

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

KOREKCE VAD NOHY POMOCÍ INDIVIDUÁLNÍCH ORTOPEDICKÝCH VLOŽEK

Diplomová práce

(bakalářská)

Autor: Lenka Němcová

Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

Olomouc 2013

Bibliografická identifikace**Jméno a příjmení autora:** Lenka Němcová**Název diplomové (bakalářské) práce:** Korekce vad nohy pomocí individuálních ortopedických vložek**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie, FTK UP Olomouc**Vedoucí bakalářské práce:** Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.**Rok obhajoby bakalářské práce:** 2013**Abstrakt:**

Bakalářská práce poskytuje informace o konzervativní léčbě častých vrozených i získaných vad nohou a shrnuje současné poznatky o dostupných individuálních ortopedických vložkách. Zabývá se anatomickými strukturami, kineziologickými souvislostmi, funkcí a typologií nohy. Poukazuje na optimální funkci akrální části dolní končetiny, která významně působí na vyšší segmenty těla. Charakterizuje poruchy nohy a uvádí jejich příčiny a příznaky. V rámci speciální části jsou uvedeny možnosti diagnostiky nohy pro zhotovení vložky, typy individuálních vložek nabízených na trhu a komplexní popis návrhu a výroby stélky jednoho českého výrobce. Součástí je kazuistika pacientky aktivně používající korekce pomocí individuálních vložek.

Klíčová slova: vady nohy, diagnostika, konzervativní terapie, individuální ortopedické vložky

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification**Author's first name and surname:** Lenka Němcová**Title of the diploma (bachelor's) thesis:** Correction of foot deformities by means of individual orthopaedic inserts**Department:** Department of Physiotherapy, FTK UP Olomouc**Supervisor:** Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.**The year of presentation:** 2013**Abstract:**

The bachelor's thesis provides information about the conservative treatment of frequent congenital and acquired foot deformities and summarises the current knowledge about available individual orthopaedic inserts. The thesis deals with anatomical structures, kinesiological context, and foot functions and typology. It points out the optimal function of acral part of lower extremity, which has a significant impact on the upper segments of body. Foot deformities, causes and symptoms are characterized. The special part introduces options of foot diagnostics for orthopaedic insert manufacture, types of individual inserts offered on the market and comprehensive description of thallus design and production by a Czech producer. Case report of a patient who is actively using a correction by means of individual inserts is included.

Key words: foot deformities, diagnostics, conservative therapy, individual orthopaedic inserts.

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

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

V Olomouci dne 16. 4. 2013

.....

Děkuji vedoucí práce paní Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D. za cenné rady při vedení a zpracování diplomové práce, panu Jakubovi Suzanovi, který mi poskytnul odborné informace a provedl instruktáž výroby ortopedických vložek, Zuzaně Monsportové za spolupráci při vyšetření pacientky. V neposlední řadě bych ráda poděkovala kolektivu pracovníků soukromé rehabilitace MUDr. Josefa Pecha za provedení měření a poskytnutí dat přístrojové diagnostiky nohou.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK:

EVA – ethyl vinyl acetát

CNS – centrální nervový systém

COP – center of pressure (působíště reakční síly)

DK – dolní končetina

DM – Diabetes mellitus

HKK – horní končetiny

IP – interfalangeální

m. – musculus

MTP – metatarzofalangeální

MTT – metatarz

KOK – kolenní kloub

KYK – kyčelní kloub

LTV – léčebná tělesná výchova

RHB – rehabilitace

SZO – Studio zdravého obouvání

TV – tělesná výchova

TrPs – trigger pointy (bolestivé spoušťové body)

LDK – levá dolní končetina

PDK – pravá dolní končetina

VAS – visual analog score (vizuální analogová škála)

ZP – zdravotní pojišťovna

Obsah

1	ÚVOD	11
2	CÍL	12
3	TEORETICKÁ ČÁST	13
3.1	Klouby a ligamenta nohy	13
3.2	Kineziologie nohy	14
3.3	Funkce nohy	15
3.4	Klenba nožní	15
3.4.1	Vztah mezi podélnou a příčnou klenbou	17
3.4.2	Funkční vztahy	17
3.5	Otisk zdravého chodidla	18
3.6	Opěrné pilíře chodidla při stoje na rovné a tvrdé ploše	18
3.7	Ontogeneze nohy	18
3.8	Fylogeneze nohy	19
3.8.1	Nohy primátů	19
3.8.2	Vývoj bipedální chůze u hominidních předchůdců člověka	20
3.9	Růst nohy	20
3.10	Statické a dynamické vlastnosti dětských nohou	20
3.11	Antropologické typy nohy	21
3.12	Biomechanika nohy	21
3.13	Patologie chodidla	22
3.13.1	Vrozené deformity chodidla	22
3.13.1.1	Pes varus (vybočené chodidlo)	22
3.13.1.2	Pes valgus (vbočené chodidlo)	23
3.13.1.3	Pes ekvinus (koňská noha)	23
3.13.1.4	Pes calcaneus (patní chodidlo)	23
3.13.1.5	Pes excavatus (vypouklé chodidlo)	23

3.13.1.6	Pes planovalgus congenitus (vrožený strmý talus)	23
3.13.2	Získané deformace nohy	23
3.13.2.1	Pes planus (plochá noha dospělých)	24
3.13.2.2	Pes planovalgus (dětská plochá noha)	25
3.13.2.3	Pes transversoplanus (příčně plochá noha)	26
3.13.2.4	Pes cavus (vyklenutá noha)	26
3.13.2.5	Hallux valgus (vbočený palec)	26
3.13.2.6	Hallux rigidus (ztuhlý palec)	27
3.13.2.7	Kladívkovité prstce	27
3.13.2.8	Interdigitální neurom	28
3.13.2.9	Plantární tyloma (otlaky)	28
3.13.3	Diabetická noha	28
3.14	Chůze	29
3.14.1	Fáze opěrná	29
3.14.2	Fáze švihová	30
3.15	Tlumení nárazů	30
3.16	Distribuce nožního tlaku	31
3.17	Aferentní vstupy z chodidla	31
3.18	Poruchy funkce chodidla	32
3.19	Rozdíly mezi muži a ženami	32
3.20	Hyperpronační syndrom	32
3.21	Bolest bederní páteře	32
3.22	Výskyt plochonoží u studentů středních škol	33
4	SPECIÁLNÍ ČÁST	35
4.1	Klinické diagnostické metody	35
4.1.1	Aspekce	35
4.1.2	Anamnéza	35

4.1.3	Palpace	36
4.1.4	Aktivní pohyblivost.....	36
4.1.5	Pasivní pohyblivost	36
4.1.6	Chůze.....	37
4.2	Přístrojové analýzy funkcí nohy	37
4.2.1	FOOTSCAN [®]	37
4.2.2	Podografie	37
5	KALCEOTIKA.....	39
5.1	Proč aplikovat protetickou péči	39
5.2	Ortopedické vložky.....	39
5.2.1	Funkce ortopedické vložky	39
5.2.2	Rozdělení ortopedických vložek	40
5.2.3	Starší metody dělení	41
5.2.4	Korekce u příslušných diagnóz	41
5.2.5	Vložky a sport	42
5.3	Individuální ortopedické vložky	42
5.3.1	Ortopedické vložky Ergon	42
5.3.2	Biomechanická aktivní stélka J HANÁK R [®]	43
5.3.3	Termoplastické vložky do bot Formthotics.....	43
5.3.4	Ortopedické vložky PODIATECH (firmy SIDAS)	44
5.3.5	Individuálně zhotovované vložky firmou Studio zdravého obouvání (SZO)	44
5.3.5.1	Materiály SZO	45
5.3.5.2	Druhy vložek SZO	45
5.3.5.3	Výroba.....	46
5.3.5.4	Životnost	48
5.3.5.5	Finanční náklady	49
5.3.5.6	Pravidla spojená s užíváním vložek	49

6	KAZUISTIKA	50
6.1	Základní údaje pacienta	50
6.2	Anamnéza	50
6.3	Kineziologický rozbor	51
6.4	Antropologické vyšetření	53
6.5	Somatometrie.....	53
6.6	Goniometrie	54
6.7	Vyšetření svalové síly.....	55
6.8	Vyšetření hypermobility	55
6.9	Vyšetření zkrácených svalů	56
6.10	Výsledky footscanového a plantografického vyšetření	56
6.10.1	Měření č. 1 (19. 3. 2007).....	57
6.10.2	Měření č. 2 (30. 3. 2009).....	58
6.10.3	Měření 3 (17. 12. 2012).....	60
6.11	Subjektivní hodnocení	61
7	DISKUZE	62
8	ZÁVĚR	65
9	SHRNUTÍ.....	66
10	SUMMARY.....	67
11	REFERENČNÍ SEZNAM	68
12	PŘÍLOHY	72

1 ÚVOD

Lidská noha jako součást pohybového systému je důležitá hlavně pro lokomoci jedince. Během evoluce prošla mnoha změnami a stále se vyvíjí. Původně plochá noha se chůzí po nerovném povrchu tvarovala na nohu s podélnou a příčnou klenbou. I během života jedince dochází k vývoji nohy. V raném dětství může noha vypadat jako plochá nebo špatně vytočená. Po ukončení kostního růstu by již měla být správně vytvarovaná a pružná. Zdravá noha při zatížení udržuje fyziologický tvar i v různém terénu. Bolestivá noha je citlivá při každém kroku, proto její dysfunkce zásadním způsobem ovlivňují náš život (Gallo et al., 2011).

Podologie a podiatrie (označení se liší v různých zemích světa) jsou nezávislé obory zabývající se diagnostikou a léčením bolestivých stavů v oblasti nohy. Za posledních 10 miliónů let probíhá vývoj nohy za účelem stability stoje a bipedální chůze, při kterém se hmotnost celého těla přenáší pouze na jednu končetinu. V průběhu vývoje noha ztrácela chápavou funkci. V posledních stoletích si naše nohy musejí zvykat na chůzi po příliš tvrdé podložce. Navíc způsob obouvání podléhá módě, bez ohledu na zdravotní hledisko a to je spojeno s řadou obtíží. Podobné zdravotní problémy se objevují i u sportovců v kvalitní obuvi, důsledkem nepřiměřeného zatížení. Přetěžování způsobuje poklesávání podélné a příčné klenby a postavení nohy v hyperpronaci, tzv. model navracející se k dřívější chápavé funkci nohy (Mašek, 2006).

Tvarově definovat ideální nohu je obtížné. Noha je za optimálních podmínek schopna udržovat při zátěži svůj tvar s plantigrádním došlapem a fyziologickým rozsahem pohybů v daných kloubech nohy bez bolesti. Někdy však ani výrazné deformity nemusí pacientovi způsobovat obtíže (Dungl, 2005).

2 CÍL

Hlavním cílem práce je poskytnout ucelené informace o oblasti nohy, týkající se jejího vývoje, kineziologie a funkce s důrazem na význam pro vyšší segmenty těla. Součástí je popis nejčastějších vad nohy, možnosti diagnostiky a konzervativní terapie individuálními ortopedickými vložkami. Práce poskytne náhled na možnosti zhotovení stélky a princip korekce nohy.

3 TEORETICKÁ ČÁST

3.1 Klouby a ligamenta nohy

Kloub hlezenní (*articulatio talocruralis*) je označován jako horní kloub zánártní, v němž artikuluje tibia, fibula a talus. Jamku tohoto kladkového kloubu tvoří vidlice kostí bérce. Mediální výběžek s vnitřním kotníkem a laterálně s připojeným zevním kotníkem. Hlavici tvoří trochlea tali. Ta se dopředu rozšiřuje, tím dochází při dorzální flexi k roztažení vidlice bérceových kostí. Kloubní pouzdro je vepředu i vzadu slabé, proto musí být chráněno silnými šlachami. Po stranách probíhají ligamenta collateralia mediale et laterale rozbíhající se od kotníku na kost patní a hlezenní. Ligamentum collaterale mediale bývá pro svůj tvar trojúhelníku mnohdy označován jako ligamentum deltoideum. Na rozdíl od laterálního se ještě dělí na část povrchovou a hlubokou. Částečně srůstá s kloubním pouzdrem. Zevní vaz vybíhá ve zcela samostatných třech paprscích. Často však dochází k jejich poškození (Bartoníček & Heřt, 2004; Čihák, 2001; Petrovický, 1995).

Při chůzi hraje kloub hlezenní důležitou roli při dynamickém přenosu váhy těla z oblasti dolních končetin na podložku. Současně s motorikou musí být zajištěna i statika k udržení rovnováhy těla (Bartoníček & Heřt, 2004).

Dolní kloub zánártní, je složen ze dvou částí tvořících společně funkční celek. Zadní oddíl *articulatio subtalaris* je kloub mezi *facies articularis talaris posterior* na kalkaneu a *facies articularis calcanea posterior* na talu. Přední oddíl se rozděluje na dvě části. Mediální, *articulatio talokalcaneonavicularis*, kloub mezi *caput tali* a dvěma ploškami na spodní části talu artikulující s *os naviculare* a kalkaneem. Laterální, *articulatio calcaneocuboidea* spojuje *os cuboideum* s kalkaneem. Spojení vytváří málo pohyblivý sedlovitý kloub. Kloubní pouzdra zesilují vazy (Grim, Druga et al., 2001).

Chopartův kloub (*articulatio tarzi transversa*) funkčně a klinicky spadá pod dolní zánártní kloub. Kloubní linie ve tvaru písmene S se štěrbinami talonavikulární a kalkaneocuboidní. Zpevnění pouzdra zajišťuje nejmohutnější ligamentum plantare longum společně s ligamentum bifurcatum. Tvoří ho dva pruhy ligamenta kalkaneonaviculare a kalkaneocuboideum (Grim, Druga et al., 2001).

Lod'koklínový kloub (*articulatio cuneonavicularis*) je prakticky funkčně bezvýznamný. Pohyb je zde pouze minimální. Styčné plochy kosti lod'kovité artikulují s protilehlými kostmi klínovitými (Petrovický, 1995).

Zánártní – nártní klouby (articulationes tarzometatarzales) vytváří spojení distálních ploch ossa cuneiformia s 1. – 3. metatarzem (MTT) a os cuboideum s 4. – 5. MTT. Dohromady vytváří Lisfrankův kloub. Při změnách zatížení nohy zde dochází k malým pohybům. Pro stabilitu skloubení a pro udržování klenby plantárně probíhají ligamenta tarsometatarzalia (dorsalia, plantaria, interossea) (Čihák, 2001, Grim, Druga et al., 2001).

Metatarzophalangeální klouby (articulationes metatarzophalangeae) vytváří artikulující hlavice ossa metatarsalia s jamkami na proximálních člancích prstců. Pouzdra zesilují ligamenta collateralia a plantaria. Hlavice metatarzů navzájem spojuje ligamentum metatarzale transversum profundum (Grim, Druga et al., 2001).

Mezičláňkové klouby (articulationes interphalangeae pedis) jsou po stranách zesíleny ligamenty - collateralia et plantaria (Čihák, 2001).

Většinou se pohyb neprovádí pouze v jednom kloubu ani jedné rovině, naopak dochází k němu hned v několika kloubech a rovinách současně (Vařeka & Vařeková, 2009).

3.2 Kineziologie nohy

Anatomické struktury nohy se dle linií transverzotarzálního a tarzometatarzálního kloubu mohou rozdělit na 3 části. První oddíl, tvořený kosti patní a hlezenní se nazývá jako zánoží. Druhý oddíl, tzv. středonoží vytváří kost krychlová, loďkovitá a tři klínovité kosti. Poslední oddíl složený z kostí nártních a článek prstců, bývá nazýván jako předonoží. Oblast nohy můžeme rozdělit nejen ve zmíněném proximodistálním směru, ale i na dva paralelní paprsky (mediální a laterální). Mediální je tvořen hlezenní, loďkovitou kostí, kostmi klínovitými, I. až III. MTT s příslušnými prstci. Laterální paprsek vytváří kost patní, krychlová, IV. a V. MTT a 4. a 5. prstec. Zastavení vývojové pronace nohy způsobilo uložení kosti hlezenní na kost patní. V distální části nohy byla pronace dokončena, proto mediální a laterální paprsek leží vedle sebe. Zmíněné uspořádání objasňuje, proč se kost hlezenní a patní během zatížení pohybují rozdílně. Subtalární kloub mezi kosti hlezenní a patní, tak ovlivňuje pohyby v transverzotarzálním skloubení. Klouby hlezenní a subtalární se dohromady funkčně doplňují, díky nim lze pohyb v zánoží provést ve třech rovinách. Pohyb v subtalárním kloubu umožňuje především supinaci a pronaci. Plantární a dorzální flexi zajišťuje hlezenní kloub, který je spojený s abdukci a addukci (Vařeka & Vařeková, 2009).

3.3 Funkce nohy

Noha hraje důležitou roli pro udržování posturální stability ve stoji na obou dolních končetinách. Chodidlo je místem kontaktu těla s podložkou, kde přenáší jeho tíhovou sílu. Dokáže absorbovat reakční sílu podložky. Slouží rovněž jako receptor pro centrální nervový systém (CNS), který informuje o propiocepci a exterocepci (Vařeka & Vařeková, 2009). Mašek (2008) noze přisuzuje funkci „periferního srdce“, pro zpětnou žilní cirkulaci krve.

Během kontaktu se zemí je jakousi mobilní konstrukcí, která se přizpůsobuje nerovnému povrchu. Při odrazu se noha stává tuhou a efektivní pákou k pohonu těla dopředu (Hennig, 2002). Tlumí nárazy, tím je vystavena obrovské zátěži. Zmírňuje tlakové síly působící z těla na plošku stlačením klenby (odpružením), následně je využita odrazová funkce nohy. Veškerou činnost musí zvládat na rovném, tvrdém, ale i na nerovném povrchu v přírodě (Watkins, 1999). Stabilitu oblouku nohy v dynamické fázi zajišťuje klínovitý tvar kostí, při kterém se kosti do sebe postupně zaklíňují (Toppischová & Šnoplová, 2008).

V případě neřešených poruch funkce nohy mohou vznikat až rigidní deformity. Fixují se kompenzační mechanismy na vyšších úrovních těla a dochází k jejich přetěžování (kolenní, kyčelní klouby a páteř) (Maršálková & Jelen, 2007).

Obě nohy tvoří základnu těla. V případě oploštění jedné z nich se naruší statika a projeví se vyosení páteře (Tichý, 2000).

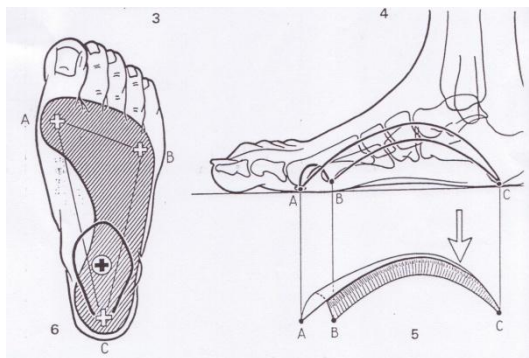
3.4 Klenba nožní

Klenba nožní se formuje na základě pronatorního zkrutu nohy. Na kostře lidské nohy se vytváří dvojí klenutí (Vařeka & Vařeková, 2009). Kapandji (1987) přirovnává klenbu z dynamického pohledu spíše ke střeše či štaflím. Tradiční model se však stále používá pro anatomický popis a srozumitelnost výkladu.

Kosterní a kloubní systém vytváří architektoniku podélné a příčné klenby pomocí tvaru styčných ploch. Bez pomoci podpůrných složek vazů a svalů by nebyly odolné vůči působícím silám. Ligamenta nohy se uplatňují při statickém zatížení. Krátké nožní svaly se k nim přidávají až při iniciaci pohybu. Tonus m. abduktor hallucis a m. flexor hallucis brevis významně přispívají k podpoře klenby. Při obrně příslušných svalů (např. při poškození nervus peroneus superficialis či nervus plantaris medialis) dochází k jejímu zborcení. Správně klenutá noha brání uskfínutí cév

a nervů. Při chůzi je klenba nepostradatelná pro korektní odval nohy od podložky. Klenba představuje „péro a tlumič“. Lidé s plochou nohou jsou náchylnější k bolestem zad, způsobené netlumenými otřesy přicházejícími na páteř (Čihák, 2001; Petrovický, 1995; Véle, 1995). Pokud by byla klenba tvořena pouze jedinou kostí, působením váhy těla by mohlo dojít ke zlomení (Klenerman & Wood, 2006).

Národy chodící v zásadě naboso mají nohy při statickém zatížení ploché, ale při chůzi se jim klenba zvýší. Naopak u většiny lidí nosících obuv, zůstává výška klenby stejná. Negativní vliv na správné klenutí má nedostatek pohybové aktivity v dětském věku nebo naopak přetěžování hlavně statickou zátěží ve špatné obuvi (Véle, 1995).



Obr. 1. Klenba nožní a opěrné pilíře nohy (Kapandji, 1987)

Podélná klenba je tvořena mediálním a laterálním obloukem. Vnitřní oblouk vede od mediálního výběžku kalcaneu přes talus, os naviculare na os cuneiforme mediale a podél první nártní kosti a končí na její hlavici. Vrchol oblouku je v místě os naviculare cca 15 – 20 mm nad zemí od dolní báze kosti. Vnější klenutí se táhne od laterálního výběžku kalcaneu přes os cuboideum podél páté nártní kosti a opět končí na její hlavici. Nejvyšší vyklenutí tvoří kost krychlová cca 3 – 5 mm nad zemí od dolní báze kosti (Novotná, 2001). Adamec (2005), Medek (2003) a Vařeka & Vařeková (2009), uvádějí zásah vnitřního a vnějšího oblouku až do oblasti 1. – 3. a 4. – 5. MTT paprsku.

Podélná klenba se zakládá za účasti longitudinálních svalů a ligament. Významnou roli představuje m. tibialis anterior a flexory prstců (m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus). M. tibialis posterior podbíhá plantu a zdvihá její nejvyšší bod (Čihák, 2001; Petrovický, 1995).

Příčná klenba se tvaruje v závislosti na stavbě klínovitých kostí. Rozbíhá se v přední a zadní oddíl. Přední část se táhne v místě hlavic ossa metatarsalia s vrcholem v oblasti třetí hlavy. Zadní příčný oblouk je složený ze tří ossa cuneiformia a os cuboideum. Šlašitý třmen složený z m. fibularis longus a m. tibialis anterior podbíhá příčnou klenbu a brání jejímu poklesu. Ve stoji i při dopadu paty při chůzi se na rozložení tlaků významnou měrou účastní podkožní vazivově - tuková vrstva (Medek, 2003; Vařeka & Vařeková, 2009; Novotná, 2001; Čihák, 2001).

Plantární aponeuróza se významně podílí na zajištění dostatečné pevnosti nohy ve fázi opory a k odrazu nohy (Vařeka & Vařeková, 2009). Silné vazy nohy a plantární aponeuróza dovolí pokles klenby za normálních podmínek pouze částečně (Adamec, 2005).

3.4.1 Vztah mezi podélnou a příčnou klenbou

Cílem studie bylo zjistit, jaká je korelace mezi podélným a příčným klenutím nohou univerzitních studentů. Testovaná byla skupina 280 studentů (150 žen a 130 mužů) ve věku mezi 20 – 28 lety. K hodnocení statického stavu chodidel byla použita plantografická metoda, vyhodnocující Clarkův úhel, Sztriter - Godunův index, index hloubky podélného oblouku, Wejsflogův index, patní úhel, úhel valgosity palce a varózní deformity pátého prstce. Aby bylo možné objektivizovat vztah, byl použit Pearsonův korelační index. U žen ani u mužů neprokázali žádný vztah mezi oběma klenbami. Vědci prokázali jen zanedbatelnou korelaci mezi podélnou klenbou a patním úhlem žen (Puszczatowska - Lizis, 2011).

3.4.2 Funkční vztahy

Mezi dolní končetinou (DK) a osovým orgánem existují vzájemné funkční vztahy. Iritace bolesti na DKK mění stereotyp chůze, vyvolávající nepříznivé změny na vzdálených strukturách. Funkční myofasciální řetězení jdoucí z horních končetin (HKK) přes záda, ovlivňuje oblast DKK zejména koleno (KOK) a nohu. Afekce zmíněných segmentů může způsobovat bolestivost nohy bez přítomnosti zjevných strukturálních změn (Véle, 1997).

Poruchy v oblasti chodidla nezpůsobují bolest jen v daném místě poškození, ale i v oblasti paty (nejčastěji v Achillově šlaše), hlavičky fibuly a pánve. Neřešení funkčních poruch se poté nezdá projevovat vracející bolestí pánve nebo páteře (Lewit, 2003).

3.5 Otisk zdravého chodidla

Na plantogramu rozeznáváme hruškovitý tvar paty. Střední úzká část je zřetelnou spojnicí předonoží a paty. Diferenciálně rozlišíme otisky všech pěti prstců (Novotná, 2001).

3.6 Opěrné pilíře chodidla při stoji na rovné a tvrdé ploše

- 1) Zadní pilíř – v místě mediálního a laterálního hrbolku kalkaneu
- 2) Přední mediální pilíř – na hlavici prvního MTT
- 3) Přední laterální pilíř – na hlavici pátého MTT (Novotná, 2001)

3.7 Ontogeneze nohy

Skelet dolní končetiny se vyvíjí v proximodistálním směru. První známky osifikace nárních kostí a článků prstců se očekává počátkem 9. embryonálního týdne. Ostatní zánártní kosti osifikují nejdříve v 7. měsíci intrauterinního vývoje. Bazální klouby se zakládají ve 4. týdnu vývoje plodu a teprve ve 2. polovině těhotenství se přeměňují činností svalů na klouby definitivní. (Srdínko, in Vařeka & Vařeková, 2009; Kawashima & Uhthoff, in Vařeka & Vařeková, 2009). Závěrem nitroděložního vývoje jsou svalové, nervové a cévní struktury blížíci se uspořádáním dospělému jedinci (Kawashima & Uhthoff, in Vařeka & Vařeková, 2009). Dungl (2005) podotýká, že některé kosti např. os cuboideum, kalkaneus, phalagy nebo talus jsou osifikovány až po narození, jiné jsou v této době chrupavčité a k osifikaci dochází během života. K těm patří os cuneiforme mediale, intermedium, laterale, popř. os naviculare – u ní může probíhat osifikace i do 5. roku života.

V kojeneckém období je patrné postavení předonoží v supinaci a lehká varozita zadní části nohy (Mooney & Campbell, in Vařeka & Vařeková, 2009). Dětská noha se formuje do 6. – 7. roku věku. Ve zmíněném období není považována valgozita pat, kolenních kloubů, kyčlí spojená s vnitřní rotací za patologii. Současně dochází k vnitřní rotaci hlezenní osy, talus se posouvá plantárně a mediálně. Předonoží se stáčí do abdukce či addukce a I. prstec pronuje (Kolář, 2009).

Ontogenetický vývoj ovlivňuje řada faktorů - genetický, působení zevních (tíhová, statická, dynamická) a vnitřních sil (svalů), řízených CNS. Pro korektní vývoj nohy je významný způsob zatěžování a kvalita obuvi (Vařeka & Vařeková, 2009).

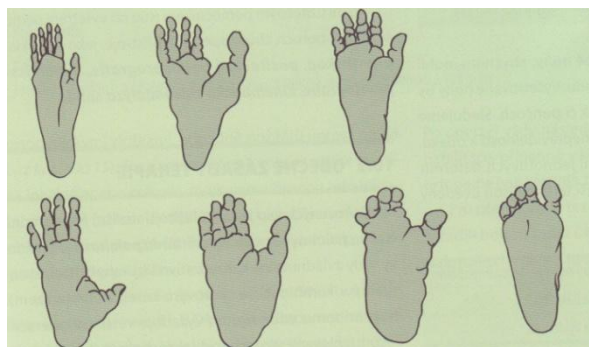
3.8 Fylogeneze nohy

Během evoluce prošla noha mnoha změnami a stále se vyvíjí. Původně byl palec v opozici oddálen od ostatních prstů. S postupem času se přibližoval k ostatním. Prstce se značně zkrátily a pata zmohutněla (Gallo et al., 2011).

Pravděpodobně lidská nohy vznikla z nohy opičí. Dle hypotéz prvotně vznikl laterální oblouk a následně až mediální paprsek (Kidd, in Vařeka & Vařeková, 2009). Caselli a Alchermes (in Vařeka & Vařeková, 2009) nezpochybňují teorii, že vzpřímená postura a chůze o dvou končetinách byla normou pro naše předchůdce před 12 - 14 mil. lety. Tvrdí také, že Australopithecus žijící před 3 - 4 mil. lety měl nohu strukturálně podobnou dnešnímu Homo sapiens. Avšak byla menší s delšími zaúhlenými prstci a abdukovaným palcem nohy. Člověk ve srovnání s primáty má nohu tužší, zpevněnou vazivem. Primáti mají spíše nohu flexibilnější, s mohutnějším svalstvem a charakteristickým divergujícím palcem schopný částečné opozice.

Původní kulovitá klenba u nohy s úchopovou funkcí se zkrutovým procesem změnila svůj tvar. Kost patní zesílila svůj objem, pata se otočila o 90° a nakonec i palec se dostal z opoziční polohy do paralelního postavení vedle ostatních prstů (Toppischová & Šnoplová, 2008).

Dungl (2005) popisuje další vývoj lidské nohy, jako postupnou adaptaci na vzpřímenou polohu těla. Za poslední tisíciletí jej ovlivňuje hlavně typ obuvi.



Obr. 2. Fylogeneze lidské nohy (Gallo et al., 2011)

3.8.1 Nohy primátů

U všech primátů se vyskytuje pět funkčních prstů stejně jako u lidí. Pouze u moderního člověka se odlišuje palec jako postupná adaptace na bipedální chůzi. Palec primátů, podobně jako palec lidské ruky má schopnost opozice, pomáhající efektivnímu uchopování a lezení po stromech. Opozici palce umožňuje sedlový kloub mezi palcem a kostí klínovitou, aktivitou svalů. Pohyby

mezi talem, kalkaneem, os naviculare a os cuboideum napomáhají inverzi a everzi nohy k možnosti efektivního úchopu nohou (Klenerman & Wood, 2006).

3.8.2 Vývoj bipedální chůze u hominidních předchůdců člověka

Paleoantropologové rozpoznali, že genom šimpanze se podobá více modernímu člověku, než genomu gorily. Noha společného šimpanzího a lidského předka byla geneticky upravena pro plantigrádní lokomoci. Šimpanzi po většinu času lezou po stromech, kde využívají převážně quadrupedálního pohybu. Bipedální pohyb na zemi využívají jen zřídka (Klenerman & Wood, 2006).

Vzpřímené držení těla osvobodilo ruce našich předchůdců pro použití nástrojů. Lidská noha se postupně měnila od úchopového orgánu raných primátů na specializovanou strukturu, nesoucí moderního člověka. V Laetoli (severní Tanzánie) roku 1976 byly objeveny stopy staré 3,6 mil. let, poskytující důkazy bipedálního pohybu. Tyto fosílie dokazují, že první lidé před 3,6 mil. lety chodili vzpřímeně po dvou nohách (Hennig, 2002).

3.9 Růst nohy

K nejrychlejší progresi růstu dochází do pátého roku věku, dále se zpomaluje na cca 9 mm/rok. Roční holčička a osmnácti měsíční chlapeček s délkou chodidla jsou zhruba na polovině délky nohy dospělých jedinců (Dungl, 2005).

3.10 Statické a dynamické vlastnosti dětských nohou

Nohy dětí vykazují ve struktuře a funkcích rozdíly ve srovnání s dospělými. Jedním z charakteristických rysů je výskyt tukového polštáře v oblasti středonoží. Chodidlo tím chrání před nadměrným tlakem, dokud se muskuloskeletální systém nepřizpůsobí vzpřímené chůzi (Müller et al., 2012).

Výzkum analyzující stoj a chůzi, potvrdil, že podélná klenba se rychle zvyšuje až do věku 6 - 7 let. Výsledky ukazují, že většina statických a dynamických vlastností nohy se během růstu a zrání neustále mění. V průběhu vývoje dítěte noha roste převážně do délky, méně však do šířky, až do 8 let. Nohy mladších dětí mají širší tvar oproti starším dětem. Od 8. roku věku se noha stále více podobá dospělému jedinci (Müller et al., 2012).

3.11 Antropologické typy nohy

„**Polynéská**“ noha není příliš početná, u evropské populace ji rozpoznáme u zhruba 9 % populace. První tři prstce jsou stejně dlouhé. Otisk planty má tvar obdélníku (Vařeka & Vařeková, 2003).

„**Egyptská**“ noha je charakteristická palcem, který je nejdelší z prstců. Ostatní prstce se schodkovitě snižují směrem k malíku. Název pochází z dob tvůrců egyptských soch. Často dochází k jeho deformaci vznikem hallux vagus či rigidus (Vařeka & Vařeková, 2003).

„**Řecká**“ noha je po egyptské noze druhou nejčastější u Evropanů. Vyskytuje se u 8 – 22 % populace. Typický je pro ni prominující druhý paprsek, poté palec a nakonec třetí prstec. Mnohdy se označuje také jako Mortonova noha. Nezřídka se setkáváme s otlaky pod II. MTT, na laterální straně hlavičky V. MTT a mediální straně I. MTT a u interfalangeálního (IP) kloubu palce (Vařeka & Vařeková, 2003).

Obyčejný typ (egyptský, index plus type)	$1 > 2 > 3 > 4 > 5$
Klasický typ (řecký)	$1 < 2 > 3 > 4 > 5$
Kvadratický typ (polynéský, index plus-minus type)	$1 = 2 > 3 > 4 > 5$ nebo $1 = 2 = 3 = 4 > 5$
Neobvyklý typ	$3 > 2 > 1 > 4 > 5$

Tabulka 1. Digitální formule (Magee, 1992; Klementa, in Vařeka & Vařeková, 2009).

3.12 Biomechanika nohy

Dolní končetiny představují převodník zátěže působící z těla přes kloub kyčelní (KYK), kolenní (KOK) a dále přes kotník na oblast plosky. Síla působící na podložku při kontaktu chodidla kolísá dle změny polohy těžiště. Slouží hlavně k absorpci síly, působící na osový orgán. Systém čidel na chodidlech vnímá rozložení tlaků a konfiguraci segmentů. Nepatrnou korekcí vzpřímeného stoje člověka dochází k zapojení svalů uvnitř nohy. Během posturální nestability pozorujeme u pacienta tzv. „hru šlach“, která je důsledkem zapojení bérceových svalů upínajících se do oblasti nohy (Véle, 1995).

Důležitá je vzájemná korelace mezi nohou, kolenem a kyčlí. Změna polohy jednoho segmentu, vyvolá automaticky změnu v druhém segmentu. Ve svislé poloze, krček stehenní kosti tvoří v zadním otevřeném úhlu přibližně 20 stupňů. Směr osy kyčelního kloubu odpovídá poměrně přesně spojení vnitřního a vnějšího kotníku, které mají vnější rotaci cca 20 - 30 stupňů ve vztahu k frontální rovině. Důsledkem toho je shoda mezi osou kotníku a kyčle (Bähler, 1986).

Během rotačního pohybu přizpůsobuje talus nohu nerovnému povrchu. Do určité míry jsou zapojeny všechny klouby nicméně kotník, vytvoří hlavní spojku pro pohyb. Poloha paty spolu s mírnou valgizací slouží ke stabilizaci těla při stoji a chůzi. Hlezenní a talokalkaneonavikulární kloub je třeba považovat za funkční jednotku. Pohyb těchto kloubů je srovnatelný se sféroidním kloubem, který umožňuje volný pohyb do flexe, supinace, pronace, abdukce a addukce. Talipes valgoplanus je termín pro různé odchylky vznikající tlakovou silou při zatížení nohy. Ty vedou k řadě vnějších projevů. Tlak na pes valgoplanus způsobí rotaci kalcanea, ale přední noha zůstává opřená o zem. Pokud nepůsobí tlak na patu, kalkaneus se vychyluje do vertikály společně i s předonožím. V důsledku se zadní noha vzhledem k přední konstantně deformuje. U varózní deformity by měla být zadní noha v supinaci a přední noha v pronaci, aby byla dosažena rotace chodidla. U varozity chodidla toho není možné dosáhnout, celá noha spočívá v pronaci. Tím dochází k homologní korekci (Bähler, 1986).

V případě varozity kloubů DKK dochází k přetěžování KOK, působením jednostranného zatížení. Problém se dá řešit korekčními vložkami zvýšením vnějších hran (Larsen, 2005).

3.13 Patologie chodidla

3.13.1 Vrozené deformity chodidla

Vrozenými vadami nohou se v této práci nebudeme příliš zabývat. Nutno však rozlišit, zda se jedná o vadu polohovou, kterou lze téměř ve většině případů řešit pouze konzervativně nebo vada rigidní vyžadující operační zásah.

3.13.1.1 Pes varus (vybočené chodidlo)

Pata je vyosená vnitřním směrem, předonoží je addukované a v supinačním postavení. Vzniká ochrnutím musculi peronei. Pacienti chodí po vnějším okraji plosky (Novotná, 2001).

3.13.1.2 Pes valgus (vbočené chodidlo)

Klinicky je postavení paty v zevní rotaci, předonoží v abdukci a pronaci. Vzniká jako důsledek obrny m. tibialis posterior a krátkých svalů nohy. U pacientů je patrné našlapování na vnitřní hranu nohy (Novotná, 2001).

3.13.1.3 Pes ekvinus (koňská noha)

Prstce spočívají v nižší poloze, než pata. Celé chodidlo je v plantární flexi (propnuté). Vzniká výpadkem m. tibialis anterior a extensorů prstců. Chůze pacientů je charakteristická odvalem přes oblast předonoží (Novotná, 2001; Véle, 1997).

3.13.1.4 Pes calcaneus (patní chodidlo)

Noha je držena v dorziflexi, vzniká obraz („fajky“). Váha těla spočívá na kalcaneu. Vzniká při paralýze trojhlavého lýtkového svalu. Při stoji dochází k přetěžování paty (Novotná, 2001; Véle, 1997).

3.13.1.5 Pes excavatus (vypouklé chodidlo)

K deformitě dochází při nerovnováze svalů chodidla a lýtka. Často vzniká jako důsledek prodělané obrny m. triceps surae (Novotná, 2001; Véle, 1997).

3.13.1.6 Pes planovalgus congenitus (vrozený strmý talus)

Podélná klenba je otočená do tvaru kolébky. U většiny dětí se neprojevují žádné symptomy ani při objektivním nález. Až v pubertálním období se začínají ozývat symptomy. Typicky se jedná o únavu nohou, bolesti na mediální straně nohy šířící se až na přední stranu bérce (Kolář, 2009; Novotná, 2001).

3.13.2 Získané deformace nohy

Zdravotní stav nohou celé populace se rapidně zhoršuje od doby, co nosíme obuv. Bohužel se nikdo nezajímá, proč k nim dochází. Řeší se pouze následky (Hanák, 2011).

Obecně se získané vady diferencují na statické a sekundární deformity. Statická deformita, vzniká dlouhodobým přetěžováním nohou a/nebo nošení nevyhovující obuvi. Úrazy, neurologická

onemocnění, infekce apod. zase přispívají k možnosti vzniku sekundární deformity (Gallo et al., 2011).

3.13.2.1 Pes planus (plochá noha dospělých)

Získaná plochá noha vzniká až po ukončení kostního růstu. Vyskytuje se poměrně často. Ohrožené jsou převážně ženy mezi 40 – 60 lety života (Gallo et al., 2011; Maršálková & Jelen, 2007). Může se vyvinout v každém věku při nepoměru mezi zatížením a schopnosti adaptace nohy na nosnost. Rizikovou skupinou jsou i dospívající osoby během učebního procesu nebo zaměstnání (př. číšníci, zdravotní sestry) s dlouhodobým statickým zatížením v nevyhovující obuvi. Primárně se na vzniku ploché nohy podílí ochablé svaly při špatně hojících frakturách bérce. Dále nadváha, zvýšená zátěž, osteoporóza a hormonální změny během gravidity nebo klimakteria. Nezanedbatelný vliv na klenutí má povrch, po kterém se pohybujeme. Chůze naboso po tvrdé zemi, významně přispívá ke vzniku deformace (Dungl, 2005; Novotná, 2001). Gallo et al. (2011) vidí souvislost se vznikem statické ploché nohy v důsledku selhávání šlachy m. tibialis posteriori. Neopomenutelná je také správná funkce kalkaneonavikulárního vazů.

Pacienti si zprvu ztěžují na únavu nohou. Při chůze nebo během dlouhého stání se dostavuje bolest kolem vnitřního kotníku. Později je lokalizovaná i na zevní straně, způsobená opakovanými nárazy lýtkové kosti na kost patní. Nohy otékají, někdy se tvoří i křečové žíly. Chůze pacienta je typická nášlapem na vnitřní hranu chodidla s tvrdým došlapem na podložku. S rozvojem deformity se bolesti přesouvají i do vyšších segmentů těla (Gallo et al, 2011; Kolář, 2009).

Noha plochá se stává náchylnější k poraněním pohybového systému. Může být jednou z příčin bolestí v oblasti nohy, klenby, Achillovy šlachy, paty, holeně, kolene a dolních zad (Mašek, 2006).

Příčiny vzniku získané ploché nohy dle Dungla (2005):

- **chabost svalů** – často obrazem různých syndromů (Downův, Marfanův, Ehlersův – Danlosův a jiných).
- **slabost a dysfunkce svalů** – důsledkem parézy po poranění periferních nervů, DMO, poliomyelitidě, myopatie.
- **artritida** – revmatoidní, traumatická.
- **kontraktury** – myopatická peroneálních svalů, získaná kontraktura m. triceps surae.

Léčba spočívá převážně v konzervativním postupu. Hlavní je nosit správnou pevnou obuv se správným vedením paty a nízkým podpatkem do výšky max. 4 cm. Nutno se zaměřit na správný tvar stélky (Dungl, 2005).

3.13.2.2 Pes planovalgus (dětská plochá noha)

Dítě se rodí s fyziologickou plochou nohou. Klenba se začíná formovat až koncem prvního roku v období, kdy se začíná stavět a chodit (Petrovický, 1995). Klinický obraz se vyvíjí bez zjevných příčin, ale často s familiárním výskytem. Primární příčina vzniku pes planovalgus není přesně známa. V dětském věku se na vzniku plochonoží sekundárně podílí chabé svalstvo nedostatečně aktivizované pohybovou aktivitou, obezita nebo nošení nevhodné obuvi. Dochází k povolání vazů během růstu a propadu mediální podélné klenby. Mnozí autoři považují flexibilní dětskou plochou nohu za důsledek vzpřímeného stoje a chůze. Vlivem změny zatížení (jdoucí postupně mediálněji od osy procházející II. – III. prstem) se přetěžuje tibiální okraj plosky. Fyziologickou reakcí je stáčení špiček k sobě. Důsledkem ploché nohy se může vyvinout kontraktura trojhlavého lýtkového svalu. Flexibilní pes planovalgus bývá u dětí většinou asymptomatický. Rodiče dítě přivedou k lékaři ze strachu z tvaru nohy, popř. pro deformaci obuvi. U některých pacientů se můžeme setkat s bolestí tibiální hrany chodidla. V důsledku planovalgózního postavení může vzniknout kontraktura m. triceps surae (Dungl, 2005; Gallo et al. 2011; Novotná 2001).

Adamec (2005) zdůrazňuje, že objevení rozšířeného tvaru paty a stáčení špiček dovnitř nemusí nutně vyjadřovat přítomnost ploché nohy. Plochonoží se charakterizuje až patologií v distribuci tlaku na noze. Avšak je to nejčastější diagnóza, pro kterou jsou děti odesílány na ortopedická oddělení.

Chůze naboso po nerovném terénu se blahodárně uplatňuje v rámci preventivní péče o dětské nohy. Svaly působící na nohy se dynamicky kontrahují při kontaktu s povrchem. Rodiče by při výběru obuvi pro své ratolesti měli dbát na pevné vedení paty. Neměli by zapomínat na stejná kritéria i při nákupu přezůvek na doma (Adamec, 2005).

Během růstu se většina dětských plochých nohou spontánně upraví. U symptomatických pacientů 2. a 3. stupně se léčba zahajuje kolem 3. roku věku konzervativně, indikací ortopedických vložek. Cvičení krátkých svalů nohy se nepovažuje za účinné (Adamec, 2005).

Dungl (2005) definuje **3 stupně závažnosti** (dle vyš. na plantogramu)

1. Pokles podélné klenby, ta je ještě částečně zachována
2. V zatížení se klenba ztrácí
3. Podélná klenba je konvexní

Stryhal (in Dungl, 2005) klasifikoval **4 stádia**:

1. Přetížená a unavená noha, po delší námaze se u ní ohlašuje bolestivá iritace. Zřídka se objevují noční křeče lýtka. V klinickém hodnocení lze objektivizovat valgozitu paty.
2. Při zatížení dochází k poklesu klenby. Bolest nebývá signifikantní.
3. Noha fixovaně plochá, ale volná. Pasivně ji lze uvést do normálního postavení.
4. Trvale plochá noha s valgozitou pat s pronací předonoží. Přetěžuje se tibiální okraj nohy, capitis osis tali vyčnívá medioplantárně. Postavení I. metatarsu je v pronaci. Palec směřuje valgózně. V důsledku přetížení přední nohy mohou vznikat plantární tylomata (otlaky) pod II. – IV. MTT.

3.13.2.3 Pes transversoplanus (příčně plochá noha)

K příčně ploché noze dochází poklesem hlaviček metatarzů, pod nimiž se objevují bolestivé otlaky. Dochází k narušení fyziologického způsobu přenosu sil hlavičkami metatarzů. Jde buď o samostatné postižení, nebo se vyskytuje společně s poklesem podélné klenby. Progresí deformity se kontrahují flexory prstců a dochází k dorzální subluxaci v MTP kloubech s kladívkovitým obrazem prstců. Prstce jsou postupně vyřazeny z funkce pomocného přenosu zátěže. Tím se přetěžování dále zhoršuje. Pacient si ztěžují na bolesti při stojí a chůzi (Gallo et al., 2011; Hromádková et al., 2002).

3.13.2.4 Pes cavus (vyklenutá noha)

Nadměrné vyklenutí podélné klenby bývá spojené s ekvinózním postavením předonoží a varozním až strmým postavením paty. Součástí jsou drápopité kontraktury prstců. Lidé s vysoce klenutou nohou jsou náchylnější ke zraněním (Dungl, 2005; Michaud, 1997).

3.13.2.5 Hallux valgus (vbočený palec)

Struktury palce nohy jsou abdukovány k vnější hraně chodidla. I. MTT je tažen do addukce k vnitřní hraně. V těžkých případech se v I. MTT může ve frontální rovině naměřit úhel až 90 °.

Charakteristickým znakem je prominence hlavičky I. MTP tvořící exostózu s váčkem, který se tlakem obuvi a třením mění na zánětlivý. V těžších případech dokonce palec tlačí na sousední prst. Jen zřídka jde o samostatné postižení palce nohy, téměř vždy jej doprovází i deformity dalších prstců a propad příčné klenby. Abduktor palce působí proti rozvoji valgosity. Postiženy jsou převážně ženy vlivem nošení příliš úzké obuvi. Jsou známy i vrozené predispozice postižení, k nim se řadí převažující vliv adduktoru palce nad abduktorem (běžně to bývá opačně), zvýšená chabost vazů a svalů nebo snížení stability palce v důsledku konvexity hlavičky I. MTP kloubu (Novotná, 2001; Véle, 1997; Dungl, 2005).

Dalšími faktory přispívající k rozvoji valgózního halluxu jsou hypermobilita prvního prstce, revmatoidní artritida a neuromuskulární onemocnění (Valmassy, 1996).

3.13.2.6 Hallux rigidus (ztuhlý palec)

Rigidní palec nazvaný podle progresivního tuhnutí I. MTP kloubu. Vzniká jako důsledek artrózy nebo artritidy. Dochází k omezení hybnosti, zejména extenze a poté i plantární flexe palce (Gallo et al., 2011).

3.13.2.7 Kladívkovité prstce

Postihuje především proximální a distální IP klouby 2. – 5. prstce na noze. Mezi možné příčiny vzniku zahrnujeme pes cavus, pes adductus, artritidy, kontraktury flexorů nohy a jiné (Michaud, 1997).

Vlivem nadměrné aktivity svalů plosky nohy se prstce v MTP skloubeních extendují. Proximální IP klouby jsou flektovány až do 90°, distální IP kloub mohou být mírně ohnuté plantárně nebo i v hyperextenčním postavení. Tvoří se mozoly až kuří oka v těsné obuvi nad hlavičkami proximálních IP kloubů. Obraz kladívkovitých prstců vzniká nošením úzkých, špičatých bot. Oslabením m. lumbricales, m. interosei volares et plantares a aktivitou m. flexor digitorum longus a m. extensor digitorum longus dochází k extenzi v metatarzophalangových kloubech (Dungl, 2005).

Nepůsobí pouze estetické problémy, ale i poruchy v biomechanice těla – dochází ke zmenšení opěrné plochy (Dungl, 2005).

3.13.2.8 Interdigitální neurom

Charakteristickým znakem je bolest lokalizovaná ve třetím méně často prvním, druhém a čtvrtém meziprstním prostoru nohy. Neurom způsobuje parestézie vyzařující do okolních prstů. Situace se dále může zhoršit nošením těsné obuvi a tělesnou aktivitou (Michaud, 1997).

3.13.2.9 Plantární tyloma (otlaky)

Jedná se o hyperkeratózní lézi objevující se v místech kostěných výčnělků. Příčinami bývá nadměrný tlak či delší působení sil na postižené místo (Michaud, 1997).

Ihnát (2009) se domnívá, že genetický vývoj jedince významně přispívající ke vzniku deformit nohy. Špatná chodidla mají už malé děti, které je sami nemohli tolik negativně ovlivnit. Mnoho z nich má plosky horší než mají jejich rodiče či prarodiče.

3.13.3 Diabetická noha

O syndromu diabetické nohy mluvíme u pacientů s diagnózou Diabetes mellitus (DM), u kterých se vyskytlo závažné poškození dolních končetin distálně od kotníků, vedoucí ke vzniku ulcerací až gangrén. K faktorům přispívajícím k poškození tkání nohy jsou senzorycká a autonomní diabetická neuropatie, ischemie končetiny (angiopatie), snížení kloubní pohyblivosti a působení tlaku na plosku. Téměř 80 % ulcerací diabetiků se vyvine z otlaků, které vznikají v důsledku nošení nesprávné obuvi. Nerovnováha zatížení během krokového cyklu působí nadměrným tlakem na jednotlivé oblasti nohy, a tím hrozí riziko rozvoje ulcerace. V otázce preventivní péče, by se mělo u rizikových pacientů s DM dbát na výběr správné obuvi. Na základě vyšetření chodidel zhotovit individuální ortopedické stélky, které se do nich umístí (Piřhová, 2008).

Diabetická neuropatie se většinou projeví změnou biomechaniky, vyvrcholující zvýšením plantárního tlaku. Neuropatie u pacienta s nožními deformitami významně zvyšuje riziko ulcerací. Pro zhojení kožních vředů na noze je nutné kompenzovat abnormální plantární tlak. Neodpovídající rozložení sil na noze se projevuje i po invazivních operacích nohy. K chirurgickým výkonům zasahujícím do biomechaniky patří paprscitá resekce nebo parciální amputace (Jirkovská, 2000).

Individuálně zhotovené vložky snižují maximální tlaky v oblasti paty a v místě prvního metatarzu na rozdíl od vložek plochých. Běžně se používají v klinické praxi k léčbě nohy

u diabetického pacienta s neuropatií a deformitami nohy. Úspěch těchto vložek a související obuvi je primárně hodnocena podle toho, zda pacient zůstává bez ulcerace. Jedním z hlavních cílů je ochrana nohy v místech plantární ulcerace, snížením tlaku. Vložky působí na zmírnění tlaku a přerozdělují zatížení pod nohy (Bus, Ulbrecht & Cavanagh, 2004).

Spojitost morfologie nohy se vznikem ulcerací u pacientů s DM obecně nebyly prokázány. Nicméně z výsledků měření vyplývá, že noha s kladivkovitými, drápotvitými prstci nebo hallux limitus byla náchylnější k vzniku plantárního vředu (Ledoux et al. 2005).

Jak již bylo řečeno, silikonové vložky nepatří k ortopedickým produktům, zato mohou v rámci prevence přispět k léčbě pacientů s DM. Výrazně mohou snížit namáhání měkkých tkání, tím i riziko plantárních otlaků. Hlavně v oblasti pod druhým a třetím MTP (Ibrahim, Hilaly, Taher & Morsy, 2013).

3.14 Chůze

Chůze je cyklický pohyb dolních končetin, které se střídají se souhyby horní končetin a trupu. Základní jednotkou lidské chůze je dvojkrok, ve kterém 85 % váhy těla spočívá pouze na jedné končetině (Dvořák, 2007).

Základem lokomoce lidí je bipedální chůze po dvou dolních končetinách. Rozlišujeme u ní tři fáze: zahajovací, cyklickou a ukončovací (Vařeka & Vařeková, 2009).

Rozdělení chůze dle Chaloupky et al. (2001)

3.14.1 Fáze opěrná

- 1) Dotek paty (initial contact) – 0%, kyčelní kloub (KYK) flektován do 45 °, kolenní kloub (KOK) do 5 °, hlezno plantárně ohnuto do 5 °.
- 2) Zatížení kloubů (loading response) – 0 – 10 %, pohyb těla dopředu, KYK ohnut do 40 °, KOK do 10 – 15 °, hlezno ve FL 10° plantární.
- 3) Střední stojná fáze (middle stand) – 10 – 30 %, noha celá v kontaktu s podložkou, KYK flektován do 20 °, KOK do 10 °, hlezno v 5 ° extenze.
- 4) Konečná stojná fáze (terminal stand) – 0 – 50 %, dojde k odlepení paty, KYK a hlezno v neutrálním postavení, KOK ohnuto do 10 %.

- 5) Předšvihová fáze (preswing) – 50 – 60 %, iniciace odrazu, všechny klouby (KYK, KOK, hlezno) se začínají flektovat.

3.14.2 Fáze švihová

- 1) Zrychlení (initial swing) – 60 – 70 %, druhá končetina je ve fázi zatížení a počátku střední stejné fáze, KYK této končetiny ve flexi 20 °, KOK v maximální ohnutí do 70°, hlezno v poloze 10 ° plantární flexe.
- 2) Střední švih (middle swing) – 70 – 85 %, kyčelní kloub ohnutý do 30 – 40 °, kolenní kloub do 40°, hlezenní kloub v poloze 0 – 5 ° flexe plantární.
- 3) Konečná švihová fáze (terminal swing) – 85 – 100 % času brzdná část, KYK ohnut ve 45°, KOK ve flekčním postavení 5 – 10 °

Dungl (2005) uvádí fyziologický přenos zatížení nohy na zem 2/3 celkové hmotnosti přes oblast paty a zbývající 1/3 přes předonoží.

3.15 Tlumení nárazů

Iniciací oporné fáze, kontaktem paty o podložku, se excentrickou kontrakcí brzdí kolenní flexe. Bérec rotuje vnitřně, společně s pronací patní kosti a odemčením transversotarzálního skloubení. Na brzdění dopadu se také podílí plantární flexe hlezna. KOK ve fázi střední opory se extenduje, bérec rotuje zevně a dochází k supinaci kosti patní s uzamčením transverzotarzálního a kalkaneokuboidního kloubu. Plantární aponeuróza se supinací kosti patní se napíná kladkovým mechanismem s extenzí I. metatarzofalangeálního kloubu. Noha je tak dostatečně pevná a chráněna před poškozením, schopna odrazu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Funkce nohy při tlumení nárazů velmi úzce souvisí s výškou mediální podélné klenby. Lidská noha je konstruována pro udržování reakční síly nohy s podložkou. Složky udržující strukturu a tlumící nárazy jsou jednak pasivní, tak aktivní uváděné výše. Další ochrannou tkání jsou tukové polštáře na spodní ploše patní kosti a pod metatarzálními kůstkami. Veškerá činnost kloubů nohy je spojena s aktivitou svalů a propiocepcí. V epidemiologických studiích zranění nohy je hlavním měřítkem výška podélné klenby. Při porovnávání jedinců s vysokým a nízkým obloukem, mají jedinci s nízkou klenbou vyšší počet zlomenin metatarzů, ale nižší výskyt zlomenin dlouhých kostí.

Noha s nízkou klenbou je flexibilnější, dokáže lépe tlumit nárazy na nohu. Naopak noha s vysokým klenutím je tužší, proto přenos sil do vyšších segmentů těla je znatelný (Klenerman & Wood, 2006).

3.16 Distribuce nožního tlaku

Síla působící na opěrné body nohy, by měla být rozdělena rovnoměrně. Takové rozdělení síly je zárukou pro relativně bezpečné zatížení nohy. Na univerzitě v Malborku provedli výzkum, kterého se zúčastnilo 205 dětí v rozmezí 7 - 9 let a 17 - 19 let. Cílem bylo ukázat abnormality v distribuci tlakových sil. Analýza provedených zkoušek ukazuje nejvyšší hodnoty zatížení v oblasti pat. Přetížená oblast může časem dát podnět ke vzniku dysfunkcí nohy v podobě hallux vagus, kladívkovité prstce, patní ostruha a dalších. Průměrná hodnota tlakové síly působící na kalkaneus převyšovala víc než dvakrát hodnotu nejzatíženější části nártu. Výsledná neefektivnost předonoží se může transformovat do příčné ploché nohy. Snižuje správnou funkci a podporuje vznik dalších strukturálních změn (Kawa et al., 2010).

3.17 Aferentní vstupy z chodidla

Ploska nohy představuje dynamometrickou mapu kontrolující lidskou rovnováhu. Schopnost držet vzpřímenou polohu těla a udržet ji, je možné díky zpětné vazbě, kterou zajišťuje centrální a periferní nervový systém (Klenerman & Wood 2006).

Proprioceptory spadají k hlubokým systémům těla zejména svalům, kloubům a šlachám. Naopak exteroceptory jsou spíše orgány blízko povrchu těla např. oko, ucho či kůže. Rozeznáváme čtyři typy mechanoreceptorů na plosce. Při povrchu se nacházejí Merkelovy buňky a Meissnerova tělíska. Obě informují CNS o tlakových podnětech. V hlubších vrstvách kůže uložené Ruffiniho tělíska informující o podnětech tepelných, Paciniho tělíska podávají informace CNS o tlaku na plosku. V plantární kůži jsou nervových zakončení, reagující na mechanické podráždění bolestí (Klenerman & Wood, 2006).

Při kroku pocítujeme tlakové impulzy nízké intenzity. Jakmile je překročen nocicepční výškový práh, kulminací nahromaděného napětí dochází k bolestivému vnímání. Důsledkem je kulhání nebo zastavování při chůzi (Klenerman & Wood, 2006).

U starších lidí může docházet ke ztrátám rovnováhy důsledkem snižující citlivosti somatosensorů. Klenba poklesne, pokud vymizel pocit bolesti (Klenerman & Wood 2006).

3.18 Poruchy funkce chodidla

Blokády v kloubu Lisfrankově a Chopartově s trigger pointy (TrPs) se projevují omezením rotace planty. Poruchy stereotypů funkčně plochého chodidla, způsobí při chůzi pokles podélného klenutí. Zřetězení TrPs a blokad nohy společně s blokadou hlavičky fibuly a výskyt TrPs v m. rectus femoris a m. biceps femoris zvyšuje nestabilitu pánve (Lewit & Lepšíková, 2008).

3.19 Rozdíly mezi muži a ženami

Ženy dosahují finální velikosti nohy ve věku zhruba 14 let. Mužská noha roste déle, průměrně do 16. roku věku. Dámské nohy mají zvýšený výskyt ortopedických problémů. Podiatři „hází“ vinu především na módní obuv, kterou ženy s oblibou nosí. Ženy mají nohy štíhlejší. Morfologie nohy se v různých částech světa značně liší. Bylo prokázáno, že nohy asiátů jsou o poznání širší v oblasti předonoží, mají nižší podélný oblouk a větší pronaci nohy ve srovnání s jinými národy (Hennig, 2002).

3.20 Hyperpronační syndrom

Je definován jako hyperpronační postavení v subtalárním kloubu na začátku oporné fáze kroku společně se strukturální nebo funkční poruchou funkce nohy. Spojené s poruchami akrálních kloubů, jiných částí dolní končetiny a trupu. Hyperpronace subtalárního kloubu vyžaduje zvýšenou vnitřní rotaci bérce, semiflexi kolene a vnitřně rotovaný femur. Zmíněný obraz vede ke změně postavení pánve do anteverze a hyperlordóze bederní páteře. Pánev zásadním způsobem ovlivňuje posturu celého těla, a tak dochází k odchýlkám v postavení kraniálních částech trupu. Vlivem individuálních kompenzačních mechanismů jedince vzniká biomechanický „boj“ v hlezenním, kolenním, kyčelním, sakroiliakálním a intervertebrálním skloubení. Finálně vznikají změny strukturálního či funkčního charakteru ve zmíněných kloubech a jejich okolí. Poruchy se mohou projevovat i v druhostranné končetině jako důsledek jejich zřetězení. Charakteristický směr šíření dysfunkcí jde často disto - proximálně. Naopak v případě proximo – distálního řetězení poruchy může být příčinou poruchy v oblasti pánve nebo dysfunkce kyčelního kloubu, které způsobí změny v kloubech a segmentech nohy (Vařeka & Vařeková, 2009).

3.21 Bolest bederní páteře

Rázové vlny při kontaktu nohy se zemí se přenášejí přes celou dolní končetinu přímo

do dolní části zad. Měkkost či tvrdost při došlapu nohy na podložku výrazně ovlivňuje vznik bolestí nohou a páteře bez objektivních degenerativních změn. DK přímo souvisí s biomechanikou páteře. Je známo, že pacienti s plochou nohou si občas stěžují na bolesti beder. Dochází u nich ke kompenzaci bilaterální hyperpronací a zvýšení lordózy bederního úseku páteře. U pacientů se zmíněnými deformitami nohy pozorovali výskyt i jiných obtíží v zatěžovaných složkách těla. Tím se dále zhoršují obtíže pacientů s chronickými bolestmi kaudální části zad (Hornáček, 2009; Incel, Cimen & Erdogan, 2004).

Roncarati and McMullen (in Michaud, 1997) zjistili, pokud u pacientů ovlivnili klenutí nohy, snížil se výskyt bolestí zad. Wosk a Volostim (in Michaud, 1997) během pětileté studie léčili 382 pacientů s bolestí páteře pomocí visko - elastických vložek. Výrazné snížení bolesti a zlepšení pohybu hlásilo 80 % respondentů.

Sportovce, zejména běžce, mnohdy postihuje bolest kaudální části zad. Mezi nejčastější příčiny vzniku mohou být anatomicky či funkčně odlišné délky jedné a druhé dolní končetiny, svalové dysbalance, křeče svalů nebo nadměrné namáhání svalů (Valmassy, 1996).

Během života trpí 75 % populace bolestí zad. Hallux valgus a pes planus jsou deformity přispívající k jejich vzniku. Na katedře fyzikální medicíny a rehabilitace lékařské fakulty Mersinské univerzity, se rozhodli prozkoumat vliv těchto deformit na vznik bolestí zad. Pro dokonalé posouzení stavů 62 vybraných pacientů použili tyto dotazníky: Oswestry Disability Questionnaire, Quebec Back Pain Disability Scale a Visual analog score (VAS). Pacienti s vyloučením neurologické iritace přiznávali bolesti zad. Třicet osm z těchto pacientů mělo buď hallux valgus nebo pes planus s nálezem na obou končetinách. Ve 22 případech byl diagnostikován hallux valgus a u 16 vyšetřovaných pes planus. Deset pacientů mělo deformity obě (Incel, Cimen & Erdogan, 2004).

3.22 Výskyt plochonoží u studentů středních škol

Plochá noha (příčná i podélná) u dospívajících představuje aktuální problém. Mezi hlavní příčiny patří nedostatek pohybové aktivity, obezita, ale i neovlivnitelný dědičný faktor (Staheli, in Milenković et al. 2011).

Studie hodnotící 228 účastníků obou pohlaví, zjišťovala výskyt plochonoží u studentů středních škol v Srbsku. U 111 studentů bylo stanoveno plochonoží (Kennedy et al., in Milenković et al. 2011.)

Echarri a Forriol (in Milenković et al. 2011) zdůraznili vyšší výskyt plochých noh u dětí z městských oblastí, v porovnání s dětmi z venkova. Esterman, Pilotto, Rao a Joseph (in Milenković et al. 2011) poukázali na skutečnost, že plochá noha je velmi častá u dětí, nosících uzavřenou obuv.

4 SPECIÁLNÍ ČÁST

4.1 Klinické diagnostické metody

4.1.1 Aspekce

„Aspekce umožní během krátké doby nashromáždit velmi užitečné poznatky o stavu pacienta a pomáhá při utváření komplexního obrazu o jeho osobě i nemoci“ (Kolář, 2009, 28).

Hodnotíme držení těla pacienta, charakteristiku chůze a celkově motoriku při příchodu do ordinace. Všimáme si, jak vyšetřovaný na nohu našlapuje a zatěžuje ji. Zajímá nás rozložení sil na chodidle, zda některá místa nejsou přetížená a prsty jsou v kontaktu se zemí. Po vyzutí obuvi a svlečení ponožek sledujeme celkové kontury nohy – kostí i měkkých tkání. Sledujeme barvu kůže, zda jsou přítomné hematomy, jizvy, otlaky, bradavice. Díváme se na ochlupení nohou, ztlustění nehtů. Poznatky vždy srovnáváme s druhostrannou končetinou. Uchopením obuvi můžeme zkontrolovat sešlapání podrážky a podpatku. Především si všimáme nejvíce opotřebovaných míst. Ve stoji při zatížení kontrolujeme obě klenby. Pohledem zezadu objektivizujeme postavení ossa kalkanei a valgózní či varózní úhel subtalárních kloubů. K objasnění omezení pohybu a oslabení bérceových svalů vyzveme pacienta k chůzi po špičkách, patách, mediálním a laterálním okraji (Dungl, 2005; Kolář et al., 2009).

U stojící osoby se zezadu díváme na nohy. Plochá noha je zborcená dovnitř. Kotník i Achillova šlacha se stáčí k vnitřní hraně chodidla (Tichý, 2000).

4.1.2 Anamnéza

Ptáme se pacienta, kdy a při jaké činnosti se obtíže prvně objevily. Zajímá nás jejich charakter a intenzita. V případě, že se pacient již pro dané obtíže dříve léčil, ptáme se na léčebný efekt. Směrodatné jsou informace o věku, pohlaví, národnosti a konstituci. Zjišťujeme, zda se pacient neléčí se některými systémovými onemocněními typu DM, Revmatoidní artritida nebo Dna. Některá neurologická onemocnění (morbus Charcot – Marie – Tooth, morbus Friedreich, diabetická polyneuropatie) se mohou poprvé diagnostikovat až při vyšetření nohy. Důležité informace jsou i údaje o úrazech pohybového systému a mechanismus jejich vzniku. Zjišťujeme pravidelnou fyzickou aktivitu a zaměstnání (Dungl, 2005; Gross, Fetto & Rosen, 2005).

4.1.3 Palpace

Palpační vyšetření zahajujeme vleže na zádech. Vyšetřujeme trofiku tkáně nohy zda není přítomen otok. Hledáme místa se zvýšenou citlivostí, poruchy tvaru nebo konzistence. Všímáme si dystrofických změn (nižší teplota oblasti, snížené ochlupení). Vsedě na vyšetřovaném stole s volně svěřenými bérce palpujeme kostěné struktury a měkké tkáň. Výsledky srovnáváme s druhostrannou končetinou (Gallo et al., 2011; Gross, Fetto & Rosen, 2005).

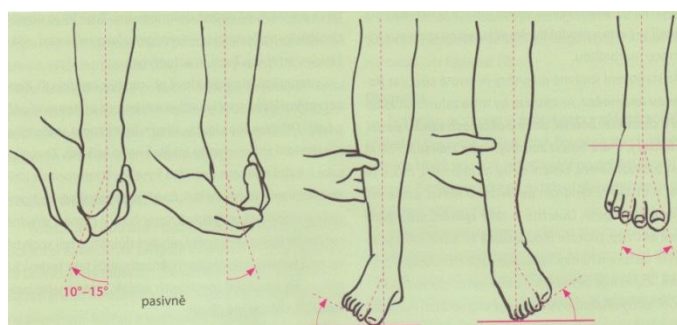
Stojícímu pacientovi se správně klenutou nohou bychom měli snadno zasunout ukazovák pod klenbu. Pokud se nám to nepodaří nebo to jde hůře, je noha plochá (Tichý, 2000).

4.1.4 Aktivní pohyblivost

Testování provádíme prvně v zatížení, zda je pacient schopen se postavit na špičky a paty. Dále testujeme chůzi po špičkách, patách, laterálním a mediálním okraji chodidla. Objevení bolesti již při stoje nebo chůzi bývá charakteristické pro statické deformity předonoží a/nebo úponové bolesti z přetížení. Posléze se vyšetřuje v sedu nebo lehu na zádech. Vyzveme pacienta k provádění plantární, dorzální flexe, inverze a everze. Neméně důležité je vyšetřit i motoriku prstců (Gross, Fetto & Rosen, 2005; Kolář et al., 2009).

4.1.5 Pasivní pohyblivost

Zahajujeme ze základního anatomického postavení (laterální hrana nohy svírá s podélnou osou bérce 90 °). Pacient se posadí na lehátko s volně spuštěnými nohama přes okraj. Nutná je fixace rukou v distální třetině bérce, abychom vyloučili pohyb v koleni a kyčli. Dlaní druhé ruky provádíme pasivně dorzální, plantární flexi, everzi a inverzi (Gross, Fetto & Rosen, 2005).



Obr. 3. Vyšetření hybnosti nohy podle metody SFTR (Gallo et al., 2011)

4.1.6 Chůze

Při vyšetřování je pacient bosý a svlečený do spodního prádla. Hodnocení chůze probíhá postupně zezadu, zepředu a z boku. Sledujeme od nohou a postupujeme kraniálně. Všímáme si způsobu a hlasitosti došlapu, odvíjení nohy a dynamiky klenby nohy. Zaměřujeme se na symetrii, délku a šířku kroků (Kolář et al., 2009).

Vyšetřování chůze by mělo probíhat na dlouhé chodbě nebo nejlépe venku. Nejlepší je pozorovat pacienta v situaci, kdy o vyšetřování neví. Jedinec tak půjde uvolněně a přirozeně (Gross, Fetto & Rosen, 2005).

4.2 Přístrojové analýzy funkcí nohy

Pro naši práci jsou podstatná hlavně tato dvě:

4.2.1 FOOTSCAN®

Měřicí zařízení firmy RSscan INTERNATIONAL slouží k analýze tlakových sil při kontaktu chodidla na měřicí desku ve statických a dynamických pozicích. Nejčastěji užívané měřicí plato s rozměry 2070 x 460 x 20 mm s pracovní plochou 1952 x 325 mm. Uvnitř desky se skrývá 16 384 snímačů o velikosti 5 X 7,6 mm vyhodnocující odporové změny. Citlivost snímačů se liší dle typu softwaru od 0,7 N. cm⁻² do 155 N. cm⁻². Pro optimalizaci měření musí být deska (hardware) synchronizována se softwarem. Těch je celá řada. Pro účely měření pacientů k indikaci individuálních ortopedických vložek se používá verze Gait Analysis: Science – Romberg 3D – BOX. Systémem lze hodnotit i statickou pozici dle Rombergova testu (Přidalová, Janura & Elfmark, 2002).

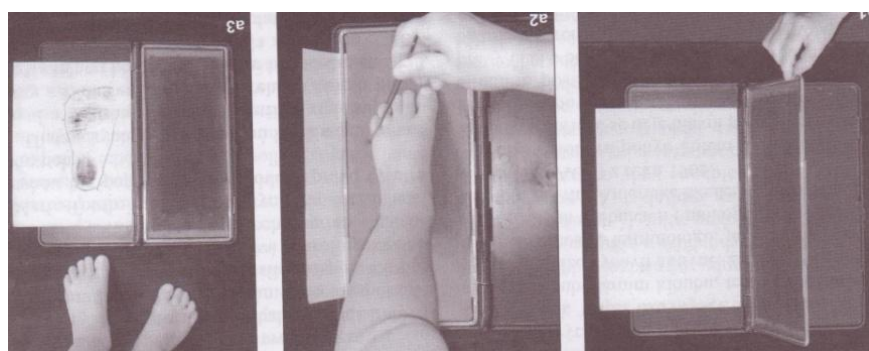
Před vlastním měřením je nutné do softwaru zadat informace o pacientově výšce a hmotnosti. K zisku statického „snímku“ nohy se vyšetřovaný postaví na desku ve vzpřímeném stoji. Ve druhé fázi vyšetření se prochází po desce. Dynamické měření je dobré opakovat.

4.2.2 Podografie

Podografie je objektivní vyšetřovací metoda používaná pro vytvoření „statického“ otisku nohy tzv. plantogramu. Na základě získaného snímku lze diagnostikovat vadu nohy, popř. její stádium, na základě odchylky od normy (fyziologický tvar) (Novotná, 2001).

K měření se používá podograf. Jedná se o umělohmotnou krabici, v níž je umístěn rám

s napnutou membránou. Příklad se umístí na rovnou a tvrdou zem. Jedna strana membrány se natře inkoustem, rám se překlopí nabarvenou plochou nad čistý papír. Vyšetřovaný stojí cca 20 – 30 cm před vyšetřovací krabicí a postupně oběma nohama našlapuje na membránu. Noha stoupá na čistou plochu membrány. Nevyšetřovanou končetinou pacient umísťuje paralelně na víko podografu. Tím se váhy rovnoměrně rozloží na obě chodidla. Nakonec se rýsovací tyčinkou kolmo k membráně obkreslí obvod vyšetřovaného chodidla. Po obkreslení pacient sestupuje prvně nevyšetřovanou nohou a poté vyšetřovanou. Na papír se obtiskne statický, proporcionální obrys skutečných rozměrů plosky (Novotná, 2001).



Obr. 4. Postup zhotovení plantogramu (Dungl, 2005)

5 KALCEOTIKA

Kalceotika se zabývá návrhem a realizací individuálních ortopedických pomůcek – obuvi a vložek. Pacienti vyhledávající tento obor ortopedické protetiky jsou hlavně pórůrazoví, pacienti se statickými či vrozenými deformitami a také diabetici. Pro mnohé z nich je standardizovaná obuv nevhodná.

5.1 Proč aplikovat protetikou péči

- Úleva od bolesti
- Zachování výsledného stavu po konzervativní nebo operativní léčbě
- Prevence či zmírnění progresu deformit – otlaky např. v oblasti I. MTT kloubu
- Vady menšího rozsahu, vložkami ovlivnitelné – plantární
- Zlepšení stability a ovlivnění stereotypu chůze (Suzan, ústní sdělení, 2012)

5.2 Ortopedické vložky

Vybavením obuvi optimální vložkou se z ní vytvoří ihned obuv zdravotní. Stání a chůze se tím stává příjemnější. Vložky mohou pomoci vyřešit řadu problémů s chodidly. Liší se typem použitého materiálu, možnostmi využití a v neposlední řadě také cenou. Zvolit si můžeme jednak gelové vložky, antibakteriální, hebké hřejivé, sportovní, ortopedické a další. Ortopedické produkty jsou dnes velice rozšířené. Můžeme je zakoupit v lékárnách, obuvích, zdravotnických potřebách nebo on-line na internetu.

U dětí by předpis vložek a jejich adjustaci měl vést odborný lékař, který stav dítěte bude minimálně jednou za půl roku kontrolovat (Adamec, 2005).

5.2.1 Funkce ortopedické vložky

Ortopedická vložka může funkčně ovlivnit kontakt nohy s podložkou. Žádná klasická ortopedická vložka neovlivní sklon nohy. Úkolem vložky je kompenzovat uložení nohy v obuvi. Za správnou stélku se považuje pouze taková, která odpovídá velikosti stélky obuvi. Tříčtvrteční vložky pro nestabilitu v obuvi a nedostatečně trvalý funkční poměr označuje Dungal (2005) za nevhodné. Aby byla zajištěna správnost užití ortopedické vložky, musí být indikována do korektní obuvi s pevnou patou (Dungal, 2005).

Borský (2008) tvrdí, že nejdůležitější funkce ortopedické vložky spočívá v její schopnosti kontrolovat a řídit pohyby nohy během chůze nebo při sportovních aktivitách. Princip účinnosti spočívá v biomechanice nohy závislé na schopnosti optimálního zamykání a odemykání kloubů nohy v oblasti středonoží. V případě odemknutí Chopartova kloubu je hlezenní kost v addukci a plantární flexi (pronované postavení). Pokud se Chopartův kloub uzamkne, noha se dostává do ideálního funkčního postavení. Noha může efektivněji reagovat do pronace a supinace. Je-li Chopartův kloub v supinaci (celá noha je supinovaná), pak je hlezenní kost v abdukci a dorzální flexi. Prioritou používání ortopedických vložek kromě absorpce nárazů na nohy, je také správné podepření klenby a zlepšení postavení paty.

Ortopedické vložky jsou široce používány s cílem léčit nebo zabránit nadměrnému zranění končetin. Jejich preventivní účinek je však sporný. Na základě randomizovaných studií vyplývá, že riziko zranění je u mladých zdravých mužů vystavených zvýšené zátěži porovnatelný, ať nosí ortopedické stélky v obuvi či nikoliv (Mattila, Sillanpää, Salo, Laine, Mäenpää & Pihlajamäki, 2011).

Cílem ortopedické vložky je korekce postavení nohy a schopnost toto postavení udržet do doby úpravy ligamentózní laxicity. Použitím mediální podpory klenby a laterální zarážky paty je možno ovlivnit plochonoží a zabránit valgizaci paty (Adamec, 2005).

5.2.2 Rozdělení ortopedických vložek

- **Podpůrné** – zmírňují nároky na struktury nohy při zatížení (mediální a metatarzální klín)
- **Korekční** – korekce vadného postavení nohou u flexibilních deformit
- **Kompenzační** – korekce vadného postavení nohou u flexibilních deformit bez snahy nápravy vady, ale zlepšení rozmístění zatížení
- **Speciální** – kombinace předešlých typů, např. sportovní vložky (Suzan, ústní sdělení, 2012)

Pozor – ortopedickými vložkami nejsou relaxační vložky gelové!

Klenerman & Wood (2006) označili účinky gelu tvořícího výplň vložky za vhodné ke zlepšení dynamické rovnováhy seniorů při chůzi, ovlivněním posturální nestability.

5.2.3 Starší metody dělení

- **Aktivní vložky**, tzv. Spitzeho – pod klenbu se umístí kulička, která působí facilitačně. Tvarování klenby probíhá reflexně. U detorzních vložek je klín v patní části na mediální straně a v oblasti přední nohy naopak laterálně.
- **Pasivní vložky** udržují dané postavení nohy, dříve kovové pro specifické diagnózy, nevhodné pro plošné použití.
- **Plastické vložky** vyrobeny na základě odlitku nohy z termoplastických materiálů (Polčáková, 2011; Gallo et al., 2011)

5.2.4 Korekce u příslušných diagnóz

Tabulka 2. Možnosti korekce u příslušných diagnóz (Larsen, 2005).

Artróza hlezenního kloubu	Tvarované lůžko, vysoká vložka, tlumící podpatek, vyztužená podrážka, v zadní části pomůcka pro odvíjení nohy.
Artróza v zánártí	Tvarované lůžko, vyztužení podrážky, pomůcka pro odvíjení nohy v zánártí, tlumící podpatek.
Únavová zlomenina	Vyztužení podrážky, tvarované lůžko s cílenou ochranou místa zlomeniny, pomůcka pro odvíjení.
Patní ostruha	Tvarové lůžko s cíleným odlehčením, tlumící podpatek.
Haglundova pata	Tlakové odlehčení paty.
Hallux rigidus	Tvarované lůžko, vyztužená podrážka, pomůcka pro odvíjení ve výšce bříšek prstů.
Hallux valgus	Tvarované lůžko, rozšíření vložky a podrážky v oblasti tvorby výrůstků, pomůcka pro odvíjení.
Mortonova neuralgie	Tvarované lůžko s cílem podpory tam, kde je neurom, pomůcka pro odvíjení, vyztužení podrážky.
Revmatická noha	Sériová ortopedická obuv, ortopedická obuv na míru.
Spastická noha	Speciální neurologické vložky s precizně vytvarovaným lůžkem tlakovým bodem pro regulaci tonu.

Noha se sníženou příčnou klenbou	Tvarované lůžko, pelota, pevná podrážka.
Tibialis posterior	Tvarované lůžko, odlehčení tlaku a podpora na vnitřní straně, patní část zevnitř zpevněná.
Drápovité prsty	Silikonový prstní korektor, rozšířená špička, tvarované lůžko, pomůcka pro odvíjení, vyztužení podrážky.

Vložky se předepisují ke korekci přetížených lokalit nohy např. u pacientů s DM, ale i pro zdravé nohy sportovců, aby se zabránilo zmíněným přetížením. Cílem je vytvořit optimální tvar stélky, na který se zátěž rovnoměrně rozloží. Individuální stélky přinášejí význam u lidí s nožními problémy, ale i u osob s přetěžovanými chodidly (Larsen, 2005).

5.2.5 Vložky a sport

Na nohy působí při sportovních aktivitách vysoká míra zatížení. Stélky umožní optimalizovat tlumení nárazů. Vložky do sportovní obuvi musí být z ohebného a nepříliš pružného materiálu. Nejlépe co nejtenčí pro dostatečný kontakt nohy se zemí (Larsen, 2005).

Sériové produkty jsou vyráběny na dřevěných kopytech představujících ideální tvar nohy. Každý člověk má však jinou morfologii nohy. Každá noha je unikátní. Snad neexistují dva lidé se stejným tvarem chodidel. Proto se začaly objevovat firmy působící na českém trhu, které zhotovují individuální vložky. Pro tuto práci byly vybrány některé z nich.

5.3 Individuální ortopedické vložky

5.3.1 Ortopedické vložky Ergon

Vložky Ergon se vyrábějí na podkladě snímaných tlakových hodnot z plosek nohou. Počítačový software dokáže analyzovat tlakové poměry především v přetížených oblastech či místech patologicky změněných. Testy jsou prováděny na dlouhé nášlapné plošině statickou a dynamickou metodou. Pro vyhotovení základního tvaru stélky jsou nutná tři po sobě jdoucí měření. Získaná data je možné ještě korigovat dle předpisu lékaře. Informace se přenesou do počítačem řízené frézky, která vložku vyhotoví ze zvolených materiálů. Vyrábějí se z různých materiálů např. kokrfant, pedelin, polyform, přírodní usně a jiné. Používají se ke kompenzaci

drobných postižení plosek nohou, k ovlivnění vadného stoje a odlehčení bolestivých míst (Anonymous, n. d.).



Obr. 5. Vložka ergotech (Anonymous, n. d.)

5.3.2 Biomechanická aktivní stélka J HANÁK R®

Vložka je konstruována s prohlubní v místě prvního MTP kloubu a snižená v oblasti paty. Zmíněná modelace má plnit zásadní funkci pro celé chodidlo, využívající rigidní páky palce a prstců. K výrobě se používají přírodní materiály korek a useň (Hanák, 2011).



Obr. 6. Biomechanická aktivní stélka J HANÁK R® (Hanák, 2011)

5.3.3 Termoplastické vložky do bot Formthotics

Stélky Formthotics se vyrábějí z ultralehké hypoalergenní polyetylénové pěny. Zachovávají tvar nohy a tlumí otřesy. Zadní část se zbrušuje do speciálního kapkovitého tvaru pro patu. Tvarují se nejen dle tvaru nohy, ale i podle bot pacienta. Nejprve se vyjmou původní stélky z bot. Vložka Formthotics se nahřeje speciálním fénem na určitou teplotu a umístí se do obuvi. Pacient si obuv rychle obuje a pevně zašněruje. Pod vedením vyškoleného asistenta klient provádí sérii cviků. Tím je vytvořen otisk nohy na stélku. Nakonec je možná další úprava a dotvoření na základě podologického vyšetření. Formthotics vložky lze opakovaně individuálně tvarovat (Anonymous a., 2010).



Obr. 7. Stélka Formthotics (Anonymous a., 2010)

5.3.4 Ortopedické vložky PODIATECH (firmy SIDAS)

Základ pro výrobu vložek je vyhotovit nožní otisky pacienta. Ten se nohami postaví do speciální měkké formy, která následným odsátím vzduchu ztvrdne. Do otisku se vloží předem nahřátá plochá ještě nevytvarovaná ortopedická vložka. Vložka vyrobená z termoplastického materiálu se váhou těla vytvaruje. Finální podobu získá vložka po úpravě dle deformity, kterou je potřeba korigovat (Anonymous, 2009).



Obr. 8. Ortopedické vložky Podiatech (Anonymous, 2009)

5.3.5 Individuálně zhotovované vložky firmou Studio zdravého obouvání (SZO)

SZO vyrábí vložky umožňující pacientovi nosit pokud možno stávající obuv, která se doplní individuálně zhotovenou pomůckou. Vyrábějí co nejtenčí vložky s ohledem na zachování korekční funkce. V obuvi nesmí zabírat příliš mnoho místa. Slouží ke korekci deformit, popř. odlehčují přetěžovaným oblastem chodidla. Zajišťují optimální postavení nohy. Správným užíváním ortopedických vložek dochází k ústupu bolestí. Zabraňují případné progresi stavu (Anonymous b., 2010).

SZO je česká firma založená roku 1999. Poskytuje kompletní péči v oblasti podologie.

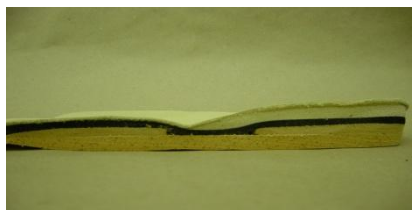
V posledních dvaceti letech se začala zabývat výrobou speciálních vložek na míru. Každý měsíc zde vyprodukuje okolo 2000 párů vložek. Jejich prioritou je vnímat zákazníka jako individualitu. V rámci odborné péče řeší, jak nejvíce zmírnit obtíže pacienta. Příkladem je korekce nohou s ortopedickými vadami. V neposlední řadě poskytují informace jak o nohy pečovat. Vysoká odbornost je zajištěna profesionálním vedením společnosti za účasti ortopedických obuvníků, protetika, fyzioterapeuta a ve spolupráci s lékaři (Anonymous b., 2010).

5.3.5.1 Materiály SZO

Klasické stélky se vyrábí z tříslo-činěné usně. Hlavní výhodou je jejich prodyšnost při vhodném udržování (čištění, impregnace). Redukuje se tím riziko vzniku kožních plísň v oblasti chodidla. Nošením kožené obuvi s ortopedickou vložkou z přírodní usně se snižuje její potivost, na rozdíl od produktů vyrobených ze syntetického materiálu. Na trhu jsou k dostání i materiály svými vlastnostmi velice blízké těm přírodním, ale používání kůže je dosud nenahraditelné. Avers ortopedické vložky, která přichází do styku s pokožkou, je z hovězí, teletinky nebo kozinky. Na revers stélky bývá u většiny vložek použita vepřová useň. Uvnitř vložky jsou pro podepření příčné a podélné klenby a ke korekci postavení pat lepeny různé podpory. Stélky jsou příjemné k nošení a v zásadě nepodléhají deformačním změnám. Proto ani po dvou letech intenzivního nošení vložka nedestruuje. Pro představu uvedeme některé z mnoha materiálů, které jsou použity pro jejich zhotovení - přírodní korek, termoplastický korek (korkfant) nebo šlehaný latex. Pro dostatečnou fixaci jsou lepeny kontaktním lepidlem k usňovému základu. SportProfi vložky SZO mají odlišné požadavky na materiály. Jsou konstruovány ze speciální hi-tech syntetických, termoplastických materiálů s paměťovými vlastnostmi. Při výrobě dochází k vrstvení materiálů různých vlastností na základě požadavků klienta (lokální změkčení, rozložení sil). Uvnitř opět jako u klasických vložek firmy SZO jsou lepeny korekční částice. Na rozdíl od klasických používají mikroporézní měkčené materiály (inteligentní pěny). Dají se také použít kevlarové tkaniny pro sportovce s extrémním zatěžováním. Výhodou je jejich nízká hmotnost (Suzan, ústní sdělení, 2012).

5.3.5.2 Druhy vložek SZO

Ortopedická vložka sendvičová je tvořena dvěma koženými listy s vyměřenými a ručně aplikovanými vnitřními podporami (Suzan, ústní sdělení, 2012).



Obr. 9. Ortopedická vložka sendvičová (Suzan, 2012)

Korkfanové „lodičkové“ ortopedické vložky se indikují u složitějších deformit. Nejsou určeny pro široké spektrum použití. Jejich efekt korekce je velmi výrazný, lze jimi dosáhnout výborných ortopedických výsledků. Účinněji podepírá mediální paprsek podélné klenby díky větší plastičnosti. Nošením se mohou potlačit či zcela odstranit bolesti. Nevýhodou je větší velikost vložky (Suzan, ústní sdělení, 2012).

SportProfi ortopedické vložky používají převážně vrcholoví sportovci nebo velmi aktivní lidé. Velmi dobře snesou i dvoufázový trénink. Stavba vložky vychází z dané sportovní zátěže. Proto její tvar je plně přizpůsoben sportovní obuvi, ve které se bude užívat. Může se jednat o obuv běžeckou, halovou, lyžařskou nebo brusle. Využití našly u předních českých reprezentantů z řad tenistů, fotbalistů, basketbalistů, běžců na lyžích, golfistů a dalších. Jejich údržba je snadná a rychlá (Suzan, ústní sdělení, 2012).

Samolepicí korekční peloty se vlepují do obuvi v případě, kdy nelze obuv vybavit vložkou. Napomáhají podepření příčné, podélné klenby nebo jiných částí. Nejčastěji se užívá do sandálů, lodiček nebo pantoflí (Suzan, ústní sdělení, 2012).

5.3.5.3 Výroba

Ortopedické vložky jsou vyráběny individuálně podle klientových nohou. Zhotovování se provádí na základě plantografického vyšetření, doplněné footscanovou analýzou a lékařským vyšetřením pacienta. V těžších případech, kdy jde o výrazné deformace nohou, se provádí odběr otisku pomocí 3 D plastické poloformy a zhotovení sádrového odlitku.

Prvně bude zjednodušeně popsána výroba individuální vložky na základě otisku nohy a vyšetření uváděných výše. Na každou stélku je třeba připravit vždy dva listy kůže, představující rub a líc vložky. Protetik obkreslí obrysy chodidla na usně. Připraví si potřebné suporty dle potřebného tvaru, velikosti a materiálu. Před započítím práce musí přesně vědět, kde a v jakém

míře musí provést korekci. V jakých místech vložku odlehčit budoucímu uživateli. Postupně lepí na předem připravený list. Dále se provádí broušení vnitřních komponent a obvodů do potřebného tvaru a tloušťky. Ve finále se na stroji ručně sešije s druhým listem usně. Druhá se vyrábí obdobným způsobem. Tím vznikne pár vložek pro klienta (Suzan, ústní sdělení, 2012).



Obr. 10. Výroba vložky SZO (Suzan, 2012)



Obr. 11. Výroba vložky SZO (Suzan, 2012)

Veškerá činnost je plně individuální. Všechny částice vložky jsou komponovány lidskou rukou, která jim již při zrodu vnáší potřebný tvar. Pohmatem i při optickém zhodnocení je patrné, že každá z nich se více či méně liší. To je dáno rozdílnou morfologií nohy, stupněm deformity, popř. i délkou končetin. Ve zmíněném případě se do vložky vkládá podpatěnka.

Popis výroby individuální vložky pomocí 3 D plastické poloformy. Nášlapem do speciální pěny se vytvoří otisk nohy. Tím vznikne patologický pozitiv, který se zalije sádrovou hmotou. Po zaschnutí a vyklopení z formy se formuje. Odlitek pacientova chodidla musí protetik obrousit do přijatelného fyziologického tvaru, blížíci se co nejvíc zdravé noze. Na obroušené sádrové kopyto technik přiloží nahřátou korkfanvou hmotu, vsadí do stroje a zakryje gumovou membránou. Odsátím vzduchu a působením podtlaku se stélka vytvaruje. Tím vzniká dokonalý tvar vložky pro pacienta bez nutnosti další korekce. Pouze se na ni přilepí vrstva z mikroporézního měkčeného materiálu pro zvýšení komfortu užívání. Bazální tvar vložky je potřeba nakonec jen ořezat, obrousit (Suzan, ústní sdělení, 2012).



Obr. 12. 3 D plastická poloforma (Suzan, 2012)



Obr. 13. Trojdimenzionální nášlap (Suzan, 2012)



Obr. 14. Sádrový odlitek (Suzan, 2012)



Obr. 15. Korkfanová hmota zakryta membránou (Suzan, 2012)

Pro zhotovování jedné individuální vložky musí proběhnout v průměru 44 operací. Celkový čas práce samotné výroby jednoho páru trvá protetikovi zhruba jeden a půl až dvě hodiny.

5.3.5.4 Životnost

Průměrná doba nošení vložek běžného uživatele se odhaduje na jeden a půl až dva roky. Samozřejmě se jedná o zcela individuální údaj, který ovlivňuje řada faktorů: četnost užívání, zatížení nohou, druh práce, ošetřování a podobně. U sportovců s vysokou mírou zátěže a frekvencí tréninku se vložky obměňují cca po 3/4 roku (Suzan, ústní sdělení, 2012).

5.3.5.5 Finanční náklady

Tak, jak je výroba plně individuální, tak i cena se odvíjí od typu vložky a použitého materiálu. Základní cena se pohybuje od 860 Kč za klasickou sendvičovou vložku. SportProfi vložka vychází na zhruba 1300 Kč (Podešvová, ústní sdělení, 2013).

V České republice všechny zdravotní pojišťovny (ZP) přispívají na individuální vložky 100 Kč pro dospělého a 300 Kč dětem do 18. let. V případě, že pacient již má rozvinuté deformity, bolesti či je prodělal úraz na pohybovém systému, může lékař tyto speciální individuálně zhotovené vložky předepsat. Pacient tak zaplatí 20 % z ceny vložky a zbytek doplácí ZP (uvedené procento platí pro děti i dospělé). Výhody spojené s příspěvkem ZP lze využít pouze jednou za šest měsíců, tzn. 2 páry vložek na 1 rok (Podešvová, ústní sdělení, 2013).

5.3.5.6 Pravidla spojená s užíváním vložek

První korekční vložky se doporučuje nosit v obuvi zpočátku v kratších intervalech během dne. Chodidla nejsou zvyklá na nový tvar stélky. Z počátku nemusí být nošení vložek pohodlné. To, že někde něco tlačí na plosku, znamená, že se noha formuje. Noha si musí postupně zvykat. Zvyšujeme intervaly nošení vložek. Po čase si již ani pacient nevzpomenete, že je v botách má. Záleží na individuálním stavu nohou před aplikací. Některým pacientům jsou vložky ihned tak příjemné, že nepotřebují z obuvi vytahovat a nosí je stále (Suzan, ústní sdělení, 2012).

6 KAZUISTIKA

6.1 Základní údaje pacienta

Pacientka: L. N.

Věk: 22 let (ročník 1991)

Lateralita: HK pravá

6.2 Anamnéza

Osobní anamnéza

Subluxace levého hlezna (1995) po úrazu na kole

Komplikovaná fractura tibie pravé dolní končetiny (1997) způsobená traumatem na sjezdových lyžích

Fractura prostředního článku 4. prstu pravé ruky (2001) v gymnastice

Fractura radia pravé horní končetiny (2002) po pádu z koně

Otevřená luxace pravého hlezna (2004) po pádu z koně

Subluxace akromio – klavikulárního skloubení pravé strany (2008) v důsledku střetu s druhou lyžařkou

Varicocele (1995)

Ontogenetický vývoj motoriky pacientky proběhl bez výraznějších odchylek od normy.

Rodinná anamnéza

Babička (z matčiny strany) – Revmatoidní artritida

Dědeček (z otcovy strany) – Diabetes mellitus

Pracovní a sociální anamnéza

Studentka Univerzity Palackého v Olomouci (FTK)

Alergologická anamnéza

Senná rýma

Farmakologická anamnéza

Sezónně Claritine

Abúzus

Neguje

Sportovní anamnéza

Od 6 – 8 let závodně tenis – tréninky 3x týdně

Od 9 – 14 let závodně volejbal – tréninky 3x týdně

Od 14 – 16 let závodně florbal – tréninky 2x týdně

Nyní aktivně 2 x týdně plavání, 2 x týdně běh. Rekreačně sjezdové lyžování, snowboarding, běžecké lyžování, cyklistika, squash, míčové sporty, in – line bruslení, turistika.

6.3 Kineziologický rozbor

Vyšetření stoje zezadu

Při vyšetření pánve zjištěna spina illiaca posteriori superior a crista illiaca pravé strany výše. Stejný obraz i u infraglutéální a popliteální rýhy vpravo. Mírné skoliotické držení tvaru C s konkavitou na straně pravé. Asymetrické kontury lýtkových svalů – s hypotrofií na PDK. Achillova šlacha pravé končetiny výrazně silnější. Lordotická křivka v oblasti bederní páteře výraznější. V oblasti cervico – thorakálního přechodu hypertonus paravertebrálních svalů. Prominence lopatek oboustranně. Výrazněji odstává dolní úhel lopatky na pravé straně. Levé rameno níž.

Vyšetření stoje zboku

Mírná hyperlordóza v oblasti bederní páteře. Hrudní úsek páteře oploštěný.

Vyšetření stoje zepředu

Oboustranné protrakční postavení ramen. Nadkličkové jamky naplněné, výrazněji vpravo. Prominence pravého akromio - klavikulárního skloubení. Pravé rameno výše. Pupek šilhá dextro – distálně. Kladívkovité prstce na obou nohách. Podélné klenby nohou vyklenuté, na pravé noze výraznější podélný oblouk. Příčné klenby v normě symetricky na obou končetinách.

Vyšetření nohy

Pacientka bez výraznějších obtíží. V důsledku luxačního poranění z roku 2004 udává občasnou bolest pravého hlezna při zvýšené zátěži nebo po zátěži. Funkční zdatnost levé nohy je větší než pravé.

Vyšetření stoje

Rombergova zkouška I, II., III. – bez patologie

Stoj na jedné dolní končetině – na pravé dolní končetině zjevná větší nejistota a hra šlach v porovnání s levou dolní končetinou.

Trendelenburgova zkouška – bez patologie

Vyšetření chůze

Při chůzi dochází ke stáčení předonoží pravé končetiny do vnitřní rotace. Spíše je u ní tendence našlapu na laterální hranu plosky. Délky kroků symetrické.

Chůze po špičkách bez patologie.

Chůze po patách bez výrazné patologie. Mírné balancování s dopomocí horních končetin.

Zkouška dvou vah

Pravá noha zatížena 30 kg, levá noha zatížena 30 kg.

Test preference dolní končetiny

Pacientka udává jako odrazovou nohu levou. Při kopnutí do míče pacienta užila svoji pravou nohou. Preferenční dolní končetina je pravá. Dominantní končetina je většinou druhostranná – tedy levá.

Palpační vyšetření

Na levé noze zvýšený tonus adduktorů. Reflexní změny v m. gluteus medius oboustranně a m. gluteus maximus levé hýždě. Palpačně bolestivé muscoli piriformis.

Vyšetření jizev

Nad mediálním kotníkem PDK jizva zhojená, klidná a posunlivá. V oblasti laterálního kotníku také zhojená, klidná, ale její střední část je mírně přirostlá k hlubším vrstvám. Posunlivost je zhoršena.

Vyšetření nohy

Pravá noha vykazuje nižší funkční zdatnost. Pacientka ji ve stoji podvědomě odlehčuje. Bolest hlezna se projevuje jako důsledek předešlého zranění z roku 2004, pouze při větší námaze nebo po ní.

Orientační neurologické vyšetření

Reflexy – vyšetření patelárního reflexu a reflexu Achillovy šlachy. Oba výbavné bez neurologického deficitu.

Povrchové čítí – bez patologie. Dvoubodová diskriminace v oblasti nártu a nohy LDK rozlišitelná na 2 cm, na PDK na 1 cm.

Hluboké čítí - Vyšetření hlubokého čítí (statestézie a kinestézie) bez patologických nálezů.

Vyšetření stereotypů DKK

Stereotyp extenze v kyčelním kloubu – LDK v normě. PDK patologie – první se zapojily paravertebrální svaly na stejné straně, poté gluteální svaly a nakonec hamstringy.

Stereotyp abdukce v kyčelním kloubu – oboustranně v normě.

6.4 Antropologické vyšetření

Výška: 171 cm

Váha: 60 kg

BMI: 20,5 (normální hmotnost)

Délka nohy (palec - pata): P 243 mm

L 255 mm

Šířka nohy (pod hlavičkami metatarsů): P 90 mm

L 100 mm

6.5 Somatometrie

Tabulka 3. Délky dolních končetin (v cm).

	PDK	LDK
Anatomická (strukturální) délka (trochanter – > zevní kotník)	82	81
Skutečná délka (SIAS – > vnitřní kotník)	89	88

Tabulka 4. Obvody dolních končetin (v cm).

	PDK	LDK
Přes hlavičky MTT	23	23,5
Přes patu a nárt	31	31
Přes hlezenní kloub	26	25
Nad hlezenním kloubem	21	22
Přes lýtko	33	35
Přes tuberositas tibie	34	34
Přes kolenní kloub	37,5	38
Stehna těsně nad kolenním kloubem	39	40
Stehna (10 cm nad patelou)	46	46

6.6 Goniometrie

Tabulka 5. Goniometrické vyšetření kloubů dolních končetin.

	PDK	LDK
Hlezenní kloub	$S_{A90} 20 - 0 - 45$	$S_{A90} 20 - 0 - 50$
	$S_{P90} 25 - 0 - 50$	$S_{P90} 25 - 0 - 55$
	$R_{A90} 25 - 0 - 10$	$R_{A90} 35 - 0 - 10$
	$R_{P90} 30 - 0 - 15$	$R_{P90} 40 - 0 - 15$
Kolenní kloub	$S_A 0 - 0 - 140$	$S_A 0 - 0 - 135$
	$S_P 0 - 0 - 145$	$S_P 0 - 0 - 140$
Kyčelní kloub	$S_A 25 - 0 - 120$	$S_A 25 - 0 - 120$
	$S_P 30 - 0 - 125$	$S_P 30 - 0 - 125$
	$F_A 20 - 0 - 40$	$F_A 20 - 0 - 40$

	$F_P 25 - 0 - 50$	$F_p 25 - 0 - 50$
	$R_{A(F90)} 45 - 0 - 30$	$R_{A(F90)} 45 - 0 - 30$
	$R_{P(F90)} 50 - 0 - 40$	$R_{P(F90)} 50 - 0 - 40$

6.7 Vyšetření svalové síly

Tabulka 6. Vyšetření síly svalů dolních končetin dle Jandy (2004).

Hlezenní kloub	PDK	LDK
Plantární flexe	5	5
Dorzální flexe	5	5
Supinace s dorzální flexí	5	5
Pronace s dorzální flexí	5	5
Plantární pronace	5	5
Kolenní kloub	PDK	LDK
Flexe	5+	5+
Extenze	5+	5+

6.8 Vyšetření hypermobility

Tabulka 7. Vyšetření hypermobility dle Beightona a Horana.

Zkouška	P	L	Body
Pasivní dorzální flexe zápěstí a malíku	0	0	0
Pasivní přiložení palce k předloktí	0	0	0
Hyperextenze LOK	0	0	0
Hyperextenze KOK	0	0	0

Předklon s ext. KOK	0	0
Součet bodů:	0	

6.9 Vyšetření zkrácených svalů

Tabulka 8. Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy (2004).

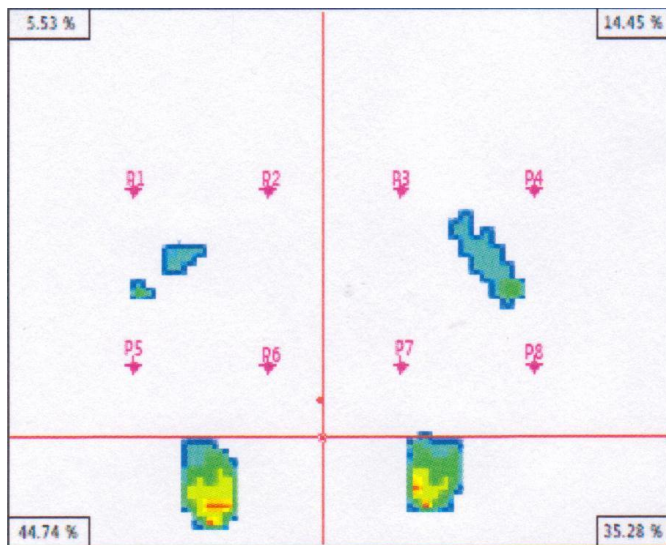
Sval	PDK	LDK
mm. gastrocnemii	V normě	V normě
m. soleus	V normě	V normě
m. iliopsoas	Malé zkrácení	V normě
m. tensor fasciae latae	Malé zkrácení	V normě
m. rectus remoris	Malé zkrácení	V normě
flexory kolenního kloubu	Malé zkrácení	Malé zkrácení
adduktory kyčelního kloubu	V normě	V normě
m. piriformis	V normě	V normě

Pacientka indikovaná ke zhotovení individuálních vložek poté, co přišla na rehabilitaci (RHB) počátkem roku 2007 pro bolesti obou KYK. Po vstupním vyšetření byly kvůli snížení podélných a kleneb a pro rozdílnou délku končetin doporučeny individuální ortopedické vložky. LTV byla na doporučení rehabilitačního lékaře odložena, zda nedojde ke zlepšení zdravotního stavu.

6.10 Výsledky footscanového a plantografického vyšetření

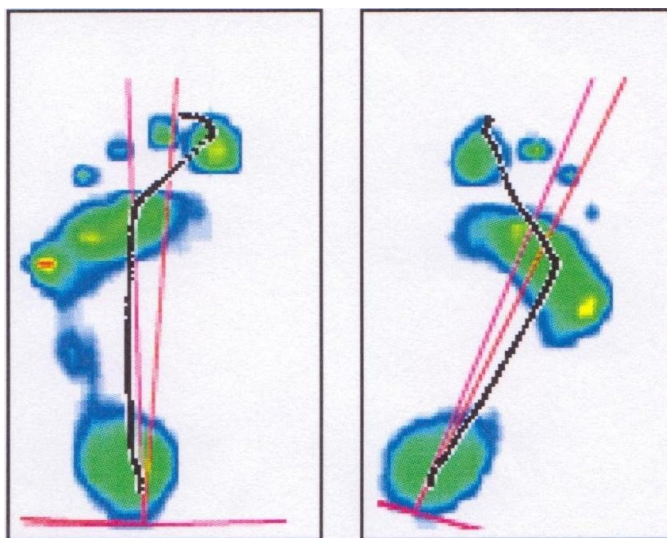
Pod snímky footscanového vyšetření jsou uvedeny hodnocení stavů chodidel rehabilitačním lékařem MUDr. Josefem Pechem.

6.10.1 Měření č. 1 (19. 3. 2007)



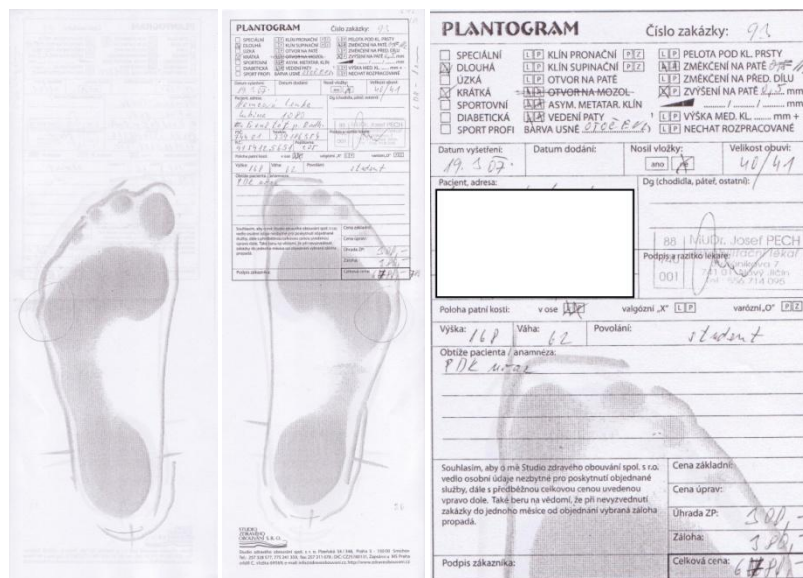
Obr. 16. Statický snímek nohy 2007

Globální zatížení chodidla vlevo v poměru 50,27 % : 49,73 % vpravo. Tlak v předních porcích chodidel v hranici normy. Snížení podélné klenby nožní oboustranně s přetížením pat s akcentem vlevo.



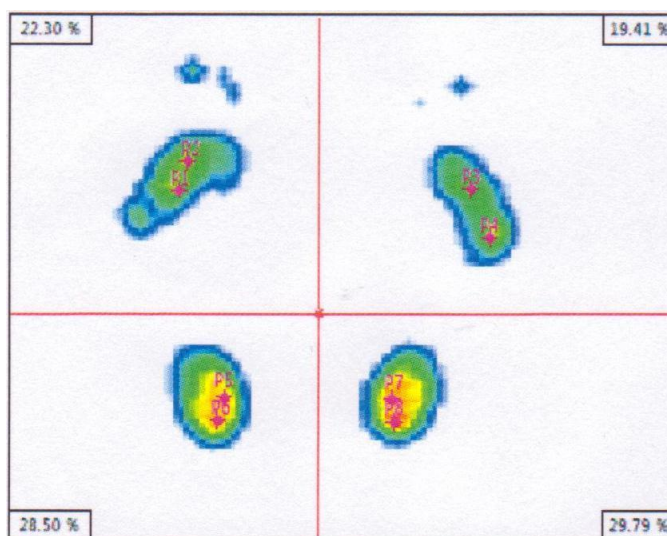
Obr. 17. Dynamický snímek 2007

Zkrácení stojné fáze kroku oboustranně. Patologie COP (center of pressure) oboustranně klinicky nevýznamná. Zkrácení podélné klenby nožní oboustranně. Přetížení v oblasti pod palcem, II. a V. MTT chodidla vpravo. Vlevo přetížení pod IV., V. MTT a patou chodidla.



Obr. 18. Plantogramy 2007

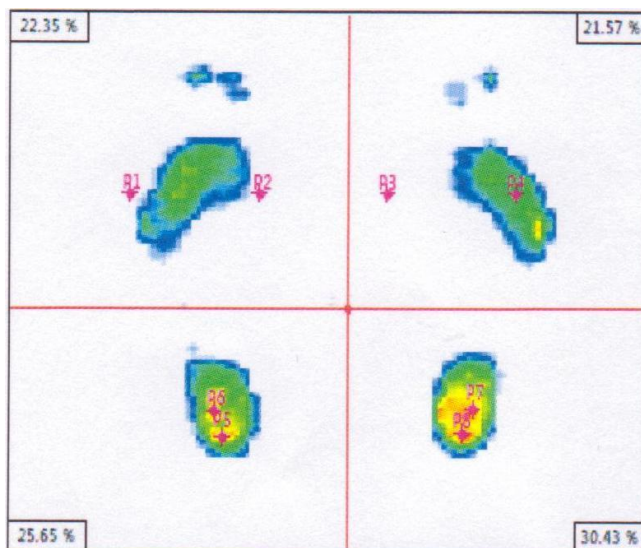
6.10.2 Měření č. 2 (30. 3. 2009)



Obr. 19. Statický snímek 2009

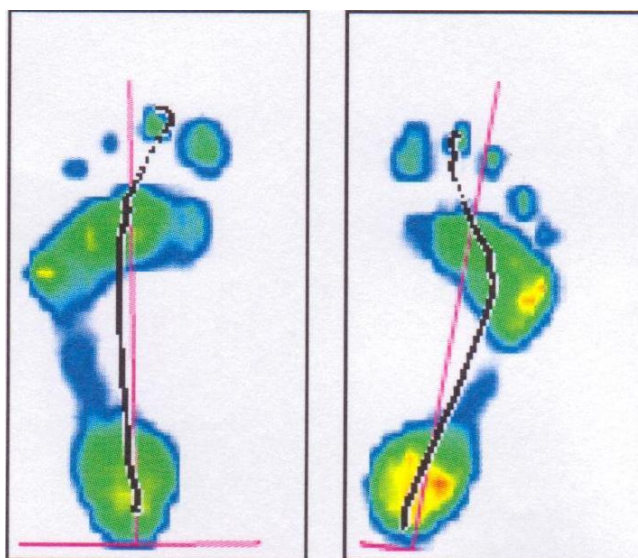
Globální zatížení chodidla vlevo v poměru 50,80 % : 49,20 % vpravo. Tlak v předních porcích chodidel nad hranici normy. Zkrácení podélné klenby nožní oboustranně s přetížením pat s akcentem vpravo.

6.10.3 Měření 3 (17. 12. 2012)



Obr. 22. Statický snímek 2012

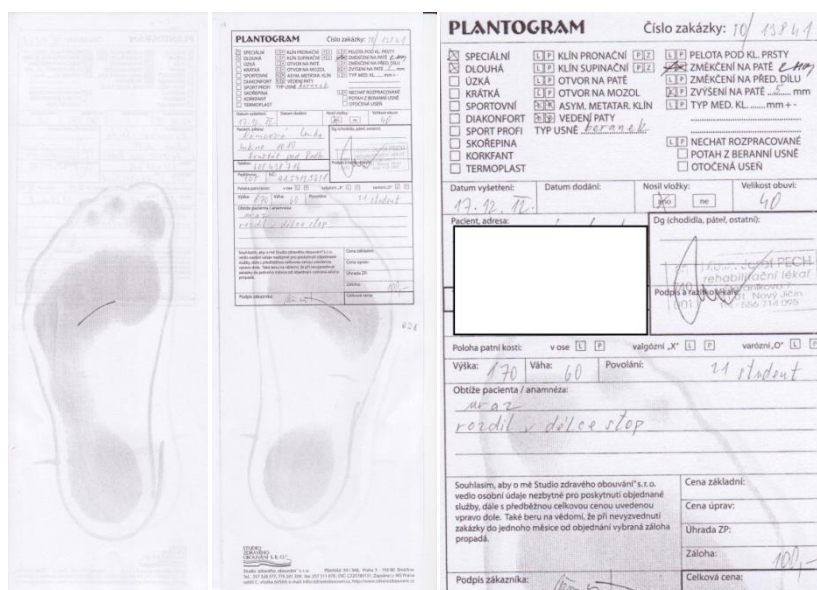
Globální zatížení vlevo v poměru 48 % : 52 % vpravo. Tlak v předních porcích chodidel nad hranici normy. Zkrácení podélné klenby nožní oboustranně s přetížením pat s akcentem vpravo.



Obr. 23. Dynamický snímek 2012

Prodloužení stojné fáze kroku oboustranně nad hranicí normy. Patologie COP oboustranně klinicky nevýznamná. Zkrácení podélné klenby nožní oboustranně se známkami remodelace.

Přetížení v oblasti pod V. MTT a patou chodidla vpravo. Vlevo přetížení pod IV. a V. MTT chodidla.



Obr. 24. Plantogramy 2012

6.11 Subjektivní hodnocení

Pacientce L. N. bolesti KYK, pro které primárně navštívila RHB, ustoupily. Nemusela být zahájena další terapie. Při kontrolním vyšetření za 2 roky od aplikace prvních vložek, byly zaznamenány výrazné změny v distribuci tlaku na plosce a remodelace tvaru nohy. V té době ji byly zhotoveny další individuální sendvičové stélky SZO s ohledem na stávající stav nohou.

L. N. byla velice spokojena s efektem korekce stélek SZO. Nošení vložek téměř v každé obuvi se pro ni stalo samozřejmostí. Vlivem řady úrazů, aktivního sportovního tréninku a dospívání se během růstu postupně objevovaly bolesti nosných kloubů a bederní páteře, které byly léčeny na RHB s přestávkami po několik let. Subjektivně pacientka udává, výrazné zlepšení celkového stavu pohybového systému. Nošením individuálních vložek SZO v obuvi nedochází k recidivám bolestí.

7 DISKUZE

Problematika týkající se vad nohy a hlavně plochonoží je v dnešní době stále více diskutována. Příčiny problémů nohy nemusí být vždy jen strukturálního charakteru vzniklé v dané oblasti, ale často jejich dysfunkce způsobují nebo zhoršují systémová onemocnění, afekce z jiných oblastí pohybového aparátu a genetika. Vliv genetického faktoru na tvar nohy se uvádí až z 90 %. Proto nestačí jen v létě běhat bosky po trávě a cvičit svaly dolních končetin (Hanák, 2011).

Téměř veškerá světová literatura udává tři opěrné body na noze, které slouží pro správné rozložení sil. Hanák (2011) uvádí při stožení na měkké podložce v přírodě bodů šest (pět prstů a zevní hrana chodidla). Noha v obuvi s tvrdou stélkou vyřadí z funkce palec a významně i nožní svaly. Váhou těla se stlačí sezamská kůstka pod palcový kloub a šlachy chodidla nemohou vykonávat svoji funkci a vznikají patologie. Palec nemá funkci pumpy. V žilách DKK se krev zemskou přitažlivostí dostává do oblasti nohou a nohy otékají. Lymfatickému systému se tímto brání v efektivní činnosti a vytváří se křečové žíly. S řešením přišla stélka snížená v oblasti paty a s důlkem pod I. MTP kloubem. Na ní noha stojí na šesti bodech, které zajistí souměrný oboustranný tah mezi svaly a kostmi nohy, vedoucí k optimálnímu postavení kloubů DK, pánve, páteře, ramen a lebky. Pokud hmotnost těla půjde přes palec, svaly a šlachy nohy se zapojí do funkce a klenutí se bude správně tvarovat. Individuální stélky Hanák jsou vhodné pro širokou škálu problémů z pohybového, lymfatického a cévního systému. Nedoporučuje však vložky začít užívat v těhotenství, pokud na ně již žena nebyla zvyklá. Vhodnější je začít až po šestinedělí. (Hanák, 2011).

Dřívější názory na konzervativní terapii plochonoží, která spočívala především ve cvičení svalů nohy a chůzi naboso, je dnes označována jako málo účinná. Nutno si uvědomit, že plochonoží v dospělém věku nelze upravit do normálu cvičením. Posílení svalů nohy a lýtka je významné pro zlepšení kondice jedince, ale k ovlivnění patologického tvaru klenby je vliv cvičení svalů zanedbatelný (Medek, 2005). V minulosti při neefektivitě zmíněných postupů se přecházelo k chirurgickému zásahu.

V posledních letech se v souvislosti s léčbou flexibilních deformit mluví o ortopedických vložkách. Na trhu jsou k dostání sériové nebo individuální stélky. Existuje mnoho firem, které se začaly zabývat jejich výrobou, ale bohužel neexistuje řádný orgán kontrolující jejich účinnost. Adamec (2005, 195) varuje před používáním „prosté obrysové vložky anebo vložky zhotovené podle otisku nohy, které považuje za zcela neúčinné, fixující deformitu a jejich paušální předepisování za škodlivé.“

Každý uživatel, který si chce zakoupit protetickou pomůcku, si musí sám udělat objektivní úsudek o účinnosti výrobku nejlépe tak, že jej vyzkouší. Každý výrobce individuálních stélek prosazuje právě svůj produkt k léčbě daných poruch. Medek (2005) doporučuje podírat klenbu nožní vhodnými vložkami vyrobenými z různých materiálů sériové nebo lépe individuální výroby. Zejména těžší deformace korigovat právě individuálními vložkami od ortopedického protetika nebo zhotovením individuální ortopedické obuvi.

Klasická výroba vložek se vyrábí na ověřeném mechanickém principu: zesílení stélky pro vbočené nohy, odlehčení přetížených oblastí s otlaky. Inteligentní či dynamické stélky působí stimulačně na nervová zakončení a tím reflexně na svalový systém (Larsen, 2005).

Cílem ortopedické vložky je korekce postavení nohy a schopnost postavení udržet do doby úpravy ligamentózní laxicity. Použitím mediální podpory klenby a laterální zarážky paty je možno ovlivnit plochonoží a zabránit valgotizaci paty (Adamec, 2005). Borský (2008) tvrdí, že nejdůležitější funkcí ortopedické vložky spočívá v její schopnosti kontrolovat a řídit pohyby nohy během chůze nebo při sportovních aktivitách. Princip účinnosti spočívá v biomechanice nohy závislé na schopnosti optimálního zamykání a odemykání kloubů nohy v oblasti středonoží. V případě odemknutí Chopartova kloubu je hlezenní kost v addukci a plantární flexi (pronace). Pokud se Chopartův kloub uzamkne, noha se dostává do ideálního funkčního postavení. Může efektivněji reagovat ve smyslu pronace a supinace. Je-li Chopartův kloub v supinaci (celá noha je supinovaná), pak je hlezenní kost v abdukci a dorzální flexi. Prioritou používání ortopedických vložek kromě absorpce nárazu na nohy, je správné podepření klenby a také zlepšení postavení paty. Dungl (2005) podotýká, že žádná klasická ortopedická vložka neovlivní sklon nohy, ale může funkčně ovlivnit kontakt nohy s podložkou. Úkolem vložky je kompenzovat uložení nohy v obuvi. Za správnou stélku považuje pouze takovou, která odpovídá velikosti stélky obuvi. Poloviční tzv. tříčtvrteční vložky pro svou nestabilitu v obuvi a nedostatečné trvalý funkční poměr označuje za nevhodný. Aby byla zajištěna správnost užití ortopedické vložky, musí být indikována do korektní obuvi s pevnou patou. Pro dítě se zdravou klenbou nemá podle Adamce (2005) nošení ortopedické obuvi s klenbou význam.

Jak již bylo řečeno, silikonové vložky nepatří k ortopedickým produktům. V rámci prevence mohou přispět k léčbě pacientů s DM. Výrazně mohou snížit namáhání měkkých tkání, a tím riziko vzniku plantárních otlaků. Hlavně v oblasti pod druhým a třetím MTT (Ibrahim, Hilaly, Taher

& Morsy, 2013). Klenerman & Wood (2006) označili účinky vibračního gelu tvořícího výplň vložky za vhodné ke zlepšení dynamické rovnováhy seniorů při chůzi, ovlivněním posturální nestability.

Individuální ortopedické vložky zhotovované pro pacienty s diabetem v první řadě řeší redistribuci plantárního tlaku z nejrizikovějších míst pro vznik ulcerace do méně nebezpečných lokalit nohy. Vložky jsou tvořeny vrstvením materiálů. Materiál s nejnižší hustotou tlumící nejvíce mechanické dráždění se dostáváající do styku s chodidlem. V přímém spojení s obuví je vrstva pevnějšího materiálu a nakonec, prostřední vrstva pohlcující mechanické nárazy je obvykle z měkkého materiálu. Pacienti s neuropatií musí mít vložky akomodační, které se budou přizpůsobovat a tlumit nadměrné tlaky. Kromě vložek lze využít i účinku MTT podložek (srdíčka). Umisťují se do okolí prominence kostí vedoucí k jejich elevaci a snížení nadměrného tlaku. Správné zacílení srdíček je zcela zásadní na účinnost odlehčení. Standardní zacílení není stejně vhodné pro všechny typy nohou. Z tohoto důvodu není předpis odlehčení snadný. Musí se postupovat vždy individuálně. Srdíčka o velikosti 6 - 10 mm se vlepují na svrchní stranu vložky, ale s nejistým efektem pro správné uložení. Nutno úpravu ověřit počítačovou plantoskopií. Další variantou je vybroušení materiálu stélky pod prominencí, který se však nesmí vyplňovat silikonem pro jeho nízkou stlačitelnost. Redistribucí tlaku do podélné klenby se odlehčí patě, hlavičce I. MMT a I. prstci. Zátěž klenba snese bez většího rizika, ale může dojít k přetížení laterální hrany chodidla (Záhumenský & Rádl, 2007).

Bohužel neexistují důkazy, zda jsou vložky účinné ke korekci nožních vad (Larsen, 2005).

8 ZÁVĚR

Lidská noha vytváří důležitou součást pohybového systému člověka. Podílí se na statické a dynamické činnosti organismu. Deformity a celkově zhoršená funkce nohou, způsobuje danému jedinci většinou řadu problémů nejen lokálních, ale často ovlivňujících celý pohybový systém. Dysfunkci segmentu bez strukturální poruchy, může způsobovat myofasciální řetězení poruch z nohy. Právě ovlivněním akra dolní končetiny, můžeme zlepšit funkce kraniálnějších segmentů těla.

Jednou z konzervativních metod používaných ke korekci nohy je aplikovat do obuvi ortopedické vložky. Jedná se o produkty sériové nebo individuální výroby. Nejlepší variantou je zhotovení vložek přesně podle noh pacienta s konkrétním cílem úpravy. Cílem ortopedické vložky je korekce a schopnost udržení korigovaného postavení nohy do úpravy ligamentózního aparátu. Redistribucí tlaku z přetížených míst chodidla se významně zlepší funkce nohy a statika těla. Princip korekce, materiál stélky a způsob zhotovení vložek si volí každá firma sama, zabývající se produkcí individuálních vložek.

V dnešní době bohužel nejsou známy studie, které by hodnotily účinnost daných ortopedických produktů. Na druhou stranu je stále více firem poskytující kalceotickou péči „šitou“ na míru nohy. Domnívám se, pokud by pacienti nepocíťovali zlepšení svých obtíží při nošení individuálních vložek, odvětví ortopedické protetiky by se tolik nerozvíjelo.

9 SHRnutí

Tato práce se zabývá aspekty související s oblastí nohy z hlediska struktury, funkce, fylogenetického a ontogenetického vývoje, typologie, kineziologie, biomechaniky a vlivu na pohybový systém. V textu je uvedena problematika patologií dané oblasti, se kterými se můžeme setkat. Úkolem práce bylo poskytnout náhled na možnosti korekce vad pomocí individuálních ortopedických vložek dostupných na trhu a popsat diagnostické metody předcházející výrobě vložek od firmy Studia zdravého obouvání. Součástí je kazuistika pacientky využívající individuální vložky SZO s dobrým efektem. V práci podrobně popsány individuální ortopedické vložky SZO z hlediska typů, výroby, materiálů a použití.

10 SUMMARY

This thesis deals with aspects related to foot area in terms of the structure, function, phylogenetic and ontogenetic evolution, typology, kinesiology, biomechanics, and its influence on the locomotor system. Pathological issues of the area concerned which can be encountered are mentioned in the text. The objective of this thesis is to provide a preview of foot deformities correction by means of individual orthopaedic inserts available on the market and to describe diagnostic methods preceding the production of inserts by the Studio zdravého obouvání company. Part of the thesis is a case report of a patient using individual SZO inserts with a good effect. Individual SZO orthopaedic inserts are thoroughly described in terms of types, production, materials, and usage.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adamec, O. (2005). Plochá noha v dětském věku – diagnostika a terapie. *Pediatric pro praxi*, 4, 194–196. Retrieved 23. 2. 2013 from the World Wide Web: <http://www.solen.cz/pdfs/ped/2005/04/06.pdf>.
- Anonymous (2009). Ortopedické pomůcky. *Vložky do bot značky SIDAS*. Retrieved 26. 12. 2012 from the World Wide Web: <http://www.ortopedicke-pomucky.eu/svorto-vlozky-do-bot-sluzby>.
- Anonymous a. (2010). Formthotics. *MEDsport*. <http://www.medsport.cz/formthotics.html>.
- Anonymous b. (2010). Ortopedické vložky. *Studio zdravého obouvání*. Retrieved 26. 12. 2012 from the World Wide Web: <http://katalog.studiozdravehoobouvani.cz/ortopedicke-vlozky/>.
- Anonymous (n. d.). Dynamické vložky digi. *Ergon a.s.* Retrieved 26. 12. 2012 from the World Wide Web: <http://www.ergon.cz/cz/products.asp?cat=2&subcat=4>.
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.
- Bähler, A. (1986). The biomechanics of the foot. *Clinical prosthetics and orthotics*, 10, 8–14.
- Borský, M. (2008). Ortopedické vložky s podpurným stabilizačním segmentem. *Ortopedická protetika*, 16, 10–13. Retrieved 2. 2. 2013 from the World Wide Web: http://www.ortotikaprotetika.cz/download/ortopedicka_protetika_16.pdf.
- Bus, S. A., Ulbrecht, J. S., & Cavanagh, P. R. (2004). Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. *Clinical Biomechanics*, 19(6), 629–638.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie* (3rd ed.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Grim, M., & Druga, R. et al. (2001). *Základy anatomie – 1. Obecná anatomie a pohybový systém*. Praha: Grada Publishing.
- Gallo, J. et al. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.

- Hanák, J. (2011). *Biomechanická aktivní stélka J HANÁK R®*. Retrieved 26. 12. 2012 from the World Wide Web: <http://www.stelkyhanak.cz/31-biomechanicke-aktivni-stelky-%28vložky%29-j-hanak-r%28R%29-/>.
- Hennig, E., M., (2002). Applied Research for Footwear. *The human foot during locomotion*. Retrieved from World Wide Web: http://www.cuhk.edu.hk/iso/weilun/en/hennig/hennig_fulltext1.html.
- Hornáček, K. (2009). Symptóm tvrdej chůze. *Rehabilitacia, 1*, 56–59.
- Hromádková, J. et al. (2002). *Fyzioterapie*. Jinočany: H+H.
- Chaloupka, R. et al. (2001). *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Brno: IDV PZ.
- Ibrahim, M., Hilaly, R. E., Taher, M., & Morsy, A. (2013). A pilot study to assess the effectiveness of orthotic insoles on the reduction of plantar soft tissue strain. *Clinical Biomechanics, 28* (1), 68–72.
- Ihnát, P. (2009). *Napraví ortopedické vložky chodidla?* Retrieved 2. 2. 2013 from the World Wide Web: <http://www.vitalia.cz/clanky/napravi-ortopedicke-vložky-chodidla/>.
- Incel, N. A., Cimen, Ö. B., & Erdogan, C. (2004). Low back pain: Effect of coexisting foot deformity on disability. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation, 17*, 63–67.
- Jirkovská, A. (2000). *Syndrom diabetické nohy: mezinárodní konsenzus vypracovaný Mezinárodní pracovní skupinou pro syndrom diabetické nohy*. Praha: Galén.
- Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of the joint. Volume 2. Lower limb* (5 th ed.). New York: Churchill Livingstone.
- Kawa, M., Garsztka, M., & Hillar, M. (2010). Distribution of Foot Pressing Forces in a Standing Position of Children and Youth in the Light of Prevention and Correction. *Baltic journal of health and physical activity*, 150–157. Gdansk: Academy of Physical Education and Sport.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Klenerman, L., & Wood, B. (2006). *The human foot: A companion to clinical studies*. London: Springer.
- Larsen, Ch. (2005). *Zdravá chůze po celý život*. Poznání.
- Ledoux, W. R., Shofer, J. B., Sullivan, K., Hayes, S. H., Assal, M., & Reiber, G. E. (2005). Relationship between foot type, foot deformity, and ulcer occurrence in the high-risk diabetic

- foot. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42 (5), 665–672.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletární medicíně*. (5th ed.). Praha: Česká lékařská Společnost J. E. Purkyně.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99–104.
- Maršálková, K., & Jelen, K. (2007). Vliv tvaru vložek na distribuci tlaku při interakci s nohou. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 31–33.
- Mašek, K. (2006). Podiatrie, obor hodný pozornosti. *Sanguis*, 43, 22. Retrieved 26. 1. 2013 from the World Wide Web: <http://www.sanguis.cz/index2.php?linkID=art293>.
- Mattila, V. M., Sillanpää, P. J., Salo, T., Laine, H. J., Mäenpää, H., & Pihlajamäki, H. (2010). Can orthotic insoles prevent lower limb overuse injuries? A randomized-controlled trial of 228 subjects. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21 (6), 804–808.
- Michaud, T. C. (1997). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Newton: Massachusetts.
- Medek, V. (2003). Plochá noha dospělých. *Interní medicína pro praxi*, 6, 315–316. Retrieved 1. 2. 2013 from the World Wide Web: <http://www.solen.cz/pdfs/int/2003/06/09.pdf>.
- Milenković, S., Živković, M., Bubanj, S., Živković D., Stanković R., Bubanj R., Purenović T., Stojiljković, D., Obradović B., Dimić A., Cvetković T., & Bubanj, M. (2011). Incidence of flat foot in high school students. *Physical Education and Sport*, 9, 275–281.
- Müller, S., Carlsohn, A., Müller, J., Baur, H., & Mayer, F. (2012). Static and dynamic foot characteristics in children aged 1–13 years: A cross-sectional study. *Gait & Posture*, 35 (3), 389–394.
- Novotná, H. (2001). *Děti s diagnózou plochá noha*. Praha: Olympia.
- Petrovický, P. et al. (1995). *II. Pohybový aparát končetin*. Praha: Karolinum.
- Piřhová, P. (2008). Syndrom diabetické nohy – závažná komplikace diabetes mellitus. *Dermatologie pro praxi*, 2 (1), 32–36. Retrieved 26. 1. 2013 from the World Wide Web: <http://www.dermatologiepropraxi.cz/pdfs/der/2008/01/09.pdf>.
- Polčáková, J. (2011). *Efekty korekce plochonoží na posturu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Přidalová, M., Janura, M., & Elfmark, M. (2002). Footscan – analýza tlakových sil v oblasti kontaktu nohy s podložkou. Diagnostika pohybového systému – metody vyšetření, primární prevence, prostředky pohybové terapie. *Sborník V. mezinárodní konference v oboru funkční antropologie a zdravotní tělesné výchovy*.
- Puszczatowska-Lizis, E. (2011). Correlations between the longitudinal and the transverse arch and the front support area of the foot in students. *Fizjoterapia, 19 (3)*, 3–8. Institute of Physiotherapy Faculty of Medicine University of Rzeszów.
- Tichý, M. (2000). *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Toppischová, M., & Šnoplová, A. (2008). Funkce nohy. *Bolest, 2*, 109–111.
- Valmassy, R. I. (1995). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: C. V. Mosby.
- Vařeka, I., & Vařeková R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 3*, 94–102.
- Vařeka, I., & Vařeková R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*, Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie pohybového systému*. Praha: Karolinum.
- Watkins, J. (1999). *Structure and function of the musculoskeletal systém*. Champaign: Human Kinetics.
- Záhumenský, E., & Rádl, P. (2007). Přínos protetické péče a zdravotní obuvi u komplikovaných stavů diabetické nohy. *Interní medicína pro praxi, 2*, 78–83. Retrieved 1. 2. 2013 from the World Wide Web: <http://www.solen.cz/pdfs/int/2007/02/06.pdf>.

12 PŘÍLOHY



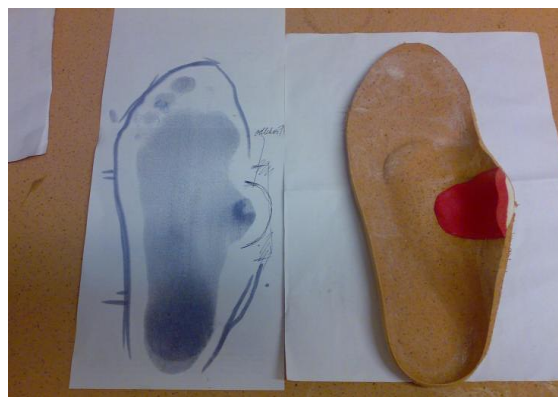
Obr. 25. Výroba sádrového pozitivu
(Suzan, 2012)



Obr. 26. Sádrový odlitek a polotovar
ortopedické vložky (Suzan, 2012)



Obr. 27. Defekt v mediální klenbě
(Suzan, 2012)



Obr. 28. Odlehčení defektu v mediální klenbě
(Suzan, 2012)



Obr. 29., 30. Korekce postavení nohou ortopedickou vložkou s pronačním klínem
(Suzan, 2012)