

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ TVARU KLENBY NOŽNÍ  
A MOŽNOSTI KONZERVATIVNÍ TERAPIE PLOCHONOŽÍ

Diplomová práce

(bakalářská)

Autor: Ondřej Laštovička

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

Olomouc 2012

**Jméno a příjmení autora:** Ondřej Laštovička

**Název diplomové práce:** Hodnocení tvaru klenby nožní a možnosti konzervativní terapie plochonoží

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie, FTK UP Olomouc

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

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2012

**Abstrakt:**

Práce je zaměřena na problematiku plochonoží. První část popisuje anatomické struktury se vztahem ke klenbám nožním, jejich kineziologické principy a vlastní struktury, které klenby přímo utvářejí. Součástí je i uvedení subtypů nohy dle Roota, které s tvarem kleneb přímo souvisí a de facto ho i předurčují. Poslední částí této kapitoly je shrnutí samotného plochonoží, jeho typů včetně mechanismu vzniku a klinické manifestace. Další kapitoly popisují krokový cyklus a jeho fáze a dále metody vyšetření pacienta a způsoby jejich vyhodnocení. Kapitola konzervativní terapie uvádí nejběžnější a nejčastěji využívané terapeutické koncepty a ukazuje i nový trend v podobě funkční obuvi. Součástí práce je také kazuistika pacienta s klinicky diagnostikovaným bilaterálním poklesem příčné klenby a výsledky měření pilotní studie hodnotící vliv nošení obuvi Vibram FiveFingers® na rozložení tlaků pod jednotlivými oblastmi nohy.

**Klíčová slova:** plochonoží, pes planus, rehabilitace, Vibram FiveFingers®

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Ondřej Laštovička

**Title of the master thesis:** The evaluation of a foot–arch shape and possibilities of conservative therapy of flat foot.

**Department:** The Department of Physiotherapy, FTK UP Olomouc

**Supervisor:** Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

**The year of presentation:** 2012

**Abstract:**

The thesis is focused on the problem of the flat foot. The first part describes anatomical structures related to foot–arches, their kinesiological principles, and structures which form the foot–arches. Part of the work also mentions the feet subtypes according to Root, which directly relates to foot–arches and de facto predetermines it. The last part of this chapter is a summary of flat feet and their types, including mechanisms of their commencement and clinical manifestations. Other chapters describe the step cycle and its phases as well methods of patient examination and the ways of evaluation. The chapter of conservative therapy gives the most common and most frequently used therapeutic concepts and shows a new trend in the form of functional footwear. Part of the work includes a case study of a patient with clinically diagnosed bilateral fall on the transverse arches and the measurement results of the pilot study, which assess the effect of wearing Vibram FiveFingers® footwear on the distribution of pressure under individual areas of the foot.

**The key words:** flat foot, pes planus, rehabilitation, Vibram FiveFingers®

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

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

V Olomouci dne 28. dubna 2012 .....

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

## OBSAH:

1 ÚVOD .....	9
2 CÍL .....	10
3 ANATOMIE A KINEZIOLOGIE STRUKTUR SE VZTAHEM KE KLENBĚ NOŽNÍ.....	11
3.1 Kostí bérce a jejich spojení .....	11
3.2 Hlezenní kloub .....	12
3.3 Kostí nohy a jejich spojení .....	12
3.4 Svaly bérce a nohy .....	15
4 KLENBA NOŽNÍ .....	18
4.1 Podélná klenba .....	18
4.2 Příčná klenba .....	19
4.3 Subtypy nohy dle Roota a jejich vliv na klenby nožní .....	20
4.4 Plochonoží (pes planus), získaná plochá noha dospělých.....	22
5 KROKOVÝ CYKLUS .....	25
6 METODY VYŠETŘENÍ A ZPŮSOBY JEJICH HODNOCENÍ .....	26
6.1 Kineziologické vyšetření .....	26
6.2 Plantogram .....	27
6.3 RTG vyšetření .....	29
6.4 Dynamická plantografie .....	29
6.5 Další možnosti hodnocení .....	30
7 KONZERVATIVNÍ TERAPIE A PREVENCE PLOCHONOŽÍ .....	31
7.1 Obuv, ortopedické vložky .....	31
7.2 Sportovní a kinezio- taping .....	31
7.3 Senzomotorická cvičení .....	32
7.4 Barefoot, minimalistická obuv, Vibram FiveFingers® .....	33
8 KAZUISTIKA.....	36
9 PILOTNÍ STUDIE .....	42
9.1 Metodika.....	42

9.2 Výsledky.....	43
9.3 Diskuze.....	49
10 ZÁVĚR.....	51
11 SOUHRN .....	52
12 SUMMARY .....	53
13 REFERENČNÍ SEZNAM.....	54

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

CNS = centrální nervový systém

HSS = hluboký stabilizační systém

Lig. (lig.) = ligamentum

DFL = dorzální flexe (extenze)

PFL = plantární flexe

m. = musculus

EMG = elektromyografické

RTG = rentgenologické

DD proudy = diadynamické proudy

TENS = transkutánní elektrická neurostimulace

ALD = augmented low-dye

SMS = senzomotorická stimulace

LOK = loketní kloub

KOK = kolenní kloub

KYK = kyčelní kloub

DK = dolní končetina



## 1 ÚVOD

Změna nastavení segmentů těla má, v závislosti na jeho funkčním provázání, vliv na tělo jako celek. Tedy jakákoliv patologie se může ve výsledku propagovat na jiném, zdánlivě nesouvisejícím místě, zatímco skutečná příčina zůstává skryta.

Noha jako „orgán“ s ohromným informačním potenciálem (díky velkému množství extero- a proprioreceptorů) pak zajisté patří k těm částem těla, jejichž poškození se velkou měrou promítá i na zbytek organismu. Vzhledem k obousměrnému toku informací to ale platí i obráceně a tak patologie nohy mohou být stejně tak pouze průvodním jevem poškození jiného segmentu či celého systému, například CNS.

Plochonoží je zřejmě nejčastějším problémem v této oblasti, se kterým se fyzioterapeut ve své praxi může setkat. Neustále se diskutují příčiny vzniku, vliv prostředí apod. Odborníci se nemohou shodnout na tom, do jaké míry ovlivňuje vznik ploché nohy nošení obuvi, či zda se jedná pouze o fenomén související s bipedální lokomocí, která je pro nás „poměrně nová“. Objevují se nové studie zabývající se morfologickými a funkčními rozdíly u osob chodících výhradně v obuvi a jedinci praktikujícími „barefoot“ – chůzi naboso. Paralelně s těmito studii se objevují i nové možnosti hodnocení zatížení klenby nožní a eventuální možnosti konzervativní terapie a prevence plochonoží. Jednou z pomůcek, která je v současné době diskutována je i použití obuvi Vibram FiveFingers<sup>®</sup>, obuvi imitující právě chůzi naboso, tedy způsob lokomoce přirozený pro náš živočišný druh.

## 2 CÍL PRÁCE

Cílem práce je porovnat současné pohledy na problematiku plochonoží a jeho vliv na krokový cyklus. Popsat možnosti hodnocení plochonoží, zatížení klenby nožní, eventuální možnosti konzervativní terapie a experimentálně ověřit vliv nošení obuvi Vibram FiveFingers<sup>®</sup> na zatížení jednotlivých oblastí nohy hodnoceného probanda pomocí systému Footscan<sup>®</sup>.

### 3 ANATOMIE A KINEZIOLOGIE STRUKTUR SE VZTAHEM KE KLENBĚ NOŽNÍ

Lidská noha je, podle Lewita a Lepšíkové (2008), srovnatelná s páteří. Je členitá, sestává se z 12 kostí, a pro její stabilizaci je nutná automatická svalová aktivita (HSS chodidla).

Tvar nožní klenby ale není pouze záležitostí svalů nohy. Velkou měrou se na něm podílejí i svalové skupiny bérce, který je zároveň funkčně spjatý s hlezenním kloubem. Proto bude část této kapitoly věnována právě kosti holenní a kosti lýtkové, jejich skloubením a svalům, jež na nich mají, podle anatomické klasifikace, svůj počátek a na noze insertují.

#### 3.1 Kostí bérce a jejich spojení

Bérec utvářejí dvě kosti. Tibia (kost holenní), postavená mediálně vpředu, a fibula (kost lýtková), jež je tenká, stojí laterálně vzadu, nemá nosnou funkci a slouží převážně jako místo svalových úponů (Čihák, 2011).

Holenní kost ležící na palcové straně je hlavní nosnou kostí bérce. Její proximální rozšíření je určeno ke kloubnímu spojení s kondyly kosti stehenní a spoluvytváří kolenní kloub. Tělo má v celém průběhu trojúhelníkovitý průřez a jeho osa leží, v ideálním případě, na spojnici středů kyčelního, kolenního a horního hlezenního kloubu. Nejvýraznější a dobře hmatatelnou částí tibie je její přední hrana začínající pod tuberositas tibiae a mizící na předním okraji vnitřního kotníku. Za ním jsou v poměrně hlubokém žlábků uloženy šlachy, cévy a nervy (Dylevský, 2009).

Úzká lýtková kost probíhá laterálně od kosti holenní. Její hlavička je palpovatelná pod laterálním kondylem tibie, na jeho postero-laterální straně. Tělo fibuly pak přechází ve vnější kotník. Ten zasahuje distálněji než kotník vnitřní a funguje, mimo jiné, jako kladka pro šlachy peroneálních svalů (Neumann, 2002).

Spojení obou kostí je uskutečněno prostřednictvím proximálního tibiofibulárního kloubu a distálního vazivového spojení (syndesmosis tibiofibularis). Obě styčná místa jsou vazivově zpevněna – ligamenty capitis fibulae anterius et posterius proximálně a ligamenty tibiofibulare anterius et posterius distálně. Mezi oběma kostmi je navíc rozepjata vazivová membrana interossea cruris bránící vzájemnému posunutí kostí vůči sobě a sloužící též jako anatomický začátek hlubokých svalů bérce. Ačkoliv je spojení obou kostí pevné, je v nich možný, a vzhledem k funkčnímu vztahu k hlezennímu kloubu i nutný, minimální pohyb (Čihák, 2011).

### 3.2 Hlezenní kloub

Tento kloub tvaru kladky, v literatuře též nazývaný jako horní zánártní kloub, je složeným kloubem, v němž se stýká tibia s talem (kostí hlezenní) a fibulárním kotníkem. Trochlea tali, tedy hlavice kloubu, je ventrálně širší a její laterální strana neleží v sagitální rovině (na rozdíl od strany mediální), ale běží šikmo, takže při dorzální flexi (extenzi) nohy dochází k mírnému oddálení obou malleolů a současné mediální rotaci toho fibulárního. Fibula se zároveň posunuje po tibií vertikálně vzhůru. Během plantární flexe je tomu u všech zmíněných pohybů naopak (Kapandji, 1987).

Kloubní pouzdro se upíná po okrajích kloubních ploch tak, že vnější plochy kotníků jsou mimo kloub. Vpředu i vzadu je slabé. Boky pouzdra zesilují kolaterální vazy vějířovitě se rozbíhající na talus a kalkaneus (kost patní), mediální dosahuje až na os naviculare (kost loďkovitou). Díky tvaru vazů je v každé poloze napjatá alespoň jedna z jejich částí, čímž je zajištěno správné vedení pohybu. Ligamentum collaterale mediale (též deltoideum) tvoří: pars tibionavicularis, pars tibiotalaris anterior, pars tibiocalcanearis (též tibiocalcanea) a pars tibiotalaris posterior. Vnější ligamentum collaterale laterale má 3 pruhy: ligamentum talofibulare anterius, ligamentum calcaneofibulare a ligamentum talofibulare posterius (Čihák, 2011).

Pohyb v kloubu je vzhledem k šikmému průběhu osy procházející oběma kotníky mnohem složitější, než pouhý pohyb v sagitální rovině, jak je často chápán (Vařeka & Vařeková, 2009). I z tohoto důvodu panují mezi autory rozdílné názory na druh a míru rozsahu pohybu, který v kloubu probíhá a je považován za fyziologický.

### 3.3 Kostí nohy a jejich spojení

Podle Kapandjiho (1987) lze velké množství kloubů nohy rozdělit do dvou hlavních skupin. Do těchto skupin intertarzálních a tarzometatarzálních kloubů, patří níže uvedené čtyři artikulace, které jsou nejdůležitější. Ty také vykonávají dvě základní funkce, jimiž jsou:

- 1) Orientace nohy v prostoru s ohledem na další dvě osy (hlezenní kloub kontroluje pohyby v sagitální rovině) tak, že ploska nohy je korektně pokládána na podložku bez ohledu na polohu nohy a sklon terénu.

2) Změna tvaru a zakřivení nožních kleneb tak, aby se zatížené chodidlo mohlo co nejlépe přizpůsobit terénním nerovnostem. Fungují tedy jako tlumiče mezi zemí a nohou, čímž dodávají kroku pružnost.

### Subtalární kloub

Řada autorů, například Čihák (2011), popisuje jako podhlezenní kloub pouze spojení facies articularis talaris posterior tvořící hlavici kloubu a facies articularis calcanearis posterior konstituující jamku. Kapandji (1987) naproti tomu mluví o dvou oddělených artikulacích, které spolu tvoří subtalární kloub jako celek. Jsou to již výše zmíněné zadní kloubní plošky obou kostí a dále pak menší kloubní ploška na spodní straně krčku a hlavice talu, která se často ještě dělí na facies articularis calcanearis anterior et media, a s ní korelující přední ploška kalkaneu, která může být také rozdělena. Podle Michauda (1997) pak variabilita počtu kloubních plošek souvisí se stabilitou kloubu a rozsahem pohybu, který je v něm umožněn. Za nejrigidnější označuje stav, kdy spolu talus a kalkaneus artikulují třemi fasetami. Při supinaci v kloubu dochází k vytvoření „kostního bloku“ znemožňujícímu další pohyb.

Kapandji (1987) také připomíná, že výše zmíněná druhá část subtalárního kloubu je částí jiné artikulace – talokalkaneonavikulárního kloubu (jeho druhou částí je talonavikulární spojení).

Nejdůležitějším vazem, který má zásadní roli při udržování stability v kloubu je dvěma svazky tvořené lig. talocalcaneum interosseum. Kloub pak dále stabilizují ještě lig. talocalcaneum posterius, laterale et mediale (Kapandji, 1987).

### Transverzotarzální kloub

Tato funkční jednotka, zvaná též jako Chopártův kloub, je kloubní linií, kterou tvoří štěrbina talonavikulární ležící tibiálně a articulatio calcaneocuboidea ve fibulární, vlnovitě prohnuté části. Tibiální část je konvexní distálně, zatímco fibulární proximálně, čímž linie dostává tvar napříč položeného písmene S (Čihák, 2011).

Vazivové spojení je zprostředkováno pěti vazy, které příčný zánártní kloub zpevňují na jeho plantární i dorzální straně. Jsou to:

1) lig. calcaneonaviculare plantare, k němuž je na mediální straně připojeno lig. deltoideum

2) lig. talonaviculare dorsale

3) lig. bifurcatum, též nazývané „klíč“ Chopartova kloubu

4) lig. calcaneocuboideum dorsale

5) lig. calcaneocuboideum plantare mající dvě vrstvy (stratum profundum et superficiale) a hrající významnou roli při udržování podélné klenby nožní (Kapandji, 1987).

Čihák (2011) ještě připomíná ligamenta cuboideonaviculare plantare et dorsale, které spojují napříč kosti mediální a laterální části Chopartova kloubu a zpevňují též příčnou klenbu nohy.

Pohyby v předešlých dvou skloubeních označovaných jako dolní zánártní kloub jsou kombinované a založené na vazbě mezi jednotlivými složkami kloubu. Díky dvojitmu spojení talu a kalkaneu vzniká jedna šikmá pohybuující se osa, kterou Kapandji (1987) nazývá osou Henkeho. Kolem této osy pak tarsus koná pohyby jako celek. Těmito pohyby jsou inverze jako kombinace plantární flexe s addukcí a supinací nohy, a everze, při níž je sdužena dorzální flexe s abdukcí a pronací nohy (Čihák, 2011).

#### Kuboideonavikulární spojení a articulatio cuneonavicularis

Krychlolodkový kloub podporuje laterální hranu os naviculare. Vazivové spojení je zprostředkováno lig. cuboideonaviculare plantare et dorsale.

Lodkoklíňový kloub je tuhé skloubení. Spojuje ossa cuneiformia s os naviculare, vzájemně ossa cuneiformia a také os cuneiforme laterale s os cuboideum. Pevnost je zajištěna vazy na dorzální i plantární straně, napětí plantárních vazů pomáhá udržovat nožní klenby. Jsou to:

1) ligamenta cuneonavicularia, dorsalia, plantaria et interossea

2) ligamenta intercuneiformia, dorsalia, plantaria et interossea

3) ligamentum cuneocuboideum, dorsale, plantare et interosseum (Čihák, 2011).

## Tarzometatarzální kloub

Spolu s articulationes intermetatarsales tvoří další funkční jednotku nohy, Lisfrankův kloub. Zesílení pouzder je uskutečněno ligamenty tarsometatarsalia dorsalia, plantaria et interossea a také ligamenty metatarsalia dorsalia, plantaria et interossea (Čihák, 2011).

Osy flekčního a extenčního pohybu I. a V. metatarsu probíhají šikmo k dlouhé ose nohy. Z tohoto důvodu dochází k tomu, že při flexi se hlavičky přibližují a akcentuje se přední příčný oblouk nohy (Kapandji, 1987).

Metatarzofalangeální a interfalangeální klouby nemají podle Kapandjiho (1987) tak významnou funkci, jako jejich protějšky na ruce. Výjimku tvoří pouze metatarzofalangeální kloub palce jenž je důležitý při krokovém cyklu.

## 3.4 Svaly bérce a nohy

Míra, jakou se svaly podílejí na utváření nožních kleneb, je předmětem sporů již dlouho. Vařeka a Vařeková (2009) se ve svém díle odvolávají na práci Colemana, v níž autor shrnuje rozdílné názory odborníků a popisuje určitý konsenzus, ke kterému v minulých letech přece jen došlo. Na základě EMG studií Basmajiana a Stecka (1963) bylo totiž prokázáno, že podélná klenba nožní není udržována primárně svalovou činností, neboť aktivita v krátkých svalech nohy a svalech bérce je ve statickém stoji minimální. Svaly u zdravé nohy jsou tedy, dle autorů, primárně využity k udržení rovnováhy, přizpůsobení se nerovnému terénu a k lokomoci. U oslabené nohy podle nich zřejmě dochází ke svalové aktivitě i během klidného stoji s cílem udržet normální tvar nohy. Podle Jacka, kterého Coleman taktéž zmiňuje, jsou tyto svaly však schopny pouze dočasně.

Naproti tomu Fiolkowski, Brunt, Bishop, Woo a Horodyski (2003) ve své EMG studii zjistili statisticky významný pokles os naviculare (a tím i celého mediálního oblouku podélné klenby) a snížení EMG aktivity v m. abductor hallucis po blokadě nervus tibialis lidocainem.

Vařeka a Vařeková (2009) rovněž uvádějí, že role svalové aktivity je důležitá především u ontogenezi, kdy se podpurné elementy, tedy kosti a vazy, teprve formují za působení vnitřních a vnějších sil (tahová síla svalů a především tíhová síla). Ani za normálního stavu daných

struktur nohy ale není význam aktivity svalů úplně zanedbatelný, což, dle autorů, dokazuje např. vznik ploché nohy při periferní paréze.

Ačkoliv důležitost svalů při utváření a udržování nožních kleneb není stále jasná, zřejmě opravdu není zcela zanedbatelná. Dokladem by mohly být také např. pozitivní výsledky vlivu senzomotorického cvičení (viz níže) na výšku nožních kleneb. Poměrně jisté však je, jaké mají určité svaly mechanické předpoklady pro ovlivnění výšky oblouků kleneb.

Kapandji (1987) podává stručné informace o mechanickém působení vybraných svalů na zakřivení oblouků nohy:

m. tibialis posterior – svojí kontrakcí táhne os naviculare dolů a dozadu pod hlavici talu tak, že přední pilíř mediálního oblouku se snižuje. Tím dochází k jeho akcentaci.

m. flexor hallucis longus – působí podobně jako tětiva luku. Brání posunu talu tlačeného navikulární kostí, čímž ho stabilizuje a také přes sustentaculum tali zvedá přední část kosti patní. Při kontrakci tedy zvedá mediální klenbu.

m. flexor digitorum longus – je zpravidla srostlý s dlouhým ohybačem palce. Funkce je tedy prakticky identická. Také se spolu s m. flexor digitorum brevis a m. flexor digitorum accessorius podílí na utváření podélné klenby mezi jejím mediálním a laterálním obloukem.

m. peroneus longus – flektuje bázi prvního metatarzu vůči os cuneiforme mediale a os naviculare, čímž následně zvýrazňuje mediální oblouk podélné klenby. Současně zvedá přes trochlea fibularis přední část kalkaneu, čímž na laterální straně plní stejnou funkci jako m. flexor hallucis longus mediálně. Akcentuje tedy také laterální oblouk podélné klenby.

m. abductor hallucis – přiblížením obou konců klenby zvedá křivku mediální klenby.

m. tibialis anterior – svojí aktivitou podtrhává pilíř oblouku a tím snižuje podélnou klenbu. Podle autora za určitých podmínek působí stejně jako m. tibialis anterior i m. extensor hallucis longus. Vařeka a Vařeková (2009) k tomu dodávají, že je důležité uvažovat o funkci svalu v souvislosti s kokontrakcí ostatních svalů neboť ačkoliv sval působí „proti nim“, může svým „antagonistům“ paradoxně připravovat lepší výchozí pozici.

m. peroneus brevis – zabraňuje „rozevření“ kloubů laterálního oblouku.

m. abductor digiti minimi – má podobnou funkci jako jeho mediální protějšek.



m. peroneus tertius, m. extensor digitorum longus (za jistých podmínek) a m. triceps surae – svým působením oplošťují laterální oblouk podélné klenby. Vařeka a Vařeková (2009) ještě podotýkají, že aktivita m. triceps surae redukuje i mediální oblouk zvedáním paty jeho zadního pilíře, při supinaci zánoží však naopak klenbu akcentuje.

Příčná klenba nohy je na různých úrovních podpořena činností těchto svalů: m. tibialis posterior v úrovni os cuboideum a os naviculare, šlachou m. peroneus longus v oblasti os cuboideum a ossa cuneiformia a v přední části caput transversum m. adductor hallucis (Kapandji, 1987).

Udržování nožní klenby se účastní také plantární aponeuróza – vazivová vrstva šlašitého charakteru, srostlá s povrchem m. flexor digitorum brevis. Je pevně zabudována namísto fascie do podkoží chodidla a od tuber calcanei se rozbíhá ke všem pěti prstům. Tyto pruhy jsou navzájem dále propojeny (Čihák, 2011).

## 4 KLENBA NOŽNÍ

Nožní klenba je výsledkem vývojem daného pronátorního zkrutu nohy..., který se na úrovni zánoží (kalkaneus a talus) zastavil ve vertikále a v oblasti hlaviček metatarzů dosáhnul horizontály.... Z hlediska statiky je klenba útvar, který přenáší na něj působící zatížení na pilíře. Ve vrcholu klenby se nachází klenák, který má zásadní význam pro stabilitu celé konstrukce.... Tři hlavní oblouky ohraničující celou nožní klenbu (vnitřní, zevní a příčný oblouk) se sbíhají do tří pilířů, které se opírají o podložku v místě hlavičky I. a V. metatarzu a dorzální části patní kosti (Vařeka & Vařeková, 2009, 43).

Z pohledu stavebního inženýra se síly, které působí na chodidlo, distribuují do tří mediálních a dvou laterálních paprsků. Mediální pokračují přes ossa cuneiformia a os naviculare k talu, zatímco laterální část se sbíhá v os cuboideum a pokračuje na kalkaneus. Uspořádání paprsků pak tvoří podélnou a příčnou klenbu nohy. Toto plantární klenutí umožňuje správné nastavení nohy vůči nerovnému terénu a optimální mechanické přenášení tlakových sil (Schünke, Ross, Schulte, Lamperti & Schumacher, 2006).

### 4.1 Podélná klenba

Podélné klenutí tvoří řada oblouků, jejichž počet lze pro zjednodušení zredukovat na pět. Každý z nich pak odpovídá jednomu z pěti metatarzů, jimiž probíhá. Mediální oblouk je nejvyšší a nejdelší a je také vystaven největšímu zatížení ve stoji i během lokomoce (Vařeka & Vařeková, 2009). Fylogeneticky je poměrně mladou strukturou a je proto labilnější a lehce podléhá deformaci (Šmondrk, 1995).

Hlavními ligamenty, která udržují podélnou klenbu nohy, jsou:

lig. plantare longum (hluboká a povrchová část)

lig. calcaneocuboideum (součást lig. bifurcatum)

lig. calcaneonaviculare plantare

lig. talocalcaneum interosseum

lig. deltoideum

plantární aponeuróza

Při zatížení dochází k poklesu klenby, což má za následek pasivní protažení vazů i svalů. Jakmile dojde k uvolnění, je klenba tahem předepjatých struktur znovu obnovena. Takto je zajištěn pružný dopad nohy při chůzi, či běhu (Watkins, 2006b).

Podle Hickse (1961) zajišťují plantární vazy mechanickou oporu klenby dvěma způsoby – jako nosníky, kdy při zatížení je svrchní část komprimována, zatímco spodní je natahována, a vazníky, kdy při zatížení dochází ke kompresi mezi jednotlivými segmenty.

Převedením podélné klenby nohy do teoretického parabolického oblouku lze zjistit sílu ( $H$ ), která je nutná k zachování klenutí. Její velikost závisí na zatížení ( $q$ ,  $[q]=N/cm^2$ ), délce tětivy oblouku ( $l$ ) a výšce klenby ( $f$ ) a je definována takto:

$$H = \frac{q \times l^2}{8 \times f}$$

Z uvedeného je zřejmé, že při udržování klenby jsou nejefektivnější struktury nejbližší zemi. Zároveň také ze vzorce vyplývá, že při nedostatečnosti daných struktur se tělo snaží dosáhnout stability prodloužením vzdálenosti bodů opory anebo snížením výšky oblouku (Schünke et al., 2006). Oploštění klenby nožní je tedy pouze kompenzačním mechanismem. Další možností, jak dosáhnout stability klenby je snížení jejího zatížení, tedy snížení hmotnosti.

#### 4.2 Příčná klenba

Příčné klenutí, které se děje v podstatě po celé délce nohy, je tvořeno řadou příčných oblouků. Ty mají různý tvar a stavbu podle jednotlivých úrovní. Přední oblouk je poměrně plochý a je vyplněn měkkými tkáněmi, které spočívají na podložce. Plantárně je překlenut relativně slabými intermetatarzálními vazy a transversální hlavou m. adductor hallucis (Vařeka & Vařeková, 2009). Tento sval je ale relativně slabý, takže velmi často je klenba v této své části oploštěná, či se dokonce „obrací“ a vzniká konvexní předonoží s mozoly pod hlavičkami snížených metatarzů (Kapandji, 1987).

Některé studie (např. Luger, Nissan, Karpf, Steinberg & Dekelale, 1998) dokonce říkají, že žádné distální příčné klenutí neexistuje (přesněji není ani možné, aby existovalo) a pokud ano, jedná se spíše o patologii (Griffiths, 2010)!

### 4.3 Subtypy nohy dle Roota a jejich vliv na klenby nožní

V druhé polovině 20. století vytvořil Merton L. Root nový, funkční model nohy, v němž vychází z předpokladu, že noha tvoří dynamický komplex. Podle něj je, v ideálním postavení nohy a ostatních segmentů, osa dolní 1/3 bérce a osa zadní plochy paty shodná, stejně tak jako rovina plosky pod předonožím a pod zánožím. Tato typologie byla pak dále rozpracovávána a dále doplňována, a to nejen samotným Rootem, ale i dalšími autory. Rozdělení vychází z tzv. neutrálního postavení subtalárního kloubu a následné odchylky rozpracovává i s důsledky, které mají nejen pro ostatní části nohy, ale i pro proximální klouby dolní končetiny a další etáže lidského těla (Vařeka & Vařeková, 2009).

Ačkoliv se v Rootově typologii objevuje mnoho druhů a poddruhů abnormalit a jejich následných modifikací a kombinací (viz Valmassy, 1996), některé z nich se v populaci objevují více a dokonce zde existuje určitý vztah k pohlaví. Vařeka a Vařeková (2008a) ve své práci zjistili statisticky významně vyšší zastoupení varózního zánoží u mužů než u žen. Zároveň je tato odchylka u mužů mnohem častější, než všechny ostatní. U ženské populace je zase statisticky významně vyšší výskyt valgózního předonoží. Spolu s varózním zánožím se pak tyto dvě odchylky objevují u žen mnohem častěji než ostatní abnormality.

#### Varózní zánoží

Varózní zánoží je nejčastější odchylka od neutrálního postavení nohy a dělí se na tzv. tibiální a subtalární varozitu. Při zatížení nohy dochází k výrazné pronaci v subtalárním kloubu s cílem umožnit plný kontakt zánoží a následně i předonoží s podložkou – dochází tedy k určité míře kompenzace (Michaud, 1997). Jsou-li možnosti pronace omezené, dochází k náhradním mechanismům, k nimž patří např. PFL prvního paprsku nohy či vytáčení špiček při chůzi zevně (Valmassy, 1996).

Pronace zánoží v případě kompenzované varozity je velmi rychlá a valgozita paty přetrvává po celou dobu, kdy je kalkaneus v kontaktu s podložkou. Rychlost, rozsah a přetrvávání hyperpronace při fázi opory může vést k tzv. „hyperpronačnímu syndromu“, který se mimo jiné může projevit oploštěním klenby při zatížení. Současně dochází k biomechanickému konfliktu, kdy téměř plná extenze kolene a s tím spojená zevní rotace bérce v době střední opory vyžaduje současnou supinaci kalkaneu, který je však stále hyperpronován (Vařeka & Vařeková, 2009).

Oproti tomu u nekompenzované varozity dochází vlivem PFL prvního paprsku (Valmassy, 1996) k výrazné akcentaci mediálního oblouku nožní klenby (Vařeka & Vařeková, 2008b). I v tomto případě dochází k biomechanickému konfliktu, tentokrát s opačným mechanismem – nedostatečná pronace kalkaneu při flexi kolenního kloubu na začátku fáze opory. Problémy na úrovni kloubů nohy se tak přenášejí i na další etáže (Vařeka & Vařeková, 2009).

#### Varózní a supinované předonoží

Obě dvě patologie mají podobný klinický nález, hlavně při odlehčení. Zásadní rozdíl je ale v příčině. Zatímco varózní předonoží má strukturální etiologii, častější supinované předonoží vzniká většinou jako kompenzace jiné deformity nohy či ostatních proximálních segmentů dolní končetiny. Děje se tak díky přestavbě měkkých tkání při dlouhodobé hyperpronaci zánoží a případné kompenzační zevní rotaci špiček při chůzi (Mooney & Campbell, 2006), které vedou k jejich reverzibilní kontraktuře (Vařeka & Vařeková, 2009).

Kompenzovaná forma varozity předonoží má patokineziologii podobnou té, již je přítomna u kompenzovaného varózního zánoží (Vařeka & Vařeková, 2009). Hyperpronace kalkaneu jako následek primární příčiny, již je supinace (nikoliv supinované) předonoží, je pak v období opory výraznější než u varózního zánoží a na rozdíl od něj trvá po celou dobu začátku odrazu (Michaud, 1997). Z tohoto důvodu jsou výraznější a závažnější i léze v ostatních částech dolní končetiny. Mimo jiné dochází k poklesu nestabilního talu plantárně, mediálně a vpřed. Výsledkem je výrazný pokles mediálního podélného oblouku nohy (Vařeka & Vařeková, 2009).

#### Valgózní předonoží

Příčinou této nejčastější deformity předonoží ve frontální rovině jsou odchylky strukturální, případně kompenzace varozity zánoží, která není kompenzovaná v subtalárním kloubu. Tedy nekompenzované varózní zánoží. Rigidní valgozita předonoží splývající s obrazem pes cavus bývá také následkem nervosvalových onemocnění různé etiologie. V tomto případě bývá typická supinace kalkaneu s kontrakturou plantární aponeurózy. Valgozitu předonoží zde tedy lze považovat za určitou kompenzaci (Vařeka & Vařeková, 2009).

Valmassy (1996) dále rozlišuje dva podtypy. Flexibilní, jenž je častější než rigidní forma, se vyznačuje dostatečnou možností kompenzační supinace předonoží. Děje se tomu kolem podélné

osy transverzotarzálního kloubu, případně v kombinaci s PFL prvního paprsku. Není tedy nutná supinace v subtalárním kloubu.

Michaud (1997) flexibilní formu dále dělí na subtypy. Pro první podtyp je typický velký rozsah supinace v transverzotarzálním kloubu, což vede k setrvání zánoží v hyperpronaci i po odlepení paty od podložky a vzniku hyperpronačního syndromu. Oproti tomu druhý podtyp má snížený rozsah supinace a naopak zvýšení rozsah pronace v transverzotarzálním kloubu. Díky tomu dochází v období střední opory k mírné pronaci v subtalárním kloubu a poté k resupinaci. Předonoží má, podle Mooneyho a Campbella (2006), tendenci se rozšiřovat a mediální oblouk nohy při zatížení výrazně kolabuje (Vařeka & Vařeková, 2008b). To se projeví rozdílem ve výšce mediálního oblouku při odlehčení a zatížení, podobně jako u kompenzovaného varózního zánoží (viz výše).

Rigidní valgozita je vadou strukturální bez možnosti supinace v transverzotarzálním kloubu jako kompenzace. Projevuje se vysokým mediálním obloukem se supinovanou patou, a to při zatížení i odlehčení (Mooney & Campbell, 2006).

#### 4.4 Plochonoží (pes planus), získaná plochá noha dospělých

Pes planus, pes planovalgus, plochá noha. Pojmy popisující různé stavy s různou etiologií, patologií, prognózou i možností zásahu, ale se stejnou manifestací, totiž sníženým mediálním obloukem klenby nožní. Ačkoliv řada odborníků se dovolává jasného vymezení těchto pojmů, které v sobě skrývají jemné rozdíly, v literatuře neexistuje jasný konsenzus (Mooney & Campbell 2006).

Mooney a Campbell (2006) klasifikují plochonoží na základě etiologie a stupně rigidity. Jejich základní dělení je následující (podobně také Dungal, 2005; Valmassy, 1996; Kolář et al, 2009 a další):

1) Funkční pes planus charakterizovaný hyperpronací v subtalárním kloubu, která vede k flexibilní ploché noze. Ne vždy se však hyperpronace propaguje nízkým nártem, či oploštěním nohy během stoje. Funkční plochonoží může být následkem například:

- kompenzovaného varózního předonoží
- flexibilního valgózního předonoží

- kompenzovaného varózního zánoží
- hypermobilního mediálního sloupce nohy
- krátkého prvního metatarzu
- genua valga (vbočená kolena)
- genua vara (vybočená kolena)
- obezity, apod.
- ligamentózní laxicity (morbus Down, Marfanův syndrom apod.)

2) Kongenitální rigidní plochá noha, která se objevuje např. u vrozeného strmého talu (kongenitální konvexní pes valgus) či tarzální koalice (též peroneální spastická plochá noha).

3) Kongenitální flexibilní plochá noha vyskytující se např. u talipes calcaneovalgus a také při hypoplazii sustentaculum tali.

4) Získaná rigidní plochá noha vznikající např. v souvislosti se zánětlivou revmatoidní artritidou, traumatickou artritidou anebo sekundárně po traumatu.

5) Neurologické případy rigidní či flexibilní ploché nohy jako následku poliomyelitidy, mozkové mrtvice, poškození periferních nervů a svalové dystrofie.

Dětská plochá noha je rozsáhlou kapitolou sama pro sebe a proto se následující text bude věnovat hlavně získané ploché noze dospělých a dospívajících.

Podle Dungla (2005) se jedná o statickou deformitu vznikající po ukončení kostního růstu současným působením různých faktorů, především však dlouhodobého přetížení. Ačkoliv i jistá část plochovbočených dětských nohou přechází do dospělosti, plochonoží dospělých se vyvíjí i na před tím zdravé noze (noze normální). Relativně samostatnou kapitolou je pak, podle Dungla, spastická plochá noha dospívajících, klinicky identická s idiopatickou peroneální spastickou plochou nohou.

Dungl (2005) taktéž připomíná vliv nesprávné obuvi při vzniku ploché nohy dospívajících v konečné fázi rychlého růstu. Odkazuje také na ostatní autory a jejich pojetí problematiky, kdy Hohmann plochou nohu adolescentů označuje termínem „zánětlivá fixovaná plochá noha“ a např. Gosselin ji označuje jako „tarzalgii adolescentů“. Frejka (1962) pak, podle Dungla, odmítá označení zánětlivá a rozlišuje pes fixatus muscularis a pes fixatus membranaceus podle

toho, zda je původem plochonoží křečovité napětí svalů anebo později fixované sraštění kloubních pouzder.

V klinickém obrazu Dungl (2005) a podobně také např. Kolář et al. (2009) uvádějí: pacient si stěžuje na subtalární bolestivost při chůzi i stání. Její projekce je do oblasti zevního kotníku (pod a před něj) a do oblasti sinus tarsi. Taktéž při pokusu o supinaci pronované nohy pacient hlásí bolestivé počítky. Peroneální šlachy i natahovače prstů jsou napjaté, pata je ve valgózním postavení, zevní okraj nohy je nadzdvížen. Klenba není zpočátku o mnoho pokleslá a v narkóze tato svalová deformita mizí. S déle trvajícím špatným postavením se však fixuje a vzniká tuhá deformita. Předonoží je pak nejprve drženo tahem m. tibialis anterior v supinaci. Dlouhotrvající hypertonus se může projevovat bolestivostí na přední ploše bérce. S poklesem podélné klenby se předonoží dostává do abdukce. Úpon m. tibialis anterior se tím pádem může dostat mimo osu talu a působit dokonce jako pronátor nohy. Tvar kostí se v konečné fázi přizpůsobuje změnám, v kloubech dochází k artrotické degeneraci. Tím se ale také fixuje hyperpronované postavení označované Frejkou (1962) jako pes planus deformatus.

Kolář et al. (2009) a také Dungl (2005) říkají, že statická plochá noha dospělých vzniká v jakémkoliv věku. Důvodem je dlouhodobý nepoměr mezi velikostí zátěže a „nosností“ nohy a sumace dalších nepříznivých faktorů jako je obezita, nevhodná obuv, hormonální změny u žen, osteoporóza apod. Plochonoží je velmi často spojeno s varixy dolních končetin. Jedním z důvodů je stejná příčina obtíží, totiž vrozená „méněcennost“ vaziva. Dalším pak zvýšená aktivita svalů u ploché nohy, kdy dochází k jejich následné rychlejší únavě. Tím vážne „svalová pumpa“ venózní krve, která se v dolních končetinách městná a podporuje tvorbu varixů.



## 5 KROKOVÝ CYKLUS

Je všeobecně známo, že chůze je jedním z mnoha charakteristických prvků, jež nás definují a odlišují od ostatních. Dokonce do té míry, že analýza chůze je považována za zcela objektivní a relevantní forenzní disciplínu. Ačkoliv je způsob chůze pro každého z nás jedinečný, při určitém zjednodušení lze nalézt společné znaky.

Základní jednotkou chůze je krok. Při analýze se však nejčastěji hodnotí tzv. krokový cyklus, což jsou dva za sebou následující kroky.

Krokový cyklus má dvě fáze, které jsou dále děleny a diferencovány:

Oporná fáze začíná kontaktem paty a pokračuje obdobím postupného zatěžování až do okamžiku položení celé plošky nohy na podložku – do období střední opory. Končí odlepením paty. Následuje období aktivního odrazu, které je nejdůležitější pro pohyb vpřed. Poslední je období pasivního odlepení končící zvednutím špičky dané nohy.

Fázi švihovou lze rozdělit na období zahájení švihu, období středního švihu a období ukončení švihu.

Při srovnání cyklů obou dolních končetin, lze ještě rozlišit fázi dvojí opory a fázi jedné opory (Vařeka & Vařeková, 2009).

Podle Watkinse (2006a) a také Simoneaua (2002) zaujímá dvojí opora, při níž se jedna dolní končetina nalézá ve fázi těsně před zvednutím špičky a druhá je právě ve fázi dotyku paty s podložkou, prvních asi 10% krokového cyklu (12% podle Michauda, 1997). Následuje fáze jedné opory (asi 40% cyklu, 38% podle Michauda, 1997). Poté se končetiny vymění a následuje opět období dvojí opory.

Výše popsany „ideální“ krokový cyklus má ale v našem pojetí řadu odchylek a změn. Tato variabilita je způsobena již zmíněnou individualitou každého jedince (a jeho psychickým rozpoložením) a dále pak funkčními i strukturálními poruchami či anomáliemi na všech možných úrovních a to jak vrozenými, tak i získanými (včetně různé kvality motorického vývoje).

Pohyby v jednotlivých kloubech během různých fází krokového cyklu rozpracovávají ve svých dílech např. Michaud (1997), Vařeka a Vařeková (2009) a Simoneau (2002). Tato detailní analýza však překračuje cíle této práce a proto zde nebude uváděna. Taktéž nemá smysl popisovat všechny odchylky a patologie, jichž existuje, jak už bylo uvedeno výše, celá řada. Určité naznačení problematiky je pouze v rámci kapitoly funkční typologie nohy u každé její variace.

## 6 METODY VYŠETŘENÍ A ZPŮSOBY JEJICH HODNOCENÍ

### 6.1 Kineziologické vyšetření

Kompletní kineziologické vyšetření a odebrání relevantní anamnézy by mělo být základem každé fyzioterapeutovi práce. V kontextu řetězení poruch a kompenzačních mechanismů je nutné vyšetřit patologie ve všech etážích těla a současně nezapomínat na rozdílné individuální dispozice jedince a porovnávat proto nález bilaterálně.

Již při vstupu pacienta si všímáme držení těla a způsobu chůze (synkinézy, vytáčení špiček apod.) a velikosti opěrné báze. V anamnéze pátráme po bolesti, jejím místě, době trvání a charakteru, vyvolávající příčině, případně její propagaci. Ptáme se na úrazy, vrozené vady a jiná onemocnění, jejich léčbu a případné přetrvávající problémy. Zajímá nás předchozí rehabilitace, použité postupy a jejich případný efekt.

Metodiku kineziologického rozboru by měl fyzioterapeut znát a proto nemá cenu ji zde detailně popisovat. Při vyšetření mimo jiné ale hodnotíme: postavení pánve, popliteálních rýh, varozitu či valgozitu kolen a pat, výšku mediálních a laterálních kotníků. Všímáme si tenze všech svalových skupin, jejich trofiky, porovnáváme napětí Achillových šlach a všímáme si otlaků či jiných kožních defektů. Sledujeme případnou inklinaci trupu či hlavy. Zjišťujeme případnou rekurvaci kolenních kloubů. Zepředu porovnáváme jejich „ušlechtilost“, napětí šlach na dorzu nohy, orientačně hodnotíme výšku podélných kleneb a rigiditu kleneb příčných při postavení na špičky. Všímáme si postavení prstců a jejich případných deformit.

Důležitou součástí aspekce je cílené vyšetření stoje a chůze. Sledujeme rozložení sil na chodidlo (zda se celá ploška dotýká země), zda jsou prstce v kontaktu s podložkou a zda je pacient schopen prstce využít v opoře (Véleho test). Při chůzi pozorujeme tendenci k rotaci nohy, „měkkost“ našlapování (Kolář et al., 2009). Zajímá nás délka a symetrie kroku, odvíjení chodidla od podložky. Pro posouzení propriocepce a rovnovážných reakcí lze využít posturálně náročnějších poloh (Romberg III, Trendelenburgův stoj).

Orientačně měříme délku dolních končetin a jejich obvody. Porovnáváme postavení kotníků vůči sobě vleže na zádech a vsedě. Měříme rozsahy pohybů v jednotlivých kloubech a případně i svalovou sílu. Při testování svalů posuzujeme jejich případné zkrácení či oslabení. Hodnotíme tvar nožních kleneb a postavení pat v odlehčení, všímáme si otlaků na ploskách nohou (je vhodné podívat se i na možné nesymetrické opotřebení podrážek obuvi).

Palpačně pátráme po reflexních změnách, pokud si to stav pacienta vyžaduje, je vhodné i orientační neurologické vyšetření.

Lewit a Lepšíková (2008) zdůrazňují, že v myoskeletální medicíně se dnes často postupuje při léčbě tak, jakoby se pacient „pohyboval po pánvi“ a funkční poruchy nohy jsou přehlíženy, ačkoli jimi pacienti obzvláště často trpí.

## 6.2 Plantogram (podogram)

Jednou z možností, jak zjistit stav klenby, je využití plantogramu při hodnocení otisku chodidla. Výhodou je jednoduchost, finanční nenáročnost a přesto objektivnost měření (Kopecký, 2004). Způsobů vyhodnocení otisků je několik:

Metoda Chippaux-Šmiřák, specifikovaná Klementou (1964), zjišťuje poměr mezi nejširším a nejužším místem plantogramu. Obě hodnoty jsou měřeny na kolmici k laterální tečně otisku. Ze zjištěných údajů se vypočítává tzv. index nohy (= nejužší místo\*100/nejširší místo; výsledek je udáván v %). Vysoká noha se vyhodnocuje na základě vzdálenosti otisků patní a přední části plantogramu (výsledek v cm). Klementa na základě statistického vyhodnocení výzkumu stanovil normy pro interpretaci výsledků:

Noha normálně klenutá:	1. stupeň od 0,1% do 25,0%	
	2. stupeň od 25,1% do 40,0%	
	3. stupeň od 40,1% do 45,0%	
Noha plochá:	1. stupeň od 45,1% do 50,0%	mírně plochá
	2. stupeň od 50,1% do 60,0%	středně plochá
	3. stupeň od 60,1% do 100%	silně plochá
Noha vysoká:	1. stupeň od 0,1 cm do 1,5 cm	mírně vysoká
	2. stupeň od 1,6 cm do 3,0 cm	středně vysoká
	3. stupeň od 3,1 cm a více	velmi vysoká

Indexová metoda podle Sztriter-Godunov uváděná Kasperczykem klasifikuje stav klenby za použití indexu  $K_y = BC/AC$ . Obě vzdálenosti (AC i BC) se měří na kolmici k mediální tečně plantogramu. Kolmice prochází nejužším místem plantogramu. Bod A je průsečíkem dané

kolmice a dané tečny, bod B je průsečíkem kolmice a vnitřního okraje otisku a bod C je průsečík laterálního okraje otisku a kolmice. Kasperczyk také uvádí členění nohy podle uvedeného indexu (Kopecký, 2004):

Noha vysoká:	0,00 – 0,25
Noha normálně klenutá:	0,26 – 0,45
Noha plochá: I. stupeň	0,46 – 0,49
II. stupeň	0,50 – 0,75
III. stupeň	0,76 – 1,00

Metoda dle Mayera uváděná Purgaričem je z hlediska vyhodnocování nejjednodušší. Interpretace výsledků vychází ze stanovení tzv. „Mayerovy linie“, která je vymezena středem na nejširší části otisku paty a vnitřním okrajem otisku čtvrtého prstce. Pokud šíře střední části plantogramu překrývá tuto přímkou, hodnotíme tento stav jako snížení podélné klenby nohy (Kopecký, 2004).

Podle Kopeckého (2004) je relevance výše uvedených postupů při interpretaci výsledků měření otázkou. Mezi jednotlivými metodami totiž existují statisticky významné odchylky a je tak těžké určit, která z metod je nejobektivnější.

Taktéž další způsob hodnocení popsal Purgarič. Při Metodě segmentů jsou v přední a zadní části otisku v jejich nejširším místě narýsované dvě úsečky, které by měly být vzájemně rovnoběžné (to ale může být problém). Jejich rozdělením na pět stejně velkých částí a spojením navzájem si odpovídajících bodů, je otisk vertikálně rozdělen šesti přímkami na pět segmentů. Podle toho, do jakého segmentu zasahuje otisk ve svém nejužším místě, je interpretován výsledek:

Pes excavatus: otisk chybí (plantogram má dvě oddělené části) či zasahuje jen 1. segment (tj. nejbliže malíku)

Normálně klenutá noha: otisk vyplňuje i 2. segment

Pes planus (I. stupeň): otisk zasahuje až do 4. segmentu

Pes planus (II. stupeň): otisk vyplňuje všech pět segmentů

Pes planus (III. stupeň): otisk přesahuje mediální přímkou (Svajčíková, 2000).

Dalšími možnostmi hodnocení je např. měření tzv. Clarkova úhlu, Metoda indexu dle Srdečného apod.

V zahraniční literatuře, např. Menz a Munteanu (2005), se rovněž setkáváme s měřením tzv. indexu oblouku (arch index), popř. indexu plantárního oblouku (plantar arch index) apod. Tyto metody jsou nejčastěji založené na hodnocení poměrů obsahů ploch, na které je otisk chodidla rozdělen.

### 6.3 RTG vyšetření

Na rozdíl od předchozích metod čistě lékařské vyšetření, které se, podle Dungla (2005), provádí rutinně a často bez hlubší znalosti klinické interpretace získaného obrazu. Někdy je totiž nutné volit nestandardní projekce a často je třeba provést držený snímek, což může být poměrně náročné a mohou tak vznikat chyby. Při hodnocení dětské nohy je navíc třeba brát v potaz věk dítěte, neboť fyziologický nález se s věkem mění.

Kromě vizuálního hodnocení postavení kostních elementů a případných deformit lze také, mimo jiné, měřit tzv. normalizovanou navikulární výšku (normalised navicular height), kterou zmiňuje řada zahraničních studií.

Porovnání shody mezi průkaznými RTG snímky a některými klinickými měřeními se ve svých studiích zabývají např. Murley, Menz a Landorf (2009) nebo Menz a Munteanu (2005).

### 6.4 Dynamická plantografie

Dynamická plantografie (podografie) je moderní vyšetřovací metoda. S pomocí tlakové plošiny (koberce či vložky do bot) s velkou hustotou senzorů o vysoké citlivosti je měřeno rozložení tlaku pod ploskou. Měření probíhá v určitém čase, přičemž dochází ke změnám hodnot sledovaných parametrů. Na rozdíl od předchozích metod, lze změny posuzovat i v pohybu, tedy např. v rámci jednotlivých fází krokového cyklu. To přináší řadu výhod. Mimo jiné lze např. odhalit takové patologie nožní klenby, které nejsou při statickém vyšetření zjevné. Zpracování dat je zprostředkováno počítačem s příslušným softwarem (Anonymous a., n. d.).

## 6.5 Další možnosti hodnocení

- kalíperační – např. měření indexu výšky oblouku (arch-height index) založeného na poměru výšky dorza zatížené a nezatížené nohy
- plantoskop (podometr, pedoskop, pedobaroskop) – jednoduché přístroje zobrazující rozložení zatížení chodidla na průhledné desce, často v kombinaci s optickým skenerem s možností vyhotovení plantogramu (viz výše)
- footdisc – zobrazení pomocí krystalů termo fólie
- 3D skenery – založené nejčastěji na metodě triangulace
- dynamometrické plošiny

## 7 KONZERVATIVNÍ TERAPIE A PREVENCE PLOCHONOŽÍ

Dříve poměrně častá operační léčba ploché nohy dnes ustupuje do pozadí a je indikována pouze výjimečně (Dungl, 2005).

Metodou první volby je dnes konzervativní terapie. Pacientům je doporučena vhodná obuv s ortopedickými vložkami a současně jsou indikováni k rehabilitaci. Základem je senzomotorické cvičení, facilitace chodidla a nácvik tzv. „tříbodové opory“ a „malé nohy“, to vše při centrovaném postavení kloubů. Využívá se technik měkkých tkání, provádí se mobilizace drobných kloubů nohy, relaxace a protažení hypertonních svalů a svalů ve zkrácení. Z fyzikální terapie jsou indikovány antiedematózní procedury jako lymfodrenáž, střídavé a šlapací koupele či chladná vířivka. K relaxaci lze využít např. ultrazvuk, DD proudy, TENS nebo také kombinovanou elektroléčbu (Kolář et al., 2009).

Šmondrek (1995) vyzdvihuje dobré analgetické a myorelaxační účinky laseroterapie (15–20 W, 3–4 kHz, 2–3 minuty). U bolestivé ploché nohy dospívajících se osvědčilo převedení nohy do správného tvaru v narkóze a fixace v modelovaném sádrovém obvazu po dobu 6 týdnů. Samozřejmostí by mělo být vyřazení mladistvého z pracovního procesu (Dungl, 2005). Při počínající ploché noze je, dle řady autorů, také velmi účinným prostředkem terapie správná chůze s rovnoběžně stavěnými chodidly a zatěžováním zevních stran nohou.

### 7.1 Obuv, ortopedické vložky

Naprostá většina odborníků se shoduje v tom, že při diagnostikovaném plochonoží je kvalitní pružná obuv s pevným opatkem doplněná o vhodnou ortopedickou vložku či ortézu základem pro zabránění progresu onemocnění a předpokladem pro úspěšnou rehabilitaci. Jelikož se jedná o oblast patřící do kompetence ortopedů, ortotiků a protetiků, nebude zde tato problematika dále rozebírána.

### 7.2 Sportovní a kinezio- taping

Obecnou indikaci tapingu lze rozdělit na léčebnou, rehabilitační a preventivní (včetně sportovního tapingu). I v oblasti nohy, v souvislosti s problematikou pokleslé příčné či podélné klenby lze aplikovat taping jako preventivní, rehabilitační a především úlevovou metodu (Flandera & Hrdlička, 2001).

Franettovich, Chapman, Blanch, a Vicenzino (2010) ve své studii zjistili pozitivní efekt opakovaného užívání ALD pásky na výšku podélné klenby nohy. Po 12denním nošení došlo u sledované skupiny pacientů ke zvýšení klenby o 1–3 mm. Přitom nebylo zjištěno narušení neuromotorické kontroly.

### 7.3 Senzomotorická cvičení

Ačkoliv existuje řada metod a principů, jejichž prvky lze při terapii plochonoží využít, skupina senzomotorických cvičení tvoří, jak již bylo řečeno výše, její základ.

Metoda Senzomotorické stimulace prof. V. Jandy a M. Vávrové vychází z poznatků řady autorů, kteří popsali vliv poruch aferentace na pohyb. Nejprve byla využívána hlavně v ortopedii pro terapii nestabilního kolenního a hlezenního kloubu, dnes je indikována také při terapii funkčních poruch pohybového aparátu, zvláště stabilizačních svalů. Metodika pracuje s dvoustupňovým modelem motorického učení s cílem vytvořit vhodný pohybový program a zcela ho zautomatizovat. To ale klade nároky na kvalitu provedení pohybu, neboť jednou osvojený program se velmi obtížně mění. Základem je kvalitní otaxování každého pacienta a léčba poruch měkkých tkání, kloubních blokády a svalových dysbalancí. Poté následuje facilitace chodidla (kartáčování, chůze po malých oblých kamenech apod.), nácvik „malé nohy“ s postupnou vertikalizací (sed, stoj), posturální korekce ve stoji a s přesuny těžiště těla (půlkroky, výpady, poskoky) a konečně cvičení na labilních plochách (pěnové podložky, úseče, trampolína, twistery, balanční sandály atd.). Při všech částech cvičení je důležitá korekce držení těla, která vždy začíná od distálních částí a postupuje proximálně. Terapie končí při prvních známkách únavy (Janda & Vávrová, 1992; Kolář et al., 2009).

Balancstep je nová pomůcka podobná balančním sandálům a taktéž vychází z principů SMS (viz výše). Jedná se o polokoule z pryžové gumy, které se pomocí pásek připevňují na chodidla pacienta. Použitím balancstepu se změní těžiště těla a zúží se základna pro stoj. Také konfigurace nohy se mění a vzniká „malá (krátká) noha“. Důsledkem je změna postavení v kloubech nohy a tím i rozložení tlaků (Valjent, 2008; Ošťádal, n. d.).

Dynamická plocha a pomůcka pro proprioreceptivní trénink postury (POSTUROMED) je další možností v terapii poruch proprioreceptivní aferentace. Využívá se kmitu s definovanou vlastní frekvencí, tlumením kmitu a výchylkou v horizontálních rovinách v závislosti na



podnětu. Tím je např. změna těžiště těla vstoje. Pro úspěšnou terapii pomocí SMS (balanční pomůcky, viz výše) je zapotřebí určitého stupně obratnosti a nastavení vestibulárního a limbického aparátu. Případný strach totiž zásadním způsobem negativně ovlivňuje tvorbu pohybových programů. Aktuální stav limbického systému a výchozí stav arthromuskulárních struktur tedy vlastně rozhoduje o tom, zda „trénujeme do patologie či nikoliv“. Toto v případě POSTUROMEDU odpadá, neboť tím, že dochází ke kmitům v horizontále (a minimálně ve vertikále) není drážděn vestibulární aparát a nedochází ani k ovlivnění limbického systému, protože i ten nejneobratnější pacient nepocituje při cvičení strach a nejistotu. Dalšími nespornými výhodami je možnost tlumení kmitu (a tím usnadnění terapie) a snadný nácvik autoterapie (Rašev, 1995).

Propriofoot je koncept využívající malých balančních destiček, které se dají mezi sebou libovolně kombinovat. Na rozdíl od předchozích metod a postupů umožňuje diferencovat jednotlivé segmenty nohy (nejčastěji předonoží a zánoží) a ve stejnou chvíli pracovat v každém z nich trochu jinak. Díky tomu, že úseče nacházející se na spodní straně destiček jsou malé, je možné omezit činnost mozečku a vestibulárního aparátu vnitřního ucha a zacílit tak terapii přímo na segment nohy a kotníku (Anonymous b., n. d.).

#### 7.4 Barefoot, minimalistická obuv, Vibram FiveFingers®

O vhodnosti chůze naboso (barefoot) se neustále vedou debaty a stejně tak jsou diskutována i pozitiva a negativa, která přineslo pravidelné nošení obuvi. Studie Zipfela a Bergera (2007) např. přichází s důkazy, že původně „neobuté“ civilizace mnohem méně trpěly nejrůznějšími patologiemi nohou, konkrétně metatarzalgii. Potvrzují tak hypotézu, že právě patologické odchylky metatarzů jsou způsobeny moderním způsobem života, včetně nošení obuvi a vystavování se nepřirozeným tvrdým povrchům. Kadambande, Khuran, Debnath, Bansal a Hariharan (2006) zase přispívají informací, že ačkoliv nošení obuvi nemá vliv na funkci svalů se vztahem k předonoží, předonoží jako celek se stává výrazně tužším, což může následně negativně ovlivnit jeho funkci. Autoři nicméně připomínají, že většina problémů má příčinu ve špatně padnoucí či dokonce závadné obuvi. Komerční obuv totiž často nerespektuje individuální požadavky jedince (úzká špička nemající potřebnou kapacitu pro dynamiku příčné klenby, výrazná výztuha mediální klenby bránící fyziologickému oploštění klenby při zatížení apod.) a nohu vlastně spíše poškozují.

V poslední době se proto stále častěji mluví o využití tzv. minimalistické obuvi a o tzv. barefootu. Zdá se totiž logické, že jakákoliv pasivní opora vede (stejně jako např. sádrová fixace) k oslabení podpůrné svaloviny daného segmentu. Snaha o udržení nohy silné a bez zranění vyústila proto u firmy Nike, největšího producenta běžecké obuvi na světě, v projekt „Nike Free“, jímž následovala další firmy a jejich koncepty, mezi nimi např. Masai Barefoot Technology (Wallden, 2010).

Ačkoliv nabídka „funkční obuvi“ na trhu se neustále rozrůstá, vzhledem k pilotní studii v další části textu bude pozornost zaměřena na značku Vibram FiveFingers®.

Na rozdíl od ostatních zástupců této různorodé skupiny obuvi nebyly Vibram FiveFingers® navrženy s žádným biomechanickým záměrem. Cílem bylo vytvořit pevnou a odolnou obuv pro plavby na plachetnicích a zároveň umožnit jejím uživatelům co nejrealističtější pocit bosé nohy. Brzy od počátku uvedení na trh v roce 2006 se ale začalo ukazovat množství dalšího využití – mezi instruktory jógy a pilates, kondičními trenéry apod. Zájem ale vzbudily i mezi fyzioterapeuty a mnohými podiatry (Wallden, 2010).

Squadrone s Gallozzim (2009) ve své studii zkoumali u 8 probandů s dlouhodobými zkušenostmi s „barefootem“ rozdíly při běhu v obuvi a naboso na jedné straně, a míru imitace běhu naboso v obuvi Vibram FiveFingers® na straně druhé. Všechna měření probíhala v laboratorních podmínkách.

V prvním případě autoři zjistili změnu stereotypu běhu, neboť při běhu naboso měli běžci obecně kratší délku kroku i dobu kontaktu nohy s podložkou, současně však vyšší frekvenci běhu. Tyto změny také zřejmě způsobily rozdíl ve velikosti rázové síly působící při dopadu. V případě „barefootu“ byla výrazně menší, což potvrzuje hypotézu, že výše uvedené změny umožňují tělu lepší absorpci otřesů. U neobutých protagonistů také probíhal iniciální kontakt s podložkou více přes předonoží.

Dle dalších testů Squadroneho a Gallozziho se také zdá, že Vibram FiveFingers® poměrně dobře imitují běh naboso. V obou případech předchází iniciálnímu kontaktu větší plantární flexe nohy a menší rotace špičky než při běhu v obuvi. Také krok a doba kontaktu s podložkou jsou kratší a frekvence běhu vyšší. Zajímavé je, že pohyb ve Vibram FiveFingers® je zřejmě ekonomičtější než naboso a ještě více než v obuvi. Autoři to připisují nutnosti větší celkové tuhosti dolní končetiny. Wallden (2010) v této souvislosti poukazuje na optimální využití pákového mechanismu v konečné fázi aktivního odrazu. Současně připomíná prvek, který

Vibram FiveFingers<sup>®</sup> odlišuje od ostatních podobných značek na trhu. Jsou jím oddělené prostory pro jednotlivé prstce umožňující podle něho lepší propriorecepci a laterální rozšíření celého předonoží zajišťující lepší stabilitu ve frontální rovině.

Přestože s novými poznatky se obecný názor na vhodnost a přínos barefootu a minimalistické obuvi mění, stále existuje poměrně velká skupina autorů, která se k této kapitole obuvnictví staví spíše skepticky a nadále vzhledem k převládajícím moderním povrchům preferuje a doporučuje dostatečně silnou měkkou podrážku. Přesto všechno si myslím, že alespoň v rámci prevence je to jedna z možností jak zasáhnout do problematiky plochonoží a příznivě ji ovlivnit. Využití v pokročilých stádiích ploché nohy je nicméně diskutabilní a minimálně v akutní fázi léčby zřejmě není optimální.

## 8 KAZUISTIKA

Pacient a zároveň proband pilotní studie uvedené v následující kapitole je muž (\*1990) s klinicky diagnostikovaným bilaterálním poklesem příčných kleneb nohou. Uvedené informace poskytl vyšetřovaný a jsou doplněny vlastním klinickým vyšetřením.

**Rodinná anamnéza:** opakovaně se vyskytující klinicky diagnostikovaný pokles příčné klenby nohou u dospělých

**Osobní anamnéza:** opakovaná zhmoždění a lehké distorze pravého hlezenního kloubu, zpětně zjištěné fraktury prstů pravé nohy (neví kterých), distorze V. metatarzofalangového kloubu pravé nohy s jeho následným ztuhnutím a přetrvávající bolestivostí při pasivním pohybu do krajních poloh, bolest bederní páteře při dlouhodobém statickém zatížení

**Pracovní anamnéza:** student

**Sportovní anamnéza:** 15 let hrál aktivně fotbal (soutěž: divize, zranění viz výše), nyní již pouze rekreačně fotbal, běh, posilovna, ... (několikrát týdně)

**Farmakologická anamnéza:** neudává

**Nynější onemocnění:** Pacientovi byl diagnostikován pokles příčných kleneb nohou, pacient udává bolest chodidel při nošení obuvi s tvrdší podrážkou (společenská obuv)

### **Vyšetření a kineziologický rozbor:**

#### **Ze zadu:**

Cristae iliacaе i zadní spiny se zdají být v rovině. Příznak trnu (spine sign) je bilaterálně negativní, „fenomén předbíhání“ není přítomen. Intergluteální rýha se lehce stáčí doleva, pravá hýždě se zdá být hypertrofická, pravá infragluteální rýha zároveň zasahuje níže (asi o 1 cm). Stehna i podkolenní jamky jsou symetrické, vlevo je zřetelnější tah m. biceps femoris. Popliteální rýhy naznačují oboustrannou vnitřní rotaci v kyčelních kloubech. Pravé lýtko se jeví hypotrofické, Achillovy šlachy jsou symetrické, obě paty jsou v lehkém valgózním postavení. Je patrný mírně zvýšený tonus paravertebrálních svalů v oblasti bederní páteře, pravá teile je o něco výraznější než levá. Pravá lopatka je rotována zevně, levé rameno je výše. Hlava lehce inklinuje doprava.

**Zepředu:**

Pravá přední horní spina je výše a mírně rotována vpřed. Levý vastus medialis m. quadriceps femoris je výraznější, levá patella je níže a šilhá zevně. Příčné klenby jsou pokleslé, taktéž podélné klenby se jeví snížené, nicméně funkční. Prstce jsou bez výraznějších deformit, tzv. „hra šlach“ není přítomna ani na jedné straně. Pupek šilhá lehce vpravo, levý prsní sval je hypertrofický. Pravá klíční kost je výraznější a rotována. Hlava lehce inklinuje doprava.

**Zboku:**

Pánev je v anteverzním postavení, břišní stěna lehce prominuje. Bederní lordóza je kranializovaná, hrudní kyfóza je mírně oploštělá. Ramena jsou v protrakci.

**Antropometrické vyšetření dolních končetin:**

název	Zjištěná délka/obvod (v cm)	
	Pravá končetina	Levá končetina
<b>DK (membri inferioris)</b>		
Délka DK (funkční):	98	99
Délka DK (anatomická):	88	89
Délka DK (umbilikomaleolární):	108	108
Délka stehna	46	46
Délka bérce (od štěrbiny KOK):	42,5	43
Délka bérce (od hlavičky fibuly):	39	40
Obvod stehna (10cm nad patelou):	45	44,5
Obvod stehna (nad kolenem):	40	41

Obvod přes kolenní kloub	39	39,5
Obvod přes tuberositas tibiae	36,5	37
Obvod lýtky	38	38
Obvod nad kotníky	23,5	23,5
Obvod přes kotníky	27	27
Obvod přes hlavičky metatarsů	24	24
Obvod přes patu a nárt	35	35

### Shrnutí:

Měření odhalilo rozdílnou délku dolních končetin. Levá dolní končetina je přibližně o 1 cm delší. Při porovnávání délky končetin podle linie kotníků vleže na zádech se ale jeví delší pravá dolní končetina! Při posazení se linie kotníků obou dolních končetin srovnávají.

### Funkční testy páteře:

	rozdíl	norma
Schoberova vzdálenost	4 cm	4 – 6 cm
Stiborova vzdálenost	11 cm	7 – 10 cm
Čepojova zkouška	2 cm	> 3 cm
Ottova inklinální (I) a deklinální (R) vzdálenost - index sagitální pohyblivosti hrudní páteře	I: 3 cm	> 3,5 cm
	R: 1,5 cm	> 2,5 cm
	4,5 cm	4,5 – 5,5 cm
Zkouška lateroflexe - pravá (P) a levá strana (L)	P: 23 cm	symetrie
	L: 23 cm	

Příznak flèche de Forestière	0 cm	0 cm
Lenochova zkouška	0 cm	0 cm
Thomayerova zkouška	0 cm	0 cm

### Goniometrické vyšetření dolních končetin:

Vyšetření dle Jandy a Pavlů bylo provedeno dvouramenným goniometrem. Z důvodu co nejpřesnějšího provedení, včetně fixace, byly měřeny pouze aktivní pohyby. Následné možné pasivní „dotažení“ bylo provedeno pouze orientačně.

kloub	variační šíře	pravá dolní končetina	levá dolní končetina
kyčelní kloub	extenze: 10° – 30° flexe: 120° – 130°	Sa: 20-0-110	Sa: 20-0-110
	abdukce: 30° – 50° addukce: 10° – 30°	Fa: 30-0-15	Fa: 30-0-20
	zevní rotace: 45° – 60° vnitřní rotace: 30° – 45°	Ra: 30-0-20	Ra: 30-0-25
kolenní kloub	extenze: 0° – 10° flexe: 125° – 160°	Sa: 0-0-125	Sa: 0-0-125
hlezenní kloub	dorzální flexe: 10° – 30° plantární flexe: 45° – 50°	Sa: 20-0-50	Sa: 20-0-50
	everze: 15° – 30° inverze: 35° – 50°	Ra: 10-0-40	Ra: 10-0-40

### **Vyšetření hypermobility dle Beightona a Horana:**

<b>zkouška</b>	<b>pravá strana</b>	<b>levá strana</b>	<b>body</b>
Dorz.fl.zápěstí a malíku (pasivní)	0	0	0
Přiložení palce k předloktí (pasivní-proband vykoná druhou rukou)	0	0	0
Hyperextenze LOK	0	0	0
Hyperextenze KOK	0	0	0
Předklon s ext. KOK	0		0
Celkem bodů:			0

### **Shrnutí:**

Pacient v žádném případě nevykazuje známky generalizované hypermobility. V kontextu s goniometrickým vyšetřením je spíše hypomobilní (výjimkou je měření Schoberovy vzdálenosti, která je nad normou)! Výrazně jsou omezeny především obě rotace v kyčelních kloubech.

### **Vyšetření nejčastěji zkrácených svalů dle Jandy:**

Jako zkrácené byly diagnostikovány pouze flexory obou kyčelních kloubů. Přitom převažovalo zkrácení m. iliopsoas bilaterálně. Současně flexory levého kyčelního kloubu byly při stranovém porovnání zkráceny výrazněji.

### **Vyšetření kloubních blokád a reflexních změn:**

Nebyly nalezeny blokády klíčových kloubů. Pouze v oblasti střední hrudní páteře a střední krční páteře byly drobné blokády ošetřeny.



Reflexní změny byly objeveny v paravertebrálních svaích bederního úseku páteře, horní části m. trapezius, m. levator scapulae a m. triceps surae, vždy bilaterálně. Navíc byla nalezena reflexní změna v pravém m. piriformis. Vždy se jednalo o tender points a tauth bands.

### **Vyšetření svalové síly:**

Svalová síla byla vyšetřována pouze orientačně. Nebylo však zjištěno oslabení žádné z klíčových svalových skupin. Z tohoto důvodu nebylo považováno za nutné podrobněji se této části vyšetření věnovat.

### **Vyšetření pohybových stereotypů dle Jandy:**

Při vyšetřování stereotypu extenze v kyčelním kloubu se oboustranně zapojují nejprve ischiokrurální svaly. S mírným zpožděním následuje aktivace gluteálního svalstva a následně kontralaterálních paravertebrálních svalů.

Pohyb pravé lopatky při pohybu paže do abdukce i zpět je zahájen dříve (při stranovém porovnání) a v průběhu celého pohybu je výraznější.

Ostatní stereotypy nenesly známky výraznější patologie.

### **Rehabilitační plán:**

Metodou první volby pro ovlivnění pokleslých kleneb nohou jsou techniky založené na principu Senzomotorické stimulace. Zároveň lze na doporučení ortopeda zvolit vhodný typ pasivní ortopedické podpory kleneb (viz kapitola 7).

Časté bolesti bederního úseku páteře, které pacient udává, mají vzhledem k vyšetření zřejmě příčinu ve zkrácených flexorech kyčelních kloubů. Je tedy nutné dané svalové skupiny protáhnout. Lze využít technik Postizometrické relaxace, Muscle energy technice, Postfacilitační inhibice apod. Za vhodné považuji také zařadit do terapie cvičení hlubokého stabilizačního systému a nácvik správného držení těla v rámci každodenních činností jako prevenci dalších obtíží.

## 9 PILOTNÍ STUDIE

Cílem pilotní studie bylo zhodnotit vliv nošení minimalistické obuvi VibramFiveFingers® na rozložení zatížení pod jednotlivými segmenty chodidel v rámci krokového cyklu.

Vzhledem k finanční náročnosti, kterou s sebou nese pořízení této speciální obuvi, a charakteru práce, jejímž cílem bylo pouze podat ucelený pohled na problematiku plochonoží dospělých a nastínit další možný přístup v prevenci a léčbě plochonoží, omezila se naše studie pouze na jednoho probanda.

### 9.1 Metodika

Měření probíhala vždy po týdnu užívání obuvi. Konečné 4 týdny testování tedy znamenají v souhrnu 5 měření (1–5), včetně vstupního. Z každého měření bylo vybráno prvních 5 pokusů, z nichž byly stanoveny průměrné hodnoty (Average) a směrodatné odchyly (SD). Celkem proband v obuvi za měsíc absolvoval téměř 70 km, což je takřka stejná porce kilometrů, jakou je zvyklý běhat normálně. V tomto ohledu nebylo respektováno doporučení výrobce na snížení zátěže z důvodu postupné adaptace těla na změnu podmínek. I tak jsme se ale snažili o postupný nárůst kilometráže. Naší snahou bylo vybírat členitější přírodní terény, ne vždy to ale bylo možné a tak asi 1/3 celkové vzdálenosti byla absolvována po asfaltu.

K samotnému měření a jeho vyhodnocení bylo využito systému Footscan® (Footscan 2D 2m plate, RSScan, Belgie) jehož aktivní měřicí plocha je 195 x 35 cm a obsahuje celkem 16 384 tlakových senzorů (Svoboda, 2008). Následné zpracování probíhalo pomocí softwaru Footscan gait 2nd generation (verze 7.9) a dále pak v programu Microsoft Office Excel 2007.

Sledovanými hodnotami byly:

- maximum tlaku (MaxP)

$$[\text{MaxP}] = \text{N/cm}^2$$

- celkové zatížení neboli tlakový impuls (Impuls) = integrál ze závislosti tlaku na čase

$$[\text{Impuls}] = \text{N.s/cm}^2$$

- doba kontaktu daného segmentu vzhledem k době stejné fáze (%Contact)

Tyto parametry byly generovány zvlášť pro každou z oblastí, na které bylo chodidlo automaticky rozděleno. Toto rozdělení bylo dále nutné manuálně upravit. Diferenciace na oblasti byla následující: T1 (Toe 1, palec), T2-5 (Toe 2-5, II. – V. prstec), M1 (Meta 1,

I. metatarz), M2 (Meta 2, II. metatarz), M3 (Meta 3, III. metatarz), M4 (Meta 4, IV. metatarz), M5 (Meta 5, V. metatarz), Mid (Midfoot, středonoží), HM (Heel Medial, vnitřní strana paty) a HL (Heel Lateral, vnější strana paty). Obě končetiny byly porovnávány samostatně (L = left, levá; R = right, pravá).

## 9.2 Výsledky

Pro lepší orientaci v následujícím textu jsou za výsledky měření přiloženy sloupcové a spojnicové grafy. Vysvětlivky zkratk, které jsou v nich použity, jsou popsány výše.

Při pravolevém porovnání je zřejmé výraznější počáteční MaxP levé paty. Zatímco MaxP pravé paty zůstává i po čtyřech týdnech prakticky stejné, MaxP levé paty poměrně výrazně klesá. Přitom výraznější je tato změna u její laterální části, která se dostává na hodnotu odpovídající té kontralaterální. V případě pravé paty dochází zase k mnohem větší symetrizaci MaxP jejích částí.

MaxP středonoží doznalo oboustranně pouze malých změn. Při pravolevém srovnání je ale zřejmá symetrizace MaxP.

Rozdílně reagovaly pravé a levé metatarzy. Na levé straně došlo k přenosu části zatížení z I., III. a nejvíce z II. metatarzu na metatarz IV., zatímco zatížení pod V. metatarzem zůstalo, po přechodném snížení, téměř stejné. Naopak na straně pravé došlo k částečnému přenosu zatížení z IV. a III. metatarzu na II. a hlavně I. metatarz. MaxP pod V. metatarsem zůstalo opět téměř totožné.

MaxP II. – V. prstce se bilaterálně výrazněji nezměnilo, MaxP palce na levé straně lehce pokleslo, zatímco na straně pravé došlo k mírnému nárůstu. Při stranovém srovnání je patrné mnohem větší MaxP palce pravé nohy po celou dobu měření.

Při porovnání %Contact je opět zajímavé pravolevé srovnání. Nejvýraznější je rozdíl v době zatížení levých a pravých I. metatarzů a prstců. %Contact levého I. metatarzu a II. – V. prstce je totiž, na rozdíl od těch pravých, mnohem menší než %Contact metatarzů ostatních. Zvláštní je také přechodné bilaterální snížení %Contact pod II. – V. prstcem.

Zajímavé je rovněž poměrně výrazné zmenšení %Contact pravého palce. Levý palec se po přechodném zvýšení vrátil k takřka původním hodnotám. Konečné hodnoty obou palců jsou nyní téměř totožné.

Poslední výraznější změnou je nárůst %Contact levé paty. %Contact obou středonoží a pravé paty zůstal prakticky nezměněn. V pravolevém srovnání mají levé středonoží a levá pata %Contact větší.

Poměrně významných změn doznalo celkové zatížení (Impuls) pod jednotlivými metatarzy. Na levém chodidle nejprve převažovalo zatížení pod III. metatarzem a ostatní metatarzy, vyjma toho prvního, nesly přibližně stejné zatížení. Při třetím měření je patrný výrazný nárůst Impulsu pod II. a o něco méně také IV. metatarzem. Konečné, páté měření naopak ukazuje přenos zatížení z III. a především II. metatarzu na V. a hlavně na IV. metatarz, který nyní nese největší celkové zatížení.

Zajímavé je poměrně malé celkové zatížení pod I. metatarzem, které na konci měření ještě více pokleslo. Jeho finální hodnoty jsou prakticky totožné s hodnotami pro středonoží.

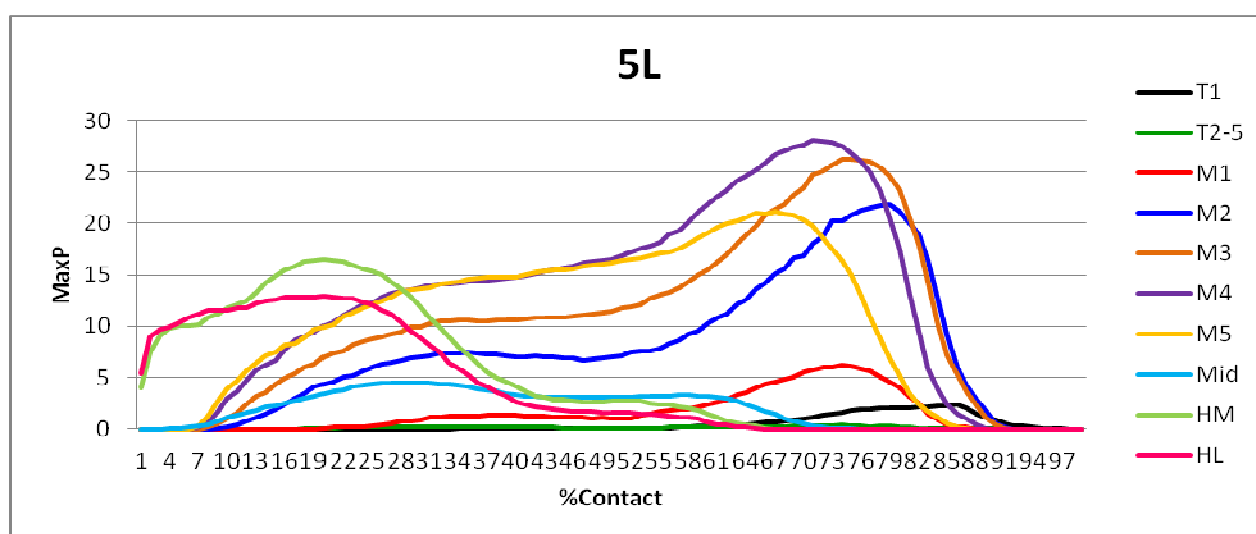
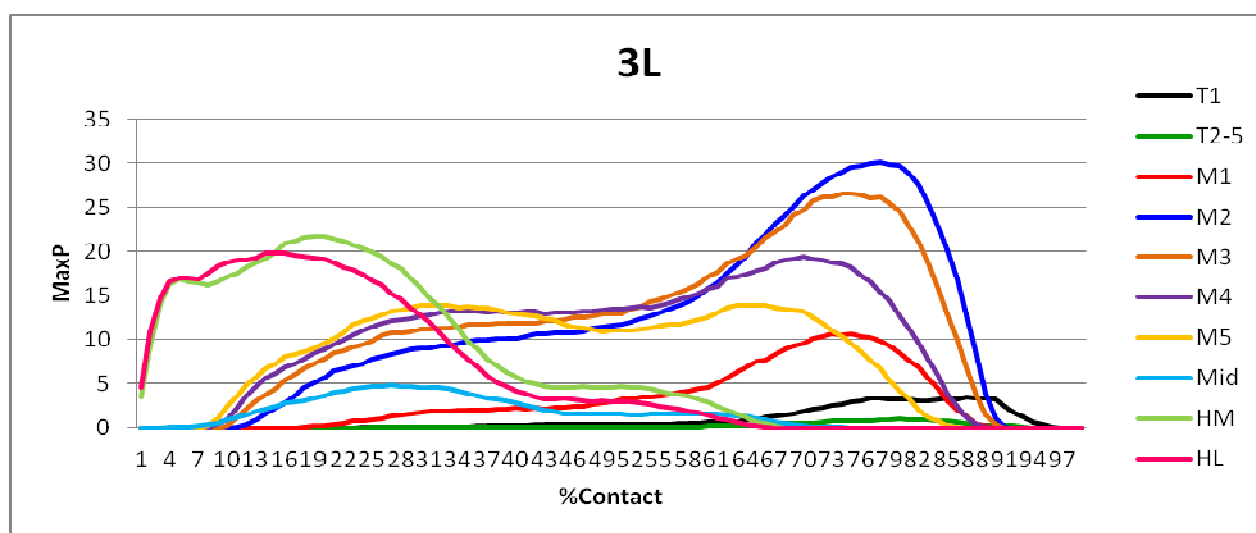
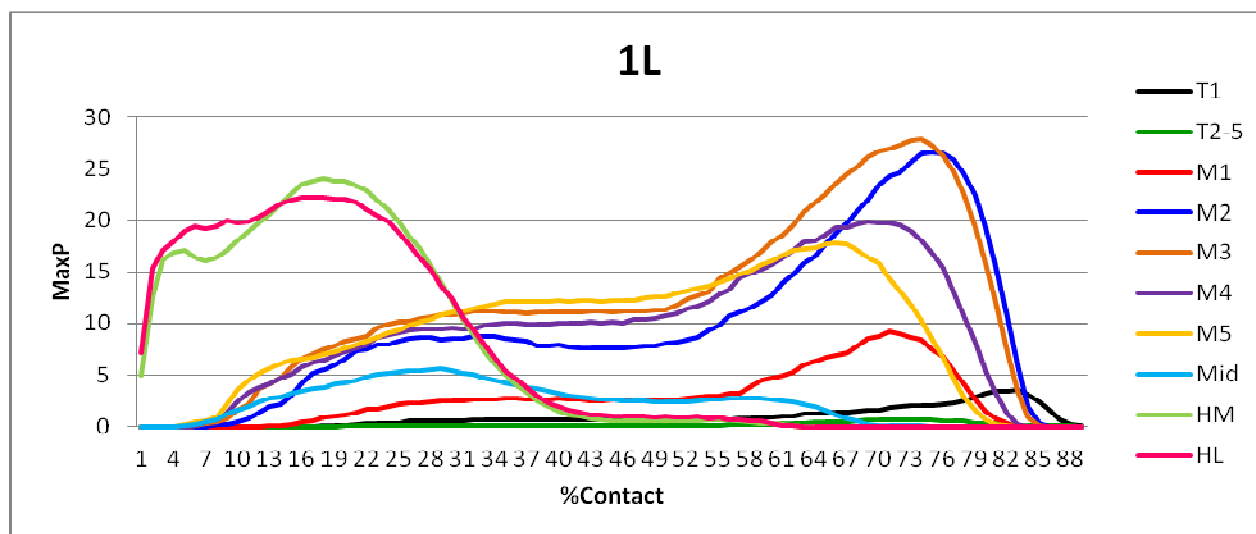
Za zmínku stojí ještě mírný přechodný nárůst Impulsu pod mediální částí levé paty a následný výrazný pokles Impulsu laterální části paty při pátém měření.

Na pravém chodidle neustále převažuje celkové zatížení pod II. metatarzem. Zatížení po III. – V. metatarzem se však postupně srovnávají a dokonce se na závěr měření mírně blíží velikosti Impulsu II. metatarzu.

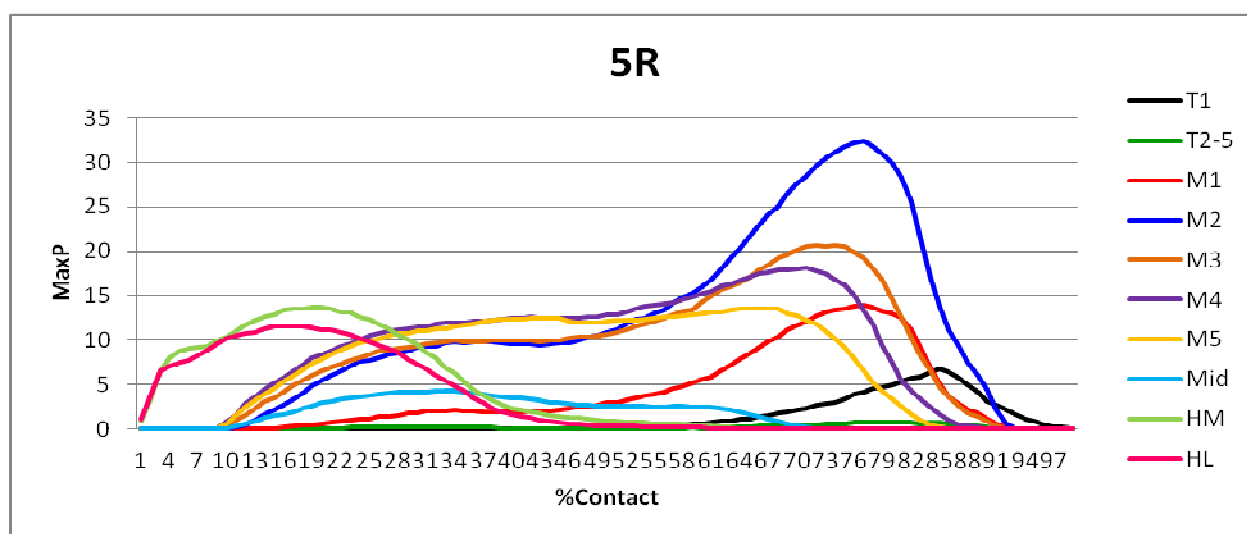
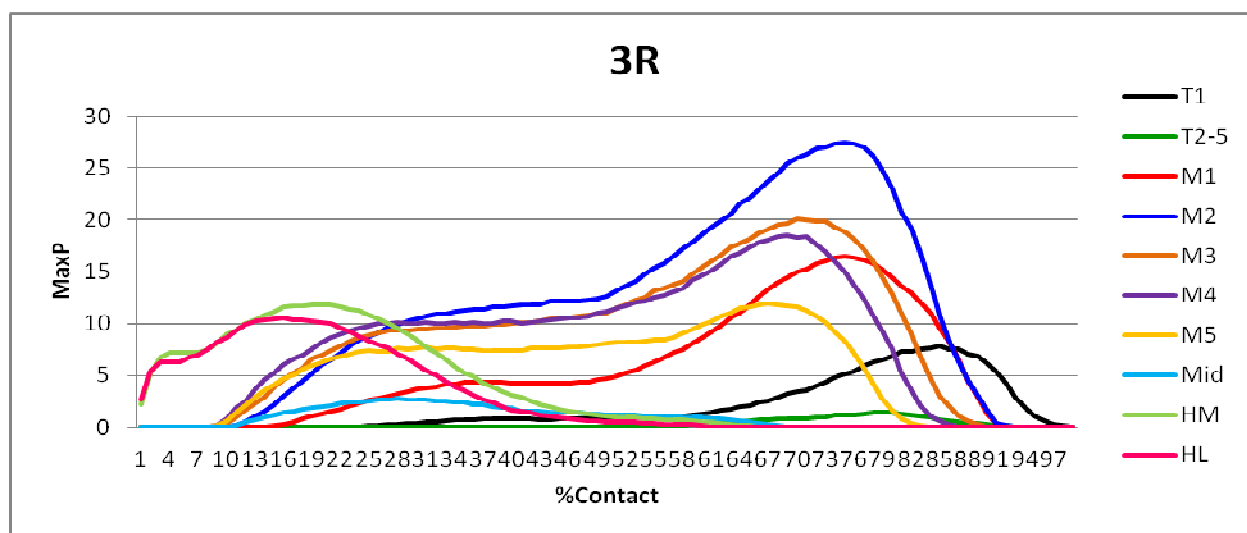
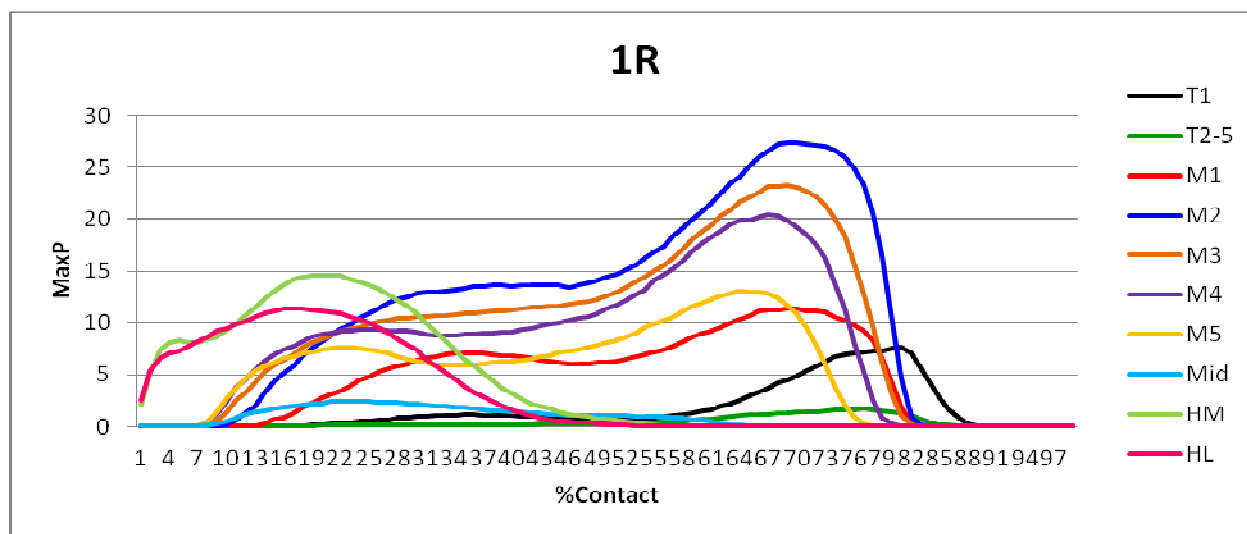
Impuls I. metatarzu pravé nohy je takřka dvojnásobné v porovnání s druhou stranou, větší je také celkové zatížení palce pravé nohy.

Pod patou pravé nohy nedochází téměř k žádné změně, celkové zatížení středonoží se mírně zvyšuje a dostává se na úroveň druhostranné končetiny.

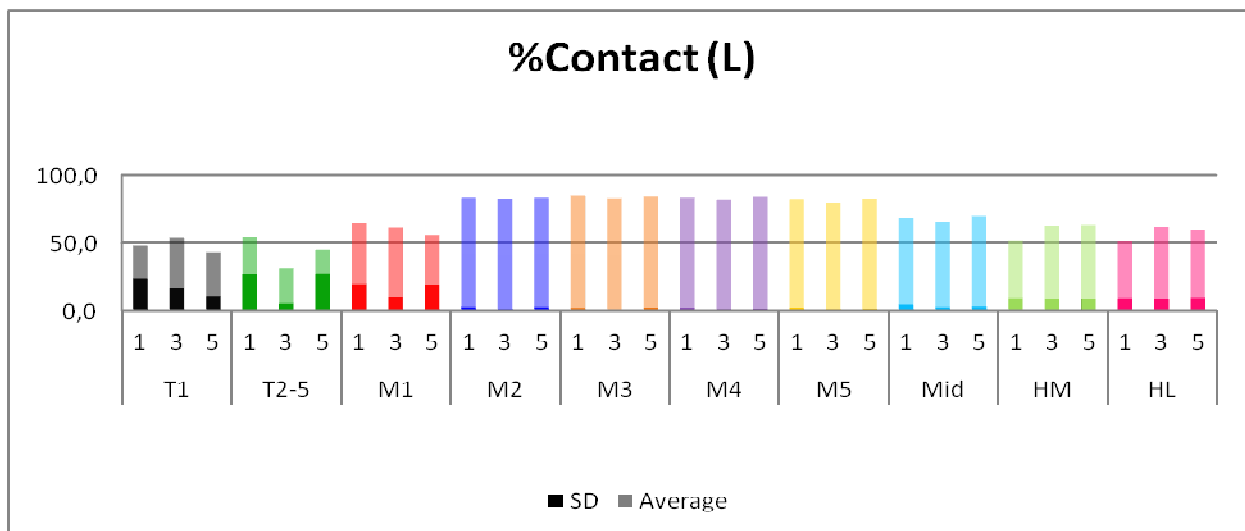
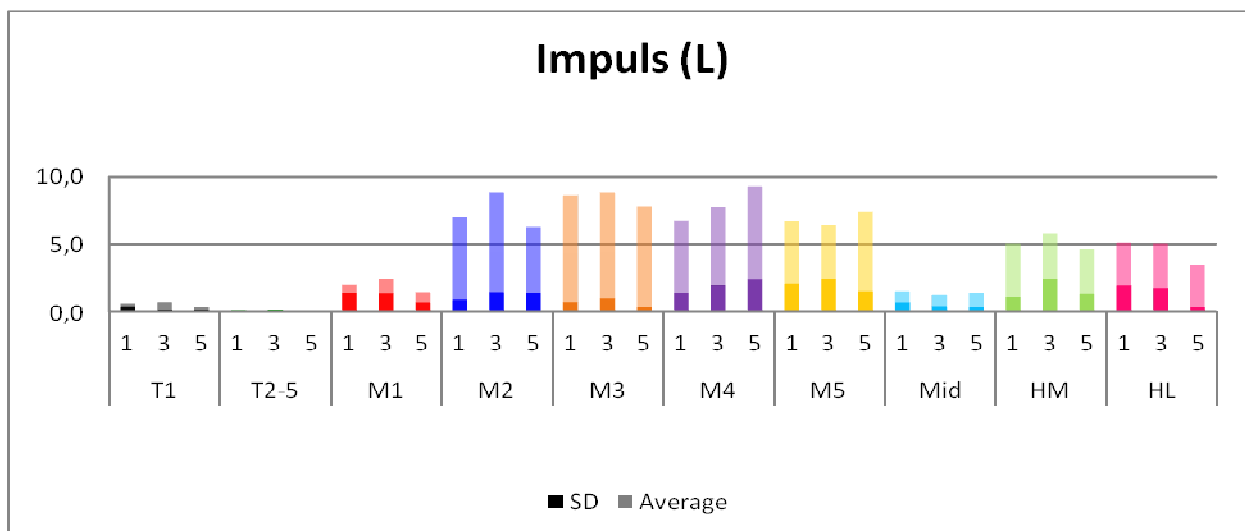
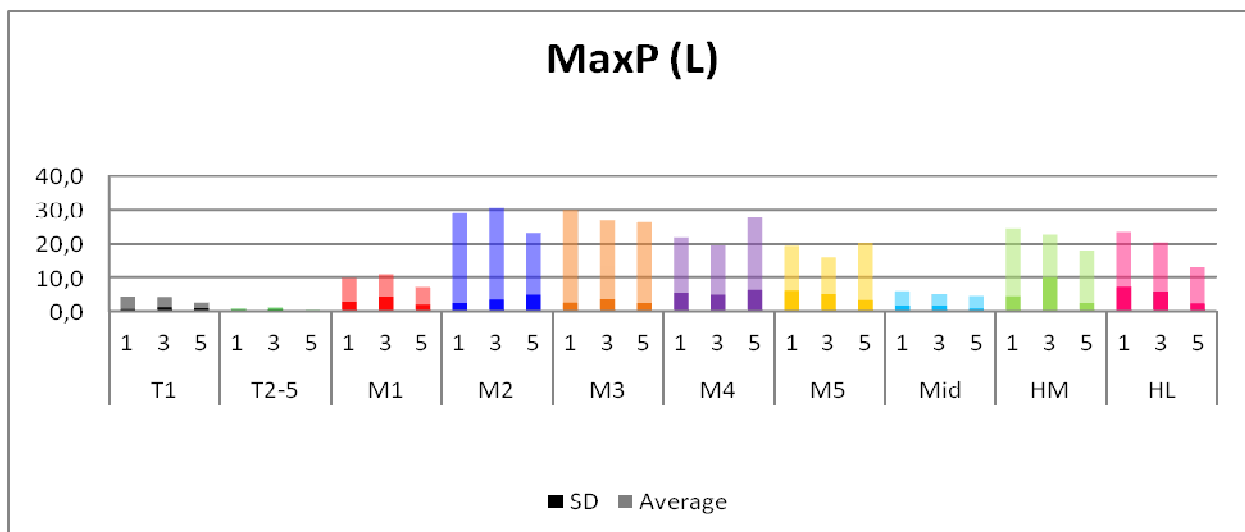
Obrázek 1. Průběh velikosti tlaků v jednotlivých oblastech levého chodidla v na začátku (1L), v průběhu (3L) a po skončení (5L) experimentu



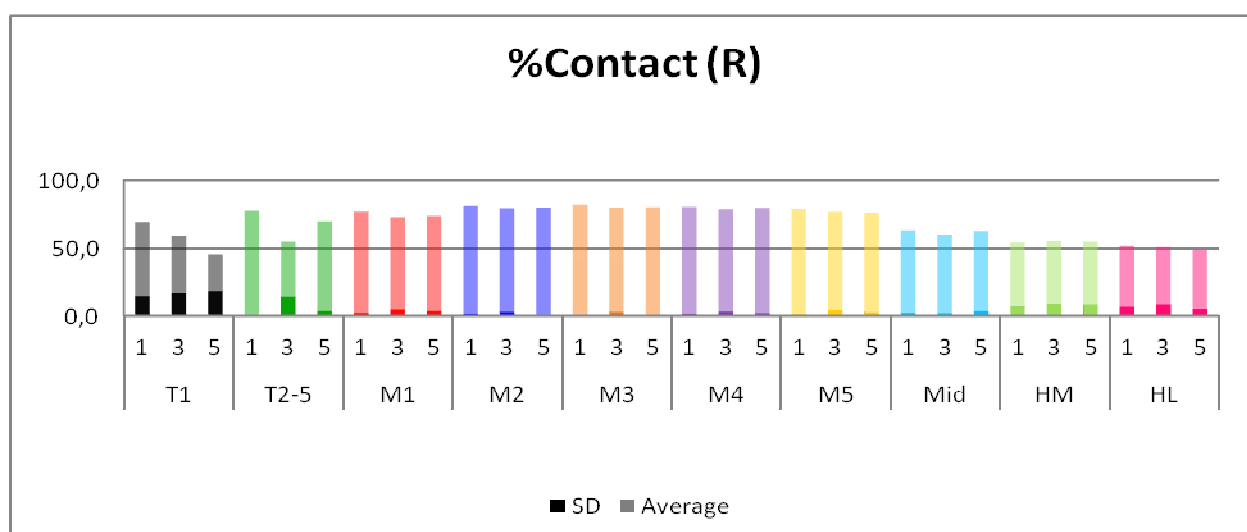
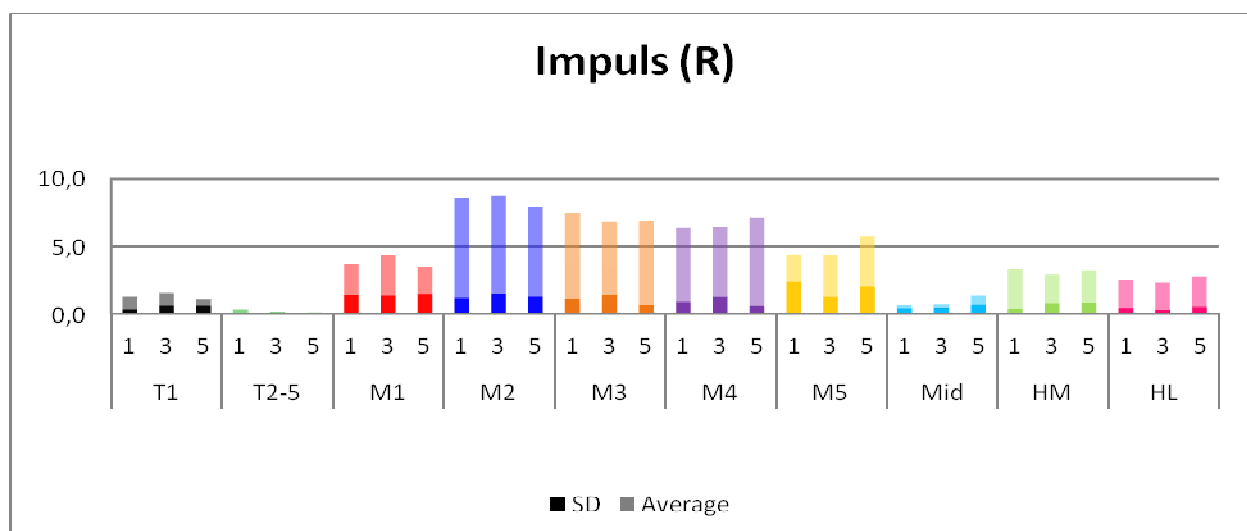
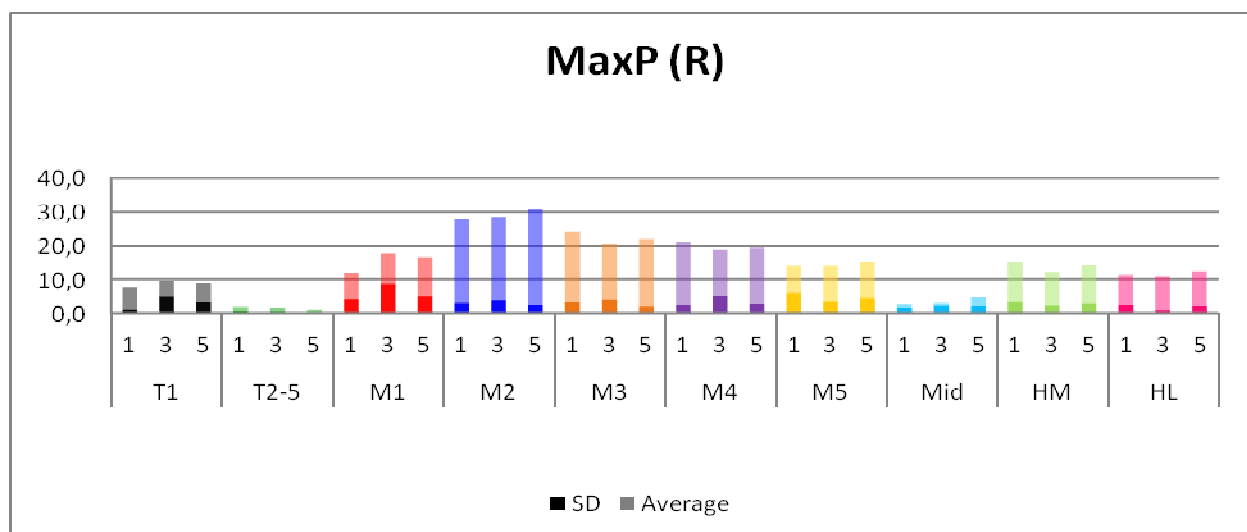
Obrázek 2. Průběh velikosti tlaků v jednotlivých oblastech pravého chodidla v na začátku (1R), v průběhu (3R) a po skončení (5R) experimentu



Obrázek 3. Změny sledovaných parametrů v jednotlivých oblastech levého chodidla



Obrázek 4. Změny sledovaných parametrů v jednotlivých oblastech pravého chodidla





### 9.3 DISKUZE

Na začátku je třeba upozornit, že výsledky pilotní studie nemají obecný charakter, avšak mohou přinést poznatky využitelné pro další výzkum v této oblasti. Určité trendy při porovnávání 1., 3. a 5. měření, tj. vstupního měření, měření po 2 týdnech nošení obuvi a konečného měření po 4 týdnech, by bylo třeba ověřit rozsáhlejší studií. Některé hodnoty jsou taktéž zatíženy poměrně velkou směrodatnou odchylkou.

Objektivně je velmi těžké vyvodit z naměřených hodnot významnější závěry. Hlavním důvodem je nedostatečný počet probandů. Vzhledem k některým výrazným změnám naměřených hodnot i v rámci jednoho měření se zdá, že ani po měsíci není tělo na nastalou změnu zcela adaptováno a stále „hledá“ optimální nastavení.

Některé zjištěné změny však byly poměrně výrazné. Na levé noze došlo ke snížení zatížení pod II. metatarzem (MaxP i Impuls) a patou (MaxP, u její laterální části i Impuls) a naopak významný nárůst MaxP i Impuls pod metatarzem IV. Současně došlo ke snížení %Contact I. metatarzu a prstců nohy ve prospěch paty.

Na pravé noze nedošlo k tak výrazným změnám MaxP jako na straně levé. Významný je ale nárůst Impulsu pod IV. a hlavně V. metatarzem. Zajímavé také je snížení Impulsu a současně zvýšení MaxP pod II. metatarzem a naopak zvýšení Impulsu a současně snížení MaxP pod metatarzem IV. Rozdílem oproti levé straně je taktéž výrazné snížení %Contact palce a poměrně stejný %Contact všech metatarzů a také II. – V. prstce.

Všechny uvedené rozdíly ukazují na změnu způsobu zatěžování. V některých oblastech je nižší maximum tlaku nahrazeno delší dobou zatížení.

V pravolevém srovnání nelze nalézt mnoho společných trendů. Jediným, avšak dle mého názoru poměrně významným znakem, je určitá tendence k přesunu celkového zatížení na laterální stranu chodidla, konkrétně pod IV. a V. metatarz. Důvodem nesymetričnosti ostatních změn ale může být nedostatečná doba adaptace těla. Bylo by tedy zajímavé pozorovat další vývoj.

Subjektivní hodnocení změn probandem víceméně koliduje se závěry studie Squadroneho s Gallozzim (2009). Popisuje především subjektivní změnu stereotypu běhu. Absence měkké podrážky totiž podvědomě nutí sledovaného běhat „přes špičky“. To je však pro nezkušeného běžce náročné. I při standardním běhu „přes patu“ ale popisuje proband změnu. Vnímá posun

iniciálního kontaktu s podložkou blíže k oblasti středonoží, noha tedy zřejmě dopadá na podložku ve větší plantární flexi. Krok je také kratší a pružnější. Proband zároveň vnímá preciznější nastavení nohy před samotným dopadem a při běhu po nerovném terénu cítí větší jistotu a stabilitu.

Samotný běh v této obuvi hodnotí proband vesměs kladně. Příjemné je hlavně vzájemné oddálení jednotlivých prstů a jejich samostatná aktivace, hlavně při běhu v členitém terénu. Taktéž stimulace plosek nohou je, dle slov probanda, příjemná.

Z uvedeného je zřejmé, že obuv Vibram FiveFingers® může poměrně výrazně ovlivnit stereotyp běhu či chůze a změnit tlakové zatížení v rámci celého krokového cyklu. Otázka vhodnosti či nevhodnosti takového zásahu a možného využití v oblasti prevence a terapie plochonoží však vyžaduje dlouhodobější zkoumání na větším a různorodějším vzorku populace.

## 10 ZÁVĚR

Na základě analýzy výsledků měření byla potvrzena hypotéza, že opakované nošení obuvi Vibram FiveFingers® může poměrně výrazně ovlivnit způsob a míru zatěžování jednotlivých oblastí nohou probanda.

Nejvýznamnějšími změnami bylo přesunutí celkového zatížení na laterální paprsek nohy, nahrazení maxima tlaku některých oblastí delší dobou kontaktu a naopak nárůst maxima tlaku při současném snížení doby kontaktu s podložkou.

Vzhledem k některým poměrně výrazným změnám sledovaných parametrů je také možné, že tělo ještě není zcela adaptováno na změnu v podobě nové obuvi zcela jiného charakteru, a není tedy vyloučena další progresse změn.

## 11 SOUHRN

Plochonoží je jednou z nejčastějších diagnóz v oblasti nohy. Zároveň je průvodním znakem řady dalších obtíží a řadu jiných může taktéž samo způsobovat.

S neustálým rozvojem technologií se objevují nové a sofistikovanější metody hodnocení zatížení klenby nožní. Mezi ně patří i tzv. dynamická plantografie umožňující sledování různých parametrů v jednotlivých oblastech nohy v průběhu krokového cyklu. To je žádoucí neboť řada patologií se při statickém vyšetření nemusí projevit a i zjištěné odchylky nemusí odrážet skutečný problém při funkčním zapojení nohy.

Významný, ale v praxi často opomíjený, je podíl funkční typologie nohy na tvar klenby, především při dynamickém vyšetření. Snížená klenba totiž často není způsobena primární insuficiencí svalů nohy, ale je dána vývojovými predispozicemi pevných struktur, které je nutné řešit spíše funkčním vypodložením.

V terapii plochonoží se stále objevují nové koncepty a pomůcky. Nejpoužívanější jsou, i v současné době, techniky založené na principu Senzomotorické stimulace prof. V. Jandy a M. Vávrové. Ti popsali vliv poruch aferentace na pohyb. Metoda pracuje s dvoustupňovým modelem motorického učení s cílem vytvořit vhodný pohybový program a zcela ho zautomatizovat. Od invazivních metod se dnes stále více upouští.

Novinkou, především v oblasti prevence plochonoží, je v posledních letech tzv. minimalistická obuv, která poutá zájem sportovních nadšenců i celé řady odborníků. Koncept je založen na principu „návratu ke kořenům“, tedy k chůzi či běhu „naboso“. Mezi průkopníky patří i značka Vibram FiveFingers<sup>®</sup>, jejíž boty jsme využili v pilotní studii.

Ta potvrdila předpoklad, že tato obuv může výrazně ovlivnit zatěžování jednotlivých oblastí nohy a zasáhnout do stereotypu chůze či běhu. Námi zjištěným nejvýznamnějším trendem byl přenos části celkového zatížení na laterální paprsek nohy.

## 12 SUMMARY

Flat foot is one of the most common diagnoses in the leg area. It is also an accompanying feature of many other difficulties and can also cause many others itself.

With the continuous development of new technologies, more sophisticated methods for assessing the load of the foot–arch are emerging. Among them is the so-called dynamic plantografie, which allows monitoring of various parameters in different areas of the foot during the step cycle. This is desirable because much of the pathology may not be evident during static examination and already observed deviations may not reflect the real problem in the functional involvement of the feet.

Significant, but in practice often neglected, is the importance of functional typology of feet on the shape of the arches, especially in dynamic examination. Reduced arches are often not due to primary insufficient muscles of the foot, but are due to an evolutionary predisposition to solid structures that need to be solved with functional orthoses.

New concepts and tools for the therapy of flat foot are still being discovered. The most common are, even today, techniques based on the principle of Sensomotoric stimulation by prof. V. Janda and M. Vávrová. They describe the effect of malfunction of afferentation on movement. The technique works with a two-step model of motor learning in order to create a convenient movement program, and completely automate it. Invasive methods are now increasingly abandoned.

In recent years, an innovation particularly useful in the prevention of flatfeet is the so-called minimalist shoe that attracts the interest of sports enthusiasts and a wide range of experts. The concept is based on the principle of "return to origin", which means walking or running "barefoot". One of the pioneers is the Vibram FiveFingers<sup>®</sup> brand whose shoes we used in a pilot study.

The study confirmed the assumption that these shoes can significantly affect the loading of individual areas of the foot and the stereotype of walking or running. Our most notable tendency observed was a transfer of the total load on the lateral beam of the foot.

### 13 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous a. (n. d.). *Dynamická plantografie*. Retrieved 31. 3. 2012, from the World Wide Web:  
<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod/62-plantografie>
- Anonymous b. (n. d.). *Plates*. Retrieved 24. 3. 2012, from the World Wide Web:  
<http://www.propriofoot.com/propriofoot/index.php?lang=ang&id=1911545&struct=1>
- Basmajian, J. V., & Stecko, G. (1963). The Role of Muscles in Arch Support of the Foot. *J. Bone and Joint Surg.*, 45(6), 1184–1190.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I* (3rd ed.). Praha: Grada.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., & Horodyski, MB. (2003) Intrinsic Pedal Musculature Support of the Medial Longitudinal Arch: An Electromyography Study. *J. Bone and Joint Surg.*, 42(6), 327–333.
- Flandera, S. & Hrdlička, L. (2001). *Taping*. Olomouc: Poznání.
- Franettovich, M., Chapman, A., Blanch, P., & Vicenzino, B. (2010). Does repeated application of augmented low-dye taping after neuromotor control of lower limb gait od foot posture and mobility? [Abstrakt]. *Journal of Science and Medicine in Sport* 12, 213.
- Frejka, B. (1962). *Základy ortopedické chirurgie*. Praha: Avicenum.
- Griffiths, I. (2010). *The transverse Metatarsal Arch*. Retrieved 2. 4. 2012, from the World Wide Web: <http://sportspodiatryinfo.wordpress.com/>
- Hicks, J. H. (1961). The three weight-bearing mechanisms of the foot. In F. G. Evans (ed.), *Biomechanical studies of the musculoskeletal systém*. Springfield, IL: Charles C. Thomas.
- Janda, V. & Vávrová, M. (1992). Senzomotorická stimulace. *Rehabilitácia*, 25(3), 14–34.

- Kadambande, S., Khuran, A., Debnath, U., Bansal, M. & Hariharan, K. (2006). Comparative anthropometric analysis of shod and unshod feet. *The Foot*, 16, 188–191.
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints. Volume two. Lower Limb* (5th ed.). London: Churchill Livingstone.
- Klementa, J. (1964). Der Einfluss des Arbeitsmilieus auf die Morphologie des Fusses. *Anthropologie*, 1, 45–56.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kopecký, M. (2004). Plantografické metody a jejich využití při monitorování klenby nohy v praxi. *Česká kinantropologie*, 8(1), 27–40.
- Lewit, K. & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99–104.
- Luger, E. J., Nissan, M., Karpf, A., Steinberg, E. L. & Dekel, S. (1998). Patterns of weight distribution under the metatarsal heads. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 81, 199–202.
- Menz, H. B. & Munteanu, S. E. (2005). Validity of 3 Clinical Techniques for the Measurement of Static Foot Posture in Older People. *J Orthop Sports Phys Ther*, 35, 479–486.
- Michaud, T. C. (1997). *Foot orthoses and other forms of konservative foot care*. Newton, MA: Thomas C. Michaud.
- Mooney, J., & Campbell, R. (2006). General foot disorders. In D. Lorimer, G. French, M. O'Donnell, J. G. Burrow, & B. Wall (Eds.), *Neale's disorders of the foot* (pp. 89–164). Philadelphia, PA: Elsevier.
- Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009). A protocol for classifying normal- and flat arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2:22.

- Neumann, D. A. (2002). Ankle and foot. In D. A. Neumann (Ed.), *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. St. Louis, MO: Mosby, Inc.
- Ošťádal, M. (n. d.). Názory lékařů. In V. Mareš. *Balancestep*. Retrieved 24. 3. 2012, from the World Wide Web: <http://balancestep.cz/balancestep/nazory-odborniku>
- Rašev, E. (1995). Proprioreceptivní posturální terapie. *Rehabilitácia*, 28(1), 8–11.
- Schünke, M., Ross, L. M., Schulte, E., Lamperti, E. D., & Schumacher, U. (2006). *Atlas of anatomy: general anatomy and musculoskeletal systém*. New York, NY: Thieme.
- Simoneau, G. G. (2002). Kinesiology of Walking. In D. A. Neumann (Ed.), *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. St. Louis, MO: Mosby, Inc.
- Squadrone, R. & Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49(1), 6–13.
- Svajčíková, J. (2000). *Metody hodnocení plantogramu u plochonoží*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Svoboda, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Šmondrk, J. (1995). Balneofyzikálna liečba plochej nohy. *Rehabilitácia*, 28(4), 220–223.
- Valjent, Z. (2008). Využití moderní rehabilitační pomůcky – balancestepu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 122–130.
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, MO: Mosby – Year Book, Inc.
- 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). The height of the longitudinal foot arch assessed by Chippaux-Smirak index in the compensated and uncompensated foot types according to Root. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 38(1), 35–41. Retrieved 12. 1. 2012, from the World Wide Web: <http://www.gymnica.upol.cz/index.php/gymnica/article/view/4/2>
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Wallden, M. (2010). Shifting paradigms. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14, 185–194.
- Watkins, J. (2006a). Basic biomechanics of gait. In D. Lorimer, G. French, M. O'Donnell, J. G. Burrow, & B. Wall (Eds.), *Neale's disorders of the foot* (pp. 425–440). Philadelphia, PA: Elsevier.
- Watkins, J. (2006b). Structure and function of the foot. In D. Lorimer, G. French, M. O'Donnell, J. G. Burrow, & B. Wall (Eds.), *Neale's disorders of the foot* (pp. 441–448). Philadelphia, PA: Elsevier.
- Zipfel, B. & Berger, L. R. (2007). Shod versus unshod: The emergence of forefoot pathology in modern humans? *The Foot*, 17, 205–213.