

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

SROVNÁNÍ VYBRANÝCH VYŠETŘOVACÍCH METOD NOHY

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Poradce:

Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Ing. Petr Kubový

Vypracovala:

Bc. Dana Luňáková

PRAHA, 2007

ABSTRAKT

Název práce: Srovnání vybraných vyšetřovacích metod nohy

Title of work: The comparison of selected methods used in the examination of the foot

Cíl práce: Cílem práce je podat přehled o způsobech získávání plantogramu, včetně jeho hodnocení, popsat výhody i nevýhody jednotlivých systémů a využití těchto přístrojů v praxi i ve výzkumu. Dalším cílem je porovnat plantogramy získané plantografem a Footscanem.

Metoda: Rešeršní zpracování příslušného tématu. V druhé části práce následuje snímání plantogramů plantografem a Footscanem při chůzi z obou dolních končetin u osmi osob. Pořízené snímky byly vyhodnoceny třemi metodami pro hodnocení podélné nožní klenby (Chippaux – Šmiřák, Godunov, Sztriter – Godunov). Získaná data byla vzájemně porovnána a byla stanovena korelace výsledků těchto vyšetřovacích metod.

Výsledky: Práce přinesla náhled na některé z možností vyšetření nohy. Poukázala na rozdíly v jednotlivých principech získávání plantogramu a vhodnost jejich použití v určitých případech. Při srovnání plantogramů pořízených Footscanem a plantografem se zjistilo, že Footscan má tendence pořizovat plantogramy odpovídající vyššímu podélnému klenutí nohy a plantární tlaky podceňovat. Shodně ohodnocených plantogramů pořízených oběma přístroji bylo 27.08 %. Průměrný rozdíl v zobrazení plantogramů použitými přístroji se pohyboval od 0.81 do 2.19 stupňů v závislosti na zvolené metodě hodnocení. Zobrazení lokalizace maximálního plantárního tlaku se jevílo u obou přístrojů jako souhlasné.

Klíčová slova: noha, plantární tlak, plantogram, pedobarogram, klenba nohy.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedených pramenů a literatury.

V Praze dne 12.4.2007

Dana Kvíčilová.....

Děkuji Doc. PaedDr. B. Kračmarovi, CSc. za odborné vedení diplomové práce, za rady a připomínky, které mi při zpracování poskytl. Dále děkuji Doc. PaedDr. K. Jelenovi, CSc. a Ing. P. Kubovému za cenné konzultace. Paní Plzákové z firmy Ortopedica s. r. o. a MUDr. Havrdovi děkuji za zapůjčení technického vybavení.

Obsah

I. ÚVOD	7
1.1 CÍL PRÁCE.....	8
1.2 ÚKOLY PRÁCE.....	8
1.3 HYPOTÉZY.....	8
II. TEORETICKÁ VÝCHODISKA	9
2.1 PODOLOGIE.....	9
2.2 NOHA.....	9
2.2.1 Evoluce.....	9
2.2.2 Prenatální vývoj dolní končetiny.....	9
2.2.3 Vývoj nohy po narození.....	10
2.2.4 Skelet nohy.....	10
2.2.5 Svaly nohy.....	10
2.2.6 Inervace.....	11
2.2.7 Pohyby nohy.....	11
2.2.8 Nožní klenba	12
2.2.8.1 Podélná klenba nohy	12
2.2.8.2 Příčná klenba nohy	13
2.3 PORUCHY A DEFORMITY NOHY.....	14
2.3.1. Plochá noha (pes planus).....	15
2.4 ZÁKLADNÍ FUNKCE NOHY.....	17
2.4.1 Stoj	18
2.4.2 Chůze.....	19
2.4.2.1 Cyklus chůze.....	19
2.4.2.1.1 Stojná fáze	20
2.4.2.1.2 Švihová, kročná fáze.....	22
2.4.2.2 Délka kontaktu jednotlivých částí nohy se zemí.....	22
2.4.2.3 Svalová aktivita během chůze	22
2.4.2.4 Silové reakce země během chůze	24
2.5 PLANTÁRNÍ TLAKY.....	25
2.5.1 Distribuce plantárního tlaku – podle aktivity.....	25
2.5.1.1 Stoj.....	25
2.5.1.2 Chůze.....	27
2.5.2 Distribuce plantárních tlaků – podle typu a vady nohy.....	28
2.5.3 Faktory ovlivňující plantární tlak	29
2.6 SNÍMÁNÍ PLANTÁRNÍCH TLAKŮ A OTISKŮ NOHY.....	30
2.6.2 Podografie.....	30
2.6.3 Pedobarografie.....	32
2.6.3.1 Rozhodující parametry pro výběr systému.....	33
2.6.3.2 Technologie snímání.....	35
2.6.3.3 Přístroje.....	36
2.6.3.4 Výhody a nevýhody jednotlivých systémů.....	38
2.7 HODNOCENÍ PODOGRAMU.....	39
2.8 PŘEHLED LITERATURY A VÝZKUMŮ VYUŽÍVAJÍCÍCH PLANTOGRAFII NEBO PODOBAROGRAFII.....	44
2.8.1 Výzkumy zaměřené na porovnání jednotlivých přístrojů	44
2.8.2 Výzkumy s využitím snímání plantogramu a plantárních tlaků	45
III. METODOLOGIE	49
3.1 ZKOUMANÁ POPULACE.....	50
3.2 DETEKČNÍ TECHNIKY.....	50
3.3 SBĚR DAT.....	54

3.3.1 Postup sběru dat pomocí plantografu.....	54
3.3.2 Postup sběru dat pomocí Footscanu.....	55
3.4 ANALÝZA DAT	55
3.5 DESIGN EXPERIMENTU.....	58
3.6 SOUHRN.....	58
3.7 VÝSLEDKY.....	59
IV. DISKUZE.....	77
V. ZÁVĚR.....	84
SEZNAM ZKRATEK.....	85
POUŽITÉ ZDROJE.....	86

I. ÚVOD

Tato práce seznamuje s dnešními možnostmi snímání otisků nohy a zobrazování, event. měření plantárních tlaků. Představuje přístroje, které jsou běžně používané v praxi, od nejjednodušších po ty složité a také finančně náročnější. Ne vždy získáme drahým technickým vybavením přesnější výsledky než přístrojem levným. Existuje také několik metod, kterými se získané snímky hodnotí. Pro standardizaci a lepší přehled (např. v dokumentaci pacienta nebo při srovnávání vědeckých poznatků) je vhodné si ověřit, nakolik si data pořízená různými přístroji a hodnocena rozdílnými metodami odpovídají.

Tématem otisků nohy a rozložením plantárních tlaků se zabývali vědci již v minulosti a to jak pro vědecké, tak i léčebné účely. Jules Marey, francouzský vědec, provedl první dokumentované měření na plantární straně nohy. Měření probíhalo v letech 1838 – 1904. Používal k němu speciální obuv s vnitřními komorami. Další měření plantárního tlaku se v literatuře datuje do roku 1934. Většina pramenů uvádí měření tlaků z posledních 33 let.

V dnešní době se měření plantárních tlaků využívá v různých oblastech vědy - přes kriminologii (Katedra Kriminalistiky, Policejní akademie ČR), až po medicínské obory, kde z nich např. určují kinematiku nohy a tak tenzometrickou deskou nahrazují jiné, nákladnější přístroje, původně určené pro tento účel (např. MAS – motion analysis systém) (Hagmann, 2005).

První teoretická část práce je zaměřena na stručný popis funkce, poruchy a deformity nohy. Tato část pokračuje již detailnějším rozbohem chůzového mechanismu. Dále následuje popis způsobu získávání a hodnocení plantogramu a pedobarogramu včetně rozboru kladů a záporů jednotlivých postupů a zařízení. Závěrečná část ukazuje na příkladech využití v praxi i ve výzkumu.

V praktické části jsou hodnoceny rozdíly na plantogramech vzniklé při použití Footscanu a plantografu (výrobce Uniform Ortopedi). Snímky pořízené těmito přístroji byly hodnoceny metodami pro hodnocení podélné klenby nožní. Vizualně byla také porovnána distribuce maximálního plantárního tlaku u snímků pořízených jednotlivými přístroji.

Podobné měření uskutečnili Urry a kol. (2001), kteří srovnávali plantogramy získané na desce typu FSR a plantografu, Novotná a kol. (2000), kteří srovnávali plantogramy získané Pedarem, podoskopem a plantografem anebo také Přidalová (2004), která se zabývala převážně úhlem prstů a postavením paty.

1.1 CÍL PRÁCE

Cílem práce je podat přehled o způsobech získávání plantogramu a pedobarogramu, formulovat jejich výhody i nevýhody a přiblížit jejich hodnocení a využití v praxi i ve výzkumu. Dalším cílem bylo dva vybrané přístroje vzájemně porovnat.

1.2 ÚKOLY PRÁCE

1. Podat přehled o dosavadních klíčových poznatcích týkajících se plantografie a pedobarografie.
2. Získat plantogramy ze skupiny probandů a to dvěma vybranými, v praxi rozšířenými přístroji (plantograf, Footscan).
3. Získaná data z těchto dvou přístrojů vyhodnotit třemi metodami hodnocení klenby nohy.
4. Zhodnotit výsledky experimentu a vyvodit závěr pro praxi.

1.3 HYPOTÉZY

1. Plantogramy získané z Footscanu a plantografu nepodávají shodnou informaci o podélném klenutí nohy.
2. Výsledky vyšetření podélné klenby nožní metodami Chippaux – Šmiřák, Godunov a Sztriter – Godunov na identických plantogramech si vzájemně neodpovídají.
3. Distribuce plantárního tlaku na plantogramu pořízeném plantografem a Footscanem je rozdílně.

II. TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 PODOLOGIE

Podologie je vědní obor zabývající se morfologií, fyziologií, diagnostikou a léčbou nohy (<http://www.podiatrynetwork.com>).

2.2 NOHA

Noha není jen orgán stvořený pro stoj a chůzi, je to také detektor (Přidalová, Riegerová, 2005). Slouží jako spojení těla s okolním prostředím a zpětnou propiocepcí udržuje vzpřímený stoj (Dungl, 1989). Vytváří nutnou oporu pro stoj a lokomoční funkci, ale tlumí i nárazy, které při lokomoci vznikají a přenášejí se kloubním řetězcem dolních končetin na vyšší segmenty, kde jsou dále tlumeny pružnou páteří (Véle, 1997).

2.2.1 Evoluce

V souladu s fylogenetickým přechodem lidského těla do vertikální polohy nastaly na noze odpovídající změny (Henning, 2002; Romer, 1966). Z orgánu původně určeného ke šplhání se stal orgán určený výhradně k zajištění statiky chůze a běhu (Kubát, 1985).

Lidoopi, i když jsou schopni vzpřímené chůze, se většinu času pohybují po čtyřech. Při chůzi nedošlapují na celou plochu chodidla, ale pouze na jeho zevní stranu. Na vnitřní straně se opírají o divergující palec, který má možnost úchopu. Ztráta mobility palce na úkor dokonalého přenosu tělesné hmotnosti je typickým znakem lidské nohy. Regrese volných elementů a zvětšení stabilních oddílů u nohy člověka odpovídá změně funkce nohy převážně v nosnou strukturu s pevnou ligamentózní podporou (Dungl, 1989).

Cvičení, která simulují prostředí evolučních podmínek, nohu stimulují a udržují ji v dobré kondici (Riegerová a kol., 2005).

2.2.2 Prenatální vývoj dolní končetiny

V embryonálním vývoji se objevuje první základ pro dolní končetinu na konci 3. týdne vývoje embrya. Mezi 6. - 8. týdnem se diferencují svaly, cévy a nervy. Toto období je nejdůležitější vývojovou fází nohy. Od 3. měsíce noha rotuje do dorsální flexe a je převáděna z postavení supinačního do postavení pronáčního. Tím vzniká základ pro podélnou i příčnou klenbu nohy (Klementa, 1987).

2.2.3 Vývoj nohy po narození

Dětská noha je v raných stádiích vývoje chrupavčitá. Je málo odolná proti zatížení a inklinuje ke vzniku deformit, především v předonoží (Přidalová, Riegerová, 2005).

Podélná, kostně podmíněná klenba v kojeneckém věku je vyplněna tukovým polštářem. Mediální oblouk podélné klenby se stává zřetelným během 2. roku života. Definitivní tvar klenutí dostává dětská noha ve věku 4 - 6 let (Přidalová, Riegerová, 2005).

Zadní část nohy je u kojenců v lehké varozitě se supinovaným přednožím. Paralelním fyziologickým nálezem jsou genua vara. S vyrovnáním stoje na přechodu 1. a 2. roku dochází k postupné pronaci přednoží a valgotizaci paty. Nejpozději do 6. roku věku paralelně s vyrovnáním osy kolen dochází ke zmenšování valgozity pat, která postupně do dospělosti klesá na 5° (Dungl, 1989).

2.2.4 Skelet nohy

Noha se skládá z 26 kostí a 57 kloubů, které jsou spojeny více než 100 vazy a 32 svaly. To jí dává vlastnosti, díky kterým se může při chůzi přizpůsobovat rozličným povrchům (Kubát, 1987).

Art. talocruralis, neboli horní zanártní kloub, se skládá z bérceových kostí (ossa cruris) a kosti zanártní (talus). Dolní zanártní kloub se skládá z art. subtalaris a art. talocalcaneonavicularis. Art. tarsi transversa (art. calcaneocuboidea, art. talocalcaneonavicularis) tvoří Chopartův kloub. Lisfrankovým kloubem se nazývá artt. tarsometatarsales (ossa cuneiformia a os cuboideum na jedné straně a báze metatarsů na straně druhé). Další skloubení jsou art. cuneonavicularis, artt. intermetatarsales, artt. metatarsophalangeales a artt. interfalangeales pedis.

2.2.5 Svaly nohy

Primární úlohou svalů je udržování rovnováhy a zajištění pohybu těla v prostoru. Hlavním svalem zajišťujícím vzpřímený stoj je m. soleus. M. tibialis anterior je svalem pracujícím převážně při udržení rovnováhy (Véle, 1997).

Svalová činnost chrání ligamentózní aparát nohy od přetížení při chůzi po nerovném povrchu a je velmi výrazným tlumičem nárazů. Úspěšně tlumí 50 – 90 % rázu vzniklého dopadem nohy na podložku dřívě, než stresová vlna dosáhne kolenního kloubu a více než 98 % než dosáhne úrovně lebky (Noe, 1993).

Svaly nohy se rozdělují na dlouhé - vnější a krátké - vnitřní. Dlouhé se dále dělí na skupinu přední strany bérce a na skupinu zadní strany bérce.

Vnější svaly nohy (extrinsic muscles) slouží k udržování stabilní polohy ve vzpřímeném stoji, která je provázána trvale nepatrným kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extensí nohy. Mají vliv i na udržení nožní klenby, ale především slouží k odvíjení chodidla při chůzi. Dynamická funkce lýtkových svalů ve stoji je patrná jako hra šlach. Vyniká zejména při zhoršené stabilitě anebo vyloučením optické kontroly stoje. Nestačí - li funkce delších svalů nohy k udržení stability ve stoji, rozšiřuje se aktivita na stehenní skupiny a na svaly trupu. Při špatné stabilizaci může dojít až k rozšíření oporné báze úkrokem (Véle, 1997).

Vnější svaly nohy (extrinsic muscles):

- *přední strana bérce:* m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, m. peroneus longus, m. peroneus brevis,
- *zadní strana bérce:* m. triceps surae - m. gastrocnemius a m. soleus, m. plantaris, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus.

Vnitřní svaly nohy (intrinsic muscles) se aktivují při adaptaci na terén, který mají proprioceptivně vnímat. Tyto drobné svaly nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení. Nošení bot brání přiměřené práci těchto svalů (Véle, 1997).

Vnitřní svaly nohy (intrinsic muscles):

- m. extensor digitorum brevis, m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae, mm. lumbricales pedis 1. - 4., mm. interossei plantares, mm. interossei dorsales, m. extensor hallucis brevis, m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis.

2.2.6 Inervace

Noha je inervovaná z plexus sacralis, konkrétně z n. ischiadicus. Ten se dále dělí na n. tibialis a n. peroneus communis.

2.2.7 Pohyby nohy

Art. talocruralis umožňuje dorsální (20°) a plantární (40°) flexi. Artt. intertarseales a art. subtalaris umožňují pohyby, které nejsou možné v art. talocruralis - everzi (30°) a abdukci (pronaci) a inverzi (40°) a addukci (supinaci) (Janíková, 1998).

2.2.8 Nožní klenba

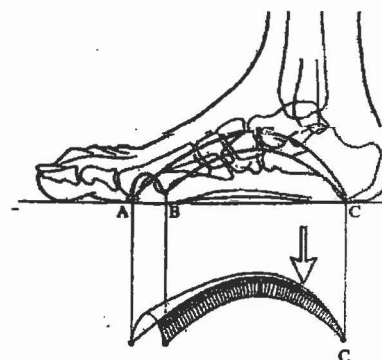
Rozeznáváme příčnou a podélnou nožní klenbu (obrázek č. 1). Kostí nohy jsou uspořádány tak, že tvoří oblouk, který zajišťuje maximální nosnost nohy při dostatečné pružnosti (Kubát, 1985). Spolu s ligamentózním aparátem dovoluje rovnoměrné rozdělení zátěže na jednotlivé paprsky nohy (Dungl, 1989). Její vytvoření umožnilo pružnou lokomoci a ztlumení otřesů vznikajících při styku chodidla s podložkou, včetně jejich přenosu na životně důležité orgány. Chrání se nejen noha a dolní končetina, ale zejména centrální nervová soustava (Kubát, 1985).

Stejně jako vertikální páteř je i klenba nohy útvarem fylogeneticky mladým, a proto relativně labilním a zranitelným (Tětková, 2004).

Na nožní klenbu nemají vliv jen svaly nohy, ale i všechny svaly dolní končetiny a do určité míry i svaly břišní a zádové (Kubát, 1985).

Udržení podélné a příčné klenby nožní je závislé na 3 činitelích (Tětková, 2004):

- kostní architektura,
- ligamentózní systém,
- svaly.



Obrázek č. 1: Klenba nohy - 3 oblouky: AB – příčné klenutí; AC, BC – podélné klenutí (Převzato z Novotná, 2006)

2.2.8.1 Podélná klenba nohy

Je tvořena dvěma oblouky - vnějším a vnitřním (Adamec, 2005):

- *vnitřní – mediální - dynamický, který tvoří:* talus, os naviculare (nejvyšší bod mediálního oblouku), ossa cuneiformia a 1. - 3. ossa metatarsi,
- *vnější – laterální - statický, který tvoří:* calcaneus, os cuboideum (nejvyšší bod laterálního oblouku), 4. - 5. ossa metatarsi.

Za normálních okolností mají oba oblouky svou vnitřní stabilitu podmíněnou tvarem kostí plantárně spojených silnými ligamenty. Ty spolu s plantární aponeurózou dovolují v zatížení pouze částečný pokles klenby. Svaly se podílí na udržení klenby pouze během dynamické zátěže, např. při chůzi po nerovném terénu (Adamec, 2005; Bourdiol, 1980).

Nejdůležitější ligamenta pro udržení podélné klenby jsou lig. plantare longum, lig. calcaneonaviculare plantare, lig. talocalcaneare mediale, ligg. cuneonavicularia plantaria a ligg. tarsometatarsalia plantaria (Tětková, 2004).

Některé svaly nohy a lýtka klenbu nohy podporují anebo naopak oplošťují. Porucha jejich funkce může vést ke změnám funkce nohy a také k jejím tvarovým změnám. Častou poruchou je ruptura nebo zánět šlachy m. tibialis posterior, která vede k ploché noze (Aydog a kol., 2005).

Svaly působící na mediální podélnou klenbu nohy (Fusco, 2002; Aydog, 2005):

- *svaly podporující udržení mediální podélné klenby:* m. tibialis posterior, m. peroneus longus a brevis, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus, m. abductor hallucis longus, m. flexor hallucis brevis,
- *svaly oplošťující mediální podélnou klenbu:* m. extensor hallucis longus, m. tibialis anterior.

Svaly působící na laterální podélnou klenbu (Fusco, 2002; Aydog, 2005):

- *svaly podporující udržení laterální podélné klenby:* flexor digiti minimi brevis pedis, abductor digiti minimi pedis, mm. supinatores pedis, m. peroneus brevis, m. peroneus longus, m. abductor digiti minimi,
- *svaly oplošťující laterální podélnou klenbu:* m. peroneus tertius, m. extensor digitorum longus.

2.2.8.2 Příčná klenba nohy

Pouze u člověka je vytvořena příčná kostěná klenba daná uspořádáním metatarsů (Dungl, 1989). Druhý a třetí cuneometatarsální kloub jsou stabilní struktury předonoží. Zůstávají ve stejné pozici, i když je příčná klenba zborcená a elevují se jen periferní metatarsy. Tato klenba je ještě více než podélná klenba udržovaná aktivitou svalů. Kromě elasticity má příčná klenba ještě i funkci ochrannou – chrání před přetížením a poškozením měkké struktury přední části nohy (Kubát, 1985; Riegerová a kol., 2005). Tukové buňky, vyplňující vazivovou síť plosky nohy především v oblasti příčné klenby, zajišťují ochranu chodidla proti tlakům kostních prominencí skeletu nohy a chrání cévy, nervy a šlachy flexorů (Valenta a kol., 2000).

Svaly podporující udržení příčné klenby nohy (Fusco, 2002; Véle, 1997):

- flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis, m. flexor digiti minimi brevis pedis, m. tibialis posterior, m. peroneus longus.

2.3 PORUCHY A DEFORMITY NOHY

Lidská noha je jednou z nejvíce namáhaných částí těla (Henning, 2002). Aby mohla vykonávat všechny svoje funkce, musí být dostatečně pevná (kosti, vazy), pohyblivá (síla a koordinace), vnímavá (exterocepce, propiocepce) a aktivní (souhrn výše uvedeného a funkční metabolismus). Z plosky nohy jsou vybavovány reflexy uvádějící v činnost svalstvo vlastní nohy i celé dolní končetiny a trupu. Tím je udržována stabilita nejen při stoji, ale i při lokomoci (Tětková, 2004).

Dřívější obuv chránila nohu při pohybu přes nerovný a drsný terén v proměnlivém počasí (Henning, 2002). Nohy v obuvi ale nedostávají dostatečné podněty k svalové činnosti ani dostatečný prostor k pohybu. K tomu se ještě často připojuje chůze převážně po rovném terénu, který nepřispívá k vytvoření správné svalové funkce nohy (Kubát, 1985). Jednou z nejvíce postižených skupin, které nosí nevhodnou obuv, jsou děti. Přestože se více jak 99 % dětí rodí se zdravýma nohama, do školy přichází již více než 30 % školáků s deformitami, které se časem prohlubují (Hegrová, 1999).

Ženská noha má mnohem větší incidenci ortopedických problémů. Částečně má na to vliv nošení podpatků, ale také morfologie ženské nohy (Henning, 2002).

Většina přetížení, obzvláště ta z oblasti nohy, vede dříve nebo později ke vzniku nocicepce, která vede ke změně standardního pohybového vzorce tak, aby postižené místo nebylo iritováno a umožnila se tím funkční restituce. Je - li nocicepce již vnímána a interpretována jako bolest, potom je její vliv již nepříjemný a nutí postiženého k vědomé modifikaci motoriky, aby bolesti zabránil (Véle, 1997).

Další příčiny bolesti nohy jsou (Trnavský, Kolařík, 1997):

- *v přední části nohy:* hallux valgus, hallux rigidus, revmatoidní artritida, reaktivní artritida, psoriatická artritida, dnava artritida, Mortonova nemoc, septická kostní nekróza, algodystrofický syndrom,
- *ve střední části nohy:* sekundární subtalární osteoartróza, destrukce tarsálních kostí (např. při DM), aseptická nekróza os naviculare (m. Kohler), únavové fraktury, syndrom tarsálního tunelu,
- *bolesti paty:* mechanicky vyvolaná bolest nevhodnou obuví nebo důsledek pes excavatus, bursitis praeachillea, tendinitida, tendoperiostitida - provází systémová onemocnění,
- *art. talocruralis:* artróza, artritida, trauma.

Držení těla a také nohy má vliv na napětí a uvolnění svalů. Golgiho buňky (propriocepce) registrují změny napětí v chybném postavení nohy. Přes centrální nervový systém podněcují změny, které mají převážně negativní vliv na statiku (Bourdiol, 1980).

Na dolní končetinu do oblasti kolena a nohy zasahují dlouhé funkční řetězce probíhající od horních končetin přes záda až do dolních končetin. Poruchy v tomto řetězci, zejména v páteřní části, se mohou proto promítat i do oblastí dolních končetin na úpon tohoto řetězce kolem fibuly, kde mohou sekundárně působit bolestivost v okolí kolena anebo se mohou projevat i distálně - v oblasti nohy a tím ovlivňovat i její funkci (Véle, 1997).

Objektivní diagnostika deformit nohy představuje metodologický problém. V lékařské praxi se uplatňuje především rentgenologická metoda. Mezi další metody patří aspekce, palpace, kinematografické metody, pedobarografie a plantografie (podografie) (Urban a kol., 2000).

2.3.1. Plochá noha (pes planus)

Pes planus (obrázek č. 2f) se vyznačuje snížením podélné klenby nohy a je jednou z nejčastějších poruch nohy v populaci. Proto bylo její hodnocení vybráno i pro experiment této práce. Dochází při ní k poklesu talu plantárně a mediálně, calcaneus se staví do valgozity a jeho přední část se stáčí s celým předonožím zevně (Adamec, 2005). Při dalším vývoji se noha později stává equinózní a jde do abdukce (Pomeroy a kol., 1999). Valgozita paty v kombinaci se supinací přednoží může vzniknout na podkladě svalové dysbalance m. peroneus longus a m. tibialis posterior. Oslabení svalů a uvolnění (protahení) vazů udržujících nožní klenbu má za následek pokles mediální strany nohy a z toho plynoucí rozšíření nášlapné plochy, jakož i další změny v napětí vazů a svalů. Pokles klenby je tedy doprovázen také obtížemi a bolestmi nohy a svalů (Tětková, 2004).

Etiologie

V dospělé populaci vzniká pes planus převážně kvůli přetížení, kterému je jedinec vystaven v zaměstnání (stoj), nebo kvůli zvýšené hmotnosti. Vazivový aparát nohy je trvale přetížen, není - li svalová činnost dostatečná. I nepřetížená noha klesá, není - li držena dobrou svalovou činností (Kubát, 1985).

U vnitřních svalů nohy se mění napětí podle zatížení nohy (Bourdiol, 1980). Ukázalo se, že u primitivních národů, které chodí naboso, jsou nohy při stoji relativně velmi ploché, ale při chůzi se klenba zvedne.

Největší vliv na vznik podélně ploché nohy má podle Dungla (1989) únava peroneálních svalů. U staticky vzniklých plochých nohou jsou nejvíce namáhány m. tibialis anterior a posterior, které zajišťují varózní postavení chodidla.

Pokud se stane m. peroneus brevis, antagonist m. tibialis posterior, silnější než druhý zmiňovaný, zmenšuje se inverze v subtalárním kloubu. Důsledkem je, že tarsální klouby se nemohou uzamknout a to vyvolává abnormální napětí přenášené na mediální plantární ligamenta. Za nějaký čas se tak vyvine plochá noha (Pomeroy a kol., 1999).

Příčiny ploché nohy jsou chronické přetěžování vazivového aparátu, zranění, nadváha, nadměrná volnost vazivového aparátu (např. po hormonální léčbě kortisolem nebo v těhotenství), dědičnost, vrozený strmý talus, koalice tarsálních kostí, artritida, dlouhodobý pobyt na lůžku, malnutrice atd. (Adamec, 2005; Riegerová a kol., 2005).

Diagnostika

Diagnóza ploché nohy není zcela jednoduchá a z prostého pohledu není možné určit, zda se o plochou nohu jedná nebo nikoliv. Jestliže je mediální strana plosky blízko podložky, ještě to neznámá, že jde o plochou nohu. Jsou typy nohou, u kterých je zdánlivá plochost fyziologická. Řídíme se tedy hlavně funkčním vyšetřením. Jestliže může pacient chodit po špičkách i po patách, v inverzi i everzi nohy bez potíží, nemá - li jiné klinické potíže, bolest či únavnost nohou a není - li zjištěna valgozita paty, nejde o plochou nohu, i když se zdá, že mediální strana plosky spočívá na podložce (Kubát, 1985).

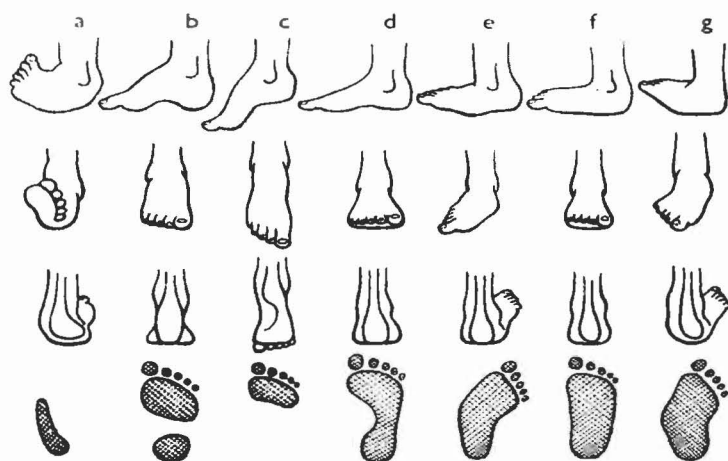
Adamec (2005) považuje při diagnostice plochonoží za důležitou její flexibilitu, tedy její schopnost návratu k fyziologickému postavení - v zátěži pokleslá klenba se v odlehčení a stojí na špičkách obnovuje, pata přechází z valgózního postavení do lehké varozity. Na dysfunkci m. tibialis posterior poukazuje neúplná inverze paty při stojí na špičkách. Pro zjemnění testu necháme pacienta provést tento manévr na jedné noze (Pomeroy a kol., 1999). Test nám dovoluje posoudit také míru laxicity vazivového aparátu a zároveň dává dobrou informaci o tom, je - li plochá noha dosud kompenzovaná a funkčně zdatná. Pasivně má být noha při převedení do inverze plně korigovatelná a nebolestivá (Adamec, 2005).

Klinické příznaky

U vyvinuté ploché nohy se mohou bolesti stupňovat natolik, že až zabraňují chůzi, svalstvo je úplně ochablé, noha je bolestivě stažena, jen málo pohyblivá a oteklá, je provázána i kožními změnami. Vytvářejí se otlaky, kuří oka, mozoly (Kubát, 1985).

Riegerová a kol. (2005), Kubát (1985) a Hegrová (1999) popisují 4 fáze vývoje plochonoží:

- 1. fáze: tvar klenby je stále zachován, objevuje se slabost, únava a bolest se dostavuje po fyzické zátěži, pata se nachází ve valgózním postavení,
- 2. fáze: podélná klenba se oplošťuje při zatížení, bolest, únavnost a slabost se zvyšují,
- 3. fáze: noha je permanentně plochá, pasivně je možné ji vrátit do původní pozice s klenbou,
- 4. fáze: fixovaná deformita, pata je valgózní, pronace v subtalárním kloubu, mediální část nohy je rozšířená, palec je tlačěn do valgózní pozice, noha bývá oteklá, vyskytují se kladívkovité prsty, takhle fixované postavení vede k bolestem kyčlí a bederní páteře (Riegerová a kol., 2005; Hegrová, 1999).



Obrázek č. 2: Běžné poruchy nohy: a) pes equinovarus - kosošvislá, b) pes excavatus - vykloubená, c) pes equinus - svislá, d) normální, e) stočená, f) pes planus - plochá, g) pes valgus - vbočená; 1. řada - pohled z boku, 2. řada - zepředu, 3. řada - zezadu, 4. řada - plantogram (Převzato z Kubát, 1985)

2.4 ZÁKLADNÍ FUNKCE NOHY

Noha plní dvě základní funkce - statickou a dynamickou. Statická funkce spočívá v udržování rovnováhy ve stoji a dynamická funkce se projevuje při chůzi a běhu. Noha se adaptuje k nerovným povrchům a jako páka posunuje tělo vpřed (Henning, 2002).

Úkolem nohy, dolní končetiny a celého axiálního systému je absorbovat energii vzniklou dopadem chodidla na podložku a adaptovat pohybový systém na její povrch (Sonnková, 2001).

2.4.1 Stoj

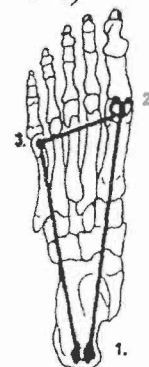
Stoj je dynamický stav, kdy neustále dochází k jemným výchylkám těžiště těla a k práci svalů. Tělesná váha je přenášena hlezennými klouby na talus, odtud dále podle stavby skeletu na calcaneus a předonoží (Dungl, 1989).

Aby bylo těleso stabilní, musí být podepřeno na minimálně třech bodech opory a průmět těžiště těla musí spadat mezi tyto body, t.j. do plochy opory. Normální noha má tedy tři body opory, které leží v kontaktních plochách – tuber calcanei, hlavička 1. a 5. metatarsu (obrázek č. 3). Zatěžují se v poměru 3:2:1.

Některé práce vycházející z měření rozložení tlaků pod ploskou nohy v posledních letech zcela zamítly klasický tříbodový (tripodní) model nohy (Vařeka, 2004). Vařeka (2004) se pokusil platnost tohoto tvrzení ověřit sledováním parametru COP (centre of pressure) a rozložením plantárního tlaku. Šest probandů se ve stoji na Footscanu snažilo maximálně vychýlit v sagitální rovině, avšak tak, aby celá noha zůstala v kontaktu s podložkou. Na základě vizuální analýzy grafů sledoval Vařeka posturální funkci nohy. Výsledky potvrdily teorii o tříbodovém modelu nohy - COP osciloval mezi patou, laterálním paprskem a 1. či 2. metatarssem. Tyto oblasti zhruba odpovídají tříbodovému modelu nohy, jak ho popisuje Kapanji (1985). Tříbodová opora je z hlediska stability stoje minimální požadavek. Dvou, či jednobodová opora je dostačující pouze při významném působení setrvačné síly a změnách oporné báze (běh, chůze) (Vařeka, 2004).

Těžiště těla při stoji přirozeně kolísá ve frekvenci 1.5 Hz a rozsahu 1 - 2 cm. Promítá se před os naviculare do čtyřúhelníku tvořeného laterálními hranami chodidel a smyšlenými spojnici pat a špiček. Otřesy a pohyby podložky, které vychylují těžiště těla, jsou specifickým senzoryčným aparátem, jež tvoří tlakové receptory v kůži, propioceptory v kloubních strukturách a tahové receptory ve šlachách a svalech, přenášeny do vyšších etází, odkud jsou automaticky řízeny malé korekční pohyby (Dungl, 1989). Pokud se projekce těžiště těla ze zmiňovaného čtyřúhelníku vychýlí, nastane ztráta rovnováhy a jedinec je nucen k úkroku (Véle, 1997; Sonnková, 2001). Při stoji na jedné dolní končetině je oporná plocha výrazně menší a dochází k addukci v kyčelním kloubu a everzi nohy.

Obrázek č. 3:
3 body opory
nohy
(Novotná,
2001)



2.4.2 Chůze

Chůze je souhrn neuvědomělých, polouvědomělých, uvědomělých a automatických pohybů, jejichž výsledkem je harmonický samozřejmý pohyb, který vykonává prakticky celé tělo. Základem chůze je stání a to nejen stání na obou nohou, ale i stání na jedné noze. Je nezbytné, aby každá dolní končetina byla schopná nést váhu celého těla (Dungl, 1989).

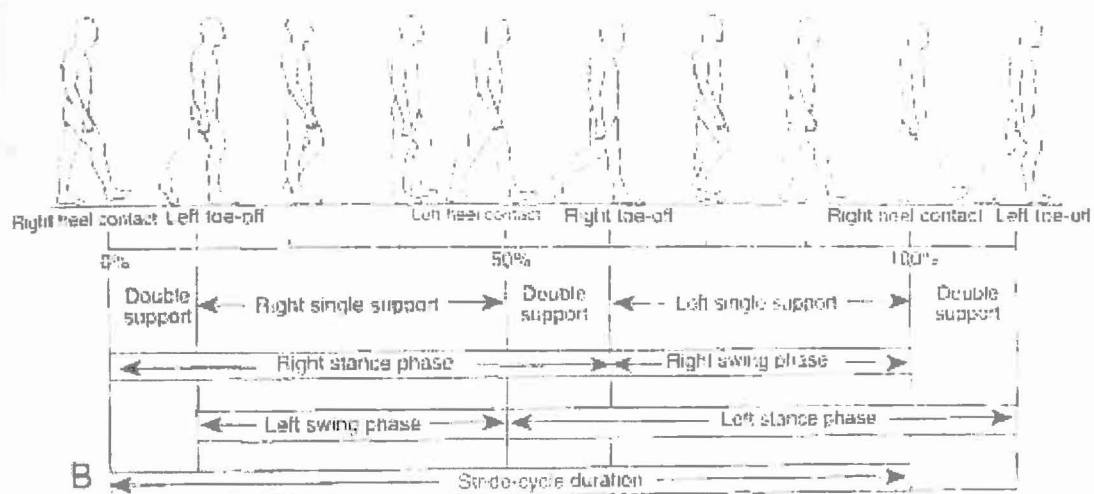
Hlavní propulzní silou při chůzi je padání těla vpřed. Při optimální rychlosti se děje s minimálním energetickým výdejem, u každého jedince individuálně, s variacemi podle věku a pohlaví (Sonnková, 2001; Dungl, 1989). Rovnováha chůze je zajišťována prostřednictvím informací z proprioceptorů, vestibulárního aparátu a vizuálních vjemů (Véle, 1997). Receptory podávají informaci o tom, jak je pohyb prováděn v každé své fázi. Každá odchylka je v průběhu pohybu ihned korigována (Janda, 1984).

Při pohybu těla prostorem bipední chůzí opisuje hypotetické tělní těžiště, umístěné ventrálně před S2, sinusoidu ve vertikální i horizontální rovině. Její amplituda je v rozmezí 2 – 4 cm (Kubát, 1985; Dungl, 1989). Nejvyššího bodu je dosaženo v okamžiku dvojí fáze opory, nejnižšího v okamžiku doteku paty s podložkou (Sonnková, 2001). Při rychlé chůzi se tato amplituda zvětšuje. Pohyb těžiště ovlivňuje změny zatížení chodidla během fáze kroku (Dungl, 1989).

Je zajímavé, že při veškeré moderní technice je nesmírně obtížné přesně analyzovat lidskou chůzi tak, abychom zaznamenali veškeré dění, které se při chůzi děje. Chůze je tak komplikovaný děj, že je téměř nemožné sledovat zároveň statickou a dynamickou činnost jednotlivých svalů nebo jednotlivých svalových skupin, současné pohyby horních i dolních končetin, polohu trupu, pánve, nervové podněty, které přicházejí jak z centra do periferie, tak i naopak a celou řadu dalších dějů. Při veškeré komplikovanosti tohoto základního pohybu si však každý velmi rychle všimne i malé odchylky od normální chůze (Kubát, 1987).

2.4.2.1 Cyklus chůze

Každý krok noha začíná jako flexibilní struktura, neznaje, na co v prostředí narazí. Dokončuje jej jako rigidní páka udržující rovnováhu těla (Dungl, 1989). Základním prvkem chůze je krok. Krok je časový interval definovaný jako doba mezi dvěma okamžiky stejné polohy jedné končetiny. Zahrnuje fázi švihů (dynamickou) a opory (statickou) jedné končetiny (obrázek č. 4). Chůze je charakterizována tím, že po celou dobu dopředného pohybu je tělo v kontaktu s podložkou a při střídání nohou je hmotnost určitou část cyklu přenášena oběma chodidly (Kubát, 1987). Tato fáze se nazývá fází dvojí opory (Janda, 1984).



Obrázek č. 4: Cyklus chůze (Shumway – Cook, Woolacott, 1995)

Pochopení normálního cyklu chůze je důležité jako základ pro porovnání patologických odchylek. Např. při normální chůzi se dotýká podložky jako první pata, u osob s kontrakturou v oblasti lýtky přichází do iniciálního kontaktu celé chodidlo nebo jen prsty. Spasticita zadního lýtkového svalstva zapříčiní předčasné odvinutí paty (místo v 34 % již v 10 - 15 % cyklu). Spasticita nebo kontraktura flexorů kolena zkracuje švihovou fázi, paréza či oslabení m. triceps surae (např. po zlomenině patní kosti) způsobí pozdější odvíjení paty od podložky a opět zkracuje švihovou fázi kroku. Stav po kompartment syndromu vede k pozdějšímu odtržení prstů od podložky a opět zkracuje švihovou fázi (Dungl, 1989).

2.4.2.1.1 Stojná fáze

Stojná fáze probíhá asi 62 % krokového cyklu (Dungl, 1989) a lze ji rozdělit do 5 podfází:

- 1. *Heel strike, úder paty, získávání opory:* než se noha dotkne podložky, jsou aktivované dorsální flexory. Při prvním kontaktu paty se noha pasivně klopí a dorsiflexory pracují excentricky (Dungl, 1989). V okamžiku kontaktu nohy s podložkou je v hlezenním kloubu dorsální flexe, bérce je ve vnitřní rotaci (více u plochonožů) a pata v everzi (everze subtalárního kloubu). To vše snižuje klenbu nohy (Sonnková, 2001). Při fázi heel strike je noha flexibilní, Chopartův kloub je uvolněn (Pomeroy a kol., 1999).
- 2. *Foot flat, maximální kontakt chodidla s podložkou:* dolní hlezenní kloub (art. subtalaris, art. talocalcaneonavicularis) je nezbytný pro absorpci nárazu při zatížení

končetiny. Zatížení je přesouváno činností svalů z paty na přednoží tak, že hlavní zátěž je přenášena přes talus, calcaneus, os cuboideum na 5. metatars. Dále přechází váha na sezamské kůstky 1. metatarsu a distální konec 2. metatarsu.

- 3. *Midstance, mezistoj*: tělo poháněné pohybem švihové dolní končetiny míjí opěrnou končetinu a posouvá se před ni. Hlezenní kloub opěrné končetiny se dostává z plantární flexe do flexe dorsální (Sonnková, 2001). Podélná klenba stojné nohy je vystavena zatížení těla a to má tendenci ji oploštit. Přestože klenba do jisté míry tlakům odolává, v počátku je lehce protažena do délky (Škodová, 2004). Přílišnému oploštění zabraňuje kontrakce svalů – jedná se o první odpružení. V této fázi mizí vnitřní rotace bérce a noha se dostává do neutrálního postavení. M. tibialis posterior iniciuje inverzi v art. subtalaris, která se nejvíce akcentuje v okamžiku odtržení prstů od podložky.
- 4. *Heel off, heel rise, odlepení paty, první část aktivního odrazu*: hmotnost těla je přemístována na přední část nohy. Kontrakcí dlouhých plantárních flexorů, zvláště m. triceps surae, se odlepuje pata od podložky spolu se zadní částí klenby, která tak rotuje kolem přední části. Tento sval musí vyvinout až o 20 % větší sílu než je váha těla. Během zvedání paty a odrazu prstů od podložky se díky zvětšující inverzi v art. subtalaris stanou osy art. talonavicularis a art. calcaneocuboidea neparalelními a noha se stává rigidní. Úpon Achillovy šlachy se tím posouvá mediálně k ose rotace art. subtalaris. Podélná klenba při fixaci přední části nohy k zemi je vzadu namáhána tahem m. triceps surae vzhůru a uprostřed zatěžována hmotností těla. Má tendenci k oploštění, nebýt právě opětovné kontrakce plantárních svalů. Toto se nazývá stádium druhého odpružení.
- 5. *Toe off, odlepení palce, druhá část aktivního odrazu*: objevuje a zesiluje se kontrakce flexorů palce - m. flexor hallucis longus a zvláště m. flexor hallucis brevis. Zapojuje se m. adductor a m. abductor hallucis. Noha se tím ještě více zvedá nahoru a dopředu, ale již se neopírá o přední tarsální kůstky. Zůstává nyní na prvních třech prstech, obzvláště na palci, který se stává finální oporou nohy. Během této fáze přesunu těla vpřed klenba stále ještě odolává náporu. Kromě aktivních plantárních flexorů ji pomáhá udržet i kontrakce flexorů palce a distálních falangů. V tomto stádiu je energie, akumulována plantárními vazy a svaly při nárazu a jejich protažení, uvolněna a přeměněna na kinetickou energii. Redukují tím práci, kterou by musely svaly vykonat aktivně (Sonnková, 2001). Tibie stále rotuje zevně a pata je v inverzi. Tato rotace je největší v okamžiku odtrhnutí prstů od podložky. V té době je druhá končetina v maximální vnitřní rotaci (Dungl, 1989). Noha opouští zem. Druhá končetina začíná krok.

2.4.2.1.2 Švihová, kročná fáze

Švihová fáze probíhá 38 % krokového cyklu (Dungl, 1989) a má 3 fáze:

- 1. *Akcelerační fáze – zrychlení:* končetina se během této fáze zkracuje trojflexí - v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. Dochází ke kmitu končetiny vpřed s využitím jejího kyvadlového efektu.
- 2. *Mezišvih:* nastává v okamžiku, kdy je akcelerující končetina v postavení podél druhostranné končetiny, která je v okamžiku stojné fáze.
- 3. *Decelerační fáze – zpomalení:* kyvadlový pohyb celé dolní končetiny končí částečně pasivním zastavením kyvu, částečně aktivním zabrzděním pohybu končetiny vpřed (Kříž, 1986).

Švihová fáze trvá od *toe off* do *heel strike*. Stojná naopak od *heel strike* do *toe off* (Škodová, 2004; Vlach, 2002). Trvání švihové a stojné fáze se mění v závislosti na rychlosti chůze (Škodová, 2004). Při pomalé chůzi je větší využití kyvu, při rychlé stoupají nároky na aktivní brzdění (Vařeková, 1996).

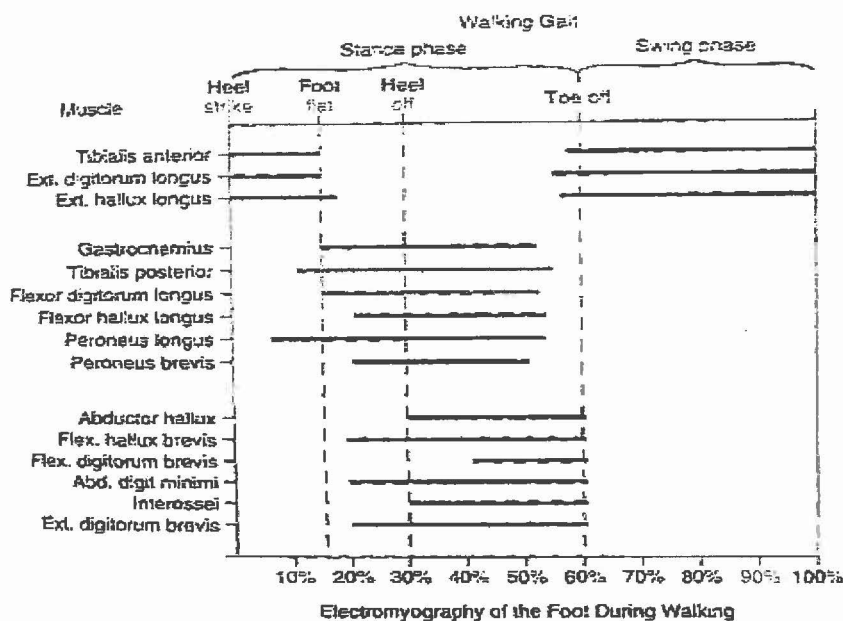
2.4.2.2 Délka kontaktu jednotlivých částí nohy se zemí

Mezi iniciálním kontaktem paty a došlápnutím na celé chodidlo uběhne asi 70 ms, což je 12 % stojné fáze a 7 % celého cyklu chůze. Od plného kontaktu chodidla s podložkou do začátku odvíjení paty uběhne asi 260 ms, což je asi 41 % stojné fáze a 34 % celého cyklu. Mezi začátkem odvíjení paty a odtržením prstů od podložky uběhne 290 ms. To znamená 47 % stojné fáze. Dojde k tomu v 62 % celého cyklu. 12 % cyklu chůze spočívá na obou chodidlech (Dungl, 1989). Z toho vyplývá, že stojná fáze trvá asi 0.6 s a celý cyklus asi 1 s.

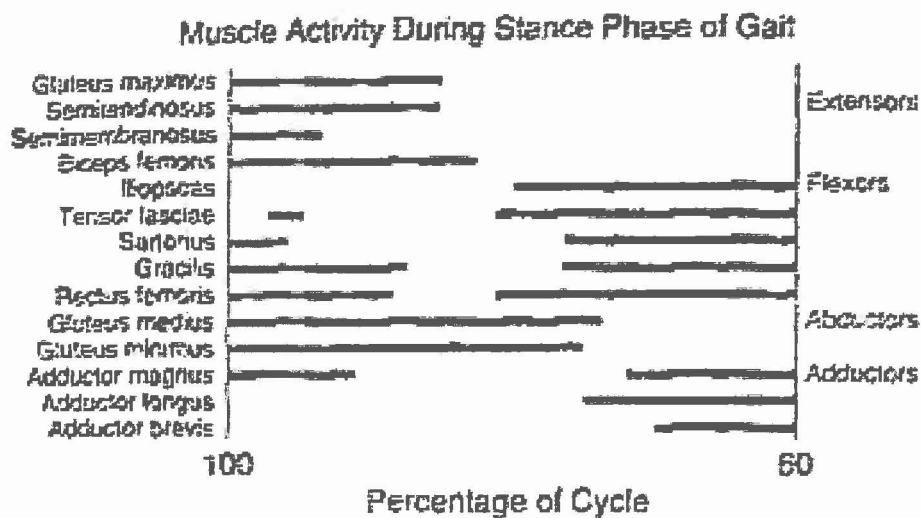
2.4.2.3 Svalová aktivita během chůze

Aktivita svalů dolních končetin je největší těsně před a těsně po kontaktu nohy se zemí (obrázek č. 5, 6) (Perttunen, 2002). Na začátku kročné fáze se aktivují dorsální flexory (nejvíce *m. tibialis anterior* a *extensor hallucis longus*), které zabraňují přepadnutí nohy plantárně. *M. triceps surae* se kontrahuje ve stojné fázi. Maximum jeho kontrakce je na konci její druhé třetiny, kdy končetina přejímá váhu těla. V tento moment jsou velmi aktivní také plantární flexory prstů. *M. quadriceps* je více aktivní od chvíle, kdy se pata dotkne podložky. Jeho aktivace trvá, dokud se těžiště těla nepřenese za osu kolenního kloubu. Ještě před *m. quadriceps* se aktivují i flexory kolenního kloubu. Brzdí rychlost pohybu v kyčelním a kolenním kloubu.

Aktivní jsou i po kontaktu paty s podložkou. V momentu kontaktu paty se zemí pracují flexory i extensory kyčelního i kolenního kloubu synergisticky, aby oba klouby zpevňovaly. M. gluteus maximus se aktivuje téměř současně s m. quadriceps a flexory kolenního kloubu. Abductory kyčelního kloubu zabraňují laterálním posunům pánve. Adductory jsou aktivní téměř neustále se dvěma vrcholy. První vrchol se objevuje, když se pata dotkne podložky, druhý když se od podložky začíná odlepovat palec.



Obrázek č. 5: Aktivita svalů nohy během kroku (Převzato z Enoka, 1994)



Obrázek č. 6: Aktivita svalů kyčelního a kolenního kloubu během stojné fáze kroku (Převzato z Enoka, 1994)

2.4.2.4 Silové reakce země během chůze

Silové reakce země jsou síly vyvinuté nohou na podložku. Jsou rovny a mají opačný směr k silám působícím podložkou na nohu. Při došlapu působí na nohu kromě vertikální zátěže i síly smykové a torzní. Ty jsou výsledkem tří komponent reakce podložky (vertikální, medio - laterální a anterio - posteriorní) (Perttunen, 2002; Dungal, 1989).

Vertikální síla

Největší komponentou je vertikální síla, která je způsobená zrychlením těžiště těla ve vertikálním směru během chůze. Během prvních 100 ms kontaktu nohy s podložkou se dostává na 120 % tělesné váhy (Perttunen, 2002). Druhý vrchol vertikálního zatížení se objevuje při odlepování předonoží. Při běhu se vertikální síla zvětšuje na dvoj- až trojnásobek váhy těla (Dungal, 1989).

Smykové síly

Horizontální smykové síly jsou ve srovnání s vertikální silou malé. Iniciální smyková síla je dána výslednicí vertikálních a horizontálních sil, kterými působí tělesná hmotnost na podložku decelerací při prvním kontaktu nohy s terénem. Anterio - posteriorní síla dosahuje přibližně 25 % tělesné váhy a v brzdící fázi je negativní. Během odvíjení nohy působí smykové síly, které mají opačný směr. Smyková síla má během odvíjení nejvyšší hodnoty (Perttunen, 2002). Ve frontální rovině působí při chůzi mediální a laterální smykové síly. V okamžiku dotyku paty s podložkou vzniká mediální střih, protože noha došlapuje v lehké addukci a výslednice smyku tak směřuje ke druhé noze. Jakmile noha spočine pevně na podložce, objevuje se v kyčelním kloubu abdukce, která způsobuje laterální smyk ven od střední osy těla (Perttunen, 2002). Medio - laterální síla má během chůze vztah k rovnováze a dosahuje 10 % váhy těla (Dungal, 1989).

Torzní síly

Torzní síly jsou výsledkem rotace končetiny během chůze. Při došlapu jde noha do vnitřní torze, která dosahuje maxima v 15 % cyklu chůze. Poté přechází pozvolna do zevní rotace s vrcholem kolem 50 % cyklu chůze (Dungal, 1989).

Velikost těchto sil je závislá na rychlosti chůze. Při pomalé chůzi se všechny síly zmenšují, při rychlé narůstají (Dungal, 1989).

2.5 PLANTÁRNÍ TLAKY

Plantární tlaky jsou tlaky vznikající mezi ploskou nohy a podložkou nebo zemí při stoji, chůzi nebo jiných aktivitách. Jejich snímání poskytuje informaci o funkci a struktuře nohy (Perttunen, 2002). Využívají se při diagnostice i hodnocení terapie jak u dětských, tak i u dospělých pacientů. Včasná diagnostika poruch chůze nám umožňuje rychleji a přesněji diagnostikovat nemoc a umožňuje začít včas s vhodnou terapií. Získaná data jsou užitečná pro diabetologii, neurologii, kožní, muskuloskeletální medicínu i jiná odvětví. Atypické zatížení nohy může být ukazatelem horšící se již přítomné patologie anebo impulzem pro změnu v dosavadním léčebném postupu, obouvání, ortéze, cvičebním programu nebo restrikci váhy (Orlin, McPoil, 2000). Vyšetření dále přispívá k prohloubení znalostí v jiných oblastech, jako např. ve sportu, kde se sleduje zatížení nohy při aerobiku nebo tanci.

Anatomické uspořádání chodidla vysvětluje velkou odolnost k jednotkovému zatížení, které je na noze bez úhony tolerováno, ačkoli v jiných místech těla vede i podstatně menší tlak k vývoji nekrózy. V experimentu na zvířeti vzniká nekróza tkáně po trvalém tlaku 0.8 N/cm^2 . Baumann (1963) a Debrunnen (1985) připouštějí trvalý tlak na kůži chodidla do 2 N/cm^2 , aniž se poruší tkáňová trofika. Krátkodobě jsou ovšem tolerovány i tlaky mnohem vyšší (Baumann, 1963 a Debrunnen, 1985 citováno v Dungal, 1989). Důležitou roli při snášenlivosti tlaku hrají vlastnosti měkkých tkání. Při jejich větším množství je maximální hodnota tlaku díky jeho distribuci na větší plochu nižší. Nejdůležitější je v tomto směru tukový polštář, jehož množství za určitých okolností ubývá (stáří, nemoci).

2.5.1 Distribuce plantárního tlaku – podle aktivity

2.5.1.1 Stoj

U normálního zdravého chodidla přenáší polovinu zatížení ve stoji okolí zadního opěrného bodu (pata). Třetinu zatížení přenáší okolí předního vnitřního opěrného bodu, kde je hlavička první metatarsální kosti. Šestinu zatížení přenáší okolí vnějšího laterálního bodu, kde je hlavička páté metatarsální kosti (Strauss, 2001).

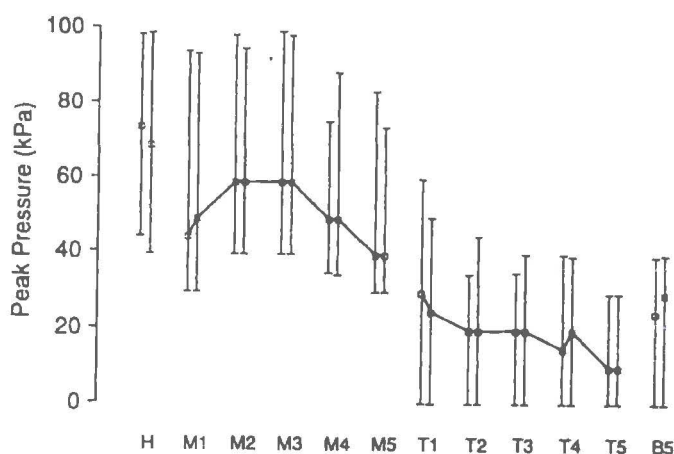
Cavanagh (1987) zkoumal plantární tlaky při stoji u 107 jedinců se zdravýma nohama. Použil přístroj s rozlišením 1 senzor/cm^2 . Naměřené tlaky pod patou (průměrně 139 kPa) byly asi 2.6 krát vyšší než v předonoží (průměrně 53 kPa). Největší zatížení předonoží se vyskytovalo pod 2. a 3. metatarsální hlavičkou. Pod prsty téměř žádné zatížení nebylo. Henning (2002) použil přístroj s větším rozlišením (2 senzory/cm^2) pro měření plantárních tlaků

při stoji a chůzi u 121 zdravých subjektů. Třibodové zatížení se objevilo pouze u deseti z nich a největší tlak byl nalezen pod 3. metatarsem při stoji i chůzi. Jen třetina ze 121 dospělých jedinců měla v kontaktu s podložkou všech pět prstů u obou nohou, 3 % nevykazovala kontakt palce se zemí. Palec se normálně zatěžuje ve stoji dvojnásobně více než ostatní prsty dohromady a zatížení se laterálním směrem postupně snižuje.

Dungl (1989) popisuje, že zatížení předonoží ve stoji je menší než zatížení paty. Plošný tlak pod hlavičkou metatarsů udává 5 - 15 N/cm², pod patou 11 - 40 N/cm². Říká, že v botě je pata zatížena více než u bosé nohy. Ve své knize také uvádí poznatky Diebschlaga (1982), který udává pro patu zatížení 75 % a pro předonoží 25 % celkové hmotnosti těla. Stott (1973) sledoval zatížení pod hlavičkami metatarsů. Při stoji na obou nohách nesou podle jeho výzkumů jednotlivé metatarsy 5 - 8 % tělesné hmotnosti v sestupné řadě 3 = 4 > 1 > 2 > 5.

Lánik popisuje zatížení nohy ve stoji tak, že z dvanácti částí je šest je pod patou, dvě pod 1. metatarsem a na každém dalším metatarsu je jedna část (Lánik, 1990; Véle, 1995).

Při porušení klenby nožní se buď zvětšují hodnoty tlakových sil (např. u vysoké nohy) nebo se jejich maxima přesunují na jiné oblasti chodidla (např. u příčně ploché nohy). To způsobuje především poškození kůže a tvorbu otlaků a mozolů na plosce nohy (Zatloukalová, 1999). Příklady zobrazení plantárních tlaků ve stoji jsou znázorněny na obrázku č. 7 a 8.



Obrázek č. 7: Maxima plantárních tlaků ve stoji (Převzato z Clark a kol., 1990)



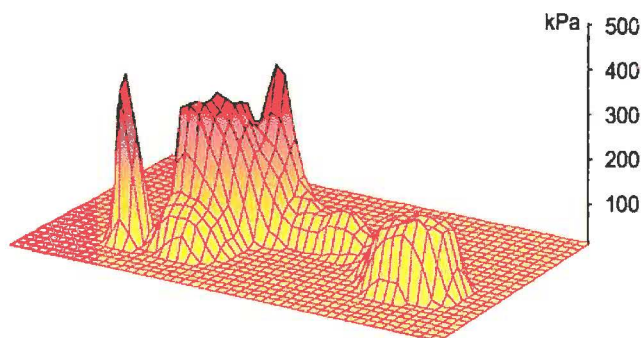
Obrázek č. 8: Distribuce plantárního tlaku dospělého člověka ve stoji (Převzaté od firmy Diers)

2.5.1.2 Chůze

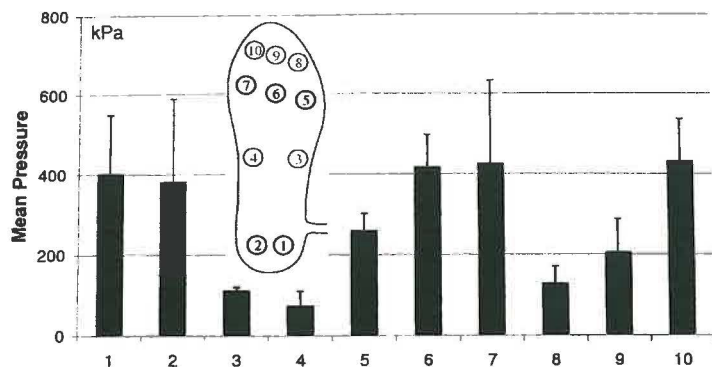
Přes určitou variabilitu vzorů rozložení plantárních tlaků při chůzi se jednotlivé studie shodují, že největší tlak je pozorován pod patou, předonožím a palcem, nejnižší ve střední části nohy a pod laterálními prsty.

Stokes (1979) změřil, že 40 % tělesné váhy je na konci stojné fáze přenášeno na prsty, většina z toho připadá na palec. Hutton a Dhanendran (1979) zjistili, že toto zatížení je rovno více než dvojnásobku zatížení ostatních prstů dohromady. Ctercteko a kol. (1981) při použití toho samého technického vybavení popsali, že 70 % zatížení všech prstů je na palci (Stokes, 1979; Hutton a Dhanendran, 1979; Ctercteko a kol., 1981 citováno v Clark a kol., 1990).

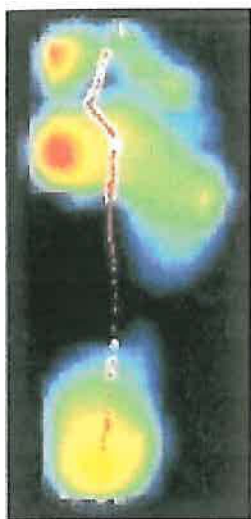
Clark a kol. (1990) ve studii popisují průměrné nejvyšší hodnoty tlaků pro jednotlivé regiony. Při pozorování funkce prstů u 160 zdravých jedinců na pedobarografu se ukázalo, že jsou v kontaktu 75 % doby stojné fáze kroku a vykazují podobné hodnoty maximálního tlaku jako metatarsální region. Palec dosáhl nejvyšších hodnot z celé nohy, střední prsty ukazovaly vyšší hodnoty než laterální hlavičky metatarsů. Tlak postupně a pravidelně klesal od palce k malíčku. Objevila se mírná závislost mezi hodnotami těchto tlaků, věkem a váhou. Příklady zobrazení plantárních tlaků při chůzi jsou na obrázku č. 9 – 12.



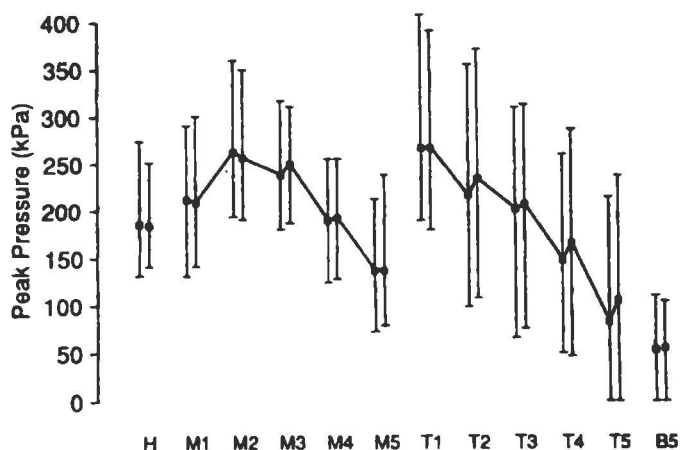
Obrázek č. 9: Plantární tlaky při chůzi (Převzato z Henning, 2002)



Obrázek č. 10: Hodnoty nejvyšších plantárních tlaků při chůzi (Převzato z Perttunen, 2002)



Obrázek č. 11: Plantární tlaky při chůzi (Převzato z Novotná, 2006)



Obrázek č. 12: Maximální plantární tlaky při chůzi, H - pata, M 1 - M 5 - hlavičky metatarsů, T 1 - palec, T 2 - T 5 - prsty, B 5 - báze 5. metatarsu (Převzato z Clark a kol., 1990)

2.5.2 Distribuce plantárních tlaků – podle typu a vady nohy

Přední část nohy

Moragh a kol. (1999) uvádějí vliv funkčních proměnných. Zvýšená aktivace m. gastrocnemius během 3. ¼ stojné fáze kroku byla spojena s větším maximem tlaku pod 1. metatarssem. K takovému zvýšení může vést i snížená mobilita art. talocalcaneonavicularis, větší úhel Chopartova kloubu nebo krátký 2. metatars (Moragh a kol., 1999 citováno v Škodová, 2004). Malé množství měkkých tkání pod sezamskou kůstkou, velký úhel mezi proximálním a distálním falangem, plantární tlak pod halluxem zvyšují (Perttunen, 2002). Henning (2002) popisuje menší zatížení pod 1. metatarssem u dětí s valgózními koleny a hyperpronací nohy.

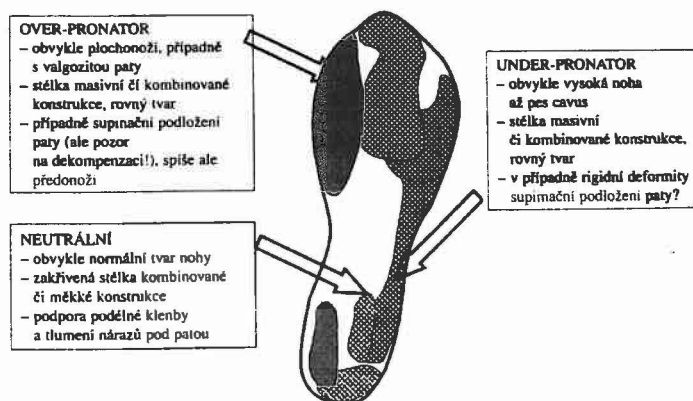
Střední část nohy

Faktory zvyšujícími plantární tlak v této části nohy jsou omezená kloubní hybnost subtalárního a 1. tarsometatarsálního kloubu.

Zadní část nohy

Noha s výraznější podélnou klenbou, která je spojena s větší inklinací calcaneu, je také spojena s větším plantárním tlakem v místě paty (Vlach, 2002).

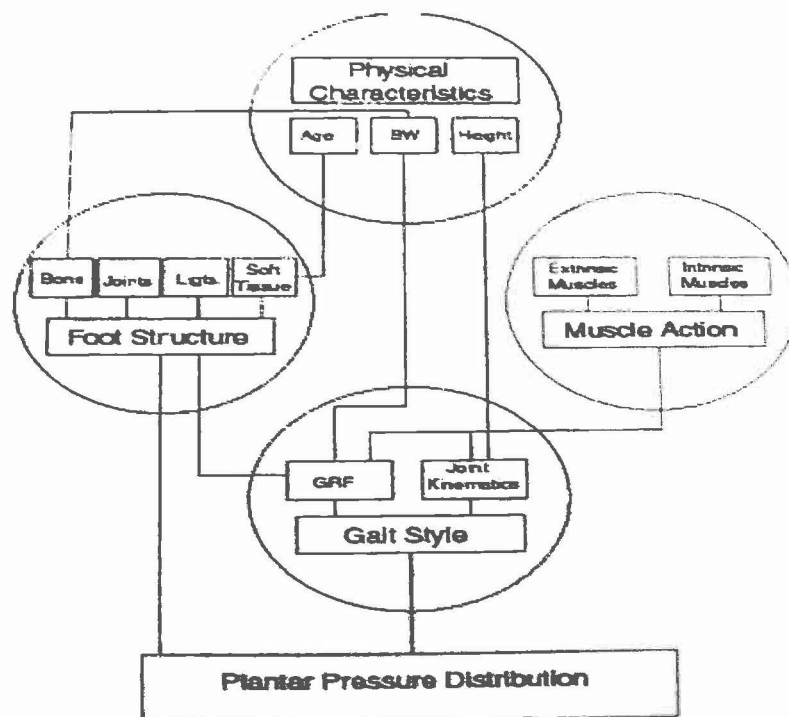
V praxi získáváme cenné informace analýzou stélky obuvi pacienta (obrázek č. 13).



Obrázek č. 13: Analýza stélky (Převzato z Vařeka, 2005)

2.5.3 Faktory ovlivňující plantární tlak

Vliv na velikost a rozložení plantárních tlaků při chůzi (obrázek č. 14) je dán strukturou nohy, věkem, tělesnou hmotností, výškou těla, rozsahy pohybů v kloubech, aktivitou svalů, rychlostí a stylem chůze a charakterem povrchu (Whittle, 1999 citováno v Škodová, 2004).



Obrázek č. 14: Faktory ovlivňující plantární tlak (Převzato z Journal of Biomechanics, 1999)

2.6 SNÍMÁNÍ PLANTÁRNÍCH TLAKŮ A OTISKŮ NOHY

Snímání a sledování zatížení nohy prodělalo velký rozvoj. Za poslední desetiletí se velmi zdokonalilo a stalo se užitečným vyšetřovacím a výzkumným prostředkem.

Pionýrské práce se objevily již v předminulém století. Autory byli Beely (1882), Forstall (1925), o něco později Elftman (1934). Beely se pokusil popsat vzorce zatížení nohy. Používal pytel naplněný sádrou, na který se jedinec postavil nebo po něm přešel (Beely, 1882; Forstall, 1925; Elftman, 1934 citováno v Stott, 1973). První dokumentovanou metodou pedobarografie byl systém statické šlápěje podle Forstalla v roce 1925. Subjekt stál na papíře, který byl umístěn na drátěné síti napnuté přes inkoustovou podložku. Oblasti nohy s největším tlakem roztáhly tuto síť, tlačily více na inkoust a zanechaly tmavší otisk na papíře (Tětková, 2004). Elftman zmiňuje první do země zabudovaný přístroj pro snímání plantárního tlaku, který ukazuje zároveň i závislost zatížení na čase (Elftman, 1934 citováno v Stott, 1973).

Technologie mikrokapslí představovala jeden z prvních pokusů snímání tlaků uvnitř boty, která byla i relativně levná. Byla vyvinuta v Gillis W. Long centru v Carville v 60. letech minulého století. Malé barvou naplněné kapsle umístěné mezi dvě vrstvy tenké pěny, které byly vytvarované jako ponožka, byly umístěny na pacientovu nohu před obutím boty. Při chůzi kapsle při určitém zatížení praskaly a barva z nich se objevila na pění. Pokusy kvantifikovat úrovně tlaků byly neúspěšné. Aplikace ponožky byla navíc časově náročná a mikrokapsle často praskly už při nazouvání (Orlin, McPoil, 2000).

Tlak je možné snímat v několika situacích (Perttunen, 2002):

- tlak, který vyvíjí bosá noha na povrch (podložku),
- tlak mezi nohou a botou,
- tlak mezi botou a zemí.

2.6.2 Podografie

Podografie neboli plantografie je proces získávání otisků nohy při jejím statickém nebo dynamickém zatížení. Získáváme takzvaný plantogram, označovaný také jako podogram. Oba termíny se používají jako ekvivalenty (planta - chodidlo, podos – noha).

Tětková (2004) ve své práci definuje plantogram jako vizualizovaný kontakt nohy s podložkou, Strauss jako dvoudimenzionální snímek povrchu chodidla. Je nositelem důležité informace nejen pro ortopedii, podologii a jiné lékařské a biologické obory, ale je pečlivě studován i v kriminalistice (Strauss, 1997). Podává kvalitativní informaci o distribuci

plantárního tlaků a o tvarových změnách chodidla. Při snímání za chůze podává informaci také o funkčních změnách nohy. Plantární tlaky nelze kvantifikovat. V tom spočívá nevýhoda této metody. Na druhou stranu se jedná o postupy levné a nenáročné.

Existuje několik metod získávání plantogramu. Jsou založené na tom, že se plantární strana nohy potře barvicí látkou a provede se nášlap na určitý povrch. Příkladem takové látky je např.: tiskařská čern, methylenová modř s glycerínem, tanin, razítková barva, daktyloskopický papír s voskem. Postup může být i opačný, v případě, kdy se barvicí látka již na nášlapném povrchu nachází. Nevýhodou je možné znečištění nohy, což je nežádoucí zejména v případě poranění nebo alergie (Sonnková, 2001; Novotná, 2006). Dalším způsobem získání plantogramu je použití plantografu nebo podoskopu (viz dále), které jsou v dnešní době nejpoužívanější.

Podograf (plantograf)

Podograf je jednoduché zařízení na snímání podogramu. Jedná se o umělohmotnou krabičku s pohyblivým rámem, na kterém je natažená gumová membrána.

Plantograf musí při používání ležet na rovném podkladu. Jedinec se postaví na polštářek, který je napuštěn inkoustem a zasazen v rámu. Ten překrývá jeden list papíru. Při statickém snímání se nejdříve osoba postaví jednou končetinou na plastové víčko a druhou, snímanou končetinu položí na gumový povrch a rovnoměrně obě končetiny zatíží. Jako první zvedá otiskovanou končetinu. Záznam o vyšetření je na listu papíru. Používá se pro získání podogramu ze stoje i z chůze. Podogram vypovídá zprostředkovaně o tvaru a funkci nohy. Dá se z něj zprostředkovaně odhadnout vztah předonoží a zánoží (např. abdukci nebo addukci), klenutí nohy a funkce prstů. Díky různě vystínovanému otisku lze přibližně odhadnout relativní rozložení tlaků. Pro jeho malou váhu a rozměry (cca 20 x 40 x 2 cm) se používá ke snímání stavu chodidel jednotlivců, ale i velkých skupin. Je to jednoduchá, ekonomicky nenáročná a tedy dostupná metoda pro preventivní péči v terénu (Novotná, 2001).

Podoskop (obrázek č. 15)

(z řečtiny: podos, pous – noha, skopein – zkoumat, prohlížet, vyšetřovat)

Podoskop je další z přístrojů na pozorování plosky nohy. Tento termín byl použit poprvé J. Leliévrem, jehož podoskop je dnes nejznámějším. Nejedná se o získávání otisků, ale o přímé pozorování chování nohy v zatížení. Pacient stojí bosýma nohama na skle, které je vyvýšené,

rovnoběžné s podlahou a se zrcadlem, které je uloženo pod ním, svírá 30°. Sklo a zrcadlo mají jednu společnou hranu (u zrcadla je to ta nejvyšší). Noha se pozoruje v zrcadle. Podoskopy jsou vybaveny také měrnou rýskou a některé i speciálním osvětlením pro lepší viditelnost nepravidelností nohy. Hodnotí se na základě siluety otisku nohy a také rozložení tlaků.

Princip spočívá v hypoxémii. Komprese v zónách opory oslabí prokrvení těchto částí a zobrazí se jako bledé až bílé. Méně zatížené části jsou světle nebo tmavěji růžové. Mimo tvaru a chování nohy se pozorují i případná zamlžení, která napovídají o stavu a chování svalů (přetížené svaly ve spazmu...). Jedinec stojí na jedné nebo na obou dolních končetinách (<http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie/podoscope-podostatigramme-3746.html>).

Pomocí tohoto zařízení lze také orientačně hodnotit osové poměry celé dolní končetiny k noze (valgozita paty měřená při stožení spatném je patologická, pokud přesahuje 10°) (Adamec, 2005). Umožňuje také sledovat efekt po provedené korekci postavení dolní končetiny nebo jiné části těla. Výhodou je, že z něj lze odečítat i při pohybu – např. při přechodu z bipedálního stoje do stoje na jedné noze. Vzhledem k relativně malé velikosti (cca 45 x 45 x 45 cm) je použitelný pro většinu pracovišť zabývajících se podologií. Záznam lze pořídit jen při použití dalšího zařízení (kamera, fotoaparát...), které mohou obraz, a tím i výsledky zkreslit. Podoskop je finančně nákladnější než podograf. V praxi je tudíž v ČR méně používán kvůli složitějšímu proplácení pojišťovnami (Novotná a kol., 2000).



Obrázek č. 15: Podoskop

2.6.3 Pedobarografie

Pedobarografie je metoda umožňující měření plantárních tlaků. V denní praxi je to velmi efektivní klinické vyšetření a hodnocení deformit nohou. V minulosti nebylo lehké plantární tlaky při vyšetření kvantifikovat. S technologickým pokrokem dovolují dnes již přístroje získat i kvantifikované zobrazení plantárních tlaků naměřených ve statických i dynamických podmínkách. Tento vývoj byl doprovázen adaptací tlakových senzorů tenkých platforem nebo do flexibilních systémů insole neboli in - shoe (vločka se senzory vložená v obuvi vyšetřovaného) (Falso, 2005).

Pedobarografie je metoda využívající k analýze většinou piezoelektrických tlakových snímačů umístěných ve vhodném počtu a hustotě. Jsou založené na změně elektrických vlastností senzoru způsobených mechanickou deformací materiálu. Proto hraje elasticita materiálu hlavní úlohu v kvalitě senzoru (Henning, 2002). Výsledný signál je obvykle zpracován počítačem. Metoda je náročná na technické vybavení a je využívána častěji pro výzkum než v klinické praxi (Dungl, 1989). Komerčně využívané systémy ukazují dynamické odvíjení chodidla od podložky. Pohyb je tedy možné sledovat v reálném čase. Dovolují také monitorování a kvantitativní zhodnocení distribuce tlaku v několika plantárních segmentech (Falso, 2005).

Pedobarogramy je možné zpracovat i pomocí densitometrie, která měří míru zčernání fotografické vrstvy nebo pomocí počítačového číslicového zpracování. Tyto metody nám umožňují kvantitativní zpracování kontaktní plochy, zejména z hlediska distribuce tlaku a stanovení oblastí sobě odpovídajících si velikosti tlaků. Zpracování je však pro praxi technicky a časově velmi náročné (Tětková, 2004; Sonnková, 2001).

Ze získaných dat je největší zájem o sílu, tlak a plochu (Orlin, McPoil, 2000). Síla jako vektor je určena svou velikostí a směrem působení. Na podložku působí síla v obecném směru. Tuto sílu můžeme (pro lepší názornost a početní zpracování) rozložit do třech směrových komponent, vertikální, medio - laterální a anterio - posteriorní (Perttunen, 2002). Senzory snímají sílu, která se přes plochu senzoru přepočítá na tlak. Tlak p [Pa] je definován jako síla F [N] na jednotku plochy a [cm²], to je $p = F/a$ [Pa]. Při vyšetření se zobrazuje nejvyšší hodnota tlaku naměřeného každým senzorem, okamžitá hodnota tlaku anebo součet hodnot naměřených každým senzorem. Software poskytne hodnoty těchto tlaků v různých segmentech nohy (podle nastavení) a barevné znázornění rozložení tlaků (Orlin, McPoil, 2000).

2.6.3.1 Rozhodující parametry pro výběr systému

Limitací většiny systémů (kromě dynamometru neboli silové desky) je fakt, že měří pouze vertikální síly působící na senzor. Systémy měřící tlak obecně nezaznamenávají smykové a torzní síly, které zaznamenávají dynamometry. Dynamometr zase naopak nezaznamená a nezobrazí distribuci plantárních tlaků. To je důležitý poznatek, jelikož smykové a torzní síly se považují za důležitý faktor při vzniku plantární ulcerace u pacientů s diabetickou neuropatií (Orlin, McPoil, 2000). Tomuto nedostatku je možné se vyhnout použitím obou zařízení najednou, kdy se dynamometr položí pod tlakoměrnou plošinu. Oba systémy se musí synchronizovat, t.j. nastavit na stejnou frekvenci nebo na frekvenci, která je násobkem frekvence druhého přístroje a spustit ve stejný čas.

Rozlišení

V úvahu se bere velikost a počet senzorů na plochu. Je to důležité především při zobrazení oblastí metatarsálních hlaviček a prstů. Rozlišení se stává ještě důležitějším kritériem, pokud se přístroj používá pro vyšetření malých nebo dětských noh (Orlin, McPoil, 2000). Senzor o ploše 10 mm², ve srovnání se senzorem s plochou 5 mm², podceňuje hodnoty tlaku v regionu prstů, kdežto v oblasti paty si hodnoty odpovídají (Perttunen, 2002).

Snímací frekvence nebo celková délka měření klesá se stoupajícím počtem senzorů v závislosti na technologických hranicích (Salinger, Novotný, Vychodil, 2000).

Frekvence snímání

Frekvence určuje počet měření snímaných jedním senzorem za sekundu. Je důležitým faktorem při měření různých aktivit. Pro chůzi postačí frekvence 50 - 100 Hz. Většina měřících přístrojů umožňuje snímat frekvencí 50 – 400 Hz (EMED, Pedar, F - scan a další). Při rychlých pohybech (běh atd.) je výhodnější volit frekvenci 200 Hz a vyšší (Orlin, McPoil, 2000). Pokud je frekvence příliš nízká, potom je obzvláště v oblasti paty naměřen nižší maximální tlak. Projeví se to zejména při rychlé chůzi (Perttunen, 2002).

Spolehlivost a opakovatelnost měření

Tato vlastnost je důležitá pro přesnost měření. 100 % opakovatelnost se nemůže očekávat u žádného z přístrojů a to kvůli rozdílnosti v chůzi nebo ve stoji při každém provedení. Měření se doporučuje opakovat 3 - 5 krát (Orlin, McPoil, 2000).

Jak je uvedeno v předchozím odstavci, i nízká frekvence snímání může vysvětlit sníženou spolehlivost proměnných závislých na čase (Clark a kol., 1990; Perttunen, 2002).

Kalibrace

Kalibrace přístroje je důležitá pro vysokou validitu měření. Přesto, že jsou opakovaná měření shodná, nemusí být ještě přesná (Orlin, McPoil, 2000). Při kalibraci se přístroj zatěžuje přesně definovanou silou (tlakem) a porovnává se s hodnotami naměřenými kalibrovaným přístrojem, se kterým je synchronizován. Zátěžná síla se buďto měří přístrojem minimálně 10 krát přesnějším než přístroj kalibrovaný, nebo je jinak přesně určena.

2.6.3.2 Technologie snímání

Rozdělení podle počtu a vzájemného vztahu senzorů:

- *Měření pomocí jednotlivých senzorů:* jednotlivé senzory jsou umístěné na specifické anatomické body na plantární straně nohy. Vzhledem k velmi vysoké frekvenci (400 Hz nebo i více) je tento způsob často volen pro snímání tlaků při vysokorychlostních aktivitách jako např. běh nebo jiné sporty. Nevýhodou je možná nepřesnost v důsledku migrace měřících senzorů.
- *Maticové měření:* využití senzorů zabudovaných do „sítě“ v organizovaných řadách a sloupcích. Snímání tlaku probíhá z celého povrchu plošky nohy současně (Orlin, McPoil, 2000).

Rozdělení podle technologie snímání:

- *Kapacitní snímače:* Snímač sestává ze dvou ploch z vodivého materiálu oddělených nevodivou vrstvou zvanou dielektrikum. Snímač obsahuje elektrický náboj. Při použití síly jsou dvě vodivé plochy stlačovány k sobě. Jak se jejich vzdálenost zmenšuje, kapacita roste a měří se změna napětí. Nevýhodou těchto snímačů je jejich výška, která dosahuje 2 mm. Novel Electronics používá matici kapacitních snímačů v přístroji EMED, Pedar nebo Footscan.
- *Silicidní odpory (FSR - force sensitive resistors):* jedná se o velmi tenké zařízení s kovovou strukturou na 2 vrstvách materiálu mylar s vodivou polymerovou vrstvou mezi nimi. Ta snižuje odpor při zvětšování tlaku mezi vrstvami mylaru. Výstup z tohoto zařízení je síla nebo tlak. Změřená síla je pouze vertikální. Tekscan využívá tuto technologii v maticovém poli pro platformu i pro insole systém zvaný F – scan. FSR obsahuje také systém Musgrave.
- *Hraniční odraz světla:* (viz strana 37 – optický pedobarograf)
- *Hydrobuňky:* hydrobuňka sestává z piezoresistivního senzoru v kapalinou naplněné buňce, která je vložena do vložky boty. Při jejím zatížení způsobí síla zvýšení odporu ve vodním prostředí hydrobuňky. Piezoresistivní senzor v buňce generuje elektrický náboj jako výsledek tohoto zvýšeného odporu. Díky kvalitám piezoelektrického senzoru umožňuje měřit sřížné i vertikální síly a také kvantifikovat plantární tlak. Zástupcem využívajícím tuto technologii je přístroj Parotec (Orlin, McPoil, 2000; paginas.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/MercadoBarometrico.pdf).

2.6.3.3 Přístroje

Optický pedobarograf:

Zařízení sestává z plastické a skleněné plochy, které jsou ze strany osvětlené a v každém z jejich rohů jsou silová čidla, dále z videokamery a z mikropočítače pro ukládání dat. Na vnitřním povrchu plastické plochy je mnoho malých výčnělků, které se oplošťují proti skleněné ploše při aplikaci tlaku na plast. Intenzita světla procházejícího sklem se přitom mění. Tyto změny intenzity jsou zaznamenávány videokamerou a velikost celkové síly působící na skleněný povrch je zjištěna pomocí čidel v rozích. Na základě změn intenzity světla a změřených sil spočítá mikropočítač plantární tlaky (Orlin, McPoil, 2000).

Elektrokontaktní pedobarograf:

Další metodou pedobarografie jsou tlakové senzory, které umožňují digitální zpracování vzniklého obrazu. Tyto přístroje se liší softwarem, hardwarem a typem senzorů (Tětková, 2004; Sonnková, 2001). Většina z nich umožňuje zobrazit, interpretovat a vyhodnotit statické i dynamické snímky. Deska se senzory snímajícími tlak je napojená na počítač, kde jsou vzniklému obrazu přiřazeny barvy podle velikosti naměřeného tlaku. Zařízení může mít podobu tenzometrické desky, in - shoe systému nebo samostatného senzoru.

Tenzometrické desky:

- EKLIPSE 2000 (<http://www.guy-capron.com>)
- EMED (Sonnková, 2001; Tětková, 2004; <http://www.novel.de>)
- PLIANCE (<http://www.novel.de>).
- MATSCAN (<http://www.tekscan.com>)
- HR MAT (<http://www.globalspec.com/supplier/ProductAnnouncements/Tekscan>).
- MUSGRAVE FOOTPRINT SYSTEM (<http://www.vard.org/mono/gait/bontrager.pdf>).
- TOG GAIT SCAN (<http://www.sueferguson.co.uk/gaitscan.htm>).
- FOOTSCAN (<http://www.rsscan.com>)

In - shoe systémy v podobě vložky do bot:

- PEDAR (Zatloukalová, 1999; <http://www.novel.de>).
- FOOTSCAN INSOLE SYSTEM (<http://www.rsscan.com>)
- F - SCAN MOBILE PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM
(<http://www.tekscan.com>)
- F - SCAN IN - SHOE PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM
(<http://www.globalspec.com/supplier/ProductAnnouncements/Tekscan>).
- EMED INSOLE SYSTEM (<http://www.novel.de>)

Samostatné senzory:

- FLEXIFORCE A201 (<http://www.tekscan.com>)
- ELF SYSTEM (<http://www.tekscan.com>)

Dynamometr neboli silová deska je přístroj na snímání sil bez možnosti zobrazení distribuce plantárních tlaků. Poskytuje informaci o vertikálním tlakovém zatížení, smykových a torzních silách (Orlin, McPoil, 2000). Často se používá v kombinaci s pedobarografy (viz strana 34).

- KISTLER (www.kistler.com)
- AMTI SYSTEM (<http://www.amti.biz/Platformhome/PlatformInformation.htm>)

2.6.3.4 Výhody a nevýhody jednotlivých systémů

Postavení senzorů

U platformem jsou senzory vůči podložce vždy paralelně a poskytují informaci čistě o vertikálních silách. Senzory insole systémů jsou schopny zaznamenávat jen síly, které na ně působí v kolmém směru. Nezaznamenají totiž síly v začátku a konci stejné fázi chůze a z toho pramení jejich nepřesnost.

Počet kroků, zacílení, chůzový stereotyp

Nevýhodou při měření platformou je, že pacient musí provést větší počet kroků a krok na plošinu přesně namířit. Pro přirozenost chůze by měl ujít celkem asi 9 m. Kvůli přesnosti a věrohodnosti měření se sbírají data ze 3 - 5 naměřených kroků. (Orlin, McPoil, 2000). U pacientů s diabetem a periferní neuropatií je to ale velký risk, počet kroků zvětšuje možnost ulcerace.

Pro neurologické pacienty může být někdy velmi obtížné trefit se do požadovaného místa kvůli poruchám propriocepce a koordinace. Při použití platformem se díky snaze zacílit přesně na místo došlapu může změnit stereotyp chůze. To se stává hlavně u přístrojů menších rozměrů (např. 0.5 x 0.5 m), kde se pacient snaží trefit celou plochou nohy na desku. Z tohoto hlediska jsou tedy výhodnější měřiče o větší délce (např. 2 m). Při použití in - shoe systému se tento problém odbourává. In - shoe systémy se také používají na sledování tlaků při činnostech jako tanec atd. (Perttunen, 2002). Měřicí deska je vysoká několik mm. I tento fakt může ovlivnit výsledek. Řeší se to „nastavením chodníku“ matrací o stejné výšce, které ale většinou mají odlišnou tvrdost než měřicí plocha.

Vodiče, které měří tlak uvnitř boty, t.j. mezi botou a nohou nebo mezi nohou a vložkou do boty, jsou kritizovány z několika důvodů. Díky svojí výšce (pohybuje se přibližně od 0.7 mm) mohou totiž ovlivnit stereotyp chůze. Pokud jsou zabudovány v gumové nebo jiné vložce, mohou zapříčinit diskomfort a opět změny. Některé způsobují hysterezi, nelinearitu, mají malou spolehlivost a senzitivitu. Mnohé jsou velmi citlivé na změny teplot.

Citlivost senzorů a materiálu

Teplota a vlhkost uvnitř obuvi ovlivňují výsledky při měření in - shoe systémem. Je to známý faktor při použití FSR technologie. Senzory a vodiče in - shoe systémů jsou velmi citlivé na mechanické poškození, což někdy omezuje provést dostatečný počet opakování při jednom měření (Lord, Hosein, 1994).

Umístění senzorů

Individuální senzory se dají umístit přesně podle zájmu a potřeb. Zároveň to ale může být faktor způsobující chybu (chybné umístění). Palpace je někdy nepřesná. Pokud se senzor umístí přesně pod protuberancii kosti, může být získaný výsledek hodnot tlaků příliš vysoký nebo může sklouznout po kůži během chůze a opět podat zkreslené výsledky. Tyto nepříjemnosti odstraňují senzory zabudované do vložky.

Systémy vkládané do bot se v místech ohybů „muchlají“. Nejčastěji je to v okolí paty a v oblasti prstů. Problémem se to stává u pacientů s diabetes mellitus, kteří mají sníženou citlivost kvůli neuropatii, a tím dochází ke zvýšenému riziku vzniku vředů. Tento problém se dá částečně odstranit odstřížením materiálu, který se „muchlá“ a tím vložku narovnat. Způsobí se tím ztráta dat (Orlin, McPoil, 2000).

Vyšetřující osoba by si měla být vědoma předností a nevýhod metod měření. Vybírat by se mělo podle účelu použití, podle druhu pacientů a druhu měřené činnosti (Orlin, McPoil, 2000).

2.7 HODNOCENÍ PODOGRAMU

Při hodnocení plantogramů jedinců s vrozenými končetinovými nebo kombinovanými vadami, ale i se systémovými nemocemi, lze konstatovat, že stejné nosologické jednotky budou vykazovat specifické zvláštnosti v plantogramech a naopak stejné typy plantogramů budou charakterizovat různé vady (Strauss, 2001).

Největší individuální odchylky byly experimentálně nalezeny na metatarsální hranici plantogramu a v individuálním rozložení prstů (Strauss, 2001).

Všechny tyto metody se používají u plantogramů po plném zatížení váhou těla, při stožení na jedné nebo obou dolních končetinách anebo v kroku. Za standardní a více používanou metodu je považován plantogram pořízený při zatížení polovinou váhy těla - při stožení (Cheng a kol., 2001).

Otisk zdravého chodidla se vyznačuje tím, že pata má hruškovitý tvar, obsahuje istmus, t.j. střední úzkou část spojující patu a přední část chodidla. Mezi istmem a přední částí nohy musí být jasně vyznačený úhel. Otisklých má být všech pět seřazených prstů.

Deformita nastala, jestliže otisk paty je znetvořen nebo nemá tvar hrušky, istmus je široký nebo naopak úzký nebo dokonce chybí, úhel mezi istmem a přední částí nohy je nejasný nebo menší než 42° a otisk prstů chybí nebo je deformovaný (Sonnková, 2001).

Metoda segmentů

U této metody, kterou popisuje Purgarič, jsou v nejširší části otisku paty a přední části nohy spojeny nejmediálnější a nejlaterálnější body. Získané úsečky se nazývají „diametr“ a měly by být rovnoběžné. Úsečky jsou rozděleny na 5 stejných částí, které jsou označeny čísly 1 - 5, přičemž číslování je vedeno z laterální strany. Příslušné dvojice bodů (na patní a přední části otisku) se spojují podélnými přímkami. Tím je plantogram rozdělen na 5 podélných segmentů (obrázek č. 16) (Purgarič, 1994).

Klenba nožní je hodnocena dle šířky otisku obvykle v nejužším místě plantogramu, který přibližně odpovídá linii mezi os cuboideum a os cuneiforme mediale. Dosahuje - li mediální okraj pouze po první segment nebo úplně chybí, jedná se o pes excavatus. Při normálně klenuté noze zasahuje otisk po druhý segment. Dle autora této metody zasahuje - li do čtvrtého segmentu jde o pes planus 1. stupně. Jestliže vyplňuje všech 5 segmentů, je pes planus 2. stupně a přesahuje - li otisk mediální tečnu plantogramu, je pes planus 3. stupně (Urban, Vařeka, Svajčíková, 2000; Honzelková, 2002).

Metoda segmentů (Purgarič, 1994)

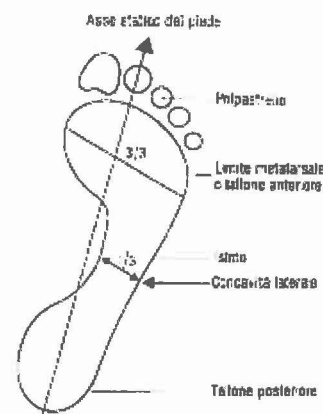


- ☺ **Pes excavatus**
- otisk „spojnice“ chybí, nebo zasahuje jen 1. segment
- ☺ **Normálně klenutá noha**
- otisk vyplňuje i 2. segment
- ☺ **Pes planus (I. stupeň)**
- otisk zasahuje až do 4. segmentu
- ☺ **Pes planus (II. stupeň)**
- otisk vyplňuje všech 5 segmentů
- ☺ **Pes planus (III. stupeň)**
- otisk přechází přes mediální tečnu

Obrázek č. 16: Metoda segmentů (Převzato z Urban a kol., 2000)

Hodnocení uváděné Fuscou (2002)

Podogram je možné považovat za normální, pokud istmus (v jeho nejužší části) odpovídá 1/3 šířky otisku přední části nohy (v nejširší části). U ploché nohy je istmus širší než 1/3, u zvýšené klenby je menší než 1/3 (obrázek č. 17).



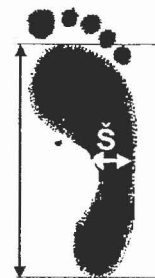
Obrázek č. 17: Hodnocení podle Fusca (Převzato z Fusco, 2002)

Mayerova metoda

O této metodě se zmiňuje Purgarič v roce 1994. V nejširším místě otisku patří části plantogramu je určen střed, který je přímkou spojen s nejmediálnějším bodem na okraji otisku čtvrtého prstu. Tímto způsobem získaná „Mayerova linie“ slouží k hodnocení plochonoží. Pokud mediální okraj otisku ve střední části plantogramu tuto linii překrývá, jedná se o sníženou podélnou klenbu nohy. Pokud ne, jde o normálně klenutou nohu (Urban, Vařeka, Svajčíková, 2000; Honzelková, 2002).

Metoda indexu (obrázek č. 18)

Pro zhodnocení klenby nožní používá výpočet indexu, který je poměrem mezi délkou otisku planty nohy bez prstů a šířkou otisku nohy v úrovni báze 5. metatarsu. Šířka nohy vynásobena deseti se vydělí délkou nohy ($\text{Š} \times 10 / D$). Pro správně klenutou nohu platí hodnota indexu do 1.6. Pro nohu plochou je hodnota 1.7 a vyšší (Urban a kol., 2000).



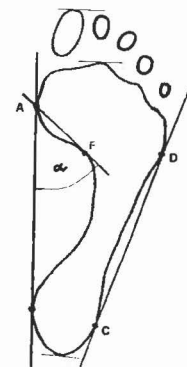
Obrázek č. 18:
Metoda Indexu
(Převzato z
Urban, 2000)

Metoda Schwarzova úhlu (obrázek č. 19)

Tento úhel je tvořen tečnou vnitřní strany chodidla a přímkou protínající vrchol nejvíce vyklenuté části v předonoží (Cheng, 2001).

Škála pro hodnocení příčné klenby (Šmahel, 1977):

- méně než 29.9° plochá příčná klenba
- 30° - 34.9° snížená
- 35.0° - 41.9° přechodná
- 42° a více normální



Obrázek č. 19:
Schwarzův
úhel (Převzato
z Cheng, 2001)

Irwinův index

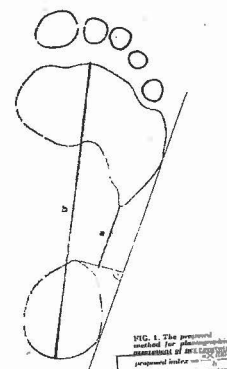
Tento index je poměrem nekontaktní plochy k ploše kontaktní při zatížené noze. Do výpočtu se nezahrnuje oblast prstů (Cheng a kol., 2001). Dostupná literatura nevymezuje nekontaktní plochu.

Index hodnotící pes excavatus (obrázek č. 20)

Jedná se o poměr délky mezery mezi přední a zadní částí nohy na plantogramu k maximální délce nohy bez prstů. Délka mezery se měří rovnoběžně s tečnou laterálního okraje nohy. Počítá se nejmenší rozměr (Šmahel, 1977).

Hodnota indexu:

- 0 - 15 lehká forma pes excavatus
- 15 - 25 střední forma
- 25 a víc těžká forma



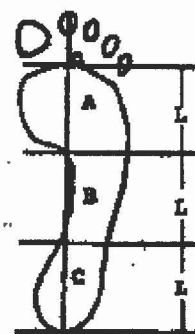
Obrázek č. 20:
Hodnocení pes
excavatus
(Převzato z
Šmahel, 1977)

Index podle Cavanagh a Rodgers (obrázek č. 21)

Při počítání tohoto indexu se nejprve narýsuje osa procházející nejzazším místem paty a vrcholem konečku druhého prstu. Druhá osa je vyznačena kolmo k první a prochází nejanteriornějším místem hlaviček metatarsů. Spojnice těchto dvou bodů se následně rozdělí na třetiny (Cavanagh, Rodgers, 1987).

Arch index (AI, $AI = B/A + B + C$) je poměr kontaktní plochy nohy:

- AI - 0 - 0.21 pes excavatus
- AI - 0.21 - 0.26 norma
- AI - 0.26 a větší pes plani



Obrázek č. 21: arch
index - AI podle
Cavanagh a Rodgers
(1987)

Jungův Brücken index

Tento index je vypočítán jako poměr šířky kontaktní a nekontaktní plochy, která se nachází mezi dvěma přímkami, které jsou nakresleny podél mediálního a laterálního okraje otisku nohy (Cheng a kol., 2001). Dostupná literatura nespécifikuje, v jakém místě se tato šířka měří.

Index podle Staheliho a kol.

Je to poměr mezi šířkou istmu a šířkou paty (Cheng, 2001). Literatura opět přesněji neurčuje, jak tyto šířky získat.

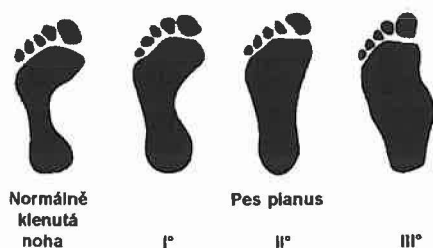
Metoda Sztriter – Godunov (viz strana 57)

Metoda Chippaux – Šmiřák (viz strana 56)

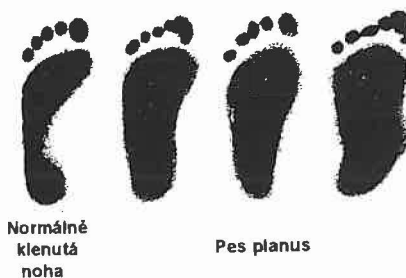
Metoda podle Godunova (viz strana 57)

Vizuální škála (obrázek č. 22, 23)

Princip vizuální škály spočívá ve srovnávání tvaru plantogramu s některou z mnoha dostupných škál otisků (Urban a kol., 2002).

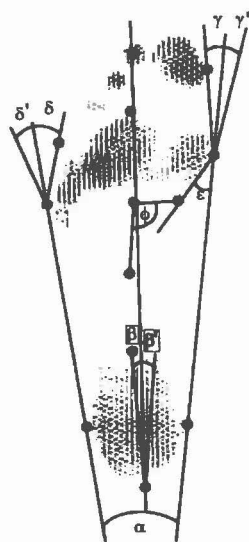


Obrázek č. 22: Vizuální škála podle Kapanjiho (Převzato z Urban a kol., 2000)



Obrázek č. 23: Vizuální škála podle Srdečného (Převzato z Urban a kol., 2000)

Dále se na plantogramu hodnotí postavení jednotlivých částí nohy (např. úhel malíku, úhel palce, úhel nohy atd., viz obrázek č. 24).



- α foot angle
- β foot heel angle in the direction to lateral side of foot sole (valgoze position of foot heel)
- β' foot heel angle in the direction to medial side (varoze position of foot heel)
- γ big toe angle in the direction to lateral side of foot sole (valgoze position of big toe)
- γ' big toe angle in the direction to medial side of foot sole (varoze position of big toe)
- δ little toe angle in the direction to medial side of foot sole (valgoze position of little toe)
- δ' little toe angle in the direction to lateral side of foot sole (varoze position of little toe)
- ϵ the Clark angle
- ϕ the angle of medial foot part

Obrázek č. 24: Úhly hodnocené na plantogramu (Převzato z Riegerová a kol., 2005)

2.8 PŘEHLED LITERATURY A VÝZKUMŮ VYUŽÍVAJÍCÍCH PLANTOGRAFII NEBO PEDOBAROGRAFII

2.8.1 Výzkumy zaměřené na porovnání jednotlivých přístrojů

Barnett a kol. (2000) porovnávali parametry naměřené Pedar in - shoe systémem a silovou deskou Kistler. Měřili nášlap u pěti zdravých probandů se třemi druhy obuvi. Výsledky měření obou metod korelovaly s mírnou odchylkou.

Urry a kol. (2001) porovnávali indexy AI spočítané z plantogramů naměřených na plošině typu FSR a plantografu. Zjistili, že tyto plantogramy nejsou ekvivalentní. Deska typu FSR podcenila hodnoty tlaků a také neodpovídala hodnotám indexů v porovnání s plantografem. Průměrný AI u FSR desky byl 0.206, u inkoustového plantografu 0.230.

Novotná a kol. (2000) srovnávali validitu měření zaznamenaných na Pedaru, plantoskopické desce a plantografu. Podografii označili za objektivní metodu.

Přidalová a kol. (2004) hodnotili úhel palce, malíku a index Chippaux – Šmirák u plantogramů získaných Footscanem a plantografem (viz také strana 83).

Fusco (2002) porovnával morfologické a funkční hodnocení nohy. Vyšetřil 525 pacientů. U 374 z nich byla podle plantografu vysoká podélná klenba, ale u 159 z nich zjistil funkčním vyšetřením plochonoží. Diagnostická chyba byla 42.51 %.

Quesada a Rash (2000) snímali simultánně data z kapacitního a odporového in - shoe systému detekující tlaky během chůze. Druhý zmiňovaný naměřil asi o 20 % větší průměrné maximální tlaky. Rozdíl byl největší pod patou (37 %) a nejmenší pod prsty (14 %). Variabilita kapacitního systému byla o 60 %, 20 % a 22 % nižší v oblasti paty, metatarsálních hlaviček a palce než u odporového systému. Autoři se nezmiňují o frekvenci při měření, která by tyto rozdíly mohla eventuálně vysvětlit. McPoil (1998) se zmiňuje o neuspokojivé spolehlivosti a validitě výsledků při použití odporové technologie uvnitř boty (Quesada a Rash, 2000 citováno v Perttunen, 2002).

Meyers - Rice a kol. porovnávali snímání tlaků při jednom, dvou a několika krocích. Účastnilo se 10 zdravých jedinců. Nalezly se výrazné rozdíly způsobené rozdílným stereotypem chůze (Meyers - Rice a kol., 1994).

Podotrack, jednoduchou levnou metodu hodnotící semikvantitativně plantární tlaky, srovnávali s optickým pedobarografem Abbott a kol. (1999). Po zácviku se Podotrack ukázal jako užitečná a relativně přesná metoda (Abbott a kol., 1999).

2.8.2 Výzkumy s využitím snímání plantogramu a plantárních tlaků

Diabetes mellitus

Při sledování chůze diabetiků byly zjištěné abnormálně vysoké hodnoty plantárního tlaku. Většinou se tyto hodnoty nacházeli pod hlavičkami metatarsů, tedy v místě kde se nejčastěji vytvářejí ulcerace. Redukce těchto tlaků se dá dosáhnout speciální obuví (Lord, Hosein 1994).

Stacpoole - Shea, Shea a Lavery (1999) pozorovali rozdíl v zatížení zdravé nohy při chůzi a zatížení při chůzi u pacientů s vředy (u nemocných DM). Použili Pedar in - shoe systém. Čas zatížení palce byl znatelně nižší u nohou s ulcerací než u zdravých.

Kato (2001) naměřil u diabetiků hodnotu nejvyššího tlaku pod hlavičkami metatarsů 131 kPa, což je asi 1.5 - 2.3 krát více než u zdravého jedince (Kato, 2001 citováno v Gefen, 2003). Duckworth (1982) při měření stejných hodnot došel k výsledku 140 kPa .

Identifikace podle plantogramu

Strauss (2001) popisuje experiment s 3000 probandy. Od každého byl získán plantogram, který se vyhodnotil devatenácti parametry. Pomocí počítačové databáze byly srovnávány. Do dnešního dne nebyl nalezen analogický plantogram dvou osob (Strauss, 2001).

Obuv

De Wit a kol. (2000) provedli analýzu stojné fáze při běhu s obuví a bez ní. Měření plantárních tlaků u subjektů bez obuvi ukázalo korelaci mezi více horizontálním postavením nohy a nižším tlakem pod oblastí paty. U běžců bez obuvi se předpokládá, že se snaží více horizontální polohou nohy při dopadu limitovat tlak pod patou (De Wit a kol., 2000 citováno ve Vlach, 2000).

Běžecké boty redukují tlak hlavně pod 2. metatarsem. Perry (1995) usuzuje na pozitivní vliv nošení běžecích bot na rozvoj ulcerace (Perry, 1995 citováno v Perttunen, 2002).

Cavanagh (1995) popisuje pozitivní vliv nošení zdravotní obuvi na redukci maxima plantárního tlaku. Laverty (1997) našel stejný efekt u sportovních bot jako u běžně předepisované zdravotnické obuvi - pokles maxima tlaku zejména v přední části nohy (Laverty, 1997 citováno v Perttunen, 2002).

Ortély

Mueller a kol. (1999) pozorovali vliv tonus - inhibujících ortéz u dospělých s hemiplegií. Zjistili, že tyto ortély mají pozitivní vliv na kvalitu náslapu u těchto pacientů.

Landorf a kol. (2006) sledovali krátkodobou a dlouhodobou efektivitu různých ortéz u pacientů s plantární fasciitidou. Zjistilo se, že ortézy zlepší funkci nohy, zmírňují bolest, ale tyto účinky jsou pouze krátkodobé (Landorf, 2006).

Pes equinus

Fusco (2002) sledovala 10 dětí (5 s hemiplegií, 5 s diplegií) s dětskou obrnou a s pes equinus ve věku 6 - 13 let. Tato jejich deformita byla léčena injekcemi botulotoxinu. Kompletní klinické a pedobarografické vyšetření (byl použit FAS systém) bylo provedeno před a po léčbě injekcemi. Každé dítě dostalo alespoň jednu injekci do každého spastického svalu. Pedobarogram po měsíční léčbě ukázal větší zatíženou plochu planty. Byl také větší plantární tlak v zadní části nohy a výrazný posun těžiště těla k léčené končetině. Klesla hodnota v modifikované Ashworthově škále a zvýšil se rozsah pohybu (Fusco, 2002).

Pes excavatus

Šmahel (1977) vyhodnocoval plantografem získané otisky (staticky získané). Ze 147 mužů a 128 žen mělo 21 mužů a 19 žen jednostrannou nebo oboustrannou pes excavatus. Hodnocení byly Schwarz - Clarkovým úhlem a indexem poměru mezery mezi přední a zadní částí chodidla k délce nohy. U poloviny osob s pes excavatus se jednalo o jednostranný a u druhé poloviny o oboustranný nále. Korelace mezi Schwarz - Clarkovým úhlem a indexem se neověřila. To znamená, že pes excavatus úhel neovlivňuje (u výrazných pes excavatus není možné ho změřit, tyto případy byly vyloučeny).

Klementa se zabýval zhodnocením výskytu různě klenutých nohou u různých profesí (1964) a věku (1974). U chlapců 7 - 15 let našel výskyt pes excavatus v 7.2 % u levé a 5.3 % u pravé nohy. Největší výskyt pes excavatus byl u 11 - letých (12.2 %) (Klementa, 1987). K podobným závěrům přišel i Novotný (1973) (Novotný, 1973 citováno v Šmahel, 1977).

Podpatky

Mandato a Nester (1999) zjišťovali nejvyšší hodnoty tlaků pod nohou při chůzi na vysokých podpatcích. Použili systém měřící tlaky uvnitř obuvi. Se zvyšujícím se podpatkem se výrazně zvyšoval tlak pod přední částí nohy a přesouval se k 1. metatarsu a palci. To je spojeno s redukcí medio - laterální stability. Nestabilita v kombinaci s vysokými podpatky je faktorem při vzniku zranění nohy (Mandato, Nester, 1999).

Průměrný nejvyšší tlak se zvýšil o 22 %, 57 % a 76 % při nošení nízkých, středních a vysokých podpatků ve srovnání s chůzí naboso (Perttunen, 2002).

Podélná klenba

V letech 1997 - 1999 byly monitorovány morfológické a zdravotní parametry u 10 236 dětí ve věku 3 - 19 let. Plochonozí bylo diagnostikováno častěji u chlapců než u dívek. Vyskytovalo se u 53.3 % chlapců a 36.4 % dívek ve věku 3 let. S vyšším věkem se toto procento zmenšovalo tak, že u šestiletých dívek se plochá noha vyskytovala jen v 11.1 - 13.7 % a u 7 - 8 letých už jen v 5 %. V monitorování Nowakowskiho (2002) a Nowakowskiho a Zeyland - Malawki (2002) můžeme najít podobné výsledky - větší četnost plochonozí u chlapců. V intervalu od 3 do 6 let se procento výskytu snižovalo následovně: u chlapců z 54 % na 16 %, u dívek z 38 % na 3 %. Rose, Welton a Marshall (1985) udávají četnost ploché nohy u šestiletých 10 % (Nowakowski, 2002; Nowakowski a Zeyland - Malawki, 2002; Rose, Welton a Marshall, 1985 citováno v Přidalová, Riegerová, 2005).

Nass a kol. (2001) se snažili zjistit, jestli lze silovým tréninkem ovlivnit architekturu nohy. Plochonozí lze totiž považovat za faktor způsobující zranění nohou. 23 subjektů s plochonozím trénovalo extrinsic a intrinsic svaly 4x týdně po dobu šesti týdnů. Sledovali se rozdíly v Chippaux - Šmírák indexu, Schwartz úhlu a plantárních tlacích při použití systému EMED. Při statickém snímání nebyl nalezen rozdíl před a po tréninku, při snímání za chůze se snížily tlaky pod mediální částí nohy a zvýšily se pod předonožím a zadní částí nohy. To zdůrazňuje důležitost práce svalů při chůzi. Při stoji je architektura nohy dána tedy převážně pasivními strukturami (Nass a kol., 2001).

Nyska a kol. (1997) se zaměřili na pozorování chování nohy při zatížení 20 kg a 40 kg člověka při chůzi a při chůzi bez zatížení. Hodnoty tlaků se zvýšily při chůzi se zatížením především v centrální a mediální části předonoží. Autoři uvádějí, že noha má kompenzační mechanismy, které nedovolují v takových případech klesnout podélné klenbě (Nyska a kol., 1997).

Strauss (1999) zjistil, že hodnoty ploché nohy jsou velmi nestabilní ve vztahu k tělesné hmotnosti u dětí ve věku 5 - 17 let. S tělesnou výškou nejlépe koreluje šířka přední části chodidla na podogramu fyziologické a vysoké nohy (Strauss, 1999).

Wearing a kol. (2004) pozorovali vliv obezity a také tělesného složení (poměr tělesného tuku k tělesné hmotnosti) na podélnou mediální klenbu nohy. Použili metody bioelektrické impedance, AI indexu pro hodnocení plantografu a hodnotu BMI. Potvrdili, že tělesné složení je

jedním s faktorů ovlivňující klenbu nohy (Wearing a kol., 2004).

Štěpánek (1961) zjistil přítomnost pokleslé podélné nožní klenby u 38 % probandů, kteří byli obézní ve srovnání s 10 % u neobézních jedinců (Štěpánek, 1961 citováno v Šmahel, 1977). V Šmahelově studii z roku 1977 se uvádí, že u probandů s vyšším BMI byly hodnoty Chippaux - Šmiřák indexu vyšší než průměr a hodnoty Schwartz - Clarkova úhlu nižší, t.j. podélná i příčná klenba byly v horším stavu. Potvrdili tím domněnku o nepříznivém vlivu obezity na nožní klenbu (Šmahel, 1977).

Henning (2002) upozoroval vliv obezity na pokles podélné klenby u žen, který se pravděpodobně objevuje díky větší slabosti vazů u ženského pohlaví. Měření bylo uskutečněno na přístroji EMED (Henning, 2002).

Příčná klenba

Šmahel (1977) uvádí Schwartz - Clarkův úhel v průměru nižší u žen (43°), než u mužů (45°). Přibližně 68 % procent mužů i žen mělo v jeho studii normální hodnotu Schwartz - Clarkova úhlu.

Rychlost chůze - vliv na distribuci tlaku

Hodnoty maximálního plantárního tlaku stoupají lineárně s rychlostí chůze. Tlak se zvyšuje s větší rychlostí chůze téměř v každé oblasti pod nohou. Klesá nebo je téměř konstantní jen v laterální střední a přední části nohy a malíčku. Nárůst tlaku pod mediálním předonožím a jeho pokles pod laterálním předonožím je spojen s pronací této části a everzí zadní části nohy.

Waren a kol. (2003) ve své studii prezentují vzory distribuce plantárních tlaků v závislosti na rychlosti chůze u zdravých jedinců. Nalezli lineární vztah mezi rychlostí a maximem tlaku na patě, mediální části předonoží a prstů. Tlaky v těchto regionech byly zvýšeny o 91 - 289 % v závislosti se zvyšující se rychlostí od 0.45 - 1.79 m/s (Waren a kol., 2003 citováno v Škodová, 2004).

Jacob (2000) popisuje, že při pomalejší chůzi se zvětšuje tlak pod 2. a 3. metatarsem. S rychlostí chůze se zvětšuje tlak pod 1. hlavičkou metatarsu (Jacob, 2000 citováno ve Vlach, 2000).

III. METODOLOGIE

Jedná se o práci syntetizujícího charakteru se srovnávací analýzou zjišťující objektivnost a spolehlivost dvou vybraných metod.

Experiment proběhl na osmi probandech v jeden den. Získávaly se plantogramy ze dvou přístrojů, plantografu a Footscanu. Snímání z obou přístrojů probíhalo při chůzi a bezprostředně za sebou. Zajistil se tím minimální vliv momentálního stavu jedince na výsledek. Zmírnila se chyba, která by mohla být způsobená odlišným momentálním stavem nohy nebo změněným stereotypem chůze. Mohla by je způsobit např. únava, psychické rozpoložení, druh obuvi atd.

Od každého probanda byly po zácviku sejmuty tři plantogramy každé nohy a to postupně oběma přístroji. Nasnímalo se tedy šest plantogramů z každé dolní končetiny od každého z osmi jedinců, tři plantografem a další tři Footscanem. Od všech probandů se tak získalo 96 plantogramů, 48 nasnímaných plantografem a 48 Footscanem.

Získané plantogramy se ohodnotily třemi vybranými metodami pro zjištění stavu podélné klenby nohy, metodou Chippaux – Šmiřák, metodou Godunov a metodou Sztriter – Godunov. Z jednoho hodnoceného plantogramu se tak získaly tři hodnoty.

Z dat získaných hodnocením podélné klenby na plantogramech z prvního přístroje, plantografu, se u každé dolní končetiny každého jedince následně vypočítal aritmetický průměr výsledků pro každou metodu. Z těchto plantogramů se tak u každé dolní končetiny každého probanda získala jedna průměrná hodnota pro metodu Chippaux – Šmiřák, druhá hodnota pro metodu Godunov a třetí pro metodu Sztriter – Godunov, se kterými se následně pracovalo v tabulkách.

Footscan dokáže vytvořit průměrný obraz z několika snímků automaticky, proto se zpracoval a ohodnotil pouze tento výsledný průměrný snímek vzniklý ze tří snímání. Informace zjištěné metodami hodnocení podélné klenby nožní zjištěné z tohoto snímku se potom zanesly do tabulek.

V tabulkách a grafech se nakonec pracovalo se 48 daty pořízenými plantografem a taktéž se 48 daty pořízenými Footscanem. Podle škály standardně používaných metod pro určování stavu podélné klenby nožní (viz strana 58 - 59) se těchto 96 dat zařadilo do jednotlivých kategorií a stupňů odpovídajících stavu podélné klenby nohy, které jsou v tabulkách označovány jako „typ nohy“. Vlastní analýza spočívá v rozboru dat získaných z plantogramů po jejich zhodnocení třemi metodami hodnocení podélné klenby nohy.

3.1 ZKOUMANÁ POPULACE

V následující tabulce č. 1 se nachází anamnestická data probandů, kteří se zúčastnili experimentu.

Tabulka č. 1 - Anamnestická data probandů

proband č.	iniciály	věk	pohlaví	výška (cm)	váha (kg)	zaměstnání	sport. anamnéza	běžná obuv	zranění nohy
1	MB	25	žena	164	64	studentka	aerobic	městská	ne
2	IC	23	žena	173	66	studentka	tanec	městská	ne
3	JŠ	36	muž	182	78	obch. zástupce	golf, tenis	společenská	ne
4	AM	32	muž	185	82	ekonom	fotbal, tenis	městská	LDK
5	MR	40	muž	180	84	lékař	lezení, fotbal	městská	ne
6	DL	26	žena	168	56	studentka	gymnastika tanec	městská	PDK
7	BH	26	žena	165	57	asistentka	0	společenská	ne
8	MH	37	muž	174	81	lékař	tenis	sportovní	PDK

Z uvedené tabulky vyplývá, že probandů bylo osm ve věku od 23 do 40 let (čtyři muži, čtyři ženy). Úraz nohy měli v anamnéze tři z nich. Čtyři si stěžovali na občasné bolesti, čtyři z nich sportují nejméně 2 krát týdně.

3.2 DETEKČNÍ TECHNIKY

V experimentu byly srovnávány plantogramy získané ze dvou přístrojů, konkrétně z plantografu a Footscanu.

První zmiňovaný je běžnou pomůckou používanou při statistickém hodnocení zastoupení jednotlivých typů nohy v populaci nebo při vyšetření nohy. Je levný a jeho použití je velmi jednoduché.

Footscan je naproti tomu v ordinacích zatím spíše vzácností. Určujícím faktorem je výše ceny (cca 1.5 mil. Kč). Nezbytné je také, aby byl obsluhující personál vyškolen v problematice technických dat a principů používání přístroje. Potřebné informace jsou uvedeny v dodávaném manuálu. Ve srovnání s plantografem podává mnohem více informací a jeho využití je široké.

Podograf

Podograf (obrázek č. 25) je jednoduché zařízení na snímání podogramu. Jedná se o umělohmotnou krabičku s pohyblivým rámem, na kterém je natažená gumová membrána a savý polštářek.

Postup měření a popis přístroje

Plantograf musí při používání ležet na rovném podkladu. Na polštářek plantografu se nanese inkoust bez olejových složek. Inkoust se speciálně určeným předmětem rovnoměrně rozetře po celé ploše ve dvou směrech, podélně a příčně. Rámem se překryje jeden list papíru, který je položen na jedné straně desky otevřeného přístroje. Pacient se postaví nebo projde jednou dolní končetinou přes gumovou membránu. Polštářek napuštěný inkoustem vyrobí otisk. Záznam o vyšetření je na listu papíru.

Účel

Podogram vypovídá zprostředkovaně o tvaru a funkci nohy. Dá se z něj odhadnout vztah předonoží a zánoží (např. abdukci nebo addukci), klenutí nohy a funkce prstů. Díky různě vystínovanému otisku lze přibližně odhadnout relativní rozložení tlaků. Pro jeho malou váhu a rozměry (cca 20 x 40 x 2 cm) ho lze použít pro snímání stavu chodidel jednotlivců v různém prostředí. Je to jednoduchá, ekonomicky nenáročná a tedy dostupná metoda pro preventivní péči v terénu (Novotná, 2001). Odchylna přístroje se v dostupných zdrojích neuvádí.

Pro experiment byl použit plantograf firmy Uniform Ortopedi.



Obrázek č. 25: Plantograf

Footscan USB Gait Clinical system

Dalším přístrojem byl Footscan (obrázek č. 26) sestávající z Footscan plošiny, 3D boxu sloužícího k zpracování dat a softwaru Gait Clinical.

Popis přístroje

Součástmi systému jsou měrná plošina spojená s měřicí a vyhodnocovací jednotkou (počítač) a software. Jsou kryté polymerovou vrstvou a ochranným gumovým kobercem.

Vysokofrekvenční systém může být složen z Footscan 2D nebo 3D boxu, Footscan plošiny různé velikosti a Footscan softwaru s rozdílnými funkcemi. Všechny komponenty jsou kompatibilní, proto je možné vytvořit si vlastní „Footscan system“, který je nejvhodnější pro požadované účely.

Účel Footscanu

Účel Footscanu je do jisté míry závislý na složení jeho komponent. Všechny typy snímají staticky i dynamicky plantární tlak, dynamický programový modul nabízí v rámci programu „chůze“ i měření inverze a everze paty během chůze, což je dále využíváno při návrhu protetických vložek (Vařeka, 2005).

Umístěním Footscan desky na silovou plošinu (např. Kistler) je možné kombinovat měření tlaku se smykovými a torzními silami. Samotný Footscan také měří síly ve všech směrech, ale jeho senzory jsou malé a proto je tento výsledek nepřesný. Pro tento účel se tedy doporučuje přístroje kombinovat (Kubový, 2006).

Zhodnocení výsledného obrazu

Obraz nohy může být rozdělen na několik částí - automaticky nebo podle manuálního nastavení. U každé části ukáže rozložení tlaku, čas, síly, průběh těžiště těla a osy nohy - dle individuálního nastavení. Navrhuje vložky do bot, u kterých určí i nejvhodnější materiál pro výrobu (<http://www.rsscan.com>; Tětková, 2004; Sonnková, 2001). Dokáže ukázat průměr z jednotlivých měření a zobrazit tak nášlap s vysokou validitou (Petrásek, 2006).

System použitý v této práci byl složen z těchto komponent:

Footscan plošina:

- obsahuje 4 senzory/cm²,
- má velikost 40 x 50 cm (4096 senzorů).



Obrázek č. 26: Footscan

3D box:

- snímá frekvencí do 500 Hz,
- je možné ho synchronizovat s dalším vybavením, např. se silovou deskou, videokamerou, EMG atd.

Footscan Gait Clinical software:

- poskytuje statické i dynamické snímky nohy,
- zobrazuje ve 2D nebo 3D,
- zobrazuje hodnoty tlaků v čase, procenta kontaktu v různých oblastech nohy,
- navrhuje ortopedické vložky včetně jejich materiálu,
- obsahuje okno pro synchronizovanou silovou plošinu,
- tělesnou váhu rozdělí do 4 kvadrantů, zobrazuje projekci těžiště (i dynamicky), odvíjení nohy, zobrazí graf tlak/čas a síla/čas pro každou oblast nohy, srovnává procento kontaktní plochy různých oblastí,
- zaznamenává inverzi a everzi paty, aktivitu palce,
- umožňuje měřit chůzi, běh, naboso i v obuvi, detekuje automaticky levou a pravou nohu,
- v závislosti na frekvenci snímá po dobu 3 až 260 s.

Množství výzkumů provedených pomocí Footscanu je uvedeno na internetové adrese <http://www.rsscan.com/index.php>.

Operační systém užívaný pro vybavení Footscanu je MS Windows 2000 a vyšší. Threshold je hodnota, která udává citlivost přístroje na tlak a spouští operační systém. Pokud je prahová hodnota tlaku dosažena, měřicí deska se aktivuje a zahájí se měření. Byl nastaven od výrobce a měl hodnotu 0. Tato hodnota odpovídá nejvyšší možné citlivosti na tlak. Odchylku přístroje výrobce neudává.

3.3 SBĚR DAT

Technické zázemí poskytl MUDr. Havrda v podologické ordinaci v Hradci Králové. Pro experiment byl použit Footscan a prostory jeho ordinace. Plantograf firmy Uniform Ortopedi zapůjčila paní Plzáková z firmy Ortopedica s. r. o.

Přístroje byly umístěny na podložku s dostatečným prostorem pro chůzi kolem nich. Probandům byl ponechán čas na nácvik zacílení nášlapu do žádaného místa. Bylo nutné, aby celá noha spočinula na snímací ploše přístrojů. Po několika cvičných pokusech si nakonec každý proband určil pro něj vhodnou vzdálenost od přístroje, kterou označil a tuto značku potom používal jako výchozí pozici při měření. Snímal se 4. nášlap od prvního kroku. Dalších několik kroků ušel proband ještě i po opuštění plochy přístroje. Ušel tak při každém pokusu přibližně 9 m. Šel vzpřímený a pohled směřoval vpřed. To mělo zaručit přirozený stereotyp chůze.

3.3.1 Postup sběru dat pomocí plantografu

Jak je patrné z následného postupu, při měření je nezbytné dodržování specifických zásad měření např. rovná podkladová plocha a použití vhodné roztírací látky.

Postup sběru dat pomocí přístroje plantograf se skládá z 10 úkonů:

1. Přístroj se položí na rovnou plochu.
2. Inkoust bez olejnatých složek se rovnoměrně rozetře po snímací ploše.
3. Po natření inkoustu se položí na desku plantogramu papír bílé barvy formátu A4 a přiklopí se rámem. Na papír se otiskne nášlap chodidla probanda v jeho reálné velikosti. Chůze probanda má být přirozená, jedinec jde narovnaný.
4. Následuje sejmutí papíru z plochy plantografu.
5. Po zaschnutí inkoustu na papíře se položí dotýčný papír na neznečištěný stůl.
6. Pomocí tužky a pravítka se aplikují metody hodnocení podélné klenby nožní: Chippaux – Šmiřák, Godunov a Sztriter – Godunov.
7. Ze získaných hodnot se provede kvalifikace stavu podélné klenby nožní.
8. Tento postup (bod 1 - 7) se zopakuje 3x pro každou dolní končetinu konkrétního probanda.
9. Ze tří měření pro každou končetinu probanda se získají hodnoty, ze kterých je následně vypočítána průměrná hodnota pro každou metodu.
10. Výsledné hodnoty jsou dále využity v tabulkách a grafech.

3.3.2 Postup sběru dat pomocí Footscanu

Také u měření přístrojem Footscan je nezbytné dodržení určitých zásad, které vedou k získání relativně přesného výsledku.

Postup sběru dat pomocí přístroje Footscan se skládá z 8 úkonů:

1. Přístroj je potřeba aktivovat do provozního stavu.
2. Poté si proband několikrát vyzkouší projít přes měřicí plochu, tak aby byl schopen správně zacílit chodidlo do měřicí plochy. Chůze probanda má být přirozená, jedinec jde narovnaný.
3. Provede se měření tak, že proband 3x v chůzi našlápne nacvičeným způsobem na snímací plochu a to vždy jednou zvolenou dolní končetinou. Měření začíná v momentu doteku nohy s plošinou.
4. Přístroj získaná data vyhodnotí a pomocí softwaru zkonstruuje obraz, který je důsledkem průměrných hodnot uskutečněných měření.
5. Statický snímek obrazu nášlapu chodidla je vytištěn v reálné velikosti.
6. Pomocí tužky a pravítka se aplikují metody hodnocení podélné klenby nožní: Chippaux – Šmiřák, Godunov a Sztriter – Godunov.
7. Ze získaných hodnot se následně provede kvalifikace stavu podélné klenby nožní.
8. Výsledné hodnoty jsou dále využity v tabulkách a grafech.

3.4 ANALÝZA DAT

Plantogramy byly vyhodnoceny metodami určujícími stav podélné klenby nohy. Jedná se o metody Chippaux - Šmiřák, Godunov a Sztriter – Godunov (viz dále). Jsou to standardně používané a všeobecně uznávané postupy ve výzkumu i v klinických zařízeních.

Tyto metody byly shledány jako nejčastěji využívané jak v ordinacích lékařů a fyzioterapeutů, tak i ve výzkumných pracích (příklady na straně 46 - 50). Z tohoto důvodu byly použity i pro hodnocení plantogramů v následujícím experimentu.

Metoda Chippaux – Šmiřák (obrázek č. 27)

V metodě Chippaux – Šmiřák se zjiřtuje poměr mezi nejřirřím a nejuřřím místem plantogramu. Tato místa se měří na kolmicích k laterální tečně plantogramu. Výsledné skóre je podílem D_2/D_1 . Podíl je vynásoben číslem 100 a vychází tak výsledný poměr v procentech.

Klementa (1987) metodu dle Chippauxe a Šmiřáka využil ve své studii a stanovil normy pro jednotlivé stupně:

plochá noha

- | | | |
|----------|------------------|--------------------|
| ● 1. st. | 45.1 % - 50.0 % | mírně plochá |
| ● 2. st. | 50.1 % - 60.0 % | řředně plochá noha |
| ● 3. st. | 60.1 % - 100.0 % | silně plochá |

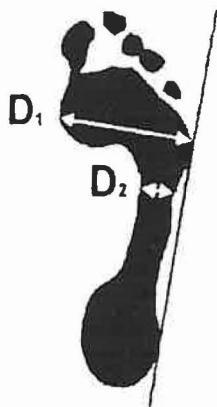
normální noha

- | | |
|----------|-----------------|
| ● 1. st. | 0.1 % - 25.0 % |
| ● 2. st. | 25.1 % - 40.0 % |
| ● 3. st. | 40.1 % - 45.0 % |

Vysokou nohu hodnotí podle vzdálenosti patní a řřední části plantogramu:

noha vysoká

- | | | |
|----------|-----------------|---------------|
| ● 1. st. | 0.1 cm - 1.5 cm | mírně vysoká |
| ● 2. st. | 1.6 cm - 3 cm | řředně vysoká |
| ● 3. st. | 3.1 cm a více | velmi vysoká |








Obrázek č. 27: Hodnocení Chippaux - Šmiřák (Převzato z Klementa, 1987)

Metoda podle Godunova (Obrázek č. 28)

Hodnocení vychází ze základní linie plantogramu, kterou představuje spojnice zadního okraje paty a středu mezery mezi 3. a 4. prstem (A). Linie C je rovnoběžná s linií A a je vedena z nejmediálnějšího okraje paty. Linie B je opět rovnoběžka, je vedena v poloviční vzdálenosti mezi A a C. D je spojnice nejmediálnějších bodů paty a přední části nohy (mediální tečna plantogramu) (Urban, Svajčiková, Vařeka, 2000; Sonnková 2001; Honzelková, 2002).



Godunov (Brozmanová, 1990)

-  **Normálně klenutá**
- otisk dosahuje po linii A
-  **Pes planus (I. stupeň)**
- otisk dosahuje po linii B
-  **Pes planus (II. stupeň)**
- otisk dosahuje po linii C
-  **Pes planus (III. stupeň)**
- otisk dosahuje po linii D
-  **Pes planus (IV. stupeň)**
- otisk přesahuje linii D

*Obrázek č. 28: Hodnocení podle Godunova
(Převzato z Urban a kol., 2000)*

Sztriter – Godunov (obrázek č. 29)

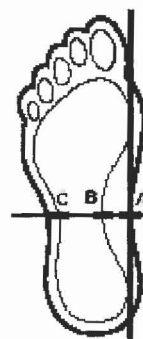
Řadí se mezi indexové metody. Nejdříve je zhotovena mediální tečna plantogramu (spojnice nejmediálnějšího bodu otisku paty a přední části nohy). Poté je sestrojena kolmice k mediální tečně v nejužším místě plantogramu. Následně jsou označeny jednotlivé průsečíky plantogramu s přímkami. Bod A je průsečík mediální tečny a na ní kolmé přímky. Průsečík kolmice s mediálním okrajem plantogramu je bod B a s laterálním okrajem plantogramu bod C.

Výsledný index „Ky“ je vzájemný poměr distancí:

$$B - C \text{ ku } A - C \text{ neboli } (B - C / A - C).$$

Škála pro hodnocení (Urban, Vařeka, & Svajčiková, 2000):

- 0.00 – 0.25 pes excavatus
- 0.26 – 0.45 normálně klenutá noha
- 0.46 – 0.49 plochá noha 1. stupně
- 0.50 – 0.75 plochá noha 2. stupně
- 0.76 – 1.00 plochá noha 3. stupně



*Obrázek č. 29:
Hodnocení Sztriter –
Godunov (Převzato z
Urban a kol., 2000)*

3.5 DESIGN EXPERIMENTU

Jako vhodná aktivita pro snímání plantogramů byla zvolena chůze. Stalo se tak ze dvou důvodů.

Měření v práci Sonnkové (2001) ukázala, že ve stoji se tlaky sumují. To znamená, že hodnota maximálního tlaku stoupá a také se přesouvá do jiných míst plantogramu. Pro odpovídající plantogramy by bylo nutné použít snímek vytvořený za stejně dlouhou dobu po postavení se probanda na přístroj.

Druhým důvodem byl fakt, že Footscan zaznamenává změnu zatížení. Snímání při chůzi kromě toho odráží i funkční stav nohy.

3.6 SOUHRN

Předmětem experimentu bylo srovnání plantogramů pořízených Footscanem a plantografem. Měření bylo provedeno za účelem porovnání výše uvedených přístrojů při použití metod Chippaux – Šmiřák, Sztriter – Godunov a Godunov. Plantogramy byly snímány z obou dolních končetin osmi jedinců během chůze. Měření proběhlo v Hradci Králové v ordinaci MUDr. Havrdy.

3.7 VÝSLEDKY

Hodnoty získané aritmetickým průměrem výsledků jednotlivých metod, Chippaux – Šmiřák, Sztriter – Godunov a Godunov ze tří plantogramů jedné dolní končetiny získaných plantografem a poté Footscanem byly zaznamenány do tabulek č. 3 – 18. Údajům o každém snímku je tak přiřazena jedna tabulka.

Podle tabulky č. 2 byly plantogramy rozřazeny do příslušných kategorií a stupňů odpovídajících podélnému klenutí příslušné nohy. Shoda respektive neshoda tohoto typu klenutí (kategorie i jejího stupně) na plantogramech vzniklých dvěma přístroji byly zaznamenány do pravého sloupce tabulky č. 3 - 18 a označeny 1 v případě shody a 0 v případě neshody. Ve vedlejším sloupci je rozdíl stupňů v případě neshody. To se provedlo pro každou ze tří metod (Chippaux – Šmiřák, Sztriter – Godunov i Godunov).

Za každými dvěma tabulkami následují zobrazení příslušných plantogramů (obrázek č. 30 - 45). Na levé straně stránky jsou umístěny snímky z plantografu. Tmavší plochy v tomto případě vyznačují místa, kde byl nohou při nášlapu vyvinut větší tlak. Jsou na nich zobrazené linie, pomocí kterých byl plantogram vyhodnocen již zmiňovanými třemi metodami. Vpravo od nich jsou zobrazeny snímky z Footscanu. V tomto případě je velikost vyvinutého tlaku určena pomocí tepelného spektra barev počínající modrou barvou pro nejnižší hodnoty tlaku a konče červenou barvou pro nejvyšší hodnoty. Tečky zobrazené na snímcích určují průmět těžiště těla během měřeného nášlapu.

Oba přístroje zobrazily distribuci tlaku téměř autenticky. Pouze na snímcích z obou končetin probanda č. 2 je maximální tlak zobrazen Footscanem posunut mírně mediálně a na snímku z pravé dolní končetiny probanda č. 3 je posunut mírně laterálně. Ostatní plantogramy se ve zobrazení distribuce tlaku shodují.

Pro přehlednost je uvedena tabulka č. 2. U každé metody pro hodnocení klenby nožní znázorňuje rozmezí hodnot pro příslušný stupeň a typ klenutí nohy.

Tabulka č. 2: Přehled rozmezí hodnot pro jednotlivé typy klenutí nohy

Metoda hodnocení	Typ nohy		Rozmezí hodnot
Chippaux – Šmiřák (cm, %)	EX	3. st.	nad 3.1 cm
		2. st.	1.6 cm - 3 cm
		1. st.	0.1cm - 1.5 cm
	N	1. st.	0.10 % - 25.00 %
		2. st.	25.10 % - 40.00 %
		3. st.	40.10 % - 45.00 %
	P	1. st.	45.10 % - 50.00 %
		2. st.	50.10 % - 60.00 %
		3. st.	60.10 % - 100.00 %
Godunov (dosažená linie na plantogramu)	EX		bez istmu
	N		linie A
	P	1. st.	linie B
		2. st.	linie C
		3. st.	linie D
4. st.	přesahující linii D		
Sztriter – Godunov (Ky index)	EX		0.00 - 0.25
	N		0.26 - 0.45
	P	1. st.	0.46 - 0.49
		2. st.	0.50 - 0.75
		3. st.	0.76 - 1.00

Legenda:

- P - podélně plochá noha
- N - normálně podélně klenutá noha
- EX - noha s vysokým podélným klenutím
- st. - stupeň
- 1 - shoda typu podélného klenutí z obou přístrojů
- 0 - neshoda typu podélného klenutí z obou přístrojů

Tabulka č. 3: Proband č. 1 – levá noha

Plantogram č. 1						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmirák	40.00 %	2. st. N	28.00 %	2. st. N	0	1
Godunov	A	N	A	N	0	1
Sztriter - Godunov	0.45	N	0.41	N	0	1

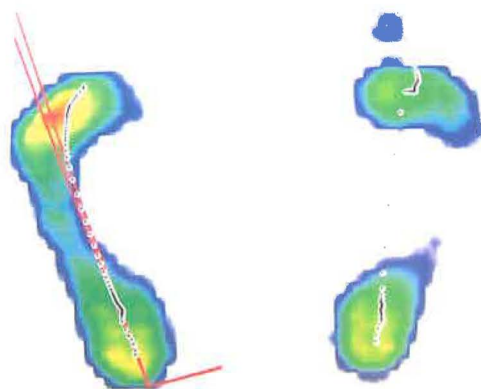
Tabulka č. 4: Proband č. 1 – pravá noha

Plantogram č. 2						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmirák	40.20 %	3. st. N	5.00 cm	3. st. EX	5	0
Godunov	A	N	bez istmu	EX	1	0
Sztriter - Godunov	0.49	1. st. P	0.00	EX	2	0

V případě LDK 1. probanda se plantogramy z obou přístrojů ve všech případech hodnocení shodly. Při hodnocení plantogramů PDK nastal markantní rozdíl díky istmu zobrazenému Footscanem. Pro většinu použitých metod je výskyt istmu zlomovým bodem pro přechod do kategorie pes excavatus.



Obrázek č. 30: Snímek z plantografu - proband č. 1



Obrázek č. 31: Snímek z Footscanu - proband č. 1

Tabulka č. 5: Proband č. 2 – levá noha

Plantogram č. 3						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmiřák	20.20 %	1. st. N	4.00 cm	3. st. EX	3	0
Godunov	A	N	bez istmu	EX	1	0
Sztriter - Godunov	0.30	N	0.00	EX	1	0

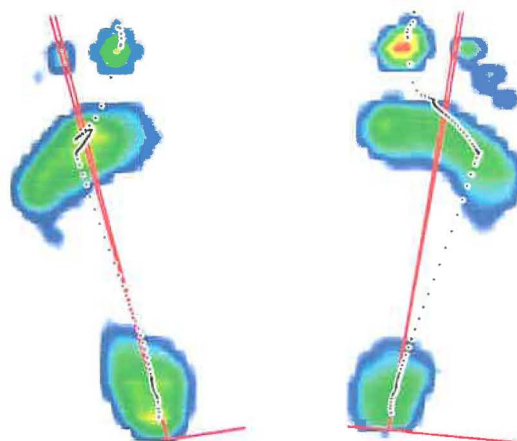
Tabulka č. 6: Proband č. 2 – pravá noha

Plantogram č. 4						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmiřák	23.00 %	1. st. N	5.70 cm	3. st. EX	3	0
Godunov	A	N	bez istmu	EX	1	0
Sztriter - Godunov	0.41	N	0.00	EX	1	0

U probanda č. 2 se objevil istmus na obou plantogramech z Footscanu a ani na jednom z plantografu. To předurčovalo neshodu ve všech případech. Footscan nezobrazil většinu prstů na levé noze.



Obrázek č. 32: Snímek z plantografu - proband č. 2



Obrázek č. 33: Snímek z Footscanu - proband č. 2

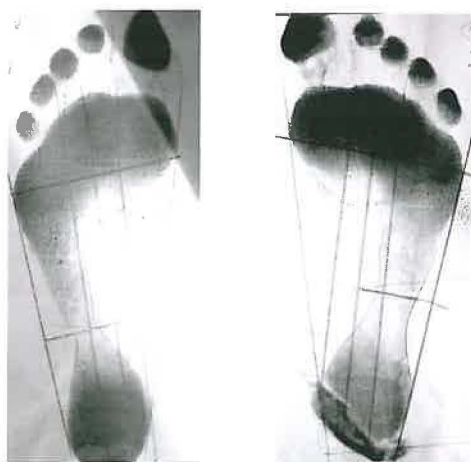
Tabulka č. 7: Proband č. 3 – levá noha

Plantogram č. 5						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmirák	14.70 %	1. st. N	6.70 cm	3. st. EX	3	0
Godunov	B	1. st. P	bez istmu	EX	2	0
Sztriter - Godunov	0.32	N	0.00	EX	1	0

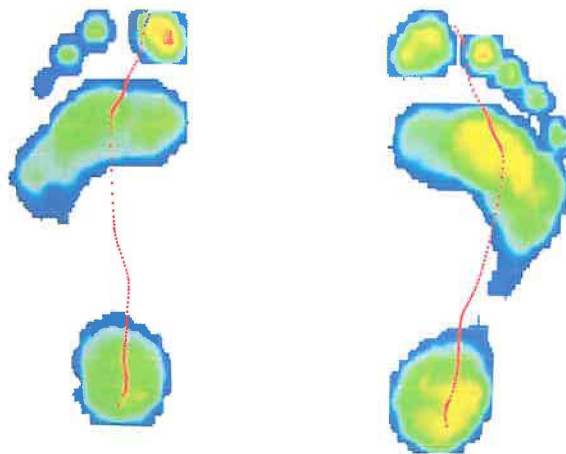
Tabulka č. 8: Proband č. 3 – pravá noha

Plantogram č. 6						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmirák	22.00 %	1. st. N	3.60 cm	3. st. EX	3	0
Godunov	B	1. st. P	bez istmu	EX	2	0
Sztriter - Godunov	0.38	N	0.00	EX	1	0

Opět se opakuje předchozí případ – Footscan na rozdíl od plantogramu zobrazil 2x istmus.



Obrázek č. 34: Snímek z plantografu - proband č. 3



Obrázek č. 35: Snímek z Footscanu - proband č. 3

Tabulka č. 9: Proband č. 4 – levá noha

Plantogram č. 7						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmiřák	29.60 %	2. st. N	11.50 %	1. st. N	1	0
Godunov	B	1. st. P	A	N	1	0
Sztriter - Godunov	0.45	N	0.16	EX	1	0

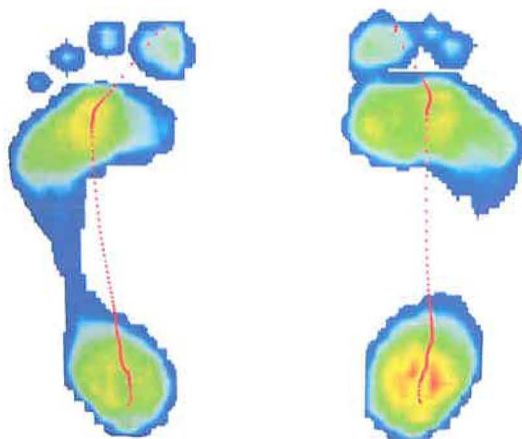
Tabulka č. 10: Proband č. 4 – pravá noha

Plantogram č. 8						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmiřák	14.10 %	1. st. N	4.75 cm	3. st. EX	3	0
Godunov	A	N	bez istmu	EX	1	0
Sztriter - Godunov	0.21	EX	0.00	EX	0	1

Footscan ve srovnání s plantografem podcenil tlaky. Je to evidentní na plantogramu PDK s istmem. Nezobrazily se na něm ani 4. a 5. prst. Střední část nohy na plantogramu LDK z Footscanu je výrazně užší než na snímku z druhého přístroje.



Obrázek č. 36: Snímek z plantografu - proband č. 4



Obrázek č. 37: Snímek z Footscanu - proband č. 4

Tabulka č. 11: Proband č. 5 – levá noha

Plantogram č. 9						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmiřák	19.80 %	1. st. N	2.50 cm	2. st. EX	2	0
Godunov	A	N	bez istmu	EX	1	0
Sztriter - Godunov	0.31	N	0.00	EX	1	0

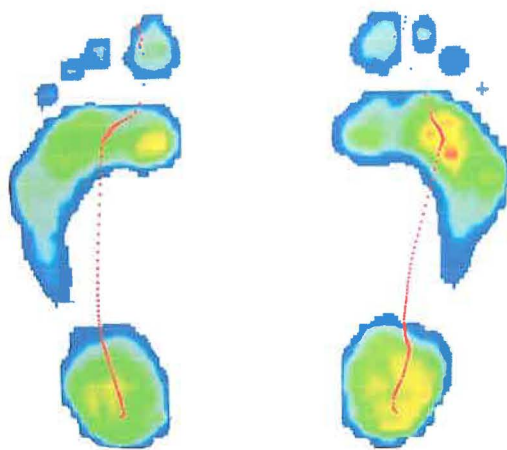
Tabulka č. 12: Proband č. 5 – pravá noha

Plantogram č. 10						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmiřák	14.80 %	1. st. N	4.00 cm	3. st. Ex	3	0
Godunov	A	N	bez istmu	EX	1	0
Sztriter - Godunov	0.23	EX	0.00	EX	0	1

Footscan zobrazil istmy v obou případech. Na plantogramech z plantografu je střední část nohy jen výrazně zúžená. Objevila se tak jediná shoda v případě metody Sztriter – Godunov, který klasifikuje pes excavatus i při výskytu velmi úzké střední části nohy na plantogramu.



Obrázek č. 38: Snímek z plantografu - proband č. 5



Obrázek č. 39: Snímek z Footscanu - proband č. 5

Tabulka č. 13: Proband č. 6 – levá noha

Plantogram č. 11						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmirák	30.00 %	2. st. N	31.00 %	2. st. N	0	1
Godunov	B	1. st. P	B	1. st. P	0	1
Sztriter - Godunov	0.41	N	0.33	N	0	1

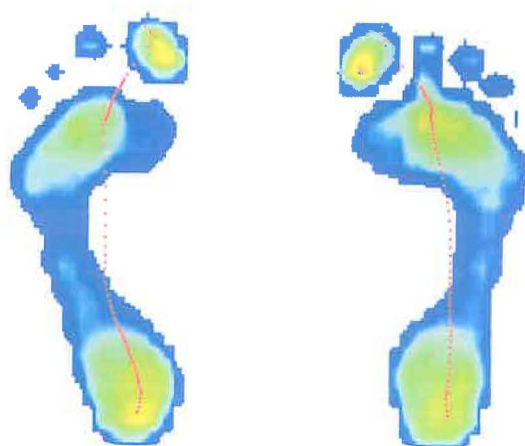
Tabulka č. 14: Proband č. 6 – pravá noha

Plantogram č. 12						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux-Šmirák	35.00 %	2. st. N	24.00 %	1. st. N	1	0
Godunov	B	1. st. P	B	1. st. P	0	1
Sztriter - Godunov	0.45	N	0.34	N	0	1

V tomto případě zobrazily oba přístroje plantogramy velmi podobně. Otisk středonoží seobjevil ve všech případech bez istmu a klenby byly vyhodnoceny až na jeden případ jako shodné. V uvedeném případě se jednalo o rozdíl jednoho stupně ve smyslu výraznějšího plochonoží na plantogramu PDK z plantografu.



Obrázek č. 40: Snímek z plantografu
- proband č. 6



Obrázek č. 41: Snímek z Footscanu
- proband č. 6

Tabulka č. 15: Proband č. 7 – levá noha

Plantogram č. 13						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmirák	39.00 %	2. st. N	22.00 %	1. st. N	1	0
Godunov	B	1. st. P	B	1. st. P	0	1
Sztriter - Godunov	0.45	N	0.38	N	0	1

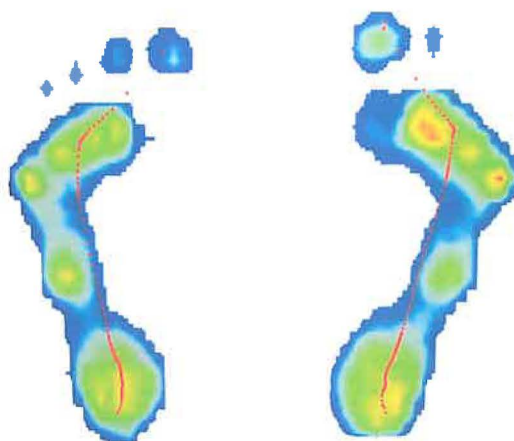
Tabulka č. 16: Proband č. 7 – pravá noha

Plantogram č. 14						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmirák	40.50 %	3. st. N	26.00 %	2. st. N	1	0
Godunov	B	1. st. P	B	1. st. P	0	1
Sztriter - Godunov	0.47	1. st. P	0.39	N	1	0

Footscan ve srovnání s plantografem výrazně podcenil zobrazení prstů na obou snímcích. Podélná klenba byla v případě obou přístrojů zobrazena podobně, třikrát byla ohodnocena shodně a třikrát s rozdílem jednoho stupně. V případě neshody šlo vždy o posun o jeden stupeň směrem k plochonoží v případě plantogramů z plantografu.



Obrázek č. 42: Snímek z plantografu - proband č. 7



Obrázek č. 43: Snímek z Footscanu - proband č. 7

Tabulka č. 17: Proband č. 8 – levá noha

Plantogram č. 15						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux - Šmirák	42.00 %	3. st. N	14.00 %	1. st. N	2	0
Godunov	C	2. st. P	B	1. st. P	1	0
Sztriter - Godunov	0.69	2. st. P	0.21	EX	3	0

Tabulka č. 18: Proband č. 8 – pravá noha

Plantogram č. 16						
Metody hodnocení	Přístroj				Rozdíl typu nohy (stupně)	Shoda typu noh
	Plantograf		Footscan			
	Získaná hodnota	Typ nohy	Získaná hodnota	Typ nohy		
Chippaux-Šmirák	51.10 %	2. st. P	20.00 %	1. st. N	4	0
Godunov	C	2. st. P	B	1. st. P	1	0
Sztriter - Godunov	0.79	3. st. P	0.33	N	3	0

Podélná klenba byla u všech snímků vyhodnocena zcela rozdílně a to s rozdílem až čtyř stupňů při hodnocení metodou Chippaux – Šmirák.



Obrázek č. 44: Snímek z plantografu
- proband č. 8



Obrázek č. 45: Snímek z Footscanu
- proband č. 8

Tabulka č. 19: Počet nohou přiřazených do jednotlivých kategorií podle klenutí nohy

Metoda hodnocení	Typ nohy		Plantograf - počet plantogramů	Footscan - počet plantogramů
Chippaux - Šmirák	pes excavatus	3. stupeň	0	7
		2. stupeň	0	1
		1. stupeň	0	0
	normální noha	1. stupeň	7	5
		2. stupeň	5	3
		3. stupeň	2	0
	pes planus	1. stupeň	0	0
		2. stupeň	1	0
		3. stupeň	1	0
Godunov	pes excavatus		0	8
	normální noha		7	2
	pes planus	1. stupeň	7	6
		2. stupeň	2	0
		3. stupeň	0	0
		4. stupeň	0	0
Sztriter - Godunov	pes excavatus		2	10
	normální noha		10	6
	pes planus	1. stupeň	2	0
		2. stupeň	1	0
		3. stupeň	1	0

Tabulka č. 19 je shrnutím předešlých tabulek č. 3 – 18. V tabulce je uvedena u každého přístroje četnost výskytu typů podélného klenutí nohy s rozdělením na jednotlivé stupně.

Z měření plantografem vyplývá největší počet noh zařazených do kategorie 1. st. normální nohy (7), při měření Footscanem se nejvyšší počet zařadil pod pes excavatus 1. st. (7), a to při hodnocení plantogramů podle Chippaux - Šmiráka. Při hodnocení podle Godunova se vyskytl nejvyšší počet normálních noh a plochých noh 1. st (7 v obou případech) při snímání plantografem, osm pes excavatus při měření Footscanem. Při použití metody Sztritera - Godunova se největší počet noh při snímání plantografem jevil jako normálních (10), při snímání Footscanem se objevila většina jako pes excavatus (10).

Z důvodu nejednotného rozdělení metod pro hodnocení podélné nožní klenby a různého počtu stupňů v nich se tyto stupně sloučily (tabulka č. 20). Data se tak stala vzájemně mezi jednotlivými metodami porovnatelná. Zastoupení každého typu klenutí se v případech obou přístrojů přepočítalo na procenta. Již se ukazuje, že tyto procentuální hodnoty se při porovnání obou přístrojů neshodují.

Tmavým pozadím za čísla je v tabulce znázorněno, která metoda hodnocení podélné klenby měla tendence vykazovat nejvyšší počet určitého typu klenutí. Při hodnocení plantogramů různými metodami se jevila metoda Sztriter – Godunov jako metoda ukazující v porovnání se zbylými dvěma nejvíce vysokých klenutí. Metoda Chippaux - Šmiřák zobrazila nejvíce noh jako normálních a největší počet plochých noh se objevil při hodnocení metodou Godunov.

Tabulka č. 20: Procentuální vyjádření výskytu jednotlivých typů noh

Metoda hodnocení	Typ nohy	Počet plantogramů (z plantografu)		Počet plantogramů (z Footscanu)	
		absolutní	procento	absolutní	procento
Chippaux - Šmiřák	EX	0	0.00 %	8	50.00 %
	N	14	87.50 %	8	50.00 %
	P	2	12.50 %	0	0.00 %
Godunov	EX	0	0.00 %	8	50.00 %
	N	7	43.75 %	2	12.50 %
	P	9	56.25 %	6	37.50 %
Sztriter - Godunov	EX	2	12.50 %	10	62.50 %
	N	10	62.50 %	6	37.50 %
	P	4	25.00 %	0	0.00 %

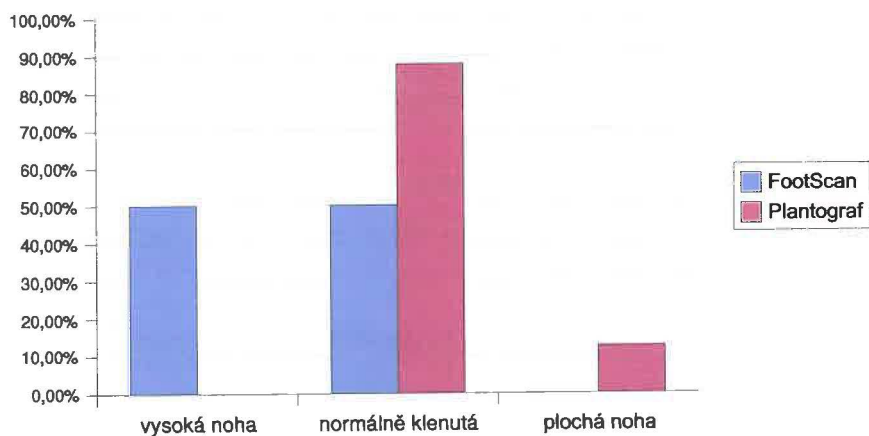
Pro grafické znázornění je použito sloupového grafu. Graf č. 1 znázorňuje poměry různých typů klenutí vůči sobě. Každá část grafu představuje data získaná z jedné metody pro hodnocení podélné klenby nožní. Plantograf a Footscan se svými výsledky překrývají v 50.00 %. Z grafu je patrné, že zastoupení plantogramů s vyšší klenbou je jednoznačně převažující při snímání Footscanem.

U první zvolené metody Footscan zobrazil 50.00 % plantogramů s vysokou klenbou a 50.00 % s normální. Plantograf oproti tomu nezobrazil žádný plantogram s vysokou klenbou. Převahu v tomto případě mají plantogramy normálně klenuté (87.50 %) a jen 12.50 % se ukázalo jako plochonoží. Proti ostatním metodám má Chippaux - Šmiřák tendence hodnotit nohy směrem k vyšším klenutím.

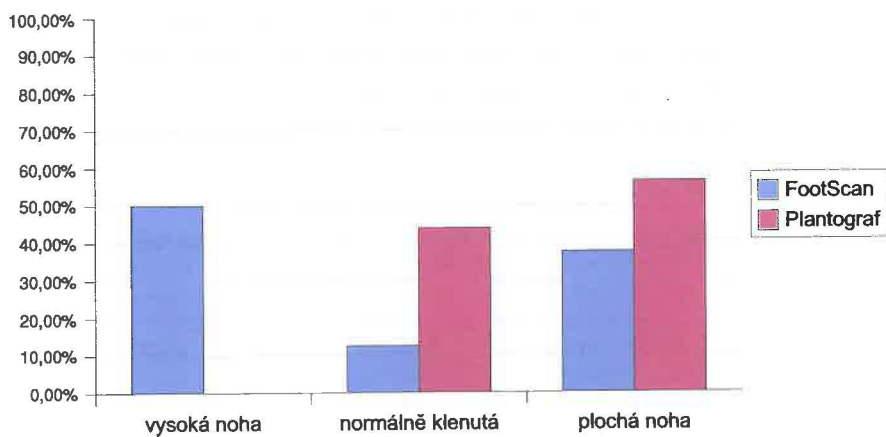
Při použití metody dle Godunova se v porovnání s ostatními metodami ukázal největší počet plochonoží. Byla to jediná metoda, kde se vyskytlo několik plochonoží i na plantogramech snímaných Footscanem. Zaměříme - li se jen na Footscan, byly výsledky při použití metody dle Godunova nejvyrovnanější.

V případě plantografu byly výsledky nejvyrovnanější při hodnocení poslední metodou Sztriter - Godunov. Převažují normálně klenuté nohy. V případě Footscanu se vyskytlo 62.50 % vysokých a 37.50 % normálně klenutých noh.

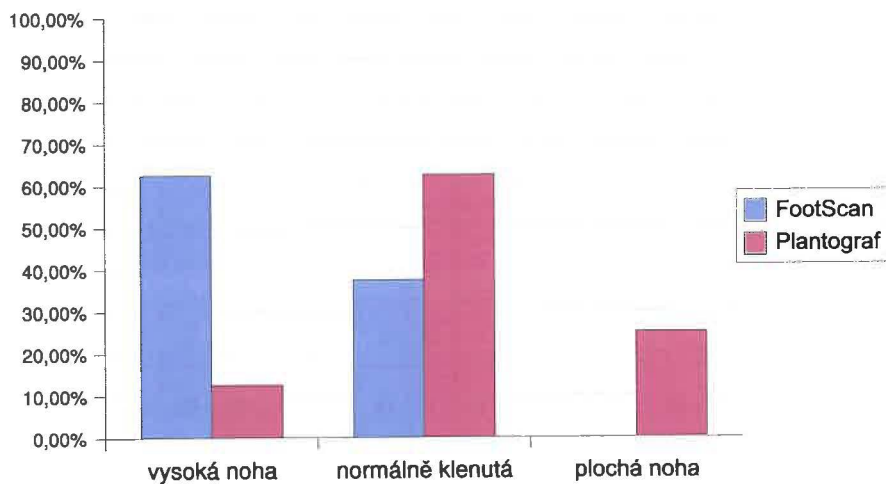
Chippaux-Šmirák



Godunov



Sztriter-Godunov



Graf č. 1: Procentuální vyjádření typů noh snímané dvěma způsoby a hodnocené třemi metodami

Tabulka č. 21: Četnost jednotlivých typů nohy ve zkoumané skupině

Typ nohy	Plantograf		Footscan	
Pes excavatus	2	4.17 %	26	54.17 %
Norma	31	64.58 %	16	33.34 %
Pes planus	15	31.25 %	6	12.50 %

Zastoupení normálního podélného klenutí bylo ve zkoumané skupině většinové. Tyto výsledky nezohledňují metodu, kterou byl tento fakt zjištěn (tabulka č. 21).

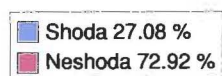
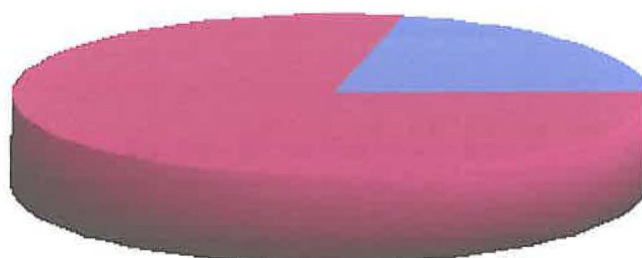
Tabulka č. 22 ukazuje počet plantogramů, které se zařadily do stejného stupně shodného typu podélného klenutí, jak při jeho pořízení plantografem, tak Footscanem. Jedná se tu o shody plantogramu té samé končetiny stejného jedince.

Shody se objevily převážně v případě použití metody Sztriter – Godunov, a to v celých 37.5 %. Tato metoda inklinuje v porovnání se zbylými dvěma metodami k hodnocení vysokého klenutí. Footscan má ve srovnání s plantografem stejné tendence. Tím by se tato největší shoda dala vysvětlit. Nejmenší shoda nastala v případě použití metody Chippaux – Šmiřák a to jen v 12.50 %. Vysvětlením by mohl být větší počet stupňů při hodnocení nohou v porovnání s ostatními metodami a také tendence hodnotit klenby spíše jako normální.

Průměrně se třemi metodami shodně vyhodnotilo 4.33 plantogramu, to odpovídá 27.08 % shody.

Tabulka č. 22: Počet shodně vyhodnocených plantogramů

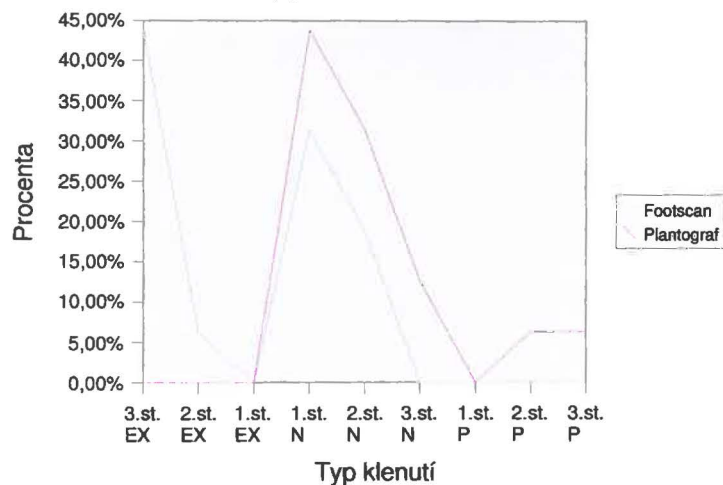
Plantogram č.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	Součet shodně hodnocených nohou	Procentuální vyjádření
Metoda hodnocení																		
Chippaux-Šmiřák	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	2	12.50 %
Godunov	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	5	31.25 %
Sztriter - Godunov	1	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	1	1	0	0	0	6	37.50 %
Celkový průměr																	4.33	27.08 %



Graf č. 2: Celková shoda Footscanu a plantografu

Oba přístroje zhodnotily stejný plantogram shodně ve 27.08 % případů při použití 3 metod hodnocení podélné klenby nožní (graf č. 2).

Chippaux - Šmiřák



Graf č. 3: Grafické znázornění výskytu typů podélného klenutí nohy po zhodnocení plantogramů z plantografu a Footscanu metodou Chippaux – Šmiřák

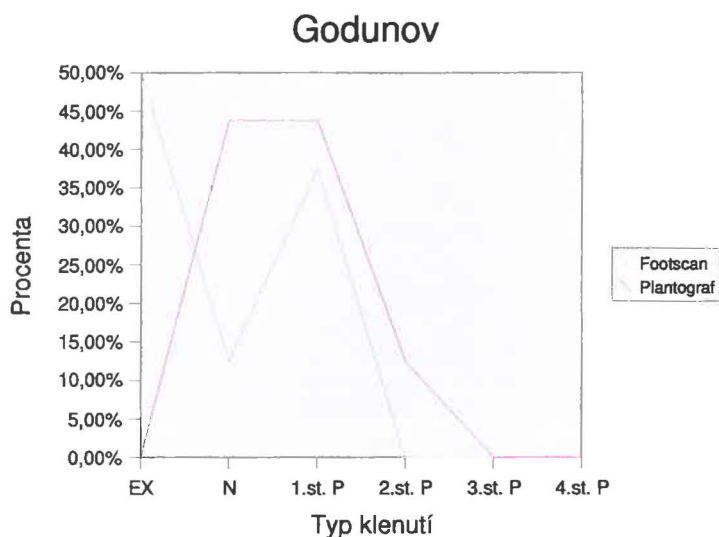
Na grafu č. 3 je vidět zastoupení jednotlivých stupňů klenutí (3. st. EX až 3. st. P). Plantogramy byly vyhodnoceny metodou Chippaux – Šmiřák. Fialová linie zastupuje plantogramy z Footscanu, tmavě červená z plantografu. Plantograf zhodnotil většinu plantogramů jako normálně klenuté, Footscan jako vysoce klenuté. Linie jsou vůči sobě posunuty o 2.19 stupňů. Posun byl vypočítán pomocí rozdílu stupňů zjištěných při porovnání hodnocení plantogramů z obou přístrojů metodou Chippaux – Šmiřák a to v souladu s tabulkou č. 2.

Zjištěný rozdíl se rovnal 35 stupňům směrem k pes excavatus v případě Footscanu v porovnání s druhým přístrojem. Rozdíl stupňů opačným směrem (kdy by Footscan zhodnotil plantogram inklinující víc k plochohnoži než plantograf) nebyl zjištěn v žádném případě. Počet stupňů byl následně dělen počtem hodnocených plantogramů, aby se zjistil průměrný posun stupňů na jeden snímek při hodnocení danou metodou.

$$\text{posun} = 35/16 = 2.19 \text{ stupňů}$$

(směrodatná odchylka $s = 1.42$)

Při hodnocení plantogramů metodou Chippaux - Šmiřák se mezi plantografem a Footscanem vyskytl posun o 2.19 stupňů.



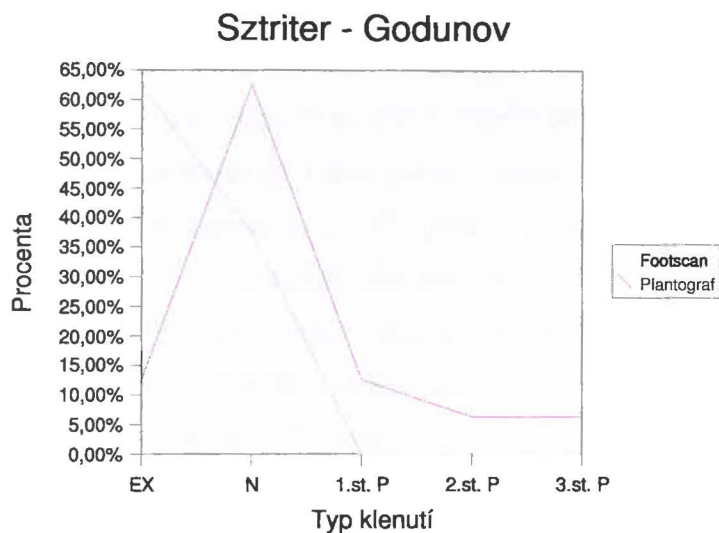
Graf č. 4: Grafické znázornění výskytu typů podélného klenutí nohy po zhodnocení plantogramů z plantografu a Footscanu metodou Godunov

Graf č. 4 znázorňuje zastoupení jednotlivých stupňů klenutí v rámci metody Godunov (EX až 4. st. P). Fialová linie zastupuje plantogramy z Footscanu, tmavě červená z plantografu. Plantograf zhodnotil většinu plantogramů jako ploše klenutých, Footscan jako vysoce klenuté. Opět je zřetelný posun linií vůči sobě, a to o 0.81 stupně. Tento posun byl vypočítán pomocí rozdílu stupňů zjištěných při porovnání hodnocení plantogramů z obou přístrojů metodou Godunov a to v souladu s tabulkou č. 2, kde je rozdělena do šesti stupňů.

Zjištěný rozdíl se rovnal 13 stupňům směrem k pes excavatus v případě Footscanu v porovnání s druhým přístrojem. Rozdíl stupňů opačným směrem (kdy by Footscan zhodnotil plantogram inklinující víc k plochonoží než plantograf) nebyl zjištěn v žádném případě. Tento počet stupňů byl následně dělen počtem hodnocených plantogramů, aby se zjistil průměrný posun stupňů na jeden snímek při hodnocení danou metodou.

$\text{posun} = 13/16 = 0.81 \text{ stupně}$ (směrodatná odchylka $s = 0.66$)
--

Při hodnocení plantogramů metodou Godunov se mezi plantografem a Footscanem vyskytl posun o 0.81 stupně.



Graf č. 5: Grafické znázornění výskytu typů podélného klenutí nohy po zhodnocení plantogramů z plantografu a Footscanu metodou Sztriter – Godunov

Graf č. 5 znázorňuje zastoupení jednotlivých stupňů klenutí v rámci metody Sztriter - Godunov (EX až 3. st. P). Fialová linie zastupuje plantogramy z Footscanu, tmavě červená z plantografu. Plantograf hodnotil většinu plantogramů jako normálně klenuté, Footscan jako vysoce klenuté. Obě linie jsou vůči sobě posunuty o 0.94 stupně. Tento posun byl vypočítán pomocí rozdílu stupňů zjištěných při porovnání hodnocení plantogramů z obou přístrojů metodou Sztriter - Godunov a to v souladu s tabulkou č. 2, kde je rozdělena do pěti stupňů.

Zjištěný rozdíl se rovnal 15 stupňům směrem k pes excavatus v případě Footscanu v porovnání s plantografem. Rozdíl stupňů opačným směrem (kdy by Footscan zhodnotil plantogram inklinující víc k plochonoží než plantograf) nebyl zjištěn v žádném případě. Tento počet stupňů byl následně dělen počtem hodnocených plantogramů, aby se zjistil průměrný posun stupňů na jeden snímek při hodnocení danou metodou.

$$\text{posun} = 15/16 = 0.94 \text{ stupně}$$

(směrodatná odchylka $s = 1$)

Při hodnocení plantogramů metodou Sztriter - Godunov se mezi plantografem a Footscanem vyskytl posun o 0.94 stupně.

IV. DISKUZE

Shodně vyhodnocených plantogramů získaných plantografem a Footscanem a hodnocených třemi metodami posuzujících podélnou klenbu nožní bylo 27.08 %.

Podle první hypotézy nepodávají plantogramy získané Footscanem a plantografem shodnou informaci o podélném klenutí nohy. Při použití plantografu se vyskytlo průměrně 4.17 % vysoce klenutých, 64.58 % normálně klenutých a 31.25 % plochých noh. Při použití Footscanu se objevilo 54.17 % vysoce klenutých, 33.34 % normálně klenutých a 12.50 % plochých noh. Tyto výsledky jsou průměrem získaných hodnot metodami Chippaux – Šmiřák, Godunov a Sztriter – Godunov.

To, že největší shoda (6 plantogramů ze 16, t.j. 37.50 %) se v hodnocení objevila při použití metody Sztriter - Godunov, ovlivnil pravděpodobně fakt, že tato metoda má větší tendenci hodnotit nohu jako pes excavatus než zbylé dvě metody (jako jediná zobrazila pes excavatus při použití plantografu – 12.50 % a při použití Footscanu se jich vyskytlo 62.50 % oproti 50.00 % u zbylých dvou metod). Footscan ve srovnání s plantografem také vykazoval hodnoty odpovídající vyšší podélné klenbě. Proto se zde pravděpodobně objevilo nejvíce shod. Metoda Chippaux - Šmiřák ukazovala shod nejméně, což by se dalo vysvětlit její „přísností“ způsobenou velkým počtem stupňů v rámci jednotlivých typů noh (9 oproti 6 u Godunova a 5 u Sztriter - Godunova).

Výsledkem této práce je také zjištěný posun v hodnocení podélné klenby na plantogramech z Footscanu a plantografu vůči sobě. Je zjištěn pro tři dané metody hodnotící podélnou klenbu nožní. V případě metody Chippaux – Šmiřák se jedná o 2.19 stupňů. Tato metoda bere v úvahu až devět stupňů, což je nejvíce z použitých metod, a proto se také výraznější posun předpokládal. Posun v případě hodnocení druhou metodou Godunov se jedná o 0.81 stupně a u metody Sztriter – Godunov o 0.94 stupně. Tyto hodnoty se dají použít jako hrubá převodní tabulka mezi přístroji při použití dané metody hodnocení.

Výrobce deklarovaná citlivost desky Footscan je 0.27 - 127 N/cm². Použitý Footscan měl hodnotu treshold nastavenou na 0, odpovídá to nejvyšší citlivosti přístroje na tlak. Je to hodnota nastavená výrobcem a pro měření zůstala nezměněná. Byl totiž předpoklad, že Footscan podceňuje hodnoty tlaků. Hranice citlivosti na tlak není pro plantograf určená. Výsledky z něj závisí do jisté míry i na vyšetřujícím – na množství použitého inkoustu a na kvalitě jeho rozmazání na polštářek. Vyšetřujícím byla v tomto experimentu jedna a tatáž osoba, a proto by neměl vzniknout výraznější rozdíl v použití plantografu při jednotlivých snímáních.

Plasticita a elasticita snímajícího povrchu není u obou přístrojů stejná. Liší se také jejich rozlišovací jednotka. Oba přístroje proto zobrazují plantogramy odlišného tvaru. Plantograf zobrazoval v případě všech metod hodnocení plantogramy mající tendenci k nižšímu klenutí v porovnání s druhým přístrojem, Footscanem, a tím se potvrzuje první hypotéza.

Nejvíce nohou klasifikovaných jako vysokých bylo při hodnocení podle Sztriter - Godunova, normálně klenutých při hodnocení metodou Chippaux - Šmiřák a nejvíce plochých noh se objevilo při hodnocení metodou Godunov.

Metoda podle Godunova bere v potaz šíři celého istmu. Metoda podle Chippaux - Šmiřáka a Sztriter - Godunova se zaměřuje pouze na jeho nejužší část. Získané výsledky hodnocení posledně dvou zmiňovaných se proto od sebe liší jen mírně. Při porovnání těchto výsledků s výsledky hodnocení podle Godunova jsou již rozdíly výraznější. Tím se potvrdila druhá hypotéza, která říká, že výsledky vyšetření podélné klenby nožní metodami Chippaux - Šmiřák, Sztriter - Godunov a Godunov na identických plantogramech si vzájemně neodpovídají.

Popis některých metod hodnocení podélné klenby nožní je v literatuře vysvětlen nepřesně. Jedná také o metodu podle Godunova, která byla použita i v této práci. Literatura popisuje, že hodnocení vychází ze základní linie plantogramu, kterou představuje spojnice zadního okraje paty a středu mezery mezi 3. a 4. prstem (A). Linie C je rovnoběžná s linií A a je vedena z nejmediálnějšího okraje paty. Linie B je s nimi rovnoběžná a je vedena v poloviční vzdálenosti mezi A a C. D je spojnice nejmediálnějších bodů paty a přední části nohy (mediální tečna plantogramu) (Urban, Svajčiková, Vařeka, 2000; Sonnková 2001; Honzelková, 2002). Nezmiňují se ale, jak tento zadní okraj paty najít. V tomto případě se pracovalo s bodem, který se dotýkal kolmice narýsované k mediální tečně plantogramu v úrovni nejdorsálnějšího obrysu paty.

Faktorem ovlivňujícím výsledek byly jistě i nepřesnosti způsobené nejasným ohraničením plochy plantogramu. Kontury otisků nebyly vždy přesně vymezené. Částečně se tato chyba eliminovala tím, že všechny plantogramy vyhodnocovala jedna a tatáž osoba.

Třetí hypotézou bylo, že distribuce plantárního tlaku na plantogramu pořízeném plantografem a Footscanem je zobrazena rozdílně. Tato hypotéza se nepotvrdila. Vizualním hodnocením se distribuce tlaku u obou přístrojů téměř vždy shodovala.

Jak dokázala Sonnková (2001), tlaky se při stoji sumují – narůstá maximální hodnota tlaku a také oblast největšího zatížení se s délkou stoje mění. I proto byla pro snímání zvolena chůze a eliminovalo se tím měření času při snímání plantogramu. V porovnání se stojem se při chůzi ukazuje skutečný funkční stav nohy. Zjišťovat tento stav nebylo sice pro tuto práci

směrodatné, ale určitou zkreslenou představu o četnosti jednotlivých typů noh si z tohoto malého vzorku probandů můžeme udělat.

Meyers - Rice a kol. porovnávali snímání tlaků při jednom, dvou a několika krocích. Měření se zúčastnilo 10 zdravých jedinců. Nalezly se výrazné rozdíly způsobené rozdílným stereotypem chůze (Meyers - Rice a kol., 1994). Každý proband v tomto experimentu šel proto přirozenou chůzí a pohodlnou rychlostí. Pro ustálený stereotyp ušel přesně 4 kroky před našlápnutím a několik dalších kroků po nášlapu na požadovanou plochu. Dohromady ušel asi 9 m. V některých studiích je rychlost chůze kontrolovaná metronometrem. Kontrolovaná chůze musí být předem natrénovaná a vědomě korigována. Tento požadavek nereprezentuje „normální“ chůzi. Přirozený rytmus chůze preferuje mnoho studií (Payne, Turner, Miller, 2002; Mueller a kol., 2003; Sacco a Amadio, 2000 citováno v Škodová, 2004). Přirozená chůze je snadněji opakovatelná, proto byla zvolena tato varianta. Snímání z obou přístrojů proběhlo bezprostředně za sebou, takže vliv momentálního stavu jedince (únava, soustředěnost, obuv, denní režim) byl na podobu plantogramu minimalizován.

Vliv na výsledek mohlo mít i zacilování nášlapu na požadovanou plochu. Footscan měl velikost 40 x 50 cm. Plantograf byl ještě menší (cca 20 x 40 cm). Plantograf je kromě toho o několik mm proti podlaze zvýšen. Footscan byl při měření z obou stran nastaven kobercem, který tento rozdíl vyrovnal. Zacilování může měnit stereotyp chůze a tím i rozložení tlaků a otisk nohy. Podle Nicholsona a kol. (1998) má vizuální zacilování na plošinu malý efekt na hodnoty plantárního tlaku a horizontální síly, má ale podle něj efekt na prostorové rozložení krokového cyklu a to hlavně na zkrácení nebo prodloužení kroku těsně před nebo po nášlapu na požadované místo (Nicholson, 1998 citováno v Novotná 2006).

Plantogramy zajištěné z pěšinky lokomoce jedné osoby nevykazují navzájem velké rozdíly v rozměrech identifikačních faktorů. Z toho plyne, že k identifikačnímu zkoumání lze vzít jakýkoliv čitelný a úplný plantogram (Strauss, 2001). Studie Younga (1997) ukázala, že relativní reprezentativní průměr měření pro statistické zpracování může být získán již ze tří měření (Young in Škodová, 2004). Tři plantogramy každé nohy získané od jednoho probanda jsem proto považovala za dostatečný počet i pro tuto práci.

Ve firmě, kde mělo měření původně probíhat, jsem se setkala s Footscanem staršího data výroby. Výsledky snímání nohy byly neuspokojivé. U všech 8 probandů se noha jevila jako pes excavatus a prsty nebyly často vůbec zobrazeny. Nastal i případ, kdy byl vidět jen 1. a 5. prst. Na otisku nohy pořízeném plantografem byly však prsty zřetelně zobrazené a pravidelně rozmístěné. Noha byla bez deformace. U jiné nohy, která byla podle plantografu výrazně plochá, se na Footscanu ukázaly jen malé „ostrůvky“ kontaktu v místě paty a předonoží.

Tento přístroj mohl být špatně zkalibrován nebo byl poškozen polymerový povrch senzorů (Havrda, 2006). Pokud se setkáme s literaturou popisující výzkum, kde byl pedobarograf použit, musíme počítat i s takovým případem. Celé měření se proto zopakovalo i na jiném přístroji a vyhodnoceny byly pouze výsledky z tohoto měření.

Přestože je Footscan nakalibrován od výrobce a před každým měřením probíhá kalibrace zadáním tělesné váhy a velikosti nohy do počítače zatímco jedinec stojí na plošině, vyskytují se odchylky v hodnotách naměřených tlaků až 20 %. V tomto případě tedy výsledky z Footscanu nemá smysl kvantifikovat. Z manuálu není ani jasné, jak dlouho zůstává přístroj zkalibrován anebo při jakých podmínkách (teplota okolí, počet měření atd.). Podle zkušeností z katedry biomechaniky FTVS UK je možné kalibraci provést pomocí silové desky, např. Kistleru (viz také strana 34), který snímá reakční síly.

Faktorem ovlivňujícím přesnost výsledků této práce je relativně malý zkoumaný vzorek jedinců. Tento vzorek nemusel být reprezentativní. Mohlo se např. vyskytnout větší množství plantogramů určených jako vysoce klenutých a díky tomu, že je to krajní typ klenby, se mohly přístroje shodnout ve větším procentu. Dále se tím zvýraznila náhodná chyba měření, která se snižuje se zvyšujícím se počtem měřených vzorků.

Při výskytu krajních hodnot určujících klenutí nohy se plantogramy automaticky zařadily jako průměrný snímek spolu s jiným plantogramem, který se naopak hodnotou blíže přibližoval opačnému typu nohy.

Výsledné hodnoty jsou pouhým odhadem. Rozdělení získaných hodnot (procenta, cm, hodnoty indexu atd.) do stupňů jednotlivých metod způsobuje jejich zaokrouhlení a tím nepřesnost. Bylo nutné je na tyto stupně převést, aby se hodnoty staly porovnatelnými mezi sebou navzájem.

Hodnocení metodou Chippaux – Šmiřák je rozděleno do devíti stupňů. Tři ke každému typu klenutí. Metoda podle Godunova je rozdělena do šesti stupňů a zbylá metoda podle Sztritera - Godunova jen do pěti. Jeden typ klenutí má přiřazeny např. tři stupně, jiný jen jeden. Pro účely tohoto experimentu byl předpokládán lineární průběh stupňů u každé metody a pro účely klasifikace byla hodnota každého stupně považována za rovnou. Výsledné hodnoty jsou jen odhadem, proto pokud je tento předpoklad o linearitě stupňů nesprávný, jsou výsledná čísla ještě o to nepřesnější.

Vzhledem k tomu, že metody hodnocení podélné klenby nejsou určené jen pro jeden způsob získávání plantogramu, lze se jen domnívat, které výsledky můžeme brát jako více směrodatné, jestli z Footscanu nebo plantografu. Popsané metody hodnocení plantogramu jsou používané již léta. Přiklání bych se tedy k větší validitě výsledků získaných plantografem,

který je ve statistikách a vyšetřeních používán již dlouhou dobu. Tlakoměrné desky jako Footscan jsou výsledkem prudkého technického rozvoje posledních let. Přestože Footscan je zařízení původně určené pro lékařské ordinace, dnes se s ním můžeme setkat spíše ve výzkumných laboratořích. Důvodem je jeho vysoká pořizovací cena, velikost, obtížná manipulace a také požadavky na technické znalosti při jeho používání. V ordinacích se s ním tedy nesetkáváme velmi často a když, tak většinou v provedení 40 x 50 cm. Plantograf je dostupným přístrojem umožňujícím získat plantogram, se kterým se v ordinacích můžeme setkat častěji než s Footscanem. Je to kvůli jeho ceně a velikosti, která umožňuje jednoduchý přesun přístroje, a není náročný na zaškolení odborného personálu při jeho použití. Je tedy vhodný pro denní praxi v různých ordinacích a také při získávání statistických dat, která se sbírají v terénu (škola atd.). Také funkce plantografu a Footscanu je odlišná. Footscan má více možností měření a množství získaných informací je oproti plantografu nesrovnatelně vyšší. Škála jejich využití je velmi široká. Vypovídá o funkci nohy a celého těla, kterou je možné sledovat i v závislosti na čase. Vyšetření je tedy komplexnější. Pro určení diagnózy je ale vždy nutné kombinovat více vyšetřovacích postupů.

Tato práce by se dala rozšířit srovnáním více přístrojů snímajících plantogram. Validitu by bylo možné zvýšit ještě srovnáním více parametrů jako např. srovnáním různých úhlů na plantogramu atd. Přidalová a kol. (2004) ve své práci navzájem srovnávali staticky a dynamicky získané plantogramy z plantografu, ty dále s dynamicky získanými plantogramy z Footscanu. Srovnávanými parametry byla hodnota indexu Chippaux – Šmiřák, úhel palce a malíčku a také úhel nohy. Počet probandů ve studii byl 120. Normálně klenutých nohou (z plantografu) bylo podle metody Chippaux - Šmiřák téměř 80 %, plochých nohou se vyskytovalo minimum a vysoce klenutých asi 20 %. V této práci se při hodnocení indexem Chippaux – Šmiřák objevilo plochých nohou 12.50 %, většina byla normálně klenutá (87.50 %) a žádná vysoce klenutá. Při hodnocení třemi metodami podélné klenby se objevila také většina normálně klenutých nohou (64.60 %), nohou plochých 31.25 % a 4.20 % vysoce klenutých. Plantogramy z Footscanu vykazovaly v práci Přidalové a kol. (2003) přes 80 % vysoce klenutých nohou a žádnou plochou. Nepopisuje, kolik plantogramů bylo vyhodnoceno stejně při použití obou přístrojů. Jedná se spíše o statistický přehled výskytu deformit prstů a okrajově se zmiňuje i o podélné klenbě. V této práci se při použití Footscanu a hodnocení metodou Chippaux – Šmiřák objevilo 50 % vysoce klenutých noh a žádná plochá, při hodnocení třemi metodami pak 54.17 % vysoce klenutých noh a 12.5 % plochých. Všechna takto zjištěná plochonoží se objevila při hodnocení podle Godunova. Přidalová a kol. (2004) uvádí, že podle jejich výzkumů není velký počet pokleslých podélných klenb primárním problémem.

Tím je podle jejich poznatků častá deformita předonoží, která má úzký vztah také k příčnému klenutí nohy a často způsobuje velké bolesti. Valgozita halluxu má vztah k pronaci předonoží a k metatarsalgii. Pronace předonoží se pak vztahuje k zatížení střední části nohy a k přetěžování podélné klenby. Je tedy evidentní, že změny v přední části nohy ovlivňují distribuci plantárního tlaku a také se manifestují v reaktivitě a elasticitě nohy (Přidalová a kol., 2004).

Fusco (2002) porovnávala morfologické a funkční hodnocení nohy. Vyšetřila 525 pacientů. U 374 byla podle plantografu vysoká podélná klenba, ale u 159 z nich zjistila funkčním vyšetřením plochonoží. Diagnostická chyba byla 42.51 %. Jak je vidět z výsledků uvedeného výzkumu a také z výsledků experimentu této práce, funkční vyšetření pohybového aparátu a v tomto případě nohy je nezastupitelné. Zjištěné hodnoty z přístrojů jsou zatížené chybou měření anebo jinými negativními vlivy. Kromě toho si tyto údaje získané z rozdílných přístrojů neodpovídají a často ani neodrážejí skutečný funkční stav.

Urry a kol. (2001) porovnávali indexy AI spočítané z plantogramů naměřených na plošině typu FSR a plantografu. Zjistili, že tyto plantogramy nejsou ekvivalentní. Deska typu FSR podcenila hodnoty tlaků a také neodpovídala hodnotám indexů v porovnání s plantografem. Průměrný AI u FSR desky byl 0.206, u inkoustového plantografu 0.230. V tomto případě opět elektronický přístroj oproti mechanickému (plantograf) podcenil hodnoty tlaků a výsledky jsou v souladu s výsledky této práce.

Quesada a Rash (2000) snímali simultánně data z kapacitního a odporového in - shoe systému snímající tlaky během chůze. Druhý zmiňovaný naměřil asi o 20 % větší průměrné maximální tlaky. Rozdíl byl největší pod patou (37 %) a nejmenší pod prsty (14 %). Variabilita kapacitního systému byla o 60 %, 20 % a 22 % nižší v oblasti paty, metatarsálních hlaviček a palce než u odporového systému. Autoři se nezmiňují o frekvenci při měření, která by tyto rozdíly mohla eventuálně vysvětlit (Quesada a Rash, 2000 citováno v Perttunen, 2002). McPoil (1998) se zmiňuje o neuspokojivé spolehlivosti a validitě výsledků při použití odporové technologie uvnitř boty. Odporový neboli FSR systém oproti kapacitnímu systému, kterým je i Footscan, tlaky přecenil. V předchozím výzkumu, provedeném Urrym a kol. (2001), je ale zmiňované, že FSR systém podcenil tlaky v porovnání s plantografem. Můžeme tedy usoudit na pořadí typů přístrojů, podle jejich přecenění respektive nedocenění tlaků vůči ostatním typům a to v následujícím pořadí: plantograf – FSR systém – kapacitní systém.

Pokud přijde k lékaři pacient s dokumentací, kde je záznam o vyšetření z Footscanu nebo plantografu, je nutné brát v úvahu, že např. plochonoží zjištěné plantografem se na Footscanu nemuselo objevit. Při této neznalosti může dojít k terapeutickým omylům. Samozřejmě je ale nutné počítat s tím, že plantograf ani Footscan neurčí jednoznačně diagnózu. Pro zjištění přesné diagnózy se musí metody vždy kombinovat. Např. plochonoží nemůžeme diagnostikovat bez zjištění flexibility nohy a funkčního vyšetření.

O odchylkách na plantogramech pořízených Footscanem a plantografem je dobré vědět i při čtení odborné literatury. Výsledky výzkumů, kde se tyto přístroje používaly by se mohly stát pro nezasvěceného čtenáře matoucí.

V. ZÁVĚR

Existuje mnoho přístupů pro diagnostiku pohybového systému. V této práci jsem se pokusila přiblížit jeden z nich – metody zobrazující tvar otisku nohy a plantární tlaky. V první části práce byly popsány možnosti a přístroje, které se v dnešní době používají v praxi a zhodnoceny jejich klady a zápory. Dále bylo nastíněno jejich využití. Cílem bylo také srovnat hodnoty získané při hodnocení podélné klenby na plantogramech získaných plantografem firmy Uniform Ortopedi a Footscanem.

Výsledkem je, že při použití různých vyhodnocovacích a vyšetřovacích metod nohy jsou přítomné odchylky.

První zadaná hypotéza, která říká, že plantogramy získané z Footscanu a plantografu nepodávají shodnou informaci o podélném klenutí nohy, se ukázala jako pravdivá. Shodně vyhodnocených plantogramů oběma přístroji bylo 27.08 %. Posun v hodnocení se pohyboval v závislosti na metodě od 0.81 do 2.19 stupňů.

Druhá hypotéza říkající, že výsledky vyšetření podélné klenby nožní metodami Chippaux – Šmiřák, Godunov a Sztriter – Godunov na identických plantogramech si vzájemně neodpovídají, se také potvrdila. Metoda Chippaux – Godunov inklinovala k hodnocení normálně klenutých nohou, Godunov k plochonoží a Sztriter – Godunov ukázala nejvíce vysoce klenutých noh.

Poslední hypotéza říká, že distribuce plantárního tlaku na plantogramu pořízeném plantografem a Footscanem je zobrazena rozdílně, se neověřila a ukázala se tak jako nepravdivá.

Výsledkem práce je také zjištění, že metody hodnocení podélné klenby nohy z plantogramu nejsou v literatuře dostatečně popsány. Vyšetřující se může často jen domýšlet, jak dané body na plantogramu najít. To vše jsou faktory, které nám ukazují na nepřesnost a malou validitu výsledků získaných z plantogramů. Z těchto poznatků lze usuzovat, že pro klinické vyšetření a určení diagnózy má toto vyšetření jen omezený význam a lze ho použít jen jako doplněk dalších vyšetřovacích postupů jako je vyšetření hybnosti, funkce a také anamnestických údajů.

Seznam zkratk

2D – dvojrozměrné zobrazení

3D – trojrozměrné zobrazení

AI – arch index

art. - articulatio

COP – center of pressure

DM - diabetes mellitus

EX - pes excavatus

Foot. - Footscan

LDK - levá dolní končetina

lig. - ligamentum

ligg. - ligamenta

m. - muscle

mm. - musculi

N - normálně klenutá noha

n. - nervus

P - plochá noha

PC - personal computer

PDK - pravá dolní končetina

plant. - plantograf

st. - stupeň

Použité zdroje

1. ABBOTT, C. A., VAN SCHIE, C. H. M., et al. A comparative study of the Podotrack, a simple semiquantitative plantar pressure measuring device, and the optical pedobarograph in the assessment of pressures under the diabetic foot. *Diabetic medicine*, 1999, vol. 16, no. 2, s. 154-159. ISSN 0742-3071.
2. ADAMEC, O. Plochá noha v dětském věku – diagnostika a terapie. *Pediatric pro praxi*, 2005, č. 4, s. 194-196
3. AYDOG, S. T., et al. Differences in sole arch indices in various sports. *British journal of sports medicine*, 2005, no. 39, s. 5.
4. BARNETT, S., CUNNINGHAM, J. L., WEST. S. A comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform. *Clinical biomechanics*, 2000, vol. 15, no. 10, s. 78 -785.
5. BONTRAGER, E. L. *Instrumented gait analysis systems* [online]. Last revision 20 of July 2006. Document Data Format. Dostupné na WWW: <<http://www.varc.org/mono/gait/bontrager.pdf>>.
6. BOURDIOL, R. J., et al. *Pied et statique*. Paris: Maisonneuve, Moulins-les-metz, 1980. 290 s.
7. CAVANAGH, P. R., et al. The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes. *Bone Joint Surg Am*, 1995, vol. 77, s.1819–1828.
8. CAVANAGH, P. R., IIBOSHI A., RODGERS M. M. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot & ankle*, 1987, vol. 7, no. 5, s. 262-276.
9. CLARK, P., HUGHES, J., KLENERMAN, L. The importance of the toes in walking [online]. *Journal of bone and joint surgery*, 1990, vol. 72-B, iss. 2, s. 245-251. Portable Data Format. Dostupné na WWW: <<http://www.jbjs.org.uk/cgi/reprint/72-B/2/245>>.
10. DUCKWORTH, T., et al. The measurement of pressures under the foot. *Foot & ankle*, 1982, vol. 3, no. 3, s. 130-141.
11. DUNGL, P. *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum, 1989. ISBN 80-247-0550-8.
12. DYLEVSKÝ, I., a kol. *Pohybový systém a zátěž*, Praha: Grada, 1997. 252 s.

13. ENOKA, R. M. *Neuromechanical basis of kinesiology*. 3rd edition. Champaign, IL: Human Kinetics, 1994. ISBN 0736002510.
14. FALSO, M., FIASCHI, A., MANGANOTTI, P. Pedobarometric evaluation of equinus foot disorder after injection of botulinum toxin A in children with cerebral palsy: a pilot study. *Developmental medicine & child neurology*, 2005, vol. 47, no. 6, s. 396 - 402.
15. FERGUSON, S. *Computerised gait analysis* [online]. Last revision 20 of October 2006. Dostupné na WWW: <<http://www.sueferguson.co.uk/gaitscan.htm>>.
16. FUSCO, M. A. *Footprint: morphologic evaluation and functional evaluation. Comparison between two methods* [online]. c2000, last revision 26th of May 2002. Dostupné na WWW: <<http://www.mariantoniettafusco.com/engl/>>.
17. GEFEN, A. Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot. *Medical engineering & physics*, 2003, vol. 25, no. 6, s. 491-499. ISSN 1350-4533.
18. HAGMANN, F. *Can plantar pressure predict foot motion?*. Eindhoven: Technische Universiteit, 2005.
19. HAVRDA, M. Ústní sdělení, 2006.
20. HEGROVÁ, V. Vliv zdravotního stavu nohou dětí v předškolním věku na kvalitu jejich chůze. In VAJKOVÁ, H., HANELOVÁ, Z. *Pohyb a zdraví*. Olomouc: Univerzita Palackého, 1999, s. 208-211.
21. HENNIG, E. M. *The Human Foot During Locomotion – Applied Research for Footwear* [online]. Online lecture: 10 October 2002. Dostupné na WWW <<http://www.cuhk.edu.hk/puo/weilun/Hennig/Prof%20Hennig.htm>>.
22. HONZELKOVÁ, L. *Interindividuální hodnocení plantogramů*, Olomouc: FTK UP, 2002. Diplomová práce. 68 s.
23. CHENG J. C. Y., LEUNG, A. K. L., MAK A. F. T. Calculation of contact area ratio using dynamic footprint. *Orthopadie-technik, english edition*, 2001, vol. 1, s. 7-10.
24. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Institut pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1984. 139 s.
25. JANÍKOVÁ, D. *Fyzioterapia: funkčná diagnostika lokomočného systému*. Martin: Osveta, 1998. 239 s. ISBN80-8063-015-1.

26. KAPANJI, I. A. *The Physiology of Joints: volume II, Lower limb*. 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1985, s. 168-188.
27. KLEMENTA, J. *Somatometrie nohy*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1987. ISBN 14-045-88.
28. KRÍŽ, V. *Rehabilitace a její uplatnění po úrazech a operacích*. Praha: Avicenum, 1986. 330 s.
29. KUBÁT, R. *Péče o nohy: příručka pro pedikéry, ortopedické protetiky a rehabilitační pracovníky*. Praha: Avicenum, 1985. 120 s.
30. KUBÁT, R. *Vady a nemoci nohou*. Praha: Univerzita Karlova, 1987.
31. KUBOVÝ, P. Ústní sdělení, 2006.
32. LANDORF, K. B. et al. Effectiveness of foot orthoses to treat plantar fasciitis. *Arch intern medicine*, 2006, vol. 166, no. 12, s. 1305-1310.
33. LÁNIK, V. *Kineziológia*. Bratislava: Osveta, 1990. ISBN 80-217-0136-6. 243 s.
34. LORD, M., HOSEIN, R. Pressure redistribution by molded inserts in diabetic footwear: a pilot study. *Journal of rehabilitation research and development*, 1994, vol. 31, no. 3, s. 214-221. ISSN 0748-7711
35. MANDATO, M. G., NESTER, E. The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure. *Journal of the American podiatric medical association*, 1999, vol. 89, no. 2, s. 75-80. ISSN 8750-7315.
36. MCPOIL, T. G., CORNWALL, M. W. Variability of the center of pressure pattern pressure integral during walking. *Journal of the American podiatric medical association*, 1998, vol. 88, no. 6, s. 259-267. ISSN 8750-7315.
37. MEYERS-RICE, B., et al. Comparison of three methods for obtaining plantar pressure in nonpathologic subjects. *Journal of the American podiatric medical association*, 1994, vol. 84, no. 10, s. 499-504. ISSN 8750-7315.
38. MUELLER, J., et al. Botulinum toxin A in the management of spastic gait disorders in children and young adults with cerebral palsy. *Neuropediatrics*, 1999, vol. 30, s. 120-124.
39. NASS, D., HENNIG, E. M., KOSLOWSKI, D. The effect of intrinsic and extrinsic foot muscle exercises on the arches of the foot. In *XVIIIth congress, international society of biomechanics 8-13 July, 2001 Zurich. Switzerland*.

40. NOE, D. A., et al. Role of the calcaneal heel pad and polymeric shock absorbers in attenuation of heel strike impact. *Journal of biomedical engineering*, 1993, vol. 15, no. 1, s. 23-26. ISSN 0141-5425.
41. NOVOTNÁ, H., ZAHRADNÍK, M., et al. *Lze podografii použít jako objektivní vyšetřovací metodu?*. Olomouc: Diagnostika pohybového systému, 2000.
42. NOVOTNÁ, H. *Děti s diagnózou plochá noha: ve školní a mimoškolní TV, ZTV a v mateřských školách*. Praha: Olympia, 2001. 38 s. ISBN 80-7033-699-4.
43. NOVOTNÁ, E. *Zhodnocení stavu klenby nožní a vybraných parametrů u dětí ve věku 7 až 11 let*. Praha: UK Přírodovědecká fakulta, 2006. Diplomová práce. 100 s.
44. NYSKA, M., et al. The adaptation of the foot to heavy loads: plantar foot pressures study. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 1997, vol. 12, no. 3, s. 8.
45. Orlin, M. N., McPoil, T. G. Plantar pressure assessment. *Physical therapy*, 2000, vol. 80, s. 399 – 409.
46. PERTTUNEN, J. *Foot loading in normal and pathological walking*. Jyväskylä: University of Jyväskylä, 2002. 134 s. ISBN 951-39-1187-X.
47. PETRÁSEK. Ústní sdělení, 2006.
48. POMEROY, C., et al. Acquired flatfoot in adults due to dysfunction of the posterior tibial tendon. *Journal of bone and joint surgery*, 1999, vol. 81, no. 8, s. 1173-1182.
49. PŘIDALOVÁ, M., aj. *The evaluation of morphology and foot function* [online]. Olomouc: Acta Univ. Palacki, 2004, no. 1, vol. 34, s. 63-68. Portable Data Format. Dostupné na WWW: <<http://www.gymnica.upol.cz/gymnica-34.pdf>>.
50. PŘIDALOVÁ, M., RIEGEROVÁ, J. *Child's foot morphology*. Olomouc: Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica, 2005, vol. 35, no. 2, s. 75-86.
51. PURGARIČ, S. *Podologické praktikum*. Split: Euroortopedi AB, 1994.
52. RIEGEROVÁ, J., PEŠTUKOVÁ, M., ŽERAVOVÁ, M. *Analysis of morphology of foot in Moravian male and female students in the age infants 2 and juvenis*. Olomouc: Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica, 2005, vol. 35, no. 2, s. 69-74.
53. ROMER, A. S. *Vertebrate paleontology*. 3rd edition. Chicago: University of Chicago Press, Vertebrate Paleontology, 1966. ISBN 0-716-71822-7.

54. SALINGER, J., NOVOTNÝ, J., VYCHODIL, R. Telemetric diagnostic system for measurement of time parameters of gait. In VAVERKA, F., JANURA, M. *Proceedings of the conference Biomechanics of man 2000*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 2000, s. 208-212.
55. SHUMWAY - COOK, A., WOOLACOTT, M. *Motor control: theory and practical applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISSN 068330643X.
56. SONNKOVÁ, D. *Kritický přehled metod při diagnostice deformit nohy*. Praha: FTVS, 2001. 72 s. Diplomová práce.
57. STACPOOLE - SHEA, S., SHEA G., LAVERY L. An examination of plantar pressure measurements to identify the location of diabetic forefoot ulceration. *Journal of foot and ankle surgery*, 1999, vol. 38, no. 2, s. 109-115. ISSN 1067-2516.
58. STRAUSS, J. Identifikační hodnota podogramu bosé nohy. *Pohybové ústrojí*, 1997, no. 3, s. 37-42
59. STRAUSS, J. Geometrické a dynamické znaky podogramu dětské nohy. *Pohybové ústrojí*, 1999, no. 2, s. 33-36.
60. STRAUSS, J. Možnost identifikace osoby podle plantogramu [online]. *Kriminalistika*, 2001, roč. 34., no. 1. Dostupné na WWW: <http://www.mvcr.cz/casopisy/kriminalistika/2001/01_01/strauss.html>.
61. STOTT, J., et al. Forces under the foot. *The journal of the bone and joint surgery*, 1973, vol. 55, no. 2, s. 335-344.
62. ŠMAHEL, Z. The frequency and the plantographic assesment of pes excavatus. *ZeitSchrift fur morphologie und antropologie*, 1977.
63. ŠMAHEL, Z. The configuration of the arch of the foot in adults and the influence of body weight. *ZeitSchrift fur morphologie und antropologie*, 1977, vol. 68, no. 2, s. 201-212.
64. ŠKODOVÁ, L. *Dynamika distribuce plantárních tlaků u diabetiků s neuropatií*. Praha: FTVS, 2004. 66 s. Diplomová práce.
65. TĚTKOVÁ, Z. *Využití digitálního 3D modelu otisku nohy při posuzování tvaru klenby nožní v těhotenství a po porodu*. Praha: FTVS, 2004. 111 s. Diplomová práce.
66. TRNAVSKÝ, K., KOLAŘÍK, J. *Onemocnění kloubů a páteře v praxi*. Praha: Galén, 1997. 417 s. ISBN 8085824655.

67. URBAN, J., VAŘEKA, I., SVAJČÍKOVÁ, J. Přehled metod hodnocení plantogramu z hlediska diagnostiky plochonoží. In *Diagnostika pohybového systému: metody vyšetření, primární prevence, prostředky pohybové terapie*. Olomouc, 2000, s. 191-192.
68. URRY, S. A., et al. A comparison of footprint indexes calculated from ink and electronic footprints. *Journal of American podiatric medical association*, 2001, vol. 91, no. 4, s. 203-239.
69. VALENTA J., KONVIČKOVÁ, S. *Biomechanika kloubů člověka a jeho náhrad*. Praha: Viena, 2000. ISBN 80-7099-443-6.
70. VAŘEKOVA, J. *Stabilizace axiálního systému zlepšením funkce nohy*. Praha: FTVS, 1996. 29 s. Bakalářská práce.
71. VAŘEKA, I. Dynamický model „třibodové“ opory nohy. *Rehabilitácia*, 2004, roč. 41, č. 3, s. 132-136. ISSN 0375-0922.
72. VAŘEKA, I. Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2005, č. 4, s. 156-166.
73. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-100-5. 85 s.
74. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.
75. VLACH, P. *Dynamika distribuce plantárního tlaku při chůzi u hemiparetických pacientů*. Praha: FTVS, 2002. 59 s. Diplomová práce.
76. WEARING, S. C., et al. The arch index: A measure of flat or fat feet?. *Foot & ankle international*, 2004, vol. 25, no. 8, s. 575-581. ISSN 1071-1007.
77. ZATLOUKALOVÁ, M. Možnosti měření nášlapných sil v obuvi. *Pohyb a zdraví - mezinárodní konference organizovaná FTK*. Olomouc, 1999.
78. *AMTI multi-axis force platforms and force plates for gait and balance [online]*. Dostupné na WWW: <http://www.amti.biz/Platformhome/PlatformInformation.htm>.
79. *DIERS - the specialist for biomechanical solutions from tip to toe [online]*. c2005. Dostupné na WWW: <http://diers.de/index.html>.
80. *Guy-Capron s.a.s. [online]*. Last revision 19th of September 2006. Dostupné na WWW: <http://www.guy-capron.com>.
81. Kistler [online]. c2006. Dostupné na WWW: <http://www.kistler.com>.

82. MercadoBarometrico [online]. Dostupné na WWW: <<http://paginas.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/MercadoBarometrico.pdf>>.
83. Novel [online]. c2006. Dostupné na WWW: <<http://novel.de>>.
84. Podiatry Network [online]. c2006. Dostupné na WWW: <<http://podiatrynetwork.com>>.
85. *Podoscope podostatigramme* [online]. c2006, last revision 26th of January 2003. Dostupné na WWW: <[http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie/podoscope podostatigramme-3746.html](http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie/podoscope_podostatigramme-3746.html)>.
86. *RSScan Internation* [online]. c2006. Dostupné na WWW: <<http://rsscan.com>>.
87. *Tekscan* [online]. Dostupné na WWW: <<http://www.globalspec.com/supplier/ProductAnnouncements/Tekscan>>.
88. Tekscan [online]. c 2006. Dostupné na WWW: <<http://www.Tekscan.com>>.



UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veleslavín

Vyjádření etické komise

k projektu diplomové práce

Autor: **Luňáková Dana**

Školitel: Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Název: Srovnání vybraných vyšetřovacích metod nohy

Složení komise:

Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc. (předsedkyně)

Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.

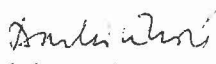
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a Mezinárodními etickými směrnicemi pro biomedicínský výzkum zahrnující lidské účastníky.

V souladu s Mezinárodními etickými směrnicemi pro biomedicínský výzkum zahrnující lidské účastníky řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

V Praze dne. 23. 10. 2006


podpis předsedy EK

razítko fakulty

