

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2012

Bc. Jaroslav ČERNÝ

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

Fakulta tělesné kultury

VLIV MORFOLOGICKÝCH PARAMETRŮ NOHY NA ROZLOŽENÍ
TLAKŮ NA KONTAKTU NOHY S PODLOŽKOU PŘI CHŮZI U ŽEN

Autor: Bc. Jaroslav Černý, učitelství pro střední školy,

tělesná výchova a sport

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Olomouc 2012

Jméno a příjmení autora:	Bc. Jaroslav Černý
Název diplomové práce:	Vliv morfologických parametrů nohy na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou při chůzi u žen
Pracoviště:	Katedra přírodních věd v kinantropologii
Vedoucí diplomové práce:	Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Rok obhajoby diplomové práce:	2012

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá hodnocením vybraných morfologických parametrů nohy s ohledem na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou. Teoretická část diplomové práce se zabývá anatomii a typologií nohy, biomechanikou chůze během krokového cyklu. Cílem výzkumné části je zjistit zda mají vybrané morfologické parametry vliv na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou při chůzi žen. Výzkumný soubor tvořily studentky (n=27) Fakulty tělesné kultury ve věku 20 – 25 let. Úhlové a indexové parametry jsme získali zpracováním 1 páru otisků chodidla u každé z probandek. K získávání dat - tlaku byla použita tlaková plošina Footscan (RSscan, Olen, Belgie), jejíž součástí je také software Footscan Gait. U každé osoby bylo hodnoceno deset pokusů chůze. Výsledky ukázaly, že každý z parametrů ovlivňuje rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou, přičemž největší vliv má úhel nohy.

Klíčová slova: morfologie nohy, tlaky, klenba nožní, cyklus chůze, footscan

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Autor's first name and surname: Bc. Jaroslav Černý

Title of the thesis: The influence of morphological parameters on the foot pressure distribution during gait by women

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2012

Abstract

This master thesis is focused on the foot morphological parameters evaluation of the foot with respect to the distribution of pressure on the foot contact with the board. The theoretical part deals with the anatomy, typology of the foot and biomechanics of walking during the gait cycle. The purpose of the study is to investigate the influence of morphological parameters on decomposition pressure on contact feet with ground during walking by women. The research group consisted of the female students (n=27) of the Faculty of Physical Culture aged from 20 to 25 years. Selected indexes and foot angular parameters were obtained by processing one pair foot imprints by each of the probands. To obtain the data was used pressure platform Footscan (RSscan, Olen, Belgium), which include software Footscan Gait. We found, that each parameter has influence on decomposition pressure on contact feet with ground. Biggest influence has angle of foot.

Keywords: foot morphology, pressure, foot arch, gait cycle, footscan

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem magisterskou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D. a uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a řídil se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 12. 12. 2012

.....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph. D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce.

Obsah

1	ÚVOD	9
2	SYNTÉZA POZNATKŮ	10
2.1	Anatomie nohy	11
2.1.1	Kostra nohy	11
2.1.2	Funkční anatomie kloubů nohy:	14
2.1.3	Svaly nohy	14
2.1.4	Nožní klenba	16
2.2	Typologie nohy	17
2.2.1	Antropologické typy nohy	18
2.2.2	Klasické klinické typy nohy	19
3	BIOMECHANIKA CHŮZE	21
3.1	Charakteristika chůze	21
3.2	Fáze chůze	23
3.3	Energetické nároky chůze	24
3.4	Krokový cyklus	24
3.4.1	Dělení krokového cyklu:	25
3.4.2	Jednotlivé fáze krokového cyklu	28
3.5	Zařízení měřící rozložení tlakových sil na chodidle	30
4	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	32
4.1	Hlavní cíl	32
4.2	Dílčí cíle	32
4.3	Výzkumné otázky	32
5	METODIKA	33
5.1	Charakteristika testovaného souboru	33
5.2	Metody	33
5.3	Zpracování dat	35
5.4	Měřené parametry	39
5.5	Statistické zpracování	42
6	VÝSLEDKY	43
6.1	Úhel paty	43
6.2	Úhel nohy	46
6.3	Úhel palce	49

6.4 Index Chippaux – Smirak.....	52
6.5 Index Sztriter – Godunov	55
7 DISKUSE.....	59
8 ZÁVĚR	65
9 SOUHRN	67
10 SUMMARY	69
11 REFERENČNÍ SEZNAM	71
12 PŘÍLOHY	74

1 ÚVOD

Pohyb je pro člověka stejně přirozená potřeba jako je dýchání nebo spánek, s nímž přichází na svět, a se kterou také tento svět opouští. V průběhu evoluce se člověk vyvíjel a jeho vývojem se rozvíjel i způsob a efektivnost pohybu. Tedy od pohybu po všech čtyřech končetinách až postupně k pohybu po dvou. Mluvíme tedy o chůzi, jak jí známe v dnešní podobě.

Dnešní uspěchaná doba výrazným způsobem mění lidem životy. Málo lidí využívá k přesunu do školy, zaměstnání, na výlety vlastní končetiny, což se výrazným způsobem podepisuje na kondici dnešní společnosti. Děti ve městech využívají k překonání krátké vzdálenosti městské hromadné dopravy. Tyto příčiny mají za následek otlělé, nemotorné a fyzicky málo zdatné jedince.

Chůze každého člověka je zcela individuálním projevem pohybu, který má své charakteristické znaky. Lidská noha reprezentuje složitou strukturu, která umožňuje interakci našeho těla s okolním prostředím. Noha se adaptuje na různé druhy terénů, každý krok začíná noha jako flexibilní struktura, jež je připravena na různorodost povrchu, následně se mění na rigidní páku, která přenáší hmotnost a zpětnou propriocepci se podílí na posturální stabilizaci (Dungl, 2005).

V diplomové práci se zabýváme jednotlivými morfologickými parametry chodidla. Na základě výsledků, které byly získány pomocí tlakové plošiny Footscan (RSscan, Olen, Belgie), jehož součástí je také software Footscan Gait. Snažíme se prokázat jejich vliv na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou. Z výsledků jsme schopni potvrdit, či vyvrátit některá tvrzení, v případě deformací se snažíme doporučit možná řešení a v neposlední řadě je pro nás důležité, aby naše výsledky byly přínosné pro případný další výzkum v této oblasti.

2 SYNTÉZA POZNATKŮ

- Noha se skládá z 26 kostí, 33 kloubů, 107 vazů a 19 svalů. Na nohou je cca 250 000 potních žláz, které během dne vyprodukují 0,5l potu.
- 90% českých dětí se rodí se zdravýma nohama, do škol už však přichází více než 30% školáků s deformitami.
- U dětí bychom měli brát na zřetel, že je u nich větší možnost vzniku deformit, v důsledku postupného růstu a vývoje. Dětství je velice citlivé období pro správný vývoj nohou, kdy dochází ke změnám proporcí (nohy rostou do šířky, objemu, délky). Poškození se většinou projevuje mnohdy až po 30 – 40 letech.
- Každý člověk udělá cca 8 000 – 11 000 kroků za den.
- Nejlepší cvičení pro naše nohy je přirozená chůze ve správně anatomicky tvarované obuvi.
- U žen jsou častější deformity nohou než u mužské populace.
- Některé onemocnění jako artritida, diabetes, či různá nervová a cévní onemocnění se mohou manifestovat jako první právě na nohou, čímž mohou informovat o rozvíjejícím se onemocnění.
- Velký problém představuje onemocnění nohou pro diabetiky (různé neuropatie, případně amputace končetin atd. (Přidalová, Riegrová, & Ulbrichová, 2006).

2.1 Anatomie nohy

Z anatomického hlediska chápeme toto označení jako část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Při rozdělení nohy pomocí dvou linií odpovídajících transverzotarzálnímu a tarzometatarzálnímu kloubu, je noha tvořena 3 oddíly. Zadní oddíl (zánoží, zadní tarzus) je tvořen dvěma velkými tarzálními kostmi (kost hlezenní a kost patní). Střední část oddíl (středonoží, přední tarzus) je tvořený pěti malými tarzálními kostmi (kost krychlová, loďkovitá a tři klínové kosti). Přední oddíl (přednoží, metatarsus a prsty) je tvořený kostmi nártními a články prstů (Vařeka & Vařeková, 2009).

Tabulka 1 Hlavní oddíly nohy (upraveno dle Vařeka & Vařeková, 2009)

zánoží	přednoží	
zánoží	středonoží	předonoží
zadní tarzus	přední tarzus	Metatarsus prsty
kost hlezenní, kost patní	kost loďkovitá, kost krychlová, kosti klínové	kosti nártní prsty
transverotarzální kloub		tarzometatarzální kloub

2.1.1 Kostra nohy

Z hlediska základního uspořádání je dolní končetina obdobná jako horní končetina, avšak jsou zde četné rozdíly, především pak zkrácení prstových článků, zesílení zánártních kostí a zmenšení pohyblivosti mezi jednotlivými segmenty (Dylevský, 2009).

Z hlediska rozdělení rozlišujeme na noze tři oddíly: zánártí (tarsus), nárt (metatarsus) a články prstů (phalanges).

Polovinu celé délky nohy tvoří sedm kostí nepravidelného tvaru:

Hlezenní kost (talus) je spojena s kostmi bérce (os tibia, os fibula), kostí patní (calcaneus) a člunkovou kostí (os naviculare). Svým kubickým tvarem je podobná nepravidelnému, shora zploštělému hranolu s dlouhou osou orientovanou v předozadním směru. Mohutná **trochlea tali**, kloubní plocha ve tvaru nepravidelného lichoběžníku zajišťuje spojení kostry nohy a kostry bérce. Talus je významný tím, že se v něm rozkládá váha těla a to tak, že část se šíří přes člunkovou kost směrem k hlavici I. metatarsu a druhá část do hrbolu patní kosti.

Patní kost (calcaneus) představuje největší a nejmasivnější kost na noze, která má tvar čtyřbokého hranolu. Tvoří zadní a přední oddíl nohy. Na přední oddíl doléhá část váhy těla z kosti hlezenní a tím ji přenáší na podložku. Zadní oddíl představuje kostěný podklad paty vybíhající v mohutný **tuber calcanei**, patní hrbol, na který se shora upíná šlacha trojhlavého lýtkového svalu, tzv. **Achilova šlacha**.

Člunková kost (os naviculare) leží na palcovém okraji nohy, vysoko ve vnitřním oblouku klenby nohy. Na vnitřní ploše této krátké kosti se vyklenuje tuberositas ossis navicularis, ke které se upíná bérce sval m. tibialis posterior.

Klínové kosti (ossa cuneiformia):

Vnitřní klínová kost (os cuneiforme mediale) je ze třech klínových kostí největší. Připomíná klín, který je svým ostřím obrácen do hřbetu nohy. Je situována ve vnitřním oblouku nožní klenby a dotýká se s os cuneiforme intermedium a s I. a II. metatarssem.

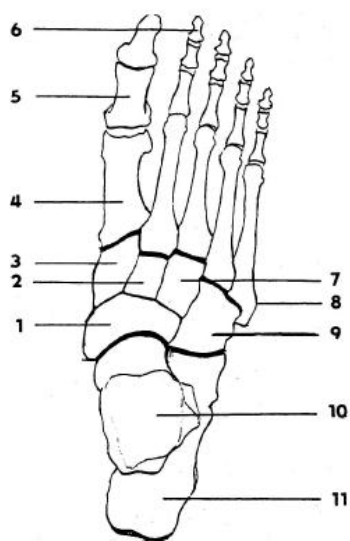
Střední klínová kost (os cuneiforme intermedium) uložená uprostřed mezi os cuneiforme laterale a os cuneiforme mediale je nejmenší klínovou kostí. Vytváří kloubní spojení s bází II. metatarsu.

Zevní klínová kost (os cuneiforme laterale) je větší, přesto velmi podobná os cuneiforme intermedium. Leží mezi os naviculare a os cuboideum, ale zároveň artikuluje s II. (výjimečně i s IV.) metatarssem a s os cuboideum (Dylevský, 2009; Čihák, 2001).

Krychlová kost (os cuboideum) představuje krátkou klínovitou kost vloženou na malíkové straně mezi calcaneem a bází IV. a V. metatarsu. Vytváří spojení s os cuboideum a občas také s bází III. metatarsu.

Střední část nohy tvoří dlouhé nártní kosti (ossa metatarsalia). I. metatars je představován palcovou nártní kostí. Nápadný V. metatars na malíkové straně vybíhá v mohutný výběžek, tuberositas ossis metatarsalis quinti, který je místem pro úpon m. peroneus brevis. Všechny nártní kosti mají dorzálně konvexní tvar. Rozlišujeme u nich: caput (hlavici), corpus (tělo) a basis (bázi).

Kostí prstů (ossa digitorum, phalanges) má lidská noha 14. Dva články jsou na palci a tři články na ostatních prstech. Každý článek je rozlišen obdobně jako ossa metatarsalia na basis (báze), corpus (těla) a caput (hlavice). U metatarsofalangového kloubu se vyskytují dvě **ossa sesamoidea, sezamské kůstky**. Mohou být také pod kloubem 2. a 5. prstu. Sezamské kůstky přímo pod I. metatarssem pomáhají jako kladky pro svaly, které stabilizují palec během chůze (Čihák, 2001; Dylevský, 2009)



- 1 – os naviculare
- 2 – os cuneiforme interm.
- 3 – os cuneiforme med.
- 4 – os metatarsale I.
- 5 – phalanx prox.
- 6 – phalanx dis.
- 7 – os cuneiforme lat.
- 8 – tuberos. ossis metat. V.
- 9 – os cuboideum
- 10 – talus
- 11 - calcaneus

Obrázek 1 Kostra nohy při pohledu shora (upraveno dle Doskočila, 1997)

2.1.2 Funkční anatomie kloubů nohy:

Noha vykonává jak dynamickou, tak statickou (nosnou) funkci. Podle některých odborníků je noha znázorňována jako model trojnožky (tripodní model). To v praxi znamená, že správně vyvinutá noha se opírá o podložku pouze ve třech bodech (hrbol kosti patní, hlavička 1. a 5. Metatarsu, tím vzniká tzv. statický trojúhelník. U zdravé nohy je přenos tlaků a hmotnosti do podložky rovnoměrně rozdělen mezi hlavice všech metatarsů. Klenbu je možné z dynamického hlediska přirovnat ke střeše či štaflím, kde jsou krokve udržovány v nezbytném postavení kleštinami. (Přidalová, Riegrová, & Ulbrichová, 2006).

Pro chůzi jsou charakteristické kroky, při kterých noha pracuje jako pružná, flexibilní struktura a v závěru jako rigidní páka. Na kvalitu chůze má vliv funkční anatomie kloubů, tedy především jejich rozsah (subtalární kloub). Dalším podstatnou složkou podílející se na rozsahu pohybu je tvar nohy. Pružnost nohy je vymezena především tvarem kostí a jejich vzájemnou provázaností s ligamenty a fixací nožní klenby svaly bérce a nohy. Noha je tvořena celkem 33 klouby (Přidalová, Riegrová, & Ulbrichová, 2006).

2.1.3 Svaly nohy

Musculi cruris – Bércové svaly

Tyto svaly dělíme podle funkce do tří skupin:

- Laterální (zevní) – flexory a pronátory nohy
- Dorzální (zadní) – flexory prstů a nohy
- Ventrální (přední) – extenzory prstů a nohy

Přední skupinu tvoří M.tibialis anterior – sval holení, m. extensor digitorum longus – dlouhý natahovač prstů a m.extensor hallucis longus – dlouhý natahovač palce.

Zadní skupina je tvořena bércovými svaly, které jsou uloženy ve dvou vrstvách (hluboké, povrchní). Mezi svaly hluboké vrstvy patří m.tibialis posterior – zadní sval holenní,

m. flexor digitorum longus - dlouhý ohýbač prstů a m. flexor hallucis longus – dlouhý ohýbač palce. Povrchní vrstvu tvoří m.triceps surae – trojhlavý sval lýtkový a m.plantaris – chodidlový sval

Zevní skupina bérceových svalů je tvořena m.fibularis longus – dlouhým svalem lýtkovým a m.fibularis brevis – krátkým svalem lýtkovým. (Kubát, 1985; Přidalová & Riegerová, 2002).

Musculi pedis – Svaly nohy

Svaly na hřbetu nohy

Tyto svaly jsou inervovány z n.fibularis profundus. Provádějí extenzi prstů a palce. Mezi svaly hřbetu nohy patří: m. extensor digitorum brevis – krátký natahovač prstů, m. extensor hallucis brevis – krátký natahovač palce. Oba svaly se nacházejí pod šlachami dlouhých extenzorů, jež přecházejí z přední strany bérce.

Svaly v plantě

Tato skupina svalů pomáhá napětím udržovat nožní klenbu a plní především statickou funkci.

Svaly palce

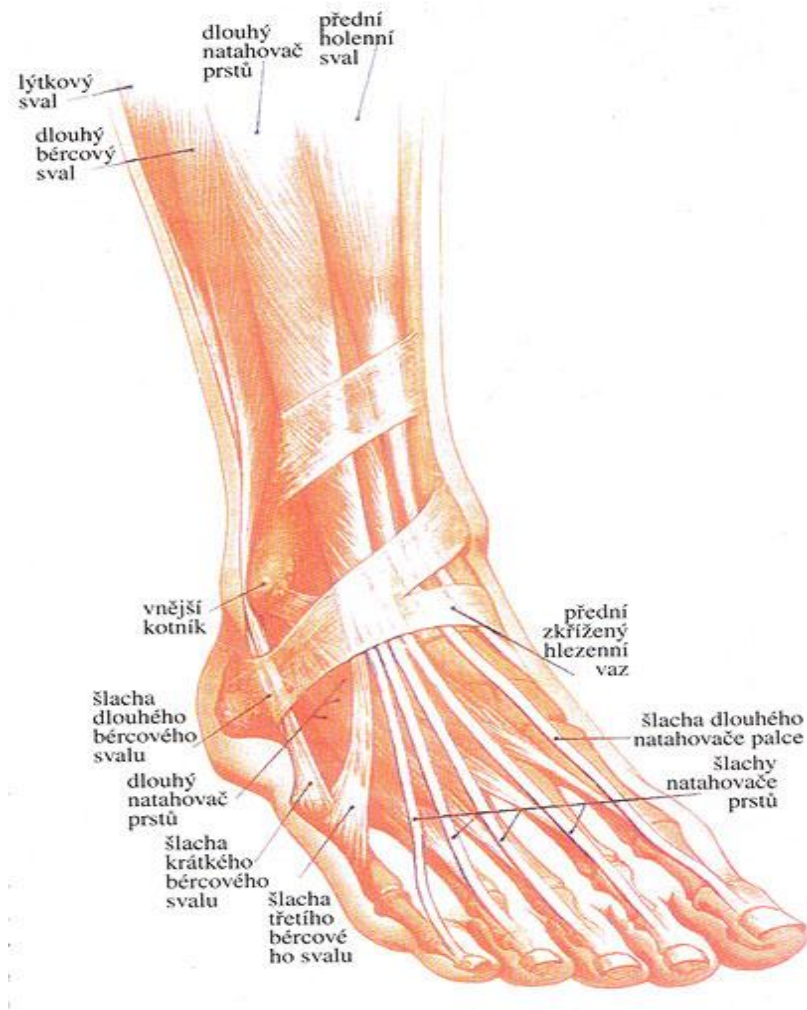
Mají počátek na tarzálních kůstkách, odkud se upínají na palcové články. Mezi svaly palce patří: m. abduktor hallucis – odtahovač palce, tento sval slouží k udržování podélné klenby nožní, m. flexor hallucis brevis – krátký ohybač palce a m. adduktor hallucis – přitahovač palce.

Svaly malíku

Mají stejně jako svaly palce počátek na tarzálních kůstkách, odkud se upínají na malíkové články. Do této skupiny svalů patří m.abductor digiti minimi – odtahovač malíku, m. flexor digiti minimi brevis – krátký ohýbač malíku a m.opponens digiti minimi – oponující sval malíku.

Svaly střední skupiny

Zahrnují mm.interossei – mezikostní svaly, m.quadratus plantae – čtyřhranný chodidlový sval, mm.lumbricales – červovité svaly a m. flexor digitorum brevis – krátký ohybač prstů. Krátký ohybač prstů se nachází uprostřed chodidla a svým klidovým tonem přispívá k udržení nožní klenby (Čihák, 2001; Doskočil, 1997; Přidalová & Riegerová, 2002).



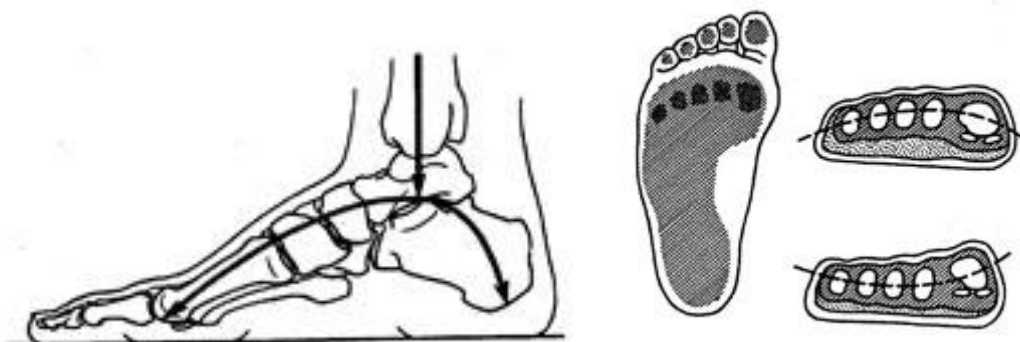
Obrázek 2 Svalstvo nohy (upraveno dle Netter, 2005).

2.1.4 Nožní klenba

Vývoj dolních končetin v procesu evoluce člověka je charakteristický řadou změn, ve kterých hráli hlavní roli změny ve způsobu života člověka a neustále se měnící životní podmínky. Původně dolní končetiny sloužili pouze k lezení a uchopování předmětů, vlivem adaptačních změn (přímé držení těla, bisedální chůze) došlo k rozvoji orgánu, jehož hlavní funkcí je zajišťování lokomoce a statiky (Klementa, 1987).

Nožní klenba se u člověka začíná vyvíjet v kojeneckém období a je spojena s lezením po čtyřech cca kolem 9. – 10. měsíce. S postupným rozvojem (učením) chůze, začíná být noha zatěžována, tím dochází k dalšímu rozvoji celkové struktury nohy a její funkce. Podélná klenba se stává zřetelnou v období druhého roku života, což je způsobeno snižováním vrozené hypermobility a dozráváním krátkých svalů chodidla. V tomto období je doporučováno, aby děti chodili bosé v přírodním terénu, tím pak dochází k harmonickému rozvoji a tréninku svalů chodidla.

Klenbu dělíme na příčnou a podélnou. Mediální část podélné klenby tvoří proximomediální paprsek, který je tvořen talem, os naviculare, ossa cuneiformia a třemi 20 mediálními metatarzy. Laterální část podélné klenby tvoří distolaterální paprsek, skládá se z kalkaneu, os cuboideum a dvou laterálních metatarzů. Oba paprsky jsou proximálně blízko sebe a distálně se vějířovitě rozbíhají. V proximální části došlo k zastavení vývojové pronace. V distální části se oba paprsky dostávají vedle sebe jako výsledek úplného pronatorního zkrutu (Dungl, 1989; Dylevský, 2009).



Obrázek 3 Schématické znázornění podélné a příčné klenby nožní

2.2 Typologie nohy

Pokusů o správné zpracování a rozdělení typologie nohy byla provedena celá řada. V následujících odstavcích je pouze několik příkladů. Antropologické dělení nohy a její typologie je poměrně jednoduché, avšak málo vypovídá o anatomii a funkci. Standartní klinická typologie je z hlediska anatomického mnohem lépe podložena a poměrně rozšířena

v různých modifikacích, ale je také povrchní a ne zcela zohledňuje funkci nohy. Za jednu z nejlépe propracovaných typologií je považována Rootova typologie, která se používá již několik let v zahraničí především v rámci klinické diagnostiky. Na našem území je tato typologie doposud téměř neznámá. (Vařeka & Vařeková, 2009)

2.2.1 Antropologické typy nohy

Z antropologického hlediska je na noze popisována celá řada parametrů (Přidalová & Riegrová, 2005). Vzhledem k jejich minimálnímu klinickému významu je zde zmíněna pouze tzv. digitální formule, na níž je založená typologie, která vychází z délky prstů.

Tabulka 2 Digitální formule (Magee, 1992; Klement, 1997)

Obyčejný typ (egyptský, index plus type)	$1 > 2 > 3 > 4 > 5$
Klasický (řecký)	$1 < 2 > 3 > 4 > 5$
Kvadratický typ (polynéský typ, index plus-minus type)	$1 = 2 > 3 > 4 >$ nebo $1 = 2 = 3 = 4 > 5$
Neobvyklý typ	$3 > 2 > 1 > 4 > 5$

Egyptská noha

Tento druh nohy je nejrozšířenějším u evropské populace, jedná se o typ nohy, který můžeme nejčastěji vidět například na sochách egyptských faraónů (Magee, 1992; Klement, 1997). Na noze je charakteristický nejdelší palec, ostatní prsty se postupně zkracují.

Řecká noha

Jinak také pes anticus , atavistická noha, neandertálská noha. Jak taková noha opravdu vypadá, můžeme nejlépe pozorovat na řeckých sochách, kde je typický nejdelší třetí prst, tento druh popisu nejvíce odpovídá takzvané Mortonově noze.

U Mortonovy nohy je nejdelší druhý prst (II. prst), dále následuje třetí prst a palec, ty jsou stejně dlouhé. Často se také mezi druhým a třetím prstem objevuje výraznější meziprstní řasa, může docházet k částečné syndaktylii (srostlé prsty). Tento druh nohy je druhým nejrozšířenějším u evropské populace (Magee, 1992; Klement, 1997). Podle Kapandjiho (1987) umožňuje tento typ nejlepší přenos zátěže na přednoží, čímž může docházet k přetěžování a vzniku únavové zlomenině.

Polyneská noha

Polyneská noha má obdélníkový tvar a první tři prsty jsou stejně dlouhé, jako u postavy na Gaugenových malbách, v Evropě se vyskytuje v průměru u 9% populace (Magee, 1992; Klement, 1997).

2.2.2 Klasické klinické typy nohy

Plochá noha

Podle Kubáta (in Klementa, 1987) příčina vzniku ploché nohy vychází ze současného životního stylu. Základním znakem této deformity je snížení podélného, příčného nebo obou oblouků klenby nožní. Plochá noha se objevuje poměrně často a může vznikat v každém věku. Pro člověka představuje obtíže, které snižují schopnost snášet především statické zatížení. Výzkumy uvádějí, že u národů, které nepoužívají obuv, se plochá noha neobjevuje prakticky vůbec. Příčiny deformity podélné klenby nebo úplné vymizení má za následek celá řada faktorů. Přidalová, Riegrová, & Ulbrichová, (2006) a Klementa (1987) uvádějí: porušení poměru mezi velikostí zátěže a nosností nohy

- nadváha, obezita
- chabost vazů, myopatická plochá noha, svalová slabost a dysbalance po mozkové obrně, artritická plochá noha, úrazy

- trvalá profesionální zátěž, neprocvičování a nedostatečná regenerace nohy, dlouhodobé nošení neadekvátní obuvi, chůze po tvrdém terénu
- genetické faktory
- hormonální regulace (především somatotropin a kortizol, jež při hyperfunkci adenohipofýzy snižují pevnost kostry nohy)

Medek (2003) dělí plochou nohu do čtyř stupňů. První stupeň je charakteristický nohou přetíženou a unavenou, druhý stupeň je charakterizován patrným poklesem klenby pouze při zatížení. Během odlehčení se klenba opět tvaruje. Třetí stupeň se vyznačuje trvalým oploštěním klenby, ale je zde stále možnost pasivně modelovat. V případě čtvrtého stupně jde o fixovanou deformitu, kterou není možné pasivně korigovat.

Vysoká noha

Tato deformita je většinou vrozená. Jde o případ, kdy se střed chodidla jen z části dotýká podložky, nebo se jí nedotýká vůbec, tím je více zatížena pata a předonoží. Podélná klenba nožní je abnormálně vyklenuta, prsty jsou v drápovité kontraktuře a je sníženo příčné klenutí pod hlavičkami metatarzů. Tento typ má sníženou schopnost absorbovat nárazy během chůze. Příčiny vzniku jsou různé, autoři uvádějí například nerovnováhu svalů plosky nohy, nošení vysokých podpatků, nevhodnou obuv do terénu, špatnou podrážku (měkká, tvrdá) ((Riegerová, Přidalová, & Ulbrichová, 2006).

3 BIOMECHANIKA CHŮZE

Biomechanika je vědní obor zabývající se strukturou, vlastnostmi chování člověka a jeho biomechanickými interakcemi. Biomechaniku můžeme rozdělit na dva základní směry tedy biomechaniku vnitřní, která se zabývá funkcí pohybového aparátu a biomechaniku vnější, jež zkoumá pohybový projev jedince a působení jednotlivých sil (Dungl, 1989).

Funkce statická (nosná) představuje nejvýznamnější funkci nohy. Tato funkce spočívá v přenesení váhy těla na podložku. Funkce dynamická je charakterizována pohybem těla po podložce. Tato funkce představuje oporu při chůzi, běhu, skákání, nošení břemen (Dungl, 1989).

3.1 Charakteristika chůze

Délka kroku (step length)

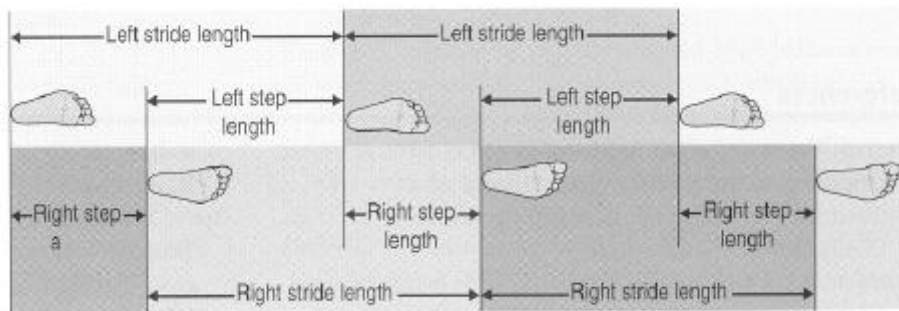
Gage (1991) definoval délku kroku, jako longitudinální vzdálenost mezi chodily. Délka kroku se měří jako vzdálenost od určeného bodu na chodidle ke stejnému bodu na druhém chodidle. Vzdálenost se udává v metrech.

Délka dvojkroku (stride length)

Whittle (1997) součet pravého a levého kroku. Jedná se o vzdálenost celého krokového cyklu od prvního kontaktu jedné nohy do počátečního kontaktu té samé nohy. Měříme v metrech.

Šířka kroku (stride width)

Laterální vzdálenost mezi oběma chodidly. Měří se jako kolmá vzdálenost středů patních kostí popř. pod středem kotníku. Vzdálenost se udává v milimetrech (Whittle, 1997)



Obrázek 4 Charakteristiky krokového cyklu (upraveno dle Kirtley, 2006)

Legenda: left stride length – délka dvojkroku počínajícího levou končetinou, right stride length – délka dvojkroku počínajícího pravou končetinou, left step length – délka levého kroku, right step length – délka pravého kroku

Úhel nohy (toe out, toe in angle)

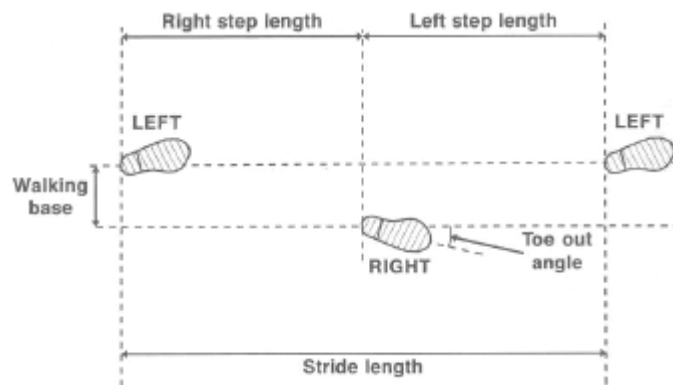
Whittle (1997) jde o úhel, který je měřený ve stupních mezi směrem pohybu a osou chodidla.

Kadence (cadence)

Představuje počet kroků za časovou jednotku. Whittle (1997) kadence je počet kroků za jednu minutu. Kirtley (2006) uvádí průměrné hodnoty kroků u běžného člověka mezi 5000 – 15000 za den, což je 2 – 5 milionů kroků za rok.

Rychlost (walking speed)

Whittle (1997) uvádí, že rychlost chůze je závislá na délce kroku. V případě rychlosti jde o poměr vzdálenosti, kterou tělo překoná a času. Nejčastěji se udává v metrech za sekundu.



Obrázek 5 Charakteristiky krokového cyklu (upraveno dle Whittle, 1997)

Legenda: right step length – délka pravého kroku, left step length – délka levého kroku, stride length - délka dvojkroku, walking base – šířka opěrné báze, toe out angle – úhel nohy

3.2 Fáze chůze

Chůze umožňuje člověku přesouvání se z jednoho bodu do bodu druhého. Je u každého jedince zcela jedinečná (originální). Na kvalitu chůze může mít vliv množství faktorů ať je to věk, pohlaví, či onemocnění pohybového aparátu. Správná chůze by měla probíhat ve vzpřímeném postoji, s minimálním vypětím sil (minimální energetický výdej) a optimální rychlostí, přičemž dochází k zapojení velkého počtu svalů, které navzájem spolupracují, a právě jejich zapojení je přesně načasováno. Správné držení těla je jedním z hlavních předpokladů pro správnou funkci pohybového aparátu.

Vlastní chůze pak probíhá ve dvou fázích, kdy dochází ke střídání fáze kročné (švihové) s fází stojnou (opěrnou), přičemž fáze stojná začíná dotykem plochy paty s podložkou. Fáze stojná končí v momentě, kdy se palec vzdálí od podložky, v tento moment probíhá na druhé končetině fáze kročná, při níž dochází k ohybu v kyčli a koleni. Plocha paty se opět dotkne podložky, v tento moment začíná další fáze stojná. Při obou fázích jsou zatěžovány hlavní klouby dolních končetin, na které působí váha celého těla. Tato váha se plynule rozloží na plochu chodidel pomocí nožních kleneb. Protikladem chůze je běh a skok, v tomto případě hovoříme o pohybech, při nichž dochází k tomu, že se obě dolní končetiny vzdalují od podložky tzv. letová fáze (Perry, 1992).

Z fyziologického hlediska je chůze vhodnější než stání, jelikož chůzí je podporována cirkulace krve v organismu. Pohybem dochází k přívodu okysličené krve pracujícím orgánům, svalům a odvádění neokysličené krve v tomto případě z dolních končetin směrem k srdci, mluvíme o tzv. vysokotlakém systému, který zásobuje organismus okysličenou krví, a nízkotlakém systému, který přivádí do srdce zpět krev, ze které si organismus odebral potřebné látky (kyslík), kde následně dochází opět k syčení krve kyslíkem (Silbernagl, 2003).

3.3 Energetické nároky chůze

Chůze by neměla představovat pro člověka náročnou činnost, při které dochází k velkému výdeji energie. Výdej energie je ovlivněn řadou činitelů jako například pohlavím, hmotností, věkem, rychlostí chůze, vzdáleností, kterou ujde.

3.4 Krokový cyklus

Chůze člověka je opakující se cyklický pohyb. Krokový cyklus je základní jednotkou chůze. Whittle (1997) definuje krokový cyklus jako časový interval kompletního děje, který se stále opakuje. Perry (1992) uvádí, že krokový cyklus začíná kontaktem jednoho chodidla jako úder paty. V okamžiku, kdy švihová končetina kontaktuje opěrnou plochu, je dokončen jeden krok. Dvojkrok končí opětovným úderem paty stejné končetiny. Za počátek krokového cyklu je považován první kontakt jedné z končetin s podložkou, konec krokového cyklu nastává během opětovného počátečního kontaktu s podložkou u té samé končetiny.

Perry (1992) definuje krokový cyklus jako dvě fáze, které se neustále opakují. Jedná se o fázi stojnou a fázi švihovou, kde je stojná fáze statickou fází krokového cyklu, kdy je končetina v kontaktu s podložkou a přenáší hmotnost. Fáze švihová je dynamickou fází, kdy chodidlo není v kontaktu s podložkou a celá hmotnost je přenášena kontralaterální končetinou.

3.4.1 Dělení krokového cyklu:

Krokový cyklus obou končetin můžeme dělit na dvě základní fáze:

- Fáze stojná (oporová) – chodidlo je v kontaktu s podložkou
- Fáze švihová (bezoporová) – chodidlo není v kontaktu s podložkou

Rozlišujeme fázi jednooporovou, kdy je pouze jedna končetina v kontaktu s podložkou a fázi dvouoporovou. Jednooporová fáze na jedné z končetin trvá stejnou dobu jako švihová fáze na končetině druhé. Perry (1992), Gage (1997) a Whittle (1997) udávají, že stojná fáze představuje 60 % krokového cyklu a zbývajících 40 % tvoří švihová fáze, přičemž každá fáze dvojí opory představuje 10% krokového cyklu.

Během pomalejší chůze je trvání stojné fáze delší a trvání švihové je kratší, při rychlé chůzi je tomu naopak.

Provedení chůze je spojeno s určitými funkčními úkoly, které jsou nezbytné pro zvládnutí chůze. V průběhu každého dvojkroku musí být splněny tři hlavní úkoly (Perry, 1992):

Fáze stojná

- počáteční kontakt (initial contact, IC),
- stádium zatěžování (loading response, LR, 0-10%),
- mezistoj (mid-stance, MS, 10-30%),
- koncový stoj (terminal stance, TS, 30-50%),
- předšvih (preswing, PSW, 50-60%).

Fáze švihová

- počáteční švih (initial swing, ISW, 60-70%),
- mezišvih (mid-swing, MSW, 70-85%),
- koncový švih (terminal swing, TSW, 85-100%).

V literatuře jsou zmiňována i jiná dělení krokového cyklu. Díky jejich znalosti máme možnost porovnávat sdělení jiných autorů. Tyto sdělení často popisují děje probíhající v průběhu krokového cyklu v rámci jednotlivých fází.

Véle (2006) uvádí, že pro každou dolní končetinu existují tři zřetelně oddělené pohybové fáze:

- švihová fáze – končetina postupuje vpřed bez kontaktu s opornou bází,
- oporná fáze – končetina je po celou dobu ve styku s opornou bází,
- fáze dvojí opory – obě končetiny jsou zároveň ve styku s opornou bází.

Vaughan, Davis a O'Connor (1999) dělí krokový cyklus do osmi period, pěti ve fázi opory a tří ve fázi švihu:

Stojná fáze kroku:

- úder paty – heel strike
- kontakt nohy – foot flat
- střed stojné fáze – midstance
- odvinutí paty – heel off
- odraz palce – toe off

Švihová fáze kroku:

- zrychlení – acceleration
- střed švihové fáze – midswing
- zpomalení – deceleration

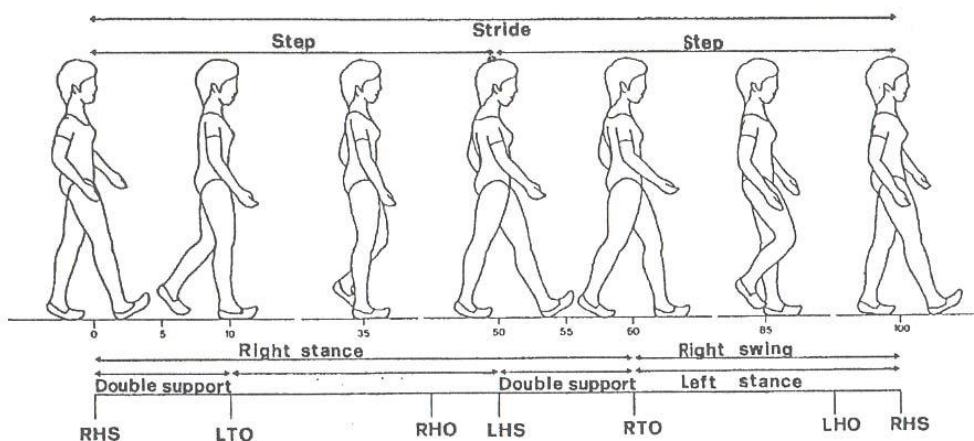
Gage (1991) uvádí odlišné dělení stojné fáze. Stojnou fázi (stance phase)

dělí do tří částí:

- první fáze dvojí opory (first double support),
- jednooporová fáze (single support),
- druhá fáze dvojí opory (second double support).

Švihovou fázi (swing phase) dělí rovněž do tří částí:

- počáteční švih (initial swing),
- střed švihové fáze (mid-swing),
- koncový švih (terminal swing).



Obrázek 6 Dělení krokového cyklu (upraveno dle Giannini, Catani, Benedetti, & Leardini, 1994)

Legenda: step – krok, stride – dvojkrok, right stance – stojná fáze pravé končetiny, right swing – švihová fáze pravé končetiny, left stance – stojná fáze levé končetiny, double support – fáze dvojí opory, RHS – úder pravé paty, LTO – odraz levého palce, RHO – odval pravé paty, LHS – úder levé paty, RTO – odraz levého palce, LHO – odval levé paty

3.4.2 Jednotlivé fáze krokového cyklu

Počáteční fáze (initial contact):

Moment, kdy začíná krokový cyklus. Úsek, kdy zahajujeme pohyb a nabíráme rychlost. Jedná se o okamžik, kdy se chodidlo nohy dotkne podložky. Podle Whittla (1997) je tato fáze nazývána jako úder paty (heel strike, heel contact, footstrike, foot contact).

Fáze zatěžování (loading response):

V této fázi dochází k přesunu zatížení na stojnou končetinu. Perry (1992) tuto fázi označuje jako fázi první dvojí opory. Jedná se o dobu mezi prvním kontaktem a odrazem kontralaterálního palce (0 – 10 % cyklu). Těžiště těla se nachází během této fáze nejnižší. V tomto případě jde o periodu zpomalení, kdy je absorbován ráz při dopadu (Gage, 1991).

Tělesná hmotnost je přenesena na stojnou dolní končetinu, kde dochází ke zhoupnutí paty (heel rocker). Tyto dvě fáze usnadňují dvě funkce: zachování postupu vpřed a absorpci rázů (Perry, 2004b).

Mezistoj (mid-stance)

První část jednooporové fáze, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou. Whittle (1997) uvádí, že jde o období mezi odrazem kontralaterálního palce a zdvihem stejnostranné paty. Fáze končí odrazem paty. Během mezistoje těžiště zpomaluje v důsledku toho, že se dostává na maximální výšku a přechází přes opěrnou bázi (Gage, 1991). V průběhu mezistoje dochází k flexi kolenního kloubu, který začne extendovat v důsledku kontrakce musculus quadriceps femoris. Extenzi doprovází zevní rotace bérce a abdukce talu (Rose & Gamble, 2006; Whittle, 1997).

Po došlapu chodidla dochází v hlezenním kloubu ke změně plantární flexe na dorzální a hlezenní kloub se stává středem otáčení, tzv. druhé zhoupnutí (Whittle, 1997). Aby mohl být dokončen plynulý posun vpřed je nutná dostatečná dorzální flexe hlezenního kloubu.

Koncový stoj (terminal stance)

Je zahájen zdvihem paty od podložky po úder kontralaterální paty s podložkou. Hmotnost těla se přenáší před stojnou končetinu, čímž se těžiště dostává před opěrnou bázi a zrychluje a klesá dolů ke švihové končetině (Gage, 1991). Seymour (2002) uvádí, že na konci mezistoje má aktivita plantárních flexorů vliv na zastavení dopředného pohybu bérce, což se projevuje v posunu středu otáčení dopředu na hlavičky metatarzů. Mechanismus, který probíhá v koncovém stoji a v předšvih, se nazývá zhoupnutí přednoží (forefoot rocker).

Předšvih (pre-swing)

Předšvihová fáze zakončuje stojnou fázi. Během předšvihu dochází k odlehčení zatížené končetiny rychlým přesunem hmotnosti na druhou končetinu. Jedná se o dobu od úderu paty opačné končetiny do odlepení palce stojné končetiny (50 – 60 % cyklu) (Perry, 1992). Předšvih představuje druhou fázi dvojí opory v krokovém cyklu. Během druhé fáze dochází k přípravě na švihovou fázi, kdy se aktivují svaly, a odlehčuje se končetina.

Počáteční švihová fáze (initial swing)

Je zahájen odrazem palce od podložky (60-70 % cyklu). V této fázi se stehno pohybuje vpřed (20° flexe v kyčelním kloubu), a flexe v kolenním kloubu dosahuje maxima (Perry, 1992).

Mezišvih (mid-swing)

Švihová dolní končetina se dostává před stojnou. Během této fáze je rozhodující neutrální pozice kotníku a flexe v kyčelním kloubu (20°). V momentě, kdy je dosaženo hodnoty 60 – 70 % flexe v kolenním kloubu dochází zpět k extenzi (Perry, 1992; Whittle, 1997).

Koncový švih (terminal swing)

Jedná se o fázi od kontralaterálního zdvihu paty po úder paty (85 – 100% cyklu). Končetina se ve fázi koncového švihu připravuje na zahájení stojné fáze v dalším krokovém cyklu. Kolenní kloub je během této fáze v maximální extenzi.

3.5 Zařízení měřící rozložení tlakových sil na chodidle

Tato zařízení jsou sestrojena tak, aby bylo možné snímat statické i dynamické poměry talků na plošce nohy, popřípadě na přesně definovaných plochách. Umožňují tak analýzu tlakových sil při hodnocení funkce nohou nebo zjišťování vlivu jednotlivých onemocnění na zatěžování nohy a tím i na pohybový aparát. Zjištění rozložení tlaku na chodidle usnadňuje také kvalitnější konstrukci obuvi (digitální stélky, F-scan in shoe transducer) (Přidalová, Riegrová, & Ulbrichová, 2006).

Problematikou tlakových sil se zabývá několik specializovaných výrobců. Některé z produktů: EMED – SF2systém, EMED – F01systém, FootScan systém, Musgrave Footprint, Pedar S5 atd. Program, který jsem použil pro získání dat v této práci je Footscan (RSscan, Olen, Belgie), jehož součástí je také software Footscan Gait. Prostřednictvím tohoto programu je možné zjišťovat a hodnotit posturální stabilitu při aplikaci Rombergova testu, který je možné provádět za různě modifikovaných podmínek. Díky tomuto programu můžeme dále zjišťovat základní parametry a funkce nohy pro jednotlivé sportovní disciplíny a následně tyto data používat pro zkvalitňování tréninkového procesu. V medicíně může být tento program

využit pro stanovení neurologického, či motorického deficitu při měření stability, případně odchylky v provádění chůze nebo běhu (Přidalová, Riegrová, & Ulbrichová, 2006).

Při využívání různých plantografických metod jsou výsledky statisticky rozdílné. Příkladem může být metodika Chippauxe a Šmiřáka, Sztritera – Godunova, nebo Clarkova úhlu.

4 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

4.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem diplomové práce je zjistit, zda vybrané antropometrické parametry nohy ovlivňují rozložení tlaků při chůzi.

4.2 Dílčí cíle

Stanovili jsme si tyto dílčí cíle:

- posoudit zda úhlové parametry nohy ovlivňují rozložení tlaků při chůzi.
- posoudit zda vybrané indexy nohy ovlivňují rozložení tlaků při chůzi.

4.3 Výzkumné otázky

Na základě stanoveného cíle jsme formulovali následující výzkumné otázky:

1. Ovlivňuje úhel paty rozložení tlaků při chůzi?
2. Ovlivňuje úhel nohy rozložení tlaků při chůzi?
3. Ovlivňuje úhel palce rozložení tlaků při chůzi?
4. Ovlivňuje index dle Chippaux – Smiraka rozložení tlaků při chůzi?
5. Ovlivňuje index dle Sztriter – Godunova rozložení tlaků při chůzi?

5 METODIKA

Výzkumné měření a zpracování dat se uskutečnilo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v době od ledna 2011 do března 2011.

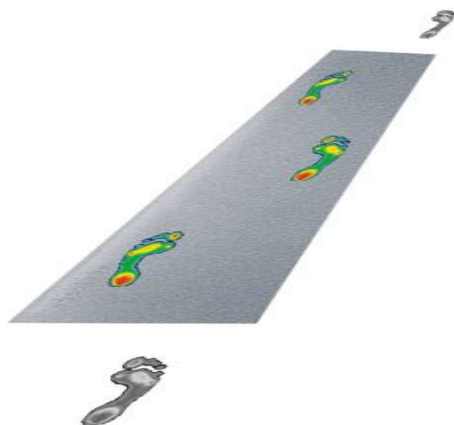
5.1 Charakteristika testovaného souboru

Výzkumné měření a zpracování dat se uskutečnilo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v době od ledna 2011 do března 2011.

Našeho výzkumu se zúčastnilo 27 žen ve věku 20- 25 let s průměrnou výškou 166,2 centimetrů a průměrnou hmotností 59,9 kilogramů. Skupinu tvořily ženy, které netrpěly žádnými závažnými poruchami pohybového aparátu, bez vážnějších úrazů, zranění dolních končetin a páteře. Všichni účastníci podepsali informovaný souhlas s použitím výsledků pro další potřeby výzkumu.

5.2 Metody

K získávání dat byla použita tlaková plošina Footscan (RSscan, Olen, Belgie), jejíž součástí je také software Footscan Gait. Systém umožňuje analyzovat rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou.



Obrázek 7 Footscan - otisky chodidel

Počet měření

Každá z osob absolvovala minimálně 5 pokusů chůze. Data byla získána pro pravou i levou končetinu. Měření se pak opakovalo ještě jednou za stejných podmínek s odstupem jednoho týdne.

Podmínky

Podmínky byly z hlediska získávání dat pro náš výzkum velmi dobré. Výzkum probíhal v laboratoři na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Postup

Měření probíhalo bez obuvi. Před měřením byli jednotlivci zváženi a změřena jejich tělesná výška.

Při samotném měření chůze měl proband za úkol projít přirozenou rychlostí po plošině. Pokud byl záznam chůze nekompletní, pak bylo provedeno více pokusů.

5.3 Zpracování dat

Námi naměřené údaje byly nejprve zpracovány v programu Footscan Gait. Následovalo statistické zpracování

Postup zpracování v softwaru (Footscan)

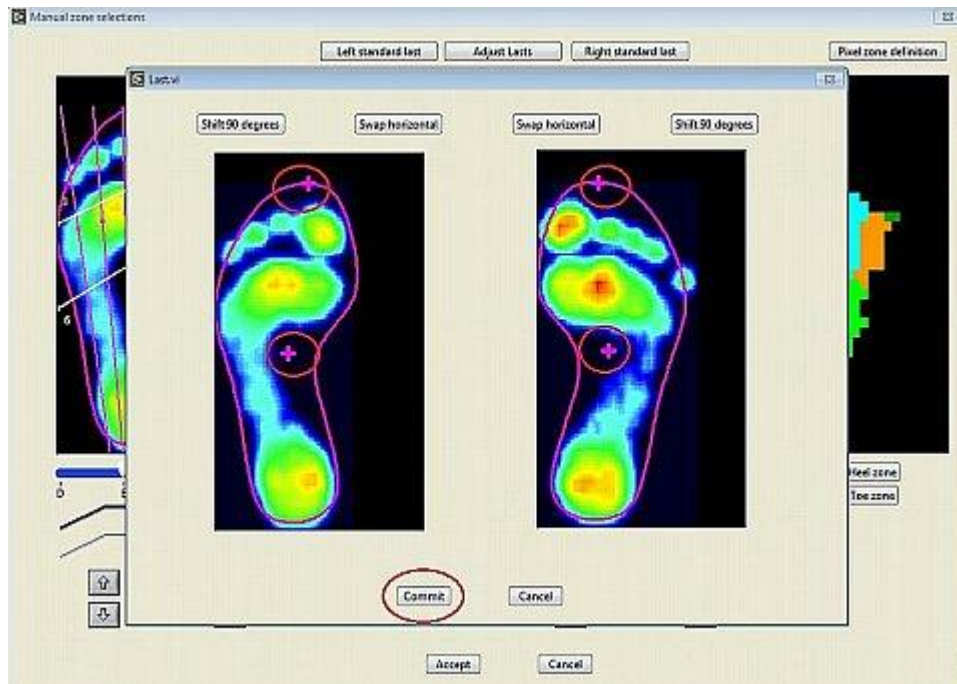


Obrázek 8 Získaný otisk chodidla

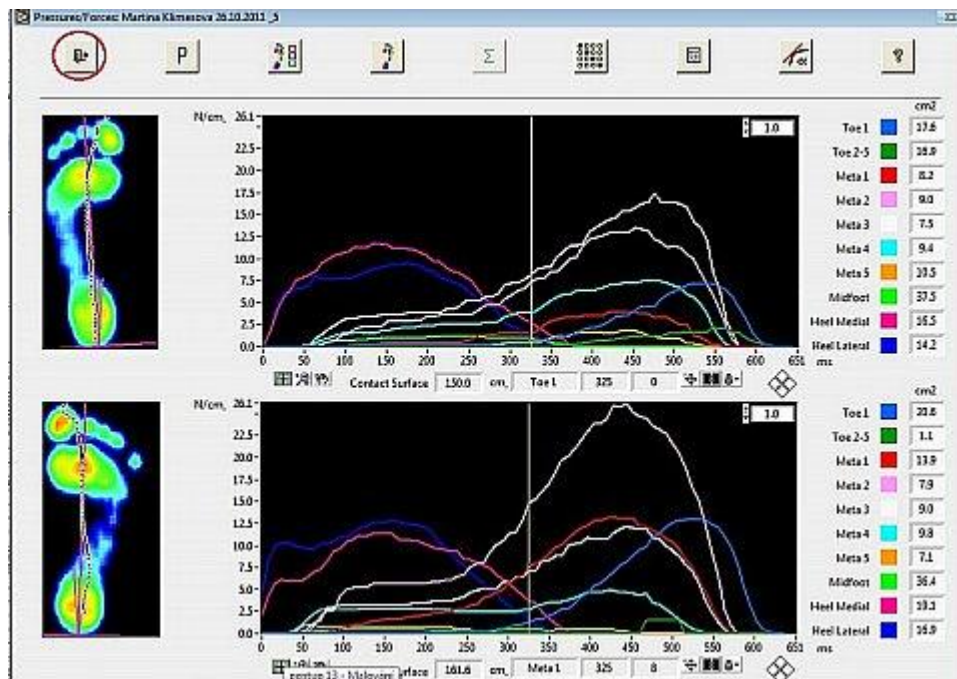


Obrázek 9 Úprava jednotlivých parametrů chodidla

Nejdříve upravíme velikost chodidla a po té můžeme upravit hranice chodidla. V další fázi určíme hranici mezi prsty a metatarsy a metatarsy a středonožím. Dále je možné posunout hranici mezi mediální a laterální částí paty, případně hranici mezi palcem a ostatními prsty.

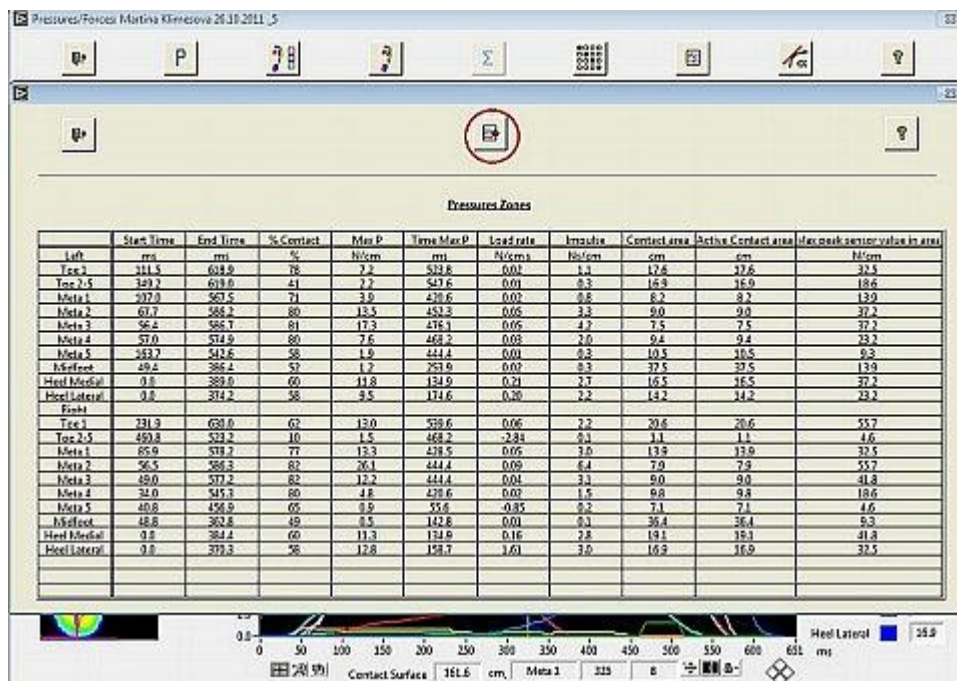


Obrázek 10 Zarovnání otisku chodidla



Obrázek 11 Graficky znázorněné údaje o jednotlivých částech chodidla

Po úpravě chodidla, dle příslušných možností programu následuje vyhodnocení údajů, pro které nám slouží další okno, do kterého přejdeme po stisknutí tlačítka ACCEPT v nabídce obrázku 9. Tento krok nás přesune do okna ad. obrázek 11, kde se zobrazují jednotlivé parametry chodidla, pro nás tedy rozložení tlaků na styku s podložkou, což je vyjádřeno v cm^2 . Tyto údaje jsou potom převedeny do tabulek a příslušných formátů. Se získanými daty se dále pracuje až už výpočty ve speciálních programech, či pomocí statistických metod.



Obrázek 12 Získaná data

5.4 Měřené parametry

Pro další analýzu jsme vybrali následující parametry:

% Contact – čas kontaktu dané oblasti vzhledem k času, po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou během chůze

Max p – maximální tlak v dané oblasti

Impulse - celkové zatížení dané oblasti (tlakový impuls – plocha pod křivkou tlaku)

K jednotlivým parametrům byl vždy vypočítán průměr a směrodatná odchylka, ze kterých byla následně vypočítána statistická významnost pro jednotlivé části chodidla.

Chodidlo bylo rozděleno na deset částí, přičemž každá část chodidla představovala oblast, ke které byl vypočítán průměr i směrodatná odchylka. Jednotlivé oblasti byly vždy zastoupeny třemi zkoumanými parametry.

Rozdělení chodidla:

- Heel lateral – laterální část paty
- Heel medial – mediální část paty
- Meta 1 – první metatarzus
- Meta 2 – druhý metatarzus
- Meta 3 – třetí metatarzus
- Meta 4 – čtvrtý metatarzus
- Meta 5 – pátý metatarzus
- Midfoot - středonoží
- Toe1 – palec nohy
- Toe2 – Toe5 – druhý až pátý prst nohy

Morfologické parametry

Výzkum byl zaměřen na 5 skupin, které zastupovaly jednotlivé zkoumané parametry:

Úhel paty

Úhel mezi osou paty a osou nohy.

Úhel nohy

Úhel nohy se měří mezi tečnami vnitřního a vnějšího okraje plantogramu. Pro tento úhel platí $x = x_1 + x_2$, kde se úhel x_1 měří od kolmice k_1 a úhel x_2 od kolmice k_2 . Výsledný úhel se rovná součtu úhlů $x_1 + x_2$. To platí pokud je $\alpha < R$ a zároveň $\beta < R$, kde R je pravý úhel.

Pokud je $\alpha > R$, pak se hodota úhlu x_1 odečítá a platí $x = x_2 - x_1$.

Je-li $\beta > R$, pak se hodnota úhlu x_2 odečítá a platí $x = x_1 - x_2$.

Klementa (1987) dělí naměřené úhly nohy do tří skupin:

I. do 15° ,

II. $15^\circ - 18^\circ$,

III. nad 18° .

Úhel palce

Na otisku nohy sestrojíme vnitřní tečnu nohy a mediální tečnu palce. Vyosení palce představuje úhel mezi těmito dvěma tečnami. Při stanovení vyosení malíku sestrojíme vnější tečnu nohy a laterální tečnu malíku, úhel svírající tyto tečny představuje vyosení malíku. Hodnoty úhlů byly rozděleny do pěti stupňů (Ledvinková, 1999):

- I. vyosení 0° ,
- II. vyosení do 9° ,
- III. vyosení nad 9° ,
- IV. vyosení do -9° ,
- V. vyosení nad -9° .

Index Chippaux – Smirak

Chippaux a Šmirák využívají ve svém hodnocení poměru nejužšího a nejširšího místa plantogramu. Tato místa se měří na kolmicích k laterální tečně plantogramu. Hodnoty pod 45 % označují nohu normálně klenutou, hodnoty nad 45 % označují nohu plochou.

Noha normálně klenutá:

1. stupeň od 0,1 % do 25 %,
2. stupeň od 25,1 % do 40 %,
3. stupeň od 40,1 % do 45 %.

Noha plochá:

1. stupeň od 45,1 % do 50 % - mírně plochá,
2. stupeň od 50,1 % do 60 % - středně plochá,
3. stupeň od 60,1 % do 100 % - silně plochá.

Index Sztriter – Godunov

K mediální tečně otisku nohy je vztyčena kolmice v nejužším místě plantogramu. Její průsečík s tečnou je označen jako bod A, průsečík s vnitřním okrajem otisku jako bod B a s laterálním okrajem jako bod C. Dále je stanoven index „Ky“ podle rovnice: Index Ky = $|BC|/|AC|$. Podle tohoto indexu uvádí Kasperczyk in Kopecký (2004) členění klenby nohy:

Noha vysoká: 0,00 - 0,25

Noha normálně klenutá: 0,26 - 0,45

Noha plochá: I. Stupeň (0,46 - 0,49),

II. Stupeň (0,50 - 0,75),

III. Stupeň (0,76 - 1,00).

5.5 Statistické zpracování

Získaná data byla zpracována statistickým programem Statistica (verze 9). Rozdíl byl považován za významný, pokud hodnota hladiny statistické významnosti (p) byla menší než 0,05. Tyto hodnoty jsou ve výsledkové části označeny tučně.

U každého parametru v každé oblasti byly vypočítány základní statistické charakteristiky průměr a směrodatná odchylka. Pro porovnání skupin s různými parametry chodidla (úhlové parametry, index nohy) byl použit neparametrický nepárový Mann Whitney test.

6 VÝSLEDKY

6.1 Úhel paty

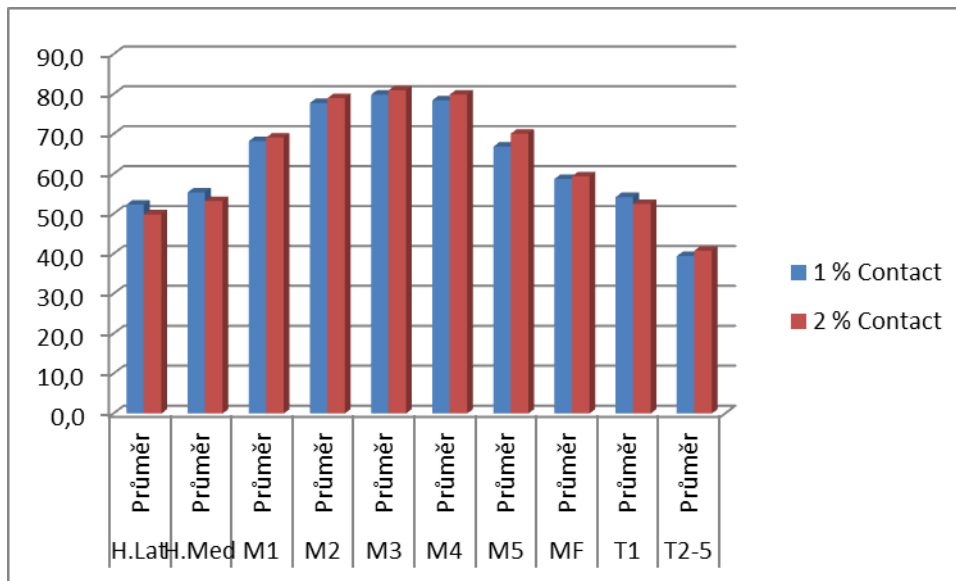
Základní charakteristiky u sledovaných skupin s různým úhlem paty jsou uvedeny v tabulce 3.

Tabulka 3 Velikosti časových a tlakových parametrů u osob s různým úhlem paty.

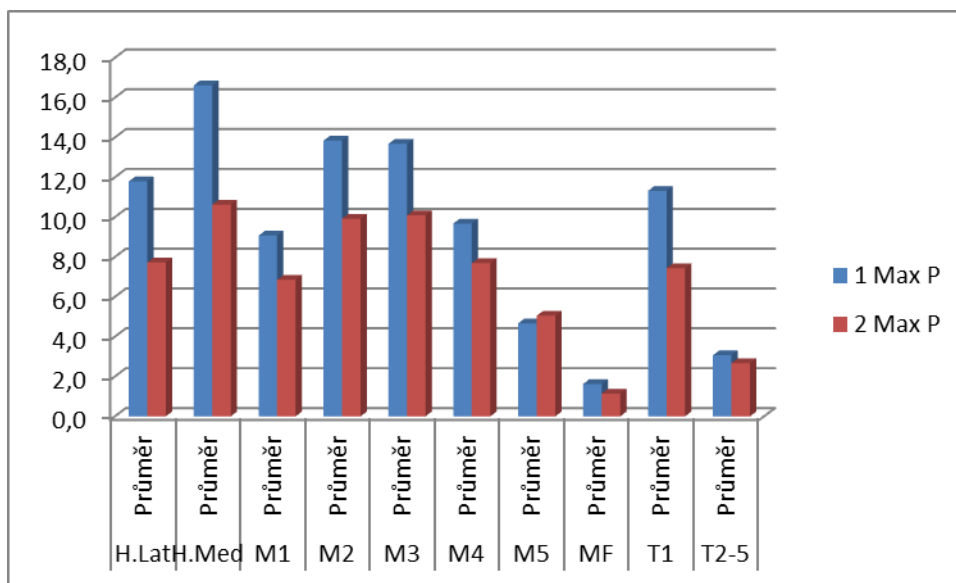
Úhel paty		1			2			Statistická významnost - p		
Oblast	Parametr	% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse
Heel Lateral	Průměr	52,3	11,8	2,53	49,9	7,7	1,52	0,048	0,074	0,286
	SD	5,7	12,8	2,79	6,4	9,4	1,62			
Heel Medial	Průměr	55,4	16,6	3,73	53,2	10,6	2,29	0,111	0,112	0,102
	SD	6,0	22,4	5,34	7,3	14,9	3,09			
Meta 1	Průměr	68,2	9,1	2,06	69,1	6,9	1,46	0,690	0,246	0,158
	SD	10,4	11,3	2,64	11,9	7,3	1,42			
Meta 2	Průměr	77,8	13,8	3,48	79,0	9,9	2,44	0,143	0,246	0,158
	SD	3,8	17,0	4,31	4,1	7,4	1,57			
Meta 3	Průměr	79,9	13,7	3,55	81,0	10,1	2,71	0,092	0,153	0,179
	SD	3,2	13,8	3,52	3,1	10,7	2,54			
Meta 4	Průměr	78,5	9,7	2,62	79,9	7,7	2,22	0,053	0,343	0,470

	SD	3,7	9,7	2,46	3,7	10,9	2,99			
Meta 5	Průměr	66,9	4,7	1,23	70,1	5,1	1,35	0,032	0,820	0,790
	SD	8,0	7,0	1,81	6,9	9,0	2,44			
Midfoot	Průměr	58,8	1,6	0,34	59,4	1,1	0,25	0,840	0,117	0,190
	SD	14,7	2,0	0,44	17,1	0,8	0,19			
Toe 1	Průměr	54,2	11,3	1,94	52,5	7,4	1,26	0,408	0,177	0,138
	SD	9,8	14,4	2,39	10,3	13,8	2,09			
Toe 2-5	Průměr	39,5	3,1	0,43	40,8	2,7	0,37	0,576	0,660	0,608
	SD	11,3	4,2	0,64	12,1	4,7	0,63			

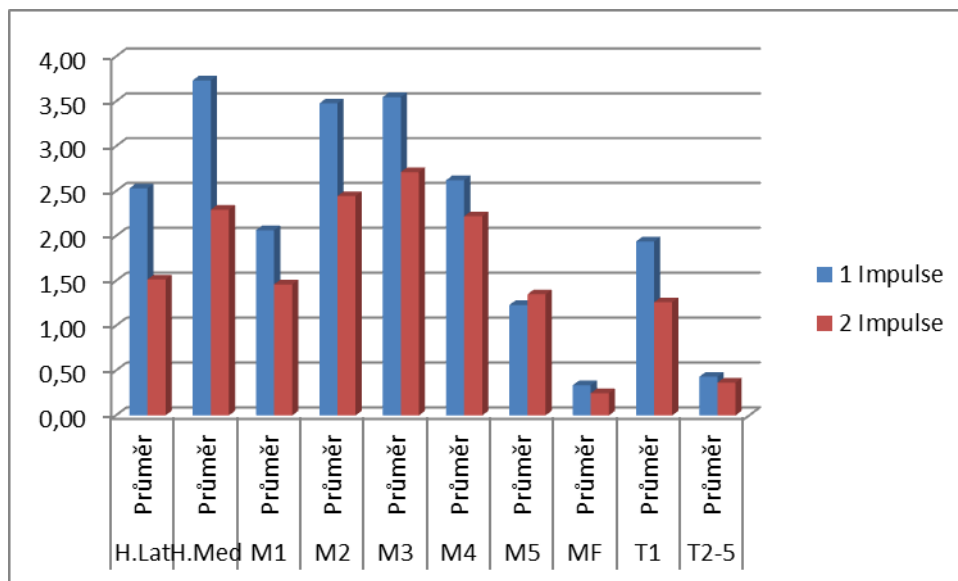
Doba zatížení byla větší v oblasti laterální části paty u skupiny s menším úhlem paty. Naopak v oblasti pátého metatarsu byla doba zatížení kratší. Ve velikosti tlaku a impulsu jsme významný rozdíl nenalezli.



Obrázek 13 % Contact – průměrný čas kontaktu dané oblasti vzhledem k času, po který bylo chodit v kontaktu s podložkou během chůze



Obrázek 14 Max p – průměr maximálního tlaku v dané oblasti



Obrázek 15 Impulse – průměr celkového zatížení dané oblasti (tlakový impuls – plocha pod křivkou tlaku)

6.2 Úhel nohy

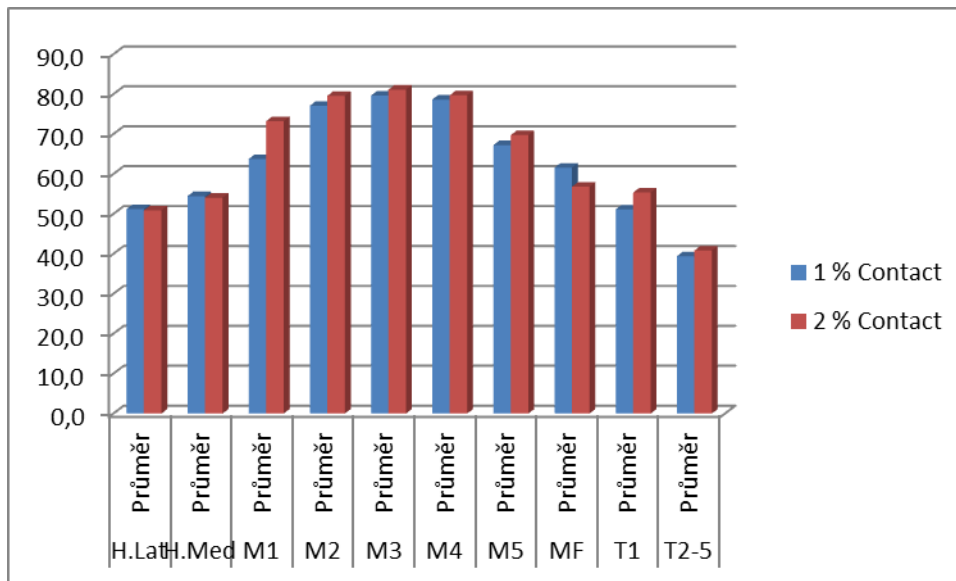
Základní charakteristiky u sledovaných skupin s různým úhlem nohy jsou uvedeny v tabulce 4.

Tabulka 4 Velikosti časových a tlakových parametrů u osob s různým úhlem nohy.

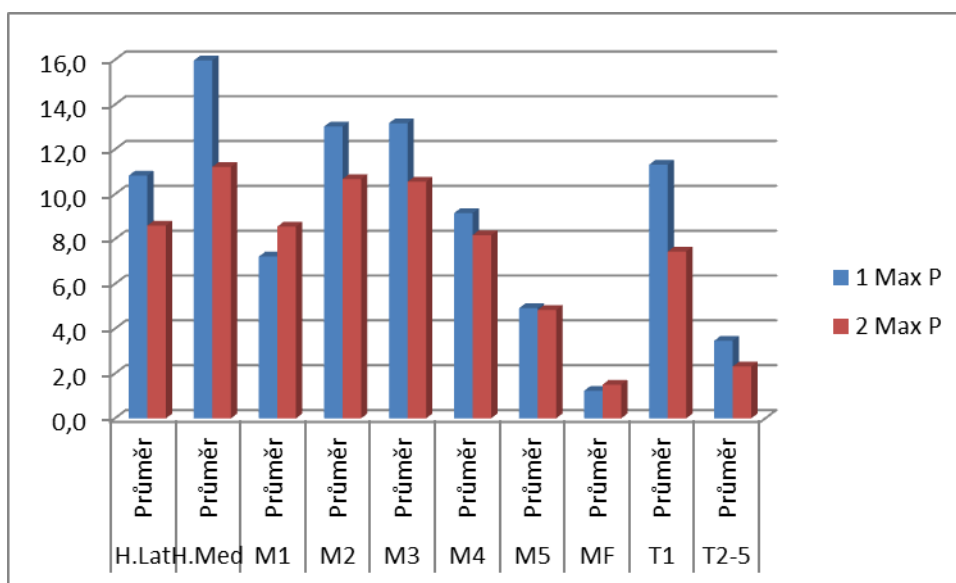
Úhel nohy	Oblast	Parametr	1			2			Statistická významnost - p		
			% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse
Heel Lateral	Průměr		51,2	10,8	2,21	50,9	8,6	1,81	0,808	0,330	0,387
	SD		4,3	13,2	2,63	7,5	9,1	1,95			
Heel	Průměr		54,5	16,0	3,50	54,1	11,2	2,51	0,768	0,218	0,263

Medial	SD	4,9	24,6	5,58	8,1	11,5	2,76			
Meta 1	Průměr	63,8	7,2	1,47	73,3	8,6	2,01	0,000	0,486	0,216
	SD	11,3	9,0	1,83	9,0	9,9	2,33			
Meta 2	Průměr	77,1	13,0	3,19	79,6	10,7	2,71	0,002	0,376	0,472
	SD	3,7	17,3	4,34	3,9	7,0	1,62			
Meta 3	Průměr	79,7	13,2	3,44	81,2	10,6	2,82	0,212	0,300	0,320
	SD	3,4	15,8	3,98	2,8	8,0	1,87			
Meta 4	Průměr	78,7	9,2	2,58	79,7	8,2	2,25	0,165	0,641	0,556
	SD	4,1	12,4	3,41	3,3	8,1	1,96			
Meta 5	Průměr	67,3	4,9	1,33	69,8	4,8	1,26	0,100	0,960	0,211
	SD	8,1	9,5	2,59	6,9	6,6	1,68			
Midfoot	Průměr	61,6	1,2	0,25	56,8	1,5	0,33	0,136	0,373	0,274
	SD	18,9	2,0	0,42	12,4	0,9	0,22			
Toe 1	Průměr	51,2	11,3	1,88	55,4	7,4	1,31	0,038	0,178	0,209
	SD	8,6	18,2	2,84	11,0	8,9	1,50			
Toe 2-5	Průměr	39,4	3,5	0,49	40,8	2,3	0,31	0,552	0,202	0,146
	SD	12,6	5,9	0,85	10,9	2,3	0,30			

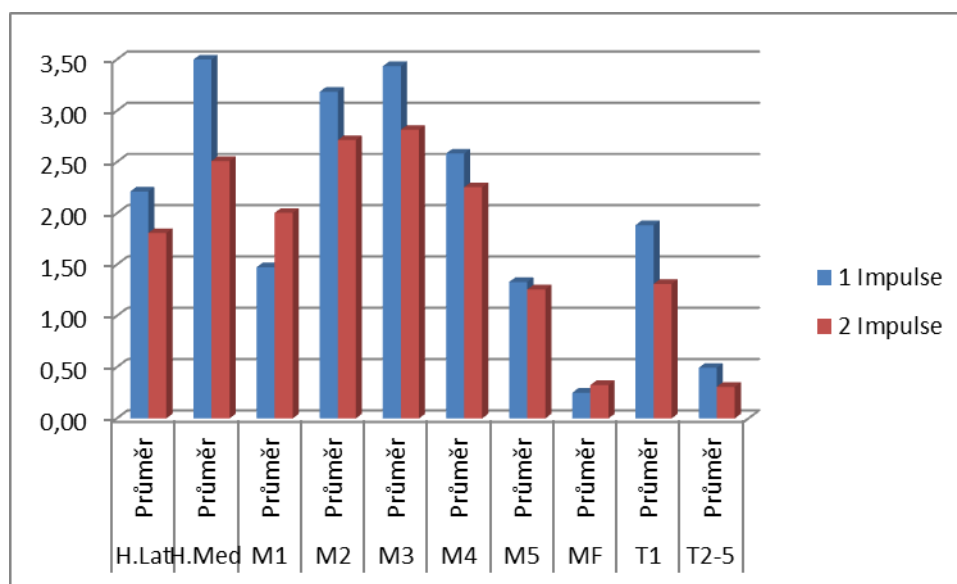
Doba zatížení byla významně větší v oblasti palce u skupiny s menším úhlem nohy. Naopak v oblasti prvního a druhého metatarsu byla u této skupiny doba zatížení kratší. Ve velikosti tlaku a impulsu se skupiny významně neliší.



Obrázek 16 % % Contact – průměrný čas kontaktu dané oblasti vzhledem k času, po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou během chůze



Obrázek 17 Max p – průměr maximálního tlaku v dané oblasti



Obrázek 18 Impulse – průměr celkového zatížení dané oblasti (tlakový impuls – plocha pod křivkou tlaku)

6.3 Úhel palce

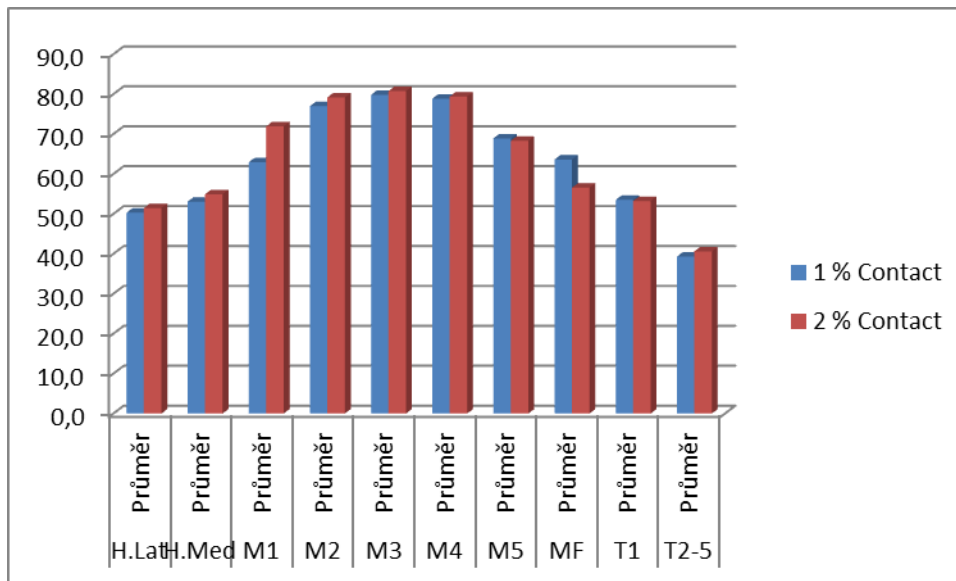
Základní charakteristiky u sledovaných skupin s různým úhlem palcem nohy jsou uvedeny v tabulce 5.

Tabulka 5 Velikosti časových a tlakových parametrů u osob s různým úhlem palcem nohy

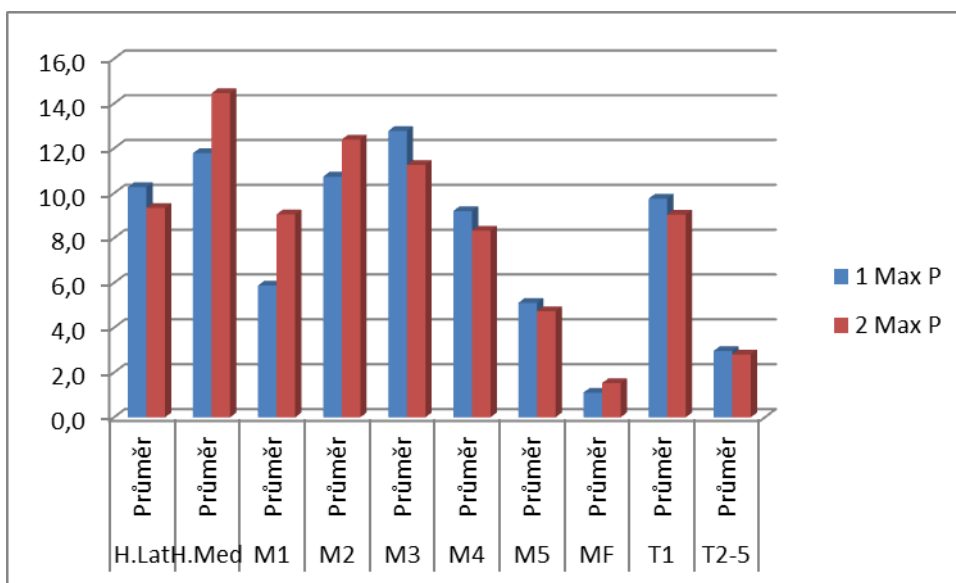
Úhel palce	Oblast	Parametr	1			2			Statistická významnost - p		
			% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse
Heel Lateral	Průměr		50,3	10,3	2,09	51,5	9,3	1,95	0,369	0,697	0,777
	SD		4,5	13,2	2,61	6,9	10,1	2,13			
Heel	Průměr		53,1	11,8	2,51	54,9	14,5	3,25	0,190	0,506	0,426

Medial	SD	5,5	15,6	3,26	7,3	20,8	4,88			
Meta 1	Průměr	63,0	5,9	1,21	71,9	9,1	2,06	0,000	0,110	0,055
	SD	12,6	5,8	1,13	8,9	10,9	2,46			
Meta 2	Průměr	77,0	10,7	2,63	79,2	12,4	3,12	0,008	0,547	0,476
	SD	3,8	10,3	2,52	3,9	14,3	3,56			
Meta 3	Průměr	79,9	12,8	3,31	80,8	11,3	3,00	0,164	0,564	0,623
	SD	3,1	15,0	3,72	3,2	10,7	2,65			
Meta 4	Průměr	78,9	9,2	2,59	79,4	8,3	2,31	0,500	0,690	0,639
	SD	4,2	12,7	3,48	3,5	8,8	2,24			
Meta 5	Průměr	68,9	5,1	1,40	68,4	4,7	1,23	0,720	0,717	0,711
	SD	7,7	9,9	2,73	7,5	6,9	1,76			
Midfoot	Průměr	63,6	1,1	0,23	56,6	1,5	0,32	0,350	0,189	0,187
	SD	18,4	1,1	0,22	13,8	1,7	0,38			
Toe 1	Průměr	53,5	9,8	1,66	53,2	9,0	1,55	0,898	0,813	0,821
	SD	9,3	16,8	2,60	10,5	12,6	2,05			
Toe 2-5	Průměr	39,3	3,0	0,44	40,6	2,8	0,38	0,599	0,871	0,646
	SD	11,6	5,1	0,74	11,8	4,1	0,56			

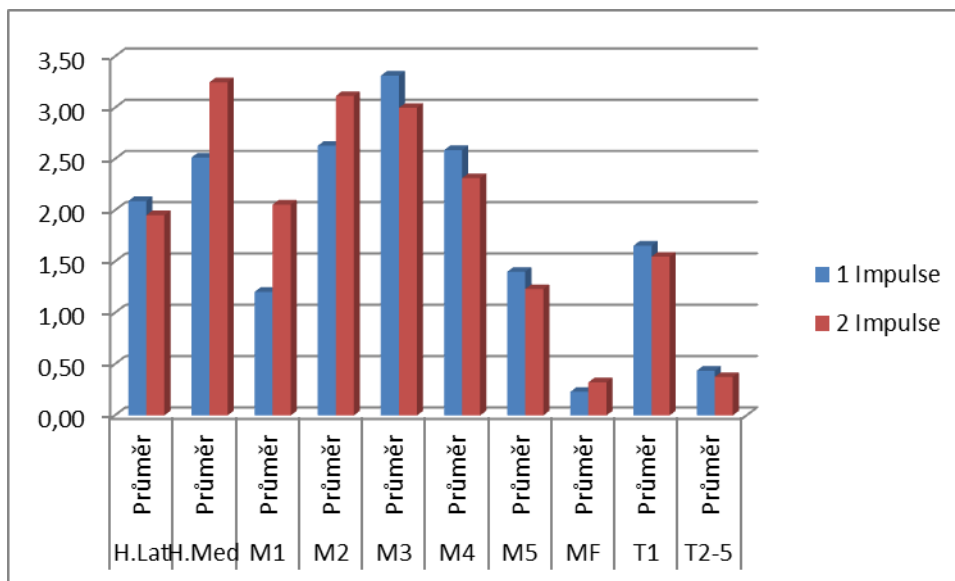
Doba zatížení byla větší v oblasti druhého metatarsu u skupiny s menším úhlem palce. V oblasti prvního metatarsu byla doba zatížení u této skupiny významně kratší. Ve velikosti tlaku a impulsu se skupiny významně neliší.



Obrázek 19 % Contact – průměrný čas kontaktu dané oblasti vzhledem k času, po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou během chůze



Obrázek 20 Max p – průměr maximálního tlaku v dané oblasti



Obrázek 21 Impulse – průměr celkového zatížení dané oblasti (tlakový impuls – plocha pod křivkou tlaku)

6.4 Index Chippaux – Smirak

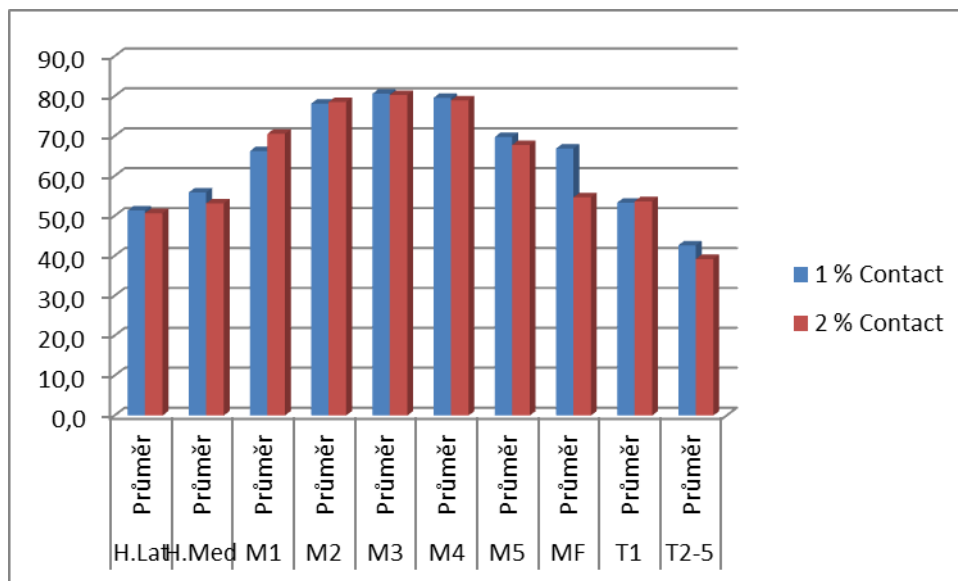
Základní charakteristiky u sledovaných skupin podle indexu Chippaux – Smirak jsou uvedeny v tabulce 6.

Tabulka 6 Velikosti časových a tlakových parametrů u osob podle indexu Chippaux – Smirak.

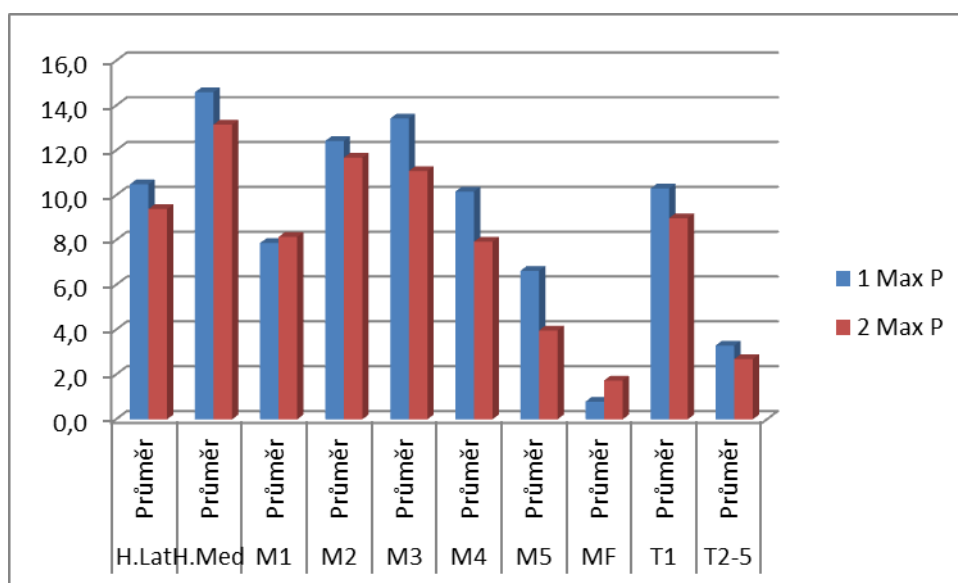
Chippaux-Smirak	Oblast	Parametr	1			2			Statistická významnost - p		
			% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse
Heel Lateral	Průměr		51,4	10,5	2,06	50,7	9,4	2,00	0,615	0,647	0,907
	SD		6,2	10,9	1,85	6,2	11,7	2,57			
Heel Medial	Průměr		55,9	14,6	3,17	53,2	13,2	2,94	0,552	0,724	0,806
	SD		5,8	16,9	3,44	7,1	20,5	4,89			

Meta 1	Průměr	66,3	7,9	1,56	70,6	8,1	1,91	0,064	0,891	0,433
	SD	12,1	8,1	1,51	10,2	10,3	2,41			
Meta 2	Průměr	78,1	12,4	2,96	78,5	11,7	2,99	0,639	0,790	0,970
	SD	3,7	8,0	1,70	4,2	15,4	3,88			
Meta 3	Průměr	80,6	13,4	3,49	80,3	11,1	2,95	0,673	0,379	0,410
	SD	2,8	12,4	2,97	3,5	12,5	3,16			
Meta 4	Průměr	79,6	10,2	2,92	78,9	7,9	2,16	0,412	0,311	0,194
	SD	3,6	12,7	3,50	3,8	8,8	2,20			
Meta 5	Průměr	69,8	6,6	1,81	67,8	4,0	1,03	0,211	0,123	0,090
	SD	7,4	10,5	2,85	7,7	6,3	1,61			
Midfoot	Průměr	66,9	0,8	0,17	54,6	1,7	0,37	0,000	0,003	0,004
	SD	22,2	0,8	0,18	8,5	1,8	0,38			
Toe 1	Průměr	53,3	10,3	1,70	53,7	9,0	1,57	0,869	0,665	0,790
	SD	8,2	15,9	2,39	11,0	13,4	2,21			
Toe 2-5	Průměr	42,7	3,3	0,45	39,2	2,7	0,38	0,156	0,526	0,591
	SD	10,6	5,4	0,70	12,0	3,9	0,59			

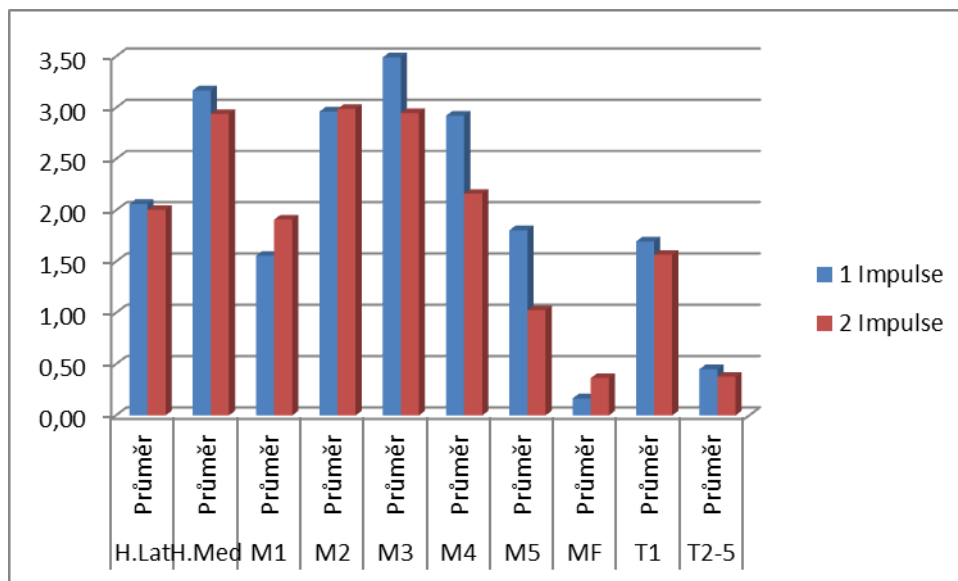
U skupiny s menší hodnotou indexu Chippaux – Smirak (15 – 25 %) byla doba zatížení ve srovnání se skupinou s větší hodnotou indexu (25,1 % - 40 %) největší v oblasti středonoží. Naopak tomu bylo z hlediska působení maximálního tlaku v dané oblasti a v celkovém zatížení dané oblasti středonoží.



Obrázek 22 % Contact – průměrný čas kontaktu dané oblasti vzhledem k času, po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou během chůze



Obrázek 23 Max p – průměr maximálního tlaku v dané oblasti



Obrázek 24 Impulse – průměr celkového zatížení dané oblasti (tlakový impuls – plocha pod křivkou tlaku)

6.5 Index Sztriter – Godunov

Základní charakteristiky u sledovaných skupin podle indexu Sztriter – Godunov jsou uvedeny v tabulce 7.

Tabulka 7 Velikosti časových a tlakových parametrů u osob podle indexu Sztriter – Godunov.

Sztriter-Godunov	Parametr	1			2			3			Statistická významnost - p		
		% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse	% Contact	Max P	Impulse
Heel Lateral	Průměr	52,4	12,3	2,43	50,3	10,7	2,22	51,8	5,1	1,14	N	13,23	N
	SD	7,2	13,8	2,31	6,0	12,1	2,66	5,2	2,0	0,55			
Heel Medial	Průměr	58,3	17,8	4,05	53,0	14,9	3,24	53,9	6,5	1,51	N	12,13,23	12,13,23
	SD	6,3	21,6	4,33	6,7	21,2	5,07	6,1	4,2	1,11			

Meta 1	Průměr	61,6	9,7	1,88	71,3	8,6	1,95	68,7	4,8	1,17	12,13	N	N
	SD	11,8	10,0	1,88	10,0	10,6	2,49	10,9	3,8	0,91			
Meta 2	Průměr	77,0	14,2	3,29	79,2	13,0	3,28	77,7	7,1	1,87	12	N	N
	SD	4,4	9,2	1,87	3,3	16,0	4,06	4,6	3,5	0,83			
Meta 3	Průměr	80,2	15,4	4,03	80,9	12,6	3,29	79,7	7,0	1,94	N	13	13
	SD	3,1	15,5	3,60	3,2	13,0	3,31	3,3	4,0	1,06			
Meta 4	Průměr	79,6	11,8	3,49	79,4	9,1	2,42	78,3	5,0	1,49	N	13	13
	SD	4,0	16,4	4,45	3,7	9,1	2,29	3,6	3,6	1,06			
Meta 5	Průměr	69,5	8,6	2,37	68,8	4,8	1,24	67,3	2,0	0,52	N	13	N
	SD	8,6	13,5	3,67	8,1	6,6	1,68	5,0	1,0	0,25			
Midfoot	Průměr	74,4	0,8	0,18	54,6	1,6	0,33	56,8	1,3	0,30	12,13	12	N
	SD	21,7	0,8	0,21	12,9	1,9	0,41	6,1	0,6	0,18			
Toe 1	Průměr	54,9	13,8	2,33	53,8	9,7	1,61	51,1	4,6	0,91	N	13	13
	SD	6,7	20,4	3,03	11,3	13,7	2,24	9,1	4,9	1,03			
Toe 2-5	Průměr	44,8	4,5	0,61	40,6	2,8	0,39	35,1	1,6	0,22	13	13	13
	SD	7,3	6,9	0,89	13,1	4,0	0,61	9,2	1,7	0,26			

Vysvětlivky:

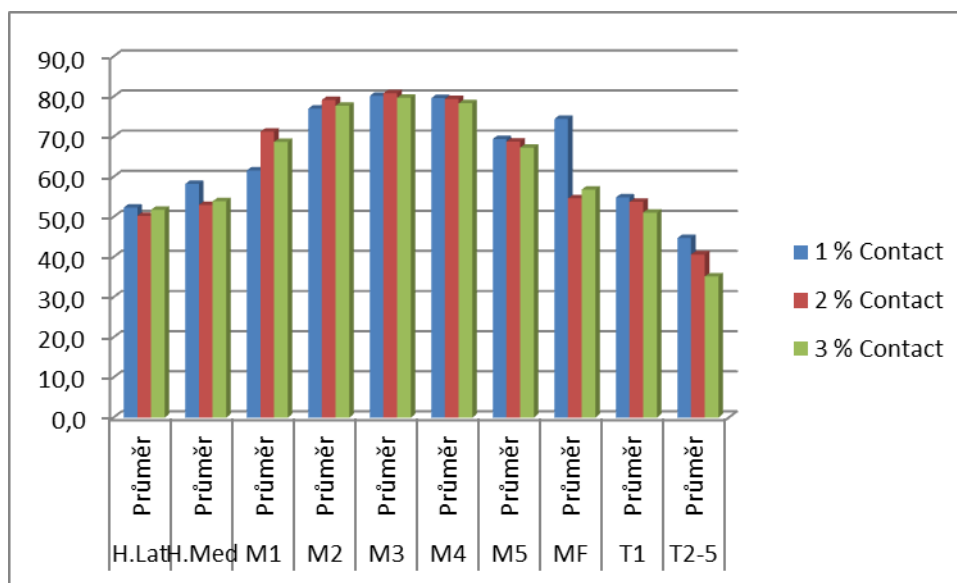
N – mezi skupinami nebyl významný rozdíl

12 – významný rozdíl mezi skupinami

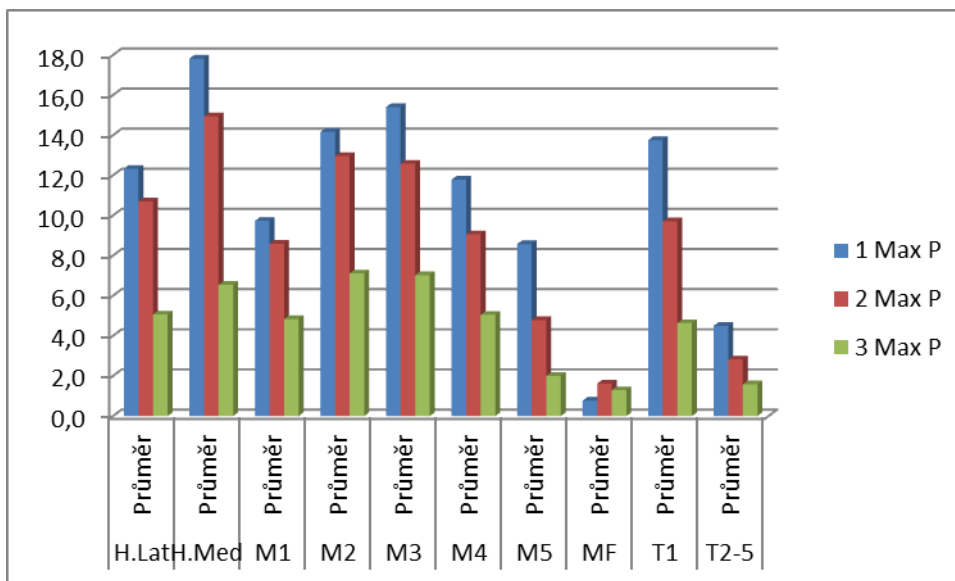
1 a 2, 13 – významný rozdíl mezi skupinami

1 a 3, 23 – významný rozdíl mezi skupinami 2 a 3.

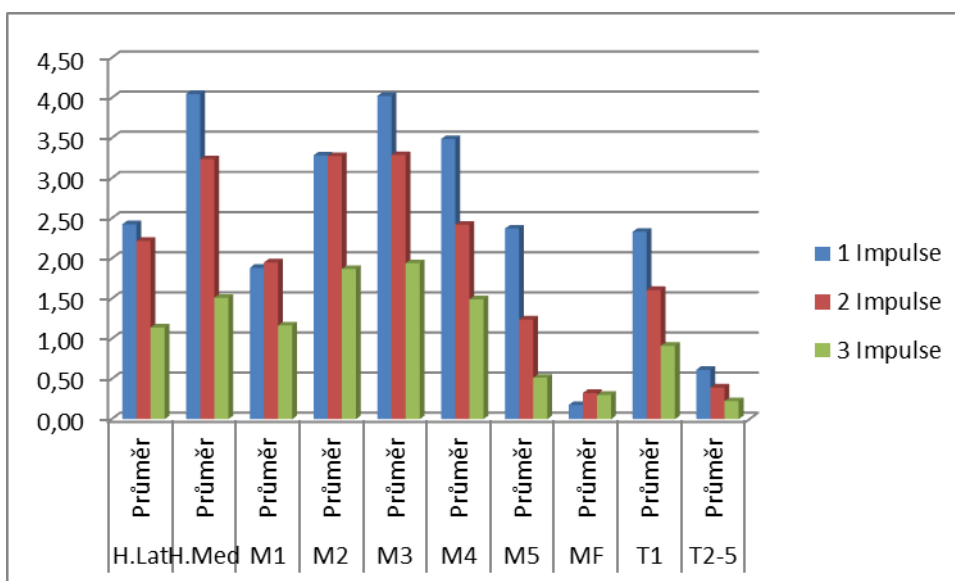
Doba kontaktu je u vysokého typu nohy významně delší než u normálně klenuté nohy a ploché nohy, avšak maximum tlaku je menší.



Obrázek 25 % Contact – průměrný čas kontaktu dané oblasti vzhledem k času, po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou během chůze



Obrázek 26 Max p – průměr maximálního tlaku v dané oblasti



Obrázek 27 Impulse – průměr celkového zatížení dané oblasti (tlakový impuls – plocha pod křivkou tlaku)

7 DISKUSE

Ideální tvar nohy je velmi obtížné definovat. Často i nápadné deformity nemusí způsobovat svým nositelům obtíže po celý život. Dungal (2005) popisuje nohu jako pružnou s plantigrádním došlapem, vytvořenou podélnou a příčnou klenbou, současně i dostatečně rigidní, udržující svůj tvar v zatížení, s fyziologickým rozsahem pohybu v jednotlivých kloubech. V lokomočním cyklu představuje noha pružný přenosový článek, prostřednictvím, kterého je propulzní síla bérce expandována do podložky. Plynulost chůze i stoje zajišťuje příčné a podélné zklenutí nohy (Dylevský, 2009).

Z antropologického hlediska je noha mladou strukturou, proto je i opěrná funkce nohy relativně mladá. Automatická svalová aktivita zajišťuje klenbu nohy, tzv. hlubokým stabilizačním systémem nohy, který je zřetězen s hlubokým stabilizačním systémem trupu. Je tedy patrné, jak důležitá je správná funkce nohy z hlediska celé pohybové soustavy člověka. V případě, že nedochází k řešení problémů, mohou vznikat deformity a tím také změny postavení proximálních segmentů pohybové soustavy. Díky tomu může docházet ke změnám pohybových vzorců (Maršáková & Jelen, 2007).

Když popisujeme zatížení dolních končetin pomocí silových plošin, uvažujeme každou končetinu jako celek (používáme Newtonovy pohybové zákony). Někdy je třeba popisovat dynamické působení v různých částech chodidla samostatně. Taková měření musí být prováděna pomocí tlakových plošin. Z hlediska zkoumání je nezbytné zaměřit se na maximální tlaky v určitých oblastech chodidla, která mohou být ukazatelem přetížení jednotlivých oblastí chodidla. Velikost maxim tlaků se zvyšuje s rychlostí chůze zejména na patě, laterálním přednoží palci a prvním metatarzu (Kirtley, 2006). Rozbor časových aspektů odvalu nám přináší detailní informace o dynamice odvalu.

Zjišťovali jsme, jaký vliv mají morfologické parametry nohy na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou z žen. Z výsledků je patrné, že jednotlivé morfologické parametry mají vliv na rozložení tlaků.

Úhel paty

Úhel paty má vliv na počáteční kontakt s podložkou. Whittle (1997) tato fáze je většinou nazývána jak úder paty (heel strike, heel contact, footstrike, foot contact). Absorbce nárazu je důležitá, při došlapu paty je zajišťována stojnou dolní končetinou a stabilitou přesunu hmotnosti těla při současném zachování dopředné hybnosti (Perry, 1992).

Výsledky ukazují, že osoby s větším úhlem paty přenášejí zatížení rychleji na středonoží a přednoží. Laterální část přednoží je u této skupiny zatížena déle. Z toho můžeme usoudit, že nedochází ke správnému odvíjení paty od podložky, kdy palec dosedá na podložku jako poslední z pěti prstů dolní končetiny. První zhoupnutí (bod otáčení je pata) je pohyb bérce nad fixovanou patní kostí. V 7 % cyklu je dosaženo plného kontaktu s podložkou (Whittle, 1997). Hlavní funkcí přednoží během normální chůze spočívá v rovnoměrném přenášení zatížení. Během zvedání paty ve stoji, či v průběhu odrazu dochází k zatěžování hlavic metatarsů. Linie, která spojuje druhou a pátou hlavici metatarsů formuje tzv. metatarzální brzdu. Hlavní funkcí této brzdy je tlumení nárazů při kontaktu přednoží s podložkou. Její osa svírá 50 – 70 stupňů s podélnou osou chodidla (Isman & Inman, 1969).

Zvedáním paty dochází k supinaci a deviaci (laterální) nohy především v důsledku inverze v subtalárním kloubu. Během tohoto procesu dochází k přesouvání zatížení na jednotlivé hlavice metatarsů a prstce. Všech pět hlavic metatarsů pak přenáší zatížení, což je základní podmínka pro dostatečnou opěrnou plochu, která umožňuje udržení rovnováhy při odvalu chodidla. Rozložení kontaktních charakteristik v regionu přednoží je předurčeno postavením paty (Waldecker, 2004). Waldecker (2004) uvádí, že varózní postavení paty bývá často spojeno s laterálním přetížením, valgózní postavení vede k nestabilitě mediální klenby a bývá často spojeno s deformitou hallux valgus. U pacientů s bolestivým přednožím setrvává COP (centre of pressure) déle v oblasti paty v poměru k oblasti hlaviček metatarsů. To může zapříčinit bolestivé syndromy v oblasti paty (Grundy, Tosh, McLeish, Smidt, 1975).

Úhel nohy

Whittle (1997) popisuje úhel nohy jako úhel měřený ve stupních. Jedná se o úhel mezi směrem pohybu a osou chodidla.

V naší práci jsme zjišťovaly, zda ovlivňuje úhel nohy rozložení tlaků při chůzi. Při porovnání skupin s různým úhlem nohy byly zjištěny statisticky významné rozdíly v čase kontaktu oblasti prvního metatarsu (Meta 1), druhého metatarsu (Meta2) a palce (Toe1) vzhledem k času, po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou během chůze. Úhel nohy má tedy vliv na rozložení tlaků na kontaktu s podložkou. Úhel, který svírá podélná osa nohy se směrem pohybu, se nazývá „foot progression angle“. Abnormální hodnoty této položky jsou obvykle dány vnitřní torzí bérce (Poul, J., Jadrný, J., Fedrová, A., Urbášek, K., Bajerová, J., & Kaiser-Sramkova, 2012). Předpokládáme, že úhel nohy souvisí s nožní klenbou, která úhel nohy na kontaktu s podložkou ovlivňuje, což potvrzují i někteří autoři. Noha s nižší klenbou je více flexibilní a schopná větší absorpce sil, než noha s vysokou nožní klenbou, která se později stává velmi rigidní (Chuckpain, Nunley, Mall, & Queen, 2008). Dungal (2005) tvrdí, že abnormální případ elevace podélné klenby nohy představuje noha vyklenutá, jež je doprovázena trvalou plantární flexí předonoží a varozitou až téměř strmým postavením calcaneu. Přidalová et al. (2006) uvádí, že ve stoji nedochází k žádnému kontaktu mezi středonožím a podložkou, jež velmi snižuje schopnost nohy absorbovat nárazy. Grundy, Tosh, McLeish, Smidt, (1975) zkoumali nosnou funkci chodidla. Testovaný soubor tvořilo 16 probandů s normálním nebo abnormální nohou. Na základě svého výzkumu uvádějí, že je noha déle v kontaktu s podložkou v oblasti přední části chodidla, a že nosná funkce přední části chodidla je asi třikrát vyšší než už paty. Výsledky autorů se podobají naším, avšak v jejich studii nejsou zahrnuty úhlové parametry, které podle našich výsledků mají vliv na dobu kontaktu nohy s podložkou.

Klenerman a Wood (2006) se zabývali tím, jakým způsobem působí obezita na velikost zatížení nohy u prepubescentních jedinců. Na základě jejich výzkumu uvádějí, že dočasné zvýšení zatížení u jedince s 20 % tělesné hmoty navíc má za následek zvýšení statického a dynamického tlaku na chodidlo, ale neobjevují se znatelné změny ve struktuře nohy. Nicméně, dlouhodobé zvýšení hmotnosti spojené s výskytem obezity vede ke zplošťování mediálního podélného oblouku, jež potvrzuje zvyšující se kontaktní plocha nohy s podložkou.

Úhel palce

Na základě získaných dat jsme se snažili zjistit, zda ovlivňuje úhel palce rozložení tlaků během chůze. Při porovnání skupin s různým úhlem palce byly zjištěny statisticky významné rozdíly v čase kontaktu oblasti prvního metatarsu (Meta 1) a druhého metatarsu (Meta 2) vzhledem k času, po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou během chůze. Na základě zjištěných údajů můžeme usuzovat, že v případě menšího úhlu palce dochází k částečnému převzetí oporné funkce prvního metatarsu. Tím, že je palec blíže prvnímu metatarsu v důsledku menšího úhlu předpokládáme, že se zatížení přenáší více na druhý metatarsus. Waldecer (2004) uvádí, že palec a první metatarsophalangeální kloub (dále již jen MTP) se největší mírou podílejí na přenosu zátěže během „normální“ chůze. Rovnoměrný přenos zatížení přes první MTP kloub je závislý na funkci plantární fascie a stabilitě prvního MC (metatarsal cuneiform joint). Plantární aponeuróza má funkci statické a dynamické stabilizace podélné klenby. Narušení této fascie má za následek poruchy stabilizace přednoží a příčnou klenbu nohy. Amputace palce způsobuje více laterální zatížení přednoží v průběhu krokového cyklu a průběh zatížení směrem k třetímu prstu (Mann, Poppen, & O’Konski, 1988). V případě, že je úhel palce větší může docházet k opačnému ději, tedy že doba zatížení výrazně delší v oblasti prvního metatarsu. Zvětšení úhlu palce, či vyosení do 6° palce lze označit jako fyziologické, avšak jakékoliv vyosení předznamenává již počínající změny v oblasti předonoží a celé nohy (Hegrová, 2000). Při vyosení palce směrem k laterální tečně vzniká valgózní postavení palce. Naopak vyosením palce směrem k mediální tečně vzniká varózní postavení palce. Pokud hovoříme o valgózní postavení malíku, potom směřuje na mediální stranu, pokud malík směřuje na stranu laterální, jedná se o varozitu malíku. Grundy et. al (1975) na základě svého výzkumu uvádí, že v případě malé síly, kterou působí prsty na podložku, dochází k přesunu tlaku na palec a první prst nohy. Nováková (2010) provedla výzkum 41 studentů mužů i žen. Z výsledků je patrné, že se valgozita palce častěji objevuje u žen. Jedním z důvodů může být nevhodná volba obuvi. Hermachová (1998) uvádí, že by měla mít obuv dostatečný prostor pro distální část nohy, ohebnou podrážku. Podrážka by neměla být ani měkká, ani tvrdá, ani tlustá a především by neměla mít podpatky. Pasivní opory v obuvi jako jsou vložky, srdíčka, dlahy by neměly být pouze tolik, kolik je třeba. Nejdůležitějším aspektem je, aby byly boty lehké a šité, tak aby se přizpůsobovali noze. Obecně tedy můžeme říci, že úhel palce má vliv na rozložení tlaků na při chůzi zcela zdravého chodidla, či deformovaného a to i v případě, že je člověk obutý.

Waldecker (2004) ve své pedobarografické analýze chůze u deformity hallux valgus došel k závěru, že pouze radiologické parametry (úhel valgozity halluxu) se nedají použít k predikci zvýšeného tlaku v regionu laterálního přednoží. Je nutné připojit další faktory, jako je kvalita funkce plantární aponeurózy, postavení paty a stabilita MC kloubu.

Chippaux – Smirak

Chippaux a Smirak využívají ve svém hodnocení poměru nejužšího a nejširšího místa plantogramu. Tato místa se měří na kolmicích k laterální tečně plantogramu. Hodnoty pod 45 % označují nohu normálně klenutou, hodnoty nad 45 % označují nohu plochou. V našem souboru se jedinci s plochou nohou nevyskytovali. Porovnávali jsme skupiny s velikostí indexu od 15 do 45 %. Při porovnání skupin s různým indexem podle Chippaux – Smirak úhlem nohy byl zjištěn statisticky významný rozdíl v čase kontaktu oblasti středonoží (Midfoot) vzhledem k času po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou během chůze. Další statisticky významný rozdíl byl zjištěn u parametru maximální tlak (Max P) v oblasti středonoží. Ve stejné oblasti jsme rovněž zaznamenali významný rozdíl v celkovém zatížení (Impulse).

U skupiny s menší hodnotou indexu Chippaux – Smirak (15 – 25%) byla doba zatížení ve srovnání se skupinou s větší hodnotou indexu (25,1% - 40%) v oblasti středonoží větší. Naopak tomu bylo z hlediska působení maximálního tlaku v dané oblasti a v celkovém zatížení dané oblasti středonoží. Nováková (2010) hodnotila klenbu nohy 161 probandů dle indexu Chippauxe – Smirak. Zjistila, že celkově u mužů i u žen normálně klenutá noha tzn. do 45 % převažuje, poté následuje z hlediska četnosti noha plochá, tzn. nad 45 % a výskyt vysoké nohy se objevuje jen u malého potu jedinců Kopecký (2004) pracoval se souborem 1257 probandů. Během práce použil tři plantografické metody. Cílem studie bylo zjistit zdravotní stav klenby nohou dětí a mládeže. Na základě výsledků dále provedl analýzu a porovnal výsledky plantografických metod, které diagnostikovaly zdravotní stav nožní klenby. Kopecký (2004) zjistil, že podle metody Chippaux – Smirak má normální klenbu 85 % testovaných. Z našich výsledků je patrné, že byly měřeny ženy bez závažnějších projevů plochého chodidla.

Sztriter – Godunov

Byly zjištěny statisticky významné rozdíly v čase kontaktu vzhledem k času, po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou, v oblasti prvního metatarsu (Meta 2) mezi skupinami 1 a 2, v oblasti středonoží (Midfoot) mezi skupinou 1 a skupinami 2 a 3 a v oblasti druhého až pátého prstu (Toe2-Toe5) mezi skupinami 1 a 3. Další statisticky významné rozdíly byly zjištěny u parametru maximální tlak (Max P) v oblasti laterální části paty (Heel lateral) mezi skupinou 1 a skupinami 2 a 3 v oblasti mediální části paty (Heel medial) mezi všemi skupinami, v oblasti třetího metatarsu (Meta 3) čtvrtého metatarsu (Meta 4), pátého metatarsu (Meta 5), palce (Toe 1), druhého až pátého prstu (Toe 2 – Toe5), mezi skupinami 1 a 3. V oblasti středonoží (Midfoot) mezi skupinami 1 a 2. U posledního měřeného parametru celkového zatížení (Impulse) byly nalezeny statisticky významné rozdíly v oblasti mediální části paty (Heel medial) mezi skupinou 3 a skupinami 1 a 2 v oblasti třetího metatarsu (Meta 3), čtvrtého metatarsu (Meta 4), palce (Toe 1) a druhého až pátého prstu (Toe 2 – Toe 5) mezi skupinami 1 a 3. Podle Kopeckého (2004) bylo metodou Sztriter – Godunov zjištěno, že 45,2 % probandů má normální klenbu nohy.

Na základě našich výsledků a studií autorů můžeme říci, že na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou má vliv celá řada faktorů, kromě námi zmíněných parametrů, které jsme zkoumali. Také můžeme říci, že některé ovlivňující faktory spolu úzce souvisejí. Jako například obezita, která může mít vliv na všechny námi zkoumané parametry chodidla, jak uvádí ve své studii například Klenerman a Wood (2006). Dalším z faktorů může být nevhodná obuv, která se přímo podílí na tvorbě deformit palce, tyto deformace pak mají vliv na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou, jak uvádí ve své práci například Waldecker (2004). Doporučuje se využívání vhodné obuvi, speciálně pak v případě žen (ne podpatky). Během pohybu, pobytu v přírodě, sportu využívat takovou obuv, která je vhodná právě pro daný typ aktivity. Neostýchat se chodit na boso. Důležitým prvkem je také prevence zranění, což je z lidského hlediska velice obtížné. Zranění palce, případně amputace také ovlivňují jednotlivé parametry. (Mann, Poppen, & O’Konski, 1988). Chuckpain et al. (2008) ve své práci zjistil, že se zvyšující se rychlostí chůze se zvyšuje zatížení na celé chodidlo, přesněji největší tlak se projevuje pod palcem, předonožím a zánožím, naopak působení tlaku pod středonožím je neznatelné.

8 ZÁVĚR

K hodnocení planogramů jsme využili tzv. indexových metod: metoda indexu dle Srdečného a Godunova, dle Chippaux – Šmiráka. Dále jsme zkoumali vliv úhlu paty, úhlu palce a úhlu nohy vzhledem k rozložení tlaků ovlivňujících chodidlo. Vzhledem k tomu, že výzkumný soubor tvořily mladé dívky, tak soubor nevykazoval vysokou nohu, výrazné plochonoží nebo hallux valgus. S přihlédnutím k charakteristice souboru jsme neočekávali velké rozdíly v rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou.

Vzhledem k využití jednoho druhu způsobu získání dat mohou být některé výsledky ne zcela přesné, a proto nemůžeme ze statistické významnosti vyvozovat striktní závěry. I přes uvedené skutečnosti, jsme u testovaného souboru zjistili, že morfologické parametry nohy do jisté míry ovlivňují rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou během chůze u žen.

Sztriter - Godunov

- u zkoumaného souboru bylo několik významných rozdílů hned u několika oblastí v jednotlivých parametrech (% Contact, Max P, Impulse)
- % Contact byly zjištěny statisticky významné rozdíly v čase kontaktu vzhledem k času, po který bylo chodidlo v kontaktu s podložkou v oblasti prvního metatarsu, v oblasti středonoží (Midfoot), v oblasti druhého až pátého prstu
- Max P. byly zjištěny statisticky významné rozdíly tlaku v oblasti laterální části paty (Heel lateral), v oblasti mediální části paty (Heel medial), v oblasti třetího metatarsu, (Meta 3) čtvrtého metatarsu, pátého metatarsu, palce,), druhého až pátého prstu, V oblasti středonoží (Midfoot),

Chippaux – Šmirák

- Osoby s menší hodnotou indexu Chippaux – Smirák měli středonoží v kontaktu s podložkou delší dobu než osoby s větší hodnotou indexu, avšak menší velikost maximálního tlaku i tlakového impulsu. Odval chodidla je tedy plynulejší a celkové zatížení nižší.

Úhel paty

- doba zatížení byla větší v oblasti laterální části paty u skupiny s menším úhlem paty. Naopak v oblasti páteho metatarsu byla doba zatížení kratší. Ve velikosti tlaku a impulsu jsme významný rozdíl nenalezli.

Úhel nohy

- doba zatížení byla významně větší v oblasti palce u skupiny s menším úhlem nohy. Naopak v oblasti prvního a druhého metatarsu byla u této skupiny doba zatížení kratší. Ve velikosti tlaku a impulsu se skupiny významně neliší.

Úhel palce

- doba zatížení byla větší v oblasti druhého metatarsu u skupiny s menším úhlem palce. V oblasti prvního metatarsu byla doba zatížení u této skupiny významně kratší. Ve velikosti tlaku a impulsu se skupiny významně neliší.

Výsledky ukazují, že stereotyp chůze není problémem generace mladých dívek a žen. Vzhledem k různým hodnotám antropometrických a úhlových parametrů nohy je zde patrné, že morfologické parametry nohy mají vliv na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou během běžné chůze u žen. Naše výsledky podporují tvrzení některých autorů. (Vařeka & Vařeková 2009; Maršáková & Jelen, 2007; Hlaváček & Kostelníková, 2005).

9 SOUHRN

Tato práce se zabývá vlivem morfologických parametrů nohy na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou u žen. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část.

V teoretické části diplomové práce byly shrnuty poznatky z anatomie, fyziologie, antropologie a typologie nohy, dále biomechanika chůze a krokový cyklus.

V praktické části je zpracovaná metodika výzkumu, kde je charakterizován výzkumný soubor a vlastní měření.

Cílem naší práce bylo zjistit, jakým způsobem ovlivňuje rozložení tlaků chodidlo za použití tlakové plošiny Footscan (RSscan, Olen, Belgie), jejíž součástí je také software Footscan Gait. Naměřené hodnoty byly zpracovány, a na jejich základě byly posouzeny statisticky významné rozdíly mezi sledovanými skupinami s různými parametry chodidla. Data byla zpracována v programu Statistica (verze 9).

Testovaný soubor tvořily studentky (n=27) Fakulty tělesné kultury o průměrném věku 22,4 let. U každé probandky bylo provedeno 5 pokusů pro pravou i levou končetinu. Měření musel proband absolvovat dvakrát, vždy s týdenním odstupem od prvního měření. Systém nám umožnil analyzovat rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou. Analyzovali jsme vliv vybraných indexů a úhlových parametrů u jednotlivých parametrů chodidla. Na základě získaných hodnot jsme data rozdělili, zpracovali a statisticky porovnali.

Na základě zkoumaných antropometrických parametrů jsme zjistili statisticky významné rozdíly, ze kterých můžeme usoudit, že úhlové parametry ovlivňují rozložení tlaků během chůze a to u všech zkoumaných parametrů chodidla.

V případě úhlu paty výsledky ukazují, že osoby s větším úhlem paty přenáší zatížení rychleji na středonoží a přednoží. Laterální část přednoží je u této skupiny zatížena déle. Z toho můžeme usoudit, že nedochází ke správnému odvíjení paty od podložky, kdy palec dosedá na podložku jako poslední z pěti prstů dolní končetiny.

Úhel nohy je do velké míry ovlivněn klenbou nohy a především pak tzv. stabilizačním systémem nohy. Doba zatížení byla významně větší v oblasti palce u skupiny s menším úhlem nohy. Naopak v oblasti prvního a druhého metatarsu byla u této skupiny doba zatížení kratší. Ve velikosti tlaku a impulsu se skupiny významně nelišily.

Úhel palce je ovlivněn správným vývojem palce, vyloučením jeho deformit, vyosení atd. V našem případě byla zatížení větší v oblasti druhého metatarsu u skupiny s menším úhlem palce. V oblasti prvního metatarsu byla doba zatížení u této skupiny významně kratší. Ve velikosti tlaku a impulsu se skupiny významně nelišily.

Na základě měření indexu Chippaux – Smirák bylo zjištěno, že skupiny s menší hodnotou indexu (15 – 25 %) byla doba zatížení ve srovnání se skupinou s větší hodnotou indexu (25,1 % - 40 %) největší v oblasti středonoží. Naopak tomu bylo z hlediska působení maximálního tlaku v dané oblasti a v celkovém zatížení dané oblasti středonoží.

Index Sztritter – Godunov uzavřel náš výzkum s prokazatelnými výsledky, kdy je doba kontaktu u vysokého typu nohy významně delší než u normálně klenuté nohy a ploché nohy, avšak maximum tlaku je menší.

10 SUMMARY

This work deals with the influence of morphological parameters of legs on the pressure distribution on the foot contact with ground by females. The thesis is divided into theoretical and practical part.

In the theoretical part of the thesis were summarized knowledges of the anatomy, physiology, anthropology and typology of the feet further biomechanics of walking and stepping cycle.

In the practical part of the research methodology is processed a part, where the experimental group and characterized by the measurement.

The aim of our study was to determine how they influence of the pressure distribution by using foot pressure platform Footscan (RSscan, Olen, Belgium), which includes the software Footscan Gait. The measured values were processed, and based on them were considered statistically significant differences between the groups with different foot parameters. The data were processed in Statistica (version 9).

The tested group consisted female students (n=27) of the Faculty of Physical Culture, mean age 22.4 years. For each student were performed 5 trials for the right and left limb. the proband had to be measured twice, always with a one-week interval from the first measurement. System allowed us to analyze the pressure distribution on the foot contact with ground. We analyzed the influence of selected indices and angular parameters of individual foot parameters. Based on the data values are separated, processed and statistically compared.

Based on anthropometric parameters studied, we found statistically significant differences from which we can conclude that the angular parameters affect the pressure distribution during walking and for all investigated foot parameters.

If the angle of the foot results show that people with higher heel angle to transfer load faster middlefoot and forefoot. Lateral part of the forefoot is loaded in this group longer. From this we can conclude that there is no correct heel unwinding from the ground when the thumb rests on the mat as the last of the five fingers legs.

The angle of the foot is largely influenced by the foot arch and in particular the so-called feet stabilization system. Loading time was significantly greater in the thumb in the group with a smaller leg angle. In contrast, in the first and second metatarsals was define load time shorter. The size of the foot pressure and the groups did not differ significantly.

The angle of the thumb is influenced by the development of it, excluding its deformities, misalignment, etc. In our case load was greater in second metatarsals in the group with a smaller angle of the thumb. In the first metatarsals were load time for this group was significantly shorter. The size of the pulse pressure and the groups did not differ significantly based on the measurement.

Index Chippaux - Scratchpad was found that the group with the smaller index values (15-25%), the load time compared to the group with higher index values (25.1% - 40%) in the largest middlefoot. On the contrary, it was from the viewpoint of maximum pressure in the area and the overall load of the area middlefoot.

Index Sztritter - Godunov concluded our research with proven results, when the contact time at high type of the foot is significantly longer than the normal arched foot and flat foot, but the maximum pressure is lower.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada.
- Dungl, P. (1989). *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing a.s.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing a.s.
- Gage, J. R. (1991). *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mc Keuth Press.
- Gamble, J. G. & Rosse, J. (Eds.). (2006). Human Walking: Six Take-Home Lessons (pp. 223-228). *Human walking* (3rd ed.).
- Giannini, S., Catani, F., Benedetti, M. G., & Leardini, A. (1994). *Gait Analysis. Methodologies And Clinical Applications*. Amsterdam: IOS Press for BTS *Bioengineering Technology & Systems*.
- Grundy, M., Tosh, P. A., McLeish, R. D., & Smidt, L. (1975). An Investigation Of The Centres Of Pressure Under The Foot While Walking. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 57B, 98-103.
- Hegrová, V. (2000). *Vliv obuvnických materiálů a konstrukce obuvi na zdravý vývoj dětských nohou*. Disertační práce. Zlín: Universita T. Bati ve Zlíně, Fakulta technologická.
- Hermachová, H. (1998). Jaké boty? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 29-31.
- Hutton, Wc., Dhanendram, M. (1981). The Mechanics Of Normal And Hallux Valgus Feet – A Quantitative Study. *Clin Orthop rell Res*, 157, 7 – 13.
- Chuckpain, B., Nunley, J. A., Mall, N. A., & Queen, R. M. (2008). The Effect Of Type On In-Shoe Plantar Pressure During Walking And Running. *Gait & Posture*, 28, 405-411.
- Isman, Re., Inman, Vt. Antropometric Studies Of The Human Foot And Ankle. *Bull Prosth Res*, 1969, 10/11, 97 – 129.
- Kapandji, I.A. (1987). *The physiology of joints – volume two Lower Limb*. London: Churchill Livingstone.
- Klenerman, L., Wood, B., & Griffin, N. L. (2006). *The Human Foot: A Companion to Clinical Studies*. London: Springer.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical Gait Analysis*. New York : Elsevier.
- Klementa, J. (1987). *Somatometrie nohy*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Kolář, V. Vlach., & P. Jelen K. (2006). Dynamika Interakčních Charakteristik Nohy S Podložkou U Pacientů S Ortopedickými Vadami Přednoží. *Mladí Evropané ve vědě*, 2005, 77 – 83.

- Kopecký, M. (2004). Plantografické metody a jejich využití při monitorování klenby nohy v praxi. *Česká kinantropologie*, 8 (1), 27-40.
- Kubát, R. (1985). *Péče o nohy*. Praha: Avicenum.
- Ledvinková, M. (1999). Studie Zdravotního Stavů Dospělé Populace. In H. Válková & Z. Hanelová (Eds.). *Pohyb a zdraví* (pp. 339-343). Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Mann, Ra., Poppen, NK., O'Konski. (1988). M. Amputation Of The Great Toe. Clinical And biomechanical study. *Clin Orthop Rel Res*, 226,192 – 205.
- Magee, D. J. (1992). *Orthopaedic Physical Assessment*. Philadelphia: W. B. Saunders.
- Medek, V. (2003). Plochá noha dospělých. *Interní medicína pro praxi*, 3, 315-316.
- Nováková, L. (2010). *Hodnocení morfologie nohy u adolescentní populace z UO v Brně*. Diplomová práce. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury.
- Ngocahn, D. A. (2008) *Technologie bezkontaktních přístrojů určených pro měření nohou*. Bakalářská práce. Zlín: Universita T. Bati ve Zlíně, Fakulta technologická.
- Perry, J. (1992) *Gait Analysis. Normal And Pathological Function*. Thorofare, NY: SLACK Incorporated.
- Perry, J. (2004b). Normal Gait. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (3rd ed.) (ppp.353 – 366). Rosemont: AAOS.
- Přidalová, M., & Riegrová, J. (2002). *Funkční anatomie I*. Olomouc: Nakladatelství Hanex.
- Přidalová, M., Riegrová, J., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu, příručka funkční antropologie*. Olomouc: Nakladatelství Hanex.
- Přidalová, M., Vorálková, D., Janura, M., & Elfmark, M. (2004). The evaluation of morphology and foot function. *Acta Univ. Palacki. Olomouc., Gymn. vol. 34*, 49 – 57.
- Seymour, R. (2002). *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Silbernagl S., & Despopoulos A. (2004). *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Nakladatelství Grada publishing, a.s.
- Netter, F., H., (2005). *Anatomický atlas člověka*. Praha: Nakladatelství Grada publishing, a.s.
- Urban, J., Vařeka, I., & Svajčíková, J. (2000). Metody Hodnocení Plantogramu. *Fyzioterapie*, 1 (3). Retrieved 20.10.2012 from the World Wide Web: <http://risc.upol.cz/~varek/pt/F/F3/plantogram.html>.
- Vařeka I., & Vařeková R., (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.

- Vaughan, C.L., Davis, B.L., & O' Conner, J.C. (1992). *Dynamics of Human gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Waldecker, U. (2004). Pedographic Analysis Of Hallux Valgus Deformity. *Foot and Ankle Surgery*, 10, 121 – 124.

12 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha 1 Typologie nohy dle Klementy (1987)

Příloha 2 Vizuální škály (upraveno dle Přidalová et al., 2006)

Příloha 3 Sztriter – Godunova metoda

Příloha 4 Metoda Chippauxe a Smiraka

Příloha 5 Rozložení zatížení nohy

Příloha 6 Typy nohy

Příloha 1 Typologie nohy dle Klementy (1987)

Normální noha



0,1-25 %
stupeň: 1.



25,1-40 %
2.



40,1-45 %
3.

Plochá noha



mírně 45,1-50 %
stupeň: 1.



středně 50,1-60 %
2.



silně 60,1-100 %
3.

Vysoká noha



mírně 0-1,5 cm
stupeň: 1.



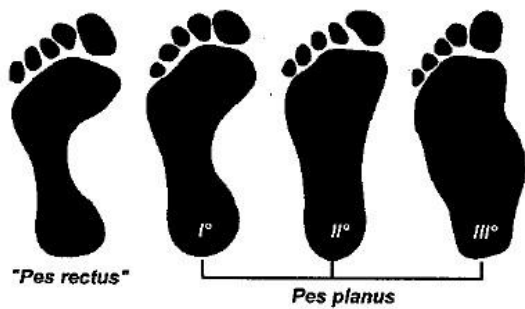
středně 1,6-3 cm
2.



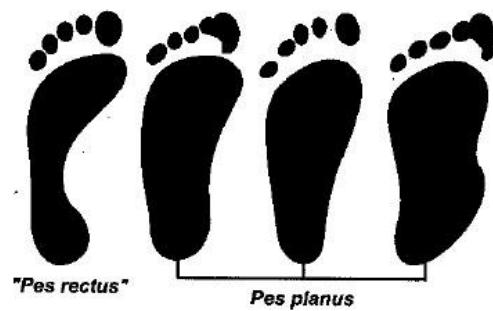
silně 3,1 cm - výše
3.

Příloha 2 Vizuální škály (upraveno dle Přidalová et al., 2006)

Vizuální škála (Kapandji, 1985)

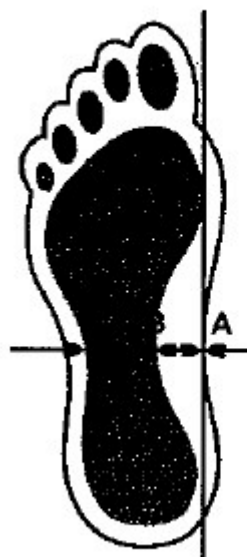


Vizuální škála (Srdečný, 1982)



Příloha 3 Sztriter – Godunova metoda

Sztriter–Godunov (Kasperczyk, 1998)



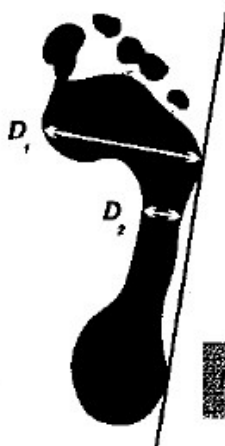
$$\text{Index Ky} = \frac{B - C}{A - C}$$

Pes excavatus	0,00 – 0,25
Norma	0,26 – 0,45
Pes planus I°	0,46 – 0,49
II°	0,50 – 0,75
III°	0,76 – 1,00

Věk: 8 let	0,44 – 0,54
9 let	0,41 – 0,53
10 let	0,40 – 0,53
11 let	0,39 – 0,54

Příloha 4 Metoda Chippauxe a Smiraka

Chippaux (1947) & Šmířák (1960)



normálně klenutá noha
plochá noha
vysoká noha

$$\text{Index chybí} = \frac{D_1}{D_2} \cdot 100$$

Noha normálně klenutá:

1. stupeň od 0,1 % do 25,0 % (N1)
2. stupeň od 25,1 % do 40,0 % (N2)
3. stupeň od 40,1 % do 45,0 % (N3)

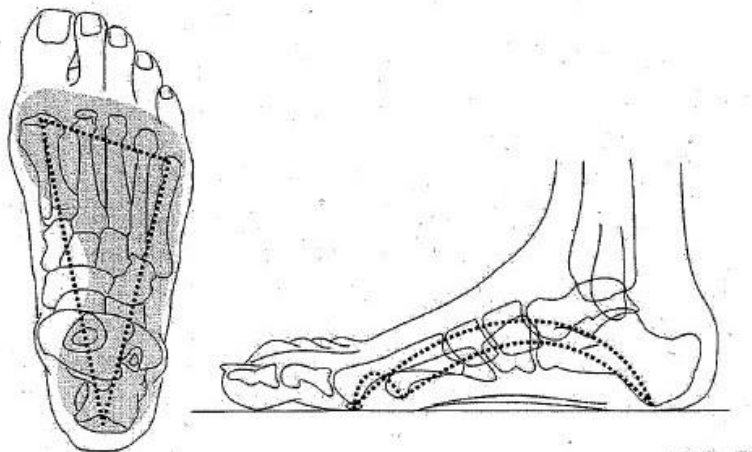
Noha plochá:

1. stupeň od 45,1 % do 50,0 % - mírně plochá (P1)
2. stupeň od 50,1 % do 60,0 % - středně plochá (P2)
3. stupeň od 60,1 % do 100,0 % - silně plochá (P3)

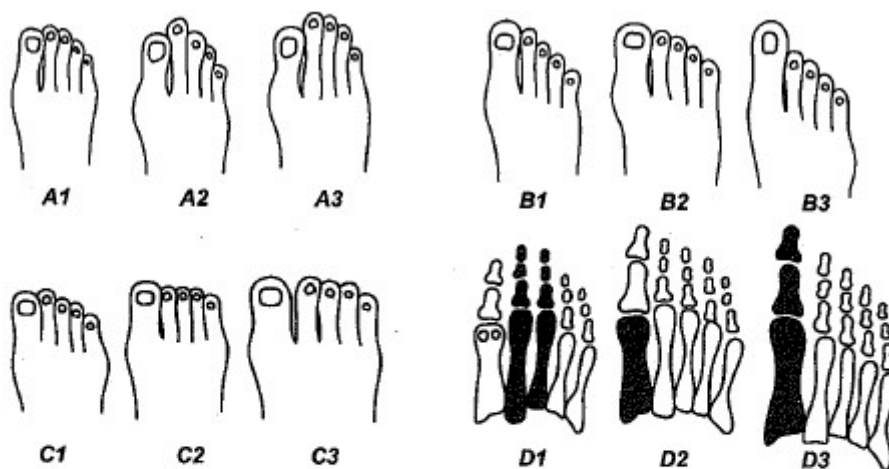
Noha vysoká:

1. stupeň od 0,1 cm do 1,5 cm - mírně vysoká (V1)
2. stupeň od 1,6 cm do 3,0 cm - středně vysoká (V2)
3. stupeň od 3,1 cm a výše - velmi vysoká (V3)

Příloha 5 Rozložení zatížení nohy



Příloha 6 Typy nohy



- A1, A2** obvyklé typy řecké nohy
A3 řecký typ s neobvykle dlouhými prsty
B1, B2 obvyklé typy egyptské nohy
B3 hypertrofie palce u egyptské nohy
C1, C2 obvyklé typy kvadratické nohy
C3 kvadratická noha s hypertrofií malých prstů
D1 metatarzofalangeální převaha u řeckého typu nohy
D2 krátký I. metatarz u egyptského typu
D3 metatarzofalangeální převaha u egyptského typu