

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV KLINICKÉHO TYPU NOHY NA DYNAMICKÉ PARAMETRY
KROKOVÉHO CYKLU

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Lada Králová, fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Olomouc 2013

Jméno a příjmení: Bc. Lada Králová

Název diplomové práce: Vliv klinického typu nohy na dynamické parametry
krokového cyklu

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2013

Abstrakt

Teoretická část práce popisuje příčinu vzniku různých klinických typů nohy a jejich kinematiku v rámci krokového cyklu. Ve výzkumné části práce jsme se zabývali vlivem typů nohou na dynamické parametry krokového cyklu. Cílem bylo ozřejmit jaký vliv na zatížení v oblasti paty, středonoží a předonoží mají odlišné klinické typy nohou určené dle metodiky Mertona L. Roota. Výzkumný soubor tvořilo 23 studentů mužského pohlaví FTK UP v Olomouci, věk $25,8 \pm 2,29$ let. Hodnocená data byla naměřena systémem Footscan® 7.x. Měřili jsme 10 platných pokusů bosé chůze a získali tak informace o rozložení tlaků na chodidle. Ve zkoumané skupině bylo nejvyšší zastoupení 3 typů nohou – varózní zánoží (RFvar), varózní předonoží (FFvar) a valgózní předonoží (FFvalg), které jsme následně porovnávali. Ze získaných výsledků můžeme říci, že klinický typ nohy má vliv na velikost tlaku hlavně v oblasti mediální strany paty, I. metatarzu a palce. Statisticky významné rozdíly byly nalezeny mezi tlaky pod předonožím u všech typů měřených nohou, mezi tlaky pod středonožím a zánožím nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl. Naměřené hodnoty odpovídají teoretickým předpokladům vzniku kompenzačních mechanismů u jednotlivých klinických typů nohou.

Klíčová slova: noha, patokineziologie, typologie, krokový cyklus

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Lada Králová

The title of the thesis: The Influence of Foot Type on Pressure Distribution During Gait Cycle

Department: Department of Natural Science in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2013

Abstract

The theoretical part describes the cause of the genesis of various clinical foot types and their kinematics during the gait cycle. The research part of this thesis deals with the influence of the types of feet on dynamic parameters within the gait cycle. The aim of the research was to clarify the impact of different clinical foot types, defined according Merton L. Root, on the pressure in the heel region, the midfoot and the forefoot. The research group consisted of 23 men at the age 25.8 ± 2.29 . All of them were students of the Faculty of Physical Culture at Palacky University Olomouc. The data for the analysis and the evaluation were recorded by the system Footscan ®7.x. Ten successful trials of barefoot walking were measured in order to gain information about the pressure distribution on the foot. Three foot types were recognized as the most numerous in the researched group: rearfoot varus (RFvar), forefoot varus (FFvar) and forefoot valgus (FFvalg). Afterwards these three types were compared. As a result we are able to say the foot type influences the pressure value mainly in the areas of the medial heel, the first ray and the big toe. In the group of the compared foot types statistically significant differences were discovered, namely in the pressure under the forefoot. On the other hand the measured values of the pressure under the midfoot and the rearfoot did not show any statistically significant differences.

Key words: foot, patokinesiology, typology, gait cycle

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

Ráda bych poděkovala všem, kteří mi pomohli při psaní diplomové práce a byli mi oporou. Děkuji především Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za ochotu, pomoc při zpracování výsledků, cenné rady a odborný náhled, které mi poskytl při zpracování této diplomové práce. Dále Katedře přírodních věd za poskytnutí technického zázemí a nakonec za to, že tato diplomová práce mohla být řešena v rámci výzkumného grantu MŠMT ČR VZ 6198959221.

OBSAH

1	ÚVOD	8
2	SYNTÉZA POZNATKŮ.....	9
2.1	Anatomické a funkční dělení nohy	9
2.2	Terminologie	9
2.3	Ontogeneze nohy.....	10
2.3.1	Prenatální vývoj	10
2.3.2	Postnatální vývoj.....	10
2.4	Ontogeneze chůze	11
2.5	Posturální funkce nohy.....	12
2.6	Nožní klenba	12
2.7	Dynamická funkce nohy při chůzi	15
2.7.1	Krokový cyklus	15
2.7.2	Kinematika krokového cyklu	19
2.7.2.1	Oporná fáze	21
2.7.2.1.1	Období postupného zatěžování	21
2.7.2.1.2	Období střední opory	21
2.7.2.1.3	Období aktivního odrazu.....	22
2.7.2.1.4	Období pasivního odlepení	22
2.7.2.2	Švihová fáze	23
2.7.3	Kinetika krokového cyklu	23
2.7.3.1	Reakční síly podložky	24
2.7.3.1.1	Moment síly	24
2.7.3.1.2	Vertikální komponenta reakční síly	25
2.7.3.1.3	Horizontální komponenty reakční síly	26
2.7.3.1.4	Změny vektoru reakční síly a momenty sil v hlezenním kloubu během oporné fáze krokového cyklu	28
2.8	Typologie nohy	29
2.8.1	Klasický tripodní model nohy	29
2.8.2	Antropometrické dělení nohou.....	29
2.8.3	Funkční typologie nohy.....	31
2.8.3.1	Varózní zánoží	32
2.8.3.1.1	Kompenzovaná varozita zánoží	33
2.8.3.1.2	Nekompenzovaná varozita zánoží.....	34
2.8.3.2	Valgózní zánoží.....	35
2.8.3.3	Varózní předonoží.....	35
2.8.3.3.1	Kompenzované varózní předonoží.....	36
2.8.3.3.2	Nekompenzovaná varozita předonoží	37

2.8.3.4	Supinované předonoží	37
2.8.3.5	Valgózní předonoží	37
2.8.3.5.1	Flexibilní valgózní předonoží	38
2.8.3.5.2	Rigidní valgózní předonoží	39
2.8.3.6	Plantárně flektovaný I. paprsek	39
2.8.3.7	Pes equinus.....	41
2.8.4	Další klinické typologie a modely funkce nohy	41
2.8.4.1	Rotational Equilibrium Theory	42
2.8.4.2	Tissue Stress Model	42
2.8.4.3	Centre of Pressure Theory.....	43
2.8.4.4	Sagittal Plane Facilitation	43
2.9	Dynamická plantografie – RS Scan International footscan®	44
2.9.1	Technické parametry	44
3	CÍLE A HYPOTÉZY	46
4	METODIKA	47
4.1	Charakteristika testovaného souboru	47
4.2	Metoda měření	47
4.3	Průběh měření	47
4.4	Zpracování dat.....	48
4.5	Statistické zpracování dat.....	49
5	VÝSLEDKY	50
5.1	Vyjádření k hypotézám	63
6	DISKUZE	65
7	ZÁVĚR	80
8	SOUHRN	82
9	SUMMARY	84
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	86
11	SEZNAM ZKRATEK	94
12	SEZNAM GRAFŮ	95
13	SEZNAM TABULEK	96
14	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	97
16	PŘÍLOHA	98

1 ÚVOD

Noha je komplexní multisegmentální struktura, jejíž hlavní biomechanické funkce jsou absorpce nárazů při chůzi, udržování stability a pohyb vpřed a má funkční vztahy v rámci celého těla. Anatomická struktura, tvar, posouzení statické i dynamické funkce a měření parametrů chůze jsou podklady pro biomechanické zkoumání funkce nohy. Z anatomické struktury můžeme usuzovat na funkci a chování nohy ve statickém zatížení (De Cock et al., 2006).

V posledním půlstoletí došlo k významnému pokroku v poznání funkčních vztahů mezi jednotlivými klouby dolní končetiny a segmenty nohy během krokového cyklu. Začalo se upouštět od klasického dělení na vysokou, normální a plochou nohu. To je pouze anatomicky popisné a funkci je věnována jen okrajová část. Vznikly tak nové systémy funkční typologie nohy, ze kterých je dodnes na světě nejznámější typologie vytvořená Mertonem L. Rootem.

Důležitým principem dynamické funkce chodidla je vzájemné ovlivnění nastavení kloubů nohy. Během krokového cyklu se vyskytují rozdíly v timingu a rozsahu pohybů zánoží, na které funkčně navazují kompenzační mechanismy na úrovni předonoží. Vzájemné postavení předonoží vůči zánoží je podkladem pro určení klinického typu nohy. Pro každý tento typ je v literatuře popsáno fungování kompenzačních mechanismů, které danému typu nohy umožní co nejoptimálnější kontakt s podložkou.

Právě fungování těchto kompenzačních mechanismů bylo předmětem zkoumání mé diplomové práce. Z měření parametrů krokového cyklu jsme chtěli zjistit, zda má klinický typ nohy vliv na dynamické parametry stejné fáze krokového cyklu a dále ověřit platnost teoretických předpokladů fungování kompenzačních mechanismů.

2 SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1 Anatomické a funkční dělení nohy

Anatomickým termínem noha označujeme část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Ještě nedávno byla noha hodnocena jako jeden celek, v současném výzkumu se při měření používá nejméně komplex 2 až 3 segmentů. Z proximodistálního pohledu je tvořena 3 částmi – předonoží, středonoží a zánoží, jež jsou odděleny liniemi transversotalárního a tarzometatarzálního kloubu. Předonoží je tvořeno nártními kostmi a články prstů, středonoží (přední tarsus) se skládá z pěti tarzálních kostí (os cuboideum, os naviculare, tři osa cuneiformia), zánoží (zadní tarsus) tvoří dvě velké kosti – talus a kalkaneus. Užívá se také zjednodušené dělení, kdy transversotalární kloub odděluje zánoží (zadní tarsus) od předonoží (přední tarsus, metatarzy a prsty).

Dalším, z funkčního hlediska důležitým dělením, je rozdělení nohy na dva paralelní paprsky. Mediální, tvořen talem, os naviculare, osis cuneiformia a I. až III. metatarsem a příslušnými prsty; a laterální paprsek tvořený kalkaneem, os cuboideum a IV. a V. metatarsem a jejich prsty (Prior, n.d.). V zánoží stojí talus nad kalkaneem jako důsledek zastavené vývojové pronace (Vařeka & Vařeková, 2003). V distální části nohy byl vývoj pronatorního zkrutu dokončen a tudíž se v oblasti předonoží nachází metatarsy vedle sebe. Tento fakt vysvětluje rozdílné pohyby talu a kalkaneu při zatížení nohy (při zatížení kalkaneus více pronuje, zatímco talus spíše addukuje v transversální rovině) a také to, že je rozsah pohybů v transversotalárním kloubu kontrolován postavením v kloubu subtalárním.

2.2 Terminologie

Při popisu pohybů nohy se v literatuře setkáváme s nejednotným názvoslovím, které má svůj původ v problematice popsaného pronatorního zkrutu, kdy se původně dorsální části vývojově přesouvají ventrálně. Problém také činí výchozí „nulové“ postavení, kdy noha s bérce svírá úhel 90°. Jedna skupina autorů označuje pohyb dorsa nohy směrem k bérce jako flexi, jelikož dochází ke zkrácení délky celé končetiny oproti výchozímu postavení, jiná skupina autorů ten samý pohyb označuje jako extenzi. Pro přesné chápání se užívají pojmy plantární a dorsální flexe, které budu užívat i v této diplomové práci.

V odborných kruzích se neustále vedou diskuze na téma, kdy a jak používat pojmy supinace/pronace, inverze/evertze. Užívání těchto pojmů se v mnoha zdrojích liší, není ani vzájemná shoda, které termíny označují pohyb komplexní a které pohyb pouze ve frontální rovině. Autoři se také neshodli, které pojmy užívat, pracuje-li noha v uzavřeném respektive otevřeném kinematickém řetězci.

2.3 Ontogeneze nohy

2.3.1 Prenatální vývoj

Během prenatálního období probíhá vývoj skeletu dolní končetiny v proximodistálním směru. Chodidlo je rozpoznatelné již ve čtyřech a půl týdnech (Dungl, 2005), zárodky kloubů a tím daný vývoj postavení dolní končetiny jsou založeny během 4. týdne gravidity, vzájemný poměr kostí jako u dospělého jedince pozorujeme u embrya asi v 8. týdnu. Definitivní podoba kloubů se svalovou činností utváří v druhé polovině těhotenství, talus a kosti tarzu osifikují kolem 7. měsíce a později. Vývoj pokračuje i po narození díky koordinované činnosti svalů a zatěžování kloubů při lokomoci (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.3.2 Postnatální vývoj

Fyziologickým nálezem u kojenců jsou genua vara, zánoží je v lehkém varózním postavení, často se supinovaným předonožím. Je již založen základ nožní klenby, zatím však vyplněna tukovým polštářem. Zprvu je šterbina hlezenního kloubu orientována ve frontální rovině výrazně šikmo, během dalšího normálního růstu se osa hlezenního kloubu přesouvá více k horizontálnímu průběhu a tím přispívá ke stabilizaci podpůrného systému nohy. Hlavice talu a zadní část kalkanea musí během ontogenetického vývoje projít derotací, aby dosáhly normálního postavení. S nastupující vertikalizací dochází k pronaci předonoží, valgotizaci zánoží a k mírné valgotizaci kolenních kloubů. Kolem 2. roku života se formuje zřetelný mediální oblouk podélné klenby a v tomto věku fyziologická genua valga ještě podporují valgózní postavení zánoží. V tomto věku brané jako fyziologický nález. Kolem 6. roku při fyziologickém vývoji ustupuje valgozita kolenních kloubů i zánoží a obvykle dochází také ke konečné pronaci krčku talu, společně s předonožím (Vařeka & Vařeková, 2009). Dle Tiberia

(1988) je derotace dokončena okolo 8. - 9. roku života, do té doby nalézáme u mnoha dětí varózní postavení zánoží i předonoží.

Formování nohy během ontogenetického dozrávání ovlivňují 3 základní faktory: 1) genetické – vývoj tkání daný genetickým nastavením, 2) působení zevních sil – tíhová síla, statické a dynamické síly působící na tělo během lokomoce, 3) vnitřní síly – svalová aktivita řízená z CNS (Bronstein, Brandt & Woollancott, 1996).

2.4 Ontogeneze chůze

Aby dítě mohlo samostatně začít chodit, musí jeho organismus projít celou řadou vývojových stupňů, na jejichž vrcholu stojí právě vzpřímená lokomoce na dvou dolních končetinách. Na kvalitě a provedení předchozích stupňů záleží rozvoj synergických vazeb v organismu, vzájemné nastavení a propojení segmentů, které výrazně ovlivní pohybový stereotyp chůze. Vývojové mezníky v pohybu dítěte odráží zrání centrálního nervového systému, převážně kortikálních funkcí (Smidt, 1990).

Dítě začíná vertikalizovat ve 4. trimenonu. Příprava na stoj začíná již dříve, v 8. a na začátku 9. měsíce nárokem v poloze na čtyřech a ve vysokém kleku. Postupně se uvolňuje jedna dolní končetina a dostává se do nároku, do flekčního postavení s oporou o chodidlo. Dítě pak vzpřimuje oporou o dlaně, jde do hlubokého dřepu a následně vertikalizuje do stoje. Variantou je také vertikalizace přes šikmý sed (Kolář et al., 2009). Jako samostatnou chůzi označujeme pohyb, kdy je dítě schopno z volného stoje zahájit chůzi, zastavit se a otočit. Do té doby je chůze přirovnávána spíše k permanentnímu pádu, kdy dítě „stíhá padající těžiště“ (Vařeka, 2002). Zpočátku dítě kontaktuje podložku pouze předonožím či prsty, tzv. digitigrádní chůze. Během prvních měsíců se kvalita zlepšuje, narůstá frekvence a délka kroků, snižují se oscilace hlavy a trupu a postupně mizí rigidní držení horních končetin a začínají se synkineticky zapojovat do stereotypu. Okolo 15.-16. měsíce pozorujeme počátek koordinace a plynulosti pohybů. Ve 3 letech vymizí bederní lordóza, dítě by mělo být schopno vzpažit a plně supinovat ruku a předloktí (Vojta, 1993). Test vzpažení horní končetiny nad horizontálu používá Kolář (2001) u dětí s mozkovou obrnou jako ukazatel, zda bude dítě po případné korekční operaci nohou schopno chodit. Vzpažení horní končetiny vyžaduje dynamickou stabilizaci lopatky, která není možná bez kvalitního posturálního zabezpečení trupu, jenž je nezbytný pro bipedální lokomoci. Mezi 18.-24.

měsícem začínají děti kontaktovat podložku patou, ale výraznější dorsální flexi v hlezenním kloubu nepozorujeme dříve než ve 2 letech dítěte. Ve dvou letech ještě dítě nekonstantně odvíjí palec nohy, rychlost a rytmus chůze jsou proměnlivé. Ve 14.-16. měsíci je dítě schopno vykonat několik souvislých kroků v prostoru z vlastní iniciativy, jedná se o tzv. sociální bipedální chůzi (Vojta & Peters, 2010). Ve třetím roce je již zvýšená kontrola svalů v oblasti pánve, pozorujeme dokonalejší rovnováhu ve fázi kroku i stoje. Dítě již jde pravidelným rytmem, výška i délka kroku jsou konstantní, palec se odvíjí od podložky. Okolo 4. roku, kdy dozrává funkce CNS pro hrubou motoriku, odpovídá již koordinace dospělé chůzi, ovšem po dobu růstu a větších hormonálních změn, zhruba do 12. roku věku, přetrvávají vyšší energetické nároky (Kolář, 2001; Kolář et al. 2009). Ve vývoji chůze sledujeme pět hlavních prvků, které značí zdravý vývoj: prodloužení doby stoje na jedné dolní končetině, rychlost chůze, kadence, délka kroku a poměr pohybu pánve k rozsahu pohybu hlezenního kloubu (Sutherland et al., 1988). Veškerý vývoj hybnosti je zpravidla ukončen až kolem 25. roku života (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2001).

2.5 Posturální funkce nohy

Noha je nejdůležitější součástí systému posturální stability v bipedálním stoji. Je to segment, který přímo kontaktuje podložku a přenáší tíhovou sílu těla a reakční sílu podložky. Je významným zdrojem proprioceptivních a exteroceptivních informací pro CNS. Noha se také svými svaly a jejich souhrami podílí na generaci sil aktivně korigujících oscilace těla ve stoji.

2.6 Nožní klenba

Nožní klenba je výsledkem vývojově daného pronatorního zkrutu, kdy v oblasti zánoží stojí kosti vertikálně talus nad kalkaneem a v oblasti metatarsů a prstů byl vývoj dokončen a segmenty jsou ve vzájemném horizontálním postavení. Z hlediska statiky je nožní klenba útvar, který přenáší zatížení dále na pilíře. Ve vrcholu klenby je tzv. klenák, jenž má zásadní význam pro stabilitu celé konstrukce. Klenba se skládá ze tří hlavních oblouků (vnitřní, zevní, příčný) sbíhajících se do tří pilířů, které se opírají o podložku v místě hlavičky I. a V. metatarsu a v dorsální části kalkanea (Kapandji, 1987). Tento model je již překonaný, ale stále se užívá pro svoji popisnost.

Podélné klenutí nožní klenby je ohraničeno mediálním a laterálním obloukem, mezi kterými probíhá řada dalších dílčích oblouků. Ve zjednodušeném modelu redukuje se na 5 oblouků, odpovídajících jednotlivým metatarsům. Paprsek I. metatarsu (mediální oblouk) je nejvyšší a svírá s podložkou největší úhel a během lokomoce i stoje je vystaven největšímu zatížení. Mediální oblouk je tvořen pěti kostmi, distoproximálně následují I. metatars (podložky se dotýká pouze hlavička), os cuneiforme mediale (nedotýká se podložky), os naviculare (tvoří nejvyšší bod a je klenákem), talus (přenáší síly z vyšších etáží na klenbu), kalkaneus (kontakt s podložkou je hrbolem patním). Laterální oblouk se rozkládá mezi hlavičkou V. metatarsu a výběžky kalkanea. Tvoří jej tři kosti – V. metatars (opěrným bodem je hlavička, která je také bodem opory pro přední oblouk), os cuboideum (nedotýká se podložky) a kalkaneus (opora o podložku je tvořena výběžky kalkanea). Kapanji (1987) uvádí, že laterální oblouk je vysoký pouze 3 - 5 mm a za fyziologických podmínek jsou tkáně, které jej vyplňují, v kontaktu s podložkou. Příčné klenutí se nachází v celé délce nohy, je tvořeno řadou dílčích oblouků, jejichž tvar a stavba závisí na konkrétní úrovni. Střední oblouk v úrovni osa cuneiformia je tvořen právě těmito kostmi a os cuboideum, které je v kontaktu s podložkou. Klenákem je os cuneiforme intermedium, spolu s II. metatarsem tvořící podélnou osu nohy. Zadní oblouk najdeme v oblasti os naviculare a os cuboideum. Přední oblouk je rozložen mezi hlavičkami I. a V. metatarsu, které jsou v kontaktu s podložkou svými sezamskými kůstkami. Je vyplněn měkkými tkáněmi, kontaktujícími podložku (Kapandji, 1987; Vařeka, 2003; Vařeka & Vařeková, 2009).

Při zatížení nohy dochází k vzájemnému složitému posunu jednotlivých segmentů. Dojde k oploštění mediálního oblouku klenby, pronaci zánoží a relativní supinaci a abdukci předonoží vůči zánoží. Distální část kalkaneu a baze I. metatarsu klesají k podložce. Kalkaneus klesá k podložce a také se relativně posunuje dorzolaterálně po klesajícím kalkaneu, os naviculare klesá, ale zároveň stoupá po klesající hlavici talu, kuneonavikulární a kuneometatarsální klouby se otevírají směrem k podložce. Laterální oblouk se také oplošťuje. Klesá distální část kalkanea, os cuboideum i V. metatars a kalkaneokuboidní a kuboideometatarsální klouby se otevírají směrem dolů. Přední oblouk se oploští a rozšíří, metatarsy se vzdalují od střední osy tvořené II. metatarzem. Komplexně se celé zánoží posune do addukce, pronace a malé flexe, talus a laterální tuber kalkanei se posunou mediálně. Předonoží se sune do

pronace vzhledem ke svému výchozímu postavení, ovšem méně než zánoží. Tudíž se vzhledem k zánoží dostává předonoží do abdukce, extenze a supinace. Výsledkem celého pohybu je torze v transverzotarzálním kloubu. Tento mechanismus je různě modifikován v závislosti na funkčním typu nohy (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

Integrita nožní klenby závisí na vzájemné konfiguraci kostí a kloubů nohy a na napětí vazů, spojujících jednotlivé elementy. Kolář (2006) říká, že každý kloub má daný vzor a jeho funkce má formativní vliv na strukturu. V odborné literatuře najdeme velmi rozdílné, až protichůdné, názory na význam svalů. Skupina autorů tvrdí, že funkce svalů (zmiňují se především o m. peroneus longus, m. tibialis posterior et anterior a m. flexor hallucis longus), které mají vliv na klenbu nožní, jsou nezastupitelné ve své funkci a nemůže je nahradit žádná mechanická pomůcka. Jiní autoři uvádí, že peroneální svaly zastupují pouze asi 20 % zatížení a že normální stav podélné klenby zabezpečuje elasticita ligament s plantární aponeuózou a aktivní působení svalů. Mediální oblouk je taktéž držen převážně ligamentózním aparátem, tvarem kostěných struktur, ale hlavní roli hraje plantární aponeuróza. Kapandji (1987) uvádí, že vazy jsou samy o sobě schopny krátkodobě udržet nožní klenbu. Dle něj vazy drží ve chvílích silného statického zatížení, svaly spíše v dynamickém. Smith, Weiss a Lehmkuhl (1996) ve své práci potvrzují fakt, že svalová aktivita výrazně podpoří klenbu nožní, je-li narušena funkce kostí a vazů, která časem vede k přetížení vazů a následné hypermobilitě kloubů. Selže-li svalový aparát, vazy jsou přetížené a klenba se zhroutí. Morton (in Véle, 1997) tvrdil, že svaly se aktivují v případě, kdy zatížení přesáhne hranice strukturální a vazivové stability. Tuto tezi potvrdil Basmajian EMG měření. Ve stoji a klidném stoji tedy není patrna žádná nebo jen malá aktivita svalů nohy. Aktivují se například až v odrazové fázi krokového cyklu. U strukturálně oslabené nohy ovšem zřejmě dochází k aktivaci svalů i během klidného stoje, aby mohl být udržen normální tvar nohy (Véle, 1997). Souhrnně můžeme říci, že na udržení integrity klenby se podílí čtyři faktory – kosti, vazivové struktury a svaly, řízené CNS (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2003, Vařeka & Vařeková, 2009).

Svalová aktivita je důležitá pro udržení integrity nožní klenby především během ontogeneze, kdy se působením vnitřních a vnějších sil (tahové síly svalů, tíhová síla) formují podpůrné elementy – kosti a vazy. Po ukončení osifikace nohy se zvýší tuhost

spojení kostí, tím pádem k omezení pohyblivosti a význam svalové aktivity pro integritu nožní klenby klesá. Důležitý se stává opět ve chvílích, kdy dojde k poruše funkce vazů nebo kostí úrazem či poruchou ontogenetického vývoje, kdy může být část nohy v nestandardním postavení. Jsou přetěžovány jiné vazy a do funkce nohy jsou nadměrně zapojovány svaly, jejichž neekonomická práce po čase ústí v přetížení a poruchu funkce. Nedojde-li ke korekci vadného postavení, deformita se fixuje, stává se rigidní a změněné postavení se přenáší do vyšších etáží – kolena, kyčle, pánve, páteře s jejich postupným přetěžováním (Vařeka & Vařeková, 2003, Vařeka & Vařeková, 2009).

2.7 Dynamická funkce nohy při chůzi

2.7.1 Krokový cyklus

Bipedální či bipední (v literatuře najdeme oba pojmy) chůze je elementárním prvkem lidské lokomoce. Chůzi můžeme definovat jako rytmický, vzájemný pohyb dolních končetin, kdy je vždy jedna noha v kontaktu s podložkou (Rose & Gamble, 2006). Krokový cyklus je definován jako časový interval mezi dvěma následnými cyklicky se opakujícími událostmi (Whittle, 2007). Samotnou chůzi dělíme na 3 části: zahajovací fázi, cyklickou fázi a fázi ukončení. V cyklické fázi vykonává dolní končetina základní jednotku, kterou je krok (*step*) a dvojkrok (*stride*) a tyto opakované pohyby shrnujeme pod pojem krokový cyklus. Každý krok začíná noha jako flexibilní struktura, kopírující a přizpůsobující se podložce a dokončuje jej jako rigidní páka, přes kterou je přenášena hmotnost celého těla vpřed (Dungl, 2005). Krokový cyklus (*gait cycle*, *GC*) má 2 hlavní fáze – švihovou (*swing phase*) a opornou (*stance phase*). Švihová fáze začíná odlepením palce dané dolní končetiny, končí dotekem paty stejné dolní končetiny s podložkou. Oporná fáze trvá právě od dotyku paty s podložkou dané končetiny do odlepení palce téže končetiny od podložky. Vyjádření krokového cyklu v procentech značí dobu od prvotního kontaktu podložky a dalšího kontaktu podložky tou samou končetinou – 0 % představuje první kontakt, 100 % značí následující počáteční kontakt. Podle většiny autorů (Trew & Everett, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007) zabírá švihová fáze asi 40 % krokového cyklu, oporná fáze asi 60 %. Vaughan (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992) tento poměr upřesňuje na 62:38. Perioda dvouoporové fáze (*double support*, *DS*), kdy jsou současně obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou, trvá 12 % krokového cyklu. Whittle (2007) rozlišuje končetinu

vedoucí (*leading leg*), která byla právě položena na podložku a končetinu, která se právě chystá odlepit od podložky jako následující (*trailing leg*). Během švihové fáze se švihová končetina chová jako kyvadlo, jehož pohyb je dán setrvačností segmentu. Chce-li člověk změnit rychlost chůze, musí se změnit rychlost švihové dolní končetiny v průběhu švihové fáze, tedy na začátku zrychlit pohyb, ke konci naopak zbrzdít (Gage, 1991).

Fáze dvojí opory má část iniciální a terminální. V iniciální se hmotnost přesunuje z kontralaterální na ipsilaterální dolní končetinu a v terminální fázi právě z ipsilaterální na kontralaterální dolní končetinu (Kirtley, 2006). Poměr oporné ku švihové fázi se mění z přechodu chůze do běhu a při běhu je nulová (Pribut, 2012).

Stojná a švihová fáze se dále dělí na jednotlivé subfáze, které se v pojetí mnohých autorů liší názvem, nicméně časově jsou relativně ekvivalentní.

V literatuře nejčastěji najdeme toto časové dělení krokového cyklu (Bronstein, Brandt & Woollancott, 1996; DeLisa, 1993; Perry & Burnfield, 2010):

Stojná fáze:

1. Initial contact (počáteční kontakt) – 0 % GC
2. Loading response (fáze zatěžování) – 0 – 10 % (0 – 12 %) GC
3. Mid-stance (mezistoj) – 10 – 30 % (13 – 30 %) GC
4. Terminal stance (konečný stoj) – 30 – 50 % (31 – 49 %) GC
5. Pre-swing (předšvihová fáze) – 50 – 60 % (50 – 62 %) GC

Švihová fáze:

1. Initial swing (počáteční švih) - 60 – 73 % (63 – 74 %) GC
2. Mid-swing (mezišvih) - 73 – 87 % (75 – 87 %) GC
3. Terminal swing (konečný švih) – 88 – 100 % GC

Whittle (2007) rozděluje krokový cyklus takto:

1. Initial contact (počáteční kontakt) – začátek přenášení váhy na stojnou končetinu
2. Loading response (reakce na zatížení) – přenášení váhy v období první dvojí opory, tedy mezi počátečním kontaktem jedné a odlepením palce druhé dolní končetiny
3. Opposite toe off (odlepení druhostranného palce) – palec druhostranné končetiny ztrácí kontakt s podložkou, je to konec první fáze dvojí opory a začátek mezistoje
4. Midstance (střed stojné fáze) – období mezi odlepením palce švihové a zvednutím paty stojné dolní končetiny
5. Heel rise (zvednutí paty) – pata stojné končetiny se začíná odlepovat od podložky, přechodné stádium mezistoje a koncového stoje
6. Opposite initial contact (druhostranný počáteční kontakt) – pata druhostranné končetiny je v kontaktu s podložkou, začátek druhé fáze dvojí opory
7. Toe off (odlepení palce) – palec stojné končetiny ztrácí kontakt s podložkou, rozhraní oporové a švihové fáze, odděluje fázi předšvihů a počátečního švihu
8. Feet adjacent (přilehlé chodidlo) – chodidlo švihové dolní končetiny prochází okolo stojné končetiny, končetiny se míjejí, přechod z počátečního švihu v mezišvih
9. Tibia vertical (tibia vertikálně) – tibia švihové končetiny je ve vertikálním postavení, odděluje mezišvih a koncový švih

Tyto jednotlivé fáze rozdělují krokový cyklus do devíti period, přičemž šest z nich se odehrává ve stojné fázi (oporové), kdy je chodidlo v kontaktu se zemí a tři z nich se odehrávají ve švihové fázi, kdy jde noha dopředu a není v kontaktu s podložkou (Whittle, 2007).

Sutherland et al. (1998) dělí krokový cyklus na stojnou fázi (*stance phase*) a švihovou fázi (*swing phase*), které dále dělí na následující subfáze.

Stojná fáze:

1. počáteční dvojoporová fáze (*initial double support*)
2. jednooporová fáze (*single limb stance*)
3. druhá dvojoporová fáze (*second double support*)

Švihová fáze:

1. počáteční švih (*initial swing*)
2. mezišvih (*mid-swing*)
3. konečný švih (*terminal swing*)

Uvedené názvosloví vychází z prací Vaughana (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992) a Perry (2010). Oporná fáze (*stance phase, StP*) začíná kontaktem paty s podložkou (*heel strike, HS/initial contact, IC*), následuje období postupného zatěžování (*loading response, LR*), které vrcholí kontaktem celé plosky (*foot flat, FF*). Následuje období střední opory (*midstance, MS*), které zakončuje odlepení paty (*heel off, HO*). Pohyb vpřed zahajuje období aktivního odrazu (*active propulsion, AP/terminal stance, TS*), dalším obdobím je pasivní odlepení (*preswing, PS*), zakončené zvednutím špičky (*toe off, TO*). Dále končetina přechází do fáze švihové (*swing phase, SwP*) zahájené obdobím zahájení švihu (*initial swing, IS/acceleration, A*), dále obdobím středního švihu (*midswing, MSw*) a obdobím ukončení švihu (*terminal swing, TSw/deceleration, D*).

Janda (in Kolář, 2009) nahlížel na chůzi podle kloubu dolní končetiny, kde se při chůzi odehrává hlavní a nejvýraznější pohyb konající posun těla vpřed. Podle tohoto dělení rozlišuje variace chůze proximální, peroneální a akrální. Ovšem, jak sám Janda udává, vzhledem k velké variabilitě anatomicko-morfologických struktur každého jedince a originalitě v individuálním ontogenetickém vývoji jsou tyto typy chůze orientační. V klinické praxi se běžně setkáváme s mnoha jinými kvalitami a stereotypy chůze.

Proximální (kyčelní) – hlavní pohyb dolních končetin je vykonáván v kyčelních kloubech, dochází k malému odvinování chodidla. Dominantní svaly jsou flexory kyčelního kloubu, které bývají přetížené až zkrácené.

Peroneální – pro chůzi tohoto typu je charakteristická výraznější flexe v kolenních kloubech, vnitřní rotace v kyčelních kloubech a everze nohy.

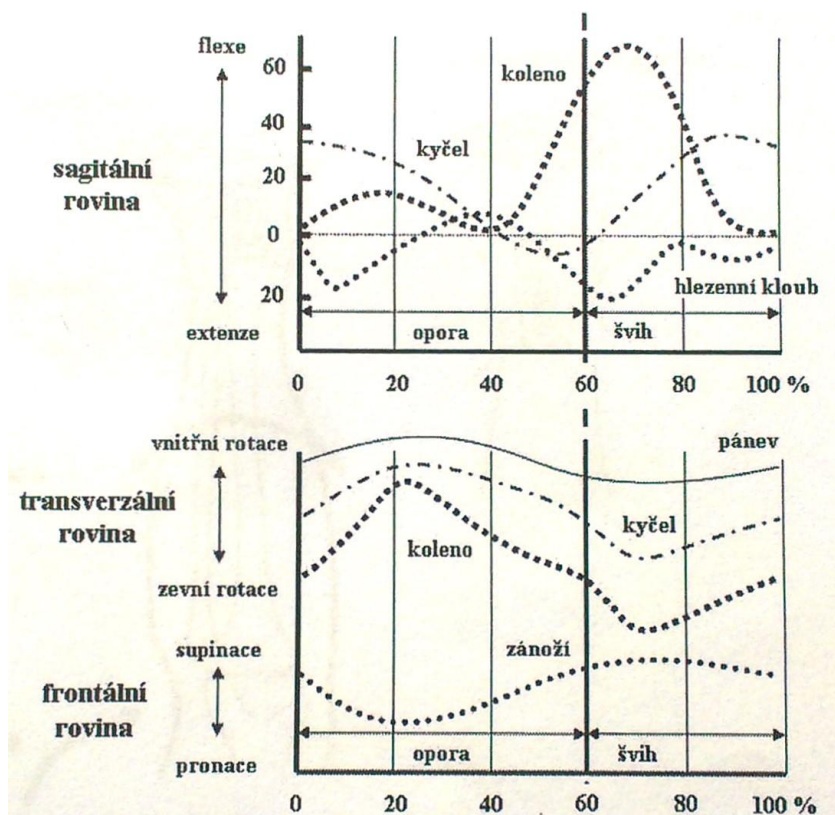
Akrální – u tohoto typu pozorujeme výrazné odvinování chodidla a je zvětšená plantární flexe nohy během terminální stojné fáze kroku. Dominantní svalovou skupinou jsou plantární flexory nohy a prstů. Pohyb odehrávající se v kyčelním kloubu je minimální. Osoba s tímto typem chůze má nápadně větší posun těžiště těla ve vertikálním směru.

2.7.2 Kinematika krokového cyklu

Přestože základní charakteristiky a principy lidského krokového cyklu jsou u různých osob podobné, nalézáme zde mnoho odlišností v kvalitativním a kvantitativním vyjádření, které jsou způsobeny velkou interindividuální variabilitou. Z již provedených výzkumů víme, že korelace mezi okamžikem maximální pronace (resp. supinace) zánoží a vnitřní (resp. zevní) rotací bérce je významná výrazná při běhu, ovšem při zkoumání chůze je korelace nižší. Také můžeme pozorovat, že k maximální vnitřní rotaci dochází dříve (17 % doby fáze opory) při chůzi než při běhu (37 % doby fáze opory) a zánoží také zůstává déle pronované v porovnání chůze s během. Z výzkumu tedy pro chůzi vyplývá, že zatímco zánoží je stále v everzi, bérce již je rotován zevně. Jako příčina je uváděn např. vzájemný pohyb tibie a talu, který nebyl do analýzy zahrnut. Dalším vysvětlením mohou být různé klinické typy nohou, jež zatím nebyly zohledněny. Variabilitu, která je podložena vědecky ovšem můžeme pozorovat u strukturálně odlišných nohou, např. vývojem anteverzního krčku femuru, průběhem osy subtalárního kloubu atd. Krokový cyklus je tímto charakteristický pro každého jedince a lze jej využít např. i v kriminalistice k identifikaci osob.

Analýzu krokového cyklu ovlivňuje také řada intraindividuálních faktorů, vnitřních, jako je únava a psychický stres, tak vnějších daných kvalitou povrchu, osvětlením atd.

Načasování pohybů v hlavních kloubech dolní končetiny je znázorněno na obrázku 1.



Obrázek 1 Kinematika krokového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009)

2.7.2.1 Oporná fáze

2.7.2.1.1 Období postupného zatěžování

Oporná fáze krokového cyklu je zahájena dopadem paty na podložku, tedy obdobím postupného zatěžování. Hlezenní kloub je v pozici dorsiflexe a dochází k pasivnímu přechodu k neutrální poloze, až do plantární flexe, kdy se ploska nohy dostává do kontaktu s podložkou. Subtalární kloub v této fázi přechází z výchozí pozice supinace do pronace. Tento děj je vyvolán kontaktem laterálního výběžku hrbolku patní kosti a maxima dosahuje přibližně ve 14 % GC. V tranzverzotalárním kloubu, vzhledem k pronujícímu zánoží, dochází k relativní supinaci předonoží okolo longitudinální osy. Vztaženo k podložce předonoží také pronuje, vůči zánoží je ale pronace výraznější. Vzájemný popsáný pohyb předonoží vůči zánoží umožňuje pohyb kolem dlouhé osy tranzverzotalárního kloubu. K supinaci kolem podélné osy přispívají svou aktivitou také svaly brzdící pasivní plantární flexi – m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus a m. extenzor hallucis longus. Pronace v subtalárním kloubu zároveň způsobuje addukci talu a vnitřní rotaci bérce, tzv. pantový mechanismus, jenž vyvolává flexi v kolenním kloubu, který byl do chvíle kontaktu paty v téměř plné extenzi (Rose & Gamble, 2006; Trew & Everett, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

Pronace v subtalárním kloubu a relativní supinace tranzverzotalárního kloubu se projeví snížením stability a zvětšením volnosti pohybu právě v tranzverzotalárním kloubu. Tento jev umožňuje přizpůsobení plosky nohy povrchu. Na tlumení nárazů má velký podíl pohyb dolní končetiny z flektovaného kolenního kloubu, plantárně flektovaného hlezenního kloubu s pronovaným zánožím do oporné fáze, kdy antagonistické svaly tohoto pohybu pracují proti v excentrické kontrakci (Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.7.2.1.2 Období střední opory

Jakmile dosáhne noha plného kontaktu s podložkou, nastává období střední opory. Hlezenní kloub se na začátku tohoto období nacházel v pozici mírné plantární flexe, během fáze přechází do dorsiflexe, v subtalárním kloubu začíná kolem 40 % GC docházet k supinaci vlivem přenosu zatížení na předonoží a odlehčením paty. Přenos zatížení probíhá po laterálním okraji nohy, od paty k hlavičce V. metatarsu.

V I. metatarsofalangeálním kloubu dochází k dorsiflexi a začíná se uplatňovat tzv. kladkový mechanismus plantární aponeurózy. Mediální část je při pohybu pod větším napětím a následkem toho dochází k supinaci kalkaneu. Není zřejmé, zda touto pohybu napomáhá také zevní rotace bérce (tzv. pantový mechanismus), ke které dochází při extenzi kolene a dále není zřejmý vliv supinačního tahu m. triceps surae. V transverzotalárním kloubu můžeme pozorovat relativní pronaci. Jeho zatížená hrana nedovolí sledovat zánoží do supinace a dochází tak k uzamčení kalkaneokuboidního kloubu. Na základě těchto principů se maximálně zpevní transverzotalární kloub, přední tarsus je navíc držen aktivitou m. tibialis posterior a m. peroneus longus. Noha se stává pevným segmentem, toho dolní končetina využije pro pevný odraz pomocí m. triceps surae, navíc, je-li noha zatížena na předonoží více mediálně, působí tah m. triceps surae na delší a účinnější rameno páky pata – hlavička I., resp. II. metatarsu (Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009).

Kolení kloub zahajuje extenzi, jenž je provázena zevní rotací bérce a abdukci talu, což je ve shodě s výše popsanou supinací subtalárního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.7.2.1.3 Období aktivního odrazu

V období aktivního odrazu probíhá v hlezenním kloubu aktivní plantární flexe působením aktivity lýtkových svalů. Jejich vlivem také pokračuje supinace subtalárního kloubu. Výše popsanými mechanismy se uzamkne transverzotalární kloub a působí jako pevná páka pro tah m. triceps surae. Kolení kloub dosahuje maximální extenze v rámci krokového cyklu, což jsou ve skutečnosti asi 3° flexe a poté zahajuje pohyb do flexe (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.7.2.1.4 Období pasivního odlepení

V období pasivního odlepení pokračují předchozí jevy – plantární flexe v hlezenním kloubu, supinace subtalárního kloubu, pronace kolem longitudinální osy v transverzotalárním kloubu a flexe kolenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.7.2.2 Švihová fáze

Švihová fáze začíná okamžikem odlepení špičky nohy, tj. obdobím počátečního švihu. Hlezenní kloub na začátku pokračuje pohybem do plantární flexe, během období středního švihu se nachází v neutrálním postavení, dále přechází do dorsální flexe a na konci pohybu se nachází opět v neutrálním postavení, připraven na kontakt s podložkou. Subtalární kloub v průběhu švihové fáze funguje v otevřeném řetězci. Kalkaneus se nejprve vlivem aktivity m. extensor digitorum longus dostává do pronace, před zahájením kontaktu s podložkou ale supinuje díky aktivitě m. tibialis anterior. Stejně pohyby se dějí i v transverzotálním kloubu, který se nachází v pronaci a před kontaktem supinuje. Kolenní kloub pokračuje pohybem do flexe, v polovině švihové fáze přechází do extenze (Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

2.7.3 Kinetika krokového cyklu

Podle Newtonových zákonů lze pohyb vyvolat jedině působením síly. Ze třetího Newtonova zákona akce a reakce vyplývá, že každá dvě tělesa na sebe působí vzájemně stejně velkými silami opačného směru. Lidská lokomoce je typicky pedální lokomocí, tzn. hlavní práci pro přesun vykonávají svaly končetin. Bipedální chůzi člověka charakterizují vnitřní a vnější síly. Jako vnitřní to jsou síly svalů dolních končetin, případně také elasticita a jako vnější zahrnujeme reakční sílu podložky, setrvačnost a tíhovou sílu. Vnitřní síla, tj. síla svalů sama o sobě není schopna vyvolat lokomoční přesun, pouze mění vzájemnou polohu segmentů, pohyb systému v prostoru tedy zajišťují pouze vnější síly. Mluvíme hlavně o reakční síle podložky, která vzniká jako reakce síly svalů působících v uzavřeném kinematickém řetězci mezi podložkou a těžištěm těla. Tato síla není na celé plosce nohy stejná, soustředí se do dvou hlavních oblastí: pod patu a metatarsofalangeální klouby (Kirtley, 2006). Síla svalů tedy vyvolává lokomoční pohyb prostřednictvím reakční síly podložky. Ve švihové fázi pracují svaly v otevřeném kinetickém řetězci a udělují volným segmentům svou aktivitou zrychlení při pohybu. Nepřispívají tím k momentu hybnosti těžiště těla, ale ovlivňují např. frekvenci kroků a podílejí se na rovnovážných reakcích.

V oporné fázi má reakční síla podložky na klouby rotační účinky, tzv. moment síly. Směr rotačního účinku závisí na poloze kloubu vzhledem k vektoru reakční síly.

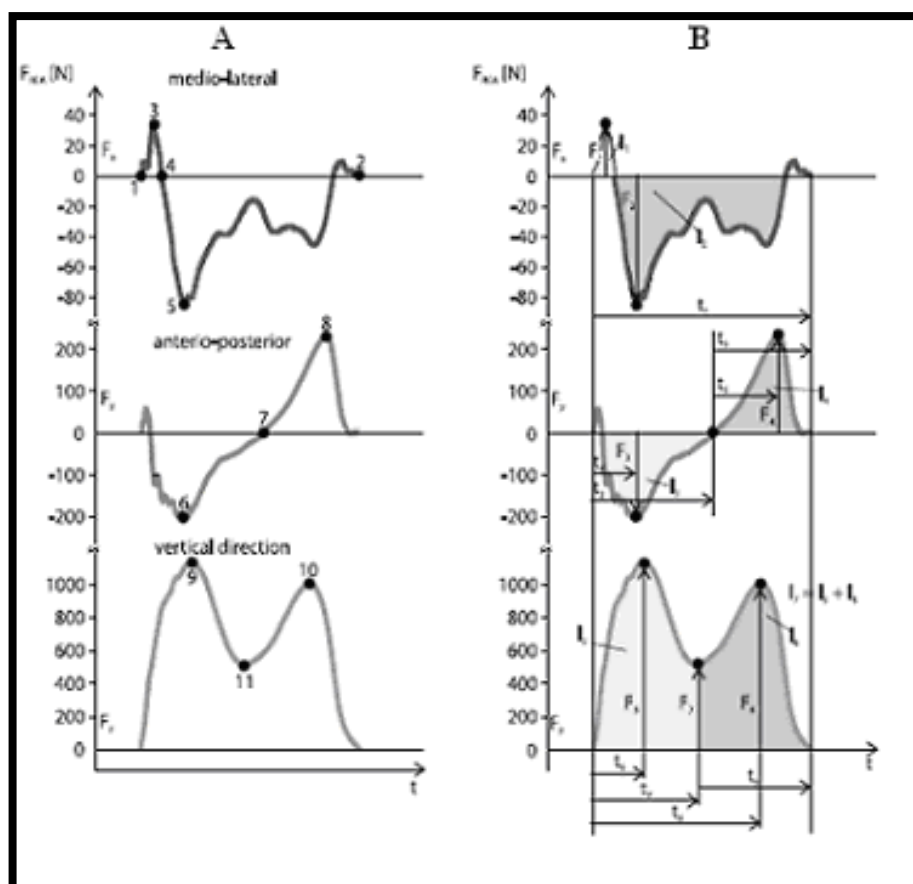
Účinek reakční síly jako vnější síly, vyvažuje působení vnitřních sil na daný kloub. Toto protipůsobení je důležité, jinak by mohlo dojít ke zhroucení postury (Perry & Burnfield, 2010).

2.7.3.1 Reakční síly podložky

Reakční sílu můžeme měřit pomocí dynamografických plošin, v nichž jsou zabudovány senzory tak, aby mohly měřit vertikální a horizontální (antero-posteriorní a mediolaterální) komponenty reakční síly. Pomocí získaných dat lze popsat vektor reakční síly devíti veličinami – působiště vektoru, tzv. centre of pressure (COP), které popisujeme třemi prostorovými souřadnicemi x , y , z a dále můžeme vektor reakční síly rozložit do tří komponent označených jako F_x (mediolaterální komponenta), F_y (anteroposteriorní komponenta), F_z (vertikální komponenta) a nakonec navzájem kolmé momenty síly označené jako M_x , M_y a M_z (Gage, 1991; Perry & Burnfield, 2010; Robertson et al., 2004; Smidt, 1990). Rozložení sil a jejich grafické znázornění ukazuje obrázek 2.

2.7.3.1.1 Moment síly

Z vektoru reakční síly, kinematických a antropometrických parametrů můžeme získat moment síly, který vzniká v kloubu. Moment síly má obecně rotační charakter, který musí být korigován tahem vazů a silou svalů. Pro směr rotačního účinku síly v sagitální rovině je zásadní, zda se v danou chvíli nachází před nebo za kloubem.



Obrázek 2 Složky reakční síly, A – klíčové body, B – grafické znázornění časových a silových proměnných (Vaverka & Elfmark, 2006)

2.7.3.1.2 Vertikální komponenta reakční síly

Vertikální komponenta reakční síly F_z dosahuje u normální chůze rychlostí přibližně $1,67 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ maxima 100-120 % tíhové síly těla ve zhruba 25 % trvání stojné fáze, což znázorňují dva vrcholy grafu (Obrázek 2). V průběhu pokládání plosky na podložku vertikální komponenta reakční síly F_z klesá. Při odvíjení paty se opět F_z zvětšuje a pak postupně klesá až do odvinutí prstů nohy. Tato maxima označujeme jako aktivní vrcholy. Na začátku stojné fáze často zaznamenáváme tzv. pasivní vrchol, který je způsoben silným nárazem paty při kontaktu s podložkou. Pasivní vrchol trvá 10-20 ms (Smidt, 1990; Whittle, 2007). První aktivní vrchol udává zatížení v iniciální fázi dvojí opory, kdy síla působící na podložku rapidně vzroste ve vertikálním směru. Sutherland et al. (1988) popisují první vrchol vertikální složky reakčních sil mezi 12-

16 % krokového cyklu a většinou dosahuje do 120 % tělesné hmotnosti. Působící síla, která dosahuje hodnot asi 80 % tělesné hmotnosti, se objevuje okolo 30 % krokového cyklu a nastává tzv. mid-stance „žlab“, kdy je těžiště ve svém nejvyšším bodě. Pokles zatížení se děje v důsledku švihu kontralaterální dolní končetiny, která tak odlehčí opornou dolní končetinu. Druhý aktivní vrchol reakčních sil pozorujeme mezi 40-50 % krokového cyklu. Druhý vrchol znázorňuje sílu v konečné fázi opory, kdy síla vzroste vlivem vertikálního zrychlení. Poté vertikální síla rapidně klesá, asi v 50 % krokového cyklu, v době dvojité opory a hmotnost je přenášena na druhou končetinu (Smidt, 1990).

Vertikální složka reakční síly je ovlivněna rychlostí chůze. Druhý vrchol je zhruba stejně vysoký při pomalejší chůzi, kdežto při rychlejší chůzi bývá nižší. Při chůzi pomalejší než $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ se snižuje vertikální zrychlení, a tím se sníží i oba vrcholy grafu. Naopak při rychlé chůzi se prohlubuje snížení mezi vrcholy a dané vrcholy se zvyšují. Zatížení při běhu způsobí, že maximum síly dosahuje přibližně 2,5 násobku tělesné hmotnosti. Patologické změny na dolní končetině se projeví změnou křivky v grafickém vyjádření reakční síly (Perry & Burnfield, 2010; Kirtley, 2006).

2.7.3.1.3 Horizontální komponenty reakční síly

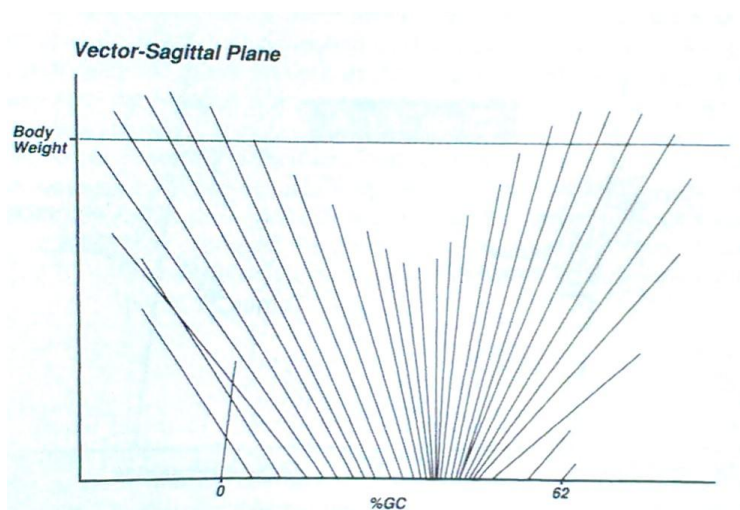
Jako horizontální komponenty označujeme dvě složky reakční síly – F_x , také mediolaterální komponenta F_{REAML} a F_y , antero-posteriorní komponenta F_{REAAP} . V porovnání s vertikální složkou reakční síly, jsou velikosti těchto sil menší (Obrázek 2).

Mediolaterální komponenta reakční síly F_x se vztahuje k rovnovážným reakcím během stojné fáze krokového cyklu. Její velikost je méně než 10 % tíhové síly. V mediálním směru dosahuje při iniciálním kontaktu asi 8 % tíhové síly. Laterální složka dosahuje vrcholu v terminální fázi stoje a má velikost až 7 % tíhové síly. Při jednooporové fázi se mění směr vektoru komponenty F_x v laterální. Mediolaterální složka F_y je při chůzi nejvíce variabilní parametr, z hlediska velikosti i charakteru křivky. Interindividuálně závisí velikost a směr F_x na rotaci bérce a na inverzním nebo everzním postavení předonoží při kontaktu s podložkou (Perry & Burnfield, 2010).

Antero-posteriorní komponenta reakční síly F_y odpovídá asi 23 % tíhové síly (Perry & Burnfield, 2010). Od začátku se zvětšuje dorsálním směrem. Dorsální směr vektoru má negativní hodnotu a znamená tak působení vektoru ve smyslu zpomalování rychlosti pohybu těla. Během fáze střední opory vektor F_y mění směr působení na ventrální a hodnoty dosahují stejných, ale pozitivních hodnot. Graf má tedy tvar sinusoidy, přičemž v první polovině stojné fáze se nachází v záporných hodnotách, jelikož dochází k deceleraci, v druhé polovině jsou hodnoty kladné, protože dochází k propulzi. Amplituda by při normální chůzi měla mít stejné hodnoty na obou stranách křivky (DeLisa, 1993).

V iniciálním kontaktu narůstá v důsledku zatížení končetiny brzdná složka antero-posteriorní komponenty a dosahuje maxima na konci fáze postupného zatížení. Ve fázi mezistoje je velikost složky antero-posteriorní komponenty minimální až do okamžiku před odlepením paty. Výrazný nárůst velikosti posteriorní složky se vyskytuje během celé konečné fáze stoje (Perry & Burnfield, 2010).

Směr a působiště vektorů reakčních sil v 10-ti milisekundových intervalech znázorňuje tzv. butterfly diagram (Obrázek 3). Znázorněn je vektor reakční síly v sagitální rovině (Whittle, 2007).



Obrázek 3 Butterfly diagram (Perry, 2010)

2.7.3.1.4 Změny vektoru reakční síly a momenty sil v hlezenním kloubu během oporné fáze krokového cyklu

V první fázi postupného zatěžování se reakční síla rychle zvětšuje a vektor jde vzhůru a dozadu. Dle Vařeky a Vařekové (2009) směřuje vektor zevně od osy subtalárního kloubu. Na konci této fáze je vektor reakční síly lehce za hlezenním kloubem, vzniká v kloubu platiflekční moment síly. Je to zevně působící moment síly, který svou činností vyrovnává vnitřní moment síly *m. tibialis anterior*. Ten pracuje excentricky a brzdí tak pád předonoží na podložku. Velikost vektoru reakční síly roste a vektor směřuje mírně dozadu oproti vertikále. V období střední opory se vektor dostává před hlezenní kloub, což na něj působí dorsiflekčně. V následujícím období aktivního odrazu roste v hlezenním kloubu platiflekční moment síly díky aktivitě *m. triceps surae* a vektor reakční síly se posunuje k předonoží (Whittle, 2007).

2.8 Typologie nohy

Je známo mnoho pokusů o rozdělení nohou, většinou jsou to však pokusy pouze popisné a nezohledňují funkci nohy. Antropometrické modely, založené na zkoumání tvaru, velikosti a dalších rozměrů nohy, nemají větší praktický význam pro léčebná opatření. Zatímco funkční typologie, založená na poznatcích funkční anatomie a kineziologie, kdy je zkoumán především vztah subtalárního a transverzotálního kloubu a vzájemné postavení zánoží a předonoží, je podkladem pro racionální funkční ortézování a volbu dalších léčebných opatření. Praktické využití lze v dnešní době pozorovat také v konstrukci virtuálních modelů pro další výzkum.

2.8.1 Klasický tripodní model nohy

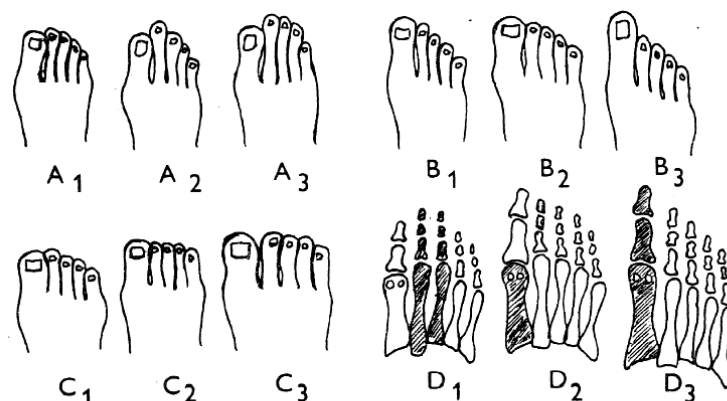
Dělení nohy dle tripodního modelu nožní klenby na vysokou, normální a plochou nohu pochází ještě z 19. stol a je velmi hrubé. V ortopedické praxi je doplněno o některé těžké patologie, nicméně zůstává stále víceméně pouze anatomicky popisné.

Plochá noha se v klasických učebnicích ortopedie popisuje jako snížení mediálního oblouku. Důležité je rozlišit podélně plochou nohu od příčně ploché, ta někdy provází i mírnější stupně vysoké nohy. Klinicky významným prvkem je častá valgozita paty provázející těžší stupně planovalgózní nohy.

Vysoká noha je charakteristická akcentací mediálního oblouku a klinicky a diagnosticky je důležitý častý výskyt snížení příčné nožní klenby (Vařeka & Vařeková, 2003; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.2 Antropometrické dělení nohou

Stejně popisné zůstává také antropometrické dělení nohou. Přidalová a Riegerová (2005) popisují na noze celou řadu parametrů, používaná je ovšem především tzv. digitální formule, kdy jsou stanoveny délky jednotlivých prstů, resp. se určuje pořadí od nejdelší prominence. Pojmenovány jsou podle výskytu na historických uměleckých dílech. Klementa (1987) ve své práci uvádí typů celkem sedm, uvádím ty nejčastější (Obrázek 4).



Obrázek 4 Antropometrické typy nohou (Dungl, 1989)

Legenda k obrázku 4

Typ nohou: A1, A2 – obvyklé typy řecké nohy, A3 – řecký typ nohy 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.

Egyptská noha s nejdelším I. prstcem je nejčastěji se vyskytujícím typem u evropské populace. Vzhledem k nejdelšímu a obvykle i nejvíce prominujícímu I. metatarsu má sklon k výskytu hallux valgus a hallux rigidus.

Řecká noha má nejdelší II. paprsek a jako „ideál krásy“ se vyskytuje typicky na řeckých sochách. Nejvíce prominující bývá II. metatarz, často se mezi II. a III. prstem vyskytuje výrazná meziprstní řasa až syndaktilie. Podle Kapandjiho (1987) umožňuje tento typ nohy ideální přenos zátěže na předonoží. Zvýšená zátěž na II. metatarz způsobuje bolesti při jeho bazi a může dojít i k únavové fraktuře. I. metatrz je poměrně krátký k ose nohy, kterou představuje II. metatrz a je v abdukčním a valgózním postavení, v tomto laterálně odkloněném postavení se nachází také V. metatrz. Tím, že osu nohy představuje právě II. metatrz vyžaduje stabilizace větší svalovou aktivitu. V nevhodně používané obuvi mají tito lidé sklon ke vzniku deformit typu hallux valgus, kladívkových prstů a quintus varus. Typicky nacházíme otlaky pod hlavičkou II. metatrzu, na laterální straně hlavičky V. metatarzu, mediální straně hlavičky V. metatarzu a na interfalangeálním kloubu palce. Tato noha je druhým nejčastěji se

vyskytujícím typem nohy u evropské populace. Tento popis připomíná varózní předonoží z funkční typologie popsané Rootem.

Polynéská noha má téměř obdélníkový tvar, první tři prsty bývají stejně dlouhé a u evropské populace se vyskytuje asi v 9 %. Kučera et al. (2004) uvádí, že tento typ nohy není vhodný pro náročné požadavky sportovních aktivit, protože systém nohy nepracuje dobře jako celek a zatížení vždy leží výrazně více na některém z prstů.

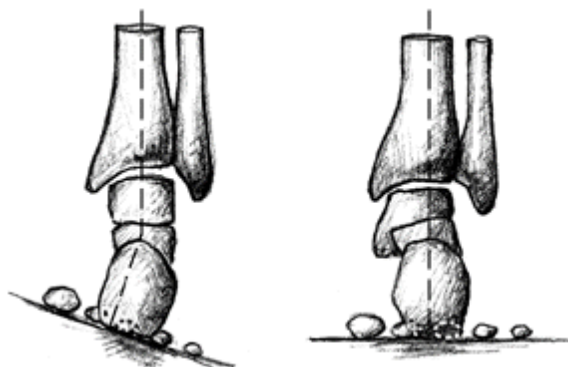
2.8.3 Funkční typologie nohy

V posledním půlstoletí došlo k významnému pokroku v poznání funkčních vztahů mezi jednotlivými klouby a segmenty nohy během krokového cyklu a vznikly nové systémy funkční typologie nohy. Jednoduché dělení nabídli např. Scherer a Moris (in Valmassy, 1995). Nohu rozdělili na 9 možných funkčních typů. Hodnotí postavení předonoží vzhledem k zánoží v odlehčení a dále postavení zánoží vzhledem k vertikále v zatížení. Tato klasifikace má své limity při určování typů u těžších vrozených deformit a nervosvalových poruch (Vařeka & Vařeková, 2003).

Nejznámější funkční typologie je dodnes používaný systém vytvořený Mertonem L. Rootem (Prior, n.d.). Zdůrazňuje nohu jako složitý dynamický komplex, nikoliv jako statickou strukturu. Klasifikuje normální a abnormální typy nohy z frontálního pohledu. Základní výchozí „normální“ pozice dle Roota je osa dolní 1/3 bérce shodná s osou zadní plochy paty a zároveň se shodují roviny os pod předonožím a zánožím. Kalkaneus spočívá oběma kondyly na podložce (Tiberio, 1988). Odchyly od takto popsaného postavení se vyznačují různými rozsahy pohybu kalkaneu, resp. zánoží, a časování těchto pohybů během krokového cyklu, které souvisí s poruchou funkce nohy. Při znalostech biomechanických a funkčních vztahů dolní končetiny a trupu lze jasně vysvětlit patologické nálezy ve vyšších etážích. Různé typy nohou mohou mít podobný klinický nálezy a je zásadní rozlišovat mezi nálezem v odlehčení vyšetřované dolní končetiny a při zatížení ve stoji či chůzi, kdy se projeví případné kompenzace. Rootem původně navržené dělení na varózní zánoží, varózní předonoží, valgózní předonoží a pes equinus bylo později jeho následovníky doplněno o další subtypy. Na základě tohoto klinického dělení byl vytvořen systém tzv. funkčního ortézování s použitím klínů a podpěr.

Základním prvkem Rootovy typologie je klinicky definovaný pojem „neutrální postavení subtalárního kloubu“. V tomto postavení se subtalární kloub nachází v postavení, kdy „noha není ani pronována ani supinována, předonoží je uzamčeno maximální pronací v transverzotální kloubu a kalkaneus během supinace invertuje dvakrát více než evertuje během pronace“. Popsaný poměr byl později zpochybněn a nyní je běžně uváděno, že při neutrálním postavení subtalárního kloubu by měla být hlavička talu palpovatelná stejně dobře před mediálním i laterálním kotníkem (Prior, n.d.). Jsou ovšem jisté problémy při praktickém stanovení neutrálního postavení subtalárního kloubu a autoři McPoil, Knecht a Schuit (1988) uvádí, že Rootem stanovená kritéria nachází pouze u 17 % vyšetřovaných. A vzhledem k nepřístrojovému určování typů nohy zůstává problémem taktéž reliabilita měření. I přes tyto nedostatky je ale Rootův systém nadále nejpoužívanějším určováním funkčního typu nohy (Sutherland et al., 1996; Valmassy, 1995).

2.8.3.1 Varózní zánoží



Obrázek 5 Varózní zánoží kompenzované a nekompenzované (Anonymous, 2007)

Varózní zánoží (*rearfoot varus*, *RFvar*; obrázek 5) je nejčastěji se vyskytující odchylka od „normálního“ postavení nohy, většinou se zcela benigním nálezem. V literatuře je rozlišována tzv. subtalární varozita a tibiální varozita. Subtalární varozita vzniká nedostatečnou intrauterinní rotací kalkaneu (Tiberio, 1988), příčinou může

být i klínovitý tvar talu nebo nerovnoměrný růst epifýz či kombinace těchto příčin. Tibiální varozita bývá způsobena nedostatečným vývinem dolní 1/3 tibie z infantilní varozity 15° do fyziologické varozity 5° nebo výskytem genua vara, Blountovou nemocí, případně kombinací těchto příčin (Pratt & Sanner, 1996). Musíme vzít ale v potaz, že jistá varozita zánoží při neutrálním postavení je považována za normu. Michaud (1997) uvádí jako normu až 4° - tibiální varozitu do 2° a varozitu do 2° v subtalárním kloubu.

Klinicky se varózní zánoží projeví při iniciálním kontaktu paty s podložkou, kdy je subtalární kloub lehce supinován a předonoží addukováno, jako následek se kalkaneus staví do inverze a kontakt paty s podložkou se odehrává na laterální straně paty. V tomto okamžiku můžeme pozorovat, že je kalkaneus ve výrazném inverzním postavení a jeho mediální kondyl dále od podložky. Aby byl dosažen kontakt také mediální hranou, kalkaneus musí přejít do everze a nastává situace hyperpronačního syndromu (Tiberio, 1988; Valmassy, 1995).

Během pronace subtalárního kloubu dochází také k plantární flexi a addukci talu, což ovlivní nastavení proximálních kloubů. Při omezené pronaci v subtalárním kloubu dochází, dle možností systému, ke kompenzačním jevům. Částečnou kompenzaci zajišťuje plantární flexe prvního prstu nebo dojde k modifikaci chůze nazvanou Mooney a Campbell „abdukčním twistem“ (in Vařeka & Vařeková, 2009). Klinicky se projeví chůze se špičkami vytočenými zevně (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.3.1.1 Kompenzovaná varozita zánoží

Kompenzovaná varozita zánoží (*RFvarC*) je situace, kdy dochází k takové pronaci v subtalárním kloubu, která umožní kontakt mediálního okraje nohy s podložkou ve fázi opory a případná valgozita kalkaneu spojená s pronací zánoží přetrvává po celou dobu kontaktu nohy s podložkou. Vzniká tzv. hyperpronační syndrom, jehož klinický obraz závisí na tíži deformity. Hyperpronační syndrom nemusí být ve stoji zřetelný, i přes výraznou valgotizaci kalkaneu díky varóznímu bérci může osa kalkaneu zůstat v zatížení stále v ose. U subtalárního typu varozity vztahujeme hyperpronaci kalkaneu k jeho původně výrazně supinovanému postavení v odlehčení dolní končetiny, takže ve fázi zatížení nacházíme osu kalkaneu jako vertikálu. U kompenzovaného varózního zánoží dojde v zatížení k výraznému oploštění podélné klenby více než u ostatních funkčních subtypů nohy, významnější je již pouze u kompenzovaného varózního předonoží. Ve fázi opory není noha dostatečně zpevněna díky subtalární hyperpronaci a odemknutí transverzotalárního kloubu, což podporuje hypermobilitu předonoží a omezuje schopnost přenosu váhy těla v odrazu na I. prst. Odraz se tedy přenáší více laterálně, pod hlavičky II. a III. metatarsu (Valmassy, 1995; Vařeka & Vařeková, 2009).

Hyperpronace kalkaneu většinou dráždí burzu na laterálním okraji úponu Achillovy šlachy okrajem obuvi, což vede k burzitidě, až vzniku Haglundovy deformity. Jsou přetěžovány supinátory nohy (m. tibialis anterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus, m. triceps surae), které brzdí nadměrný pronační pohyb. Může dojít také k přesunu tahu m. flexor digitorum longus mediálně a tak vzniku kladívkového V. prstu. Souběžné pohyby pronace kalkaneu a plantární flexe s addukcí talu způsobují napínání kalkaneonavikulárního vazů a plantární části talonavikulárního kloubního pouzdra. Následkem je zvýšená laxita vazů kloubního pouzdra. Distální posun talu společně s os naviculare a addukcí tří mediálních metatarsů zase napíná mediální část plantární aponeurózy a vytváří podmínky pro vznik plantární ostruhy. Přetrvávající hyperpronace subtalárního kloubu i v období střední opory a období odrazu je příčinou biomechanického konfliktu mezi hlezem a kolenním kloubem – kolenní kloub se v období střední opory dostává do téměř plné extenze, což vyžaduje zevní rotaci bérce a vzhledem k pantovému mechanismu bychom očekávali supinaci kalkaneu, který ovšem u tohoto typu nohy hyperpronuje. Následky se řetěží dále do vyšších etáží – kyčle a bederní oblasti (Michaud, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.3.1.2 Nekompenzovaná varozita zánoží

Nekompenzovaná varozita zánoží (*RFvarN*) bývá obvykle posttraumatickým následkem. Při kontaktu nohy s podložkou zůstává zatížení na laterální hraně v důsledku nedostatečné pronace v subtalárním kloubu, což je kompenzováno plantární flexí I. prstu s následným zvýrazněním mediálního oblouku nožní klenby (Valmassy, 1995). Je špatně kontrolován začátek oporné fáze – dopad paty na podložku. Opět zde dochází k biomechanickému konfliktu na úrovni kloubů nohy a kolene, které se přenáší výše na celou dolní končetinu a do bederní oblasti zad.

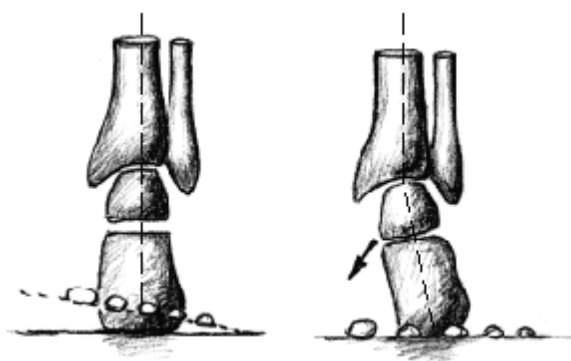
Pro tento funkční typ nohy jsou charakteristické bolesti v mediální části kolenních kloubů, bolesti kyčlí, bederní oblasti zad a laterální instabilita hlezna. Na plosce nacházíme hyperkeratózy po celém laterálním okraji a podrážka bot je také schozena po celé laterální straně (Michaud, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.3.2 Valgózní zánoží

Primárně valgózní zánoží (*RFvalg*, *rearfoot valgus*) je velmi vzácná kongenitální deformita, vznikat může i poúrazově. Fyziologická valgozita zánoží se vyskytuje v období fyziologické valgozity kolen mezi 2.-8. a 11.-15. rokem.

Ovšem hyperpronaci kalkaneu při chůzi i v odlehčení pozorujeme jako častý projev kompenzace varózního nebo supinovaného předonoží, valgózního postavení kolene a dalších běžně se vyskytujících odchylek.

2.8.3.3 Varózní předonoží



Obrázek 6 Varózní předonoží při náslapu a kompenzační mechanismus (Anonymous, 2007)

Varózní předonoží (*forefoot varus*, *FFvar*; obrázek 6) je dle Michauda (1997) způsobeno nedostatečným vývojem pronace krčku talu během intrauterinního vývoje, který bývá dokončen kolem 6. roku věku, dle Mooneyho a Campbella (in Vařeka & Vařeková, 2009) však může být zpožděn. Tato vada se teoreticky

vyskytuje až u 86 % populace. Mooney a Campbell uvádí jako velmi vzácnou příčinu výskytu varózního předonoží vrozené kostěné abnormality transverzotálního kloubu a kloní se spíše k názoru přestavby měkkých tkání následkem dlouhodobé hyperpronace související s jinou deformitou nohy nebo proximálních segmentů (Vařeka & Vařeková, 2009). Dle Michauda (1997) je varózní předonoží závažnější deformitou z hlediska poškození dalších segmentů než varózní zánoží či valgózní předonoží.

Klinicky zřejmé je varózní předonoží při vyšetření, kdy je subtalární kloub pasivně držen v neutrální poloze a transverzotální kloub uzamyká tlak pod distální část V. metatarsu, v této situaci se předonoží nachází v supinovaném postavení vzhledem k zánoží.

2.8.3.3.1 Kompenzované varózní předonoží

Kompenzace varózního předonoží (*FFvarC*) při zatížení je způsobena pronací kalkaneu a plantární flexí talu a addukcí v transverzální rovině (Valmassy, 1995). Tato hyperpronace je v období střední opory a odrazu výraznější než u varózního zánoží, tak se kompenzační mechanismy objevují převážně v prvním kontaktu paty s podložkou, a zároveň i vyvozené důsledky ve vyšších etážích mají závažnější průběh a klinický obraz (Tiberio, 1988).

Při hyperpronaci kalkaneu se osa subtalárního kloubu přesouvá blíž k úponu m. tibialis anterior, tím se zkrátí rameno páky a klesá moment síly, čím je zase negativně ovlivněna supinace v subtalárním kloubu na konci švihové fáze a následně je omezena schopnost kontroly nad položením paty na podložku. Kompenzační mechanismus probíhá zkrácením kroku a výraznou dorsiflexí v hlezenním kloubu (Michaud, 1997). Dopad paty se pojí s výraznou valgizací paty. Trvá i v období střední opory a na začátku období aktivního odrazu. Talus není při této pozici pevně fixován a klesá plantárně, mediálně a dopředu, zároveň s ním se sune i os cuneiforme mediale, napíná tak kalkaneonavikulární vaz a ligamentum bifurcatum, což v dlouhodobém horizontu zvyšuje laxicitu vazů (Tiberio, 1988). Nestabilní talus dále vede k výraznému oploštění mediálního podélného oblouku, které je u tohoto funkčního typu nohy nejvýraznější (Vařeka & Vařeková, 2008b). Hyperpronace kalkaneu v období střední opory je provázeno abdukci předonoží, významně se mění úhly tahu svalů nohy, následkem toho dochází supinaci proximálních článků prstů a vznikají charakteristické kladívkové prsty s maximem na V. prstu (Michaud, 1997). První paprsek je nestabilní v důsledku neuzamčeného transverzotalárního kloubu a dále nestabilitu prohlubuje hyperpronace v subtalárním kloubu změnou tahu m. peroneus longus a následnou změnou momentu sil a zvýšeným napětím okolních vazů. Nestabilita I. prapruku se projevuje klasickými strukturálními změnami hallux rigidus nebo hallux valgus (Hillstrom et al., 2013; Michaud, 1997; Tiberio, 1988). Hyperpronační syndrom se projevuje ve vyšších etážích dolní končetiny a těla s větší razancí, neboť hyperpronace je rychlejší a výraznější. V období střední opory dochází k biomechanickému konfliktu mezi pronací kalkaneu se kterou se váže addukce talu a zevní rotací bérce, která je spojena s extenzí kolene. Následkem bývá chronická synovialitida až chondromalacie talu (Michaud, 1997). V období odrazu dochází k „abdukčnímu twistu“, jak jej nazval

Michaud, jinak popisují „abdukční twist“ autoři Mooney a Campbell u varózního zánoží. V tomto případě dochází ke skokové mediální rotaci zánoží, jenž vyvolá abdukční pohyb talu (Vařeka & Vařeková, 2009).

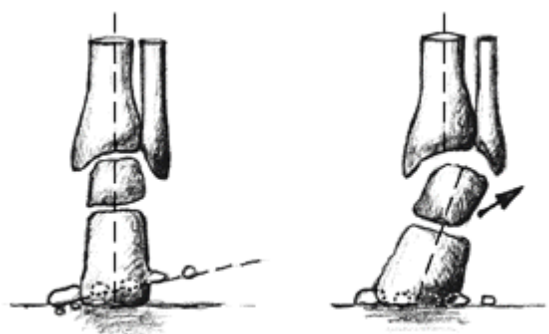
2.8.3.3.2 Nekompenzovaná varozita předonoží

Nekompenzovaná varozita předonoží (*FFvarN*) zatěžuje ke konci stojné fáze nohu více pod V. metatarsem, resp. hlavičkou V. metatarsu a při odrazu plochu pod I. interfalangeálním kloubem. Nemá-li kompenzační pronace v subtalárním kloubu dostatečně velká, nahrazuje ji pronace v transverzotarzálním kloubu a plantární flexe I. paprsku (Michaud, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.3.4 Supinované předonoží

Supinované předonoží (*forefoot supinatus*, *FFsup*) se klinicky jeví stejně jako varózní předonoží. Rozdíl mezi nimi je v příčině vzniku – varózní předonoží má strukturální příčinu, kdežto supinované předonoží se vyvine jako kompenzace jiné deformity nohy, nejčastěji varózního zánoží nebo proximálních segmentů dolní končetiny (Anonymous, 2007). Varózní předonoží způsobuje hyperpronaci v subtalárním kloubu, zatímco supinované předonoží je důsledkem této pronace. U této deformity nacházíme reverzibilní kontrakturu měkkých tkání, která vymizí při odstranění deformačních sil (Pratt & Sanner, 1996). Je typickou deformitou, která provází chůzi s výraznou zevní rotací špiček (Michaud, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.3.5 Valgózní předonoží



Obrázek 7 Valgózní předonoží při nášlapu a kompenzační mechanismus (Anonymous, 2007)

Valgózní předonoží (*forefoot valgus*, *FFvalg*; obrázek 7) je uváděno jako nejčastější deformita předonoží ve frontální rovině, jejíž příčinou může být hyperpronace krčku talu, vrozené změněné postavení kalkaneokuboidního kloubu, případně se vyskytuje jako

kompenzace nekompenzovaného varózního zánoží. Valmassy (1995) rozlišuje flexibilní a rigidní typ. Rigidní valgozita předonoží má stejný klinický obraz jako pes cavus.

Valgózní předonoží je určeno, pokud je subtalární kloub držen v neutrální poloze a transverzotalární kloub uzamčen tlakem na plantární stranu distální části V. metatarsu a nachází-li se v této pozici předonoží v pronaci vzhledem k zánoží (Michaud, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.3.5.1 Flexibilní valgózní předonoží

U flexibilního varózního předonoží (*FFvagF*) je možná dostatečná kompenzační supinace předonoží v transverzotalárním kloubu (Valmassy, 1995), případně spojena s plantární flexí prvního metatarsu, kdy předonoží může kontaktovat podložku a není již nutná další kompenzační supinace v subtalárním kloubu (Tiberio, 1988). Výchozí pronační postavení předonoží je poloha, která odemyká transverzotalární kloub (Mooney & Campbell in Vařeka & Vařeková, 2009), předonoží má horší schopnost odolávat zatížení v období střední opory a v období odrazu. Michaud (1997) na základě rozsahu pronace a supinace v transverzotalárním kloub rozlišuje další subtypy flexibilního valgózního předonoží, označované jako A, B1 a B2.

Subtyp A se vyznačuje velkým rozsahem supinace, který zapříčiní hyperpronační postavení zánoží po dobu kontaktu s podložkou i při odlepení paty, což se projevuje laterální nestabilitou při chůzi (Anonymous, 2007; Pratt & Sanner, 1996).

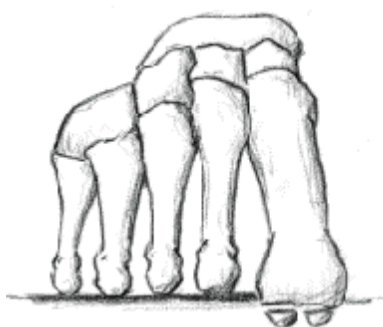
U subtypů B1, B2 je omezen rozsah supinace a naopak zvýšený rozsah pohybu do pronace do 6° (B1) nebo více (B2). V období střední opory dojde pouze k mírné pronaci v subtalárním kloubu, ihned poté dojde k resupinaci. U subtypu B1 pozorujeme přechod do supinace v subtalárním kloubu na začátku odrazu, což vede k chronickému supinačnímu přetížení (Michaud, 1997). Situaci noha řeší omezením supinace v subtalárním kloubu a nahradí ji supinací v transverzotalárním kloubu. Tyto kompenzační supinace ale opět vedou k přetížení těchto struktur. Navíc je ještě blokována fyziologická flexe I. metatarsu, tím omezena možnost přenosu zatížení, které se přesouvá pod hlavičky II. a III. metatarsu (Vařeka & Vařeková, 2009). U subtypu B2 nacházíme hypersupinaci v subtalárním kloubu dříve, již na konci období střední opory. V období odrazu jsou kompenzační supinační mechanismy stejné jako u subtypu B1.

U subtypů B1 a B2 se při zatížení výrazně rozšíří předonoží a kolabuje mediální oblouk nožní klenby (Vařeka & Vařeková, 2008b; Vasyli, n.d.). Klinicky pozorujeme velké rozdíly ve výšce tohoto oblouku v odlehčení a při zatížení, stejně jako u kompenzovaného varózního zánoží.

2.8.3.5.2 Rigidní valgózní předonoží

Rigidní valgózní předonoží (*FFvalgR*) se jako deformita v klinické praxi neobjevuje příliš často (Anonymous, 2007). Tento typ nohy nemá možnost kompenzace supinací v transverzotální kloubu a mediální oblouk nožní klenby, na který navazuje supinované postavení paty, zůstává ve vysokém postavení v odlehčení i při zatížení (Vařeka & Vařeková, 2009). V období pokládání paty může zánoží zpočátku pronovat, jakmile se ale dostane do kontaktu i předonoží, musí dojít k rychlé supinaci kalkaneu, dorsiflexi talu a addukci v transverzální rovině, což umožní kontakt celého předonoží s podložkou. Michaud (1997) dokládá, že jsou jedinci, kteří se naučí udržet zánoží v supinovaném postavení i během pokládání paty na podložku, nedochází tedy k počáteční pronaci, jenž je důležitá pro tlumení dopadu paty na podložku. Tato situace relativně připomíná chování nekompenzovaného varózního zánoží. Trvalá supinace zánoží působí jako stres na peroneální svaly a ligamenta laterální strany hlezna, může způsobit jejich elongaci a tak je předpokladem pro vznik chronické laterální nestability a častých distorzí hlezna (Magee, 1992; Najjarine, n.d.). Postavení metatarsů u rigidně zvýšeného mediálního oblouku nožní klenby způsobuje trvalou dorsiflexi metatarsofalangeálních kloubů a podporuje vznik drápovitých a kladívkových prstů (Michaud, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.3.6 Plantárně flektovaný I. prst



Obrázek 8 Plantárně flektovaný I. prst
(Anonymous, 2007)

V období aktivního odrazu je třeba dosáhnout 65° dorsální flexe v I. metatarsofalangeálním kloubu, v ostatních metatarsofalangeálních kloubech je dorsální flexe menší (Tiberio, 1988). Rozsahu 65° je možno dosáhnout pouze v případě, je-li celý I. prst postaven v rovině s ostatními

metatarsy. V tomto postavení je možná přibližně stejná plantární i dorsální flexe. Plantárně flektovaný I. paprsek (*plantarflexed first ray, PF1st*) se nachází ve větší plantární flexi než ostatní metatarsy, při Rootově vyšetřovacím postupu s pasivním držením subtalárního kloubu v neutrální pozici a transverzotalárním kloubem uzamčeným plantárním tlakem na V. metatarz (Obrázek 8). Tato deformita je zřetelná i v odlehčení, kdy je předonoží v neutrálním postavení vzhledem k zánoží, které se nachází v supinaci (Pratt & Sanner, 1996; Valmassy, 1995; Vařeka & Vařeková, 2009).

Plantárně flektovaný I. paprsek je deformita vrozená, jenž má horší následky nebo získaná. Často se plantárně flektovaný I. paprsek objevuje jako kompenzační mechanismus jiných deformit nohy – nekompenzovaného varózního zánoží nebo předonoží. Vrozená deformita má z výchozí plantárně flektované polohy zhruba stejný rozsah plantární i dorsální flexe, získaná deformita, která je provázena svalovým oslabením a zkrácením, má výraznější mobilitu do dorsální flexe (Michaud, 1997). Deformita je z klinického hlediska rigidní, flexibilní či semiflexibilní.

Flexibilní plantárně flektovaný I. paprsek je v I. metatarsofalangeálním kloubu hypermobilní a rozsah dorsální flexe je možný nad rovinu ostatních metatarsů. Zároveň je zachována kompenzační schopnost neutrálního postavení paprsku vůči ostatním i kolem dlouhé osy transverzotalárního kloubu. Mediální oblouk se při zatížení oplošťuje. V zatížení a při odrazu se zánoží dostává do neutrálního postavení, transverzotalární kloub ale stále není dostatečně pronován, je proto nestabilní a způsobuje také zvýšení napětí okolních vazů (Tiberio, 1988). I. paprsek je při odrazu kvůli své hypermobilitě rychle dorsiflektován a supinován a přetěžuje se tam mediální sezamská kůstka. Pronační síly zase vedou ke vzniku hallux abductovalgus či hallux rigidus (Valmassy, 1995).

U fixovaného rigidního plantárně flektovaného I. paprsku zůstává zánoží v kompenzovaném supinačním postavení. Mediální oblouk nožní klenby je v odlehčení i v zatížení výrazně vyklenutý (Michaud, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.3.7 Pes equinus

Pes equinus je spíše ortopedická vada, ale má své funkční důsledky, proto ji zde okrajově uvádím.

Jedná se o deformitu nohy v sagitální rovině. Ozřejmíme ji vyšetřením, pokud je subtalární kloub držen v neutrálním postavení, transverzotální kloub uzamčen pasivním plantárním tlakem pod V. metatrž a v této pozici je rozsah dorsální flexe menší než 10°. Příčiny jsou buď vrozené, tvar kostí, nebo svalové zkrácení lýtkových svalů, jako následek např. spastické obrny.

Během oporné fáze krokového cyklu se odehrává pasivní dorsální flexe v talokrurálním kloubu v rozsahu přibližně 10°. Je-li tento rozsah omezen deformitou, musí dojít ke kompenzační pronaci v subtalárním kloubu, která umožní odemknutí transverzotálního kloubu a tím uvolní předonoží do dorsální flexe, jenž nahradí omezený pohyb. Odemknutím transverzotálního kloubu je ovšem snížena pevnost předonoží, v metatarsofalangeálních kloubech je zvětšený kompenzační pohyb do dorsální flexe, což má zvláště ve fázi odrazu výrazně negativní následky (Tiberio, 1988). Dochází také k poklesu mediálního oblouku podélné klenby, kalkaneus přechází do plantární flexe a talus se staví do strmého postavení.

Pes equinus, který nemá dostatečné kompenzační mechanismy na úrovni nohy, vyžaduje kompenzační řešení ve vyšších etážích. U lehčích stupňů dojde k hyperextenzi koleních kloubů a následně k výrazně lordotickému postavení bederní páteře, u těžších stavů naopak k flexi v koleních a kyčelních kloubech a pacienti chodí pouze po špičkách, pata nemá během krokového cyklu žádný kontakt s podložkou (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.4 Další klinické typologie a modely funkce nohy

Rootův model funkční typologie nohy a funkčního ortézování je dodnes nejpoužívanějším systémem, ovšem s příchodem nových technologií a možnostmi sofistikovanějšího přístrojového vyšetřování chůze se objevily další koncepty a přístupy. Zároveň autoři dalších konceptů začali zpochybňovat reliabilitu a validitu Rootova vyšetřování, nedůvěryhodnost podporoval předpoklad, že pohyby zánártního

kloubu ve frontální rovině jsou ukazatelé skutečného triplanárního pohybu komplexu nohy (Razeghi & Batt, 2002).

2.8.4.1 Rotational Equilibrium Theory

Kevin A. Kirby, žák Mertona Roota, ve své práci zpochybnil Rootův způsob stanovování neutrální pozice subtalárního kloubu a odmítl aplikaci poznatků z pasivně vyšetřovaného kloubu na krokový mechanismus, kde je dolní končetina plně zatížena a prezentoval vlastní systém stanovení neutrální polohy subtalárního kloubu, založený na vlastních empirických poznatcích, aniž definoval kritéria pro „normalitu“ (Vařeka & Vařeková, 2010). Ve své práci zdůrazňoval význam orientace osy subtalárního kloubu, která je u každého jedince individuálně postavená a může se měnit vlivem vnějších sil. Zároveň se vlivem vzájemného nastavení kloubních facet během krokového cyklu poloha osy a její rotace mění (Nester, 1998). Na průběhu osy dále závisí pronační a supinační moment reakčních sil podložky a také funkčnost kloubu a dispozice k budoucím poraněním (Lewis, Kirby, & Piazza, 2007; Nester 1998). Tyto poznatky shrnul v teorii nazvané Subtalar Joint Axis Location a Rotational Equilibrium Theory of Foot Function (Kirby, 2006; Prior, n.d.).

2.8.4.2 Tissue Stress Model

Další kritici nedokonalosti Rootova vyšetřování, McPoil a Hunt (1995), začali svým termínem Tissue Stress Model, prezentovaným v roce 1995, odbornou debatu nad tématem vyšetřování nohy. Nesouhlasili s Rootovou výchozí polohou z pasivně drženého neutrálního postavení nohy a malou reliabilitou celého vyšetření. Myšlenkou Tissue Stress Model teorie je fakt, že tkáně, které vyšetřují a následně terapeuticky ošetřují, jsou ty přetížené. Pro diagnostiku užívali soubor testů v odlehčení i zatížení, z jehož výsledků určili, zda je přetížení tkání způsobeno mechanickým či jiným problémem a následně dle toho volili terapii. Ve své práci McPoil a Cornwall (1996) udávají, poloha zánoží ve stoji na jedné noze je indikátorem pro maximální everzi zánoží během krokového cyklu, jelikož je zde přenesena váha celého těla a tím má stoj na jedné noze ukázat funkci subtalárního kloubu během krokového cyklu. Jiní autoři ze svého vyšetření pouze odvozovali vztahy mezi statickou a dynamickou polohou zánoží (Rathleff et al., 2009).

2.8.4.3 Centre of Pressure Theory

V roce 1999 se objevuje nová teorie Centre of Pressure Theory, kterou prezentoval Fuller. Předpokládal, že nohu poškozují mechanismy, které zabraňují patologickému pohybu do hyperpronace. Pro stanovení míry poškození daných struktur využívá poznatků z dříve uvedených teorií, např. polohu osy pohybu v subtalárním kloubu a dále momenty sil, místo působíště vektoru reakční síly podložky. Dle polohy COP vůči ose subtalárního kloubu určuje Fuller působení momentů sil a jejich deformačních účinků na klouby nohy a možné patologie vycházejí z těchto předpokladů (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.8.4.4 Sagittal Plane Facilitation

Payne na základě práce Dananberga popsal novou koncepci ortézování nohy. Zaměřili se na získání dat při měření parametrů chůze na boso a v obutí a vytvořili teorii o ortézování, jenž napomáhá přenosu váhy těla na nohu, především v sagitální rovině, odtud název Sagittal plane Facilitation (Prior, n.d.). Využitím dat týkajících se distribuce plantární tlaku při měření chůze a běhu naboso byli probandi rozděleni do čtyř skupin podle typu nohy (De Cock et al., 2006). Velikosti tlaků byly vlastně použity jako další kritérium pro zvolení správné ortotické pomůcky. Takto postavená koncepce předpokládá, že změřené hodnoty mohou indikovat pohybový vzor typu nohy, což ale nebylo dosud prokázáno v literatuře (Dixon, & McNally, 2008).

2.9 Dynamická plantografie – RS Scan International footscan®

Při získávání dat pro tuto diplomovou práci byl použit pedobarický systém dynamické plantografie belgické firmy RS Scan International footscan®, jehož součástí je sofistikovaný systém umožňující vyhodnotit velké množství získaných dat.

Dynamická plantografie využívá tlakové plošiny, v případě měření krokového cyklu jsou využívány tlakové plošiny sestavené do „koberece“. Během chůze se zjišťuje rozložení tlaku pod ploskou nohy v určitém čase při bosé chůzi, chůzi v obuvi, různých modifikacích chůze, stoje či běhu. Dalším sledovaným parametrem je vztah trajektorie COP, resp. působíště reakční síly, k jednotlivým definovaným oblastem nohy (Anonymous, 2013a; Janura et al., 2012).

2.9.1 Technické parametry

Plošiny, jež jsou používány pro měření, jsou tvořeny několika vrstvami, musí být pevné, ale elastické, aby nedošlo ke ztrátám při přenosu tlaků a ve středních vrstvách mají vysokou hustotu tlakových senzorů. Plošiny footscan jsou dlouhé 0,5 m, 1 m nebo 2 m se šířkou přibližně 0,4 m. Aktivní plocha se senzory je ale vždy o něco menší než celková plocha (Anonymous, 2013b).

V plantografických plošinách jsou využívány dva typy snímacích senzorů – kapacitní a odporové, pracující na jiných principech přenosu zatížení na elektrický signál. Systém footscan je konstruován z odporových senzorů, ty jsou tvořeny dvěma plochými kruhovými vodiči, mezi nimiž je vrstva vodivého uhlíkového prachu nebo inkoustu. Při zatížení plochy dochází k propojení obou vodičů, tím klesá odpor v závislosti na zvyšování tlaku. Výhodou senzorů je, že jsou velmi tenké, ale bohužel opakovaným použitím klesá jejich citlivost, což snižuje spolehlivost měření. Plošina footscan® využívá odporové senzory s plochou 5 x 7 mm, hustota rozmístění senzorů je přibližně $2,6/\text{cm}^2$ při citlivosti v rozsahu 0,27-127 N/cm². Citlivost závisí také na použitém softwaru, který data zpracovává.

Systém footscan® 7.x umožňuje snímat data s frekvencí až 500 Hz, pouze ale po dobu 2 s. U plošiny základní velikosti 0,5 m je tedy výhodnější použít snímkovací

frekvenci 100 Hz, která umožňuje až 10 s záznam. Pro měření chůze ovšem musíme použít 2 metrovou plošinu, která dovoluje snímkovací frekvenci 125 Hz po dobu 2,5 vteřiny (Anonymous, 2013b; Janura et al., 2012).

Výsledky měření dynamické plantografie jsou tlaky z jednotlivých senzorů, seřazené do skupin podle části nohy. Celková vertikální síla (N) je dána souhrnným výpočtem z tlaků všech zatížených senzorů, v grafickém provedení má její křivka typický dvouvrcholový průběh (Janura et al., 2012). Systém footscan automaticky odděluje získaný otisk nohy na 10 anatomických oblastí: HM (mediální část paty), HL (laterální část paty), MF (středonoží), M1-M5 (I.-V. metatarz), T1 (palec), T2-T5 (II.-V. prst), jenž lze při zpracovávání manuálně upravit pomocí funkce “zone division”. Takto oddělená noha a z ní získaná data jsou podkladem pro další výpočty, např. parametry COP a jeho trajektorie v časovém úseku oporové fáze krokového cyklu. Naměřená data jsou ukládána do databáze pro další zhodnocení, úpravu, export do jiných formátů (např. xls., který jsme používali při zpracovávání této diplomové práce) či kopírování a porovnání s jinými měřeními.

Výsledky jsou zobrazovány ve 2D zobrazení rozložení tlaku a dalších parametrů, číselné hodnoty jednotlivých parametrů měnící se v čase, resp. jako procento trvání fáze opory nebo spojnicové grafy, zobrazující hodnoty tlaku a dalších parametrů v závislosti na čase. U systému footscan je dynamické provedení „otisku“ vykresleno jako kontura s měnícími se okraji a velikost tlaku znázorněna barevně neostrými přechody mezi daty z jednotlivých senzorů (Anonymous, 2013b; Janura et al., 2012).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavním cílem této diplomové práce bylo analyzovat, zda má funkční klinický typ nohy vliv na rozložení tlaků na chodidle při chůzi u vybrané skupiny dospělých mužů.

Jako dílčí cíle jsme si stanovili:

- Zhodnotit rozdíly v zatížení paty a středonoží u různých funkčních typů chodidel.
- Zhodnotit rozdíly v zatížení předonoží u různých funkčních typů chodidel.

Hypotézy

H1: Liší se rozložení tlaků pod patou a středonožím mezi typy nohou FFvalg a FFvar?

H2: Liší se rozložení tlaků pod metatarzy a pod prsty mezi typy nohou FFvalg a FFvar ?

H3: Liší se rozložení tlaků pod patou a středonožím mezi typy nohou FFvalg a RFvar?

H4: Liší se rozložení tlaků pod metatarzy a pod prsty mezi typy nohou FFvalg a RFvar ?

H5: Liší se rozložení tlaků pod patou a středonožím mezi typy nohou FFvar a RFvar?

H6: Liší se rozložení tlaků pod metatarzy a pod prsty mezi typy nohou FFvar a RFvar ?

Kritérium pro potvrzení hypotézy bude nalezení alespoň 2 statisticky významných rozdílů v některém z parametrů.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika testovaného souboru

Zkoumaný soubor tvořilo 23 probandů mužského pohlaví, kteří byli studenty Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Průměrný věk této skupiny byl $25,8 \pm 2,29$ roků, průměrná hmotnost ve skupině byla $78,15 \pm 7,48$ kg, průměrná výška byla zjištěna jako $183 \pm 5,17$ cm a průměrná velikost nohy v EU číslování byla 43,65. Na základě vstupního dotazníku byli vyloučeni studenti s traumatickým poškozením dolních končetin, páteře nebo pánve. Dále také osoby s postižením nervového systému, osoby s duševním onemocněním nebo se smyslovým poškozením.

Všechny testované osoby před zahájením měření byly seznámeny s průběhem a podmínkami měření a podepsaly informovaný souhlas s využitím získaných údajů pro vědeckou práci. Design studie byl schválen etickou komisí FTK (Příloha 1). Měření proběhlo v rámci výzkumného grantu MŠMT ČR VZ 6198959221.

4.2 Metoda měření

Analýza rozložení tlaků na ploše nohy a časových parametrů chůze byla provedena pomocí měřicí plošiny footscan (RSScan International, Olen, Belgie) o rozměrech 2 070 x 460 x 20 mm s pracovní plochou 1 952 x 325 mm, v níž je soustředěno 16 385 snímačů o velikosti 5 x 7,6 mm. Chyba systému při přenosu dat uváděná výrobcem je 3,3 % (Přidalová, Janura, & Elfmark, 2002).

4.3 Průběh měření

Výzkumná měření k získání dynamických parametrů chůze probíhala na Fakultě tělesné kultury v prostorách laboratoře Katedry přírodních věd v kinantropologii. Ve výzkumné laboratoři byl zajištěn dostatečný prostor pro chůzi s minimem rušivých faktorů. Po seznámení probanda s průběhem a podmínkami měření a vyplnění vstupního dotazníku byl proband vyzván, aby zkusil přejít přes měřicí plošinu svou přirozenou chůzí. Měření probíhalo na boso. Měřicí plošina byla zapuštěna mezi dvěma dřevěnými deskami tak, aby její vyvýšené okraje neměly vliv na přirozený krokový

cyklus. V rámci výzkumu jsme provedli dvě měření s časovým odstupem, na každém z těchto měření bylo nasnímáno pět platných pokusů.

Určení funkčního typu nohy probíhalo po získání dat z měřících plošin. Probandi byli jednotlivě vyšetřeni jednou zkušenou osobou. Určení funkčního typu nohy dle Roota je prováděno vleže na břiše, proband má nohy volně visící přes okraj lehátka a flektuje kyčelní a kolenní kloub na nevyšetřované straně a pokusí se patu této končetiny vložit do popliteální jámy vyšetřované dolní končetiny. Tato poloha má zajistit neutrální nastavení vyšetřované dolní končetiny v kyčelním kloubu a špičku nohy směřující kolmo k zemi. Vyšetřující jednou rukou tlačí lehce na V. metatarz směrem do dorsiflexe, respektive nastavuje předonoží do neutrální polohy, čímž uzamyká transversotální kloub. Druhou rukou palpuje hlavici talu na mediální a laterální straně tak, aby je necítil a dosáhl tím neutrálního postavení v subtalárním kloubu. Vyšetřující v této poloze sleduje zadní plochu paty a hodnotí její polohu vzhledem k ose dolní třetiny bérce a dále plochu pod metatarzy vzhledem k ploše pod kalkaneem. Z tohoto vzájemného nastavení určuje vyšetřující funkční typ nohy.

4.4 Zpracování dat

Získaná data byla zpracována pomocí programu Footscan Gait (verze 7.9., RSScan International, Olen, Belgie), kde je v sekci pro dynamickou analýzu chodidlo automaticky rozděleno na 10 částí: mediální část paty (*Heel medial*), laterální část paty (*Heel lateral*), středonoží (*Midfoot*), první až pátý metatarsus (*Meta 1-5*), palec (*Toe 1*), ostatní prsty (*Toes 2-5*). Chodidlo je také rozděleno dvěma křivkami, první odděluje prsty a metatarzy a druhá odděluje předonoží od středonoží. Další křivky od sebe oddělují jednotlivé metatarzy. Pro získání přesných a reliabilních dat bylo nutné provést kontrolu, případně manuální korekci pomocí funkce “zone division”. V každé ze sledovaných oblastí jsme hodnotili tyto parametry:

- % Contact - doba kontaktu jedné specifické oblasti vzhledem k celkové době kontaktu plosky nohy během celého krokového cyklu [%]
- MaxP – maximální hodnota tlaku v určité oblasti [$\text{N}\cdot\text{cm}^2$]
- t_MaxP – časové určení doby působení maximálního tlaku [ms]
- Impuls – tlakový impuls (plocha pod křivkou) [$\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-2}$]

4.5 Statistické zpracování dat

Následné statistické zpracování dat proběhlo v programu Statistica (verze 10 StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Určili jsme základní statistické veličiny (průměr, směrodatná odchylka) pro každou z proměnných. Při zjišťování rozdílů mezi různými typy chodidel byl využit neparametrický nepárový Mann Whitney U test. Hypotézy byly testovány na hladině statistické významnosti 5 % ($p < 0,05$).

5 VÝSLEDKY

Pro srovnání výsledků jednotlivých oblastí nohy byly použity průměrné hodnoty každého měřeného parametru. Ve výsledcích uvádím hodnoty naměřených parametrů, statisticky významné rozdíly jsou v tabulkách označeny červeně. Pro přehlednost jsou hodnoty také zaneseny do grafů.

Oblast palce (T1)

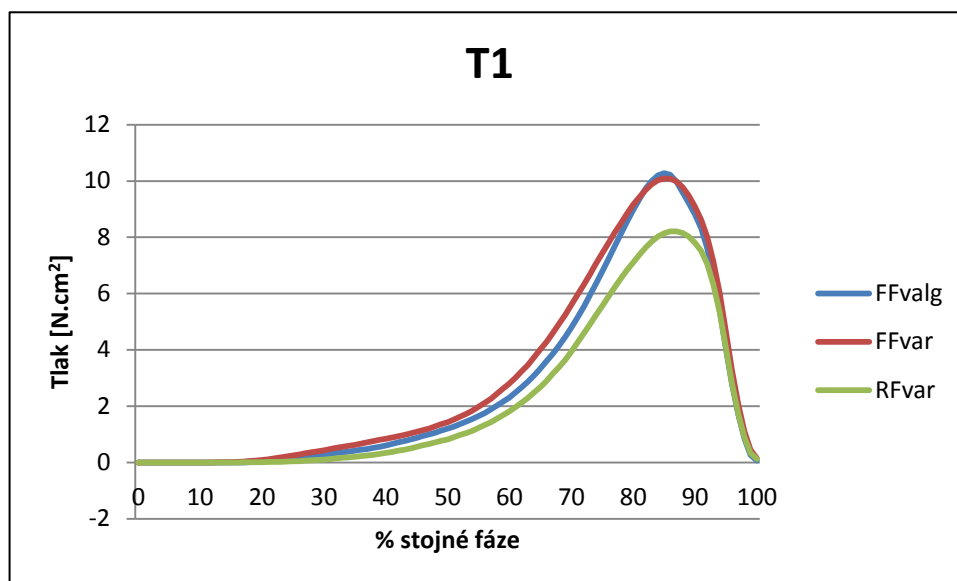
Měřená oblast T1 je plocha pod palcem nohy.

Toe 1	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	65,0	4,9	64,4	10,4	53,5	7,7	0,975	0,008	0,002
MaxP	10,6	3,2	10,6	3,6	8,6	2,2	0,975	0,306	0,135
t_MaxP	85,4	1,7	85,7	2,7	86,6	1,8	0,950	0,168	0,262
Impuls	273	106	299	109	223	50	0,779	0,497	0,049

Tabulka 1 porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast T1

Legenda k tabulkám 1 - 10: FFvalg – valgózní předonoží, FFvar – varózní předonoží, RFvar – varózní zánoží, P – průměr, SD – směrodatná odchylka

Z porovnání průměrných hodnot měřených parametrů pro oblast plochy pod palcem statisticky významné vyšly rozdíly v době kontaktu během stojné fáze mezi oběma typy předonoží a varózním zánožím. Konkrétně doba kontaktu varózního zánoží byla kratší než doba kontaktu valgózního předonoží i varózního předonoží. Dále pozorujeme významně nižší tlakový impuls u varózního zánoží v porovnání s varózním předonožím. Z grafu můžeme odvodit průběh narůstání tlaku (tvar křivky tlaku) pod palcem se podobá u všech tří měřených typů nohou.



Graf 1 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast palce

Oblast prstů (T2-5)

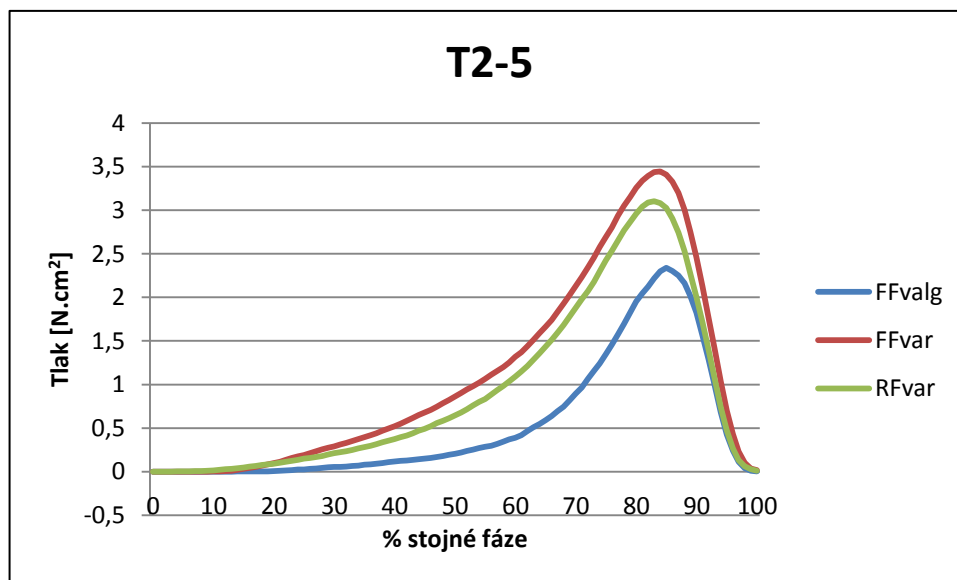
Měřená oblast T2-5 je oblast pod druhým až pátým prstem nohy.

T2-5	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	52,3	9,7	65,6	10,5	63,2	11,7	0,027	0,088	0,460
MaxP	2,5	1,1	3,6	1,2	3,3	1,3	0,031	0,227	0,592
t_MaxP	85,0	2,7	83,4	1,9	83,2	2,4	0,065	0,177	0,601
Impuls	53	18	107	47	92	48	0,004	0,103	0,395

Tabulka 2 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast T2-5

Z porovnání výsledků pro oblast prstů můžeme říci, že jsou statisticky významné rozdíly pouze mezi oběma typy předonoží. Nižší hodnoty nacházíme vždy u valgózního předonoží a jedná se o dobu kontaktu během stojné fáze krokového cyklu o celkový tlakový impuls a také velikost maximálního tlaku, který jsme pod prsty naměřili. Nízkou hodnotu parametru impuls u valgózního předonoží ovlivnil opožděný nárůst

tlaku, až kolem 60 % stojné fáze. Zatímco u varózního předonoží pozorujeme nárůst tlaku relativně konstantně již během první poloviny stojné fáze.



Graf 2 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast T2-5

Oblast I. metatarzu (M1)

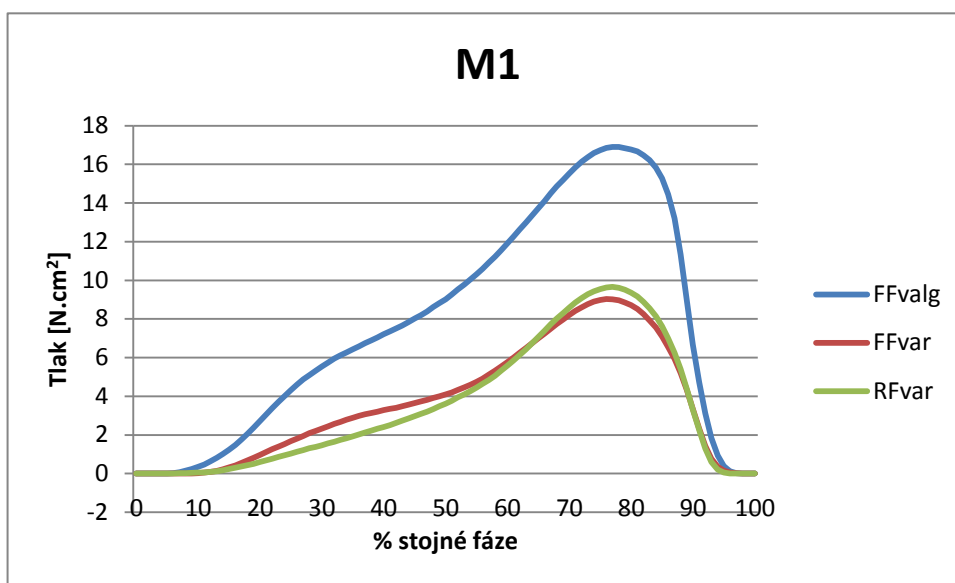
Měřená oblast M1 je oblast pod prvním metatarzem.

M1	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	83,2	3,4	74,4	8,3	73,6	5,9	0,008	0,001	0,414
MaxP	18,0	5,6	9,6	3,5	10,1	2,6	0,005	0,004	0,441
t_MaxP	77,1	5,7	74,4	5,4	76,7	3,3	0,417	0,972	0,187
Impuls	762	259	366	122	349	98	0,002	0,000	0,666

Tabulka 3 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M1

V oblasti prvního metatarzu bylo zjištěno nejvíce statisticky významných rozdílů. Ty jsme nacházeli mezi oběma typy předonoží a mezi valgózním předonožím a varózním zánožím. Mezi varózními typy (předonoží i zánoží) žádné statisticky významné rozdíly zaznamenány nebyly. Z grafu vidíme, že v naměřených hodnotách

pod prvním metatarzem se výrazně liší klinický typ nohy valgózní předonoží. Konkrétně nacházíme významné rozdíly v době kontaktu a čase tlakového maxima mezi dvěma typy předonoží. Hodnoty byly vždy nižší u varózního předonoží. Statisticky významný je rozdíl také v parametru impuls, který je dán velikostí plochy pod křivkou daného typu nohy – u valgózního předonoží pozorujeme větší nárůst tlaku již v první třetině doby stojné fáze, zatímco u varózního zanoží je v tomto období křivka spíše snížena a k rapidnímu nárůstu tlaku dochází až v poslední třetině doby stojné fáze.



Graf 3 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast M1

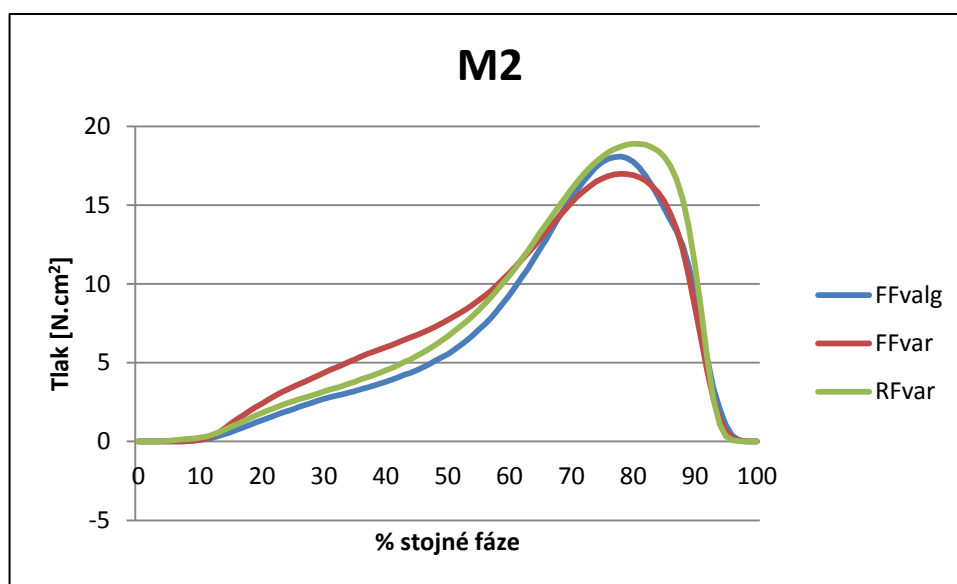
Oblast II. metatarzu (M2)

Měřená oblast M2 je oblast pod druhým metatarzem.

M2	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	79,6	7,0	80,8	5,2	80,8	4,8	0,975	0,945	0,632
MaxP	19,2	3,0	17,4	3,6	19,5	5,9	0,275	0,943	0,314
t_MaxP	79,6	4,6	78,0	3,1	80,1	3,5	0,532	0,887	0,056
Impuls	643	189	714	199	719	208	0,512	0,679	0,990

Tabulka 4 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M2

U měřených parametrů tlaku pod oblastí druhého metatarzu jsme nenalezli žádný statisticky významný rozdíl. Pětiprocentní hladině statistické významnosti se blíží rozdíl v době maximálního tlaku u obou typů varózního postavení. Z grafu vidíme, že se liší narůstání hodnoty tlaku mezi 20 % a 50 % stejné fáze u obou typů předonoží, což by mohlo ovlivnit parametr impuls, ovšem ke konci stejné fáze u valgózního předonoží dojde k většímu MaxP a u varózní deformity zase k nižšímu MaxP, což vyrovná průměrnou hodnotu parametru impuls.



Graf 4 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stejné fáze krokového cyklu pro oblast M2

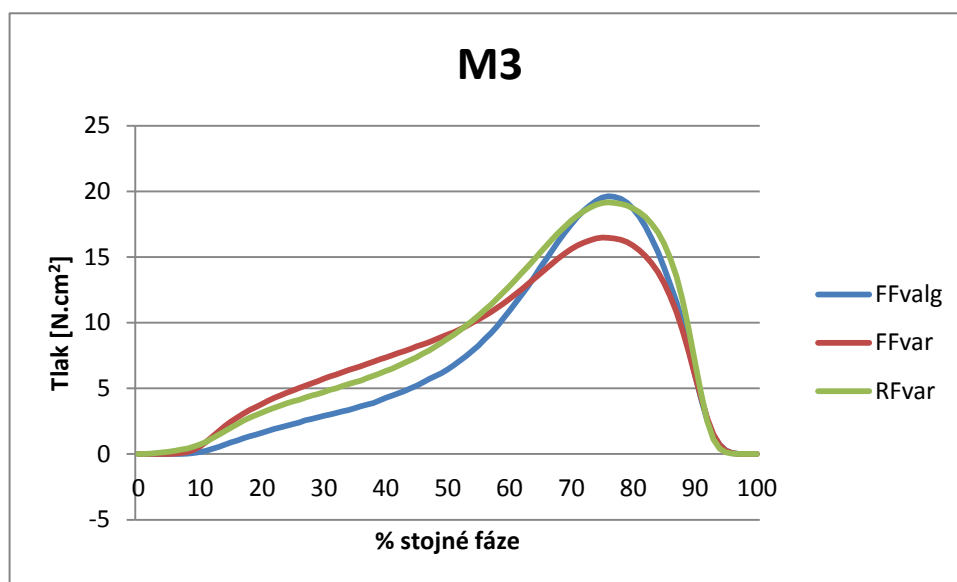
Oblast III. metatarzu (M3)

Měřená oblast M3 je oblast pod třetím metatarzem.

M3	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	79,8	7,1	83,3	4,0	83,1	4,1	0,399	0,581	0,632
MaxP	20,3	5,3	17,0	3,3	19,7	6,2	0,126	1,000	0,381
t_MaxP	76,8	3,0	75,3	3,3	75,8	3,2	0,365	0,570	0,647
Impuls	685	262	758	230	801	233	0,827	0,581	0,574

Tabulka 5 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M3

Z výsledků pro třetí metatarzus nám nevyšel žádný z rozdílů pro měřené parametry statisticky významný. Naopak např. hodnoty MaxP u rozdílných typů nohou – valgózního předonoží a varózního zánoží – se sobě velmi blíží. Z grafu vidíme rychlejší nárůst hodnoty tlaku pro oba typy předonoží již kolem 15 % doby stojné fáze v porovnání s deformitou zánoží, ale u tohoto typu zase nacházíme největší hodnotu maximálního tlaku.



Graf 5 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast M3

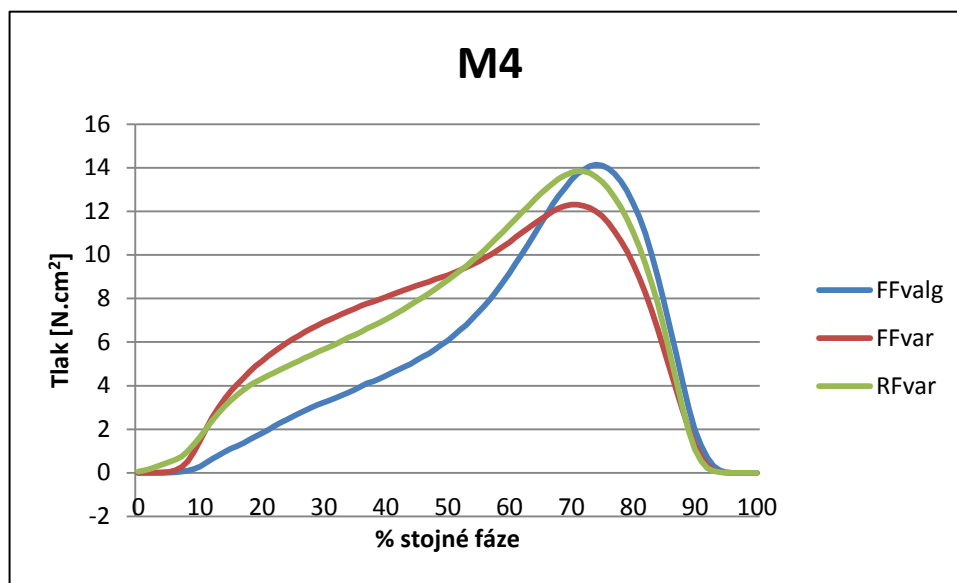
Oblast IV. metatarzu (M4)

Měřená oblast M4 je oblast pod čtvrtým metatarzem.

M4	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	79,3	5,3	82,6	3,3	82,5	4,0	0,223	0,534	0,476
MaxP	14,6	5,7	13,5	4,0	14,7	4,6	0,435	0,943	0,441
t_MaxP	73,4	2,9	64,2	9,2	68,1	6,5	0,014	0,075	0,120
Impuls	532	266	646	203	653	199	0,685	0,581	0,886

Tabulka 6 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M4

Pro oblast plochy pod čtvrtým metatarzem vyšel pouze jediný statisticky významný rozdíl a to u hodnoty doby dosažení maximálního tlaku. U varózního předonoží je tato hodnota výrazně nižší než u valgózního předonoží. Z grafu pozorujeme rozdíl v nárůstu tlaku – kolem 10 % stojné fáze dochází k rapidnímu nárůstu u obou varózních typů nohou, zatímco u valgózního předonoží je tento nárůst pozvolný. U varózního předonoží, kde pozorujeme v brzkých fázích krokového cyklu vysoké hodnoty tlaku, naopak zaznamenáváme nejnižší hodnotu MaxP.



Graf 6 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast M4

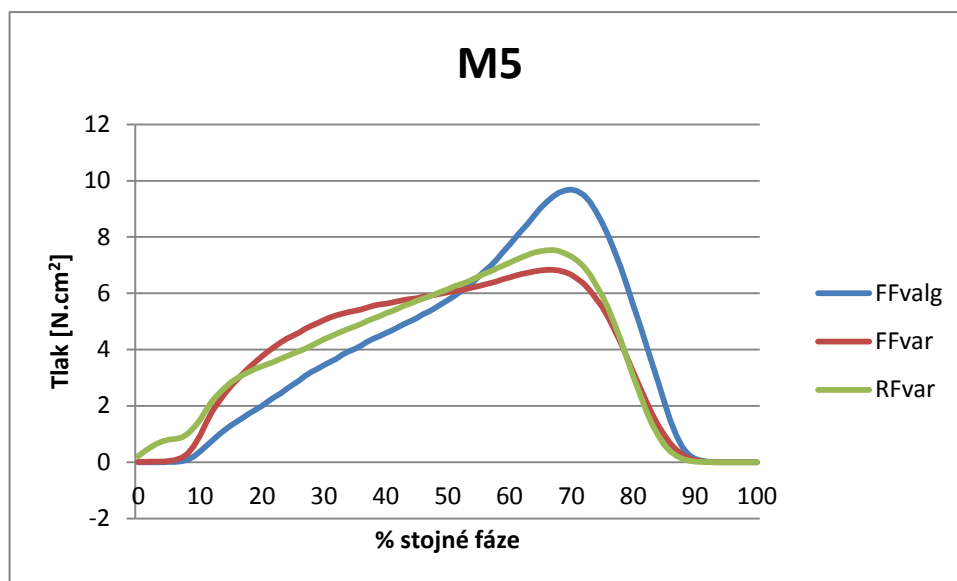
Oblast V. metatarzu (M5)

Měřená oblast M5 je oblast pod pátým metatarzem.

M5	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	75,6	4,8	75,9	3,6	77,3	4,6	0,925	0,836	0,127
MaxP	10,4	4,5	8,4	4,3	8,9	2,6	0,303	0,570	0,147
t_MaxP	63,1	7,9	54,5	11,0	57,7	13,5	0,075	0,619	0,214
Impuls	394	179	380	232	385	128	0,779	0,836	0,170

Tabulka 7 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M5

V oblasti pod pátým metatarzem jsme nezaznamenali žádný statisticky významný rozdíl u měřených parametrů. Z grafu pozorujeme, že křivky varózních deformit se relativně podobají, zatímco křivka valgózního předonoží má průběh odlišný. U varózního zánoží vidíme velmi rychlý nárůst tlaku ihned na začátku stojné fáze, kdežto začátek nárůstu tlaku u obou typů předonoží je velmi podobný. Rozdíl nacházíme ovšem ve velikosti tlaku, kde se naopak blíží hodnoty obou varózních typů, které okolo 15 % stojné fáze narůstají skokově, u valgózního předonoží je nárůst tlaku pozvolný. Okolo 50 % stojné fáze začne ještě více narůstat a maximum tlaku převyšuje maxima varózních deformit. U těch v polovině stojné fáze nepozorujeme žádnou změnu v průběhu narůstání tlaku. Doba kontaktu pod pátým metatarzem je také o něco delší v porovnání s varózními typy.



Graf 7 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast M5

Oblast středonoží (MF)

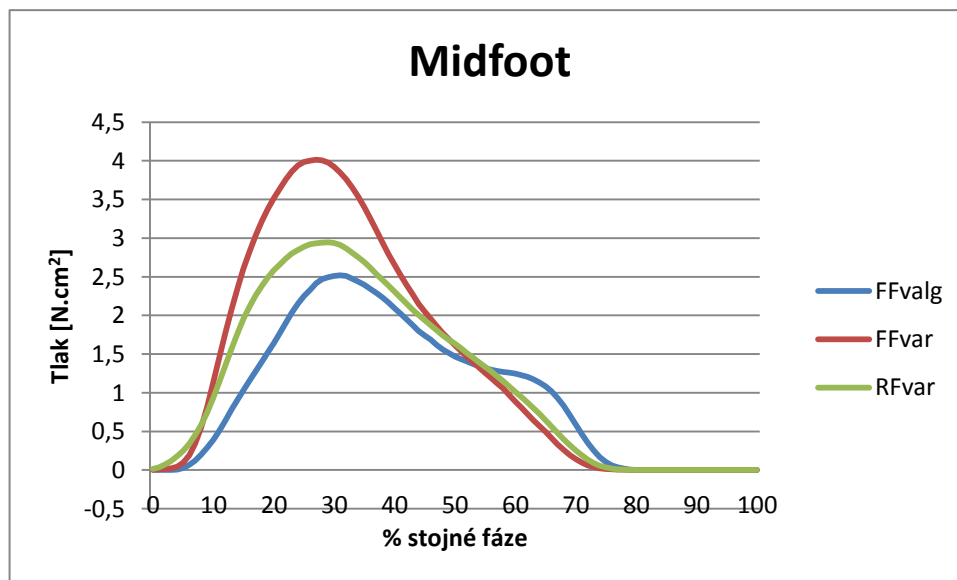
Měřená oblast MF je oblast středonoží, nachází se mezi liniemi tarzometatarzálního a transverzotalárního kloubu.

MF	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	50,8	14,1	55,6	6,8	58,1	6,0	0,779	0,331	0,259
MaxP	3,0	2,7	4,3	1,5	3,5	1,5	0,365	0,522	0,087
t_MaxP	34,5	10,7	29,4	4,7	33,2	10,0	0,261	0,570	0,472
Impuls	100	95	138	51	117	46	0,553	0,679	0,234

Tabulka 8 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast MF

Mezi měřenými parametry pro oblast středonoží se nevyskytly žádné statisticky významné rozdíly, i když z grafu můžeme vyčíst tendence. Z grafického vyjádření vidíme pozdější nástup maxima tlaku u valgózního předonoží a také menší strmost této křivky v porovnání s ostatními dvěma typy nohou. U varózních deformit pozorujeme maximum tlaku kolem 30 % stojné fáze, u valgózního předonoží je toto maximum mírně zpožděné. Zajímavým momentem je relativně konstantní hodnota tlaku mezi

55 % a zhruba 65 % stojné fáze u valgózního předonoží, zatímco u varózních typů v této fázi hodnota lineárně klesá dolů.



Graf 8 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast MF

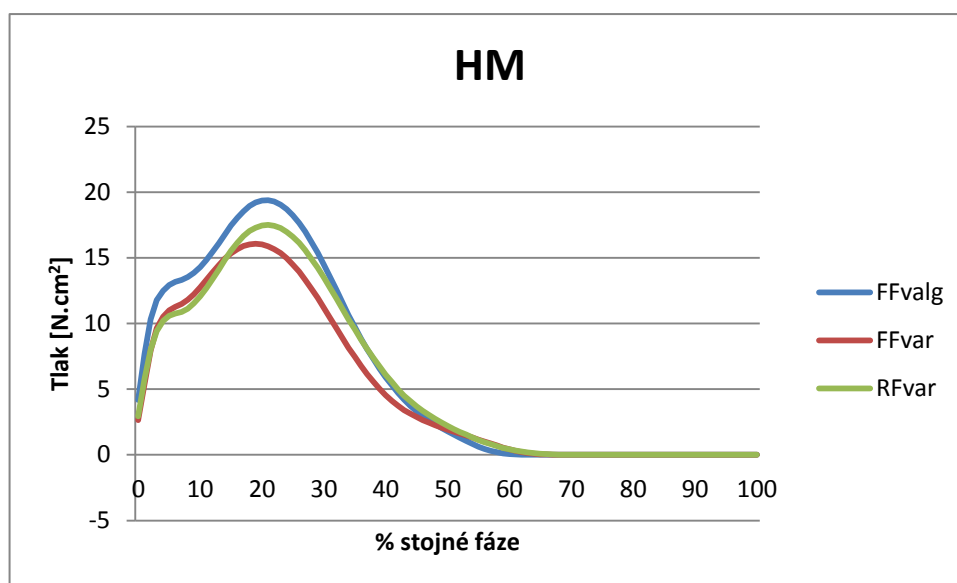
Oblast mediální paty (HM)

Měřená oblast HM je plocha pod mediální částí paty.

HM	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	51,1	6,2	50,7	8,4	55,0	6,6	0,925	0,265	0,097
MaxP	20,0	2,6	16,5	3,6	18,0	4,4	0,037	0,434	0,267
t_MaxP	21,2	3,1	19,0	3,1	20,6	2,5	0,179	1,000	0,048
Impuls	612	144	511	184	560	142	0,160	0,581	0,082

Tabulka 9 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast HM

U měřených parametrů pro oblast pod mediální částí paty jsme zjistili statisticky významný rozdíl v hodnotách maximálního tlaku v porovnání obou typů předonoží, kdy naměřená hodnota byla větší pro valgózní předonoží. Dále nám vyšel významný rozdíl v době dosažení maximálního tlaku u varózních typů nohou. Dříve maximálního tlaku pod mediální částí paty dosahují probandi s varózním typem předonoží. Z grafu vidíme, že během 5 % stojné fáze dochází k mírnému oploštění křivky a poté dalšímu rapidnímu nárůstu tlaku, přičemž prvotní nárůst je největší u valgózního předonoží, které má také nejvyšší hodnotu maximálního tlaku.



Graf 9 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast HM

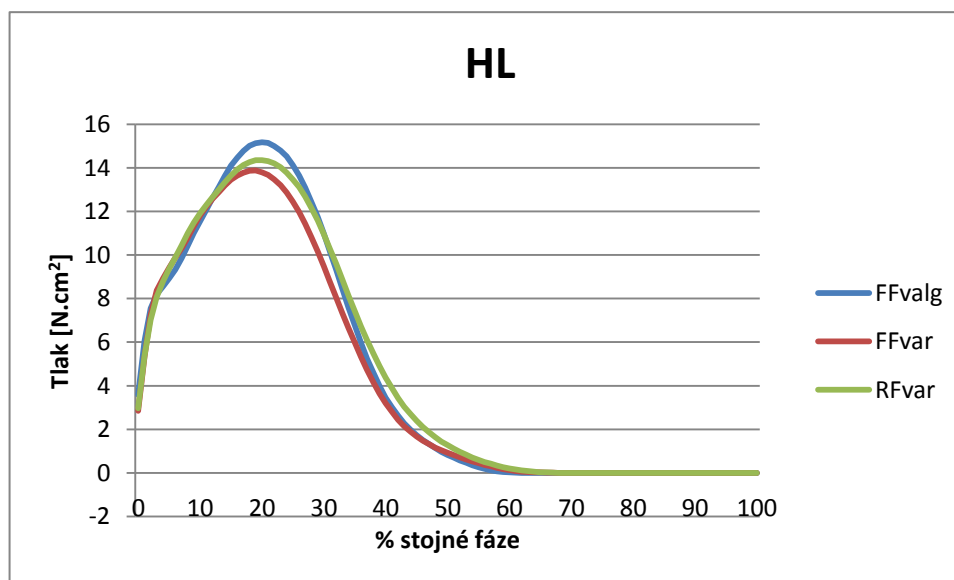
Oblast laterální paty (HL)

Měřená oblast HL je plocha pod laterální částí paty.

HL	FFvalg		FFvar		RFvar		hladina p		
	P	SD	P	SD	P	SD	FFvalg x FFvar	FFvalg x RFvar	FFvar x RFvar
% Contact	49,9	5,6	49,5	7,8	53,4	6,2	0,685	0,297	0,108
MaxP	15,5	0,6	14,4	2,7	15,1	2,4	0,512	0,943	0,290
t_MaxP	20,3	2,0	17,6	3,3	18,1	3,6	0,057	0,201	0,714
Impuls	456	44	428	103	465	92	0,553	0,679	0,278

Tabulka 10 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast HL

Hodnoty měřených parametrů pod laterální částí paty nevykazují žádné statisticky významné rozdíly. Hranici 5 % hladiny statistické významnosti se blíží rozdíl v době dosažení maximálního tlaku v porovnání mezi odlišnými typy předonoží. Z grafu můžeme vyčíst velmi podobný tvar křivek pro všechny tři typy zkoumaných nohou. Nejvíce se liší hodnoty maximálního tlaku, rozdíly však nejsou na hladině statistické významnosti 5 %.



Graf 10 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast HL

Souhrnně tedy můžeme říci, že rozdíly mezi jednotlivými typy nohou v rámci námi měřených parametrů se projevily nejvíce na mediální straně chodidla, kde jsme v celé délce chodidla zaznamenali statisticky významné rozdíly, konkrétně pod mediální částí paty, pod prvním metatarzem i pod palcem. Z laterální strany chodidla byl významný rozdíl pouze pod čtvrtým metatarzem. A to ale pouze mezi odlišnými typy předonoží. Na mediální straně nohy jsme zaznamenávali rozdíly mezi všemi měřenými klinickými typy nohou.

5.1 Vyjádření k hypotézám

Kritériem pro potvrzení hypotézy H1 – H6 bylo nalezení aspoň dvou statisticky významných rozdílů v některém z měřených parametrů.

H1: Liší se rozložení tlaků pod patou a středonožím mezi typy nohou FFvalg a FFvar? Mezi uvedenými typy nohou byl zjištěn mezi patou a středonožím pouze jeden statisticky významný rozdíl, tudíž hypotézu H1 zamítáme.

H2: Liší se rozložení tlaků pod metatarzy a pod prsty mezi typy nohou FFvalg a FFvar? Mezi valgózními typy předonoží a zánoží bylo zjištěno celkem sedm statisticky významných rozdílů, hypotézu H2 tedy potvrzujeme.

H3: Liší se rozložení tlaků pod patou a středonožím mezi typy nohou FFvalg a RFvar? Mezi uvedenými typy nohou nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl, tudíž hypotézu H3 zamítáme.

H4: Liší se rozložení tlaků pod metatarzy a pod prsty mezi typy nohou FFvalg a RFvar? Mezi klinickými typy nohou valgózním předonožím a varózním zánožím byly nalezeny čtyři statisticky významné rozdíly, hypotézu H4 můžeme tedy potvrdit.

H5: Liší se rozložení tlaků pod patou a středonožím mezi typy nohou FFvar a RFvar? Mezi varózními typy zkoumaných nohou byl zjištěn pouze jeden statisticky významný rozdíl, tudíž hypotézu H5 zamítáme.

H6: Liší se rozložení tlaků pod metatarzy a pod prsty mezi typy nohou FFvar a RFvar? Mezi varózními typy deformit předonoží i zánoží jsme zjistili dva statisticky významné rozdíly, hypotézu H6 tedy potvrzujeme.

Pro nedostatek statisticky významných rozdílů jsme zamítli hypotézy H1, H3 a H5. Naopak hypotézy H2, H4 a H6 jsme potvrdili. Všechny zamítnuté hypotézy se týkaly rozdílů mezi patou a středonožím. Všechny potvrzené hypotézy se týkaly rozdílů tlaků pod prsty a metatarzy.

6 DISKUZE

Noha a její funkce během krokového cyklu je studována již řadu let z mnoha různých pohledů a fakt, že struktura nohy ovlivňuje tlaky v oblasti chodidla je známa celé odborné veřejnosti. Funkční vztahy kloubů dolní končetiny, resp. nohy, jsou nedílnou součástí kineziologie a patokineziologie lidského těla. Mechanismy pohybů a jejich vzájemná propojenost mají vliv na segmenty vyšších etází. Znalost kinetiky nohy hraje důležitou roli v identifikaci a léčebném přístupu k onemocněním nohy. Funkční vztahy mezi hlavními klouby nohy jsou podkladem pro určení klinického typu.

Hlavním cílem mé diplomové práce bylo analyzovat, zda má klinický typ nohy vliv na rozložení tlaků na chodidle, konkrétně určit rozdíly v zatížení jednotlivých segmentů nohy. Pro klinickou praxi je velmi důležité, že mezi jednotlivými typy nohou se během krokového cyklu vyskytují rozdíly v timingu a rozsahu pohybů kalkanu, resp. celého zánoží a funkčně danými kompenzačními mechanismy v přední části chodidla. Důležitým principem kineziologie nohy je vliv postavení subtalárního kloubu na možnost pohybu v transverzotální kloubu při zatížení. Pokud je subtalární kloub v pronačním postavení, transverzotální kloub je maximálně volný, předonoží je odemčeno, naopak při supinaci subtalárního kloubu se transverzotální kloub uzamyká a noha představuje rigidní páku pro odraz v terminální části stojné fáze. Dalším důležitým momentem je spojení pohybů v subtalárním kloubu s rotací bérce a pohyby v kolením kloubu – pronace subtalárního kloubu a odemčení předonoží jsou spojeny s vnitřní rotací bérce a flexí v kolením kloubu. Extenze kolene se váže se zevní rotací bérce, supinačním postavením subtalárního kloubu a uzamčením transverzotálního kloubu. Mechanismy vzájemných pohybů v kloubech i vyšších etází jsou logicky propojeny – s extenzí kolene při odrazu se pojí uzamčení transverzotálního kloubu pro odraz atd.

Z biomechanického pohledu a námi získaných výsledků se potvrdil hlavně fakt, že rozdíl v maximu tlaku a době, kdy maximum tlaku nastává, době kontaktu s podložkou a tlakovém impulsu, se projeví u měřených typů nejčastěji právě na úrovni prstů a metatarzů. De Cock, Willems, Witvrouw, Vanrenterghem a De Cleecq (2006) provedli výzkum, jehož předmětem bylo zjištění rozložení tlaku pod chodidlem během joggingu a srovnání získaných dat se známými daty o chůzi. Zajímavé je, že rozložení tlaku se podle těchto autorů neliší mezi chůzí a během, pouze v absolutních hodnotách

jsou čísla pro tlak při běhu vyšší. Nejvíce tlaku našli pod mediální stranou paty, stejně jako v našem výzkumu, dále pod druhým metatarsem, v našem výzkumu vyšel statisticky významnější první metatarz. Nakonec se naše výsledky s jejich studií shodují v nejmenším zatížení v oblasti laterální strany předonoží.

V jiných studiích můžeme najít výsledky potvrzující fakt, že na krokový cyklus a měřené parametry, má větší vliv rychlost chůze než struktura nohy (Mootanah et al., 2013). V naší studii jsme rychlost chůze neregulovali, probandi šli svou přirozenou chůzí.

Námi naměřené hodnoty odpovídají některým teoretickým předpokladům projevu kompenzačních mechanismů u daného typu nohy. Nelze přesvědčivě konstatovat, že naměřené hodnoty přesně kopírují teoretické kineziologické mechanismy, jelikož jsme u jednotlivých typů nohou nerozlišovali kompenzované a nekompenzované, resp. rigidní či flexibilní, deformity, u kterých se některé kompenzační mechanismy liší.

Z porovnání výsledků našeho měření a teoretických poznatků o kompenzačních mechanismech jednotlivých typů nohou vidíme, že je velmi těžké posoudit, jak různé hodnoty jednotlivých parametrů souvisí s konkrétním kompenzačním mechanismem. Tiberio (1988) ve své práci formuloval zásadní poznatek – většina deformit nohou se objevuje v jedné rovině těla, kdežto kompenzační mechanismy v subtalárním a transverzotalárním kloubu se dějí ve více rovinách a často se kombinují. Přesto se dále pokusím analyzovat, jak struktura nohy, resp. její funkce, ovlivňuje krokový cyklus.

Varózní zánoží, jak je obecně uváděno, je nejčastěji se vyskytující deformitou s benigními následky. Nezatížená noha s touto deformitou je celá v supinovaném postavení. V iniciálním kontaktu nohy s podložkou je subtalární kloub lehce supinován a předonoží addukováno, ke kontaktu dochází laterální stranou paty. Zde nebyla nalezena žádná významně odlišná hodnota parametru v porovnání s dalšími měřenými typy. Aby bylo kontaktu dosaženo i mediální stranou chodidla, musí kalkaneus přejít do everze, resp. zánoží do pronace. U kompenzovaného typu deformity je pronace dostatečná a umožní kontakt s podložkou ve fázi opory, dochází k tzv. hyperpronačnímu syndromu. Pronace trvá do doby odlepení paty, je tedy opožděna resupinace. Rychlá pronace subtalárního kloubu po kontaktu s podložkou by mohla

znamenat dřívější vrchol maxima tlaku, což nám ve výzkumu vyšlo statisticky významně, v porovnání s varózním předonožím. Z teoretických poznatků bych předpokládala i významný nález na laterální straně paty, který však měřením prokázán nebyl. Při zatížení dojde k výraznému oploštění mediální podélné klenby. Kvůli subtalární hyperpronaci a odemknutí transversotalárního kloubu není noha dostatečně zpevněna. Tyto mechanismy podporují hypermobilitu předonoží a omezují přenos váhy na I. metatarz ve fázi odrazu a váha je tak přenášena více pod hlavičky II. a III. metatarzu. Tuto skutečnost potvrzuje námi zjištěný výrazně nižší parametr % contact pod T1 u varózního zánoží ve srovnání s ostatními dvěma typy deformit. Tím je samozřejmě ovlivněn i parametr Impuls, který je zde také výrazně nižší, statisticky významně v porovnání s varózním předonožím. Podobný průběh křivek bychom logicky předpokládali i u prvního metatarzu. Tato teorie zde platí pro varózní zánoží, nalézáme statisticky významný rozdíl v parametru % contact ve srovnání s valgózním předonožím. Ovšem u varózního předonoží nalezneme výsledek srovnatelný s varózním zánožím. V porovnání s valgózním předonožím nacházíme u varózního zánoží nižší hodnoty parametrů i u MaxP a impulsu. Pod II. a III. metatarzem se hodnoty statisticky neliší. Můžeme tedy říci, že u varózního zánoží je prokázán nižší tlak pod palcem a I. metatarzem, ale nepotvrdila se domněnka, že by váha byla výrazně více přenášena pod hlavičku II. a III. metatarzu. Tlak pod prsty je pro obě zkoumané varózní deformity srovnatelný, liší se tlaky u valgózního předonoží.

Nekompenzovaný typ deformity bývá obvykle posttraumatickým následkem. Není zde možnost dostatečné pronace v subtalárním kloubu, zatížení při kontaktu zůstává tedy na laterální straně a aby předonoží mohlo kontaktovat podložku dochází ke kompenzační plantární flexi I. metatarzu. Z našeho vzorku byli vyloučeni probandi s dřívějším traumatickým poškozením dolní končetiny, tudíž se nejspíš nikdo s tímto typem deformity do výzkumu nedostal. Pokud bychom chtěli tuto skutečnost prokázat, museli bychom změnit postup výběru probandů a nejprve určovat typy nohou a posléze měřit jednotlivé skupiny.

Varózní předonoží je dle Michauda (1997) způsobeno nedostatečným pronačním intrauterinním vývojem krčku talu, který bývá dokončen až kolem 6. roku věku. Campbell (in Vařeka & Vařeková, 2009) se kloní k názoru přestavby měkkých tkání následkem dlouhodobé hyperpronace související s jinou deformitou nohy nebo obtížemi

v proximálních segmentech. Kompenzace varózního předonoží je dána také hyperpronací zánoží. Je výraznější v období střední opory a odrazu, na rozdíl od varózního zánoží, kde ke kompenzaci dochází spíše v prvním kontaktu paty s podložkou. Kompenzační pronaci trvající déle bychom mohli pozorovat v hodnotách parametrů na mediální straně paty. Zde ovšem nacházíme statisticky významně nižší parametr MaxP u varózního předonoží v porovnání s valgózním předonožím a dále nižší hodnotu parametru t_{maxP} v porovnání s varózním zánožím. U varózního zánoží tedy dochází k maximu tlaku dříve. Což značí rychlejší hyperpronaci, jak se udává v teoretických předpokladech. Ovšem hyperpronace není výraznější, v tom případě bych očekávala i vyšší maximum tlaku. Nejspíš je tato formulace myšlena, jako déle trvající, což by mohl potvrdit naměřený vyšší tlak v oblasti středonoží – během přenosu váhy přes laterální stranu chodidla a zároveň kolapsu podélné nožní klenby dochází v období střední opory k výraznější opoře i v oblasti středonoží. Statisticky odlišná hodnota nebyla potvrzena, ale z grafu vidíme rozdíl křivek v hodnotách maxima tlaku v porovnání s dalšími typy nohou. Průběh křivky je tvarově shodný s druhou zkoumanou varózní deformitou, liší se právě v hodnotách maxima tlaku. Delší hyperpronace má i závažnější dopad na tkáně ve vyšších etážích těla. Hyperpronace kalkaneu v období střední opory je provázáno abdukci předonoží, což má výrazný dopad na úhel tahu svalů, dochází k supinaci proximálních článků prstů a vzniku kladívkových prstů, s maximem na V. prstu. V oblasti pod prsty jsme v našem měření zjistili vůbec nejvyšší hodnoty všech měřených parametrů, statisticky významné bylo maximum tlaku, doba kontaktu a tím daný impuls u varózního předonoží v porovnání s valgózním předonožím. Mezi varózními typy deformit byl rozdíl v maximu tlaku, průběh křivky byl velmi podobný. Jak je z výsledků patrné, u toho typu deformity dochází k opoře také více o 2. – 5. prst, ne jen o palec, jak je tomu v případě dalších typů nohy. Tuto domněnku potvrzuje i rozložení tlaku pod jednotlivými metatarzy - křivka pro varózní předonoží má odlišný průběh. Vždy na počátku stojné fáze dochází k většímu a rychlejšímu nárůstu tlaku v porovnání s ostatními typy. Tento nárůst se stupňuje od II. metatarzu k pátému, kde je nejvíce markantní. Ovšem maximum tlaku je naopak nejnižší ze všech sledovaných typů a také vrchol maxima v grafu pozorujeme dříve – to znamená přenos váhy dříve dopředu a větší zatížení prstů, které jsme měřeními ozřejmili také. Nestabilní pozice talu v období opory vede k výraznému oploštění mediálního podélného oblouku nožní klenby, které je u tohoto typu deformity nejvýraznější. I. paprsek je nestabilní v důsledku neuzamčeného transversotálního

kloubu, napomáhá tomu také pronační postavení subtalárního kloubu. Pod prvním metatarzem je stejně jako u varózního zánoží významně menší tlak než u valgózního předonoží. Křivky pro obě varózní deformity si odpovídají, což potvrzuje princip stejných kompenzačních mechanismů. Naopak se ale statisticky liší velikost parametru impuls a % contact pod palcem pro tyto dva typy deformit. Pro varózní předonoží jsou charakteristické hallux valgus a hallux rigidus, které jsou podpořeny jednak nestabilním paprskem (který nacházíme i u varózního zánoží), ale zde ještě přispívá změněný tah svalů nohy i bérce (např. m. peroneus longus). Počínající hallux by mohl být příčinou vyššího tlaku pod palcem u varózního předonoží ve srovnání se zánožím.

Nekompenzovaná varozita předonoží zatěžuje ke konci stojné fáze nohu více pod V. metatarzem a při odrazu plochu pod prvním interfalangeálním kloubem.

Supinované předonoží má klinický obraz stejný jako varózní předonoží, rozdíl je v příčině vzniku. Varózní předonoží má strukturální příčinu, supinované předonoží je následkem kompenzace jiné deformity nohy, nejčastěji varózního zánoží. Nacházíme reverzibilní kontrakturu měkkých tkání, která vymizí po odstranění příčiny. V našem zkoumaném vzorku bylo největší zastoupení probandů s deformitou varózní předonoží, je tedy možné, že sem byli zahrnuti i probandi se supinovaným předonožím. Nicméně, klinický obraz je stejný, pro náš výzkum tedy nepodstatné, o kterou přesně z těchto dvou deformit se jedná.

Valgózní předonoží je uváděno jako nejčastější deformita předonoží ve frontální rovině, jehož příčinou může být vrozeně změněné postavení kostí nebo se vyskytuje jako kompenzace nekompenzovaného varózního zánoží. Valmassy (1995) rozlišuje flexibilní a rigidní typ. Rigidní typ má klinický obraz jako pes cavus, u flexibilního typu je možná dostatečná supinace předonoží v transversotalárním kloubu. Výchozí pronační postavení předonoží je poloha, která odemyká transversotalární kloub a předonoží má tak zhoršenou schopnost přenášet zatížení v období střední opory a odrazu. Na základě možnosti rozsahu pronace a supinace v transversotalárním kloubu pak Michaud (1997) rozděluje subtypy valgózního předonoží na A, B1 a B2.

U subtypu A je možný velký rozsah supinace v transversotalárním kloubu, což zapříčiní hyperpronační postavení zánoží po dobu kontaktu s podložkou, i během fáze odrazu. U subtypů B1 a B2 je rozsah supinace omezen, naopak je zvýšený rozsah

pronačnického pohybu zánoží. U subtypu B1 do 6°, u subtypu B2 více než 6°. V období střední opory pozorujeme pouze krátký přechod do pronace, ihned poté dochází k resupinaci. Tu pozorujeme na začátku střední opory (subtyp B1), resp. již na konci období střední opory (subtyp B2). Tyto mechanismy vedou k chronickému supinačnímu přetížení. Situaci se tělo snaží řešit tak, že omezí možnost supinace v subtalárním kloubu a nahradí ji supinací v transversotalárním kloubu. Navíc je blokována fyziologická flexe I. metatarzu, tím je omezena možnost přenosu zatížení a to se přesouvá pod hlavičky II. a III. metatarzu. U subtypů B1 a B2 se při zatížení rozšíří předonoží a zároveň kolabuje mediální oblouk nožní klenby. Tímto nastavením je výrazně přetížena celá mediální část předonoží. Z našeho měření vidíme, že největší rozdíl v tlacích oproti předchozím typům nalézáme pod I. metatarzem a to statisticky významný ve třech ze čtyř parametrů - % contact, MaxP a t_MaxP. Hodnoty parametrů jsou výrazně vyšší v porovnání s oběma dalšími měřenými typy. Z grafu také vidíme dřívější nárůst tlaku. Pod palcem je situace u valgózního předonoží z hlediska grafického vyjádření křivkou i hodnot parametrů podobná jako u varózního zánoží. Statisticky významně vyšší vychází parametr % contact v porovnání s varózním zánožím. Situace je velmi odlišná v případě ostatních prstů, kde jsou naopak hodnoty parametrů % contact, MaxP a impuls pro valgózní předonoží nejnižší a statisticky významné v porovnání s varózním předonožím. Tato zjištění potvrzují teorii, že kontakt předonoží se děje nejprve na mediální straně, resp. I. metatarzem a i v období odrazu je váha spíše na mediální hraně, což značí tlak pod palcem srovnatelný s ostatními typy nohou a výrazně nižší tlak pod 2. - 5. prstem. Vysoké hodnoty v oblasti I. metatarzu potvrzují teoretický fakt, že odraz se děje v pronačním postavení subtalárního kloubu a tudíž je celé chodidlo postaveno více na mediální hranu. Přenos váhy pro odraz na II. a III. metatarz z našeho měření potvrdit nemůžeme. Hodnoty tlaků jsou srovnatelné s dalšími dvěma měřenými typy nohou, nejsou zde žádné statisticky významné odchylky a křivky si relativně dost odpovídají i svým tvarem. Z výsledků měření také můžeme soudit, že v našem výzkumném vzorku nebyli jedinci se subtypy B1 a B2, ale pouze typ A s dostatečnou možností kompenzační supinace v transversotalárním kloubu. Situace u IV. a V. metatarzu je již jiná. Pod IV. metatarzem nalézáme statisticky rozdílné hodnoty u parametru t_maxP mezi valgózním předonožím a varózním předonožím. U valgózního dochází k nástupu maximálního tlaku později. Pod V. metatarzem je situace obdobná, žádný z parametrů ale nevychází statisticky významný, i když pozorujeme výrazně vyšší maximum tlaku. Zajímavý je průběh

křivek – u valgózního předonoží je nárůst tlaku do cca 55 % stejné fáze lineární pod všemi čtyřmi diskutovanými metatarzy, kdežto u ostatních typů nohou se průběh křivky mění. Pod II. metatarzem vidíme křivky pro všechny typy velmi podobné, u III. metatarzu pozorujeme u varózních typů deformit mírné navýšení tlaku již na začátku stejné fáze v porovnání s valgózním předonožím a také vrchol křivky u varózního předonoží je snížen. Ke stejné situaci dochází i pod IV. metatarzem – výraznější je nárůst tlaku v počátku stejné fáze, opět křivka pro varózní zánoží má nižší hodnotu maximálního tlaku. U V. metatarzu je taktéž počáteční nárůst patrný a hodnoty maximálního tlaku obou typů deformit předonoží jsou sníženy v porovnání s valgózním předonožím. To by mohlo značit, že u valgózního předonoží fungují metatarzy jako jeden celek, neliší se nijak průběhy křivek, zatížení je přenášeno rovnoměrně. U varózních deformit pozorujeme vyšší hodnoty spíše pod mediální stranou (II. a III. metatarzem), pod laterální stranou zánoží dochází k nízkému přenosu váhy. V oblasti středonoží nenacházíme statisticky významné rozdíly hodnot, ale z grafu vidíme, že tlak u valgózního předonoží je zde nejnižší ze všech měřených typů nohou. Vrchol maximálního tlaku také nastává později. Kolem 55 % stejné fáze u obou varózních typů plynule klesá křivka tlaku dolů k nulovým hodnotám, ovšem u valgózního předonoží pozorujeme mezi 55 % a 65 % stejné fáze plató – nedochází tedy k poklesu tlaku, zůstává relativně konstantní. Podíváme-li se na situaci v celém předonoží, víme, že tlak je největší pod I. metatarzem, relativně velký pod palcem, relativně velký pod IV. a V. metatarzem a pod prsty naopak nízký. Tyto hodnoty naznačují, že u valgózního předonoží dochází od 55 % stejné fáze k přenosu jak na mediální stranu předonoží, tak i na laterální. V porovnání s varózními typy nohou výrazně více. Dále však nedochází k přenosu váhy pod prsty, ale odraz se děje více ze zatížených metatarzů a palce. V teorii dynamické funkce valgózního předonoží je popsán zhoršený přenos zatížení v období střední opory a odrazu kvůli odemčenému transverzotálnímu kloubu. Výše popsáný mechanismus přenosu váhy na laterální stranu s plató v poklesu zatížení, minimální tlak pod prsty a velmi výrazně vyšší tlak pod I. metatarzem by mohlo být konkrétní vyjádření těchto teoretických předpokladů. Vyšší tlak v oblasti II. až V. metatarzu v porovnání s dalšími typy nohou by mohl značit také v teorii popsané rozšíření předonoží. To se pojí s kolapsem mediálního oblouku nožní klenby a díky této situaci se nejspíše objevuje plató mezi 55 a 65 % stejné fáze v oblasti středonoží, kam je v tu chvíli přenášena váha. Díky velkému rozsahu supinace v transverzotálním kloubu dochází v subtalárním kloubu k hyperpronačnímu postavení. To by mohlo zapříčinit

výrazně vyšší tlak v oblasti mediální strany paty. Nacházíme zde statisticky významný rozdíl v porovnání s varózním předonožím. V oblasti laterální strany paty je situace obdobná u všech měřených typů nohou, bez rozdílů ve tvaru i exkurzi křivek v grafickém provedení.

Rigidní valgózní předonoží se nevyskytuje moc často. Tato deformita nemá možnost kompenzační supinace v transversotálárním kloubu. Mediální oblouk díky supinovanému postavení zánoží zůstává ve vysokém postavení v odlehčení i zatížení. V období počátečního kontaktu paty s podložkou může dojít zpočátku k pronaci, jakmile ale předonoží kontaktu podložku, musí dojít k rychlé supinaci kalkaneu, dorsiflexi talu a addukci v transversální rovině. Až tato situace umožní kontakt předonoží s podložkou. Někteří jedinci se naučí držet zánoží v supinaci i během pokládání paty na podložku, tento kompenzační mechanismus připomíná chování nekompenzovaného varózního zánoží. Trvalá supinace zánoží přispívá k elongaci ligament laterální strany hlezna a podporuje chronickou laterální nestabilitu. Postavení metatarzů u trvale zvýšeného mediálního oblouku klenby nožní způsobí dorsiflexi metatarsofalangeálních kloubů a tím vznik drápotivých a kladívkových prstů.

Uvedené naměřené hodnoty ve výše uvedených souvislostech odpovídají či vyvrací teoretické předpoklady fungování kompenzačních mechanismů u klinických typů nohou. Naše výsledky nelze dogmaticky interpretovat pro danou skupinu jako závazné, jelikož jsme ve zpracování nerozlišovali kompenzované a nekompenzované, resp. rigidní či flexibilní, deformity, u kterých se některé kompenzační mechanismy liší. Rozdělení na subtypy nebylo možné z hlediska relativně malého vzorku. Z námi měřených probandů byla data použitelná u 23 osob. Nejvíce zastoupenou skupinou bylo varózní předonoží ($n = 22$), následované varózním zánožím ($n = 19$), poslední skupina valgózní předonoží byla zastoupena pouze 5 vzorky. Proto jsou výsledky pro tuto klinickou skupinu spíše orientační, i když odpovídají teoretickým předpokladům stejně jako skupiny zastoupené větším počtem probandů. Nemůžeme jednoznačně říci, že v našem statistickém vzorku odpovídalo rozložení typů nohou celkové situaci v populaci, jelikož i výsledky zkoumání jiných autorů, kteří se touto problematikou zabývali, se velmi liší. Dle Michauda (1997) je výskyt varózního předonoží v populaci kolem 9 %. V našem vzorku byl tento typ nejpočetnější a tvořil 48 %. Opět podotýkám, že výsledky nemůžeme považovat za plně validní z důvodu nižšího počtu probandů ve

zkoumaném vzorku. Vařeka (Vařeka, & Vařeková, 2008a) v jeho výzkumu výskytu funkčních typů a subtypů u mužů a žen uvádí k varóznímu předonoží u mužů výskyt 17,2 %, shodně s valgózním předonožím. U žen jsou výskyt varózního předonoží dle Vařeky nižší (15,6 %), naopak valgózní předonoží se vyskytuje dle jeho výzkumu až u 36,9 % žen. Zkoumaným vzorkem bylo 87 probandů středního a vyššího věku. Najjarine (n.d.) udává z pozorování ve své klinické praxi výskyt valgózního předonoží u dospělých osob v méně než 10 %. S výskytem varózního zánoží je situace ještě složitější. McPoil, Knecht a Schuit (1988) uvádí výskyt 4 – 98,3 %. Data se liší z důvodu tibiofibulární a subtalární varozity a jejich případné kombinace. Michaud (1997) uvádí varozitu v obou případech fyziologickou do 2°, v součtu tedy až do 4°. Data ve studii autorů McPoil, Knecht a Schuit (1988) byla získána z měření skupiny 58 žen ve věku 18 – 30 let. Vařeka (2008a) uvádí výskyt varózního zánoží u mužů 46 %, u žen 32,6 %. V jím zkoumané skupině byl tento typ nohy pro mužskou část vůbec nejpočetnější. Jak uvádí Pratt a Sanner (1996) je varózní zánoží nejčastěji se vyskytujícím typem, čímž potvrzují Vařekův výzkum i data uváděná Michaudem. V naší zkoumané skupině byl výskyt této deformity 41 % a byl druhým nejpočetnějším typem zkoumaných nohou. Domnívám se, že rozdíl může být dán jednak odlišným způsobem určování klinického typu nohy a za druhé složením zkoumaného vzorku. Jak bylo uvedeno u teoretické části, samotní žáci zakladatele určování klinických typů nohou a funkčního ortézování Mertona L. Roota, později zpochybnili systém jeho vyšetřování a stanovování neutrálního postavení subtalárního kloubu. Výzkumy z různých zemí, kde se doktoři a fyzioterapeuté učí prakticky od odlišných kolegů, i když používají stejnou odbornou literaturu, tedy může být rozdílný. Michaud (1997) uvádí výskyt varózního předonoží v závislosti na vyšetřovací technice v rozmezí 9-90 %. Dle něj je to dáno obsolentním vyšetřovacím postupem podle Roota v odlehčení a použití dogmatu, že fyziologický poměr supinace a pronace v subtalárním kloubu je 2 : 1, který Michaud upřesňuje na 2,8 : 1 až 19 : 1. Nepřesnosti také může zapříčinit nadměrná síla použitá k pasivní dorsiflexi předonoží. Z praxe mohu potvrdit, že je velmi složité se shodnout mezi dvěma odborníky na přesných datech a výsledky stejného zkoumaného vzorku se tudíž mohou lišit, určoval-li by u stejných probandů typ nohy jiný vyšetřující. Probandy pro náš výzkum vyšetřoval zkušený lékař, který konzultoval svůj pohled na problematiku i s ostatními kolegy z praxe, věřím tedy, že náš výzkumný vzorek můžeme považovat v tomto ohledu za relevantní.

Druhou proměnnou v rozdílných výsledcích může být zkoumaný vzorek samotný. Nejstarší data, která bývají citována v odborné literatuře, jsou data naměřená McPoilem (1988), který k výzkumu použil skupinu žen mezi 18 a 30 lety. Z výše uvedeného Vařekova výzkumu víme, že se liší procentuelní zastoupení různých klinických typů nohou u žen a mužů. Nejčastěji zastoupený typ nohy u mužů bylo varózní zánoží (46 %) a valgózní předonoží a zánoží shodně 17,2 %. V našem vzorku jsme měli podobné zastoupení - nejvíce varózní předonoží (48 %), méně pak varózní zánoží (41 %) a vůbec nejméně valgózní předonoží (11 %). Garbalosa, McClure, Cartlin a Wooden (1994) zaznamenali u 120 zdravých probandů (muži i ženy) varozitu předonoží v 87,7 % a valgozitu předonoží v 8,8 %. Ve svém výzkumu posuzovali pouze typ předonoží. Naše data, vztažená pouze na typ předonoží, by se relativně shodovala. Výskyt valgózní deformity by byl 19 % a varózní 81 %. Dále také nezjistili žádné významné genderové rozdíly. De Cock a další (2006) zkoumali 215 zdravých studentů ($\pm 18,3$ let) obou pohlaví a nenašli žádné významné rozdíly mezi naměřenými hodnotami u mužů a žen. Putti, Arnold a Abboud (2010) porovnávali rozdíly tlaku pod mužskou a ženskou nohou, předpokládali, že jestli má stavba kostí nohy prokazatelné genderové rozdíly, podle kterých se dá určit pohlaví, musí mít tyto rozdíly vliv i na tlaky v oblasti chodidla. Z výzkumu vyplynulo, že bez rozdílu byly měřené parametry maximum tlaku a doba kontaktu. Významné odlišnosti našli pouze v ploše kontaktu, která byla u mužů poměrově větší a celkově větší tlak u mužů se objevil pod hlavičkami I. a III. metatarzu v porovnání s ženami. Jejich výzkumný vzorek zahrnoval věkové skupiny od 19 do 52 let. Morag a Cavanagh (1999) zkoumali strukturální a funkční předpoklady pro rozložení tlaku na plosce nohy. Předpokládali, že věk bude ovlivňovat strukturální podobu nohy a tím i její funkci. Překvapivé bylo, že parametry jako rychlost chůze, výška mediálního oblouku nožní klenby a stav měkkých tkání nebyly tak výrazně ovlivněny, jako tlaky v oblasti paty. S narůstajícím věkem dle nich výrazně klesá. V jejich zkoumané skupině byly probandi do 70 let věku.

Zde tedy vidíme, že struktura nohy a tím i její funkce se během života nejspíše mění. Na strukturu nohy mohou mít během života vliv traumatické změny a s vyšším věkem již musíme počítat se změnami degenerativními. Ty určitě ovlivní strukturu, která má zásadní vliv na funkci nohy. Z uvedených rozdílů vyplývá, že pro ozřejmění tohoto problému by bylo třeba provést výzkum napříč celým věkovým spektrem, vyjma dětí, u kterých se chůze ještě vyvíjí, a porovnat výsledky mužů a žen v jednotlivých

věkových dekadách a dále srovnat klinické ozřejnění typů nohou u jedné skupiny více autory. Zajímavým směrem výzkumu by mohlo být i srovnání funkčního typu nohy v dospělosti v závislosti na začátku lokomoce. Z teoretických poznatků víme, že noha musí projít např. pronatorním zkrutem a dalšími vývojovými stupni. Tímto výzkumem by bylo možno ozřejmit, zda dřívější počátek lokomočních prvků v ontogenezi dítěte má vliv na utváření určitého typu nohy a zda má vliv na kompenzační mechanismy.

Většina současných studií, které se zabývají zkoumáním tlaků na plosce nohy, je zaměřena na porovnání výšky mediálního oblouku klenby nožní, případně jeho tvaru a související tlaky v různých oddílech nohy. Sami autoři některých studií (Barton, Levinger, Crossley, Webster, & Menz, 2011; Jonely, Brismée, Sizer a James, 2011) si uvědomují nedostatky výzkumu v tom smyslu, že ze získání dat ohledně vzájemné polohy kostí, výšky oblouku nožní klenby a dalších ve statické poloze stoje, chtějí usuzovat dynamickou funkci chodidla během chůze. Dříve bylo takových studií provedeno mnoho, některé výsledky a interpretace se dodnes používají pro srovnání současných výzkumů. Dnes se již pro získání dat o dynamické funkci nohy častěji používají dynamické a 3D systémy.

Ve většině výzkumů jsou použity vložky do bot s tlakovými senzory. Noha bývá rozdělena dle výšky mediálního oblouku palpačně ozřejměného na různé stupně. A například v práci Jonely, Brismée, Sizer a James (2011) měřili autoři tlaky na mediální straně chodidla, tedy i pod mediální stranou středonoží, kde při bosé chůzi není tlak žádný. Jejich výsledky se shodovaly s mnoha dalšími výzkumy (Burns, Crosbie, Hunt & Ouvrier, 2005; Chuckpaiwonga, Nunleya, Mallb, & Queen, 2008; Mootanah et al., 2013; Teyhen et al., 2009), všechny uvedené výzkumy prokázaly souvislost mezi výškou mediálního oblouku nožní klenby související se strukturou stavby nohy a regionálním rozložením tlaků pod ploskou. Konkrétně zjistili, že u nohy s nižším mediálním obloukem se objevuje vysoký tlak v oblasti „mediálního středonoží“ (tedy pod obloukem nožní klenby) a zároveň nízký tlak v mediální části předonoží během chůze i běhu. S vysokým obloukem nožní klenby se dle výsledků uvedených autorů pojí vyšší hodnoty tlaků v mediální oblasti zánoží a předonoží. Podle mého názoru mohlo být měření pod mediální stranou ovlivněno tvarem vložky v botě – uvědomme si, že pokud tlak v dané oblasti měříme, musí dojít ke kontaktu plosky a měřicí plochy – tedy u nohou s nízkým obloukem klenby by bylo třeba mediální hranu

vložky konstruovat úplně jinak než pro nohy s vysokým obloukem klenby. Domnívám se, že tato mediální strana vložky může zabraňovat „přirozenému“ poklesu oblouku, který se pojí s některými typy nohou. Levinger, Murley, Barton, Cotchett, McSweeney a Menz (2010) ve své studii potvrzují, že noha se sníženým obloukem podélné nožní klenby vykazuje při měření větší vnitřní rotaci zánoží (tedy pronační pohyb), hlavně během konečné fáze stoje. Na závěr uvádí, z kineziologie nohy nám známý fakt, že pronační tendence zánoží snižují oblouk nožní klenby. U nohou s nižším obloukem tedy při použití tvarované vložky vždy naměříme vysoký tlak v oblasti mediálního středonoží, i když při bosé chůzi by zde žádný tlak naměřen nebyl. A kontaktem v oblasti „mediálního středonoží“ může být také ovlivněn kompenzační mechanismus předonoží, kterému může být mechanicky bráněno. Burns, Crosbie, Hunt & Ouvrier (2005) uvádí, že vysoký oblouk nožní klenby se váže s vyššími hodnotami tlaku v oblasti mediální části paty. Pokud bychom uvažovali valgózní předonoží jako nohy s vysokým obloukem, můžeme tuto skutečnost potvrdit i výsledky našeho měření, kdy u valgózního předonoží v našem zkoumaném vzorku v tomto regionu byly naměřeny nejvyšší hodnoty.

Studie Tsung, Zhang, Mak a Wong (2004) se zabývala vlivem typu vložek pro měření tlaku na jeho distribuci pod ploškou nohy. Výsledkem je, že použití vložek redukuje lokální maxima tlaku a zvětšuje oblast kontaktu nohy s měřicí podložkou. Také materiál a typ vložky ovlivňuje distribuci tlaku. Měkké ploché vložky redukují plantární tlak a zvětšují plochu kontaktu, v čemž se shodují i s jinými autory (Birke, Foto, & Pfiefer, 1999) nicméně tyto vložky jsou méně efektivní v ovlivnění kompenzačních mechanismů, než tvarované vložky (Raspovic, Newcombe, Lloyd, & Dalton, 2000). Vložky zhotovené pro konkrétní osobu se jeví jako nejvíce efektivní, umožňují dle měření nejlepší přenos váhy na celou nohu a poskytují nejlepší oporu, zvláště v oblasti mediální hrany nohy (Tsung, Zhang, Mak, & Wong, 2004).

Nevýhodou měření tlaků nohy pomocí vložek do bot může být výše popsaná mechanická překážka, nicméně měřením bosé chůze zase získáváme data, která neodpovídají každodenní realitě, tj. neustálému nošení obuvi. Pro aplikaci poznatků z měření tlaků u různých patologií nohy bychom dále potřebovali znát vhodný typ obuvi, který bude mít příznivý vliv na kompenzační mechanismy nebo bude umožňovat volbu správné ortotické pomůcky.

Morag a Cavanagh (1999) se snažili vytvořit vzor systému fungování chodidla, který by zahrnoval strukturální i funkční faktory, kterými je ovlivněn tlak na plosce v jednotlivých regionech a tím poskytnout náhled na biomechanické fungování nohy. Jejich model zahrnuje 4 oblasti, ze kterých je během výzkumu třeba získat informace a naměřit parametry, jež ovlivňují tlaky v oblasti nohy. Těmito oblastmi jsou fyzické charakteristiky (věk, tělesná hmotnost, výška), síla svalů, struktura chodidla (kosti, klouby, vazy, měkké tkáně) a krokový cyklus (kloubní kinematika, reakční síla). Domnívám se, že limity našeho měření tkví právě v příliš konkrétním zaměření se na vztah struktury a dynamické funkce bez uvážení dalších proměnných. Bylo by třeba provést výzkum napříč celým věkovým spektrem, vyjma dětí, u kterých se chůze ještě vyvíjí, a porovnat výsledky mužů a žen v jednotlivých věkových dekadách. Dále srovnat klinické ozřejmení typů nohou u jedné skupiny více autorů. Výzkum by bylo třeba rozšířit v oblasti porovnání typů nohou a BMI člověka, dále určit sílu svalů nohy a bérce, zaměřit se na kloubní rozsah celé dolní končetiny ve vztahu ke klinickým typům nohy a následně ovlivnění krokového cyklu. Dále by bylo dobré vztáhnout klinický typ nohy k rozsahu pohybu v kolenním a kyčelním kloubu u asymptomatických jedinců, případně i jedinců se specifickým problémem v jedné z daných oblastí. Dle Mootanah a dalších (2013) také rychlost chůze ovlivňuje rozložení tlaků na plosce nohy. Rosenbaum, Hautmann, Gold a Claes (1994) ve svém výzkumu prokázali vliv zvýšení rychlosti chůze z $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ na $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ na redistribuci tlaků v oblasti předonoží. Ke stejnému závěru došli již dříve McPoil a Cornwall (1992), kteří se stejně jako předchozí autoři došli ve svém výzkumu k závěru, že typ nohy (snížený mediální podélný oblouk nožní klenby, normální noha, zvýšený mediální oblouk nožní klenby) a zvýšení rychlosti chůze má vliv na tlakové síly pod metatarzy a palcem. Konkrétně u sníženého oblouku nožní klenby a normální nohy dojde dle těchto autorů k mediálnímu shiftu v době odrazu, u zvýšeného oblouku naopak k laterálnímu shiftu. Shiftem myslí přesun váhy v době odrazu na mediální, resp. laterální stranu předonoží a nález zvýšeného tlaku v této oblasti. Zaměření výzkumu na vliv klinického typu nohy a vliv rychlosti chůze by se dalo ozřejmit, zda kompenzační mechanismy fungují stejně i při vyšší rychlosti chůze a zda má průběh „shiftu“ stejné časování. Mohli bychom varózní typy nohou považovat za nohy se sníženým obloukem nožní klenby – dle oploštění mediální hrany při zatížení – a naopak valgózní předonoží jako nohu se zvýšeným obloukem.

Z porovnání výše uvedených našich výsledků i výsledků jiných studií můžeme říci, že klinická typologie nohy dle Roota má své opodstatnění v praxi a popsané kompenzační mechanismy na úrovni nohy fungují tak, jak jsou v literatuře popsány. Na základě metodiky typů nohou byla Rootem zpracována i metodika tzv. funkčního ortézování s použitím klínek a podpěr. Ty nemají zabránit pohybu segmentu nohy do nežádoucího směru, ale napomáhat správnému timingu kompenzačních mechanismů a zmírnit důsledky přetěžování měkkých struktur, následně i mechanickému poškození struktur vyšších etáží. U nás je systém funkčního ortézování v odborné veřejnosti málo známý, ve světě se tento protokol používá častěji. Např. u varózního předonoží dochází k výrazné valgizaci paty, k nejmarkantnějšímu oploštění klenby nožní při zatížení. Tento klinický nález by dle ortézování založeném na klasické typologii nohy, jenž je u nás stále nejrozšířenějším systémem, byl řešen nejspíš podložením mediální hrany chodidla klínkem. Ten má vytvářet supinační tlak a očekávaným efektem je zvýšení mediální klenby nožní. Z pohledu funkčního ortézování je situace úplně jiná. Ortetickým opatřením je zde podložení mediálního okraje předonoží, což omezí nároky na pronaci zánoží v období opory. Vkládání korekčního klínku pod zánoží se supinačním efektem je zde naopak chybou, jelikož vynucenou supinací se ještě více zvedne mediální okraj předonoží od podložky, což nutí zánoží k výraznější pronaci se všemi nepříznivými důsledky (Vařeka & Vařeková, 2005). V literatuře najdeme studie, které se zabývají vlivem podkládání mediálního okraje nohy na následné tlaky pod ploskou. Bonanno, Zhang, Farrugia, Bull, Raspovic, Bird a Landorf (2012) došli k závěru, že podložení mediálního okraje ploché nohy má vliv na tlak v oblasti mediálního zánoží. Používali tři typy podložení, 2 mm podložení nemělo žádný signifikantní vliv, 4 a 6 mm podložení zvýšilo tlak pod mediálním okrajem paty o 15 % resp. o 29 %. Tlaky v oblasti středonoží a předonoží nebyly ovlivněny žádnou z uvedených podložek. Zde vidíme, že iracionální podložení sice zvýší tlak v jedné oblasti nohy, ale nemá vliv na důležité kompenzační mechanismy v oblasti předonoží, takže taková podpora klenby sice může zvýšit její oblouk, ale neřeší poškození dalších struktur a případný vznik bolestí a navazujících patologií.

Znalost klinického typu nohy je také důležitý v terapii bolestí kolene. Jak již bylo uvedeno, jedním z hlavních kineziologických principů je propojení pohybů kolenního kloubu a rotace bérce s pohyby v subtalárním a transverzotalárním kloubu. A každá porucha postavení kloubu či odlišné funkce je spojena se změnou motorického

stereotypu, který v průběhu času díky řetězení svalovými smyčkami ovlivní funkci dalšího kloubu či osového orgánu. Ve studii ohledně vztahu mezi vznikem patelofemorálního syndromu a typem a kinematikou nohy (Barton et al., 2011) u jedinců s výskytem bolestí kolene i asymptomatických probandů, byl jednoznačně prokázán vztah mezi nadměrně pronovaným postavením zánoží a vznikem patelofemorálního syndromu. U pronáčního postavení nohy, jak popisují autoři, také dochází k dřívější pronaci zánoží při kontaktu nohy s podložkou. Tato teorie se opět pojí s Rootovou teorií – popsané pronované typy nohou bychom v Rootově terminologii nazvali jako varózní typy a víme, že zde dochází k výraznému biomechanickému konfliktu mezi rotací bérce a polohou subtalárního kloubu, jenž se může promítnout v oblasti kolene či nohy. Jedním z řešení patelofemorálního syndromu by tedy mělo být i ozřejmění patologií v oblasti nohy a jejich racionální řešení.

Dalším důležitým využitím znalosti klinického typu nohy a funkčního ortézování je oblast onemocnění diabetes mellitus. U pacientů v pokročilém stádiu této nemoci dochází často k ulceracním zánětům v oblasti chodidla, které se pojí s výrazným tlakem na danou oblast a zároveň senzorickým deficitem. Zvláště u těchto pacientů je důležité klást důraz na racionální volbu správné podložky nohy tak, aby se zabránilo zvýšenému tlaku v kritických oblastech a zároveň nebyly poškozovány oblasti jiné (Randolph, Nelson, Akkapeddi, Levin, & Alexandrescu, 2000).

7 ZÁVĚR

Pro srovnání výsledků jednotlivých měřených oblastí nohy byly použity průměrné hodnoty každého měřeného parametru (% contact, MaxP, t_MaxP, Impuls). Statisticky významné byly prokázány rozdíly tlaků pod prsty a metatarzy u všech tří klinických typů nohou, naopak rozdíly tlaků pod patou a středonožím jsme na hladině statistické významnosti 5 % nezaznamenali.

Konkrétní zjištěné významné rozdíly dle oblastí:

T1 (palec) - nižší hodnota % contact pro varózní zánoží (RFvar) v porovnání s valgózním i varózním předonožím (FFvalg, FFvar), nižší hodnota parametru impuls pro varózní zánoží (RFvar) v porovnání s varózním předonožím (FFvar)

T2-5 (2.-5. prst) - vyšší hodnoty pro parametry % contact, MaxP a impuls pro varózní předonoží (FFvar) v porovnání s valgózním předonožím (FFvalg)

M1 (I. metatarz) - vyšší hodnoty parametrů % contact, MaxP a impuls u valgózního předonoží (FFvalg) v porovnání s oběma dalšími typy měřených nohou, varózním předonožím i zánožím (FFvar, RFvar)

M2 (II. metatarz), M3 (III. metatarz) - žádné statisticky významné rozdíly měřených parametrů nebyly zjištěny

M4 (IV. metatarz) - dřívější doba dosažení maximálního tlaku (t_MaxP) u varózního předonoží (FFvar) v porovnání s valgózním předonožím (FFvalg)

M5 (V. metatarz), MF (středonoží) - žádné statisticky významné rozdíly měřených parametrů nebyly zjištěny

HM (mediální část paty) - nižší hodnota maximálního tlaku (MaxP) u varózního předonoží (FFvar) v porovnání s valgózním předonožím (FFvalg) a dřívější doba

dosažení maximálního tlaku (t_{MaxP}) u varózního předonoží (FFvar) v porovnání s varózním zánožím (RFvar)

HL (laterální část paty) - nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl v měřených parametrech

Celkově se rozdíly mezi jednotlivými typy nohou v rámci námi měřených parametrů projevily nejvíce na mediální straně chodidla, kde jsme v celé délce chodidla zaznamenali statisticky významné rozdíly. Na laterální straně chodidla byl významný rozdíl pod čtvrtým metatarzem a to pouze mezi odlišnými typy předonoží. Na mediální straně nohy jsme zaznamenali rozdíly mezi předonožím i zánožím všech měřených typů nohou.

Získané hodnoty odpovídají teoretickým předpokladům fungování kompenzačních mechanismů jednotlivých klinických typů nohou.

8 SOUHRN

Noha je důležitým článkem pohybového aparátu, zajišťuje spojení těla s podložkou, oporu ve stoji a během lokomoce a zároveň je důležitým zdrojem potřebné aference pro řízení pohybu těla. Funkce nohy během krokového cyklu je studována již řadu let. Funkční vztahy kloubů dolní končetiny jsou nedílnou součástí kineziologie a patokineziologie lidského těla, noha je součástí funkčních řetězců a jakákoli patologie a porucha funkce se projeví změnami ve vyšších úrovních pohybového aparátu. Funkční vztahy mezi klouby nohy jsou podkladem pro určení klinického typu nohy.

Základním principem dynamické funkce chodidla je vzájemné ovlivnění nastavení kloubů. Během krokového cyklu se vyskytují rozdíly v timingu a rozsahu pohybů zánoží a na ně funkčně navazující kompenzační mechanismy přední části chodidla. Důležitým principem kineziologie nohy je vliv postavení subtalárního kloubu na nastavení transversotálárního kloubu při zatížení a dále spojení pohybů v subtalárním kloubu s rotací bérce a pohybů v kolením kloubu.

Hlavním cílem mé diplomové práce bylo analyzovat, jestli má klinický typ nohy určený dle metodiky Mertona L. Roota, vliv na dynamické parametry krokového cyklu. Konkrétně jsem chtěla z výsledků měření zjistit, zda klinický typ nohy ovlivňuje rozložení tlaků na noze a ozřejmit, jak se vzájemně liší tlaky v jednotlivých částech chodidla. Výzkumný soubor tvořilo 23 studentů mužského pohlaví FTK UP v Olomouci, věk $25,8 \pm 2,29$ let. Hodnocená data byla naměřena systémem Footscan® 7.x. Měřili jsme 10 platných pokusů bosé chůze a získali tak informace o rozložení tlaků na chodidle. Dále každý proband podstoupil vyšetření nohy a určení jejího typu. Ve zkoumané skupině bylo nejvyšší zastoupení 3 typů nohou – varózní zánoží (RFvar, $n = 19$), varózní předonoží (FFvar, $n = 22$) a valgózní předonoží (FFvalg, $n = 5$). Tyto skupiny jsme následně porovnávali.

Statisticky významné hodnoty vykázalo měření pod mediální stranou paty, I. a IV. metatarzem, palcem a dalšími prsty. Nejvíce se lišily hodnoty na mediální straně nohy. Nejvýraznější rozdíly se projevily v měření tlaků pod I. metatarzem. Ze získaných výsledků jsme zamítli hypotézy týkající se rozdílů tlaků na patě a v oblasti středonoží mezi jednotlivými typy nohou, naopak potvrzené hypotézy se týkaly rozdílů pod prsty a metatarzy. Závěrem našeho výzkumu tedy je, že klinický typ nohy má vliv na

dynamické parametry chůze jednoznačně v oblasti předonoží. Tím se potvrdil předpoklad fungování kompenzačních mechanismů předonoží v závislosti na postavení zánoží.

9 SUMMARY

A foot is the important part of the motoric apparatus since it ensures a link of a body with the ground, as well as support during the standing position and locomotion. Simultaneously the foot is the crucial source of many afferent sensors necessary for body movement control. The role of the foot during the gait cycle has been researching for a long time. Functional links of joints of the lower extremity are an integral part of kinesiology and pathokinesiology of the human body. The foot is the important unit in body functional chains therefore its pathological changes and functional disorders also cause changes in the upper parts of the motoric apparatus. Functional linking of joints in the foot creates the basis for the clinical foot type determination.

The basic principle of the dynamic foot role is the mutual influence of joints on their arrangement. During the gait cycle the differences in timing and in the range of movement in the rearfoot appear and functionally subsequent compensatory mechanisms of the forefoot appear too. The important foot kinesiology principle is the influence of the subtalar joint position on the transverzotalar joint arrangement within the pressure. The other important principle is based on the movement connection in the subtalar joint with the shank rotation and movement in the knee joint.

The aim of my research was to analyse the impact of different foot types (according Merton L. Root methodology) on the gait cycle dynamic parameters. The analysis is based on the results of our measurement. Firstly I wanted to discover the influence of the clinical foot type on distribution of pressure in the heel region, the midfoot and the forefoot and secondly I expected to clarify the differences in pressure values in particular foot areas. The test group consisted of 23 males at the age 25.8 +/- 2.29, students of the Faculty of Physical Culture at Palacký University Olomouc. The data for the analysis and the evaluation were recorded by the system Footscan® 7.x. Ten successful trials of barefoot walking were measured in order to gain information about the pressure distribution on the foot. Then each participant of the research underwent the foot examination and as a result the clinical type of his foot was determined. Three foot types were recognized as the most numerous in the research group: rearfoot varus (RFvar, n = 19), forefoot varus (FFvar, n = 22) and forefoot valgus (FFvalg, n = 5). Afterwards these three types were compared.

Statistically significant values based on the measurement were recorded under the media heel, the first ray and IV. metatarsus, the big toe and the other toes. The data concerning the medial side of the foot differed the most. Contrasting pressure differences were measured under the first ray. Therefore we could reject the hypothesis about different pressure in the heel area and the midfoot at the particular foot types. On the contrary we can confirm the hypothesis about pressure differences under toes and metatarsi. In conclusion, the results of our research allow us to claim that the clinical foot type definitely influences dynamic parameters of the gait cycle in the forefoot. This fact proved a precondition that forefoot compensatory mechanisms work in reliance on the rearfoot arrangement.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous (2007). The Five Most Common Pathomechanical Foot Types (Rearfoot varus, forefoot varus, equinus, plantarflexed first ray, forefoot valgus). Footmaxx. Retrieved 1.4. from World Wide Web www.wefixfeet.ca/images/pdf/footdeformities.pdf
- Anonymous (2013a). Support – Manuals. Retrieved 10.3.2013 from World Wide Web www.rsscan.com
- Anonymous (2013b). Dynamická plantografie. Retrieved 15.3.2013 from World Wide Web <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>
- Barton, Ch. J., Levinger, P., Crossley, K. M., Webster, K. E., & Menz, H. B. (2011). Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Foot and Ankle Research*, 4(10).
- Birke, J. A., Foto, J. G., & Pfiefer, L. A. (1999). Effect of orthosis material hardness on walking pressure in high-risk diabetes patients. *Journal of Prosthetics & Orthotics*, 11(2), 43–46.
- Bonanno, D. R., Zhang, Ch. Y., Farrugia, R. C., Bull, M. G., Raspovic, A. M., Bird, A. R., & Landorf, K. B. (2012). The effect of different depths of medial heel skive on plantar pressures. *Journal of Foot and Ankle Research*, 5(20), 1-10.
- Bronstein, A. M., Brandt, T., & Woollacott, M. (1996). *Balance Posture and Gait*. London: Arnold.
- Burns, J., Crosbie, J., Hunt, A., & Ouvrier, R. (2005). The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clinical Biomechanics*, 20(9), 877-882.

- De Cock, A., Willems, T., Witvrouw, E., Vanrenterghem, J., & De Clercq, D. (2006). A functional foot type classification with cluster analysis based on plantar pressure distribution during jogging. *Gait & Posture*, 23(3), 339-347.
- DeLisa, J. A., & et al. (1993). *Rehabilitation medicine: principles and practice* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott.
- Dixon, S. J., & McNally, K. (2008). Influence of orthotic devices prescribed using pressure data on lower extremity kinematics and pressures beneath the shoe during running. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 593-600.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press.
- Garbalosa, J. C., McClure, M. H., Catlin, P. A., & Wooden, M. (1994). The frontal plane relationship of the forefoot to the rearfoot in an asymptomatic population. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 20(4), 200-206.
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., Chow, B. S., & Deland, J. T. (2013). Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & Posture*, 37(3), 445-451.
- Chuckpaiwonga, B., Nunley, J. A., Mallb, N. A., & Queen, R. M. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture*, 28(3), 405-411.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., & a kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jonely, H., Brismée, J.-H., Sizer, P. S. Jr., & James, R. C. (2011). Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clinical Biomechanics*, 26(8), 873-879.

- Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of joints. Volume two. Lower limb* (5th ed.) London: Churchill Livingstone.
- Kirby, K. A. (2007). Emerging concepts in podiatrics biomechanics. Retrieved 21.3.2013 from World Wide Web <http://www.podiatrytoday.com/article/6436>
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Klementa, J. (1987). *Somatometrie nohy*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 152 – 164.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(4), 155-170.
- Kolář, P., & et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kučera, M., Korbelář, P., Kolář, P. & Linz, R. (1994). Noha - jeden z limitujících faktorů výkonnosti. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 3, 114–119.
- Levinger, P., Murley, G. S., Barton, Ch. J., Cotchett, M. P., McSweeney, S. R., & Menz, H. B. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, 34(4), 519-523.
- Lewis, G. S., Kirby, K. A., & Piazza, S. J. (2007). Determination of subtalar joint axis location by restriction of talocrural joint motion. *Gait & Posture*, 25(1), 63-69.
- Magee, D. J. (1992). *Orthopaedic Physical Assessment*. Philadelphia: W. B. Saunders.
- McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (1992). Relationship between Rearfoot Motion and Plantar Surface Loading of the Foot During Walking. *European Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2, 22-26.

- McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (1996). Relationship between three static angles of the rearfoot and the pattern of rearfoot motion during walking. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(6), 370-375.
- McPoil, T. G., & Hunt, G. C. (1995). Evaluation and Management of Foot and Ankle Disorders: Present Problems and Future Directions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 381-388.
- McPoil, T. G., Knecht, H. G., & Schuit, D. (1988). A Survey of Foot Types in Normal Females between the Ages of 18 and 30 Years [Abstrakt]. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 9(12), 106-109. Retrieved 20.4.2013 from ProQuest database on World Wide Web <http://search.proquest.com/docview/733741863/13D9E56AA0220AA4BC/3?accountid=16730>
- Michaud, T. C. (1997). *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*. Newton Massachusetts: Thomas C. Michaud.
- Mootanah, R, Song, J., Lenhoff, M. W., Hafer, J. F., Backus, S. I., Gagnon, D., Deland, J. T. III., & Hillstorm, H. J. (2013). Foot Type Biomechanics Part 2: Are structure and anthropometrics related to function? *Gait & Posture*, 37(3), 452-456.
- Morag, E., & Cavanagh, P. R. (1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32 (4), 359-370.
- Najjarine, A. (n.d.). Inversion Sprain, Lateral Pain, Forefoot Valgus Deformity and Orthotic Therapy. *Superior Biomechanics Newsletter* 13. Retrieved 1.4.2013 from Wold Wide Web http://www.icbmedical.com/pdf/B2B_AUS_Issue13.pdf
- Nester, C. J. (1988). Review of literature on the axis rotation at the subtalar joint. *The Foot*, 8(3), 111-118.

- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis : normal and pathological function*. Thorofare: SLACK Incorporated.
- Pratt, D. J., & Sanner, W. H. (1996). Paediatric foot orthoses. *The Foot*, 6(3), 99-111.
- Pribut, S. M. (2012). Gait Biomechanics. Retrieved 28.3.2013 from World Wide Web <http://www.drpribut.com/sports/spgait.html>
- Prior, T. D. (n.d.). Biomechanical foot function: a Podiatric perspective. *What's A Foot*. Retrieved 3.4.2013 from World Wide Web <http://www.vasylimedical.com/pdf/VasyliMedical%20Biomechanical%20foot%20function.pdf>
- Přidalová, M., Janura, M., & Elfmark, M. (2002). Footscan - analýza tlakových sil v oblasti kontaktu nohy s podložkou. Diagnostika pohybového systému - metody, vyšetření, primární prevence, prostředky pohybové terapie. *Sborník V. mezinárodní konference v oboru funkční antropologie a zdravotní tělesné výchovy*.
- Přidalová, M., & Riegerová, J. (2005). Child's foot morphology. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 35(2), 75-86.
- Putti, A. B., Arnold, G. P., & Abboud, R. J. (2010). Foot pressure differences in men and women. *Foot and Ankle Surgery* 16(1), 21-24.
- Randolph, A. L., Nelson, M., Akkapeddi, S., Levin, A., & Alexandrescu, R. (2000). Reliability of measurements of pressures applied on the foot during walking by a computerized insole sensor system. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), 573–578.
- Raspovic, A., Newcombe, L., Lloyd, J., & Dalton, E. (2000). Effect of customized insoles on vertical plantar pressures in sites of previous neuropathic ulceration in the diabetic foot. *The Foot*, 10(3), 133-138.

- Rathleff, M. S., Nielsen, R. G., Simonsen, O., Olesen, C. G., & Kersting, U. G. (2009). Perspectives for clinical measures of dynamic foot function - Reference data and methodological considerations. *Gait & Posture*, 31(2), 191-196.
- Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, 15(3), 282-291.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Kamen, G., Whittlesey, S. N., & Hamill, J. (2004). *Research methods in Biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human Walking*. Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, 2(3), 191-197.
- Smidt, G. L. (1990). *Gait in rehabilitation*. New York: Universe Books.
- Smith, L. K., Weiss, E. L., & Lemhkuhl, L. (1996). *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. Philadelphia: F.A. Davis Company.
- Sutherland, D. H., Olsen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The Development of Mature Walking*. London: MacKeith Press.
- Teyhen, D. S., Stoltenberg, B. E., Collinsworth, K. M., Giesel, C. L., Williams, D. G., Kardouni, C. H., Molloy, J. M., Goffar, S. L., Christie, D. S., & McPoil, T. (2009). Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 391-396.
- Tiberio, D. (1988). Pathomechanics of Structural Foot Deformities. *Physical Therapy*, 68(12), 1840-1849.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human Movement* (3rd ed.). New York: Churchill Livingstone.

- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2001). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka* (2nd ed.). Praha: Grada Publishing.
- Tsung, B. Y. S., Zhang, M., Mak, A. F. T., & Wong, M. W. N. (2004). Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41(6A), 767–774.
- Valmassy, R. L. (1995). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: C.V. Mosby.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Vařeka, I. (2003). Dynamický model „tříbodové opory“ nohy. *Pohybové ústrojí*, 10(3+4), 193-194.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94-102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2005). Patokineziologie a funkční ortézování nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(4), 155-166.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2008a). Srovnání výskytu funkčních typů nohy u mužů a žen. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(2), 57-62.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2008b). Nové klinické typologie a modely funkce nohy. *Pohybové ústrojí*, 15(1-2), 138-141.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2010). Klinické určení polohy osy subtalárního kloubu. *Pohybové ústrojí*, 17(3+4), 256-261.

Vasyli, P. (n.d.). Mechanism of a high Forefoot Valgus Deformity. What's A Foot. Retrieved 3.4.2013 from World Wide Web <http://www.vasylimedical.com/pdf/VasyliMedical%20Mechanism%20of%20a%20High%20Forefoot%20Valgus%20Deformity.pdf>

Vaughan, Ch. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.

Vojta, V. (1993). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada Publishing.

Vojta, V. & Peters, A. (2010). *Vojtův princip* (3rd ed.). Praha: Grada Publishing.

Whittle, M W. (2007). *Gait Analysis: An Introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.

11 SEZNAM ZKRATEK

% Contact - doba kontaktu jedné specifické oblasti vzhledem k celkové době kontaktu plosky nohy během celého krokového cyklu [%]

COP – Centre of Pressure, působíště vektoru reakční síly podložky

FFvalg - valgózní předonoží

FFvar - varózní předonoží

Fx - mediolaterální komponenta reakční síly

Fy - antero-posteriorní komponenta reakční síly

GC – Gait cycle, krokový cyklus

Impuls – tlakový impuls (plocha pod křivkou) [$\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-2}$]

m. - z lat. „musculus“ (sval)

MaxP – maximální hodnota tlaku v určité oblasti [$\text{N}\cdot\text{cm}^2$]

P - průměr

RFvar - varózní zánoží

SD - směrodatná odchylka

t_MaxP – časové určení doby působení maximálního tlaku [ms]

T2-5 - druhý až pátý prst

Toe 1 - palec

12 SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast palce.....	51
Graf 2 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast T2-5.....	52
Graf 3 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast M1.....	53
Graf 4 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast M2.....	54
Graf 5 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast M3.....	55
Graf 6 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast M4.....	56
Graf 7 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast M5.....	58
Graf 8 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast MF.....	59
Graf 9 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast HM.....	60
Graf 10 Grafické vyjádření průběhu velikosti tlaku během stojné fáze krokového cyklu pro oblast HL.....	61

13 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast T1.....	50
Tabulka 2 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast T2-5.....	51
Tabulka 3 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M1.....	52
Tabulka 4 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M2.....	54
Tabulka 5 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M3.....	55
Tabulka 6 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M4.....	56
Tabulka 7 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast M5.....	57
Tabulka 8 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast MF.....	58
Tabulka 9 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast HM.....	59
Tabulka 10 Výsledky porovnání průměrných hodnot parametrů % Contact, MaxP, t_MaxP a Impuls pro oblast HL.....	61

14 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Kinematika krokového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009).....	20
Obrázek 2 Složky reakční síly, A – klíčové body, B – grafické znázornění časových a silových proměnných (Vaverka & Elfmark, 2006)	25
Obrázek 3 Butterfly diagram (Perry, 2010).....	27
Obrázek 4 Antropometrické typy nohou (Dungl, 1989)	30
Obrázek 5 Varózní zánoží kompenzované a nekompenzované (Anonymous, 2007) ...	32
Obrázek 6 Varózní předonoží při nášlapu a kompenzační mechanismus (Anonymous, 2007)	35
Obrázek 7 Valgózní předonoží při nášlapu a kompenzační mechanismus (Anonymous, 2007)	37
Obrázek 8 Plantárně flektovaný I. paprsek (Anonymous, 2007)	39

16 PŘÍLOHA

Příloha 1 Vyjádření etické komise



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tr. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 31.10.2011 byl projekt diplomové práce autorky
Bc. Lady Králové

s názvem

Vliv klinického typu nohy na dynamické parametry krokového cyklu

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 51/2011
dne: 11.11.2011.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty