

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Štěpánka Bláhová

MOŽNOSTI OVLIVNĚNÍ PODÉLNÉ KLENBY KINESIOTAPEM

*Bakalářská práce*

Praha 2014

Autor práce: Štěpánka Bláhová

Vedoucí práce: Mgr. Martina Ježková

Oponent práce:

Datum obhajoby: květen 2014

## **Bibliografický záznam**

BLÁHOVÁ, Š. *Možnosti ovlivnění podélné klenby kinesiotapecem*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2014. 56 s.

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Martina Ježková

## **Abstrakt**

Tvar a konfigurace mediální podélné klenby nohy jsou výsledkem mnoha faktorů. V klinické fyzioterapeutické praxi se snažíme ovlivnit nohu v její funkci opory a propulze. Jednou z využívaných metod je kinesiotapec. Tato metoda se těší velké oblibě, aniž by byl její efekt prokázán v souladu s přístupem evidence based medicine. Praktická část předkládané bakalářské práce přispívá k objektivizaci a kvantifikaci vlivu, kterého je kinesiotapec schopen docílit. Na sledované skupině 12 probandů byla hodnocena změna parametrů odečítaných z plantogramu v počátečním stavu a po 3 týdnech aplikace kinesiotapecu. Kromě statického plantogramu byla testována opěrná funkce nohy a vliv na posturu. Parametry odečítané z plantogramu byly porovnány s kontrolní skupinou (n=12). Výsledky navazují svým obsahem na studii Luque-Suarez et al. (2014), která popisuje krátkodobý efekt kinesiotapecu na pro novanou nohu.

## **Klíčová slova**

Kinesiotapec, efekt, mediální podélná klenba, analýza plantogramu

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Abstract**

There are many factors defining the shape and configuration of the medial longitudinal arch of the foot. In the physiotherapeutical practice, we strive to alter and improve its supportive and propulsive function. Kinesiotaping, as one of the currently very popular methods, has still not been sufficiently elucidated according to the evidence based medicine approach. The practical part of the presented thesis contributes to a better understanding of the potential effect of kinesiotaping on pronated foot using quantitative and objective methods. We evaluated the parameters obtained by footprint analysis from an experimental group (n=12) in order to investigate if they improve after 3 weeks of kinesiotaping as compared to a control group (n=12). The relationship between static measurements and dynamic tests of foot postural function was also taken into account. The results may complement the study of Luque-Suarez et al. (2014) which presents short-time effect of kinesiotaping on pronated foot.

**Keywords**

Kinesiotaping, effect, medial longitudinal arch, footprint analysis

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

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Marty Ježkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 18.dubna 2014

Štěpánka Bláhová

## **Poděkování**

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucí mé práce, Mgr. Martině Ježkové, za cenné rady a připomínky, trpělivost a laskavé jednání. Dále můj dík patří panu Suzanovi za poskytnutí slevy na starší plantograf; firmě Erawan za vstřícné jednání a poskytnutí nemalé části materiálu a také Mgr. Petře Fabingerové (Ústav jazyků 2.LF) za jazykovou korekturu. V neposlední řadě patří můj dík všem dobrovolníkům, kteří byli ochotni se mnou spolupracovat.

Tato práce by nikdy nemohla být sepsána, nebýt bezmezné podpory trpělivého Honzy Němce.

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

BMI – body mass index

CNS – centrální nervový systém

COP – působiště reakční síly (center of pressure)

CPEI – index exkurze působiště reakční síly (center of pressure excursion index)

DK – dolní končetina

EMG – elektromyografie

FDM – měření distribuce síly (force distribution measurement)

FTI – 6ti položkový index zohledňující stav klenby a postury (foot posture index)

ID - pořadové číslo probanda

m. – sval (musculus)

MLA – mediální podélná klenba (medial longitudinal arch)

NRS – číselná hodnotící škála (numerical rating scale)

PLDD - praktický lékař pro děti a dorost

SAI – index klenby dle Staheliho (Staheli arch index)

SD – směrodatná odchylka (standard deviation)

TrPs – spoušťové body (trigger points)

VAS – vizuální analogová škála (visual analog scale)

1 ÚVOD .....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ .....	10
2.1 SHRNU TÍ ANATOMIE NOHY .....	10
2.1.1 KLENBY NOŽNÍ .....	11
2.2.1 FUNKČNÍ SOUVISLOSTI .....	12
2.2 VZTAH KLENBY NOHY A FUNKCE.....	13
2.2.1 ETIOLOGIE A FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ MEDIÁLNÍ PODÉLNOU KLENBU.....	15
2.3 MOŽNOSTI HODNOCENÍ PODÉLNÉ KLENBY .....	18
2.3.1 PLANTOGRAM A INDEX KLENBY.....	20
2.4 KINEZIOTAPE.....	21
3 CÍLE A HYPOTÉZY .....	24
4 METODIKA.....	25
4.1 CHARAKTERISTIKA SKUPIN .....	27
4.2 POŘÍZENÍ PLANTOGRAMU .....	27
4.3 MECHANISMUS LEPENÍ.....	27
4.4 VYHODNOCENÍ PLANTOGRAMŮ.....	29
5 VÝSLEDKY .....	31
5.1 DOTAZNÍK .....	31
5.2 ZPRACOVÁNÍ PLANTOGRAMŮ.....	33
5.4 TESTOVÁNÍ FUNKCE OPORY NOHY .....	38
6 DISKUSE.....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
7 ZÁVĚR.....	49
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	50



## 1 ÚVOD

Problematika plochonoží je v odborné literatuře hojně diskutována. Extrémní konfigurace mediální podélné klenby ve smyslu pes cavus i pes valgus jsou hodnocené jako patologické, nicméně neexistuje konsensus v definici ideální mediální podélné klenby. Při konkrétní terapii se zaměřujeme na optimalizaci funkce všech struktur muskuloskeletálního systému, abychom docílili harmonie celku, neboť máme představu, že pro bezchybnou funkci celku je třeba bezchybných komponent.

Kinesiotaping je poměrně nová metoda, která má mít - kromě dalších účinků, jako např. redukci bolesti, ovlivnění fascií apod. - potenciál díky stimulaci čítí měnit postavení v kloubu (Kase et al., 2003, str. 22). Metoda kinesiotapingu se těší velké oblibě bez ohledu na současný nedostatek důkazů o efektu. V souladu s přístupem evidence based medicine se tato bakalářská práce pokouší přispět k objektivizaci účinků kinesiotapingu při korekci MLA dle uvedené metodiky. Nástroje použité k objektivizaci jsou limitované možnostmi autorky.

Experimentální část této bakalářské práce si dává za cíl zhodnotit na 12 dobrovolnících efekt ovlivnění podélné klenby nohy pomocí kinesiotapu. Probandi vyplnili dotazník, byl jim odebrán plantogram z obou nohou, následně byli instruováni, jak si aplikovat na plosku kinesiotape. Pásku měli na noze 2 dny, poté si ji doma sami přelepili a tak pokračovali po 3 týdny. Po 21 dnech jim byl po sejmutí kinesiotapu opět odebrán plantogram. Oba otisky byly porovnány pomocí indexu dle Staheliho (Staheli, 1987). Pro další zpracování výsledků byly změny vizualizovány překryvem obrysových linií plantogramu, byly porovnány procentuální změny ploch plantogramů.

Výsledky byly porovnány s kontrolní skupinou (taktéž 12 dobrovolníků), která neabsolvovala žádnou intervenci.

Další hodnotící metoda, která byla u sledované skupiny použita, byla zaměřena na test nohy v její funkci opory. Sledovala se citlivost testu funkce na případnou změnu vyvolanou kinesiotapem.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

Chodidlo je svou kaudální lokalizací predisponováno ke kontaktu se zemí a tím k opěrné (nosné) a lokomoční funkci (Dylevský, 2009). Na jeho optimálním fungování se podílí jak vlivy anatomické, tak vlivy funkční - individuální pohybové vzory osvojené v průběhu vývoje jedince, dále se projeví vlivy prostředí, převažujících aktivit apod. Morfologie a funkce se vzájemně ovlivňují. Pružnost chodidla, zajištěná klenbami, tlumí nárazy při kontaktu se zemí a chrání tak klouby páteře (Petrovický, 2001; Věle 1995, 2006). Nejen z klinických zkušeností je zřejmé, že strukturální nález není vždy v souladu s mírou vnímané bolesti.

Pro objasnění řešené problematiky shrnuje následující kapitola současné teoretické poznatky.

### 2.1 SHRNUTÍ ANATOMIE NOHY

Noha jakožto autopodium sestává ze sedmi tarsálních kostí – talus, calcaneus, os naviculare, os cuboideum a ossa cuneiformia, pěti kostí metatarsálních a čtrnácti phalangeálních kůstek (Čihák, 2001). Z kineziologického hlediska lze dělit nohu na oblast zánoží, tedy oblast talu a calcaneu, která je od středonoží oddělena linií Chopartova kloubu. Středonoží zahrnuje os naviculare, os cuboideum a ossa cuneiformea. Od Lisfrankova kloubu distálněji (předonoží) nacházíme kosti metatarsální a phalangeální. Funkčně je možné nohu a její skloubení také chápat jako dva podélné paprsky – mediální a laterální, které mají dle Vařeky (2009) fylogeneticky podmíněný mechanismus pohybu.

Pasivní stabilizace kloubů nohy je zajišťována velkým množstvím vazů, která zesilují krátká tuhá kloubní pouzdra. Z funkčního hlediska jsou pro podélnou klenbu nožní klíčové zejména ligamenta calcaneonaviculare plantare, calcaneocubouideum plantare a plantare longum. Pro klenbu příčnou to jsou pak ligamenta cubouideonaviculare a metatarsium transversum profundum (Petrovický, 2001).

Fascie na plantární straně jsou dvě, tou první je fascia plantaris interossea, spojující metatarzy a metakarpy. Druhou je fascia plantaris, jež je tenčí na mediálním a laterálním okraji, zatímco ve své střední části se formuje v aponeurozu plantaris, dosahující až 2 mm tloušťky (Petrovický, 2001). Ta se rozbíhá od tuber calcanei k jednotlivým metatarsům. Obecně panuje shoda v tvrzení, že plantární aponeuroza je důležitou vazivovou strukturou

udržující podélnou nožní klenbu (Hicks, 1954; Petrovický, 2001; Vařeka in Kolář, 2009; Caravaggi et al., 2010; Wright, Ivanenko, Gurfinkel, 2011; Chen et al., 2014)

Svaly kloubů nohy jsou svaly se začátkem na bérce a úponem na kloubech nohy (jinak také zevní svaly dle Véleho (2006), extrinsic muscles). Patří sem m. tibialis anterior, m. triceps surae, m. plantaris, m. tibialis posterior, mm. peronei longus et brevis. Dalšími skupinami svalů jsou svaly prstů nohy (dlouhé a krátké), svaly palce (dlouhé a krátké) a svaly malíku (Dylevský, 2009). Tyto skupiny Véle (2006) označuje jako vnitřní svaly (intrinsic muscles). Obě skupiny – zevní (extrinsic) i vnitřní (intrinsic) svaly jsou důležité pro udržení klenby nožní.

Vnější svaly mají, kromě zajištění všech analytických pohybů (plantární flexe, dorzální flexe, abdukce, addukce, inverze, everze), funkční význam hlavně při dynamické podpoře podélné klenby během stojné fáze chůze, dále stabilizují Chopartův kloub (Jung, et al. 2011). Pro optimální funkci nohy je klíčová vyvážená aktivita všech zevních svalů. Jejich nerovnováha vždy vyvolá dysbalanci. Dysfunkce svalu tibialis posterior působí výrazný propad podélné mediální klenby (Mann and Thompson, 1985; Funk, Cass and Johnson, 1986). Dysfunkce peroneálních svalů znemožňuje dorzální flexi. V dlouhodobém horizontu tak může docházet k deformitě nohy ve smyslu pes cavus (například u Charcot-Marie-Tooth).

EMG měření pro ověření důležitosti vnitřních svalů pro udržení klenby provedli Fiolkowski et al. (2003), když měřili rozdíl navikulárního poklesu (vzdálenost tuberositas ossis naviculare od podlahy) při lokálním vyřazení n. tibialis lidokainem a zdokumentovali pokles klenby oproti kontrolní skupině. Headlee et al. (2008) měřili navikulární pokles před a po izotonické zátěži m. abductor hallucis a zjistili navýšení jeho hodnoty. Význam vnitřních svalů vidí Véle (1995, 2012) hlavně v jemných korekcích vzpřímeného stoje, kontrole polohy těžiště, kompenzaci nerovností terénu. To potvrzují také výsledky studie Kellyho et al. (2012), kteří zdokumentovali vyšší svalovou aktivitu vnitřních svalů ve stoji na jedné noze oproti stoji na obou.

### 2.1.1 KLENBY NOŽNÍ

Na noze lze popsat mediální (medial longitudinal arch - MLA) a laterální podélnou klenbu a klenbu příčnou. Klenby navazují jedna na druhou, sdílejí body opory. Mediální podélná klenba probíhá ve směru calcaneus, talus, os naviculare, os cuneiforme, a první metatars (Kapandji, 1987). Dylevský (2009) do mediální klenby zahrnuje všechny tři ossa cuneiformia, I.-III. metatars a články příslušných tří prstů. Kapandji (1987) udává, že konkavita mediální klenby je zajišťována pouze ligamenty a svaly, Franco (1987) a Headlee

et al. (2008) zmiňují os naviculare jako důležitý stabilizační kostní prvek hrající primární roli v architektuře klenby. Ohledně skutečnosti, že jednou z nejdůležitějších struktur udržujících mediální podélnou klenbu je plantární facie, potažmo plantární aponeuroza, panuje v odborné literatuře shoda (Hicks, 1954; Huang et al. 1993; Petrovický, 2001; Vařeka in Kolář, 2009; Caravaggi et al., 2010; Wright, Ivanenko, Gurfinkel, 2011; Chen et al., 2014). Na udržování MLA se podílejí vnitřní i vnější svaly, jak již bylo zmíněno výše. Míra vlivu jednotlivých svalů na MLA není v odborné literatuře doposud jednoznačně empiricky ověřena, avšak m. tibialis anterior, posterior a m. peroneus longus patří mezi nejčastěji zmiňované pro svou roli šlašitého třmenu při udržování oblouku klenby (Čihák, 2001; Petrovický, 2001).

Stav MLA je určujícím pro klasifikaci nohy a diagnostiku případné deformity (Čihák, 2001; Kanatli et al., 2001; Petrovický, 2001; Véle, 2006).

Laterální podélná klenba je nižší než mediální. Měkké tkáně, kryjící její průběh přes calcaneus, os cuboideum k pátému metatarsu, jsou za normálního fyziologického stavu v kontaktu s podložkou. Pasivní strukturou, důležitou pro optimální funkci laterální klenby, je plantární calcaneocuboideální ligamentum. Aktivní podporu zajišťuje m. peroneus brevis et longus a abductor digiti minimi. (Kapandji, 1987)

Distální klenutí příčné klenby nohy nalzáme mezi hlavičkami prvního a pátého metatarsu (Kapandji, 1987), avšak nejnápadnější je v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum (Čihák, 2001). Franco (1987) vyzdvihuje důležitost klínovitých ossa cuneiformia pro příčnou klenbu. Zatímco pro MLA jsou důležité struktury jdoucí chodidlem longitudinálně, pro klenbu příčnou jsou důležité systémy vazů probíhající plantární stranou chodidla napříč (Čihák, 2001). Ze svalů Petrovický (2001) vyzdvihuje m. peroneus longus a m. adductor hallucis.

### 2.2.1 FUNKČNÍ SOUVISLOSTI

Kosti, vazy, fascie a svaly nelze vnímat odděleně, byť každá z těchto struktur má odlišné vlastnosti. Nastavení kostních segmentů je jednak dáno vrozeně, ale zároveň je utvářeno tahem svalů (Kolář, 2002). Změnou tonu (ať už ve smyslu snížení, či zvýšení) může dojít k posunu kostěných segmentů vůči sobě. Vazivové struktury (kloubní pouzdra, vazy, fascie) neobsahují nervově řízené kontraktilní elementy, nelze je tedy volně stimulací aktivovat, či relaxovat. Jejich důležitost spočívá v pevné (statické) a zároveň pružné (dynamické) podpoře uplatňující se zejména při lokomoci, kdy se využívá biomechanických schopností vaziva k propulzi - při odrazu dochází k uvolnění nahromaděné energie z protažené příslušné struktury. To se týká hlavně vazivových struktur tvořící podélnou

klenbu, tj. plantární aponeurozy (Ker, 1987; Wright, Ivanenko, Gurfinkel, 2011). Fascie mění svou délku jednak vlivem dlouhodobého fixace segmentů, lze je ovlivnit technikami měkkých tkání, teplem, chladem, lze je ovlivnit i reflexně apod. Svaly jsou charakteristické svou vzrušivostí, na jejímž základě dochází k aktivaci kontraktilních proteinů a ke kontrakci a relaxaci. Svaly jsou jedinou složkou z výše jmenovaných, která podléhá přímému řízení z CNS. Při realizaci jakéhokoli pohybu jsou přirozeně integrovány všechny tyto složky tak, aby posloužily funkci. Primární motorický kortex koordinuje a řídí pohyby, neuvažuje v jednotlivých svalech (Králiček, 2011). Chceme-li tedy ovlivňovat pohybový systém, měli bychom na něj pohlížet jako na celek. Pro cílený pohyb je nezbytné vytvoření adekvátního puncta fixa za využití všech dostupných složek pohybového aparátu, jako je například izometrická kontrakce svalů, jejich napětí se do vazivových struktur a podobně (Vojta, 2010). Punctum fixum tak následně definuje výsledný směr tahu svalů.

## 2.2 VZTAH KLENBY NOHY A FUNKCE

Noha má základní dvě funkce – propulzi (lokomoci) a stoj (oporu). Klenba nohy je charakteristická pouze pro člověka jakožto specializace pro bipedální lokomoci (Vereecke, Aerts, 2008). Hlavním rysem lidské nohy je její schopnost plnit funkci nejdříve měkkého tlumiče během heel-strike fáze kroku a hned následně se změnit na rigidní páku při odrazové fázi. Dorziflexe palce napíná plantární aponeurózu a vytváří tak požadovanou stabilitu středonoží pro propulzi. Tento princip se nazývá windlass mechanism (vrátkový mechanismus) popsán již Hicksem (1954). Současně dochází při napnutí plantární aponeurózy k akumulaci energie elastické deformace, která se uvolní během odrazu (Ker et al., 1987). Tyto biomechanické principy dávají lidské noze předpoklad pro dobrou adaptaci na bipedální chůzi a běh (Vereecke, Aerts, 2008).

Dysfunkce chodidla ve smyslu propadu klenby má za následek změny nejen regionální ve smyslu stlačení cév a nervových kmenů v plosce (Petrovický, 2001), ale může se projevit i v podobě trigger pointů (dále TrPs) ve svalech dolních končetin, poruchách funkce hlubokého stabilizačního systému, bolestech hlavy (Lewit, Lepšíková, 2008), může ovlivnit postavení pánve do anteverze (Kapandji, 1987). Dobeš, Kolář, Dyrhonová (2009) udávají u propadu klenby bolest hlezna v oblasti laterálního kotníku a na přední straně bérce. Současně se objevuje valgozita calcaneu, abdukce a pronace přednoží.

Lewit a Lepšíková (2008) přirovnávají důležitost stability nohy k hlubokému stabilizačnímu systému páteře. Všimají si stability trupu v sagitální rovině, kdy celé tělo balancuje na kulatém talu. Talus je jednou z kostí tvořící podélnou mediální klenbu. Její

konfigurace v prostoru je tedy klíčová pro další stabilitu celého těla. Funkce nohy z klinického hlediska podle nich (Lewit, Lepšíková, 2008) spočívá v optimálním využití všech fyziologických pohybů zejména v Chopartově a Lisfrankově kloubu, adekvátní hybnosti prstů, v optimálních stereotypech chůze a v adekvátní, symetrické percepci z plosky nohy. Funkční změny na chodidle (blokády, TrPs) mají tendence se řetězit v celém těle.

Funkční a strukturální změny na noze mají vliv na globální anatomické parametry. Borges, Fernandes a Bertoncetto (2013) zkoumali na souboru 15 žen souvislost mezi výškou MLA, antropometricky měřeným zaúhlením bederní lordózy a bolestí (dle škály visual analog scale - VAS). Zjistili, že vysoce klenutá noha korelovala s větší bolestivostí. Dále se projevila následující souvislost: čím plošší noha, tím větší bederní lordóza, a naopak, čím vyšší klenba, tím plošší bederní páteř. Gross et al. (2011) na souboru 1903 subjektů sledovali vztah MLA (dle Staheli arch index z plantogramu) a změn chrupavky ve tibiofemorálním (laterálním a mediálním) a patelofemorálním (laterálním a mediálním) prostoru pomocí magnetické rezonance. Došli k závěru, že pes planus koreluje s častou bolestivostí kolene a poškozením chrupavky v mediálním tibiofemorálním prostoru.

Žádnou korelaci mezi stavem MLA (Staheli arch index z plantogramu) a bolestí nohou (VAS) neobjevil Hogan, Staheli (2002) na vzorku 99 subjektů. Na základě tohoto poznatku se domnívají, že plochá noha, která je flexibilní, není zdrojem disability, a není proto potřeba do jejího stavu terapeuticky zasahovat (Staheli, 1999). Stejně tak i Bertani et al. (1999) konstatují, že morfologie ploché nohy nemusí mít vůbec spojitost s abnormální funkcí. Rozdíl mezi funkcí fyziologické a ploché nohy vidí ve změněném timingu aktivace svalů při chůzi.

Vedle doposud popisované statické funkce nohy se studie zabývají i lokomoční funkcí. Twomey a McIntosh (2012) zkoumali efekt snížené MLA na kinematiku chůze dětí (n=12) ve věku 11-12 let oproti kontrolní skupině (n=12), která neměla sníženou klenbu. Analýza snímaných markerů prokázala pouze jedinou odchylku, a to větší zevní rotaci v kyčli (6-7 %) zkoumané skupiny oproti kontrolní. V roce 2013 byla publikována souhrnná studie hodnotící veškerou dostupnou publikovanou literaturu (do března 2012) týkající se vztahu mezi postavením nohou a kinematikou dolních končetin dospělých jedinců při chůzi (Buldt, et al., 2013). Ani pečlivé statistické zpracování všech dostupných, kvalitativně srovnatelně pořízených dat neodhalilo jasné zákonitosti, které bychom tak rádi objevili. Jediným shodným poznatkem je fakt, že při chůzi dochází u jedinců se sníženou MLA k větším rozsahům pohybů v rámci dolní končetiny, konkrétně k větším rozsahům ve frontální rovině v oblasti zánoží. Klinický dopad tohoto zjištění však zůstává nejasný. Autoři zdůrazňují potřebu

lepšího metodologického zpracování řešené problematiky a její aplikaci do praxe - do prevence zranění způsobeného poruchou klenby. (Buldt, et al., 2013)

Hillstrom et al. (2013) při studiu vztahu struktury a funkce asymptomatických nohou došli k empirickému závěru, že zatímco struktura nohou (maleolární index valgozity, index výšky klenby, flexibility výšky klenby; lokální tlakové poměry) pes planus, pes cavus a fyziologická noha se liší, parametry chůze (kadence, délka kroku, doba trvání stojné a švihové fáze kroku, apod.) se nemění. Jediná veličina chůze, která je pro pes planus odlišná, se týká trajektorie COP (center of pressure). Platí, že čím plošší noha, tím je CPEI (center of pressure excursion index) nižší – to znamená, že trajektorie v chůzi vykazuje méně konkávní křivku, je přímější v porovnání s pes cavus a fyziologicky klenutou nohou. (Hillstrom et al., 2013)

Otázkou optimálního rozložení tlaků na noze se zabývali Stolwijk et al. (2013), když porovnávali dynamický tlak na plantě u Nizozemců (n=77) a u skupiny obyvatel Malawi (n=77), kteří denně nachodí mnoho hodin v nekvalitních botách nebo naboso. V porovnání s Nizozemci Afričané zatěžují při odrazu středonoží po delší dobu, přednoží po kratší dobu. Dále zatěžují nižším tlakem plantu a patu oproti zbytku nohy. Index klenby je vyšší, MLA je snižena. Afričané tedy, na rozdíl od Nizozemců, zatěžují nohu rovnoměrněji. Určitou roli hraje i otisk měkkých tkání – svalnatých nohou Afričanů a díky botám („dlahám“) neflexibilních nohou Nizozemců.

Jak bylo již řečeno na začátku kapitoly, jednou z hlavních funkcí klenby je funkce tlumiče nárazů. V návaznosti na tuto myšlenku již v roce 2001 Nigg postuloval návrh nového paradigmatu role vlivu faktorů na pronaci nohy. Jako klíčové nevidí pasivní nastavení kostních struktur pomocí stélek do bot, ale naopak natonizování svalů nohy, jejichž flexibilní aktivizace těsně před kontaktem se zemí dokáže vytvořit prostředí, které aktivně absorbuje nárazy. Autor zdůrazňuje důležitost svalů pro optimální funkci nohy.

Funkce nohy z hlediska postury je testována i v rámci konceptu dynamické neuromuskulární stabilizace, kde se hodnotí opora nohy ve středním postavení v posturálně náročných pozicích – v pozici medvěda a v hlubokém dřepu (Stýblová, 2014).

### 2.2.1 ETIOLOGIE A FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ MEDIÁLNÍ PODÉLNOU KLENBU

Vzhledem k tomu, že klenba nohy je záležitost ontogeneticky mladá, charakteristická pouze pro člověka (Verecke, Aerts, 2008), nacházíme velice širokou paletu příčin a faktorů, které ovlivňují její vulnerabilní vývoj. Etiologie vzniku deformity má pak své důsledky na funkci nohy a tím i přímo na klenbu nožní.

Již intrauterině lze pozorovat poruchy v mesenchymální diferenciaci u plodu, což se může projevit jako koalice tarsálních kostí. Nejčastěji je postiženo buď talocalcaneální skloubení a nebo calcaneonavikulární skloubení. Symptomy v podobě bolestí se objevují v období, kdy začnou osifikovat vazivové spoje. U části pacientů nestačí použití konzervativní terapie a je nutné přistoupit k operačnímu řešení, tj. resekce, transpozice šlach. (Blakemore, Cooperman, Thompson, 2000)

Vzácnou kongenitální deformitou je talus verticalis (strmý talus) – pes planovalgus congenitus. Vyskytuje se buď společně s jinými vrozenými vadami, neuromuskulárními onemocněními (např. dětská mozková obrna), ale také izolovaně, idiopaticky. Jedná se o rigidní plochou nohu, jejíž řešení bývá téměř vždy chirurgické (Kolář, Švehlík, 2009).

Kromě výše zmíněných strukturálních vad se setkáváme s vrozenými vadami polohovými, u kterých je rehabilitace metodou první volby (Dobeš, Kolář, Dyrhonová, 2009).

Při poruchách motorického vývoje, popisovaného Vojtou (2010), zůstává pozice talu a calcaneu v novorozeneckém postavení, nedojde k dostatečné zevní rotaci femuru a tibie. To dává za vznik typickému zřetězení. Nedotvoření kleneb může být tedy způsobeno i nedokončeným motorickým vývojem.

Genetická choroba může změnit mediální podélnou klenbu nohy až v průběhu života. Například u hereditární polyneuropatie Charcot-Marie-Tooth dochází během progresu onemocnění ke svalové dysbalanci, která postupně mění nohu na pes cavus. U Downova syndromu se vyskytuje plochá noha již od dětství u 60 % případů (Concolino et al., 2006) v návaznosti na vysokou laxicitu vaziva.

Zvýšená laxicita vaziva a její důsledek ve formě získané ploché nohy také ohrožuje zejména ženy během těhotenství a může zůstat i po porodu. Na vině je rychlý nárůst váhy, posun těžiště posteriorním směrem spolu se zvýšením hladiny relaxinu (Segal et al. 2014).

Obezitu samotnou lze taktéž označit za faktor, který je asociován se sníženou nožní klenbou. Při statických měřeních jako například u pořizování otisků nohy je třeba brát v úvahu možnou desinterpretaci otisku adipózní tkáně. Nicméně studie, které se vyhnuly plantografickému hodnocení, taktéž potvrzují s menším či větším efektem korelaci obezity a zvýšeného tlaku na plantu, zhoršení rovnovážných funkcí a zvýšenou pronaci při chůzi. (Butterworth et al., 2013)

Dalším faktorem, jenž může stát za propadem klenby, je dysfunkce m. tibialis posterior. Spíše než zánět úponové šlachy je klinicky důležitější tendinosa (degenerace šlachy) a její následná fibrotizace způsobená opakovanými mikrotraumaty (Kohls – Gatzoulis et al., 2004). Dysfunkce m. tibialis posterior se vyskytuje často u pacientů s revmatoidní



artritidou (Popelka et al. 2010). Klinicky se setkáváme s bolestí a otokem za mediálním kotníkem, sníženou svalovou silou. Dle stádia rozvoje příznaků lze dysfunkci řešit konzervativně klidem a ortopedickými stélkami do bot, nebo chirurgicky transpozicí šlach a korektivní osteotomií (Kohls – Gatzoulis et al., 2004).

Pes planus může vzniknout také posttraumaticky. Patogeneze je pak různá, postihující jednotlivé funkční komponenty tvořící klenbu.

K propadu MLA může dojít i v důsledku používání nevhodné obuvi (Dobeš, Kolář, Dyrhonová, 2009).

Zmíněné příčiny propadu MLA lze rozdělit dle toho, zda je noha plochá flexibilně nebo rigidně. Flexibilní plochonoží vzniká na podkladě laxicity vaziva, genetických vlivů (Downův syndrom), obezity, patří sem pes calcaneovalgus, ale i malé odchýlení od normálního fyziologického stavu. Často se jedná o plochonoží získané. Naproti tomu rigidní plochonoží nacházíme u traumatických příčin nebo u vrozených vad, jako je koalice tarsálních kostí, strmý talus apod. (Halabchi, 2013)

Zdá se, že prevalence ploché nohy vykazuje určité geografické a etnografické souvislosti. Zatímco studie prováděné v Turecku uvádějí 4,1 % plochonoží z původního vzorku n=516 dospělých osob (analýza plantogramu v kombinaci s jinými antropometrickými parametry) (Atamturk, 2009), Golightly et al. (2012) předkládají ve své studii (n=1691) výskyt plochonoží ve 38,3 % u Afroameričanů a 16,3 % u bělochů žijících v Severní Karolíně v USA. Golightly bohužel uvádí nespécificky pouze aspekci a palpaci jako prostředky použité ke stanovení pes planus, což je kritérium velice subjektivní a nepřesné. Nicméně i jiní autoři (Castro-Aragon et al., 2009) radiograficky potvrzují nižší klenbu u Afroameričanů oproti kavkazskému a hispánskému plemenu. I v rámci černošské rasy nacházíme vnitřní variabilitu. Zatímco u Keňanů je pes planus vyjádřen u 43,2 % populace, u obyvatel Tanzanie 20,3 % - data získaná analýzou dynamicky pořízeného plantogramu (Igbigbi, 2005). Na vzorku indické populace (n=1015) bylo - opět z plantogramu - zjištěno zastoupení plochonoží ve 4,1 % (Qamra, Deodhar, Jit, 1980), což koreluje s mírou plochonoží v Turecku. Prevalence plochonoží v České republice byla detailně zpracována Klementou (1987), pouze však pro věkovou skupinu 7 - 20 let. Vzhledem k tomu, že během dospívání dochází k morfologickým změnám, nelze výsledky extrapolovat na dospělou populaci.

## 2.3 MOŽNOSTI HODNOCENÍ PODÉLNÉ KLENBY

Pro konstruktivní řešení problematiky pes planus a patažmo mediální podélné klenby je nutné definovat systém hodnocení sledovaného jevu. Dosud v odborné literatuře nepanuje shoda v univerzální metodice pro stanovení hranic, co plochá noha je a co ještě není. Validní, spolehlivá a reprodukovatelná hodnotící kritéria jsou vhodná pro stanovení diagnózy, pro zhodnocení změn v čase, ale i pro zhodnocení účinnosti terapie v souladu s konceptem evidence based medicine.

Aspekce patří k rutinnímu klinickému vyšetření. Informace, kterou touto metodou získáme, se odvíjí od klinické zkušenosti, trénovaného oka a interpretaci vyšetřujícího. Je to metoda silně zatížená subjektivitou a nedostatkem porovnatelného kvalitativního rozměru. I když Dahle et al. (1991) testovali míru vnitřní variability aspekčního hodnocení stavu nohy mezi třemi fyzioterapeuty, kteří prošli společným školením zaměřeným na hodnocení nohy (měli zařadit nohu do jedné ze tří kategorií: pronovaná noha, neutrální postavení, supinovaná noha), shodli se fyzioterapeuti pouze u 55 subjektů ze 77. Autoři posuzují míru hodnověrnosti jako dostatečnou. Nicméně v praxi, kdy široká odborná fyzioterapeutická veřejnost neprochází stejným školením, se míra reliability mezi hodnocením jednotlivými fyzioterapeuty prudce snižuje.

Měření antropometrických parametrů je další metodou, které lze využít k hodnocení podélné klenby. Využívá se kostěných struktur identifikovatelných palpací. Mezi antropometrické parametry patří výška klenby (Arch height), úhel podélné klenby (Longitudinal arch angle), úhel zánoží (Rearfoot angle), navikulární pokles (Navicular drop), navikulární posun (Navicular drift), index valgosity (Valgus index), dále indexy: výška os naviculare/délka chodidla, výška hlavy talu/výška klenby a další (Razeghi & Batt, 2002; Xiong et al., 2010). Tyto parametry jsou objektivní a reprodukovatelné. Nevýhodou je jejich technické pořízení v praxi, neboť u některých parametrů je pro přesné odečtení hodnot třeba standardizovaného měřidla (např. pro arch height), nebo pořízení fotografie a následného zakreslení linií k odečtení úhlů. Totéž platí i pro komplikovanější klasifikace nohy dle různých autorů, kteří kombinují určité antropometrické parametry – např. klasifikace dle Roseho et al. (1985), Foot Posture Index (Redmond et al. 2006) apod. Druhý jmenovaný – FPI - je multisegmentální, 6 položkový test zohledňující konfiguraci nohy ve všech třech rovinách.

Již v roce 1947 představili Harris a Beath užití prvního plantografu pro vědecké účely. Inkoustový otisk nohy na papír poskytuje trvalý záznam o kontaktní ploše nohy s podložkou. Z otisku nohy pořízeného na Harrisově podložce (Harris mat) lze odečíst míru tlaku dle

publikované kalibrační křivky (Silvino et al., 1980). Harrisova podložka se původně používala diagnosticky pro odhalení Mortonovy neuralgie (Silvino et al., 1980). V současné době je možné již využít dynamické pedobarografie ve formě tlakově senzitivních plošin (např. FootScan, FDM - Zebris), jejichž účelem je sledovat rozložení tlaku při chůzi či běhu.

Jednoduchý mechanismus pořízení otisku nohy je v praxi snadno využitelný, je finančně i materiálově nenáročný. Analýza plantogramu slouží k diagnostice stavu nohy podle styčné plochy. Jako každá metoda, i tato má své limity. Z pořízeného plantogramu lze kromě celkového tvaru odečítat délkové parametry, které se používají k výpočtu různých indexů (index klenby, index valgozity, hodnocení dle Godunova, Chippaux-Šmiřákův index, index nohy dle Srdečného, Sztriter-Godunov, index otisku, index klenba-délka, zkrácený index klenby apod. (Hladíková, 2012). Spojnice patřičných bodů na plantogramu využíváme ke stanovení úhlu - subarch angle (Chen et al., 2006), úhel otisku klenby (Hladíková, 2012). Dále plantogram umožňuje při dalším zpracování pracovat i s plošnými parametry (index klenby dle Cavanagha a Rodgerse, 1987).

Pro přesné popsání konfigurace kostních segmentů lze využít exaktní metodu rentgenového snímkování. Jedná se bezesporu o nejspolehlivější metodu. Jejími negativními stránkami jsou ozáření, finanční stránka, nedostupnost v běžné praxi fyzioterapeuta. U snímkování nohy z důvodu dokumentace stavu MLA se používají zejména anterioposteriorní, laterální projekce (Crim et al., 1996). Z rentgenového snímku se odečítají zejména úhly mezi kostěnými segmenty. Nejčastěji se setkáváme s těmito parametry: Talo-first metatarsal angle, talo-calcaneal angle, talo-horizontal angle, calcaneal pitch angle (Hladíková, 2012).

Vzájemné korelace mezi jednotlivými metodami a jejich zastupitelnost jsou předmětem pečlivého zkoumání. Cílem je sjednotit metodiku diagnostiky tak, aby byla zajištěna co možná nejvyšší senzitivita testování a zároveň se jednalo o metodu nenáročnou na prostředky, dobu zpracování a aby byla zaručena objektivita a reprodukovatelnost měření. Korelace mezi radiografickým a plantografickým měřením byla potvrzena již v roce 2001, kdy Kanatli et al. popsali vztah mezi indexem klenby dle Staheliho et al. (1987) a talo-first metatarsal angle ( $p=0,004$ ) a talo-horizontal angle ( $p=0,014$ ). Zdá se však, že index klenby nezohledňuje pozici calcaneu a talu, neboť jeho korelace s parametry týkající se calcaneu nebyly dostatečně statisticky významné. Na druhé straně Coughlin a Kaz (2009) na základě porovnání sady radiografických parametrů a parametrů odečtených z plantogramu konstatují signifikantní korelaci mezi oběma metodami (všechna porovnání o  $p<0,01$ ).

Statická vyšetření nohy ještě nevypovídají nic o noze při plnění její role v lokomoci. Již dle anamnesticky zjištěné etiologie lze zhruba rozlišit, zda se jedná spíše o nohu rigidní, či

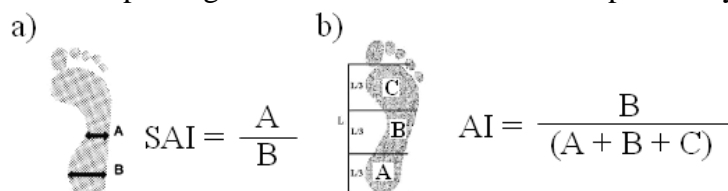
flexibilní (viz kapitola 2.2.1). K dynamickému vyšetření funkce nohy je možné použít již zmíněné tlakové plošiny. Dále lze použít poziční testy dle metody Dynamické neuromuskulární stabilizace, kde se (mimo jiné) hodnotí schopnost centrované opory a její následná stabilizační funkce (Kolář, 2009; Stýblová, 2014).

Klinické funkční vyšetření nohy v praxi by mělo obsahovat anamnestické údaje o věku, kdy obtíže začaly, jaké je rodinné zatížení v tomto směru, jaké jsou symptomy, byl-li prodělán úraz, jaké má pacient aktivity. Stran konkrétního vyšetření by mělo být provedeno aspekční vyšetření v zatížení a bez něj (výška MLA ve stoji a v sedu), vyšetření rozsahu pohybu v talokrurálním kloubu, vyšetření torzních deformit dolní končetiny – vnitřní/vnější rotace tibie, genu varum/valgum, torze femuru. Dále by neměla být opomenuta zhodnocení laxicity vazů, napětí Achillovy šlachy, podrobnější (palpační) prostudování bolestivé oblasti a také analýza chůze. (Halabchi et al., 2013)

### 2.3.1 PLANTOGRAM A INDEX KLENBY

Plantografické hodnocení je hojně využívané pro svou jednoduchost, finanční, materiální i časovou nenáročnost. Plantograf je možné využívat běžně ve fyzioterapeutické praxi pro zhodnocení stavu a následně případné změny stavu v čase. Lze ho tedy využít k poskytnutí informace o účinnosti terapie.

Z plantogramu můžeme odečítat různé parametry (viz kapitola 2.3). Zde si konkrétně



rozebereme index klenby dle Staheliho et al. (1987). Ten získáme podílem šířky otisku v nejužším místě klenby a šířkou paty (Staheli et al., 1987). Reliabilita SAI (Staheli Arch Index) vypočítaného ze staticky

Obrázek č.2: Index klenby a) dle Staheliho et al. (1987), b) dle Cavanagh & Rodgers, (1987)

Zdroj: převzato ze Staheli et al. (1987) a Cavanagh & Rodgers, (1987). Upraveno.

provedeného plantogramu byla ověřena Mathiesonem (1999). SAI nabývá vyšších hodnot s přibývajícím mírou plochonoží, naopak u pes cavus dosahuje nuly. V porovnání s ostatními indexy má SAI výhodu dlouhodobého užívání odbornou veřejností. Limitujícím prvkem, který byl nedávno popsán (Wearing et al., 2012), je skutečnost, že měřená oblast středonoží je v případě obezních jedinců velmi ovlivněna tukovou tkání. Na tento fakt je třeba brát zřetel při interpretaci hodnot SAI, aby nedošlo k záměně tučné nohy za plochou a naopak. Proto je vhodné vždy uvést hodnotu body mass indexu (BMI) měřených subjektů.

Tento index se nehodí pro hodnocení pes cavus, jelikož není schopen postihnout míru jeho vyjádření. Dalším otázníkem je vypovídající hodnota SAI o funkci nohy. Toto je ale úskalí všech parametrů odečítaných z plantogramu. Míra přirozené variability parametrů odečítaných z otisku nohy v čase nebyla v literatuře popsána.

Autorka se domnívá, že pro účely této práce je SAI dostačující. Ve sledované skupině testovaných probandů se nevyskytuje žádný pes cavus, naopak byly spíše vyhledávány osoby se sníženou MLA. SAI porovnáváme u stejných jedinců v čase. Lze tedy přesně stanovit stejné místo odečtu délkových parametrů a tím zajistit vysokou míru objektivitu měření.

## 2.4 KINEZIOTAPE

Původní adhezivní pásky Kinesio Tex<sup>®</sup> Tape, jak je popisuje jejich vynálezce chiropraktik Dr. Kenzo Kase, mají imitovat dotek terapeuta. Nemají zatěžovat a zbytečně sensoricky stimulovat svou vahou, takže již po 10 minutách by pacient tape neměl na těle cítit (Kase et al., 2003). Efekt vlivu kinesiotapu na zmíněné receptory popisuje v publikaci i sám autor. Nicméně, jak udává autor, z důvodů minimalizace vlivu má originální Kinesio Tex<sup>®</sup> Tape podobnou tloušťku jako lidská kůže, je pružný a roztahitelný o 55 - 60 % své původní délky. Vlnitý vzorek elastických vláken má napodobovat papilární linie, propouští tělesnou vlhkost. Pásky jsou tvořeny polymerovými elastickými vlákny, která jsou ovinuta 100% bavlnou. Materiál by si měl udržet své elastické vlastnosti asi 3-5 dní ode dne aplikace. (Kase et al., 2003, str. 12)

Kase et al. (2003, str. 21), jakožto autoři metodiky, rozlišují šest základních technik použití: korekce fascií, ligament a šlach, prostoru, lymfatické cirkulace, korekce mechanická a funkční. Korekce fascií spočívá ve vytvoření podpory fascie za pomoci tahu tapu. Korekce prostoru je zaměřena na odlehčení prostoru pod tapem tím, že např. kůži přimějeme k nařasení. Naproti tomu při ovlivnění ligament a šlach chceme napětí zvýšit až k maximu a vytvořit tak pevnou oporu, téměř substituci dysfunkční struktury. Cílem funkčního tapu je optimalizovat sensorickou stimulaci pro zlepšení kvantity výkonu. Intervence do lymfatického systému spočívá ve snížení tlaku pod páskou a v tom, že vějířovitý tvar tapu ovlivní směr drenáže směrem ke svodným uzlinám. Mechanická korekce má za cíl pomocí středního až výrazného tahu kinesiotapu ovlivnit nastavení požadované struktury – měkké tkáně nebo kloubu – do zvoleného postavení. (Kase et al., 2003, str. 21)

Při aplikaci se využívá různých tvarů tapu. Rozlišujeme tapy tvaru Y, I, W, X, vějíř apod. Míra napětí určuje biomechanické vlastnosti nalepené pásky. Kase et al. (2003, str. 14)

rozlišují dvojí způsob aplikace tapu na sval – inhibiční způsob, kdy se tape lepí od úponu k začátku svalu, a facilitační způsob, kdy začínáme na začátku svalu a pokračujeme k úponu. Tento efekt však nebyl ani subjektivně, ani empiricky (měření na m. quadriceps femoris - izokinetickým momentem síly, výška výskoku) doložen u zdravých jedinců (Vercelli et al., 2012; Lins et al., 2013). Naproti tomu u pacientů s artrózou v kolenním kloubu bylo při srovnatelných měřených parametrech zaznamenáno signifikantní zlepšení u subjektů, kterým byl aplikován kinesiotape dle doporučené metodiky oproti kontrolní skupině s nesprávnou aplikací tapu – tzv. placebo kinesiotape (Anandkumar et al., 2014).

Efekt kinesiotapu je v poslední dekádě velice diskutovaným tématem, neboť se tato metoda těší enormní oblibě mezi širokou odbornou (i neobornou) veřejností. Důkazy o vlivu kinesiotapu na svalovou sílu, změnu propriocepce, rozsah pohybu a lymfatický systém nejsou v odborné literatuře jednotné (viz předchozí odstavec).

Dle přehledové studie v té době aktuální odborné literatury (březen 2012) publikovali Kalron a Bar-Sela (2013) následující poznatky o efektu kinesiotapu u dospělých osob s muskuloskeletálními, neurologickými a lymfatickými obtížemi. 6 studií z 9 prokázalo snížení vnímané bolesti bezprostředně po aplikaci kinesiotapu při muskuloskeletálních obtížích (bolesti krku, dolních zad, plantární fascitidy). Žádná ze studií nepotvrdila redukci bolesti po odstranění kinesiotapu. Vliv kinesiotapu na svalovou sílu nebyl dostatečně prokázán ani jednou ze 3 studií, které se této otázce věnovala. Změnu v rozsahu pohybu prokázala 1 studie ze 3, a to ve smyslu zvýšení. Jednalo se o oblast krční páteře po úrazu whiplash. Zbylé dvě studie měřící rozsahy v ramenním kloubu a flexi v kyčli nezaznamenaly rozdíl oproti kontrolním skupinám. Studie hodnotící vliv kinesiotapu na neurologickém terénu hodnotila parametry chůze a míru spasticity po aplikaci botulotoxinu kombinovaného s kineziotapem. Oproti kontrolní skupině se neobjevily signifikantní rozdíly. Neprokázal se ani vliv kinesiotapu na rychlost vedení periferního nervu. Prakticky žádnou změnu nezaznamenala studie zkoumající vliv kinesiotapu na proprioepci v oblasti kotníku. Ovlivnění lymfatického systému bylo zkoumáno ve 2 studiích, které splňovaly požadavky pro systematické zhodnocení, avšak ani jedna dostatečně věrohodně nepotvrdila pozitivní ani negativní účinek. (Kalron a Bar-Sala, 2013)

V současné době je konkrétně na českém trhu velké množství produktů s podobnými vlastnostmi. Mezi nejznámější značky patří KinesioMAX Tape, NASARA Sport Kinesiology Tape, Temtex kinesio tape, Kinseo Physiotape, K-Active, BO-Tape, ARES Tape a další.

Cena i kvalita (dle klinické zkušenosti) výrobků jsou různé, ačkoli nejsou spotřebitelům prezentovány rozdíly.

### 3 CÍLE A HYPOTÉZY

Vycházíme-li z faktu, že oblouk podélné mediální klenby je tvořen kostěnými segmenty a zároveň že rentgenový snímek nohy koreluje s plantogramem (Coughlin, Kaz, 2009; Kanatli et al., 2001), můžeme se domnívat, že by plantogram mohl odrážet změny, kterých bychom měli být schopni dosáhnout za předpokladu, že kinesiotope má potenciál ovlivnit fascie a měnit postavení v kloubech (Kase et al., 2003, str. 22). Protože nebyl dostatečně prokázán účinek kinesiopatu na svalovou sílu (Vercelli et al., 2012), nebyl v této práci použit k ovlivnění svalů, ale na podporu biomechanických vlastností plantární aponeurózy dle vrátkového mechanismu.

Součástí experimentu bylo navození podmínek co nejpodobnějších klinické praxi. Jinými slovy za pomoci běžně dostupných prostředků, jako je kinesiotope a plantograf, nastínit možnou terapii a získat zpětnou vazbu její účinnosti. Variabilita adherence subjektů k terapii je nedílnou proměnnou, která má vliv výsledky fyzioterapeutického úsilí jak v běžné praxi, tak i v této práci.

Vzhledem k malému počtu sledovaných subjektů je tato práce koncipována jako pilotní. Kromě efektu intervence kinesiopatem jde i o nastínění možných hodnotících metod a zhodnocení jejich úskalí. Jako hlavní cíle si autorka zvolila:

- 1) porovnat změny parametrů MLA odečítaných z plantogramu sledované skupiny v počátečním stavu se stavem po 3 týdenní aplikaci kinesiopatu;
- 2) zhodnotit míru ovlivnění MLA kinesiopatem sledované skupiny vůči kontrolní skupině pomocí parametrů odečítaných z plantogramu.

Podružným cílem bylo orientačně zmapovat citlivost funkčního testování nohy dle metody dynamické neuromuskulární stabilizace na případné změny způsobené kinesiotapingem.

Pro účely statistického zpracování dat byly formulovány následující nulové hypotézy:

- A) Aplikace kinesiopatu za účelem podpory MLA po 3 týdny nezmění ve sledované skupině parametry odečítané z plantogramu.
- B) Po ukončení 3 týdenní intervence kinesiopatem se neprojeví změna parametrů odečítaných z plantogramu mezi sledovanou a kontrolní skupinou.



#### 4 METODIKA

Byly sestaveny 2 skupiny probandů – sledovaná a kontrolní. Do sledované skupiny byly zařazeny osoby, u kterých bylo podezření na plochou nohu. Tato skupina byla podrobena testování a byla instruována o aplikaci kinesiotapu, který používala po dobu 3 týdnů, poté opět prošla vyšetřením (viz dále). Na začátku a na konci 3 týdenní aplikace kinesiotapu byly skupině pořízeny otisky nohou. Stejně tak byl odebrán plantogram i kontrolní skupině, která však neabsolvovala žádné vyšetření ani terapeutickou intervenci. Smysl kontrolní skupiny spočívá v porovnání variability plantogramu a parametrů z něj získaných v čase. Míra přirozené variability v kontrolní studii byla vzata v potaz při interpretaci změn sledované skupiny. Variabilita parametrů získávaných analýzou otisku nohy v čase nebyla v literatuře popsána.

U všech osob obou skupin byl odebrán plantogram. Bylo tak učiněno postupně z obou nohou. Podrobnější popis postupu viz kapitola 4.2 Pořízení plantogramu. Odebrané plantogramy dokumentují stav chodidla při 50%, rovnoměrném, klidovém zatížení (Kanatli et al., 2001). Tento způsob pořízení plantogramu je totožný s běžným protetickým vyšetřením, jaké je užíváno v praxi – dle demonstrace pana Jakuba Suzana, spolumajitele společnosti Studio zdravého obouvání s.r.o. Ten autorce poskytl slevu na starší plantograf a tím umožnil realizaci této práce.

Po odebrání plantogramu (statického testu nohy) byl proveden u sledované skupiny funkční test. Probandi byli vyzváni, aby udělali dřep (výzva zněla: „Předpažte a udělejte dřep.“) a aby provedli nárok a zatížili přední končetinu (výzva zněla: „Udělejte krok jednou nohou vpřed, přeneste na ni váhu.“). U tohoto cviku následně vystřídalí nohy. Byla pořízena fotodokumentace těchto testů. Pro vyhodnocení bylo použito testování funkce postury dle prof. Koláře (Stýblová, 2014).

Dále dobrovolníci vyplnili dotazník, který byl cílený na odhalení míry vlivu jednotlivých faktorů, viz kapitola 5 Výsledky.

K vyšetření hypermobility byly použity testy na dolní polovinu těla publikované Jandou (2004, str. 317, 319) a to konkrétně Zkouška předklonu a Zkouška posazení na paty. Autor uvádí možnou různou míru hypermobility vyjádřenou nestejně na dolní a horní polovině těla (Janda, 2004, str. 309). Vzhledem k tomu, že tato práce řeší problematiku nohy,

byly vybrány testy zohledňující hypermobilitu na dolní části trupu. U zkoušky předklonu je norma stanovena kontaktem konečků prstů a podlahy. Jakmile se vyšetřovaný předkloní více, je hodnocen jako hypermobilní. Zkouška posazení na paty je pozitivní, pokud vyšetřovaný dosedne mezi patami až na podlahu.

Bolest byla hodnocena dle numerické škály bolesti (numerical rating scale – NRS). Popis pro probandy zněl následovně: „Prosím, ohodnoťte bolest číslem na škále 0 - 10 (orientačně: 0 - vůbec nebolí, 5 - berete si prášek proti bolesti, 10 - bolest, která se nedá vydržet).“

Následovala instruktáž aplikace kinesiopapu postupně na obě nohy. Autorka se ujistila, že je proband schopen sám kinesiopape aplikovat, ví, jak si připravit materiál, a byl poučen o možných chybách. Detailnější popis metodiky aplikace kinesiopapu viz kapitola 4.3 Mechanismus lepení.

Pro účely práce byl použit kinesiopape od firmy Erawan, s.r.o., produkt Kine – MAX. Jedná se o adhezivní pružnou pásku širokou 5 cm, v balení po 5 metrech. Všichni dobrovolníci používali stejný produkt. Realizace této bakalářské práce byla umožněna díky vstřícnosti ze strany vedení firmy Erawan, s.r.o., neboť poskytlo polovinu materiálu zdarma a druhou polovinu materiálu prodalo autorce se slevou. Původně bylo počítáno s 15 účastníky. Bohužel, 2 dobrovolníci v průběhu měřené období předčasně ukončili spolupráci. Jeden proband nedodržel přesně stanovenou frekvenci aplikace, proto byly jeho výsledky vyřazeny.

Po 21 dnech proběhlo výstupní setkání, na kterém byly z nohou sňaty poslední 2 sady kinesiopapů a byly pořízeny otisky obou nohou dle metodiky uvedené v kapitole 4.2 Pořízení plantogramu. Dále byla pořízena fotodokumentace funkčních testů (viz výše).

Doba, po kterou byly subjekty vystaveny kinesiopatingu, byla zvolena tak, aby optimalizovala poměru počtu osob a finančního zatížení autorky, neboť polovinu materiálu pořizovala na své náklady.

Po ukončení spolupráce s účastníky následovalo zpracování dat, jak je popsáno v kapitole 4.4. Vyhodnocení plantogramů. Následné statistické zpracování získaných dat bylo vykonáno za laskavé pomoci paní ing. Ivany Durdilové. Pro zhodnocení závislosti změn hodnoty SAI a procentuální změny ploch byl použit dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu. Pro zjištění míry korelace mezi sledovanou a kontrolní skupinou byl zvolen

dvouvýběrový t-test s rovností rozptylu. Chí kvadrát posloužil k objasnění souvislostí mezi informacemi zjištěnými pomocí dotazníku a parametry odečtenými z plantogramu.

#### 4.1 CHARAKTERISTIKA SKUPIN

Praktické části bakalářské práce se zúčastnilo 24 dobrovolníků, kteří byli rozděleni do dvou skupin – sledované (n=12) a kontrolní (n=12).

Měření zdárně dokončilo 12 osob, 8 žen a 4 muži, ve věku 12 – 48 let. Průměrný věk byl 28,25 roku ( $30 \pm 18$  let). Žádný z probandů testované skupiny neudával trauma v oblasti nohy. Žádná z dobrovolnic nebyla v době testování těhotná. Další charakteristika viz kapitola 5 Výsledky.

Kontrolní skupina sestávala opět z 12 osob, 10 žen a 2 mužů ve věku 22 – 47 let. Průměrný věk byl 26,6 roku ( $34,5 \pm 12,5$  roku). Žádné další informace od subjektů kontrolní skupiny nebyly pro účely práce požadovány.

#### 4.2 POŘÍZENÍ PLANTOGRAMU

Odebrání plantogramu probíhalo následovně: Měřená osoba položila levé chodidlo na volné křídlo plantografu a poté položila pravé chodidlo na blánu plantografu, pod níž byl umístěn arch papíru, na který se tlakem chodidla otiskl inkoust. Měřená noha byla zatížena na 50 % celkové váhy osoby – osoba stála klidně a přirozeně na obou nohách. Poté přenesla váhu na levou nohu, umístěnou na netisknutelné části plantografu, a odstoupila pravou nohou z plantografu. Tento postup byl opakován beze změny pro odebrání plantogramu z druhé (levé) nohy. (Kanatli et al., 2001) Při pořizování otisku nohy bylo vždy zachováno pořadí nohou, tedy že nejdříve byla otisknuta vždy pravá noha a pak levá.

#### 4.3 MECHANISMUS LEPENÍ

Dle hypotézy byla použita korekční technika ovlivňující plantární aponeurózu, jakožto hlavní vazivový prvek mající přímý vliv na MLA. Nebyla použita technika ovlivňující svaly tvořící funkční třmen, neboť nebyl prokázán jednoznačný vliv kinesiotapu na svaly.

Technika aplikace byla z části přejata z Kase et al. (2003, str. 210) a z části modifikována autorkou z praktických důvodů prodloužení výdržnosti tapu na požadovaném místě pro potřebnou dobu. Použitou technikou je mechanická korekce (viz kapitola 2.4.1).

Set kinesiotapu aplikovaný na jednu nohu sestával ze dvou pásek tvaru I. Jeden pruh (podélný) byl dlouhý 25 cm, druhý (příčný) 20 cm. Okraje byly zastříženy dokulata z důvodů



*Obrázek č. 3: Způsob aplikace kinesiotapu  
Vedle nohy je vyfocen set 2 pásek typu I  
Zdroj: autorka*

prevence odírání kinesiotapu o oblečení, či boty. Do delšího, podélného tapu byly na jednom konci prostříženy 2 otvory na 2. a 3. prst. Těmito otvory byl kinesiotape nasazen na prsty a kratší konec dlouhého tapu byl volně, bez jakéhokoli napětí, přiložen na kůži dorza nohy. Delší konec tapu byl natažen přes střed paty (takovým maximálním tahem, aby nedošlo k zúžení tapovací pásky), odkud byl opět bez napětí volně přiložen podél Achillovy šlachy kraniálně. Kratší páska byla vedena příčně, v oblasti MLA. Největší tah byl vyvinut na plantě, konce kinesiotapu byly volně přiloženy. Bezprostředně po nalepení byly pásky ručně „zažehleny“ rychlým opatrným plošným pohybem ruky pro lepší přilnutí.

Na jednu nohu aplikovala kinesiotape autorka, druhou nohu si lepil proband sám pod jejím dozorem. Byl dotázán, zda je vjem z obou nohou srovnatelný. Dále byl upozorněn na možné chyby. Cílem bylo se ujistit, jestli bude proband schopný aplikaci provádět doma sám.

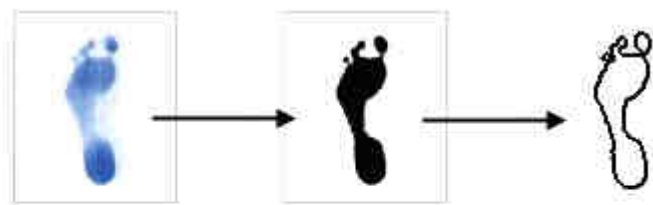
Každý účastník byl instruován, aby si kinesiotape měnil jednou za dva dny a to vždy ráno, aby tah tapu byl největší přes den, kdy je po noze vyžadována funkce. To znamená, že pokud byla osoba vstupně vyšetřena v pondělí během dne, měla si kinesiotape vyměnit ve středu ráno, v pátek ráno, v neděli ráno a tak pokračovat po 3 týdny. Při výměně kinesiotapu měly být pásky strženy z jedné nohy a hned nalepeny nové. Až teprve potom se měla provést výměna na druhé noze. Tento postup byl zvolen z důvodů zachování vzoru aplikace v případě možného zaváhání provádějící osoby při samostatné výměně bez dohledu.

Na vstupním setkání dostal každý účastník 2 krabičky Kine – MAX kinesiotapu tělové barvy s několika nastříhanými sety a byl poučen o postupu pro přípravu dalších setů.

Všechna vstupní i výstupní setkání proběhla vždy s autorkou práce, rovněž veškerá instruktáž k prováděným testům i k aplikaci kinesiotapu byla vykonána touž osobou.

#### 4.4 VYHODNOCENÍ PLANTOGRAMŮ

Všechny pořízené plantogramy byly převedeny do digitální podoby a dále zpracovány



*Obrázek č. 4: Postup při zpracování plantogramu. Obrázek vlevo představuje skenovaný plantogram, střední obrázek je maska, vpravo obrysová linie. Zdroj: autorka*

pomocí grafického softwaru Adobe Photoshop verze 13.0, a geoinformatického softwaru ArcGIS, verze 9.3. Všechny plantogramy prošly identickou, předem stanovenou úpravou, aby byla zaručena objektivita zpracování.

Úpravy v softwaru Adobe PhotoShop obnášely identifikaci množiny bodů reprezentující otisk, tzn. označení bílé plochy naskenovaného listu s tolerancí 45 - 80 % (dle kvality pořízeného plantogramu a množství přítomných artefaktů), následně inverzi tohoto výběru. Funkcí prolnutí okrajů (vždy 15 %) došlo k optimálnímu vyhlazení křivky otisku. Vzniklá křivka byla vyplněna barvou, takže vznikla maska. Maska byla uchována ve formátu \*.tif. Následně byl takto získaný rastrový obrázek v ArcGIS převeden na vektor (formát \*.shp), z něž bylo možno vhodně vizualizovat výsledné obrysové linie pomocí překryvu (viz obrázek č. 4. Prostorová vektorová data dále umožňují vypočítat plochu otisku.

Překrytí obrysových linií odpovídající dvojice otisků se zdá být výhodné pro identickou lokalizaci odebíraných parametrů pro výpočet indexu dle Staheliho (1987). Tím je zajištěna porovnatelnost indexů příslušných otisků. Další výhodou překryvu je komplexnější pohled na problematiku. Oproti délkovým parametrům, které podávají informaci jen o lokální situaci, lze překryvem odhalit změny tvaru plantogramu a tím lépe postihnout vliv kinesiotapu, což by pouze délkové parametry nemusely odhalit.

Výpočet ploch otisků byl použit na zjištění procentuální změny plochy vstupního a výstupního otisku. Chronologicky starší otisk byl uvažován jako 100 %, vyjádřená změna se vztahovala ke staršímu otisku, tedy že se mladší otisk měnil vůči staršímu. Porovnání ploch otisků kontrolní skupiny slouží ke stanovení přirozené míry variability otisků. Ta byla zohledněna v interpretaci dat sledované skupiny.

Srovnání ploch celých otisků jako hodnotící metoda není autorce z literatury známa. Používá se index klenby dle Cavanagha a Rodgerse (1987), který pracuje s plošnými parametry otisku. Nicméně tento index je technicky náročné vypočítat.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 DOTAZNÍK

Probandům sledované skupiny byl předložen k vyplnění dotazník. Zpracované vybrané otázky a odpovědi jsou uvedeny v tabulce č.1. ID značí pořadové číslo probandů.

Tabulka č. 1: Zpracované údaje charakterizující sledovanou skupinu

- (1) Pohlaví
- (2) Věk
- (3) Body Mass Index [kg/m<sup>2</sup>]
- (4) Hypermobilita [*ano*, v případě, že jsou pozitivní oba testy hypermobility - zkouška posazení na paty a zkouška předklonu (viz kap. 4 Metodika); *ne*, v případě, že je alespoň jeden test negativní]
- (5) Užívání hormonální antikoncepce
- (6) Počet hodin strávených ve stoji [h/den]
- (7) Počet hodin strávených chůzí [h/den]
- (8) Bylo vám někdy řečeno, že máte plochou nohu?
- (9) Kdo stanovil diagnózu ploché nohy?
- (10) Je vaše noha zdrojem bolestí?
- (11) V případě, že je zdrojem bolesti, prosím, ohodnoťte bolest číslem na škále 0-10 (viz kap. 4 Metodika)
- (12) Změnily se bolesti během aplikace kinesiotapu? [0-10]
- (13) Charakter bolesti, jejíž zdrojem je noha [I - intermitentní, X - žádné]
- (14) Kinesiotape jste si lepil sám / jiná osoba?
- (15) Jste pravák / levák [P/L]? (nevyhraněný hodnocen dle ruky, kterou píše)

ID	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	(9)	(10)	(11)	(12)	(13)	(14)	(15)
									PLDD,						
1	žena	40	23,7	ne	ano	4	1	ano	ortoped	občas	4	0	I	sama	P
2	žena	31	23,1	ne	ano	5,5	5,5	ano	PLDD	občas	3-4	0	I	sama	P
3	žena	32	23,0	ano	-	1	1	ano	ortoped	občas	2	0	I	sama	P
4	žena	29	24,1	ano	-	1	2	ano	PLDD	ne	-	0	X	sama	P
									PLDD,						
5	muž	31	31,0	ano	-	6	6	ano	ortoped	zřídka	0	0	X	sám	P
6	muž	22	28,1	ne	-	2	1	ano	PLDD	ne	-	0	X	sám	L
									PLDD,						
7	muž	27	24,5	ne	-	2	2	ano	ortoped	občas	3	0	I	sám	P
									PLDD,						
8	žena	29	22,3	ano	ano	2	6	ano	ortoped	zřídka	2	0	I	sama	P
9	žena	21	22,7	ne	ano	1	2	ano	ortoped	zřídka	1-2	0	I	sama	P
10	žena	48	24,2	ano	ano	6	4	ne	ne	ne	-	0	X	jiná os.	P
11	žena	17	19,8	ne	-	1	1	ano	ortoped	ano	3	0	I	jiná os.	P
12	muž	12	18,1	ano	-	1	1	ano	ortoped	ne	-	0	X	jiná os.	L

Ze sledované skupiny byla 11ti osobám již v minulosti diagnostikována plochá noha

praktickým lékařem pro děti a dorost nebo ortopedem. 9ti z nich byly lékařem doporučeny ortopedické vložky, 7 probandů používalo vložky do bot v dětském věku, 3 v současné době, 2 nikdy. V subjektivním hodnocení účinnosti této intervence jsou 3 osoby přesvědčené o kladném efektu.

11 osob z 12 provozuje každý týden sport (plavání, fitness, volejbal, squash, fotbal, florbal, taekwon-do, či nordic walking). Průměrně ve skupině denně stráví probandi 4,06 hodiny chůzí (min 1 h, max 6 h) a 4,06 hodiny ve stoji (min 1 h, max 6 h).

Na otázku, zda je noha zdrojem bolesti, odpověděly 3 osoby „občas“, 4 osoby „zřídka“, 4 osoby „ne“. 5 probandů udávalo intermitentní bolesti chodidla, 3 probandi uvedli v souvislosti s nohou intermitentní bolesti v lýtku a holeni. Bolesti se zpravidla objevují po delší zátěži, ať už chůzi či stoji. Dle numerické škály bolesti se hodnoty udávané dobrovolníky pohybují v rozmezí 0 - 4.

Hodnocení bolesti u sledované skupiny je poněkud komplikovaným úkolem. Nikdo z dotazovaných neuvedl, že by byla jeho noha zdrojem stálých bolestí, u 58 % se objevují intermitentní bolesti. U ostatních žádné. Bolest nohou se objevuje po zátěži, po dlouhém stoji, či chůzi. Během 3 týdnů aplikace kinesiotapu 3 subjekty uvedly, že zmizely obtíže při dlouhé chůzi i stoji, 1 subjekt referoval častější bolesti hlavy (u této probandky došlo k velké změně plantogramu (proband č. 4). Všichni probandi se shodli na tom, že až několik hodin po nalapení čerstvého setu cítili tah na plosce, nikoli však bolest. Proband č. 6 udával při sportu (squash) nově pocíťovanou bolest v oblasti klenby. Ostatní subjekty při hodnocení celé intervence odpovídali, že subjektivně nepocíťovali žádný efekt kinesiotapu.

Obecně byly údaje o bolesti špatně vyhodnotitelné, neboť bolest je subjektivní pocit, který není navenek možné přesně kvantifikovat. Použití numerické škály bolesti sice budí dojem určité objektivity, nicméně při intermitentním charakteru bolesti je diskutabilní, do jaké míry jsou získaná data porovnatelná. Každý z probandů podával doplňující informace nad rámec škály, tyto však nebylo možné unifikovat. Údaje o bolesti získané z dotazníku jsou tak ne zcela vypovídající.

Průměrné BMI ve sledované skupině bylo 23,7 (směrodatná odchylka 3,2). Tento údaj je důležitý pro správnou interpretaci plantogramu.

Při hodnocení souvislosti laxicity vaziva a snížené MLA ve sledované skupině bylo shledáno 6 osob s hypermobilitou dolního trupu, z nichž byli 2 muži, 4 ženy. 3 hypermobilní osoby měly průměrný SAI (průměr SAI z obou nohou) vyšší než 1, tedy plochou nohu.



## 5.2 ZPRACOVÁNÍ PLANTOGRAMŮ

Celkem bylo zpracováno a vyhodnoceno 96 plantogramů. Na vzorku několika otisků (obrázek č. 5) je demonstrována kvalita transformace plantogramů ze skenu na masku, která proběhla v softwaru Adobe PhotoShop. Každý plantogram prošel detailní kontrolou, zda jeho standardizovaná úprava odstranila všechny artefakty a zároveň zda nedošlo k nežádoucí generalizaci důležitých detailů. U čtvrtého plantogramu shora na obrázku č. 5 je vidět část dotazníku, který probandi vyplňovali.

Pro vizualizaci změn v čase autorka zvolila překryv obrysových linií otisků příslušných plantogramů (obrázek č. 6). Černá linie reprezentuje vždy obrys plantogramu počátečního stavu a červená linie značí vždy obrys plantogramu po uplynutí 3 týdnů. Toto barevné značení je z důvodů přehlednosti platné pro všechny výstupní obrázky i grafy. Výstupní překryvy obrysových linií obou skupin jsou prezentovány na obrázcích č. 6. Číslo v pravém dolním rohu je pořadové číslo probanda.

V této fázi byly z překryvu obrysových linií odečteny délkové parametry pro výpočet Staheli indexu. Pro připomenutí, SAI je poměr šířky klenby plantogramu ku šířce paty. Výsledné hodnoty pro pravou a levou nohu obou skupin viz grafy č. 2 a 3.



Obrázek č. 6: Ukázka porovnání překryvu obrysových linií **téhož** subjektu.  
Zdroj: autorka



Obrázek č. 5: Ukázka redukce artefaktů při transformaci plantogramu na masku.  
Zdroj: autorka

Obrázek č. 7: Výsledný přehled překryvu obrysových linií plantogramů 12 subjektů sledované skupiny v počátečním stavu a po 3 týdnech aplikace kinesiotaup.

Zdroj: autorka

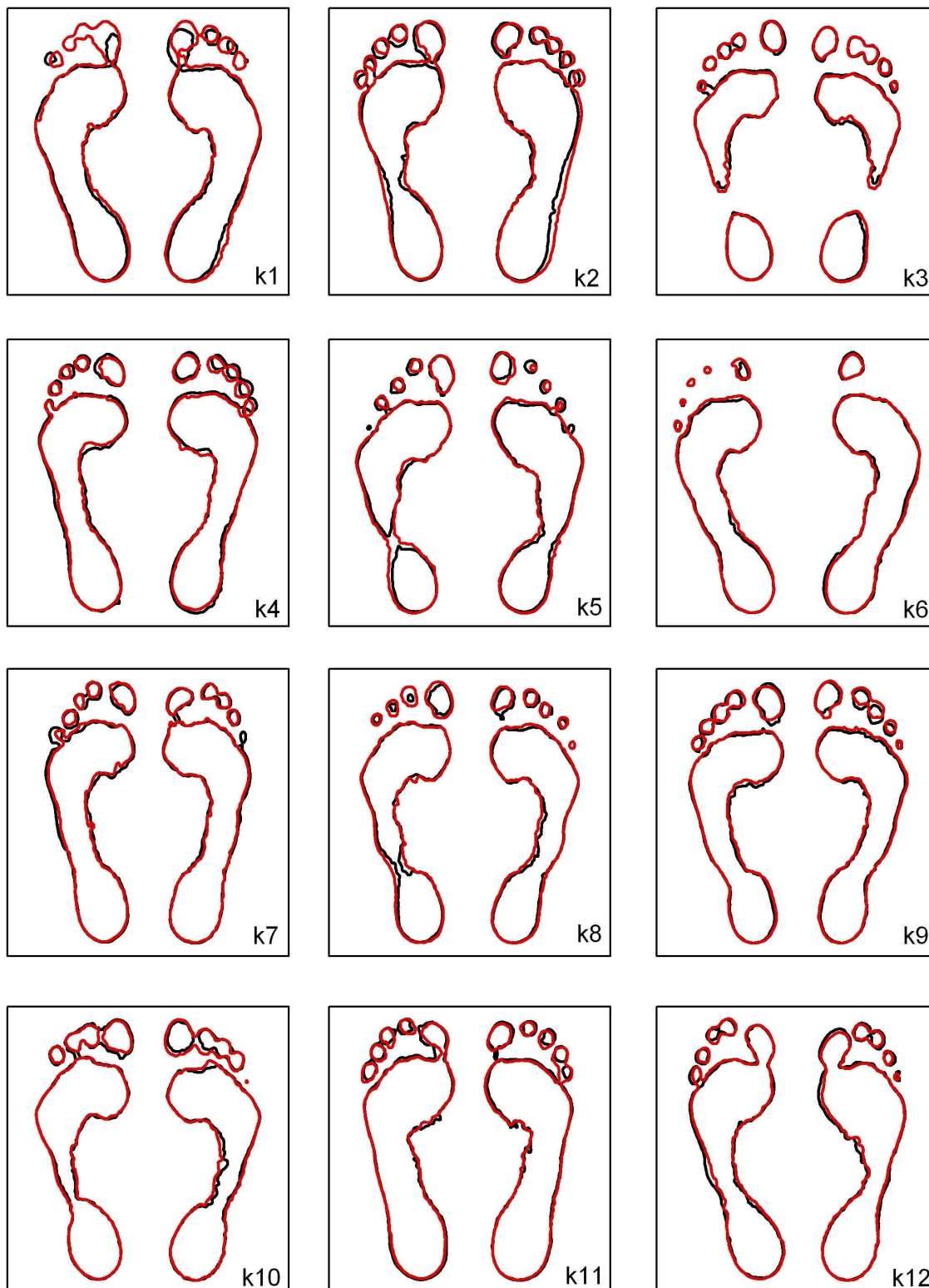


— obrysová linie plantogramu před aplikací kinesiotaup

— obrysová linie plantogramu po 3 týdnech aplikace kinesiotaup

Obrázek č. 8: Výsledný přehled překryvu obrysových linií plantogramů 12 subjektů kontrolní skupiny v počátečním stavu a po 3 týdnech.

Zdroj: autorka



— obrysová linie plantogramu v počátečním stavu

— obrysová linie plantogramu po 3 týdnech

### 5.3 PARAMETRY ODEČÍTANÉ Z PLANTOGRAMU

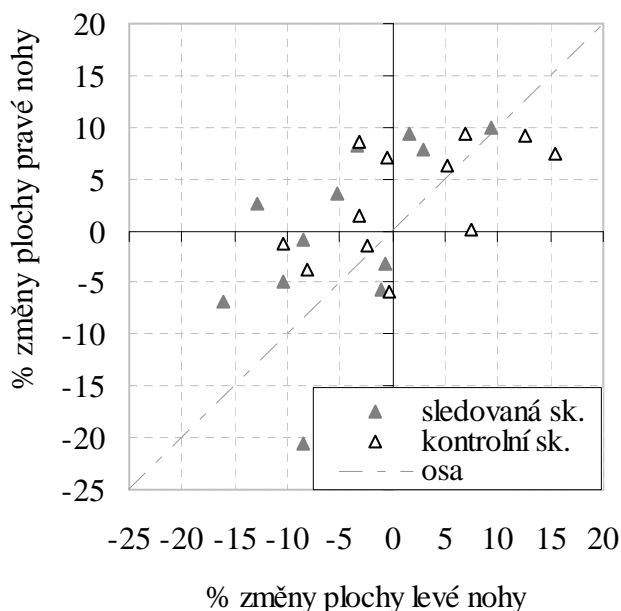
Sledovaná skupina: Index klenby dosahoval v počátečním stavu u levé i pravé nohy shodně hodnoty v průměru 0,85. Tato hodnota se změnila po 3 týdnech intervence takto: levá noha SAI = 0,78, pravá noha SAI = 0,84. Obě průměrné hodnoty se tedy po intervenci snížily, levá noha o 8,23 %, pravá noha o zanedbatelné procento.

Kontrolní skupina: Index klenby dosahoval v počátečním stavu u levé nohy průměrně 0,41 a u pravé nohy průměrně 0,50. Tato hodnota se změnila po 3 týdnech takto: levá noha SAI = 0,47, pravá noha SAI = 0,52.

Výpočty výměry plochy ohraničené obrysovou linií posloužily k posouzení přirozené variability otisků v počátečním stavu a po 3 týdnech. Z grafu č. 1 lze vyčíst, že ke zvětšení kontaktní plochy oproti původnímu stavu došlo v kontrolní skupině v 9 případech, zatímco zmenšení plochy bylo častější (15 případů), nicméně výpovědní hodnota je velice malá z důvodu malého procentuálního rozdílu.

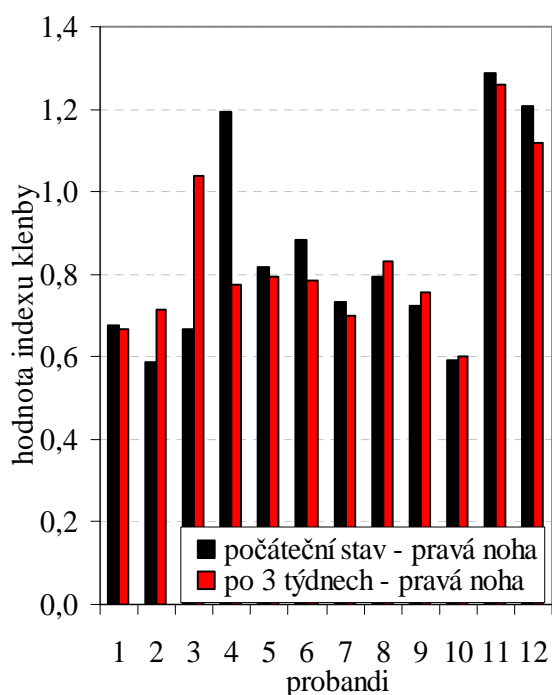
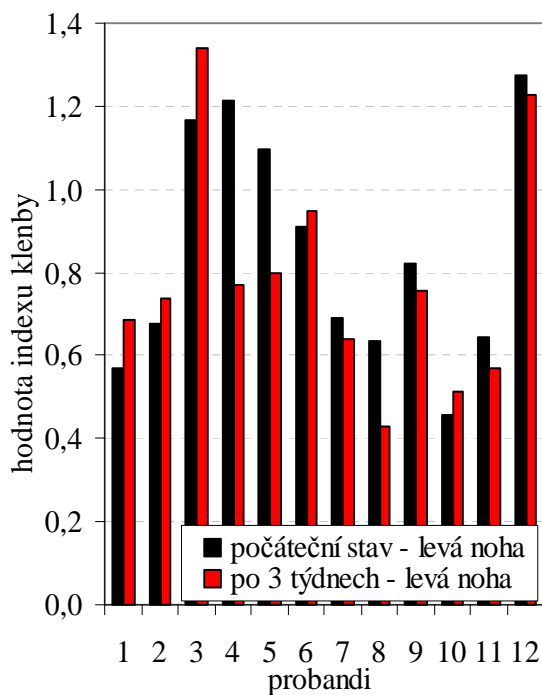
Na grafu č. 1 je lépe viditelné rozložení změn v pravo-levém kontextu. Osa (čerchovanou čarou) představuje situaci, kdy se pravá i levá noha změnily o stejné procento. V prostoru nad touto osou levá noha prodělala větší změnu oproti pravé, nehledě na to, zda ve smyslu zmenšení, či zvětšení zatížené plochy nohy. U 8 probandů sledované skupiny byla v rámci terapie ovlivněna víc levá noha, u 1 obě stejně, a u 3 víc pravá noha. 9ti probandům se zmenšila plochy levé nohy, 3 se naopak zvětšila. Z grafu je patrná asymetrie rozložení.

Obě skupiny vykazují některé shodné znaky. Například procentuální změny ploch levé nohy se pohybují v intervalu -15 až +15 %, kdežto změny plochy pravé nohy se pohybují v rozmezí -10 až +10 %. Ani v jedné skupině nenastal případ, kdy by se zároveň zvětšila plocha levé nohy a současně zmenšila plochy pravé nohy. Tento případ nenastal ani u 1 z 24 subjektů.

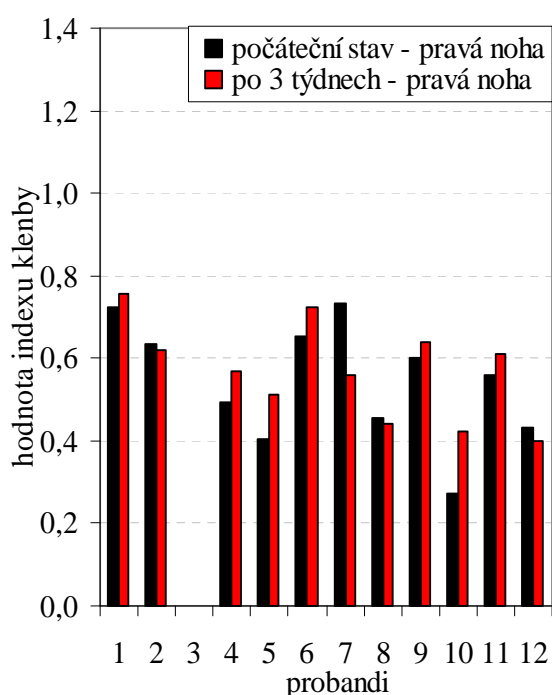
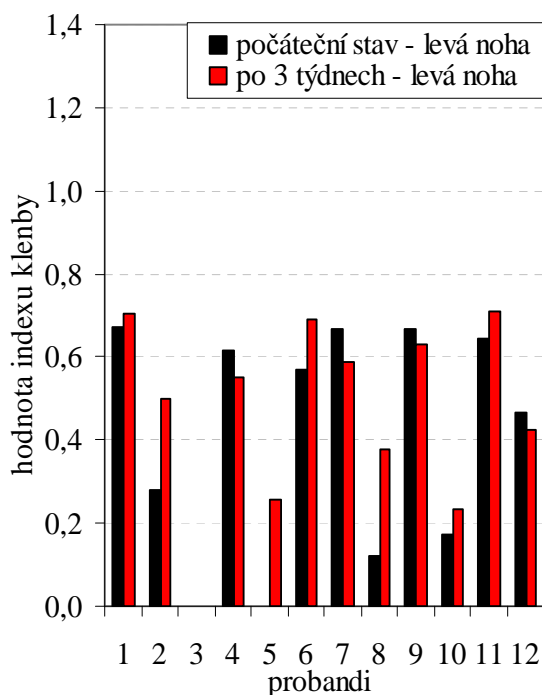


Graf č. 1: Srovnání procentuálních změn ploch plantogramů po 3 týdnech vůči počátečnímu stavu. Osa značí stav, kdy se plocha pravé i levé nohy téhož subjektu změnila o stejné procento.

Zdroj: autorka



Graf č. 2: Hodnoty SAI odečtené z plantogramů 12 subjektů sledované skupiny.  
Zdroj: autorka



Graf č. 3: Hodnoty SAI odečtené z plantogramů 12 subjektů kontrolní skupiny.  
Zdroj: autorka

Nulová hodnota SAI je dána přerušením plantogramu v oblasti oblouku klenby .

Tento stav se u probanda č. 5 změnil, u č. 3 zůstal stejný u obou nohou.

## 5.4 TESTOVÁNÍ FUNKCE OPORY NOHY

Dle metodiky (viz kapitola 4 Metodika) byly pořízeny fotografie všech probandů sledované skupiny při provádění testu hlubokého dřepu a nároku. Zde jsou demonstrovány fotografie vybraných subjektů. Na obrázcích č. 9 – 12 je vždy první řada fotografií pořízena při vstupní schůzce a v druhé řadě jsou po 3 týdnech pořízeny tytéž testy v odpovídajícím pořadí. Vpravo jsou pro lepší přehlednost zobrazeny obrysové linie plantogramů. Číslo vlevo nahoře označuje číslo probanda, ke kterému se vztahují obě řady fotografií. Následuje aspekční hodnocení vybraných snímků zatížených subjektivní chybou autorky.

U hodnocení subjektu č. 7 (obrázek č. 9) vidíme valgozitu nohy v obou testovaných pozicích před i po intervenci kinesiotapem. Parametry plantogramu však neodpovídají snížené klenbě. Tvar plantogramu neprodělal výraznější změnu.

Probandka č. 8 vykazuje opět valgozitu obou bérců. Při testu nároku pravou dolní končetinou vpřed je znatelné vybočení pánve vpravo a zvýšený sklon pánve ve frontální rovině. V nároku levou dolní končetinou lze zaznamenat rozdíl ve skolu pánve ve frontální rovině. Na snímcích pořízených po 3 týdnech kinesiotapingu je sklon pánve menší, stejně tak se zmenšila posturální kompenzace v trupu. U této probandky došlo ke změně tvaru plantogramu na levé noze.

Nárokky obou dolních končetin u následující probandky (č. 9) jsou kompenzovány posunem pánve na náročnou stranu trupu za současného prohloubení valgozity nohy. Po 3 týdnech se zdá vychýlení pánve na levé straně menší než na pravé. Nicméně je nutno brát v potaz, že na snímcích je zachycena probandka v jiné fázi zatížení.

U probandky č.11 je evidentní funkční asymetrie dolních končetin s výraznějším projevem dysfunkce na pravé končetině. Tomuto nálezu odpovídá i plantografické znázornění stavu MLA.

Dle tabulky Testování funkce postury dle prof. Koláře (Stýblová, 2014) se hodnotí u testu hlubokého dřepu následující souvislosti: Reklince hlavy (přítomnost jevu: Ano/Ne), ramena nepřesahují vrchol kolenních kl. (Levá: Ano/Ne, Pravá: Ano/Ne), kolena nepřesahují špičky prstů u nohou (Levá: Ano/Ne, Pravá: Ano/Ne), vnitřní rotace v kyčel. kl. (valgotizace kolen) (Levá: Ano/Ne, Pravá: Ano/Ne), opora nohy v neutrálním postavení (Levá: Ano/Ne, Pravá: Ano/Ne).



07



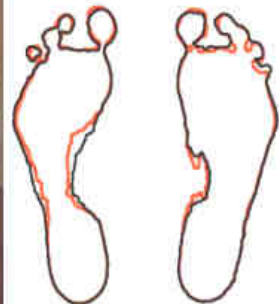
*Obrázek č. 9: U probanda č. 7 nevidíme oporu nohy v neutrálním postavení na žádném ze snímků. Autorce není patrná změna v čase.*

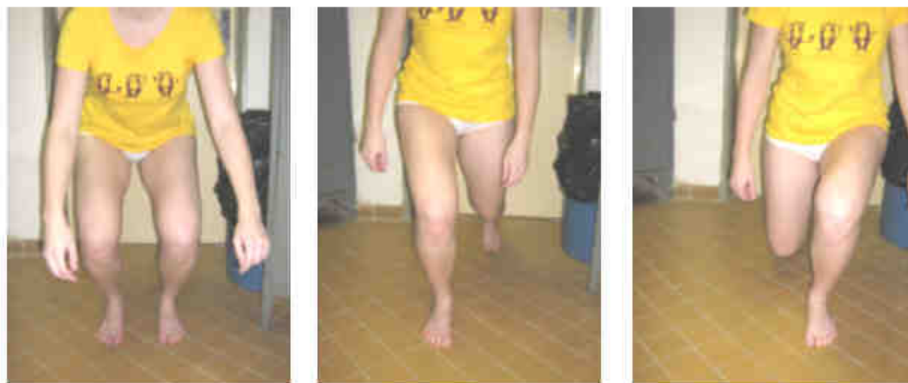


08

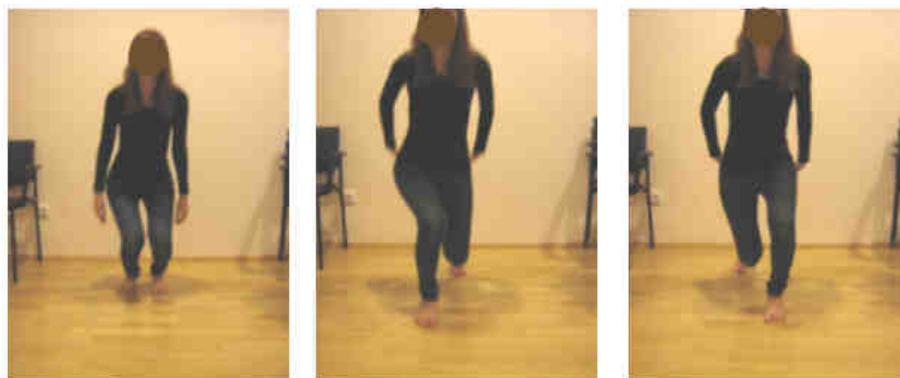
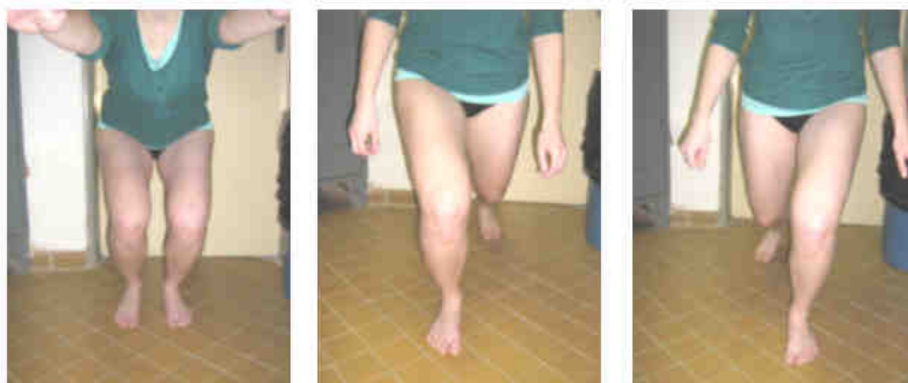


*Obrázek č. 10: Probandka č. 8 s valgózními hlezny a kompenzatorním sklonem pánve ve frontální rovině. Pravé koleno v mírné valgositě v nároku na pozdějším snímku.*

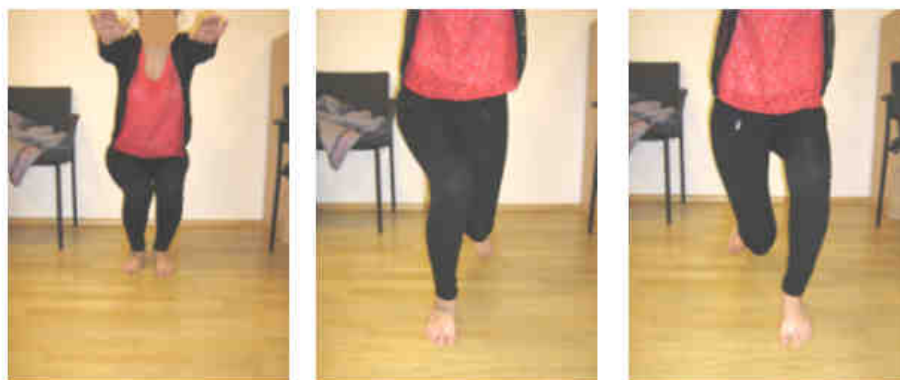




*Obrázek č. 10: Ani subjekt č. 9 nemá nohy v neutrálním postavení. Obě dolní končetiny vnitřně rotují v kyčlích při nároku.*



*Obrázek č. 11: Probandka č. 11 s dysfunkční pravou DK, negující přítomnost všech sledovaných jevů. Levá DK nemá neutrální oporu nohy, ale jinak je v pořádku.*





## 5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ

Pomocí testu dobré schody (chí-kvadrátu) nebyla zjištěna statisticky významná souvislost mezi hypermobilitou a adhezí k terapii kinesiotaingem.

Průměrné hodnoty indexu klenby dle Staheliho et al. (1987) se v rámci skupin lišily o maximálně 5 setin. Nutno však dodat, že hodnota průměru je ovlivněna výskytem hodnot okolo 0, proto je průměrná hodnota tak malá. Směrodatné odchylky od těchto průměrů se pohybovaly v rozmezí 0,20 - 0,25 (viz tabulka č.2). Tato čísla značí, že vnitřní variabilita obou skupin se změnila v řádech setin směrodatné odchylky, tzn. zanedbatelně.

Tabulka č. 2: Průměrné hodnoty indexu klenby dle Staheliho et al. (1987)

	sledovaná skupina		kontrolní skupina	
	SIA před	SIA po	SIA před	SIA po
průměr	0,85	0,81	0,45	0,50
směrodatná odchylka	0,25	0,23	0,24	0,20

Tabulka č. 3: Variabilita změny mezi počátečním stavem a stavem po 3 týdnech za obě nohy (tzn. průměrná změna z 24 plantogramů sledované skupiny, a 24 plantogramů kontrolní skupiny)

	sledovaná skupina	kontrolní skupina
	SAI před-SAI po	SAI před-SAI po
průměrná změna	0,04	-0,05
směrodatná odchylka změny	0,17	0,10

A) Nulová hypotéza: Aplikace kinesiotaingu za účelem podpory MLA po 3 týdny nezmění ve sledované skupině parametry odečítané z plantogramu. Alternativní hypotéza: Aplikace kinesiotaingu za účelem podpory MLA po 3 týdny změní ve sledované skupině parametry odečítané z plantogramu ve smyslu snížení hodnot SAI. Za účelem zjištění vztahu mezi výše zmíněnými veličinami byl použit dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu. Bylo tak hodnoceno 2krát 24 hodnot (12 probandů = 24 plantogramů) SAI. Protože p-value ve výši 0,16 převyšuje 5ti procentní hladinu významnosti, můžeme konstatovat, že test nezamítá nulovou hypotézu.

B) Nulová hypotéza: Po ukončení 3 týdenní intervence kinesiotaingem se neprojeví změna parametrů odečítaných z plantogramu mezi sledovanou a kontrolní skupinou. Alternativní hypotéza: Po ukončení 3 týdenní intervence kinesiotaingem se hodnoty SAI sledované skupiny změní více než hodnoty kontrolní skupiny. Zde byl proveden dvouvýběrový F-test pro rozptyl, poté byl použit dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů. Opět můžeme konstatovat, že test nezamítá nulovou hypotézu.

## 6 DISKUZE

Problematika MLA, jakožto poměrně novodobého vynálezu evoluce, je velice široká a komplikovaná. Ačkoliv jsou známy hlavní biomechanické principy, na nichž je její funkce založena, testování stavu klenby a její funkce nemá jednoznačný klinický obsah. Často se flexibilní plochá noha vyskytuje bez bolestivých symptomů. Národy, které většinu života chodí bosy, a předpokládali bychom u nich výbornou funkci nohy, mají nohu flexibilně plochou. Avšak snížená klenba může být příčinou vzniku dalších deformit nohy, například ve smyslu hallux valgus, nebo se řetězí a svůj projev má až ve změně globálních parametrů (na příklad vnitřní rotace tibie, vnitřní rotace v kyčelním kloubu, anteverze pánve). Nicméně toto zřetězení není z určitých důvodů pravidlem.

S využitím kinesio tapu jakožto jedné z metod se v klinické fyzioterapeutické praxi často setkáváme. Efekt této metody je předmětem zkoumání. Sám autor kinesiotapingu Dr. Kase (Kase et al., 2003) se vyjadřuje poněkud nejednoznačně, zda je sensorická stimulace žádoucí, anebo nežádoucí (páska je tenká, aby svou vahou zbytečně sensoricky nedráždila, ale zároveň jsou, dle autora, účinky založené na stimulaci čítí). Pokud nemá správně aplikovaný kinesiotape sensoricky dráždit, je toto jeho tvrzení poněkud v rozporu s předpokládanou teorií účinnosti, která spočívá v dráždění mechanoreceptorů a proprioceptorů (Dvořáková, 2011).

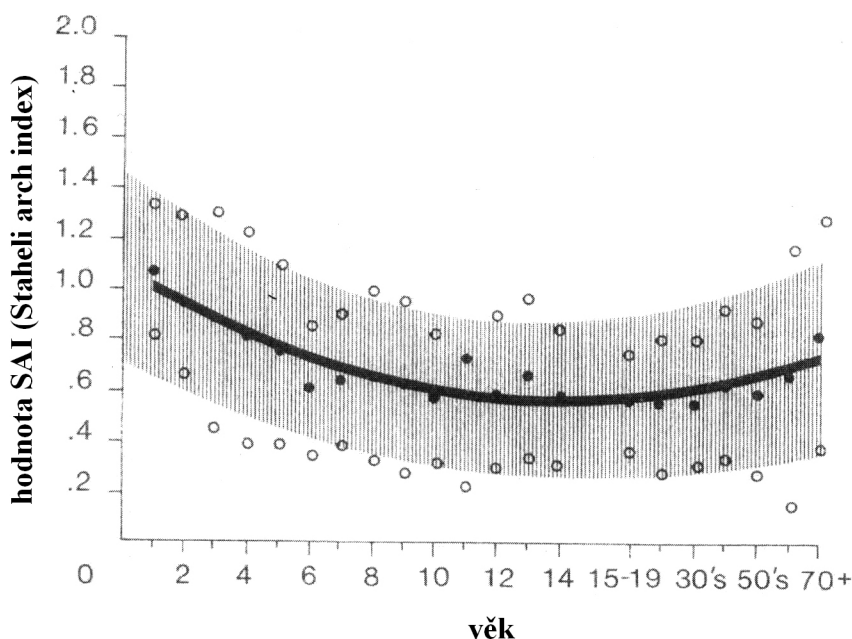
Zpracování metodiky a vyhodnocení výsledků praktické části této bakalářské práce vede autorku k následujícím úvahám:

Zajímavým klinickým zjištěním je povědomí dobrovolníků ve sledované skupině o této problematice. 11 ze 12 subjektů žije s vědomím, že mají plochou nohu. Ve skutečnosti se ale plochá noha dle udávaného intervalu normy přirozené variability (Staheli et al., 1987) prokázala pomocí SAI pouze u 4 subjektů (alespoň 1 noha se  $SAI > 1$ ). Tento rozdíl může být dán tím, že diagnózu stanovoval v 7 případech praktický lékař pro děti a dorost, který vyšetřovaného hodnotil v období dospívání, kdy se klenby nohy postupně dotváří (viz graf č. 4). Statisticky je dokázán v dětském věku větší výskyt ploché nohy, která se ale se zvyšujícím se věkem upravuje a mizí (Staheli et al., 1987). Nicméně ze současného pohledu dle kritéria normálního rozložení SAI lékaři 7 krát diagnostikovali správně plochou nohu a 15 krát mylně označili nohu za plochou, aniž by to SAI ukazoval. Otázkou je, jak lékaři přistupují k diagnostice ploché nohy.

Při výběru probandů pro sledovanou skupinu byly preferovány osoby se sníženou klenbou, protože jsem chtěla odhalit možný korekční vliv kinesiotapu a nastínit jeden z použitelných prvků terapie. Setkala jsem se nečistě s tím, že mi nabízely svou účast osoby,

kteře byly přesvědčené, že plochou nohu mají, avšak plantogram toto nepotvrdil. Zdá se tedy, že pojem plochá noha je hojně užíván, aniž by byla verifikována adekvátnost jeho použití.

9 osob z 12 má zkušenosti s nošením ortopedických vložek převážně v dětství na doporučení lékaře. Subjektivní hodnocení jejich vlivu probandy se jeví jako nejednoznačné. Nicméně nelze vyloučit variantu, že používání této podpory mělo svůj efekt právě v tom, že v současné době již část sledovaných dobrovolníků dle SAI plochou nohou nedisponuje. Pro



Graf č. 4: Zobrazení střední hodnoty SAI a 2 směrodatných odchylek pro jednotlivé věkové skupiny. Tmavá oblast podél tučné křivky znázorňuje normální hodnoty SAI.

Zdroj: převzato ze Staheli et al. (1987)

potvrzení či vyvrácení této hypotézy by bylo třeba dlouhodobého sledování vzorku populace.

Vliv hypermobility dolního trupu na sníženou klenbu a adherenci k terapii nebylo možno prokázat. Avšak jednalo se o velmi malý vzorek skupiny, takže nelze z tohoto výsledku vyvozovat jednoznačné závěry.

Způsob zpracování plantogramů se zdá být dostačujícím. Faktorem, který ovlivňoval odečet SAI, byl jistě krok generalizace, tj. vyhlazení původní linie plantogramu. Při zvolení jiné úrovně funkce „prolnutí“ v softwaru Adobe PhotoShop bychom dostali jinou křivku a tím by se změnilo do určité míry i hodnoty SAI. Bylo by otázkou podrobnějšího výzkumu, zda by tento rozdíl byl statisticky významný.

Samotný odečet SAI je poněkud diskutabilní, neboť Staheli et al. (1987) ho definuje jako „šířku plantogramu v oblasti klenby dělenou šířkou paty“. Není tedy přesně určeno, v jakém bodě je nejlepší šířku měřit. Pro účely této práce byl pro odečet stanoven subjektivně nejužší úsek počátečního plantogramu. U každého probanda byly šířka v oblasti klenby i šířka v oblasti paty brány pro obě nohy ve stejné vzdálenosti od konce paty. Tyto vzdálenosti se ale subjekt od subjektu lišily v závislosti na individuálním posouzení, viz obrázek č. 13.



Obrázek č. 13: Zobrazení některých situací při odebrání SAI. První dva obrázky ukazují různou vzdálenost odebírané šířky nohy v oblasti klenby od paty. Třetí obrázek ukazuje situaci, kdy původně zvolené nejužší místo šířky klenby nesouhlasilo s nejužším místem šířky klenby po 3 týdenním kinesiotapingu.

Zdroj: autorka

Staheli et al. (1987) udávají fyziologickou hodnotu svého indexu v rozmezí 0,3 – 1 (srovnání graf č. 4). K tomuto závěru přišli na základě měření 882 plantogramů připadajících 441 osobě. Dle tohoto intervalu je možné konstatovat, že ve sledované skupině došlo po 3 týdenní intervenci k redukci plochých nohou z počtu 7 na počet 4 z celkového počtu 24 plantogramů. Na základě tohoto výsledku můžeme zkonstatovat jednoznačně pozitivní účinek kinesio tapingu, který je založen na objektivním hodnocení. Nicméně vyvstává hned několik otázek, které je třeba si zodpovědět. Do jaké míry je tato změna statisticky významná? Jaká je chyba měření? Dokáže plantograf pravdivě zhodnotit změnu v čase?

Průměrná změna SAI před a po intervenci je ve sledované skupině (průměr z 24 plantogramů) 0,04, v kontrolní skupině -0,05 (viz tabulka č.3). Je otázkou, jestli je možné předpokládat, že změnu hodnoty SAI v rozsahu +/- jedné směrodatné odchylky kontrolní skupiny (tj.  $SD = 0,1$ ) lze považovat za normální vnitřní variabilitu SAI. V tomto případě 1 ze zlepšených plantogramů by mohl být falešně pozitivní, protože jeho změna se pohybuje v intervalu menším než je 1 SD kontrolní skupiny a tudíž nelze vyloučit možnost, že jeho změna byla spíše způsobena přirozenou variabilitou než že by se jednalo o efekt kinesio tapingu. Můžeme tedy říci, že ze 7 plantogramů o  $SIA > 1$  se z patologického intervalu zlepšily pravděpodobně vlivem kinesio tapingu směrem do normálního rozmezí 3 plantogramy. Současně jeden plantogram doznal negativní změnu a přesunul se z fyziologického intervalu do kategorie  $SAI > 1$ .

Použití překryvu obrysových linií se zdá být vhodné pro hodnocení změn v čase, neboť dovoluje zachytit změny tvaru kontaktní plochy chodidla lépe než délkové parametry. Z obrázku č. 8 je patrné, že tvar plantogramů kontrolní skupiny se během 3 týdnů nezměnil. I když u probandky kontrolní skupiny s označením k5 je plocha plantogramu v počátečním

stavu přerušena v oblasti klenby, což pozdější plantogram nepotvrzuje, tvar tohoto chodidla zůstává velice podobný. Zatímco u 6 plantogramů (tj. 25 %) sledované skupiny došlo ke změně tvaru. Tato změna nebyla vždy zohledněna pomocí SAI, neboť SAI byl odečítán v nejužším místě počátečního plantogramu, což nemuselo být zároveň nejužší místo plantogramu pořízeného po 3 týdnech. Za použití autorkou uvedené metodiky není tedy SAI vždy citlivý ke změnám tvaru plantogramu.

Příhodnějším ukazatelem by patrně byl index klenby dle Cavanagha a Rodgerse (1987), který pracuje s plochou plantogramu bez prstů (dělí výměru střední třetiny plochy plantogramu celkovou výměrou). Tento index je vhodný pro vědecké účely, nikoli však pro klinickou praxi.

Hodnoty ploch plantogramů výrazně ovlivnila oblast otisku prstů. U některých subjektů se tato oblast výrazně měnila, u některých zůstávala konstantní. I tato informace o stálosti a nestálosti opory o prsty může být klinicky validní, avšak u hodnocení vlivu kinesiotapingu na MLA představuje artefakt, který tuto metodu činí nespolehlivou.

Při interpretaci grafu č. 1 je zajímavý fakt, že u ani v jedné skupině nenastal případ, kdy by se zároveň zvětšila plocha levé nohy a současně zmenšila plochy pravé nohy. Tento případ nenastal ani u 1 z 24 subjektů. Souvislost s tímto faktem může mít metodický postup, kdy nejdříve byla otisknuta pravá noha a pak teprve levá. Můžeme se dotazovat, zda míra zatížení pravé, dříve měřené nohy, nebyla ovlivněna větším soustředěním probanda. Dalšími možnými efekty jsou nižší nasycení polštářku plantografu inkoustem při otisku v pořadí druhé nohy, nebo dominance pravé a levé nohy daného subjektu spojená s rozdílným zatížením končetiny, což by šlo minimalizovat odebráním plantogramu na dvou vahách apod.

Procentuální změny ploch levých nohou obou skupin se pohybovaly mezi -15 až +15 %, kdežto změny pravých nohou měly rozpětí o 1/3 menší než změny levých nohou (-10 až +10 %), zanedbáme-li jeden výsledek, který se vymyká skupině. Neznamená to však, že můžeme považovat otisky pravých nohou jako soubor vnitřně více konzistentní. Jedná se o překrytí dvou intervalů – sledované skupiny (-15 až 10 %) a kontrolní (-10 až 15 %). Z jakého důvodu jsou změny levých nohou sledované skupiny zápornější, tj. po 3 týdnech kinesiotapingu se zmenšily výrazněji než pravé, není přímo jasné. Možným vysvětlením je fakt, že většina subjektů sledované skupiny jsou praváci a při lepení své levé nohy tak byli šikovníjší a vyvinuli větší tah kinesiotapu (7 pravákům se plocha levé nohy zmenšila, 3 zvětšila). Nicméně tato závislost se statisticky neprojevila jako významná (test dobré shody - chí-kvadrát).

Zatímco průměr změn levých nohou sledované skupiny byl -4,4 % (SD = 6,9) u kontrolní skupiny byl průměr 1,6 % (SD = 7,6), průměrné procentuální změny pravých nohou byly u sledované -0,03 % (SD = 8,5) a kontrolní 3,1 % (SD = 5,2). Absolutní hodnota rozdílu změn je tedy vyšší jednou pro kontrolní skupinu a jednou pro sledovanou. Vnitřní variabilita levých nohou v intervalu 3 týdnů byla větší u sledované skupiny, pro druhou nohu platí opak. Nelze tedy hodnotit vnitřní míru variability obou nohou současně. Krom toho parametr vypočítané plochy má své limity (viz dříve v diskuzi). Je tedy na místě si položit otázku, do jaké míry je tento ukazatel (procentuální změna plochy) vhodný pro posouzení vnitřní variability.

Pro zvážení hodnověrnosti ukazatele v čase by bylo na místě provést test přesnosti měření, který by spočíval v opakovaném měření zkoumaných ukazatelů na témž subjektu nejlépe několikrát za sebou a po určitý počet dní. Četnost měření by měla být taková, aby se dala statisticky objektivně vyhodnotit. Takovýto test by přispěl k lepšímu náhledu na variabilitu parametrů odečítaných z plantogramu a mohl by tak stanovit jednoznačně chybu měření, se kterou je nutno počítat při interpretaci výsledků. Pak by byl plantogram objektivním nástrojem zpětné vazby při fyzioterapeutické praxi.

Stanovení variability plantografických parametrů stejných subjektů v čase není autorce z literatury známo. Předmětem publikovaných studií bývá vždy okamžitý stav MLA souboru jedinců, nikoli však vývoj subjektu v čase.

Odhlédneme-li od statického hodnocení efektu kinesiotapingu a zaměříme svou pozornost na možnou změnu funkce, ztrácíme do jisté míry možnost exaktního srovnávání číselných hodnot. Funkce opory nohy je v této práci hodnocena dle uvedené metodiky, tj. aspekci. Jak již bylo předesláno v kapitole 2.3 Možnosti hodnocení podélné klenby, aspekce je vyšetřovací metoda silně zatížená subjektivitou vykonavatele. K hodnocení snímků obou prováděných testů (hluboký dřep a test nároku) by bylo více než vhodné přizvat nezávislou osobu, která by nevěděla, zda hodnotí snímek pořízený před či po 3 týdnech kinesiotapingu. Takto získané údaje by byly relevantní.

Dále se zdá, že hodnocení přítomnosti či nepřítomnosti jevu je vhodné pro klinickou praxi fyzioterapeuta, je však nedostačující k objektivizaci pro vědecké účely. Zde by mohlo být přesnější stanovení fyziologických úhlů mezi přímkami spojujícími předem stanovené antropometrické body. Lépe by se tak hodnotil například sklon pánve (spojnice spinae iliaca anteriora superiora) ve frontální rovině vůči laterálnímu epikondylu femuru, či

laterálnímu malleolu. Toto by však bylo předmětem dalšího zpracování pořízených snímků, což je v běžné praxi nepoužitelné.

Nicméně vyhodnocení pořízených snímků nastínilo zajímavou otázku korelace funkčního nálezu a informace z plantogramu. Nutno podotknout, že plantogram byl pořizován při klidném stoji s 50% zatížením přílušné končetiny, zatímco funkční test nároku zachycoval nohu, na níž byla přenesena váha testované osoby. Test hlubokého dřepu zobrazoval rovnoměrné zatížení. V obou testech byla oproti stoji akcentována svalová složka podílející se na konfiguraci MLA. Lze se domnívat, že testy posturálních funkcí vlastně reflektují úroveň kvality řízení CNS na terénu, který lze zjistit statickým plantografickým měřením. Jinými slovy dávají informaci o tom, jestli CNS kompenzuje nedokonalou morfologii (plantogram ukazuje plochou nohu, ale funkční test je fyziologický), nebo naopak jestli na fyziologickém terénu konstatujeme nekvalitní řízení (fyziologický nálezu plantogramu se současným patologickým funkčním nálezem). Tuto myšlenku by bylo třeba podpořit, či vyvrátit dalším výzkumem, neboť ze vzorku 12 subjektů nelze vyvozovat obecně platné závěry.

Tato bakalářská práce zkoumá relativně dlouhodobý vliv kinesiotapu. Luque-Suarez et al. (2014) porovnávali efekt kinesiotaping u dvou skupin probandů (dohromady  $n = 130$ ) se sníženou mediální klenbou. Jedné skupině byl aplikován kinesiotape správně, druhé ne (placebo kinesiotape). Autoři srovnávali FTI (Foot Posture Index, viz kapitola 2.3 Možnosti hodnocení podélné klenby) v čase 1 min, 10 min, 60 min a 24 h po aplikaci kinesiotapu. Došli k závěru, že kinesiotape nemá dle uvedené metodiky měření spolehlivě prokazatelný vliv na korekci pronované nohy. Autoři píší, že jejich studie je první, která vyšetřuje efekt kinesiotapingu na sníženou MLA.

Statistické zpracování předkládané práce dovoluje vyvozovat závěry, které volně navazují na studii Luque-Suareze et al. (2014). Zhodnocení výsledků dává tušit, že účinnost kinesiotapingu při aplikaci po dobu 3 týdnů se příliš neliší od výsledků Luque-Suareze et al. (2014). Data získaná v této pilotní studii by bylo vhodné dále využít k nezbytně nutné, odpovídající statistické interpretaci.

Možnost objektivizace vztahu funkčního a statického vyšetření nohy může podat relevantní informaci k adekvátnímu stanovení plánu terapie a potažmo zhodnocení účinnosti zvolené terapie. To by v souladu s přístupem evidence based medicine mohlo vést k lepšímu porozumění fungování pohybové složky lidského těla. Nicméně je třeba detailnějšího výzkumu, abychom byli schopni činit spolehlivější závěry.

Shrneme-li naznačená témata dalšího potřebného výzkumu, který se v tuto chvíli zdá být relevantní, jedná se o:

1. stanovení přirozené variability parametrů odečítaných z plantogramu v čase
2. zhodnocení efektu kinesiotaingu pomocí indexu klenby dle Cavanagha a Rodgerse (1987)
3. zhodnocení vztahu parametrů získaných analýzou plantogramu a testování posturálních funkcí
4. variabilitu vztahu uvedeném v bodě 3. v čase



## 7 ZÁVĚR

Problematika mediální podélné klenby nožní je v odborné literatuře kontroverzním tématem. Ani názory anatomů na definování klenby nejsou jednotné, natožpak představa o ideální noze. Výška MLA není jediným kritériem zdravé nohy. Důležitým prvkem pro optimální funkci je aktivace svalů v adekvátním časovém sledu.

Fyzioterapeutický zásah do funkce nohy spočívá zejména v ovlivnění měkkých tkání. Na pomezí pasivní podpory nohy pomocí stélek do bot můžeme zařadit metodu kinesiotaingu. Současné poznatky z literatury však nedávají možnost plně porozumět míře vlivu, s jakým lze při použití kinesiotaingu počítat.

Předkládaná práce přispívá ke kvantitativnímu i kvalitativnímu hodnocení vlivu kinesiotaingu při korekci MLA. Autorka netvrdí, že zvýšení MLA vždy znamená zlepšení funkce. Přínosem práce je zhodnocení, s jakým efektem korekce lze počítat při použití uvedené metodiky aplikace kinesiotaingu. Metodika, kterou autorka udává, má své limity a ty je třeba brát v potaz při tvorbě vlastního názoru na tuto problematiku.

Cíle práce, spočívající v porovnání změny parametrů MLA odečítaných z plantogramu sledované skupiny v počátečním stavu se stavem po 3 týdenní aplikaci kinesiotaingu; a zhodnocení míry ovlivnění MLA kinesiotaingem sledované skupiny vůči kontrolní skupině pomocí parametrů odečítaných z plantogramu, byl splněn.

Při interpretaci statistického zpracování naměřených dat konstatujeme, že ani jednu postulovanou nulovou hypotézu nelze vyloučit. Tedy, že efekt ovlivnění MLA kinesiotaingem nelze prokázat.

Podružným cílem bylo orientačně zmapovat citlivost funkčního testování nohy dle metody dynamické neuromuskulární stabilizace na případné změny způsobené kinesiotaingem. Při plnění tohoto cíle byl shledán metodický nedostatek spočívající v subjektivním aspekčním hodnocením, které nedovoluje činit dostatečně věrohodné závěry.

V závěru práce byla nastíněna témata dalšího výzkumu, která se zdají být v této fázi autorčina poznání relevantní.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- ANANDKUMAR, S., SUDARSHAN, S., NAGPAL, P. *Efficacy of kinesio taping on isokinetic quadriceps torque in knee osteoarthritis: a double blinded randomized controlled study*. *Physiotherapy theory and practice*, 2014, (0), 1-9. [Abstrakt]
- ATAMTÜRK, D. *Relationship of flatfoot and high arch with main anthropometric variables*. *Acta Orthop Traumatol Turc* 43, no. 3 (2004): 254-259.
- BERTANI, A., CAPPELLO, A., BENEDETTI, M. G., SIMONCINI, L., CATANI, F. *Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data*. *Clinical Biomechanics*, 1999, 14 (7), 484-493
- BLAKEMORE, L.C., COOPERMAN, D.R., THOMPSON, G.H. *The rigid flatfoot. Tarsal coalitions*. *Clin Podiatr Med Surg*. 2000;17(3):531–555
- BORGES, C.S., FERNANDES, L.F.R., BERTONCELO, D. *Relationship between lumbar changes and modifications in the plantar arch in women with low back pain*. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2013;21(3):135-8. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.
- BULDT, A.K., MURLEY, G. S., BUTTERWORTH, P., LEVINGER, P., MENZ, H. B., LANDORF, K. B. *The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review*. *Gait & posture* 38.3 (2013): 363-372.
- BUTTERWORTH, P.A., LANDORF, K.B., GILLEARD, W., URQUHART, D.M. and MENZ, H.B. *The association between body composition and foot structure and function: a systematic review*. *Obesity Reviews*, (2014) 15: 348–357. doi: 10.1111/obr.12130
- CARAVAGGI, P., PATAKY, T., GÜNTHER, M., SAVAGE, R., CROMPTON, R. *Dynamics of longitudinal arch support in relation to walking speed: contribution of the plantar aponeurosis*. *J Anat*. 2010; 217:254–261. doi: 10.1111/j.1469-7580.2010.01261.x.
- CASTRO-ARAGON, O., VALLURUPALLI, S., WARNER, M., PANCHBHAVI, V., & TREVINO, S. *Ethnic radiographic foot differences*. *Foot & Ankle International*, 2009, 30(1), 57-61. [Abstrakt]
- CAVANAGH, P.R., RODGERS, M.M. *The arch index: a useful measure from footprints*. *Journal of biomechanics*, 1987, 20 (5), 547-551.

- CONCOLINO, D., PASQUZZI, A., CAPALBO, G., SINOPOLI, S., STRISCIUGLIO, P. *Early detection of podiatric anomalies in children with Down syndrome.* Acta Paediatr 2006; 95:17–20.
- COUGHLIN, M.J., KAZ, A. *Correlation of Harris mats, physical exam, pictures, and radiographic measurements in adult flatfoot deformity.* Foot & Ankle International, 2009, 30 (7), 604-612. [Abstrakt]
- CRIM, J. R., CRACCHIOLO, A., HALL, R. L. *Imaging of the foot and ankle.* Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996. ISBN 1-85317-219-7
- ČIHÁK, Radomír. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
- DAHLE, L.K., MUELLER, M.J., DELITTO, A., DIAMOND, J.E. *Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury.* J. Orthop. Sports Phys. Ther., 14 (2) (1991), pp. 70–74
- DOBEŠ, Miroslav, Pavel KOLÁŘ a Olga DYRHONOVÁ. *Rehabilitace v klinické praxi: Léčebná rehabilitace v ortopedii a traumatologii.* 1. vyd. Praha: Galén, 2009, Hlezno a noha, 510-516. ISBN 9788072626571.
- DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie.* 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 497 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
- DYLEVSKÝ, Ivan, Leoš NAVRÁTIL a Libuše KUBÁLKOVÁ. *Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie.* 1. vyd. Praha: Manus, 2009, 110 s. ISBN 80-902-3188-8.
- DYLEVSKÝ, Ivan, Leoš NAVRÁTIL a Libuše KUBÁLKOVÁ. *Funkční anatomie.* 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- FIOLKOWSKI, P.M., BRUNT, D.S., WOO, R., HORODYSKI, M.B. *Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study.* J Foot Ankle Surg, 42 (2003), pp. 327–333
- FRANCO A. *Pes cavus and pes planus. Analyses and treatment.* Physical Therapy, 67 (1987), pp. 688–694
- FUNK, D.A., CASS, J.R., JOHNSON, K.A. *Acquired adult flat foot secondary to posterior tibial-tendon pathology.* J Bone Joint Surg Am. 1986 Jan;68(1):95-102.
- GOLIGHTLY, Y.M., HANNAN, M.T., DUFOUR, A.B., JORDAN, J.M. *Racial differences in foot disorders and foot type.* Arthritis care & research 64, no. 11 (2012): 1756-1759.
- GROSS, K.D., et al. *Association of flat feet with knee pain and cartilage damage in older adults.* Arthritis care & research. 2011;63(7):937–44.

- HALABCHI, F., MAZAHERI, R., MIRSHAHI, M., ABBASIAN, L. *Pediatric Flexible Flatfoot; Clinical Aspects and Algorithmic Approach*. Iranian journal of pediatrics, 2013, 23(3), 247.
- HEADLEE, D.L., LEONARD, J.L., HART, J.M., INGERSOIL, Ch.D., HERTEL, J. *Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop*. Journal of Electromyography and Kinesiology. Volume 18, Issue 3, June 2008, Pages 420–425
- HICKS, JH. *The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch*. (1954)J Anat 88: 25–30.
- HILLSTROM, H. J., SONG, J., KRASZEWSKI, A. P., HAFER, J. F., MOOTANAH, R., DUFOUR, A. B., ... & DELAND, III, J. T. *Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot*. Gait & posture, (2013), 37(3), 445-451.
- HLADÍKOVÁ, Eliška. *Možnosti hodnocení podélné klenby nožní*. Praha: Karlova univerzita, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2012. 56 s. Vedoucí práce Mgr. Magdaléna Lepšíková
- HOGAN, Molly T.; STAHELI, Lynn T. Arch height and lower limb pain: an adult civilian study. *Foot & ankle international*, 2002, 23.1: 43-47. [Abstrakt]
- HUANG, CK, KITAOKA, HB, AN, KN., et al. *Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability*. Foot Ankle, 1993, 14: 353–357.
- CHEN, C.H., HUANG, M.H., CHEN, T.W., WENG, M.C., LEE, C.L., WANG, G. J. *The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flatfoot*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2006, 87(2), 235-240.
- CHEN, D-W., LI, B., AUBEELUCK, A., YANG, Y-F., HUANG, Y-g., et al. *Anatomy and Biomechanical Properties of the Plantar Aponeurosis: A Cadaveric Study*. PLoS ONE 9(1): e84347. 2014 doi:10.1371/journal.pone.0084347
- IGBIGBI, P. S., MSAMATI, B. C., & SHARIFF, M. B. *Arch Index as a Predictor of Pes Planus A Comparative Study of Indigenous Kenyans and Tanzanians*. Journal of the American Podiatric Medical Association, (2005) 95(3), 273-276.
- JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2004, 325 s. ISBN 80-247-0722-5.
- JUNG, D.-Y., KIM, M.-H., KOH, E.-K., KWON, O.-Y., CYNN, H.-S., LEE, W.-H. *A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises*. Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine 1, 12, 1, (2011), pp.30-35 DOI: 10.1016/j.ptsp.2010.08.001)

- KALRON, A., BAR-SELA, S. *A systematic review of the effectiveness of Kinesio Taping-- fact or fashion?*. European journal of physical and rehabilitation medicine, 2013, 49(5), 699-709.
- KANATLI, U., YETKIN, H., CILA, E. *Footprint and radiographic analysis of the feet*. Journal of Podiatric Orthopaedics, 2001. 21:225-228
- KAPANDJI, I. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Eng. ed. of the 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1987. ISBN 04430361872.
- KASE, K., WALLIS, J., KASE, T. *Clinical therapeutic applications of the Kinesio Taping Metod*. 2.nd ed. New Mexico: Kinesio Taping Association, 2003. 249s.
- KELLY L.A., KUITUNEN, S., RACINAIS, S., CRESSWELL, A.G. *Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand*. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 1. January 2012, volume 27, issue 1, pages 46-51 DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.07.013
- KER, R. F., BENNETT, M. B., BIBBY, S. R., KESTER, R. C., ALEXANDER, R. MCN. *The spring in the arch of the human foot*. Nature 325, 147 - 149 (08 January 1987); doi:10.1038/325147a0
- KLEMENTA, Josef. *Somatometrie nohy: Frekvence některých ortopedických vad z hlediska praktického využití v lékařství, školství a ergonomii*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1987.
- KOHLIS-GATZOULIS, J., ANGEL, J.C., SINGH, D., HADDAD, F., LIVINGSTONE, J., BERRY, G. *Tibialis posterior dysfunction: a common and treatable cause of adult acquired flatfoot*. BMJ. 2004;329:1328–33.
- KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-807-2626-182.
- KOLÁŘ, Pavel, Ivan VAŘEKA. *Rehabilitace v klinické praxi: Kineziologie a klinické vyšetření kloubního systému*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, Kineziologie hlezna a nohy, 167-172. ISBN 9788072626571.
- KOLÁŘ, Pavel, Martin ŠVEHLÍK. *Rehabilitace v klinické praxi: Léčebná rehabilitace v ortopedii a traumatologii*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, Vrozené vývojové vady, 417. ISBN 9788072626571. Kolář kapitola DNS
- KOLÁŘ, Pavel. *Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze*. Pediatrie pro praxi 2002, č.3, s. 106–109.

- LINS, C.A.D.A., NETO, F.L., AMORIM, A.B.C.D., MACEDO, L.D.B., BRASILEIRO, J.S. *Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial.* Manual therapy, 2013, 18(1), 41-45.
- LUQUE-SUAREZ, A., GIJON-NOGUERON, G., BARON-LOPEZ, F.J., LABAJOS-MANZANARES, M.T., HUSH, J., HANCOCK, M.J. *Effect of kinesiotaping on foot posture in participants with pronated foot: A quasi-randomised, double-blind study.* Physiotherapy 100 (2014) 36-40
- MANN, R.A., THOMPSON, F.M. *Rupture of the posterior tibial tendon causing flat foot. Surgical treatment.* J Bone Joint Surg Am. 1985 Apr;67(4):556-61.
- MATHIESON, I., UPTON, D., BIRCHENOUGH, A. *Comparison of footprint parameters calculated from static and dynamic footprints.* The Foot. 1999; 9(3):145–149.
- NIGG, B. M. *The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm.* Clinical journal of sport medicine 11, no. 1 (2001): 2-9.
- PETROVICKÝ, Pavel. *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi.* Martin: Osveta, 2001, 463 s. ISBN 80-806-3046-1.
- POPELKA, S., HROMÁDKA, R., VAVRÍK, P., STURSA, P., POKORNÝ, D., JAHODA, D., SOSNA, A. *Isolated talonavicular arthrodesis in patients with rheumatoid arthritis of the foot and tibialis posterior tendon dysfunction.* BMC Musculoskelet Disord.2010;11:38. doi: 10.1186/1471-2474-11-38.
- QAMRA, S. R., DEODHAR, S. D., JIT, I. *Podographical and metrical study for pes planus in a northwestern Indian population.* Human biology, 1980, 435-445.
- REDMOND, A.C., CROSBIE, J., OUVRIER, R. A. *Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index.* Clinical Biomechanics, 2006, 21(1), 89-98.
- ROSE, G.K., WELTON, E.A., MARSHALL, T. *The diagnosis of flat foot in the child.* Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume 67.1 (1985): 71-78.
- SEGAL, N.A., BOYER, E.R., TERAN-YENGLE, P., GLASS, N.A., HILLSTROM, H.J., YACK, H.J. *Pregnancy Leads to Lasting Changes in Foot Structure.* Am J Phys Med Rehabil. 2013; 6:232–240. doi: 10.1097/PHM.0b013e31827443a9.
- SILVINO, N., EVANSKI, P. M., WAUGH, T. R. *The Harris and Beath footprinting mat: diagnostic validity and clinical use.* Clinical orthopaedics and related research, 1980, 151, 265-269

- STAHELI, L.T., CHEW, D.E., CORBETT, M. *The longitudinal arch: A survey of 882 feet in normal children and adults*. J Bone Joint Surg, 69-A (1987), pp. 426–428
- STAHELI, L. T. Planovalgus foot deformity. Current status. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 1999, 89.2: 94-99.
- STOLWIJK, N.M., DUYSSENS, J., WILLEM, J., LOUWERENS, K., VAN DE VEN, Y.H.M., KEIJSERS, N.L.W. *Flat Feet, Happy Feet? Comparison of the Dynamic Plantar Pressure Distribution and Static Medial Foot Geometry between Malawian and Dutch Adults*. PloS one 8, no. 2 (2013): e57209.
- STÝBLOVÁ, Jaroslava. *Reliabilita DNS testů v klinické praxi*. Praha: Karlova univerzita, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace, 2014. 91s. Vedoucí diplomové práce doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D.
- TWEED, J.L., BARNES, MR., ALLEN, MJ., CAMPBELL, JA. *Biomechanical consequences of total plantar fasciotomy: A review of the literature*. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2009;99:422–30.
- TWOMEY, D. M.; MCINTOSH, A. S. *The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children*. The Foot, 2012, 22.2: 60-65.
- VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vydání. Praha, 1995.
- VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.
- VÉLE, František. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Vyd. 1. Praha, 2012, 222 s. ISBN 978-80-7387-608-1.
- VERCELLI, S., SARTORIO, F., FOTI, C., COLLETTI, L., VIRTON, D., RONCONI, G., FERRIERO, G. *Immediate effects of kinesiotaping on quadriceps muscle strength: a single-blind, placebo-controlled crossover trial*. Clinical Journal of Sport Medicine, 2012, 22(4), 319-326.
- VEREECKE, E.E., AERTS, P. *The mechanics of the gibbon foot and its potential for elastic energy storage during bipedalism*. Journal of Experimental Biology 2008 211:3661-3670. ; doi:10.1242/jeb.018754
- VOJTA, Václav , PETERS, Annegret. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 3. vyd. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-802-4727-103.

- WEARING, S.C., HILLS, A.P., BYRNE, N.M., HENNING, E.M., MCDONALD, M. *The arch index: a measure of flat or fat feet?*. *Foot & ankle international*, 2004, 25(8), 575-581. [Abstrakt]
- WRIGHT, WG., IVANENKO, YP., GURFINKEL, VS. *Foot anatomy specialization for postural sensation and control*. *Journal of Neurophysiology* 107: 1513-1521, 2012; doi: 10.1152/jn.00256.2011
- XIONG, S., GOONETILLEKE, R. S., WITANA, C. P., WEERASINGHE, T. W., AU, E. Y. L. (2010). *Foot Arch Characterization A Review, a New Metric, and a Comparison*. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 100(1), 14-24