proband č.2 chůze vstup



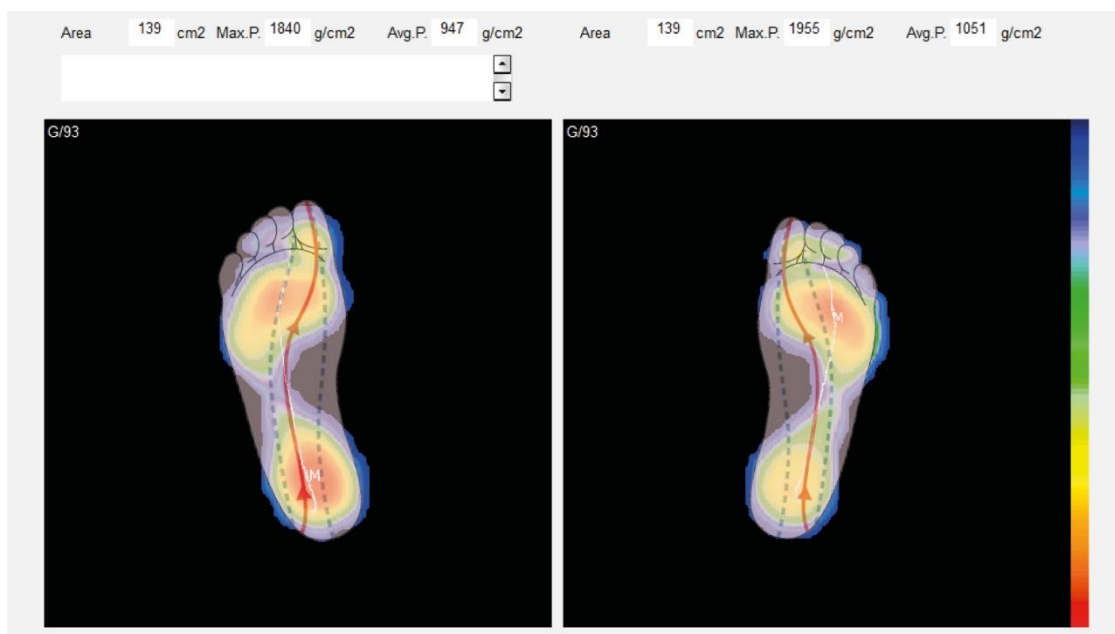
Zdroj: Vlastní

Obrázek 19 Proband č.2 chůze výstup



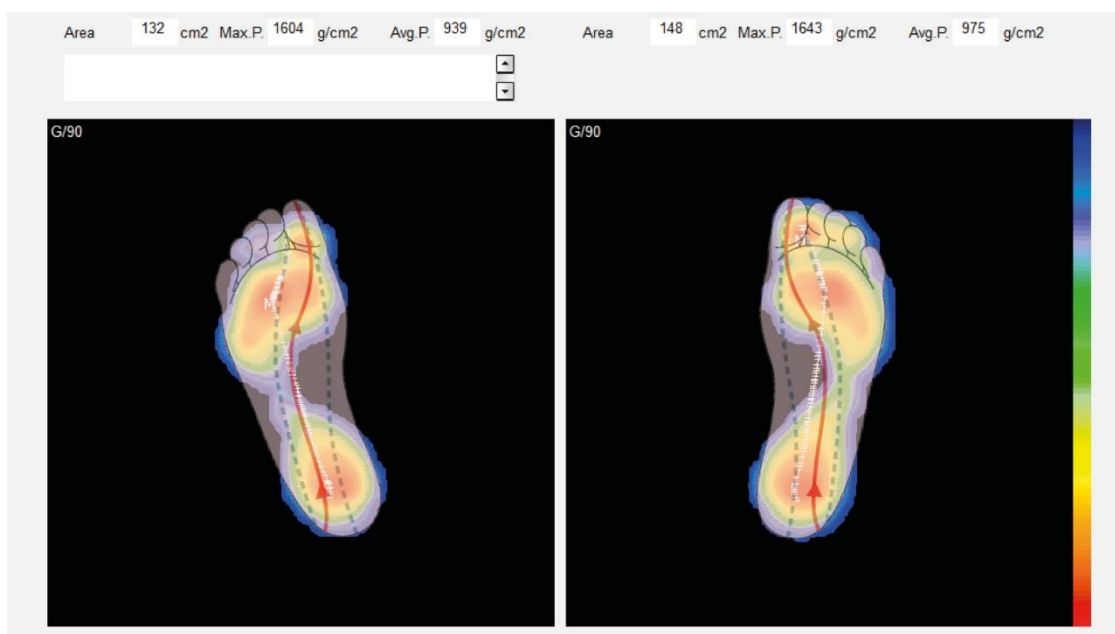
Zdroj: Vlastní

Obrázek 20 Proband č.3 chůze vstup



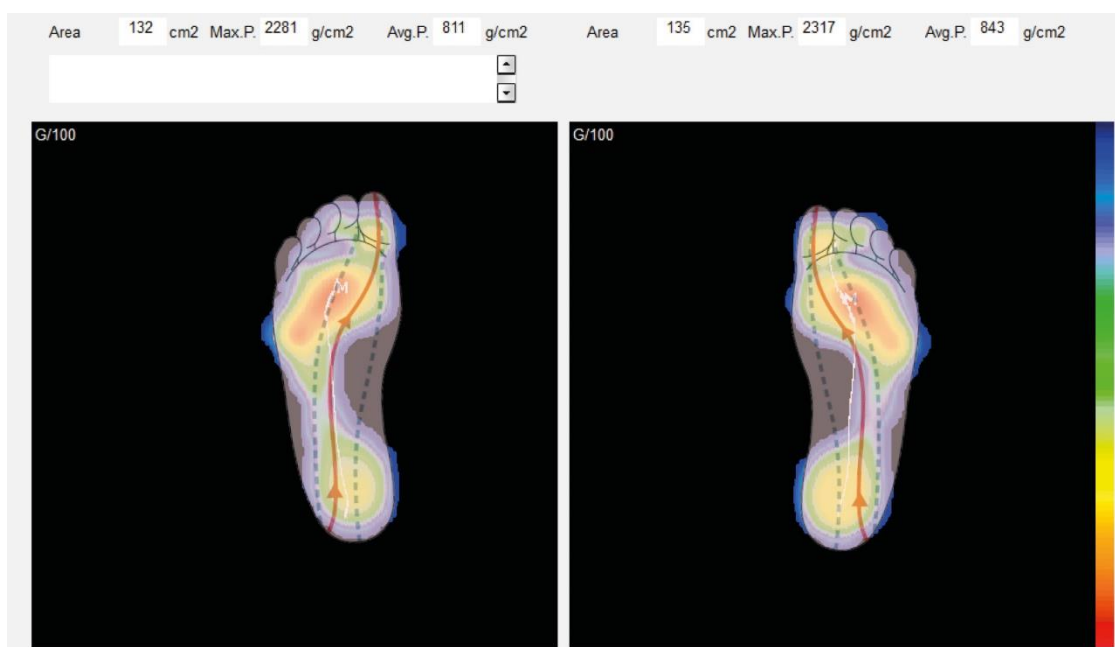
Zdroj: Vlastní

Obrázek 21 Proband č.3 chůze výstup



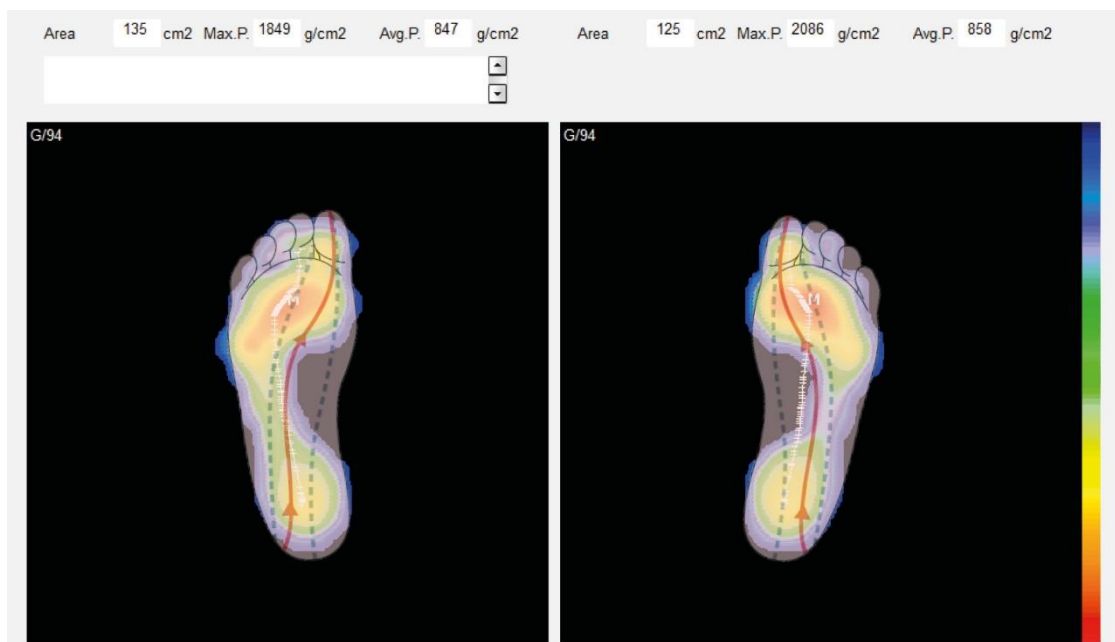
Zdroj: Vlastní

Obrázek 22 Proband č.4 chůze vstup



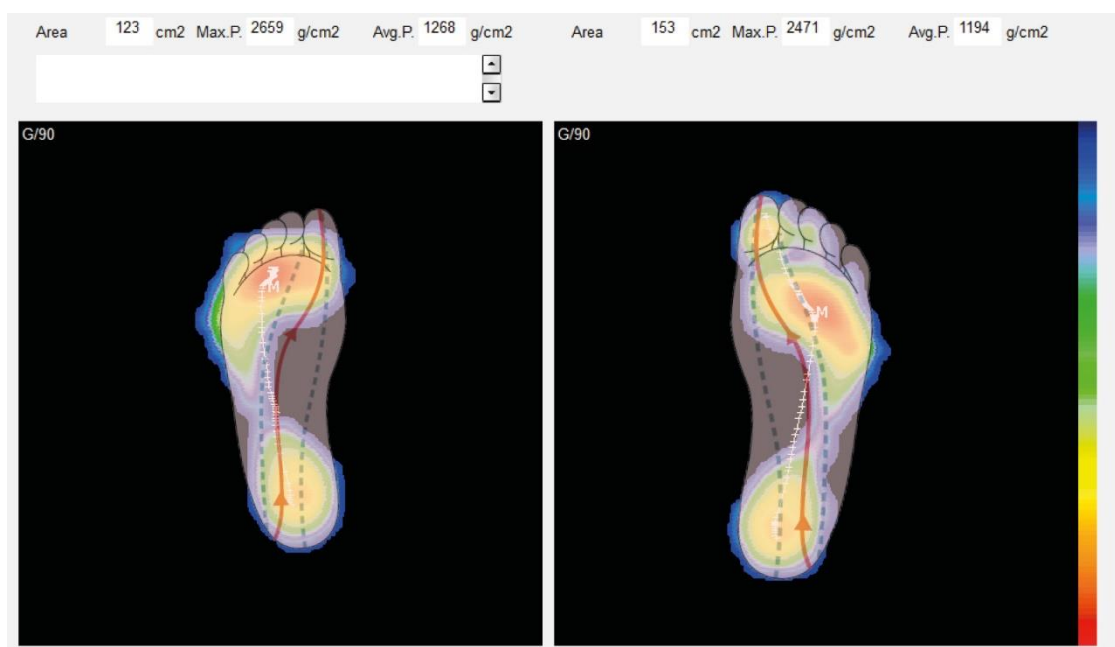
Zdroj: Vlastní

Obrázek 23 Proband č.4 chůze výstup



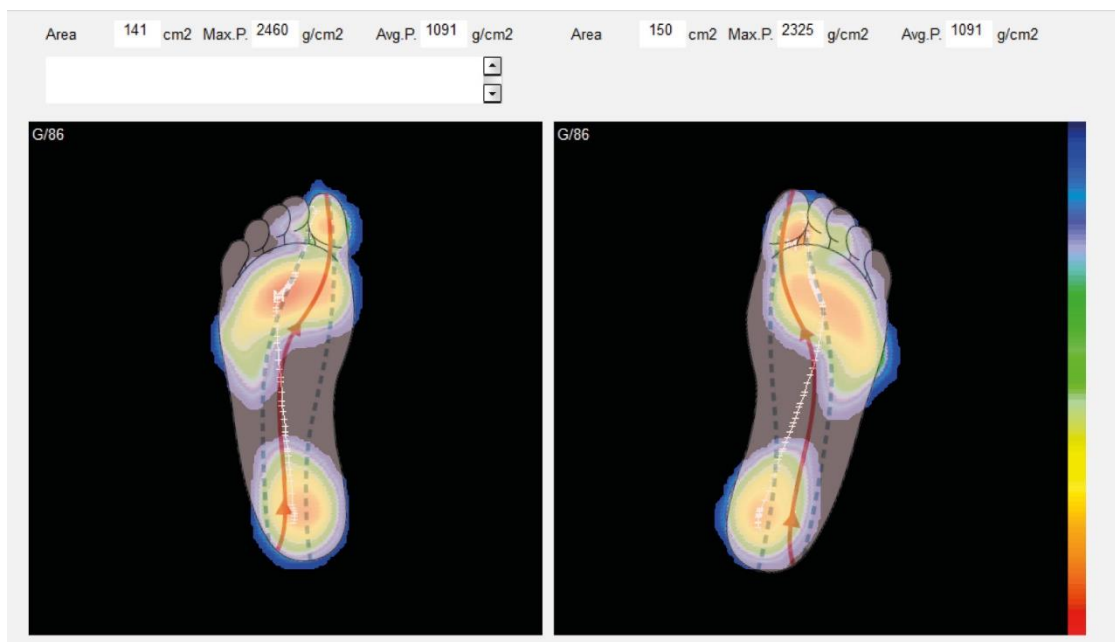
Zdroj: Vlastní

Obrázek 24 Proband č.5 chůze vstup



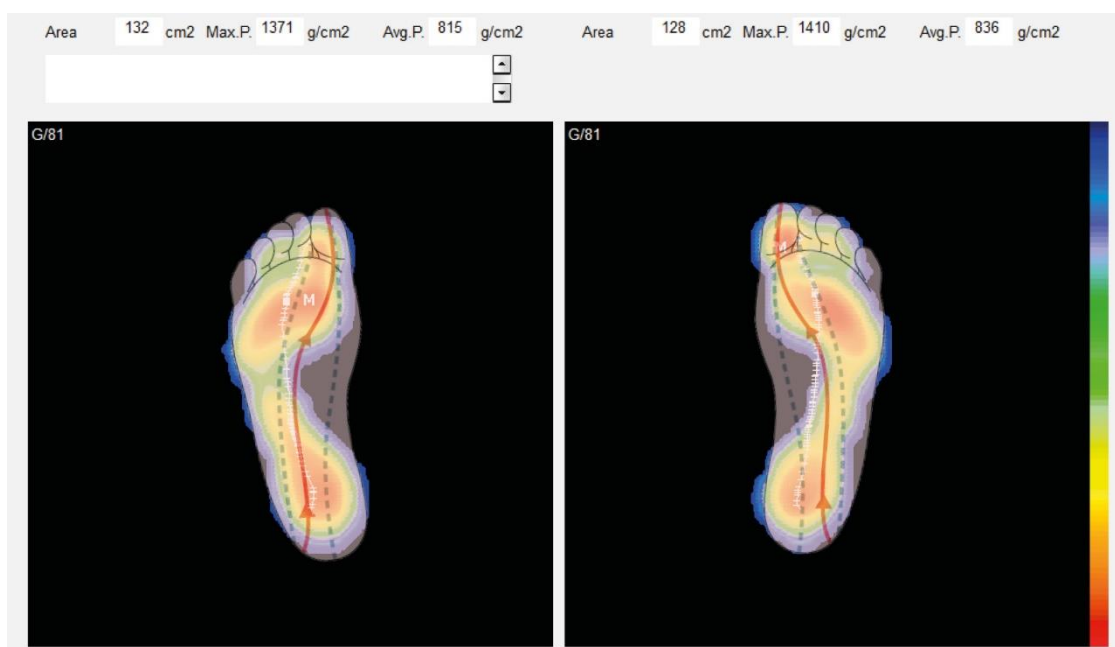
Zdroj: Vlastní

Obrázek 25 Proband č.5 chůze výstup



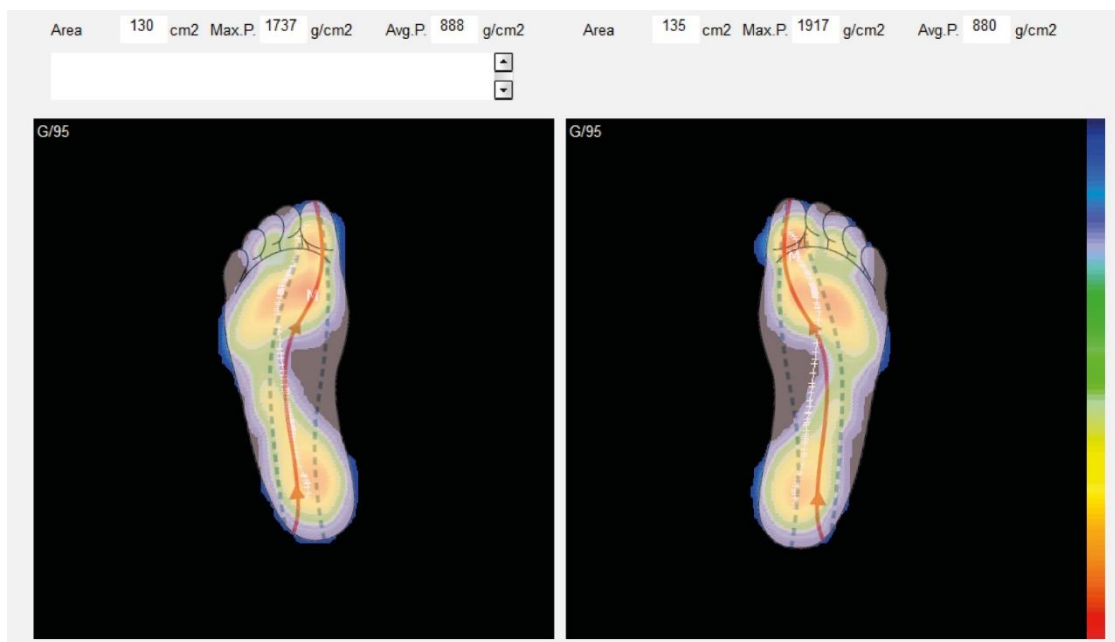
Zdroj: Vlastní

Obrázek 26 Proband č.6 chůze vstup



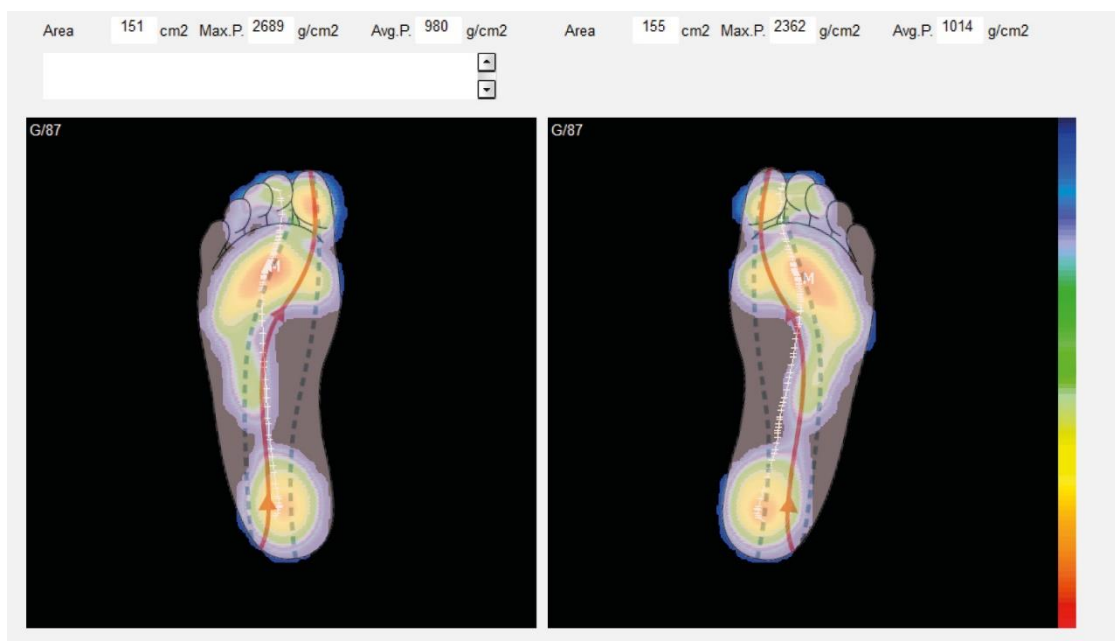
Zdroj: Vlastní

Obrázek 27 Proband č.6 chůze výstup



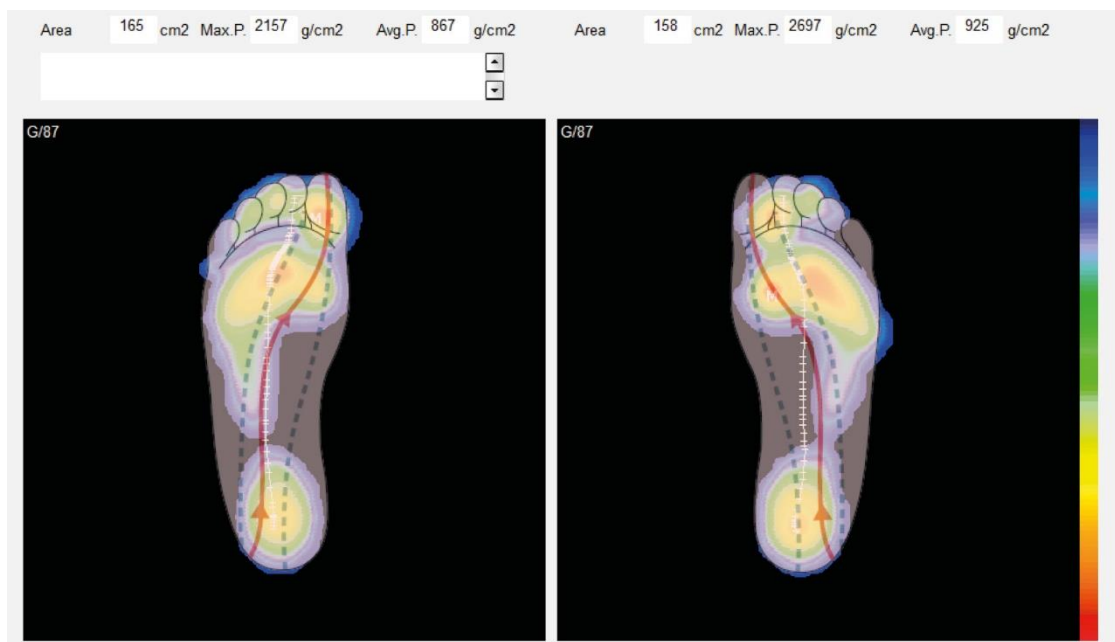
Zdroj: Vlastní

Obrázek 28 Proband č.7 chůze vstup



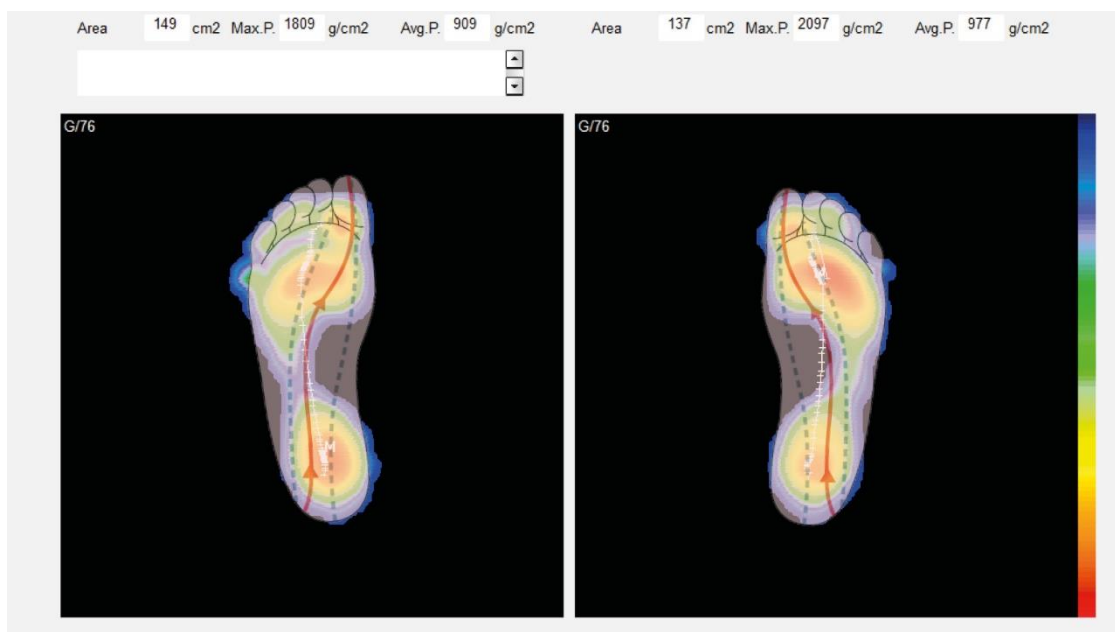
Zdroj: Vlastní

Obrázek 29 Proband č.7 chůze výstup



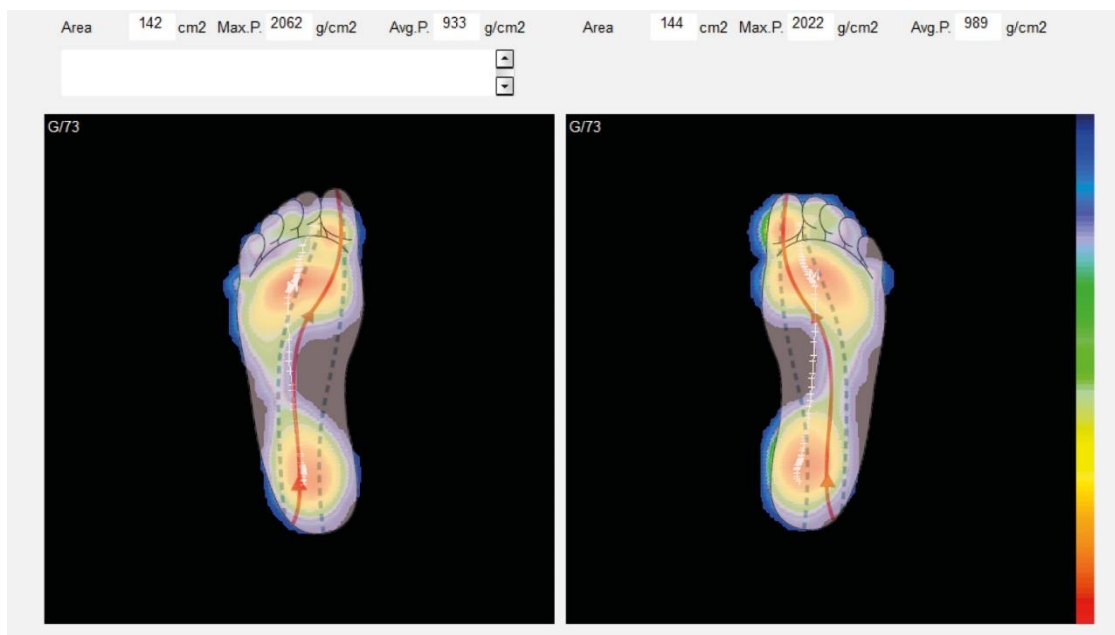
Zdroj: Vlastní

Obrázek 30 Proband č.8 chůze vstup



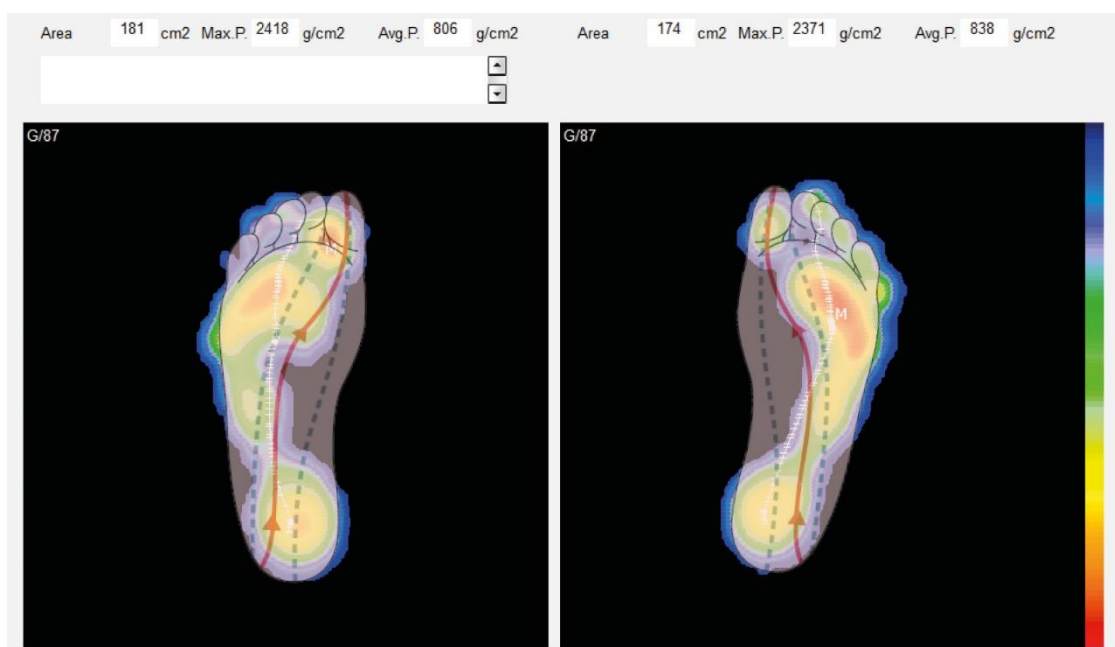
Zdroj: Vlastní

Obrázek 31 Proband č.8 chůze výstup



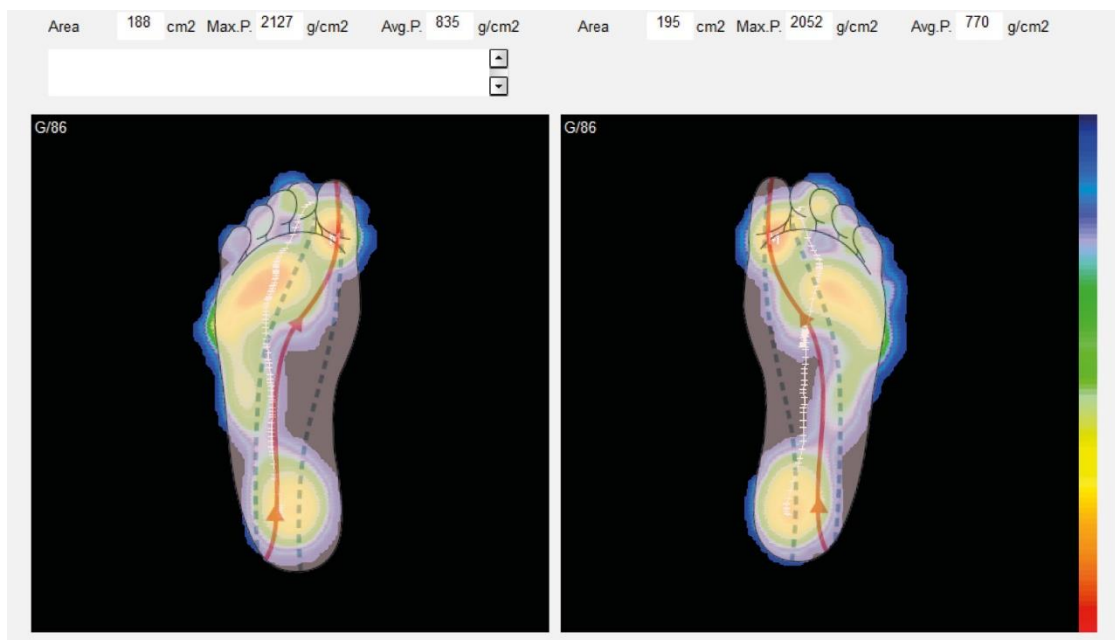
Zdroj: Vlastní

Obrázek 32 Proband č.9 chůze vstup



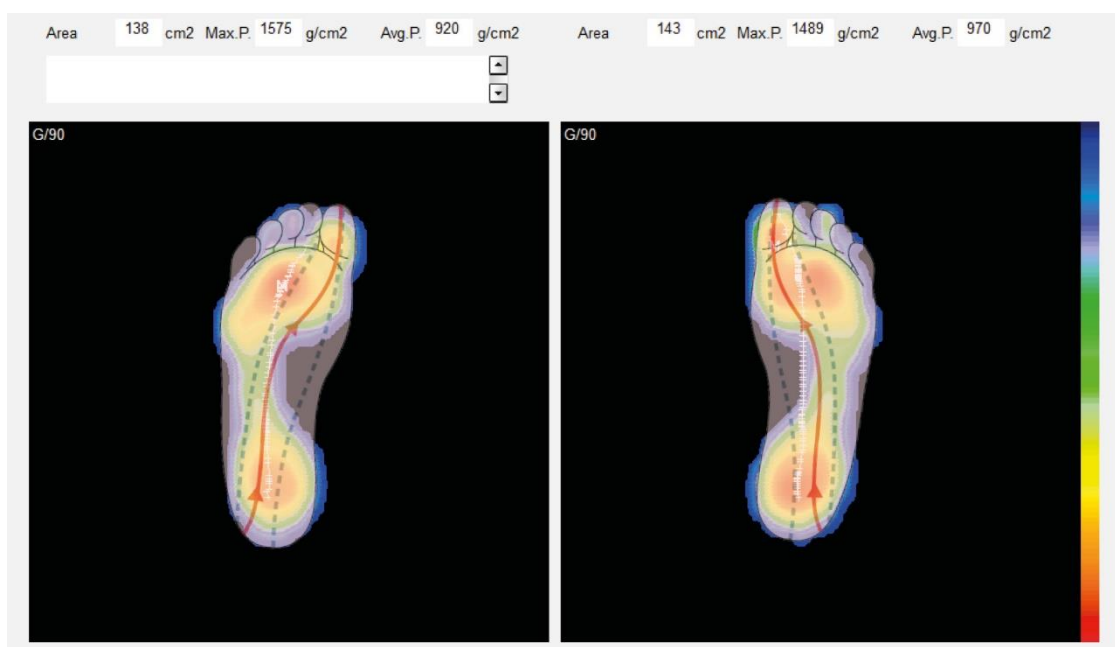
Zdroj: Vlastní

Obrázek 33 Proband č.9 chůze výstup



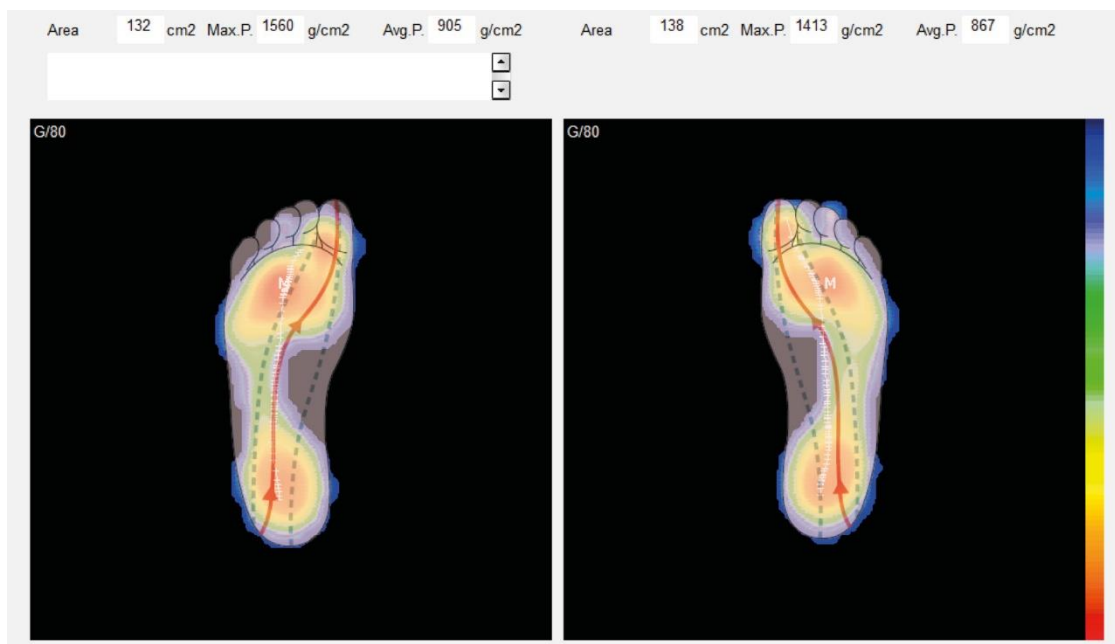
Zdroj: Vlastní

Obrázek 34 Proband č.10 chůze vstup



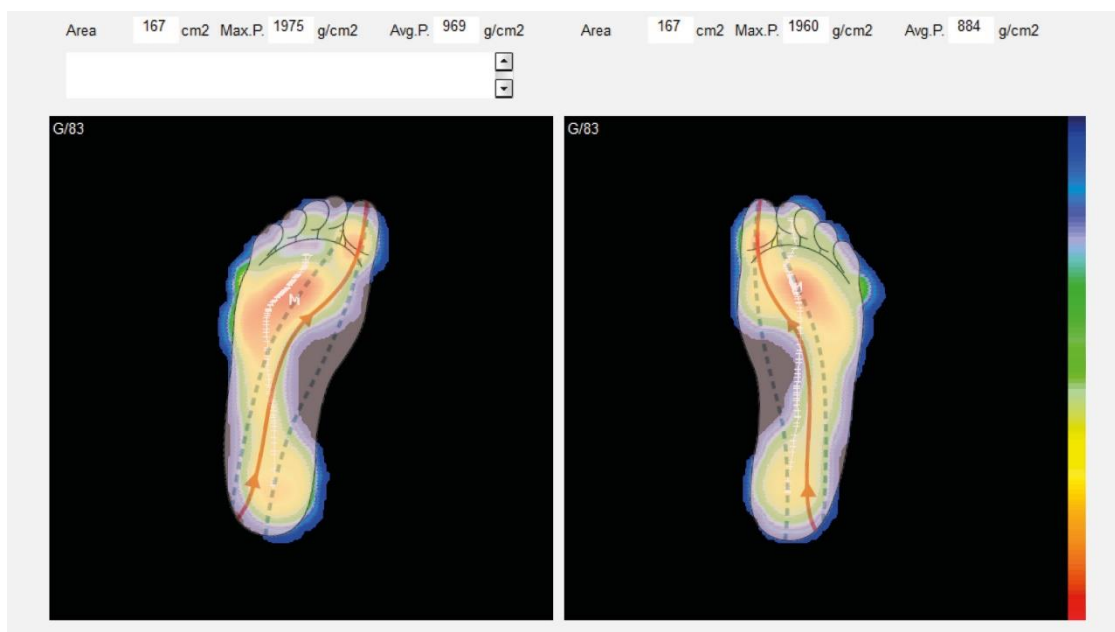
Zdroj: Vlastní

Obrázek 35 Proband č.10 chůze výstup



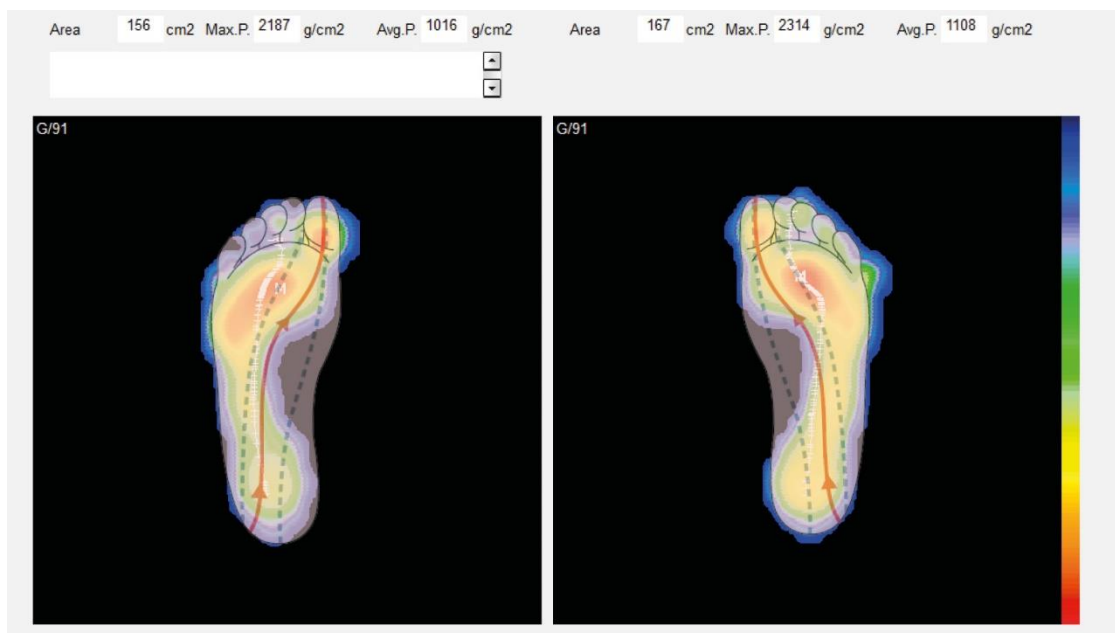
Zdroj: Vlastní

Obrázek 36 Proband č.11 chůze vstup



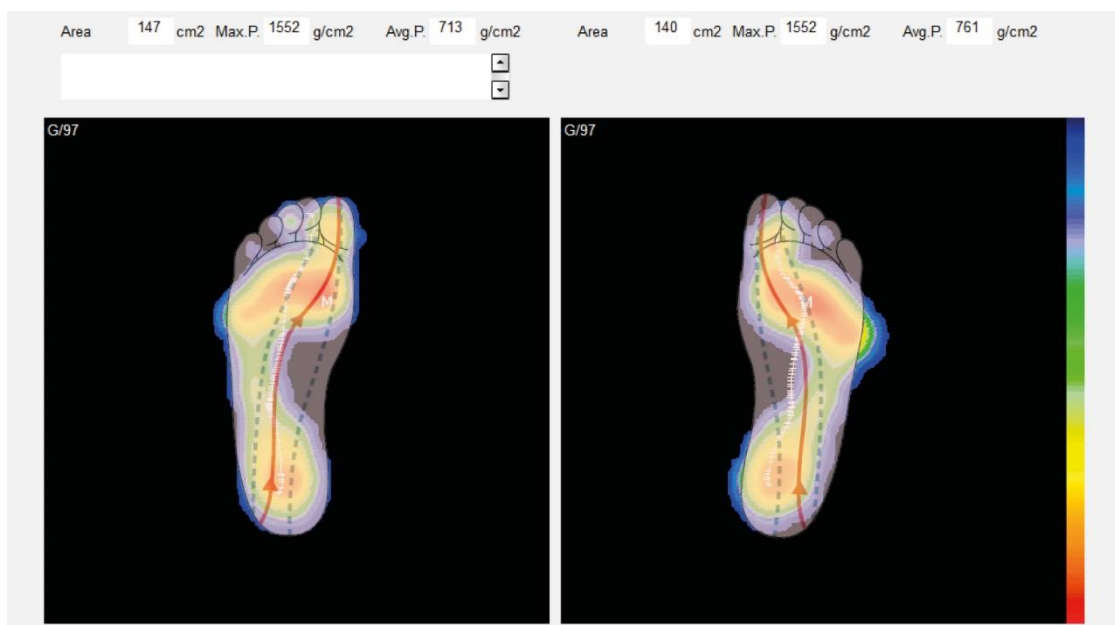
Zdroj: Vlastní

Obrázek 37 Proband č.11 chůze výstup



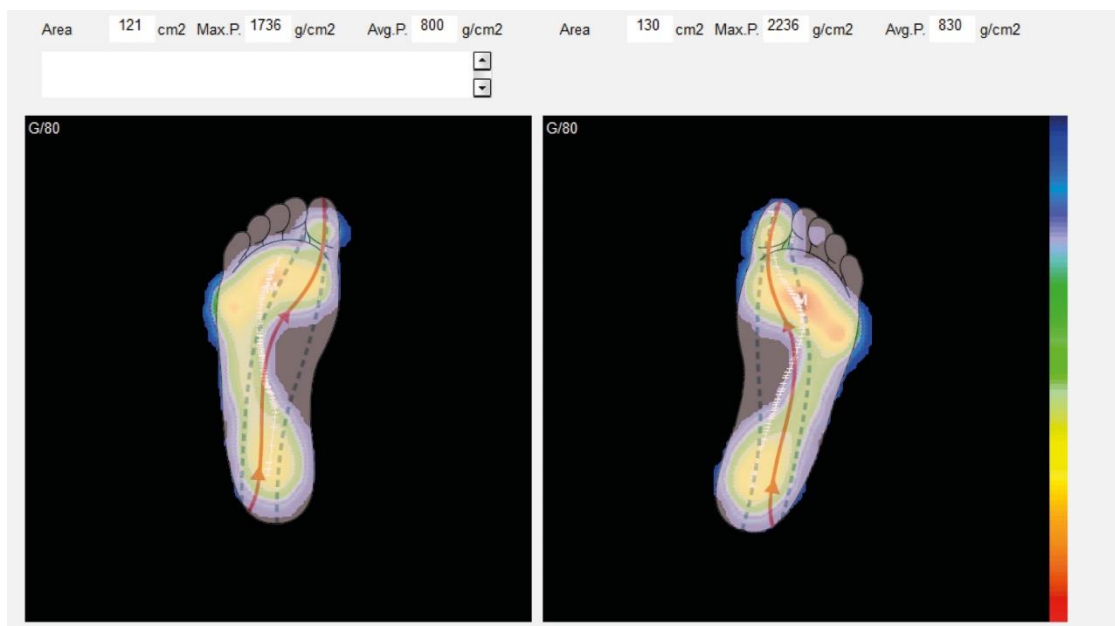
Zdroj: Vlastní

Obrázek 38 Proband č.12 chůze vstup



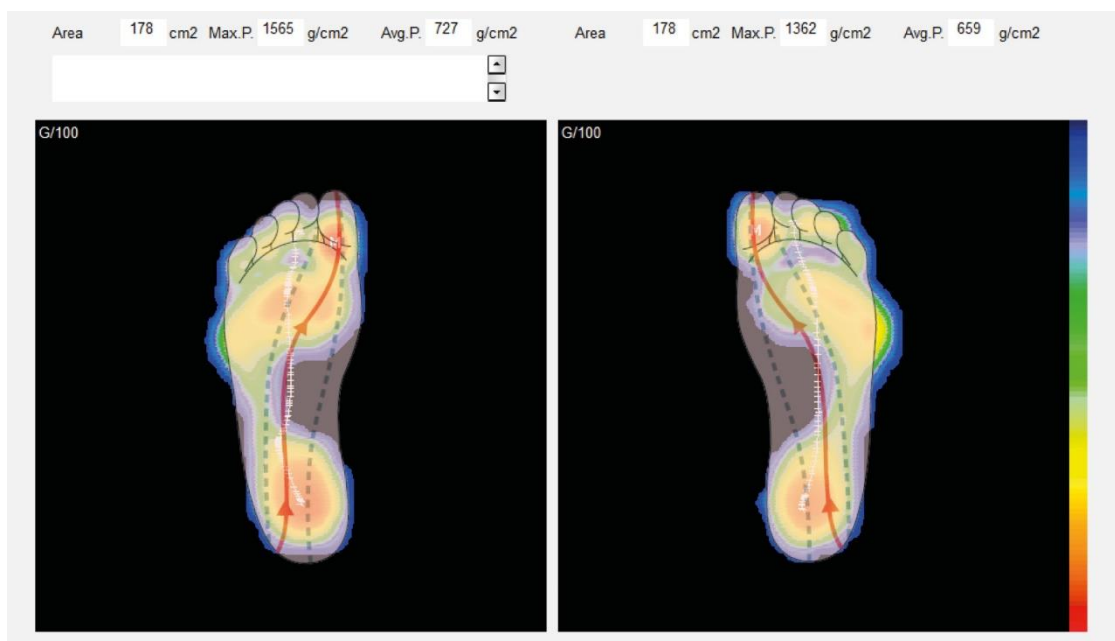
Zdroj: Vlastní

Obrázek 39 Proband č.12 chůze výstup



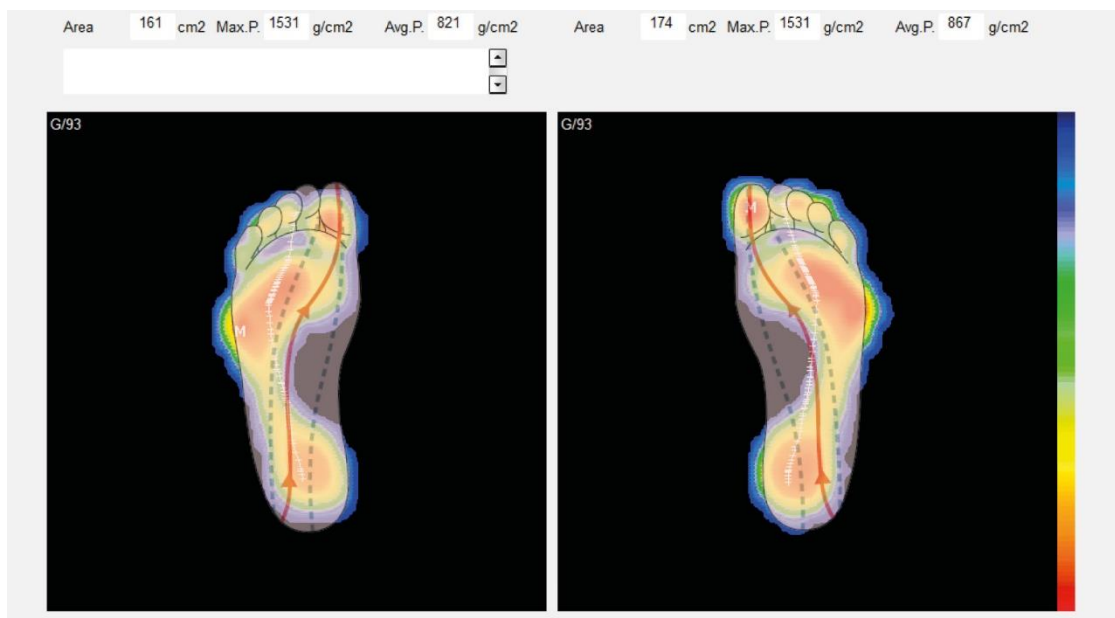
Zdroj: Vlastní

Obrázek 40 Proband č.13 chůze vstup



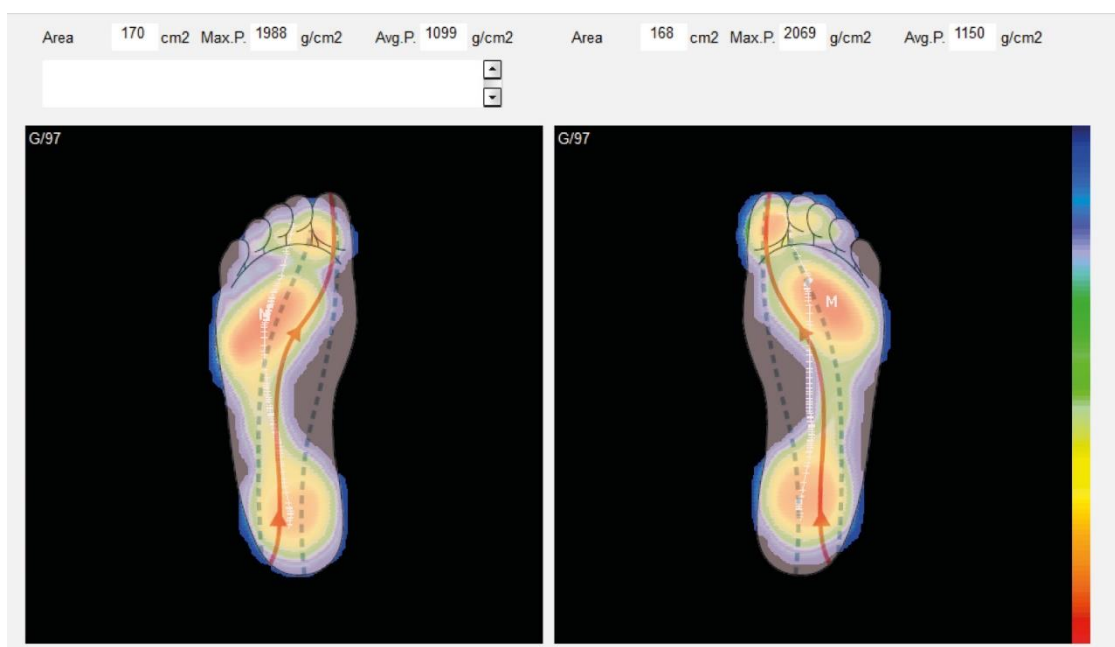
Zdroj: Vlastní

Obrázek 41 Proband č.13 chůze výstup



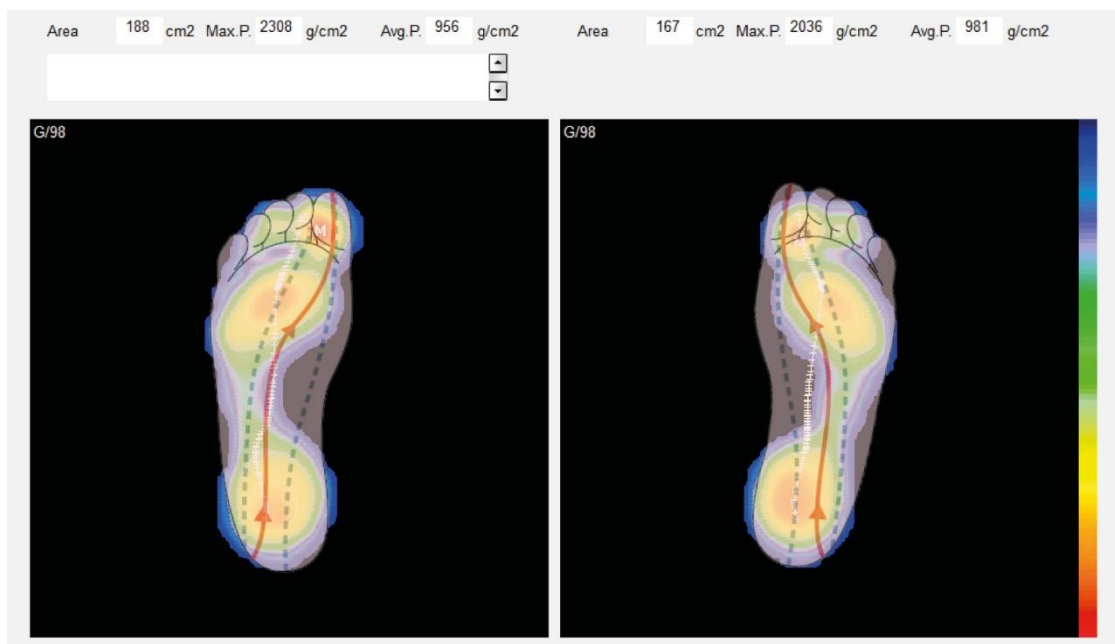
Zdroj: Vlastní

Obrázek 42 Proband č.14 chůze vstup



Zdroj: Vlastní

Obrázek 43 Proband č.14 chůze výstup



Zdroj: Vlastní

Příloha 6 Data k hypotéze 4

Tabulka 13 Hodnoty obvodů přes hlavičky metatarzů (cm)

Proband	LDK		PDK	
	Vstup	Výstup	Vstup	Výstup
1	25,2	25	25,8	24,4
2	22,7	22,8	22,7	22,6
3	22,4	22,5	22,2	22,4
4	23,2	22,7	23,2	23,1
5	25,1	25,3	24,5	25,4
6	21,3	21,7	21,7	22,1
7	24,6	24,9	25,2	25,5
8	22,6	22,9	22,5	22,7
9	25,5	25,6	25,7	25,5
10	23,2	23,1	23	23
11	24,1	24,1	23,6	24
12	23,3	23,2	23,9	23,3
13	26	26,1	26,7	26,4
14	25,3	25,1	25,4	25,1

Zdroj: Vlastní