

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

ROZLOŽENÍ TLAKŮ PŘI CHŮZI NA KONTAKTU NOHY S PODLOŽKOU U OSOB
S RŮZNÝM POSTAVENÍM CHODIDLA

Bakalářská práce

Autor: Michaela Motlová

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

Olomouc 2017

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora:	Michaela Motlová
Název bakalářské práce:	Rozložení tlaků při chůzi na kontaktu nohy s podložkou u osob s různým postavením chodidla.
Pracoviště:	Katedra přírodních věd v kinantropologii
Vedoucí bakalářské práce:	Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D.
Rok obhajoby práce:	2017

Abstrakt:

Práce se zabývá vztahem mezi velikostí úhlu mezi osou chodidla a směrem pohybu a rozložením tlaků na chodidle při chůzi.

Výzkumu se zúčastnila jedna žena a jeden muž. U obou bylo opakovaně měřeno rozložení tlaků působících na chodidlo při chůzi pomocí tlakové plošiny Footscan a určena míra jejich korelace s úhlem mezi osou chodidla a směrem pohybu pomocí Spearmanova korelačního koeficientu. Při měření rozložení tlaků jsme sledovali dobu kontaktu s podložkou, maximum tlaku a tlakový impuls v jednotlivých oblastech chodidla.

Z naměřených hodnot bylo zjištěno, že nejvyšší korelace s úhlem chodidla u obou pohlaví byly zjištěny v oblasti 4. metatarzu a prstů (mimo palce). Větší úhel chodidla měl za následek větší zatížení v těchto oblastech. Zajímavý výsledek se ukázal v době kontaktu oblasti palce a 3. metatarzu s podložkou, kde byly korelace střední, avšak u muže a ženy měly opačné tendence. Lze tedy říci, že mezi jednotlivými subjekty lze očekávat v některých oblastech velké inter-individuální rozdíly.

Klíčová slova: Osa chodidla, dynamická plantografie, noha, zatížení chodidla.

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Michaela Motlová

Title of the master thesis: Pressure distribution of a foot in contact with a surface during walking in case of people with different foot positioning.

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

The year of presentation: 2017

Abstract:

This thesis discuss the relation between the angle of foot axis relative to a motion direction and the pressure distribution of a walking foot.

A woman and a man took part in a study. The pressure distribution of their walking feet was repeatedly measured by pressure plate Footscan. Its correlation with the angle of foot axis relative to a motion direction was determined using Spearman's rank correlation coefficient. During the measurements we monitored time of the plate contact, maximum pressure and pressure impulse in different parts of the foot.

According to the readings of both subjects, the highest correlation with the foot angle was in the area of the fourth metatarsus and the other toes which was caused by bigger angle. There was an interesting result in the area of plate contact with big toe and the third metatarsus where the correlations were of medium height, but with opposite inclinations in case of the woman and the man. It means that we can expect large inter-individual differences in some cases.

Keywords: Foot progression angle, dynamic plantography, foot, foot pressure.

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

Prohlašuji, že jsem práci zpracovala samostatně za pomoci citované literatury a použitých zdrojů pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D..

V Olomouci dne 30. 6. 2017

.....

podpis

Ráda bych poděkovala Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D., vedoucímu práce, za pomoc, cenné rady, připomínky, vedení, zájem a strávený čas, který mi věnoval při psaní této bakalářské práce.

Obsah

1. ÚVOD	8
2. SYNTÉZA POZNATKŮ	9
2.1. Noha	9
2.2. Anatomie nohy	9
2.2.1. Kostí	9
2.2.2. Svaly	11
2.2.3. Klenba	11
2.3. Vybrané deformity nohy	14
2.3.1. Plochnoží.....	14
2.3.2. Příčně plochá noha	15
2.3.3. Vysoká noha.....	15
2.3.4. Varozní zánoží	15
2.3.5. Varozní přednoží.....	16
2.4. Chůze.....	17
2.4.1. Fáze krokového cyklu	18
2.4.2. Zatížení chodidel při chůzi.....	19
2.4.3. Ontogeneze chůze	19
2.5. Analýza zatížení nohy	20
2.5.1. Tlakové plošiny.....	20
2.5.2. Tlakové stélky	21
2.5.3. Silové plošiny.....	21
3. CÍL A VÝZKUMNÁ OTÁZKA	22
4. METODIKA	23
4.1. Soubor	23
4.2. Metoda.....	23
4.3. Postup měření.....	23

4.4. Zpracování dat.....	23
5. VÝSLEDKY A DISKUSE	27
6. ZÁVĚRY	32
SOUHRN	33
SUMMARY	34
REFERENČNÍ SEZNAM.....	35

1. ÚVOD

Práce se zabývá rozložením tlaků na chodidle člověka při chůzi. Přestože jsou všichni zdraví lidé v podstatě stejní, jejich postoj a styl chůze je odlišný. Rozdíly se samozřejmě projevují i na chodidle. Tělo je jeden celek a vše spolu souvisí. Seběmenší problém způsobuje řetězovou reakci, která se může projevit úplně na jiném místě v těle, než byl původní problém. Celkový postoj člověka při chůzi je ovlivňován také postavením chodidla. Závislost je patrná i v opačném směru, tedy postavení chodidla ovlivňuje celkový postoj člověka při chůzi.

V této práci se však budu zabývat pouze vybraným problémem z této oblasti, a to jaká je souvislost mezi postavením chodidla a rozložením tlaku na chodidle.

Postavení chodidla může být ovlivněno mnoha faktory – od vrozené anatomické polohy všech částí pohybového aparátu, svalové dysbalance, tělesných proporcí jedince až po různé defekty způsobené například úrazy. Všechny aspekty ovlivňují rozložení tlaku na chodidle.

Téma jsem si vybrala ryze z osobních důvodů. Při pozorování hráčů ultimate frisbee, mě zaujala různorodost jejich pohybu. Zamyslela jsem se nad příčinami stylu pohybu a jeho vlivem na pohybový aparát sportovce. Problematika v zamýšleném rozsahu, by byla na bakalářskou práci velice obsáhlá, a proto jsem se rozhodla sledovat pouze počátek tohoto řetězce – kontakt nohy s podložkou.

Myslím si, že provedení došlapu při různých pohybových úlohách je pro tělo obecně velice důležité v závislosti na vedení otřesů vzniklé dopadem nohy na podložku. V důsledku musíme samozřejmě uvažovat také o dalších aspektech, které proces v normálním životě ovlivňují, jako je například obuv, tvrdost podložky, či rychlost pohybu.

2. SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1. Noha

Pojem noha jako anatomický termín označuje část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

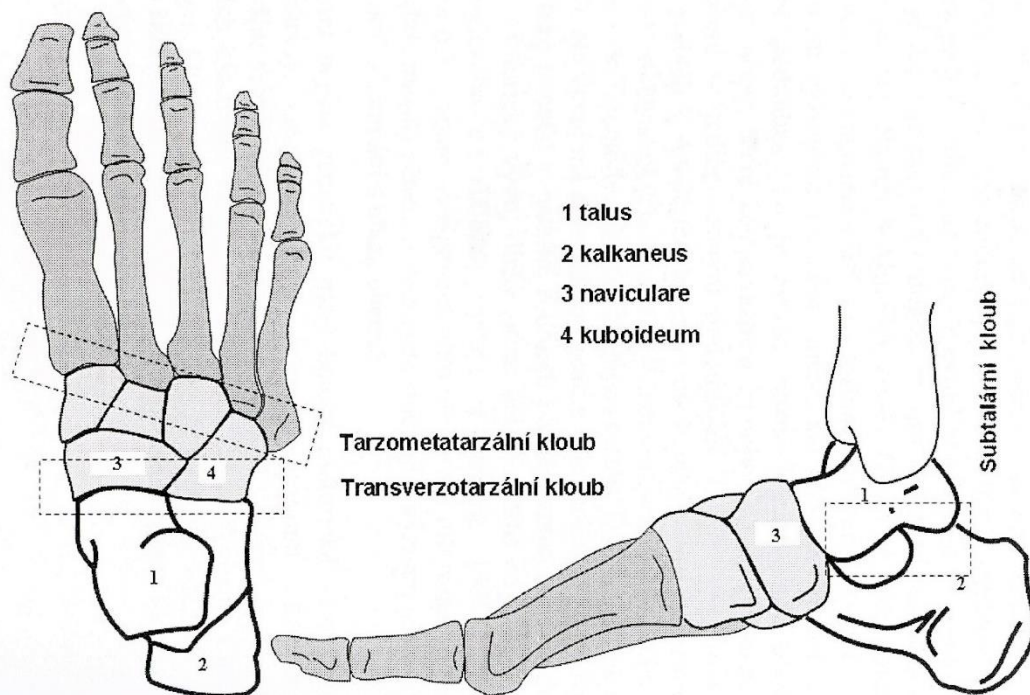
Lidskou nohu tvoří složitý systém, který se podílí na přenosu hmotnosti člověka na podložku. Noha se neustále vyvíjí. Na evolučním vývoji mají velký podíl zejména civilizační vlivy. Člověk postupně ztratil úchopovou schopnost nohy, a proto se palec přiblížil k ostatním prstům. Prsty se zkrátily, pata zmohutněla a rozšířila se. Klenba podélná a příčná vznikla z ploché nohy působením chůze po nerovném terénu (Anonymous, 2017).

Noha má několik funkcí – nosnou a statickou, dynamickou (při chůzi, skákání a běhu). Díky vazivovému a svalovému aparátu zůstává stavba nohy při statickém i dynamickém zatížení zachována. Na nohu je vyvíjen plošný tlak. Vyvíjený tlak pod hlavičkami metatarzů se pohybuje mezi 5 a 15 N/m² a pod patou mezi 11 a 40 N/m². Tlak působící na nohu je ovlivněn i obuví. Bosá noha je zatížena méně než noha obutá (Chaloupka et al., 2001).

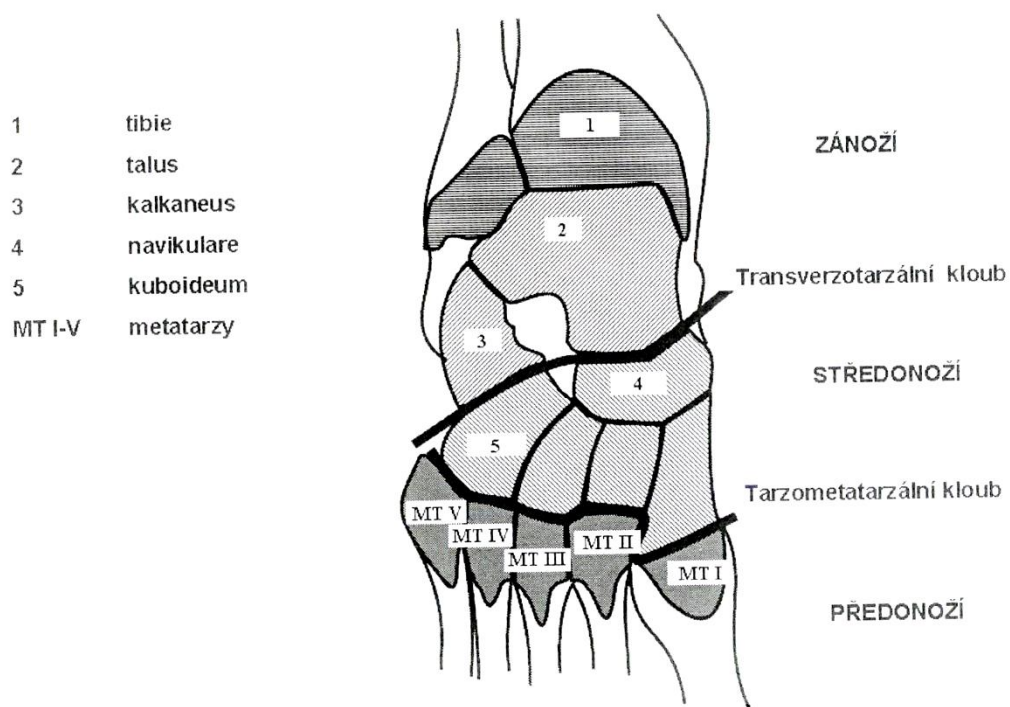
2.2. Anatomie nohy

2.2.1. Kostí

Nohu tvoří 3 oddíly. Zadní oddíl (zánožní) je tvořen dvěma velkými kostmi tarzálními tedy kostí hlezenní a patní. Tato část se nachází za linií, kterou tvoří transverzotarzální kloub. Před linií odpovídající tarzometatarzálním kloubům se nachází přednoží, které je tvořeno kostmi nártními a články prstů. Část mezi těmito dvěma liniemi se nazývá středonoží, zahrnující pět malých tarzálních kostí – kost krychlovou, loďkovitou a tři klínové kosti. Vařeka a Vařeková (2009) také uvádějí zjednodušené dělení na dvě části oddělené transverzotarzálním kloubem. Zánoží (zadní tarsus) a přednoží (přední tarsus, metatarzus a prsty



Obrázek 1. Hlavní klouby nohy dle Vařeky & Vařekové (2009)



Obrázek 2. Funkční dělení nohy – dorzální řez dle Vařeky & Vařekové (2009)

2.2.2. Svaly

Svaly spolu s vazy nohy jsou důležité pro udržení příčné a podélné nožní klenby. Tyto svaly a vazy jsou vystavovány velkým tlakům hlavě při zátěži – zejména při dlouhém stání. Síly působící na nohu mají tendenci klenbu snižovat a oplošťovat. K tomuto procesu dochází hlavně při únavě dynamických svalů nohy.

Jako třetiva luku se chovají svaly jdoucí longitudiálně plantou, kterými jsou flexory prstů a m. tibialis posterior, který podchycuje nejvyšší místo klenby. Dalším důležitým svalem, který zdvihá tibiální okraj nohy je m. tibialis anterior, který spolu s m. fibularis longus vytváří klenbu podélnou. M. fibularis longus udržuje svým příčným tahem pod plantou klenbu příčnou.

Dalšími svaly nacházejícími se na noze jsou m. abduktor hallucis a m. flexor hallucis brevis, které svým svalovým napětím také napomáhají k udržování klenby (Čihák, 2001).

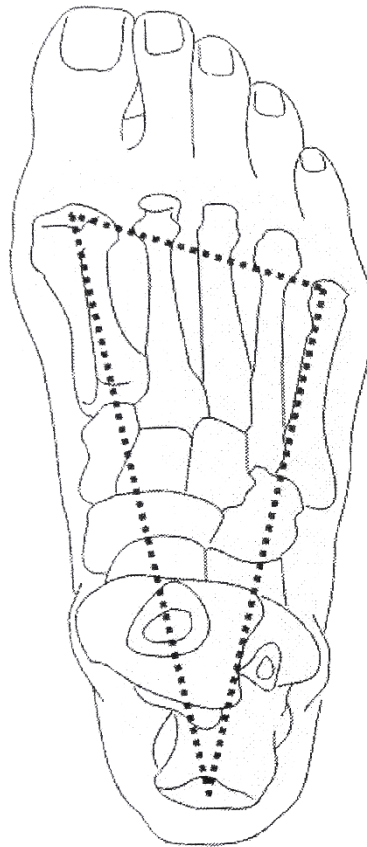
2.2.3. Klenba

Farabeuf v roce 1870 zformuloval "tripod theory". Myslel si, že chodidlo je členěno na oblouky/klenby vycházející ze tří bodů (Ronconi & Ronconi, 2006).

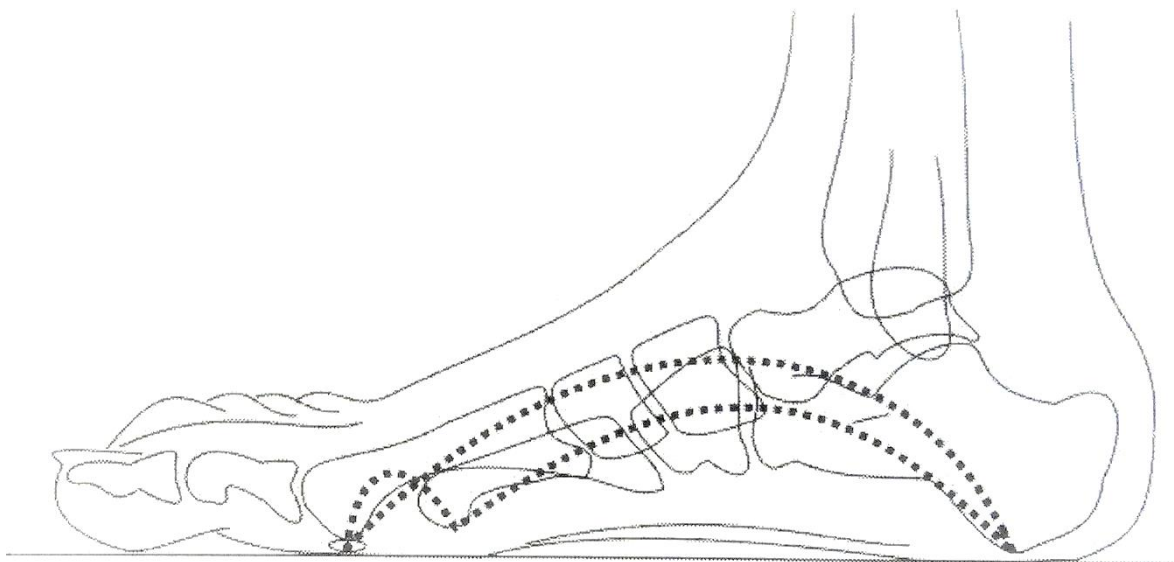
O teorii tří bodů píše ve své knize také Poláková, Velé a Janda (1966). Tvrdí, že aby bylo těleso stabilní, musí být podepřeno třemi body a těžiště tělesa musí spadat mezi ně. Podle nich má noha také tři body opory. Jsou to: tuber calcanei, hlavice prvního metatarzu (palce) a hlavice pátého metatarzu (malíku). Mezi těmito body je vytvořeno klenutí, které se skládá z pěti podélných paprsků.

V tomto tvrzení se shodují s Vařekou a Vařekovou (2009), kteří píše, že je klenba útvarem přenášejícím zatížení na pilíře. Důležitou součástí klenby pro stabilitu celé konstrukce je klenák, který se nachází na vrcholu klenby. Důraz je kladen na rozlišení pojmů: klenba, klenutí (podélné a příčné) a oblouk (linie). Ohraničení celé klenby tvoří tři hlavní oblouky sbíhající se do tří pilířů. Pilíře se opírají o podložku v oblasti I. a V. metatarzu a dorzální části patní kosti.

Vnitřní část klenby podélné, kterou tvoří kost patní, hlezenní, loďkovitá, 3 kosti klínovité a 3 vnitřní metatarzy. Příčná klenba je mezi hlavičkami prvního a pátého metatarzu. Podle Polákové, Velého a Jandy (1966) je příčná klenba znatelná i na skloubení tarsometatarzálním. Vnitřní klenba podélná by měla být nejvýraznější a zevní klenba podstatně nižší.



Obrázek 3. Klasický tripoidní model nohy dle Vařeky & Vařekové (2009)



Obrázek 4. Klasický tripoidní model nohy dle Vařeky & Vařekové (2009)

Pro bipedální lokomoci je velice důležité udržení příčné i podélné klenby nohy, z důvodu ochrany měkké tkáně plosky nohy. Zároveň klenba umožňuje pružný nášlap (Vacek Maršáková & Jelen, 2007).

Gutmann a Velé (2002) zkoumali klidovou aktivitu u zdravých jedinců v oblasti trupu, stehna a bérce při klidovém stoji. V oblasti bérce zjistili největší aktivitu, a ve vzpřímovací trupu nejmenší. Prokázali tedy důležitost chodidla pro rovnovážný stoj.

Jelikož je tělo člověka jeden velký celek, funkční změny na chodidle způsobují předsunutě držení těla. Důvodem je zejména nedostatečná fixace pánve zespodu, kterou kompenzuje rectus abdominis. Bolest hlavy může mít vlivem napětí svůj původ v dolních končetinách, nejčastěji právě v chodidle (Lewit & Lepšíková, 2008).

2.3. Vybrané deformity nohy

Podle Dunгла et al. (2014) je ideální tvar nohy těžko definovatelný. Nápadné deformity nohy často nemusí způsobovat obtíže, či bolesti po celý život. Normální noha by měla být pružná, ale zároveň držet svůj tvar i v zatížení. Měla by být vytvořena klenba příčná i podélná, s fyziologickým rozsahem pohybu v jednotlivých kloubech a s plantigrádním došlapem.

Tošnerová (2000) tvrdí, že někdy tolik nezáleží na stupni deformity, jak na aktivním tonu a propriocepci nohy. Noha označována jako „němá“ je při vyšetření velmi chabá a málo propriocepčně aktivní, což je zdrojem různých potíží. Propriocepci a exterocepci chodidla je proto důležité mít pořád na paměti. Tyto kvality ovlivňuje nošení obuvi. Obuv sice nohu chrání, ale zároveň působí na nohu jako dlaho. Jejím nošením ubývá schopnost propriocepcce a exterocepcce.

Pro předejití borcení klenb se klinicky prokázala důležitost aktivního svalového zajištění. Při jakékoliv dysfunkci klenby dochází k přetěžování určité oblasti nohy, což může znamenat rizikový faktor pro vznik poranění v této oblasti (Ledoux & Hillstrom, 2002; see also Williams III. & Hamill, 2001).

2.3.1. Plochnoží

Plochá noha je statická deformita, která popisuje snížení podélné klenby a valgozitu patní kosti. Podle Koláře et al. (2009) se klasifikuje plochá noha na vrozenou a získanou. Vrozená plochá noha může být rigidní – vrozený strmý talus, nebo flexibilní – vbočená nebo vybočená patní kost. Získaná plochá noha u dospělých vzniká dlouhodobým přetěžováním, nošením nevhodné obuvi nebo hormonální nerovnováhou.

Dále podle Koláře et al. (2009) patří ke klinickému obrazu plochnoží bolest v oblasti hlezna a subtalárního skloubení, s maximem pod zevním kotníkem, bolest se propaguje na přední stranu bérce. Pata se nedotýká podložky v oblasti zevní hrany paty, přičemž přednoží je v abdukci a pronaci. Při plochnoží ztrácí noha funkci pružníku. Chodidlo se při chůzi neodvívá od podložky, a proto je došlap tvrdý.

Studie zabývající se plochou nohou u dětí tvrdí, že výskyt ploché nohy u dětí v naší společnosti je velmi častým jevem. Proto je důležité věnovat náležitou pozornost tomuto tématu ještě v období kdy se nožní klenba dítěte formuje. Využít všechny dostupné terapeutické možnosti (cvičení, masáže a vhodnou obuv) a tak ovlivnit její správné

vyformování a předejít tak problémům ve starším, případně dospělém věku (Dobrotková, 2015).

2.3.2. Příčně plochá noha

Kubát (1985) označuje příčně plochou nohu tehdy, dojde-li k poklesu příčné klenby, která však není konstantně vytvořena, ale dobrým svalovým tonusem a svalovou činností jsou hlavičky metatarzu zvedány od podložky. Zatímco v interfalangelárních kloubech je přímé postavení. Přední část nohy se přetěžuje, a tak dochází k oslabení svalstva a celá váha spočívá na hlavičkách metatarzu. Prsty jsou proto v interfalageálních kloubech ve flexním postavení.

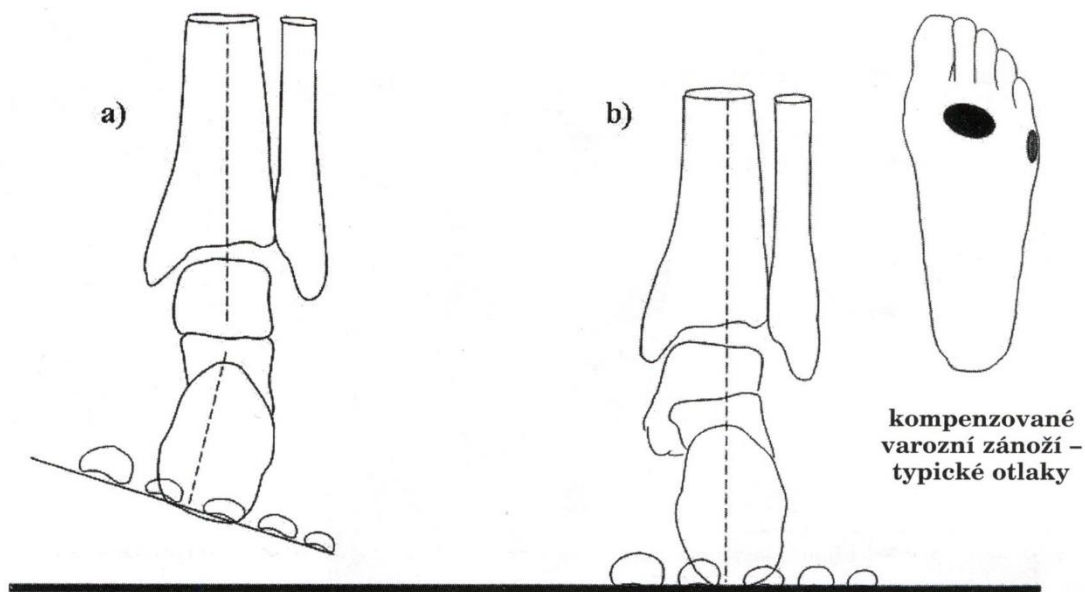
2.3.3. Vysoká noha

„Vysoká noha neboli pes excavatus je dalším druhem statické deformity. Jedná se o zvýrazněnou příčnou klenbu nohy. Může být vrozená nebo získaná například příliš krátkou obuví nebo zánětlivými procesy na plantě. Dochází ke strmějšímu postavení metatarzů. Oblast hlaviček metatarzů je přetížená, což způsobuje vznik otlaků. Pata bývá ve varozním postavení.“ (Kubát, 1985, 195)

Vláčilová (2016) se své studii uvádí, že: „Studie ukázala, že obraz vysokého chodidla nemusí být jen fixovanou ortopedickou vadou, ale může vzniknout funkčně a souvisí až s dysfunkcí hlubokého stabilizačního systému trupu. Vhodným kompenzačním cvičením lze předejít bolestivým stavům pohybového aparátu sportovců, nutně však musí být podologická či kineziologická vyšetření správně analyzována.“

2.3.4. Varozní zánoží

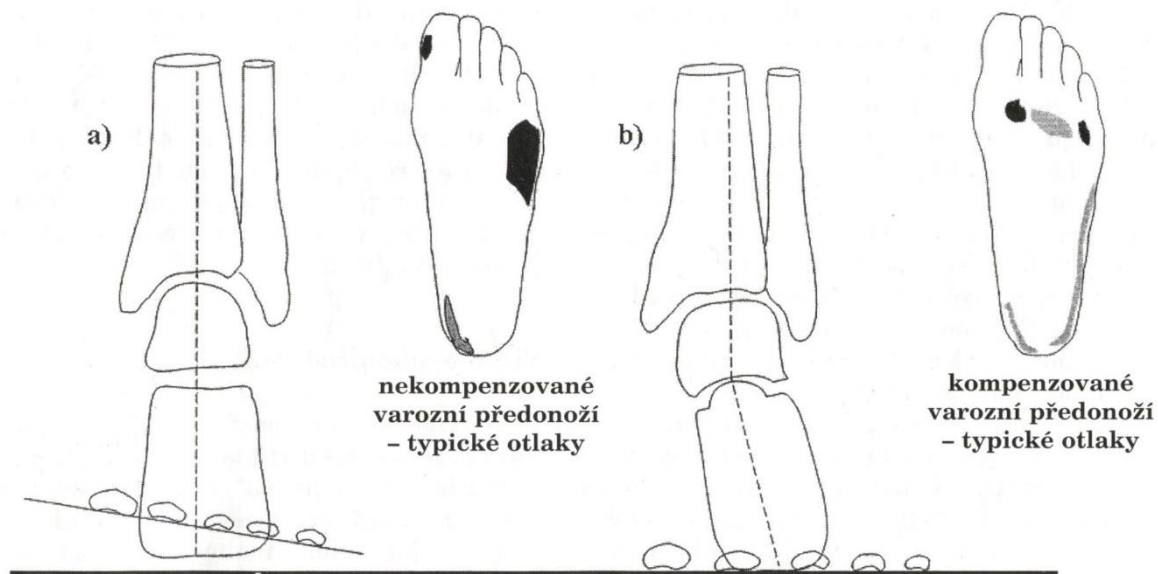
Varozní zánoží je kostní deformitou. Tato odchylka od ideálního postavení nohy jedna z nejbenignějších a nejčastějších. Většinou vzniká jako vývojová porucha s nedostatečným přechodem tibie z infantilní 15° varozity do 5° valgozity. Kompenzaci této deformity, jež se odehrává na úrovni subtalárního kloubu, se projevuje výraznou pronací/everzí, což má za cíl dostat zánoží do vertikálního postavení a přednoží do plného kontaktu s podložkou (Vařeka & Vařeková, 2015).



Obrázek 5. a. Varozita zánoží při odlehčení; **b.** Varozita zánoží při zatížení kompenzovaná everzí kalkaneu s plantární flexí talu a jeho addukcí (upraveno dle Vařeka & Vařeková, 2015)

2.3.5. Varozní přednoží

Varozní přednoží, je oproti varoznímu zánoží vadou strukturální. Příčina vzniku této vady je pravděpodobně nedostatečná pronace krčku talu vzniklá vývojem nebo kostěná abnormalita mediotarzálního kloubu. Přednoží se vzhledem k zánoží nachází v inverzi/supinaci. Nekompenzovaná varozita přednoží vede k přetěžování okraj pod hlavičkou 5. metatarzu ve druhé polovině stojné fáze. Kompenzace je při zatížení zajištěna everzí/pronací kalkaneu v subtalárním kloubu s jeho addukcí a plantární flexí talu (Vařeka & Vařeková, 2015).



Obrázek 6. a. Varozní přednoží či supinované přednoží při odlehčení; **b.** Varozní přednoží při zatížení kompenzované everzí kalkaneu s plantární flexí talu a jeho addukcí (upraveno dle Vařeka & Vařeková, 2015)

2.4. Chůze

Základní způsob lidské lokomoce po dvou dolních končetinách se nazývá bipedální chůze. Má tři hlavní části, kterými jsou: zahajovací fáze, cyklická fáze a fáze ukončení. Cyklickou fází můžeme popsat v rámci krokového cyklu. Končetina v této fázi vykonává opakované pohyby (Vařeka & Vařeková, 2009).

„Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Jedná se o komplexní pohybovou funkci, ve které se mnohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy.“ (Kolář et al., 2009, 48)

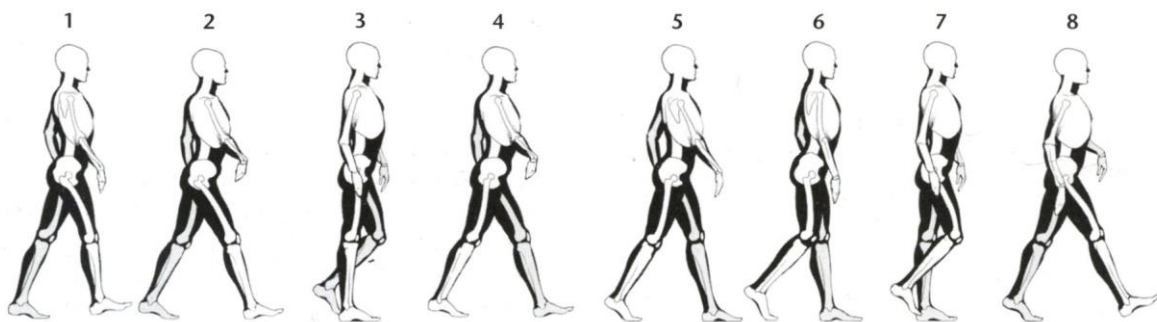
Janura a Zahálka (2004) uvádí, že chůze je z mechanického hlediska jen řízený pád, ve kterém tělo ze stabilní pozice padá vpřed. Pohyb je podle nich spouštěn generátorem umístěným ve spinální míše.

Podle specifických znaků chůze se dají odhalit některé nemoci. Záleží, zda jsou poškozeny kosti, klouby, nebo řídicí nervosvalový mechanismus. Na chůzi mají vliv i různé psychické stavy (Velé, 1997).

2.4.1. Fáze krokového cyklu

Vzor chůze je zkoumán jako krokový cyklus, který je definován jako pohyb jednotlivých končetin od dotyku paty s podložkou po opětovný kontakt stejné paty s podložkou. Krokový cyklus začíná stojnou fází. Stojná fáze v krokovém cyklu představuje 60 % (za stojnou fází je označován interval krokového cyklu, kdy je noha v kontaktu s podložkou.). Pohybem v kotníku a plantární flexí následně dochází ke kontaktu celého chodidla s podložkou.

Následuje postoj, ve kterém se těžiště jedince přesouvá nad stojící nohou směrem od paty ke špičce. Pata se postupně zvedá a chodidlo se odvíjí od podložky až po prsty nohy. Následuje švihová fáze, která v krokovém cyklu představuje 40 %. Rychlost pohybu je kontrolována svaly. Švihová fáze končí v momentě, kdy se pata opět dotkne podložky. Celý proces začíná od začátku. V momentě kdy se končetiny vyměňují na podložce, dochází k fázi dvojí opory. Znamená to, že se obě končetiny ve stejný okamžik dotýkají podložky. Tato fáze se v krokovém cyklu objevuje hned dvakrát, pokaždé ji představuje přibližně 10 % z krokového cyklu (Gage, Deluca, & Renshaw, 1995).



Obrázek 7. Jednotlivé fáze chůze pravé dolní končetiny (upraveno podle Koláře et al., 2009)

Obrázek 7 popisuje krokový cyklus. Silueta pod číslem 1 – počáteční kontakt pravé dolní končetiny, 2 – fáze zatížení, 3 – střed stojné fáze, 4 – terminální fáze stoje, 5 – předšvihová fáze, 6 – počáteční švihová fáze, 7 – střed švihové fáze, 8 – terminální fáze švihu.

Způsob chůze se přirozeně mění po celý život jedince. Zejména mezi 60. - 70. rokem přicházejí první větší změny způsobené involucí. Tyto změny se projevují ve zpomalení chůze, zkrácení kroku a tím prodloužení stojné fáze. Dále roste variabilita chůze v latero-laterálním směru. Vzhledem ke změnám hybnosti celého pohybového aparátu, dochází ke zmenšení rozsahu pohybu, což také ovlivňuje způsob chůze staršího jedince (Vojtová & Vacek, 2012).

2.4.2. Zatížení chodidel při chůzi

Tělesná hmotnost dopadající na chodidlo vyvíjí tlak na jeho spodní část. Velikost tlaku závisí na hmotnosti zátěže a povrchu té části chodidla, která je v kontaktu s podložkou. Co se týče paty, nejdříve dopadá tělesná hmotnost velmi rychle na její zadní postranní část a jedná se o největší tlak na chodidlo vůbec. Za 0,05 sekundy dojde k úplnému zatížení 70 – 100 % tělesné hmotnosti. Pro porovnání s ostatními částmi chodidla budeme toto zatížení chodidla označovat za 100 %. Jestliže tělesná hmotnost dopadá na střed paty, je původní tlak snížen na třetinu (33 %). Kontakt s podložkou na střední postranní části chodidla je poměrně běžný, avšak málo intenzivní, průměrně 10 % tělesné hmotnosti. Tlak na hlavičky nártních kostí se liší, celkově je ale nejvyšší pod druhou a třetí kostí nártu. V porovnání s tlakem na zadní část paty zde hodnoty kolísají mezi 60 a 100 %, podle jednoho autora i 30 %. Nejmenší tlak byl zaznamenán na hlavičce páté nártní kosti, a to v rozmezí 5 %, 20 % a 45 % maxima. Pouze jeden ze zkoumajících označil zatížení hlavičky páté nártní kosti za podobné ostatním. Zatížení prstů se odlišuje výrazně, ale nejvyšší tlak je na palci 30–55 % (Perry, 1992).

V místech největšího tlaku pod kostními strukturami při oporné fázi kroku se často vytvářejí otlaky. Vznik a rozmístění otlaků ovlivňuje také chůzi. S tím souvisí i nezanedbatelnost padnutí obuvi. Podle umístění otlaků lze zjednodušeně diagnostikovat jednotlivé funkční (sub)typy nohy, čímž se zabývá studie Vařeky a Vařekové (2015).

Pohyblivost Chopartova kloubu přispívá ke vstřebávání nárazu a pevnost této části je nezbytná pro přenos tělesné hmotnosti do přední části chodidla. Kontrolovaný pohyb metatarzofalangových kloubů prodlužuje podpůrnou část chodidla až k prstům (Perry, 1992).

2.4.3. Ontogeneze chůze

„Dřív se myslelo, že ontogeneze lidské chůze je záležitostí prvního snad půldruhého roku života, ale není to pravda. Zcela jistý styl dospělého lidského kroku si dítě osvojuje teprve okolo 7. roku věku, tedy zhruba teprve na konci první desetiny trvání svého života!“ (Daněk, 1989, 32)

Vařeka s Dvořákem (1999) tvrdí o novorozenci, že není schopen spojit několik segmentů dohromady, a proto není schopen chůze. Zároveň není schopen zpevnit trup. Až ve 3. měsíci je dítě schopno napřímít trup, což je předpokladem pro optimální vzpřímené držení těla a budoucí lokomoce.

V období 4. měsíce dochází k vertikalizaci dítěte, které je schopno samostatného stoje na základě změny posturální situace. Chodidlo dítěte přeměňuje svou funkci a získává schopnost

úchopu, což znamená, že se dokáže podlahy aktivně přidržovat. Chodidlo se dostává do vztahů mezi podlahou a lokomocí člověka a podléhá pravidlům biomechaniky (Tošnerová, 2000).

2.5. Analýza zatížení nohy

2.5.1. Tlakové plošiny

Tlaková měřící plošina je složena z několika vrstev. Nejsvrchnější vrstva je tvořena odolným a zároveň pružným materiálem, aby plnil funkci ochrannou pro hlavní měřící vrstvu, ale přitom co nejméně ovlivňoval přenesení a distribuci tlaku. Střední vrstva plní měřící funkci a obsahuje senzory. Spodní vrstva plní pouze ochrannou funkci, proto je pevná (Janura et al., 2012).

Na hlavní měřící vrstvu jsou většinou používány kapacitní a odporové senzory. U kapacitních senzorů je výhodou vysoká přesnost a opakovatelnost měření. Nevýhodou je hystereze, která je daná zpomalenou reakcí dielektrika na změnu tlaku. Elastické dielektrikum je vloženo mezi dva ploché vodiče. Stlačením plošiny, tím i přiblížením dvou vodivých vrstev se mění permitivita dielektrika, což vede ke změně kapacity senzoru, a tím i změně napětí. V praxi se tlakové plošiny s kapacitními senzory využívají zejména při vyšetření chůze. Pro vyšetření sprintu nebo skoku je tato plošina, z důvodu zpomalené reakce dielektrika, nedostačující. Tuto technologii využívá například systém emed (Janura et al., 2012).

Důležitou roli hraje rozmístění senzorů na dané ploše. Podle Grossmanna (2016) je nejvhodnější rozložením do matice. Zajišťuje velmi efektivní snímání zkoumaného povrchu, rozložení tlaků a působení síly. Senzorové pole rozestavěno tímto způsobem nám umožní získat informace například o prostorovém rozložení tlaku pod chodidlem a jeho celkové ploše.

„Odporové senzory jsou tvořeny dvěma plochými kruhovými vodiči, mezi kterými je vrstva vodivého uhlíkového prachu. Při zatížení dochází k propojení obou vodičů, přičemž odpor klesá v závislosti na zvyšování tlaku. Odporové senzory s plochou 5×7 mm jsou používány např. v systému footscan.“ (Janura et al., 2012, 49)

Tlakové plošiny nám mohou pomoci sledovat polohu COP (centre of pressure), jeho změny a výchylky v laterolátálním a předozadním směru v závislosti na čase, rychlosti a vzdálenosti. (Kapteyn et al., 1983).

2.5.2. Tlakové stélky

K analýze chůze se dále používají tlakové stélky, které se vkládají rovnou do obuvi. Využívají se zejména při delším testování, kdy je potřeba, aby testovaný šel větší vzdálenost, přičemž délka měřících plošin není dostačující. Touto metodou se dají sledovat změny rozložení tlaku způsobené únavou v důsledku dlouhodobějšího zatížení. Stélky se vyrábí v různých velikostech a tloušťkách. Firma Novel se svým výrobkem Pedar X je typickým příkladem měřících stélek (Janura et al., 2012).

Mimo tlakové stélky, které se vkládají přímo do obuvi existují podrážky se zabudovanými senzory. V porovnání se stélkami, obsahují podrážky mnohem méně senzorů, což může znamenat také velkou výhodu. Pro představu tlakové stélky obsahují až 100 senzorů na celou plochu, na rozdíl od tlakových podrážek obsahujících okolo 6-ti senzorů na celou plochu. Menší počet dat na zpracování a ukládání umožňuje větší přehlednost a snímkovací frekvenci. Menší počet senzorů ovlivňuje detailnost snímání, což může vést k zanedbání důležitých faktů. Proto je důležité zhodnotit záměr výzkumu (Rosenbaum, 2006).

2.5.3. Silové plošiny

Silová plošina je základním měřícím přístrojem pro měření reakční síly podložky. Má tvar desky a je zarovnaná s podlahou. V každém rohu je umístěn tříosový snímač síly. V dnešní době se používá buď piezoelektrický krystal (například Kistler), nebo tenzometrický snímač. Piezoelektrický krystal je výhodnější při měření dynamických dějů. Tenzometrický snímač pak pro měření statické síly. Snímače převádí naměřenou sílu na elektrický signál (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004).

Piezoelektrické silové plošiny fungují na principu piezoelektrického jevu. Petržílka et al. (1960) vysvětlují piezoelektrický jev tak, že deformací krystalu se ionty opačných nábojů posunují v krystalové mřížce tak, že se elektrická těžiště záporných a kladných iontů od sebe vzdalují. Elektrické těžiště záporných a kladných iontů se v nezdeformovaném krystalu nachází ve stejném bodě. Při deformaci krystalu se tedy na určitých plochách krystalu objeví elektrický náboj.

„Tenzometr měří protažení materiálu, na kterém je připevněn. Jeho princip je založen na skutečnosti, že odpor elektrického vodiče je přímo úměrný jeho délce a nepřímo úměrný průřezu. Při protažení materiálu dochází k protažení tenzometru (vodiče). To má za následek zvětšení jeho délky, zmenšení průřezu a zvětšení odporu.“ (Janura et al., 2012, 32)

3. CÍL A VÝZKUMNÁ OTÁZKA

Hlavním cílem této práce je analyzovat vztah mezi postavením chodidla a rozložením tlaků na chodidle při chůzi.

Výzkumná otázka: Liší se rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou u chůze s různým postavením chodidla?

4. METODIKA

4.1. Soubor

Výzkumný soubor tvořily 2 osoby, 1 žena ve věku 43 let, hmotnosti 72 kg a velikosti nohy 7,5 (UK) a muž ve věku 18 let, hmotnosti 70 kg a velikosti obuvi 11 (UK). Obě měřené osoby byly v době měření v dobrém zdravotním stavu a v posledním roce neměly žádný úraz v oblasti dolních končetin.

4.2. Metoda

Pro měření rozložení tlaků byl využit systém Footscan (RSScan International, Olen, Belgie) o délce 2 m. Rozložení tlaků bylo snímáno v programu Footscan Gait (verze 7.9, RSScan International, Olen, Belgie).

4.3. Postup měření

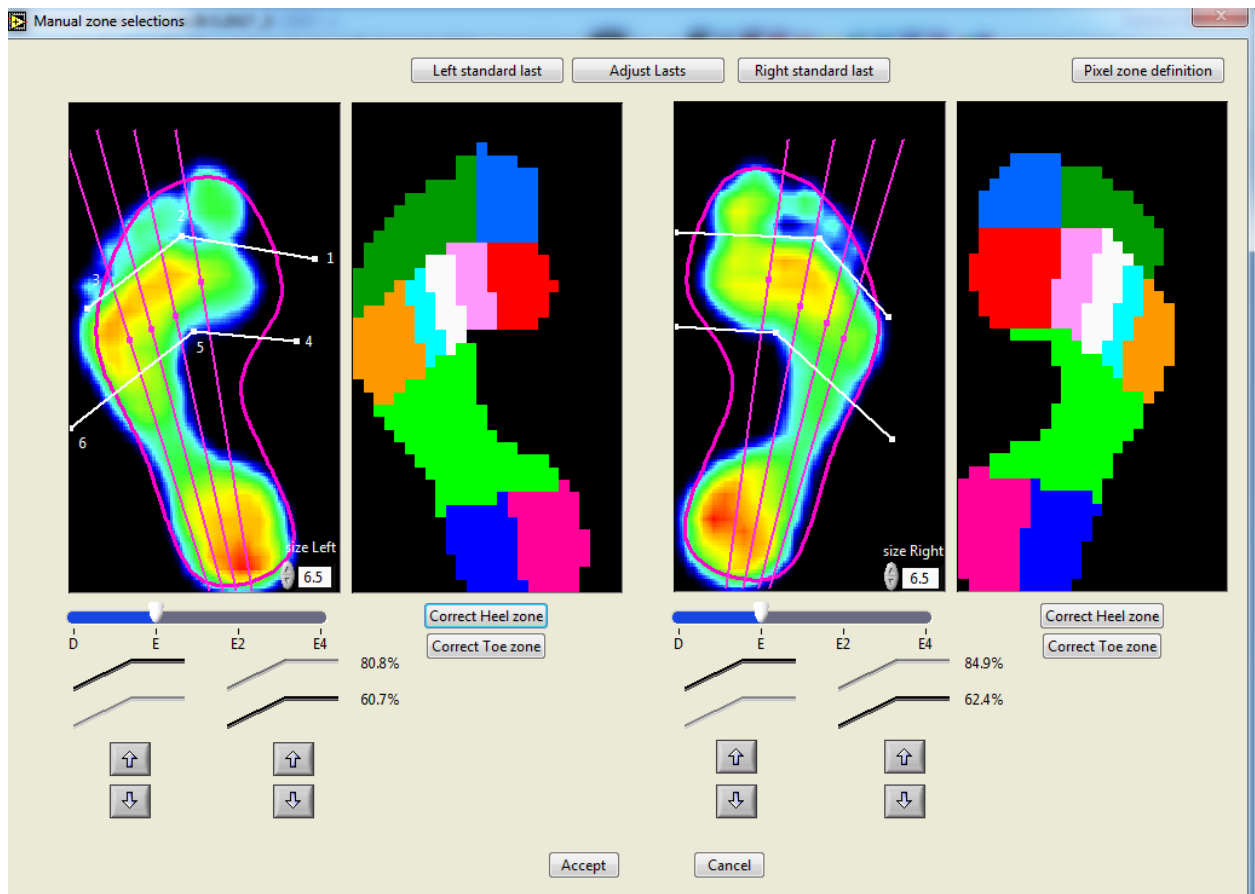
Osoby absolvovaly opakované pokusy chůze přes tlakovou měřící plošinu footscan, která byla v rovině s okolní podlahou. Nejdříve absolvovaly několik zkušebních pokusů, a pak následovaly měřené pokusy přirozenou rychlostí. Pro analýzu bylo vybráno prvních 8 platných pokusů. Osoby nebyly nijak instruovány s cílem ovlivnit postavení chodidla při chůzi. Ve všech případech jde tedy o jejich přirozený projev.

4.4. Zpracování dat

Přímo v programu Footscan Gait bylo každé chodidlo rozděleno na deset oblastí (obrázek 8):

- mediální část paty,
- laterální část paty,
- středonoží,
- 1. až 5. metatarzus,
- palec,
- ostatní prsty.

Velikost nohy a rozdělení na jednotlivé oblasti bylo nutné manuálně upravit.

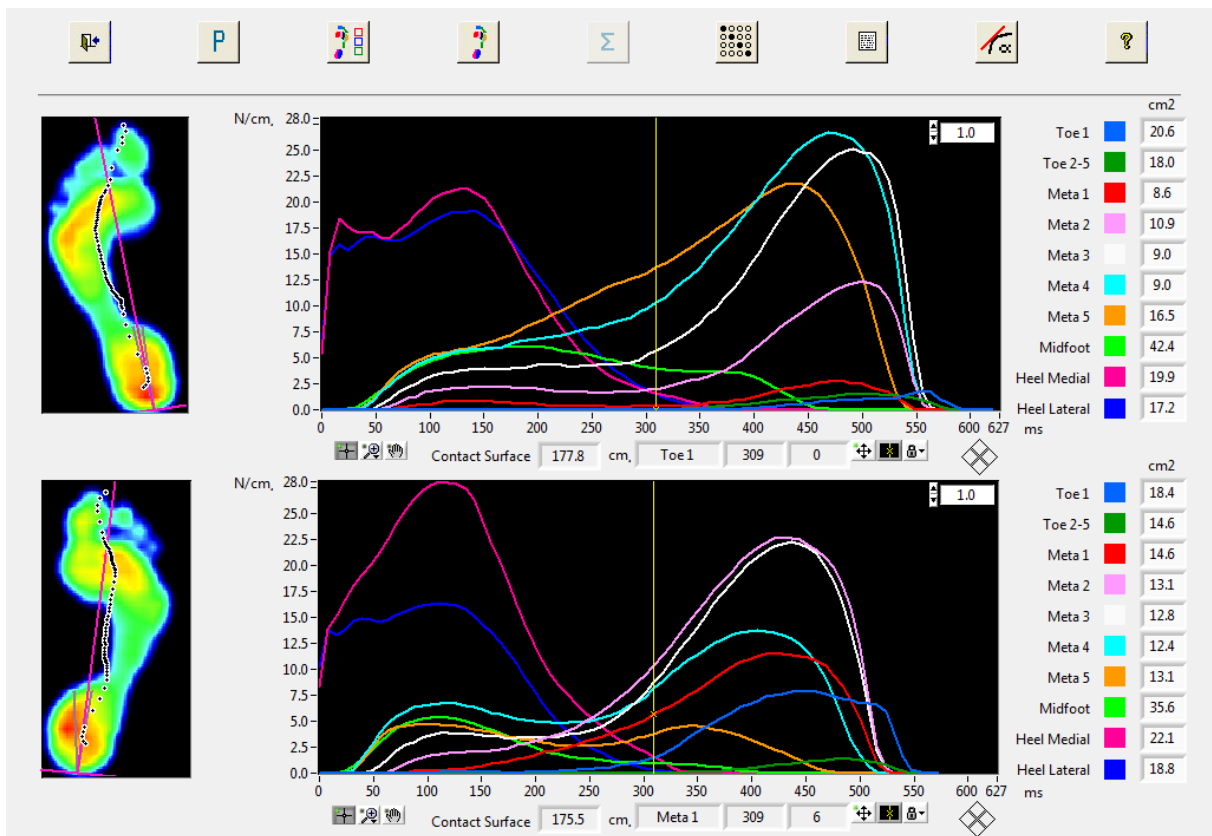


Obrázek 8. Rozdělení chodidla na jednotlivé oblasti

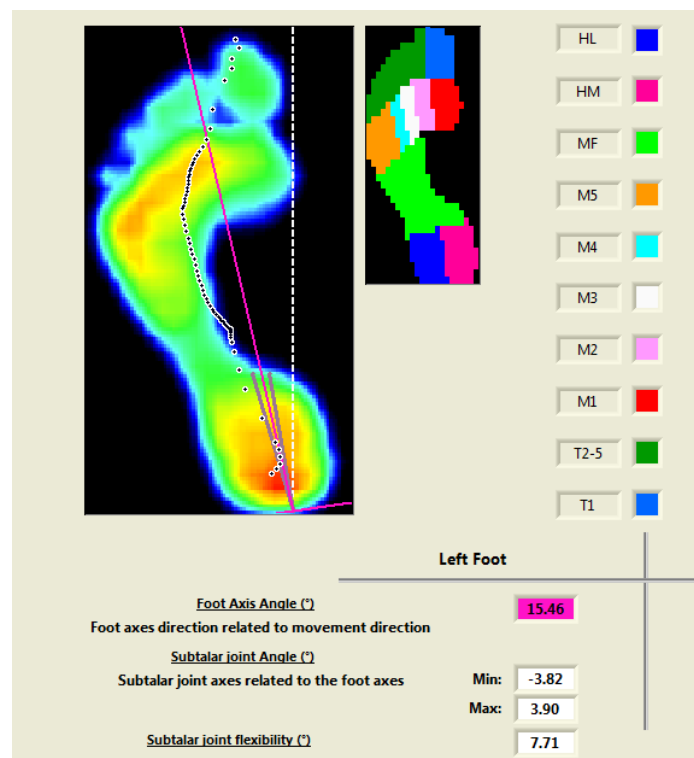
V jednotlivých oblastech byla zaznamenána velikost tlaku v průběhu stojné fáze (obrázek 9), z něhož byly dopočítány následující proměnné:

- doba kontaktu – relativní doba kontaktu specifické oblasti vzhledem k trvání stojné fáze (%),
- maximum tlaku,
- tlakový impuls – plocha pod křivkou tlaku.

Úhel chodidla byl určen jako úhel mezi osou chodidla (spojnice středu paty a středu druhého prstu) a směrem pohybu (obrázek 10).



Obrázek 9. Velikost tlaku v jednotlivých oblastech v průběhu stejné fáze



Obrázek 10. Úhel chodidla

Vztah mezi parametry odvozenými z rozložení tlaků a úhlem chodidla byl posouzen pomocí Spearmanova korelačního koeficientu v programu Statistica (verze 12, Stat-Soft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). Hodnoty v rozmezí 0,2 až 0,4 byly považovány za nízkou, 0,4 až 0,7 za střední a hodnoty 0,7 až 0,9 za vysokou míru korelace (Chráska, 2000).

5. VÝSLEDKY A DISKUSE

Velikosti korelačních koeficientů mezi postavením chodidla a rozložením tlaků při chůzi pro jednotlivé oblasti jsou uvedeny v tabulkách 1 až 10. Modře jsou vyznačeny korelační koeficienty o velikosti v absolutní hodnotě 0,2 až 0,4 (nízká korelace), červenou barvou jsou zvýrazněny korelační koeficienty v absolutní hodnotě 0,4 až 0,7 (střední korelace) a zeleně jsou označeny korelační koeficienty v absolutní hodnotě větší než 0,7 (vysoká korelace).

Výsledky ukázaly, že větší úhel mezi osou chodidla a směrem pohybu má za následek kratší dobu kontaktu v oblasti mediální části paty, avšak pouze u sledovaného muže (tabulka 1). U sledované ženy se v této oblasti projevila největší (avšak nízká) korelace v maximálním vyvinutém tlaku.

Tabulka 1. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti mediální části paty

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	-0,06	-0,49
Maximum tlaku	-0,24	-0,10
Tlakový impuls	-0,17	-0,23

V laterální části paty měl větší úhel mezi osou chodidla a směrem pohybu za následek kratší dobu kontaktu, avšak opět pouze u sledovaného muže, ale zároveň u něj došlo se zvýšením úhlu chodidla ke zvyšování maximálního tlaku a tlakového impulsu v této oblasti (tabulka 2).

Tabulka 2. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti laterální části paty

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	-0,05	-0,48
Maximum tlaku	-0,07	0,58
Tlakový impuls	-0,09	0,60

V oblasti 1. metatarzu koreloval větší úhel mezi osou chodidla a směrem pohybu s delší dobou kontaktu v této oblasti. U ženy byla tato korelace nízká, u muže střední (tabulka 3). Delší doba kontaktu má pravděpodobně za následek zvýšenou hodnotu tlakového impulsu se zvyšujícím se úhlem chodidla.

Tabulka 3. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti 1. metatarzu

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	0,22	0,59
Maximum tlaku	0,13	-0,03
Tlakový impuls	0,05	0,27

U 2. metatarzu jsou korelace mezi úhlem chodidla a sledovanými proměnnými pouze nízké nebo u muže a ženy protichůdné (tabulky 4).

Tabulka 4. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti 2. metatarsu

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	-0,18	0,27
Maximum tlaku	-0,14	0,11
Tlakový impuls	-0,11	0,35

Podobně jako u 2. metatarzu, tak i v oblasti metatarzu 3. mají proměnná doba kontaktu a tlakový impuls opačnou tendenci. V případě doby kontaktu jsou tyto korelace střední (tabulka 5).

Tabulka 5. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti 3. metatarsu

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	0,42	-0,43
Maximum tlaku	0,08	0,26
Tlakový impuls	-0,02	0,24

U 4. a 5. metatarzu jsou sledované tendence poměrně jednoznačné. Se zvyšujícím se úhlem mezi osou chodidla a směrem pohybu dochází ke zvýšení doby kontaktu, velikosti tlaku i tlakového impulsu. Zejména pak u maxima tlaku a tlakového impulsu v oblasti 4. metatarzu byla u obou sledovaných osob zjištěna střední míra korelace.

Tabulka 6. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti 4. metatarzu

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	0,74	0,16
Maximum tlaku	0,43	0,50
Tlakový impuls	0,46	0,47

Tabulka 7. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti 5. metatarzu

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	0,56	0,13
Maximum tlaku	0,31	0,57
Tlakový impuls	0,38	0,40

Naopak u středonoží a palce jsou sledované tendence buď nízké nebo protichůdné. V oblasti středonoží se u muže maximální tlak zvyšuje se zvyšujícím se úhlem chodidla, kdežto u ženy je tendence opačná. V oblasti palce můžeme sledovat odlišný trend u muže a ženy pro doby kontaktu a podobný trend pro maximum tlaku (se zvyšujícím se úhlem chodidla dochází ke snížení maxima tlaku).

Tabulka 8. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti středonoží

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	-0,13	0,10
Maximum tlaku	-0,22	0,38
Tlakový impuls	-0,17	0,09

Tabulka 9. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti palce

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	-0,46	0,43
Maximum tlaku	-0,28	-0,22
Tlakový impuls	-0,31	-0,18

U ostatních prstů z výsledků měření vyplynulo, že s větším úhlem mezi osou chodidla a směrem pohybu dochází k prodloužení doby kontaktu s podložkou, zvyšování maxima tlaku i tlakového impulsu. Ve všech případech se jedná o malou až střední míru korelace.

Tabulka 10. Korelace mezi postavením chodidla a velikostí tlaku v oblasti ostatních prstů

Proměnná	Žena	Muž
Doba kontaktu	0,31	0,49
Maximum tlaku	0,43	0,35
Tlakový impuls	0,27	0,29

Výsledky ukázaly, že korelace mezi úhlem osy chodidla a směrem pohybu a parametry odvozenými z rozložení tlaků byly vyšší u sledovaného muže než u ženy. Z toho však nechceme vyvozovat závěry týkající se vlivem pohlaví, protože k tomu by bylo potřeba analyzovat výrazně větší výzkumný soubor. Spíše lze hovořit o určitých inter-individuálních rozdílech mezi sledovanými subjekty. V některých případech byla zjištěna pro zkoumané subjekty protichůdná. Např. pod 3. metatarzem a v oblasti palce, doba kontaktu korelovala s úhlem chodidla (střední korelace) u obou osob, avšak v opačném smyslu. To může být způsobeno odlišným odvalem chodidla na jednotlivých nohách, popřípadě odlišným využíváním některých jeho částí (palec).

Co se týče jednotlivých parametrů tak, doba kontaktu s podložkou se prodlužovala se zvyšujícím se úhlem chodidla zejména v oblastech 4. a 5. metatarzu a v oblasti ostatních prstů, naopak se zkracovala v mediální i laterální části paty a u 1. metatarzu.

Maximální tlak se zvyšujícím se úhlem chodidla zvyšoval v laterální části paty, v oblastech 4. a 5. metatarzu a ostatních prstů. Velmi podobnou tendenci měl i parametr talkový impuls.

V porovnání palce a ostatních prstů, můžeme pozorovat se zvětšujícím se úhlem chodidla jasnou tendenci zvyšujících se hodnot všech sledovaných proměnných v oblasti ostatních prstů s nízkou až střední korelací. Výjimkou je pouze (střední) korelace týkající se muže, kdy se doba kontaktu s podložkou prodlužuje v oblasti všech prstů.

Souhrnem a zobecněním všech výsledků vyplývajících z této studie docházíme k závěru, že se zvětšujícím se úhlem osy chodidla vzhledem ke směru pohybu se výrazně zvyšuje zatížení v oblasti 4. a 5. metatarzu. Při menším vytočení chodidla, jsou sledované parametry rozloženy rovnoměrněji a nedochází tolik k přetěžování jedné oblasti ať u sledované ženy, tak u muže. Toto tvrzení také potvrzuje studie (Chang, Tsirikos, Miller, Schuyler & Glutting, 2004) zabývající se rozložením tlaků na chodidle souvisejícím s úhlem nohy u dětí s nervosvalovým onemocněním, která došla k závěru, že velikost změny úhlu chodidla koreluje s rozložením tlakového impulsu na mediální a laterální straně nohy. Tvrdí, že extrémní vytočení chodidla od osy pohybu způsobuje větší zatížení mediální části nohy a zároveň s vnitřní rotací souvisí větší zatížení laterální strany chodidla.

Nejmenší korelace u obou pohlaví je možné sledovat v oblasti středonoží a 2. metatarzu.

Extrémní rotace chodidla, jak vnitřní, tak vnější se vyskytuje také u dětí předškolního věku. Pokud je kosterní obraz v normálu, neznamená to nezbytně onemocnění, a proto se podle studie (Ho, Lin, Chou, Su & Lin, 2000) nedoporučuje tento problém řešit radikální léčbou. Úhel osy chodidla od směru pohybu ovlivňuje styl chůze, avšak z důvodu vývoje není u dětí tomuto faktu přikládán velký důraz. Jak u dospělých osob zkoumaných touto prací, tak u dětí předškolního věku, byly zjištěny podobné tendence v rozložení tlaků na chodidle závislých na velikost úhlu osy chodidla a směru pohybu.

Ve studii zabývající se zatížením a úhlem chodidla v souvislosti s diabetes mellitus uvádí vysokou korelaci úhlu a zatížení mediální strany chodidla. Domnívají se, že vzorec zatížení mediální části chodidla má významný klinický dopad na zvýšení rizika úrazu středonoží a borcení nožní klenby (Hastings et al., 2010).

Předložená studie má své limity. Vzhledem, že se jednalo o pilotní projekt, tak byly analyzovány pouze dvě osoby. Zobecnění výsledků je tedy velmi omezené. Dalším problémem je samotné určování oblastí na noze. Manuální korekce je nezbytná, avšak z toho vyplývá možný efekt vyhodnotitele. Pro budoucí výzkum by bylo zajímavé, porovnat postavení chodidel ve statických (klidný stoj) a dynamických podmínkách (chůze, běh), popřípadě zohlednit další parametry v oblasti nohy.

6. ZÁVĚR

Přestože studie je pilotní a výsledky nelze jednoduše zobecnit na běžnou populaci, tak naše zjištění naznačuje následující:

- vyšší úhel mezi osou chodidla a směrem pohybu koreluje s vyšším zatížením na laterální straně nohy,
- vyšší úhel mezi osou chodidla a směrem pohybu koreluje s kratší dobou kontaktu paty mediální strany přednoží a s delší dobou kontaktu laterální strany přednoží a prstů (s výjimkou palce).
- V míře korelací mezi úhlem chodidla a parametry charakterizující rozložení tlaků na kontaktu s podložkou existují velké inter-individuální rozdíly.

SOUHRN

Člověk se v průběhu svého evolučního vývoje dostal až k dnešní podobě chůze. I přesto, že všichni zdraví lidé využívají bipedální lokomoci, jejich styl je velice individuální. Vlivem civilizačních aspektů jako je například životní způsob společnosti se i nadále chůze mění. Na stavbě nohy se ve velké míře projevuje nošení obuvi a tvrdost povrchu po kterém se pohybujeme. Této problematice se dotýká nová studie Willems et al. (2017). Nejen působením těchto aspektů vznikají různé deformity nohou, ovlivňující jak chůzi, tak celý pohybový aparát člověka a mohou být spouštěčem dalších řetězových reakcí v těle jedince. V naší práci bylo cílem posoudit jaký efekt na zatížení chodidla má jeho postavení vzhledem ke směru pohybu.

K vyšetření chůze se využívají různé systémy. Záleží na cíli, se kterým je měření prováděno. Pro sledování zatížení chodidla se jeví jako optimální zařízení měřící rozložení tlaků. V naší práci jsme využili tlakovou plošinu Footscan. Testována byla žena ve věku 43 let s hmotností 72 kg a muž ve věku 18 let s hmotností 70 kg. Jejich úkolem byla pouze opakovaná chůze po plošině. V průběhu pokusů testovaná osoba samovolně a podvědomě měnila úhel chodidla, který jsme zaznamenávali a poté sledovali. Díky hodnotám získaných ze systému Footscan Gait jsme pomocí Spearmanova korelačního koeficientu mohli posoudit míru korelace mezi úhlem mezi osou chodidla a směrem pohybu a parametry charakterizující rozložení tlaků u obou probandů.

Vyhodnocené korelace jsou uvedeny v tabulkách a vyplývá z nich významný vztah mezi úhlem mezi osou chodidla a směru pohybu ve vybraných oblastech chodidla muže i ženy. Z výsledků vyplynulo, že s větším úhlem chodidla, se na mediální straně paty zkrátila doba kontaktu této oblasti s podložkou, a také se zmenšily hodnoty maximálního tlaku vyvinutého na tuto oblast. Maximální tlak i tlakový impuls koreloval nejvíce s větším úhlem chodidla v oblasti 4. metatarzu.

Přestože sledovaný vzorek byl velmi malý, ukázaly se zajímavé souvislosti mezi tlakovým působením a vytočením chodidla. Tyto výsledky mohou být ovlivněny individuálním stylem chůze testovaných jedinců, avšak některé tendence naznačují i obecné trendy.

SUMMARY

Human kind has developed his current form of walking during the evolution. Even though every healthy person moves bipedally, their motion style is very individual and it changes onwards under the influence of civilisation aspects, like society lifestyle. The hardness of a surface that they move on and their footwear have an impact on their foot structure. A new study of Willems et al. (2017) deals with this problematic. Various foot deformations influencing not only walking, but the whole muscular system can appear under the impact of these aspects and they could be triggers of some other chain reactions in the organism. The goal of our thesis was to find out what is the effect of a foot positioning on its pressure load.

There exist diverse walk examining systems and it depends on our measurement goal which one to choose. For foot pressure load monitoring, a device measuring pressure distribution seems like an optimal solution and for the purpose of our thesis we used pressure plant Footscan. The subjects of our measurements were a women 43 years old (72 kg) and an man 18 years old (70 kg) and their task was to walk the pressure plant repeatedly. During the measurements person subconsciously changed their foot angle that we recorded and then observed. Using Spearman's rank correlation coefficient on the data from the Footscan Gait system we could evaluate the correlation rate between the angle of foot axis relative to a motion direction and the pressure distribution parameters of walking feet of our two persons.

Final correlations are written in tables and they show us an important relation between the angle of foot axis relative to a motion direction in some foot areas of both the woman and the man. The results imply that the bigger the foot angle is, the shorter becomes the time of plate contact and the smaller the maximum pressure in the foot area is. Correlation between maximum pressure and pressure impulse was the highest in case of a large angle in the fourth metatarsus.

Despite a small number of people examined, interesting relations between pressure load and positioning of their feet turned out. These results may be influenced by an individual walking style of examined persons, however some tendencies indicates us general trends.

REFERENČNÍ SEZNAM

- Anomynous. (2017). Noha. Retrieved 26. 6. 2017 on the World Wide Web: <http://www.ortopedieolomouc.cz/>.
- Čihák, R., Grim, M., & Fejfar, O. (2011). *Anatomie (3., upr. a dopl. vyd.)*. Praha: Grada Publishing.
- Daněk, K. (1989). *Chůze znovu objevená*. Praha: Olympia.
- Dobrotková, K. (2015). Stav klenby nohy u dětí vo věku 7 a 8 rokov z Trnavy a okolia. (Slovak). *Biológia, Ekológia, Chémia*, 19(1), 16.
- Dungl, P. et al. (2014). *Ortopedie (2., přeprac. a dopl. vyd.)*. Praha: Grada.
- Gage, J. R., Deluca, P. A., & Renshaw, T. S. (1995). Gait Analysis: Principles and Applications. *Journal of Bone & Joint Surgery – American Volume*, 77(10), 1607-1623.
- Grossmann, D., & Balogh, J. (2016). *Dynamická plantografie*. Diplomová práce. Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Brno.
- Gutmann, G., & Véle, F. (1978). Das Aufrechte Stehen. *Westdeutscher Verlag. Forschungsberichte des Landes Nordrhein-Westfalen*, No 2796. Fachgruppe Medizin.
- Hastings, M. K., Gelber, J. R., Isaac, E. J., Bohnert, K. L., Strube, M. J., & Sinacore, D. R. (2010). Foot progression angle and medial loading in individuals with diabetes mellitus, peripheral neuropathy, and a foot ulcer. *Gait & posture*, 32(2), 237-241.
- Ho, C. S., Lin, C. J., Chou, Y. L., Su, F. C., & Lin, S. C. (2000). Foot progression angle and ankle joint complex in preschool children. *Clinical Biomechanics*, 15(4), 271-277.
- Chaloupka, R., Roubalová, J., Nýdrle, M., Jančíková, V., Kříž, V., & Krbec, M. (2001). *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Chang, W. N., Tsirikos, A. I., Miller, F., Schuyler, J., & Glutting, J. (2004). Impact of changing foot progression angle on foot pressure measurement in children with neuromuscular diseases. *Gait & posture*, 20(1), 14-19.
- Chráška, M. (2000). *Základy výzkumu v pedagogice*. Olomouc: Univerzita Palackého.

- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z. Klugarová, J., & Elfmark, M. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kapteyn, T., Bles, W., Njikiktjien, C., Kodde, L., Massen, C., & Mol, J. (1983). Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*, 24(7), 321-326.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kubát, R. (1985). *Ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí*. Praha: Univerzita Karlova.
- Ledoux, W. R., & Hillstrom, H. J. (2002). The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait & Posture*, 151-9. doi:10.1016/S0966-6362(01)00165-5.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi*, 15(3), 99-103.
- Maršáková, K., & Jelen, K. (2007). Effect of the insole shape on pressure distribution in interaction with foot. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi*, 14(1), 31-33.
- Petržílka, V., Šolc, I., Taraba, O., Tichý, J., Zelenka, J., & Slavík, J. B. (1960). *Piezoelektrina a její technické použití*. Praha: Československá akademie věd.
- Poláková, Z., Véle, F., & Janda, V. (1966). *Funkce hybného systému: fyziologie a patofyziologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
- Ronconi, P., & Ronconi, S. (2006). *The foot: biomechanics, pathomechanics, and kinetics : planning of podiatric orthotic devices, and the mathematical approach osteotomies of the first ray*. Bologna: Timeo.
- Rosenbaum, D., & Becker, H. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot And Ankle Surgery*, 31-14.

- Tošnerová, V., (2000). Rehabilitace nohy z vývojového hlediska a některé poúrazové stavy u dětí. *Rehabilitacia*, 33(4), 231-234.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi*, 3, 84–85.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2015). Otlaky plosky v diagnostice funkčních typů nohy. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi*, 22(1), 6–9.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Vláčilová, I. (2016). Funkční stav klenby nohy a posturální zajištění trupu dívek závodní složky sportovního aerobiku. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi*, 23(3), 157-160.
- Vojtová, M. & Vacek, J. (2012). Změny hybnosti nohy v dospělosti a ve stáří při porovnání stoje a chůze. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi*, 19(3), 103-111.
- Willems, C., Stassijns, G., Cornelis, W. & D'Août, K. (2017). Biomechanical implications of walking with indigenous footwear. *American Journal Of Physical Anthropology*, 162(4), 782-793. doi:10.1002/ajpa.23169.
- Williams III, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16, 341-347. doi:10.1016/S0268-0033(01)00005-5.