

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

FUNKČNÍ TYPOLOGIE NOHY A METODA FUNKČNÍHO ORTÉZOVÁNÍ
U VYBRANÝCH PATOLOGÍÍ

Diplomová práce

(bakalářská)

Autor: Veronika Schrottová

Fyzioterapie

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

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Veronika Schrottová

Název diplomové práce: Funkční typologie nohy a metoda funkčního ortézování u vybraných patologií

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2017

Abstrakt:

Funkční typologie nohy dle Mertona L. Roota popisuje nohu jako dynamickou strukturu a slouží k určení typu nohy dle změn nastavení segmentů během zatížení při chůzovém cyklu. Bakalářská práce popisuje základní postavení a kompenzované i nekompenzované odchylky, které se projeví poruchou funkce nohy s následným řetězením i na vyšší etáži pohybového systému. Zabývá se diagnostikou funkčního typu nohy a metodou funkčního ortézování jako jednou z možností konzervativní terapie.

Klíčová slova: typologie nohy, funkce nohy, nožní klenba, diagnostika, konzervativní terapie, ortéza

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Veronika Schrottová

Title of the bachelor thesis: Functional typology of the foot and functional orthosis application at selected pathologies

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Mgr. Dagmar Dupalová, Ph.D.

The year of presentation: 2017

Abstract:

The Merton L. Root's functional typology of the foot describes foot as a dynamic structure and it's used to determine the type of the foot according to setting segments changes during a load over the step cycle. The bachelor thesis describes a basic position and compensated and noncompensated deviations which will be shown as a function disorder of the foot and can show itself by the transmission on higher segments of musculoskeletal system. It deals with diagnostics of function typology of the foot and functional orthosis application method as one of the conservative treatment possibility.

Key words: typology of the foot, function of the foot, foot arch, diagnostics, conservative therapy, orthosis

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

Prohlašuji, že jsem závěrečnou písemnou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 20. 4. 2017

.....

Děkuji Mgr. Dupalové, PhD. a Pavlíně Pluskalové za pomoc, cenné rady a hodnotné materiály, které mi poskytly při zpracování bakalářské práce.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

art. – articulatio

TMT – tarsometatarsální

EX – extenze

ABD – abdukce

ADD – addukce

EV – everze

INV - inverze

HS – heel strike

FF – foot flat

MSt - midstance

HO – heel off

TO – toe off

MSW - midswing

GC – gait cycle

STJ – subtalar joint

TTJ – transverzotarzal joint

SIPS – spina iliaca posterior superior

DK – dolní končetina

LDK – levá dolní končetina

PDK – pravá dolní končetina

KOK – kolenní kloub

KYK – kyčelní kloub

m. – musculus

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	CÍL.....	10
3	SOUHRN POZNATKŮ	11
3.1	Funkční anatomie nohy	11
3.2	Funkční klouby nohy.....	11
3.3	Nožní klenba a posturální funkce nohy.....	13
3.4	Biomechanika chůze.....	15
3.5	Ontogeneze chůze.....	17
3.6	Stručná kineziologie nohy	17
3.7	Typologie nohy.....	18
3.8	Funkční typologie nohy.....	18
3.8.1	Varózní zánoží (RFvar, rearfoot varus)	20
3.8.2	Varózní předonoží (FFvar, forefoot varus).....	22
3.8.3	Valgózní předonoží (FFvalg, forefoot valgus).....	24
3.9	Diagnostika funkčního typu nohy	27
3.10	Typy a principy ortézování.....	30
3.10.1	Ortézování dle klasické typologie.....	33
3.10.2	Ortézování dle opotřebení stélky	33
3.10.3	Funkční ortézování.....	34
4	DIAGNOSTIKA A MOŽNOSTI TERAPIE Z POHLEDU FYZIOTERAPEUTA	39
4.1	Diagnostika.....	39

4.1.1	Anamnéza	39
4.1.2	Aspekce.....	39
4.1.3	Palpace	40
4.1.4	Pasivní a aktivní pohyby	40
4.1.5	Funkční vyšetření.....	41
4.1.6	Doplňková a pomocná vyšetření.....	41
4.2	Možnosti terapie	41
5	KAZUISTIKA	43
5.1	Základní údaje pacienta.....	43
5.2	Anamnestické údaje.....	43
5.3	Vyšetření.....	45
5.4	Diagnostika funkčního typu nohy	52
5.5	Závěr.....	55
5.6	Krátkodobý rehabilitační plán	57
5.7	Dlouhodobý rehabilitační plán	57
6	DISKUZE	58
7	ZÁVĚRY	62
8	SOUHRN	64
9	SUMMARY	65
10	REFERENČNÍ SEZNAM	66
11	PŘÍLOHY	73

1 ÚVOD

Již v minulých letech byla napsána řada prací o typologii nohy, jak uvádí Vařeka a Vařeková (2009), ale většina z nich posuzuje nohu ve statické pozici a nebere v potaz její dynamické aspekty během chůzového cyklu. Tyto metody jsou zajisté jednodušší z pohledu znalosti anatomie a náročnosti provedení, nicméně nic nevypovídají o funkci nohy a jejích poruchách.

Struktura a tvar nohy je vysoce individuální u každého jedince a odráží se na biomechanických aspektech stoje nebo chůze. Typ nohy je klinický pojem, jehož určení nám může pomoci porozumět její složitosti. Hillstrom, Song, Kraszewski, Hafer, Mootanah, Dufour, Chow, a Deland, (2013) dále doplňují, že ne všechny typologie se zabývají chováním jednotlivých segmentů během pohybu. Dle klasické typologie se dnes využívá většinou pouze otisk plosky, antropometrické či goniometrické měření a jiné klinické testy na určení ploché, vysoké nebo normální nohy.

Merton L. Root vypracoval v 50. a 60. letech typologii, která popisuje nohu jako dynamický komplex a je založena především na znalosti biomechaniky, kineziologie a patokineziologie. U nás je tento systém téměř neznámý a nepoužívaný (Vařeka & Vařeková, 2009).

Dle Vařeky a Vařkové (2005) můžeme díky typologii Mertona L. Roota určit různé funkční typy a subtypy a zvolit tak vhodný typ terapie v podobě tzv. funkčního ortézování s použitím klínu a podpěr. V zahraničí je tato metoda značně rozšířená.

Snahou této práce bude podat ucelené informace o této problematice. Nabyté vědomosti budou použity v kazuistické studii.

2 CÍL

Hlavním cílem této bakalářské práce je podat ucelené informace o základních funkčních typech nohy podle modelu Mertona L. Roota a popsat metodu funkčního ortézování jako jednu z možností konzervativní terapie vybraných patologií. Dílčím cílem je popsat základní možnosti diagnostiky těchto poruch. Speciální část zahrnuje kazuistickou studii pacienta s funkční patologií nohy včetně návrhu krátkodobého a dlouhodobého rehabilitačního plánu.

3 SOUHRN POZNATKŮ

3.1 Funkční anatomie nohy

Dylevského (2009) popis stavby nohy je v zásadě srovnatelný se stavbou ruky. Vzhledem k funkci nohy však můžeme vidět značné odlišnosti, zejména v nižší pohyblivosti a délce článků prstů a zánártních kostí. Zásadním rozdílem je také vytvoření nožní klenby. Stavba nohy má rozdílné parametry především proto, že je určená ke statické zátěži a bipedální lokomoci.

Dle Vařeky a Vařkové (2009) můžeme nohu rozdělit do několika proximodistálních oddílů:

Předonoží se skládá z článků prstů a pěti kostí nártních.

Středonoží jako oddíl složený z pěti malých tarsálních kostí, z čehož os naviculare tvoří vrchol mediálního oblouku podélné nožní klenby nohy.

Zánoží je oddíl skládající se ze dvou velkých tarsálních kostí, talu a kalkanea.

3.2 Funkční klouby nohy

Jednotlivé kosti na noze jsou spojeny různými typy kloubů a také stabilizovány mnoha vazy o různé pevnosti a pružnosti tak, aby splňovaly nároky na její hlavní funkci, kterou je bipedální lokomoce. Můžeme zde však popsat i funkční klouby, které hrají hlavní roli v chůzovém cyklu vzhledem k různému nastavení jednotlivých segmentů během některé z krokových fází.

Lisfrankův kloub (articulatio tarsometatarsalis, TMT)

Dle Dylevského (2009) probíhají v tomto kloubu pouze drobné posuvné pohyby mezi artikulujícími klouby s výjimkou I. tarsometatarsálního kloubu, ve kterém je možná plantární flexe, extenze neboli dorsální flexe a rotace. Navíc nemá výrazně pevné vazivové spojení, a je v něm tudíž umožněn větší rozsah pohybu.

Chopartův kloub (art. tarsi transversa)

Čihák, Fejtar a Grim (2011) uvádějí, že se nejedná o kloub v pravém slova smyslu, ale o tzv. funkční jednotku.

Jak dále píše Dylevský (2009), Chopartův kloub je společný klinický název pro art. talonavicularis na straně tibiální a art. calcaneocuboidea na straně fibulární. V tomto kloubu je možné provádět abdukci, addukci, plantární flexi, inverzi a everzi, i když běžně v něm k výraznějším pohybům tohoto charakteru dochází až při kompenzaci omezení pohybu v dolním kloubu zánártním (art. subtalaris).

Podle Dylevského (2009) „Chopartův kloub je pod kontrolou subtalárního kloubu“. Díky mechanismu pohybu v tomto kloubu se noha snáze přizpůsobí nerovnému povrchu.

Dolní zánártní kloub (art. subtalaris)

Dylevský (2009) uvádí, že tento kloub sestává ze dvou funkčních jednotek. Zadní úsek tvoří výhradně spojení kosti hlezenní (talus) a patní (calcaneus).

Přední část má název art. talocalcaneonavicularis. Hlavice je umístěna na talu (caput tali a dvě plošky pro calcaneus) a jamku reprezentuje ploška os naviculare a talu (Čihák, et al., 2011).

Horní zánártní kloub (art. talocruralis, kloub hlezenný)

Popis Dun gla (1989) uvádí, že v tomto kloubu artikuluje horní plocha hlezenní kosti (trochlea tali) s vidlicí tvořenou distálními konci tibie a fibuly. Hlavní a v literatuře nejvíce popisovaný pohyb v tomto kloubu je možný do plantární flexe a dorzální flexe. Kromě toho je potřeba brát v úvahu také určitou rotaci bérce, ke které dochází právě při plantární flexi a sklon k varóznímu postavení talu.

3.3 Nožní klenba a posturální funkce nohy

„Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová.“ (Vařeka & Vařeková, 2009). Vařeka a Vařeková také potvrzují, že posturální držení těla je zajištěno aktivní svalovou činností, která je řízena z CNS, za předpokladu zpevnění osového orgánu společně s krkem a hlavou. V běžném životě musí člověk svou polohu neustále měnit a přizpůsobovat se vnějším a vnitřním vlivům. Při každém tomto pohybu je zajištěna posturální stabilita těla, kdy dochází k neustálému vyvažování těžiště a současnému brzdění i aktivaci svalové práce na základě potřeb organismu a to zcela automaticky.

Jak předkládá Véle (1997), akrální části dolní končetiny jsou během bipedální lokomoce v relativně velkém zatížení, jelikož nesou celou hmotnost těla. Těžiště se v tomto případě nachází mezi třemi opěrnými body, které tvoří hrbol patní kosti, hlavička prvního a hlavička pátého metatarsu. Dle Vařeky a Vařekové (2009) je na tyto oblasti přenášena největší míra zatížení a během běžné chůze či pohybu se míra zatížení v těchto místech mění. Nelze tudíž vidět nohu pouze jako statický model.

Klenbu nohy popisuje Dungal (1989) jako výraz pro specifické uspořádání kostěných struktur do klenebních oblouků. Rozeznáváme klenbu podélnou a příčnou. Na udržení tohoto klenutí se podílí tvar jednotlivých kostí, ligamentózní a svalový systém nohy.

Dle Lewita a Lepšíkové (2008) je stabilizace nožní klenby z velké části závislá na automatické svalové činnosti. Při výzkumu bylo zjištěno, že ve vzpřímeném stoji je největší posturální aktivita na svalech bérce a chodidla. Dle slov Véleho (1997) je ale svalová činnost velice metabolicky náročný děj, a proto tělo vzhledem nutnosti neustále udržovat nožní klenbu volí raději pasivní prvky, a to ligamenta. Pozitivní vliv práce svalů na její udržení je tedy zřetelný, naopak dlouhá statická poloha nohy

se negativně odráží na ztrátě pružnosti ligamentózního aparátu a dochází k rozvoji plochonoží.

Véle (1997) zdůrazňuje důležitou funkci nohy z hlediska propriocepce, kde hlavní roli hrají vnitřní (vlastní) svaly nohy. Jejich činnost je spojená s chůzí po nerovném terénu, na který se zcela automaticky adaptují a přizpůsobí tomu pohyb a polohu jednotlivých segmentů. Aktivaci těchto svalů využíváme v terapii v rámci senzomotorického tréninku, při němž se snažíme o zahájení správného vzpřímeného držení těla ve stoji přes aktivaci plosky tzv. malou nohou.

Funkce nohy se diferencuje už od dětského věku (Adamec, 2005). Zejména při prvních krůčcích dochází k její aktivaci a formování nožní klenby. Významnou roli zde hraje zatížení chodidla a v neposlední řadě i typ obuvi. V dnešní době je již u mnoha malých dětí diagnostikována plochá noha. Příčina je pravděpodobně v tom, že přes plosku nepřichází tolik aferentních podnětů jako za dávných dob, kdy se nenosila obuv a pohybovali jsme se po různorodém terénu. Plochonoží se dá u dětí diagnostikovat až kolem třetího roku, a to chyběním mediálního vyklenutí na diagnostickém otisku pomocí plantogramu.

Baritz (2016) popisuje vývoj nožní klenby, který dle jeho slov dosahuje vrcholu kolem 12. až 13. roku. Do té doby se mohou tiše vyvíjet patologie, které se postupem času fixují a mohou mít zásadní vliv zejména na charakter chůze, který lze poté klinicky vyšetřovat. Během chůzového cyklu ideálně dochází k rovnoměrnému rozložení váhy na celé chodidlo, což pomáhá k udržení rovnováhy a udržení správné postury. Díky pevnosti a zároveň pružnosti nožní klenby je umožněn krok, při kterém jsou tlumeny nárazy, vznikající po dopadu plosky na nerovnoměrný terén.

Jistými změnami, jež se týkají zejména snížení pružnosti vaziva i svalů a sníženého rozsahu pohybu zejména v důsledku degenerativních změn, prochází struktura nohy naopak i v období stárnutí. Plochou nohu u starších lidí můžeme také v praxi často vidět ve spojení s diagnózou hallux valgus (Mohd Said, Justine & Manaf, 2016).

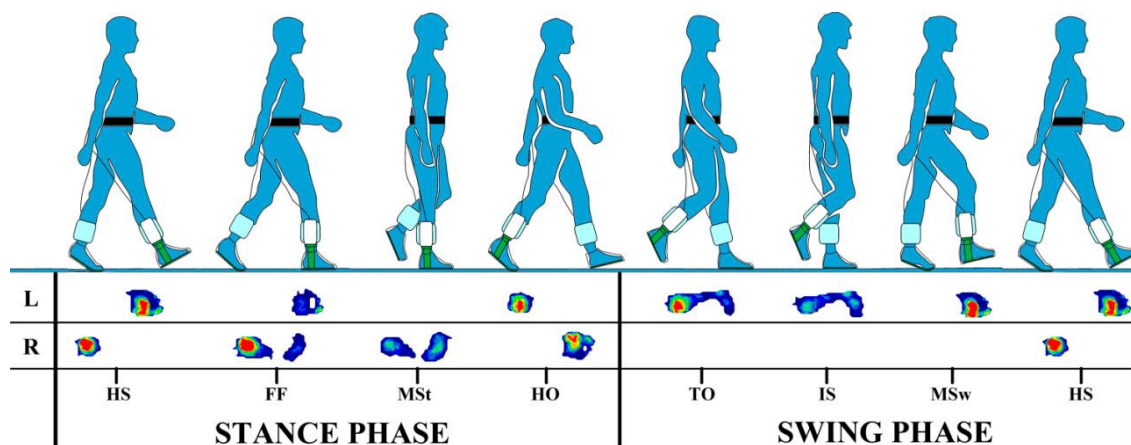
3.4 Biomechanika chůze

Bipedální chůze je, dle Marenčákové, Svobody, Vařeky a Zahálky (2016), přirozený způsob lokomoce člověka a pro každého jedince vysoce individuální pohybový stereotyp. Noha se během evoluce vyvíjela k této specializované funkci, i když má stále určité procento možnosti využít i funkci úchopovou. Nicméně tvar jednotlivých segmentů a nohy jako celku je uspořádán tak, aby byla natolik flexibilní a schopná absorbovat nárazy v kritické fázi chůzového cyklu při chůzi po nerovném segmentu. Noha, ať už je jakéhokoliv typu, se vyznačuje kompenzačními mechanismy, které mají zajistit potřebný kontakt s povrchem.

Při chůzi pracuje především svalstvo dolních končetin, a to v uzavřeném řetězci, který je pro tento pohyb výhodnější. Ostatní segmenty v pohybu pouze napomáhají. Tento pohybový stereotyp má několik fází, jež na sebe vzájemně navazují. Jak dále uvádějí Vařeka a Vařeková (2009), na chůzi můžeme popsat tři základní fáze: **zahajovací, cyklická a fáze ukončení.**

Kolář (2012) uvádí, že chůzový cyklus (gait cycle, GC) je zahájen **fází stojnou**, která z něj tvoří 60 % a je odstartována **úderem paty** („heel strike“, HS). Následuje prostý **kontakt nohy** („foot flat“, FF), kdy můžeme pozorovat způsob došlapu, včetně hlasitosti. Dále krok pokračuje **středem stojné fáze** („midstance“, MSt), na který následně navazuje **odvinití paty** („heel off“, HO). V další fázi se váha přenáší na přední část nohy a dochází k **odrazu palce** („toe off“, TO), čímž je zahájena

fáze švihová. Po odrazu palce nastává **zrychlení** („acceleration“, IS – initial swing), které se přenesse do **středu švihové fáze** („midswing“, MSW) a pozvolna dojde ke **zpomalení** („deceleration“). Chůzový cyklus představuje periodu mezi dvěma údery paty jedné nohy.



Obrázek 1. Hlavní fáze chůzového cyklu a rozložení plantárního tlaku (Wafai, Zayegh, Woulfe, Mahfuzul Aziz & Begg, 2015, 20393)

Při hodnocení rovnováhy a posturálního držení těla je jedním z důležitých ukazatelů plocha, kterou je v kontaktu ploska s povrchem během chůze, na což poukazuje Baritz (2016). Kolář (2012) se dále zmiňuje o správném odvíjení plosky v průběhu stojné fáze, jež probíhá zleva doprava. Po dopadu paty na podložku se váha přenáší na laterální okraje a následně na oblast hlaviček metatarsů a prsty. Fáze zatížení končí ve chvíli odlepení palce od povrchu.

Marenčáková et al. (2016) uvádí, že stereotyp chůze je spjat nejen s akrálními částmi dolních končetin, ale je do něj zapojen i pánevní pletenec, na jehož pohybu se projeví případné patologie distálních segmentů. Na tento pohybový řetězec má nejvýznamnější vliv varózní předonoží.

Ze zjištění Honzíkovej, Svobody, Janury, Rosického a Martinaskovej (2013) vyplývá, že pozicí paty je významně ovlivněn pohyb v subtalárním a Chopartově kloubu. Jestliže je ve valgózním postavení, talus se dostává do addukce a následně

se výrazně usnadňuje odemčení Chopartova kloubu, což má za následek zvýšení rozsahu pohybu předonoží vůči zadonoží.

Patologický stereotyp chůze může být narušen právě poruchou funkce nohy, jejímž nejběžnějším klinickým projevem je bolest při chůzi. Jako hlavní příčinu bolesti autoři shledávají nerovnoměrné rozložení plantárního tlaku na plosce, a tudíž je jedinec vystaven většímu riziku nerovnováhy a zranění při chůzi. V důsledku bolesti dochází také k asymetrické zátěži jedné nebo druhé končetiny, což riziko zranění dále zvyšuje (Wafai et al., 2015).

3.5 Ontogeneze chůze

Od okamžiku narození se náš organismus postupně vyvíjí na vyšší úroveň své funkce a adaptuje se na vnější i vnitřní podmínky. Za fyziologických a optimálních podmínek se tak děje zcela automaticky. Dítě by mělo během vývoje projít jistými fázemi, jež jsou mezníky pro správný postnatální motorický vývoj.

Dle Vařeky a Vařekové (2009) se na začátku života projevují spíše primitivní motorické vzory, jež jsou převážně reflexního původu. Dítě postupně automaticky objevuje nové možnosti svalové koordinace, které vedou k zajištění kvalitní postury, což se děje v průběhu třetího až čtvrtého měsíce. Tento faktor je zásadní podmínkou pro cílenou činnost končetin. Stejně tak má význam i pro správný vývoj chůze, kdy lépe zajištěná postura posléze umožní dítěti pohyb končetin v uzavřeném řetězci s korektní koaktivací antagonistů a přiměřeným svalovým tonem.

3.6 Stručná kineziologie nohy

Téma bakalářské práce má úzký vztah ke znalosti kineziologie a patokineziologie nohy. Vařeka a Vařeková (2005) vysvětlují tento pojem jako funkční vztahy mezi jednotlivými segmenty během pohybu. Jedním z klíčových poznatků je morfologické rozdělení nohy do dvou paprsků, a to proximomediálního,

který je tvořen talem, os naviculare, kostí klínovou a třemi mediálními metatarzy, a distolaterálního, složeného z kalkanea, os cuboideum a dvou laterálních metatarzů. Podstatný je také vliv postavení subtalárního kloubu (STJ, subtalar joint) na pohyblivost v Chopartově kloubu (TTJ, transverzotarzal joint) v uzavřeném kinetickém řetězci. Pronace (everze) STJ vyvolává odemčení a volnost TTJ, načež autoři dále uvádějí (2015), že dojde k nestabilitě mezi jednotlivými paprsky a vzniku patologií přednoží. Dlouhodobá pronace tedy z biomechanického hlediska není žádoucí. Supinace (inverze) STJ naopak vede k uzamčení TTJ, což odkazuje na potřebný princip vzniku rigidní páky, která je zapotřebí při odrazu nohy a díky kterému se může uplatnit tah m. triceps surae. Na tomto mechanismu se významně podílí i proximální segmenty dolní končetiny. Na flexi v kolenním kloubu navazuje vnitřní rotace tibie s pronací v STJ, tudíž i odemčení TTJ.

3.7 Typologie nohy

Z anatomického pohledu je lidská noha u všech jedinců stejná, jak uvádí Razeghi a Batt (2002). Individuální rozdíly však můžeme vidět ve tvaru a biomechanických vlastnostech především ve vztahu k chůzi. Systém typologie má objasnit vztah mezi strukturou a funkcí nohy, ale také souvislost mezi jejím tvarem a nebezpečím úrazu či přenosu patologického nastavení na vyšší segmenty.

Vzhledem k anatomické složitosti lidského chodidla má určení typu nohy klinický význam. (Marenčáková et al., 2016).

3.8 Funkční typologie nohy

Dle průzkumu Razeghi a Batta (2002) je většina klasických typologií zaměřená na morfologii nohy a je pouze předpoklad, že daný typ nohy bude mít vliv na její funkci, potažmo na funkci celé končetiny a vyšších segmentů. Nelze tedy například podle výšky mediálního oblouku nožní klenby určit, zda daný pacient bude

mít riziko zranění dolních končetin. Jedna z posledních studií uvedla, že se pouze u malého procenta měřených pacientů (asi 35%) dalo z radiografického snímku odhadnout,

jak bude vypadat zatížení plosky během chůze a jaké budou dynamické změny chodidla. Určení typu nohy dle některého z klasických, běžně používaných modelů se většinou opírá jen o pozorování a měření ve statické poloze. Výchozími metodami jsou v tomto případě klasická subjektivní aspekce, antropometrické měření, radiografické zobrazení nebo hodnocení otisku plosky nohy. Vařeka & Vařeková (2009) uvádí, že dle klasické typologie nohy rozeznáváme 3 základní typy: plochá, normální a vysoká.

Funkční typologie dle Mertona L. Roota je, oproti klasickým, významná v tom, že zohledňuje dynamické změny jednotlivých segmentů nohy během zatížení a odlehčení při chůzi (Vařeka & Vařeková, 2008).

Pro správný popis funkčního typu nohy je potřeba znát klinický pojem neutrální postavení subtalárního kloubu. Dle zjištění Marenčákové et al. (2016) je to taková pozice, ve které není kloub ani v pronaci ani v supinaci. Merton L. Root dále popisuje základní pozici nohy, což uvádí Vařeka a Vařeková (2008), kdy rovná vertikální osa probíhá distální 1/3 bérce a patou a zároveň plantární rovina předonoží je shodná s rovinou zadonoží. Všechny odchylky od tohoto postavení jsou považovány za funkční poruchu.

Z pohledu Wafai et al. (2015) je v rámci klinického vyšetření dobré zařadit i metody, které zobrazí distribuci plantárního tlaku během statického i dynamického zatížení a pomohou nám určit funkční patologii nohy. Poznatek, že funkční patologie nohy může sekundárně způsobit i zranění, zejména v oblasti nártu, je důležitý z hlediska příčiny potíží jedince.

Originální klasifikace, kterou ve své práci popisuje Vařeka a Vařeková (2008), zahrnuje 3 základní typy nohy, kterými jsou varózní zánoží, varózní předonoží a valgózní předonoží. Později byla doplněna o další typy a subtypy. Nálezy na nezatížené končetině nemusí vždy korelovat s danou funkční poruchou. Většina patologických kompenzačních mechanismů se totiž projeví až v zatížení nohy během stoje nebo chůze. V rámci klinického vyšetření je nutné zhodnotit nohu pomocí aspekce v obou uvedených situacích.

V mnoha výzkumech se odborníci zabývali úhly předonoží a zadonoží vzhledem k vodorovné podložce a jejich případnou souvislostí s mechanismem úrazů nohy a proximálních segmentů u běžců i při běžné chůzi, čímž se zabývali Monaghan, Lewis, Hsu, Saltzman, Hamill a Holt (2013) a jejichž výzkum bude ještě zmíněn.

3.8.1 Varózní zánoží (RFvar, rearfoot varus)

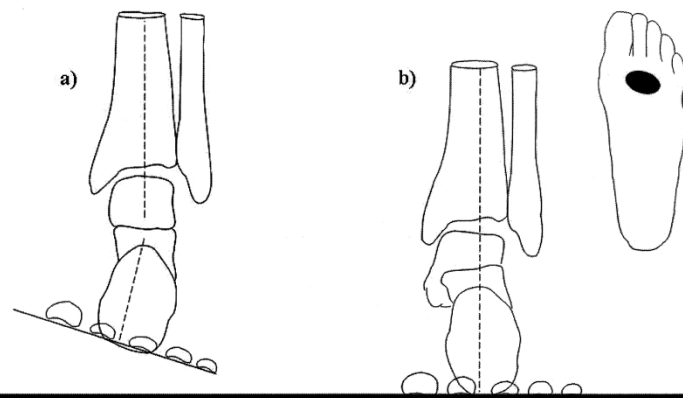
Vařeka a Vařeková (2009) tuto odchylku od neutrálního postavení zánoží považují za nejčastější a to zejména u mužského pohlaví. V tomto případě je kalkaneus v supinaci a při aspekci v odlehčení uvidíme patu ve varózním postavení. V případě **kompenzované varozity zánoží (RFvarC, compensated rearfoot varus)** dochází při zatížení naopak ke kompenzační pronaci na úrovni subtalárního kloubu. Tímto mechanismem je umožněn plný kontakt s podložkou. Pata jde do valgozity a výrazně se projeví oploštěná podélná klenba. Při vyšetření chůze můžeme vidět vytáčení špičky nohy zevně.

Výzkum Vařeky a Vařekové (2015) ukazuje, u tohoto typu vznikají typické otlaky pod hlavičkami II. a III. metatarzu, kam se přenáší zatížení na začátku odrazu. Přetrvávající hyperpronace v subtalárním kloubu během oporné fáze nedovolí včasné uzamknutí Chopartova kloubu, který ovlivňuje i kloub transversotarzální a dochází k hypermobilitě předonoží.

Nekompenzovaná varozita zánoží (RFvarN, non-compensated rearfoot varus) má původ v nemožnosti dostatečné kompenzační pronace v subtalárním kloubu. Tento stav vzniká v důsledku pooperačních nebo posttraumatických stavů. Zatížení se v tomto případě přesunuje na laterální okraj nohy a kompenzace tohoto postavení je zajištěna plantární flexí prvního prstu. Otlaky můžeme vidět pod oblastí V. metatarzu, popřípadě na celém laterálním okraji (Vařeka & Vařeková, 2009).

V další práci (2015) se autoři zmiňují také o přechodném typu, u kterého jsou otlaky pod II., III. a V. metatarzem.

Varózním a valgózním zakřivení paty vůči ose tibie ve frontální rovině při stožení se zabývali ve svém výzkumu Boffeli a Waverly (2016). Autoři uvádějí, že pro objektivní zhodnocení tohoto úhlu může významně pomoci i speciální radiodiagnostické zobrazení (The long leg axial view, LLA), při kterém však musí být zajištěno správné postavení pacienta na vyšetřovací desce. Pracovník by neměl výrazně zasahovat do polohy nohou a snažit se o standardní polohu, kdy se z dorsálního pohledu osa tibie překrývá s osou II. metatarzu. Mechanismem addukce nohy a vnitřní rotace dolní končetiny dochází k supinaci STJ a tudíž by došlo k narušení funkčního postavení nohy, které je tolik důležité pro tuto diagnostiku. Výhodou této metody je pohyblivost rentgenky, přičemž je možné zachytit polohu segmentů z různého úhlu pohledu, přičemž poloha nohy pacienta je pořád ve svém funkčním nastavení. Využití se nabízí i pro zvážení možné operační léčby a sledování pooperačního nastavení.



Obrázek 2. Varozní zánoží. Postavení nohy a) při odlehčení, b) při zatížení – kompenzace everzí kalkaneu s plantární flexí talu a jeho addukcí. Typické otlaky. (Vařeka a Vařeková, 2005, 160)

3.8.2 Varozní předonoží (FFvar, forefoot varus)

Podle Vařeky a Vařkové (2009) není tato porucha u dospělých jedinců příliš častá. Mezi autory je v literatuře také značný rozpor v její příčině. Při klinickém zhodnocení postavení nohy, za předpokladu pasivního nastavení subtalárního kloubu do neutrální polohy, můžeme při odlehčení vidět supinované předonoží oproti ploše pod patou, která je v rovině. V zatížení dochází ke kompenzačnímu mechanismu opět v subtalárním kloubu ve smyslu pronace. Oproti RFvar je však v období střední opory a odrazu výraznější. Klinicky můžeme při vyšetření chůze vidět valgotizaci paty při jejím dopadu. Tento mechanismus však platí pouze v případě **kompenzované varozity předonoží (FFvarC, compensated forefoot varus)**. Při aspekci můžeme vidět kladívkovité prsty s největším zvýrazněním na V. prstci, což se označuje jako digitus quintus. Tento fixovaný stav vzniká v důsledku patologického pohybového stereotypu nohy během střední opory, která mění úhel tahu m. flexor digitorum longus a m. quadratus plantae. Prstce jsou takto taženy do supinace v proximálním článku.

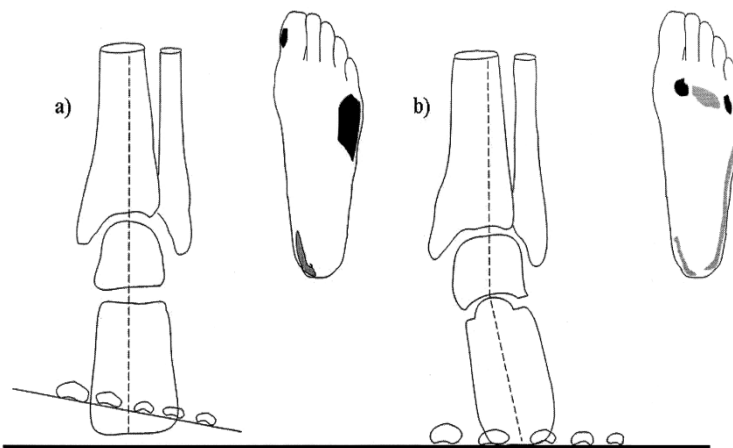
Čím je větší pronace v subtalárním kloubu, tím větší následuje odemknutí Chopartova a následně transversotarzálního kloubu a tím k většímu oploštění podélné

klenby (Vařeka a Vařeková, 2008). **Nekompenzovaná varozita předonoží (FFvarN, noncompensated forefoot varus)** je spojená s výrazným přetížením na laterálním okraji plosky pod hlavičkou V. metatarzu a mediální okraj interfalangeálního kloubu palce.

Scattone Silva, Maciel a Serrão (2015) zjistili, že v důsledku nadměrné pronace v subtalárním kloubu dochází ke kompenzačním mechanismům v proximálních segmentech. Mechanicky je subtalární pronace spjatá s vnitřní rotací tibie, ke které za fyziologických podmínek dochází při pohybu v uzavřeném řetězci, tudíž při chůzi. Hyperpronace tedy tento pohyb ještě zvýrazní. Navíc má za následek everzi kalkanea, na kterou navazuje abdukce kolene. Tyto patologické vzory mohou mít vliv na pohyb v patellofemorálním kloubu a způsobovat bolesti v této oblasti. V několika studiích bylo prokázáno, že poranění kolenních a kyčelních kloubů a bederní páteře u dětských pacientů má jakousi návaznost na tuto funkční poruchu nohy.

Několik výzkumů bylo zaměřeno na úhly předonoží a zadonoží vzhledem k vodorovné podložce a jejich případnou souvislost s mechanismem úrazů nohy a proximálních segmentů u běžců i při běžné chůzi. Monaghan et al. (2013) zjišťovali, zda lze předpovědět posloupnost kontaktu plosky během chůze při různých stupních inverze předonoží nebo zadonoží, jež byly měřeny při odlehčené končetině. Výzkum byl zaměřen především na účastníky s výraznou varozitou předonoží, jelikož je zde vyšší pravděpodobnost a četnost úrazů při chůzi. Závěr daného výzkumu byl takový, že z měření úhlu předonoží v odlehčení lze odhadnout funkční nastavení při zatížení. Je proto vhodné se na něj zaměřit v případě posuzování pravděpodobnosti a příčiny zranění. Opak se však potvrdil u zadonoží, které se neustále dle potřeb funkčně přizpůsobuje. Z toho vyplývá, že pro stanovení typu a tvaru případné otrézy není optimální využít pouze klinické měření nohy v odlehčení.

Problematikou dětské nohy ve vztahu k varoznímu předonoží se zabývali Villarroya-Aparicio, Franco-Sierra, Garcí'a-Muñoz, Marce'n-Roma'n, Alonso-Va'zquez a Rodriguez-Blanco (2015). U jedinců s FFvar byla při zatížení nalezena pronace (everze) zadonoží s propadáním mediálního oblouku nožní klenby a výraznější flexe v proximálních kloubech dolní končetiny. Dále se ve stoji zvýraznila vnitřní rotace v kyčelních kloubech a anteverze pánve a zevní rotace v kyčlích při chůzi. Často také můžeme nalézt hypermobilitu MTP kloubu palce ve směru dorsální flexe, zatímco při odrazové fázi chůze se zdá tento pohyb spíše menšího rozsahu.



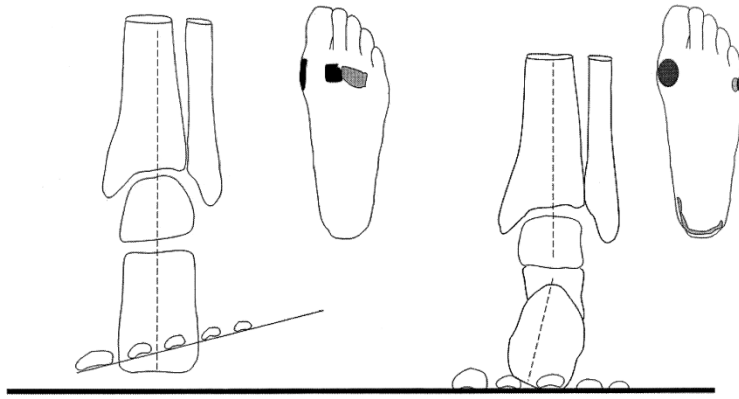
Obrázek 3. Supinované předonoží (flexibilní) či varozní předonoží (strukturální vada) při odlehčení. Postavení nohy a) při odlehčení, b) při zatížení – kompenzované everzí kalkaneu s plantární flexí talu a jeho addukcí. Typické otlaky a) nekompensované varozní předonoží, b) kompenzované varozní předonoží (Vařeka a Vařeková, 2005, 161)

3.8.3 Valgózní předonoží (FFvalg, forefoot valgus)

Dle popisu Vařeky a Vařekové (2009) lze tento funkční typ nohy poznat dle valgózního postavení předonoží v odlehčení vůči plantární ploše pod patou za předpokladu neutrální polohy v subtalárním kloubu a uzamčení transverzotarzálního

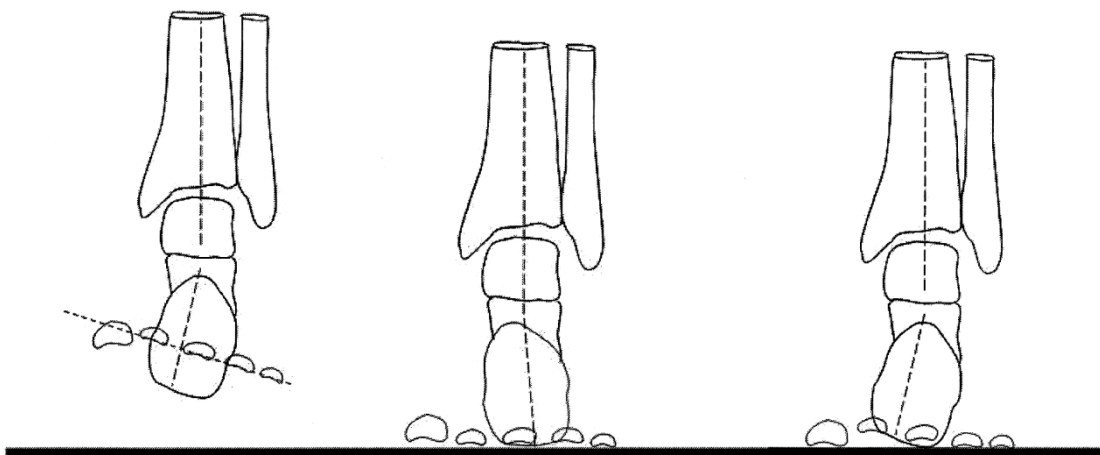
kloubu, kterého dosáhneme plantárním tlakem na distální část pátého metatarzu. Valgózní přednoží je, společně s varózním zadonožím, nejčastější deformitou tohoto typu. Často totiž bývá uváděno jako jeho důsledek. Kompenzačním mechanismem při zatížení je v tomto případě supinace přednoží, což platí pro **flexibilní deformitu (FFvalgF, flexible forefoot valgus)**. V důsledku ale zůstává metatrzo-falangeální kloub odemčen a během střední opory a odrazu má nižší schopnost odolávat zátěži. Za fyziologických podmínek je při odrazu zajištěna dostatečná plantární flexe prvního paprsku, ale zde to neplatí a vzniká tzv. hallux limitus. V důsledku nedostatečné stabilizace prvního paprsku dochází k addukci a pronaci prvního metatarzu, což zásadně přispívá k rozvoji hallux valgus. Tahem svalů a následnou změnou konfigurace a tvaru kloubů pak dochází k **rigidnímu fixování této deformity (FFvalgR, rigid forefoot valgus)**. Ve fázi opory dochází k výraznému rozšíření předonoží a oploštění příčné klenby (tzv. splay) což je dle autorů Perez Boal, Becerro de Bengoa Vallejo, Fuentes Rodriguez, Lopez Lopez a Losa Iglesias (2016) jeden z doplňujících faktorů pro vznik hallux valgus, stejně jako pronace nohy a hypermobilita.

Vařeka a Vařeková (2015) dále uvádějí, že flexibilní valgózní předonoží je nejčastější u žen a typické otlaky se objevují pod lavičkami II. a III. metatarzu a hlavičkou I. metatarzu. V důsledku změn tahů svalů a změn nastavení jednotlivých segmentů dochází navíc k rozvoji kladívkovitých či drápotvitých prstů.



Obrázek 4. Valgozní předonoží. První obrázek: valgozita předonoží (typ flexibilní či rigidní) při odlehčení a typické otlaky; druhý obrázek: rigidní valgozita předonoží při zatížení kompenzovaná inverzí kalkaneu s dorziflexí talu a jeho abdukci a typické otlaky (Vařeka a Vařeková, 2005, 163)

Tento funkční typ může mít podobu pouze **plantárně flektovaného prvního paprsku**, kde za stejných podmínek, jako při posuzování valgozního předonoží v odlehčení, bude hlavička I. metatarzu plantárněji než ostatní (Vařeka & Vařeková, 2009). Vzhledem k této skutečnosti již nelze dosáhnout plné plantární flexe při odrazu. Stejně jako u ostatních typů má tato deformita flexibilní či rigidní podobu a biomechanika kompenzace je v podstatě shodná s FFvalg.



Obrázek 5. Plantárně flektovaný I. paprsek. První obrázek: v odlehčení; druhý obrázek: flexibilní deformita v zatížení; třetí obrázek: rigidní deformita v zatížení kompenzovaný supinací zánoží (Vařeka & Vařeková, 2005, 164)

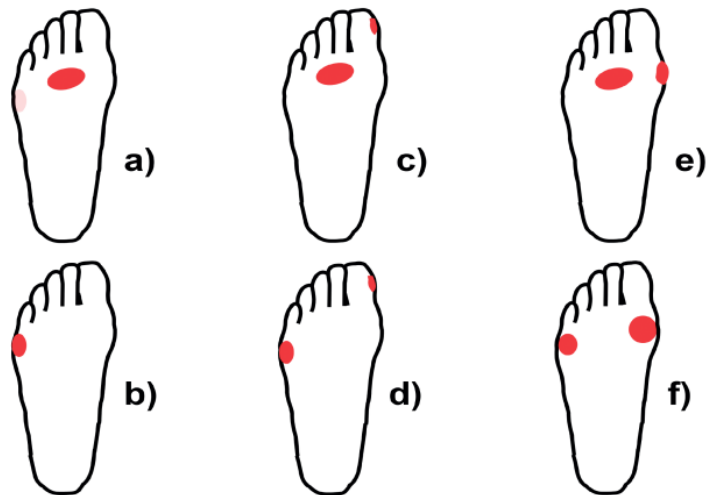
3.9 Diagnostika funkčního typu nohy

Před stanovením konkrétního funkčního typu je žádoucí pacienta komplexně vyšetřit. Wafai et al. (2015) se zmiňují, že v rámci vyšetření chůze a stoje bychom se v rehabilitaci měli zaměřit také na symetrii, která je často dílčím cílem terapie. Určitý stupeň funkční asymetrie je však žádoucí z hlediska konceptu preferenční (dominantní) končetiny. Tu využíváme v případě fázického účelného pohybu. Podpurná končetina má význam naopak v opoře. Systém regulující posturální koordinaci těla při lokomoci neustále upravuje nastavení segmentů dle vnějších a vnitřních podnětů. Žádný z kroků proto není stejný jako ten předchozí a v komplexnosti chůze je každý jedinec originální.

Způsob samotného určení funkčního typu nohy klasickým způsobem předkládá Vařeka a Vařeková (2015). Probíhá pomocí aspekce a palpce, což může vyvolávat dojem subjektivního pohledu. V klinické praxi leží pacient na břicho a terapeut drží nohu tak, aby subtalární kloub byl v neutrálním postavení. Následně aspekci zhodnotí plantární rovinu předonoží (pod metatarzy) vůči rovině zadonoží (pod patou) a shodu vertikální osy bérce a zadní plochy paty. Jak dále autoři uvádějí (2008), vyšetřující musí disponovat dávkou praktických zkušeností, aby nedošlo k chybnému určení a následné indikaci nesprávného typu ortézy.

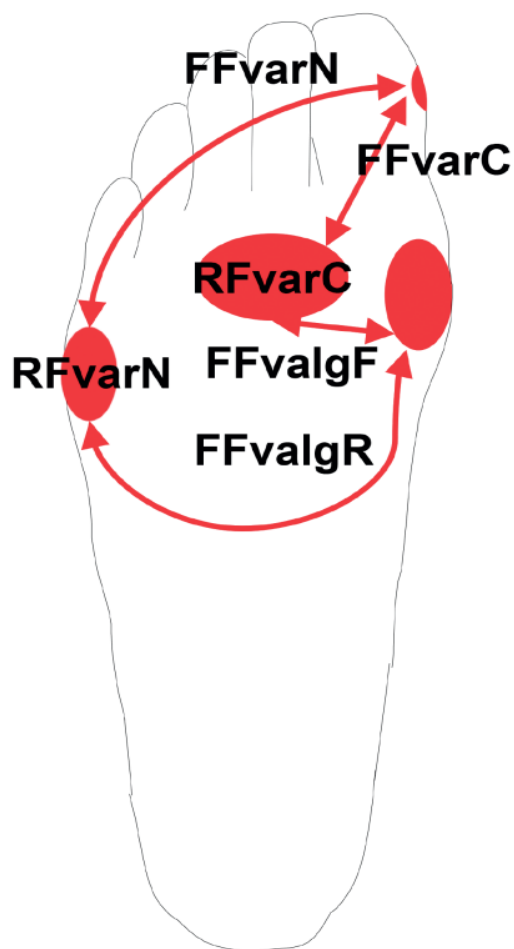
Jak už bylo řečeno v předchozích kapitolách, během oporné fáze chůze se největší zatížení projeví na místech plošky, které jsou v blízkosti kostěných struktur. Touto problematikou se zabývá Vařeka a Vařeková (2015). V těchto oblastech vznikají otlaky jako automatická ochrana organismu proti poškození měkkých tkání, které by jinak nastalo v důsledku neustálého dráždění těchto míst během chůze. U každého funkčního typu nohy můžeme nalézt tyto otlaky na typických místech. Nabízí se tedy možnost diagnostiky funkčních typů nohy dle typického rozložení otlaků

plosky. Tento způsob přináší do celé problematiky jisté zjednodušení, a tudíž by v této oblasti neměl mít problém ani začátečník. Přehled o umístění otlaků u jednotlivých funkčních typů nohy je uveden na Obrázku 6 a Obrázku 7.



Obrázek 6. Rozložení otlaků na plošce nohy u funkčních (sub)typů nohy

„a) kompenzované varózní zánoží (RFvarC), typické otlaky pod hlavičkami II. a III. metatarzu; b) nekompensované varózní zánoží (RFvarN), typické otlaky pod hlavičkou V. metatarzu; c) kompenzované varózní předonoží (FFvarC), typické otlaky pod II. a III. a na mediálním okraji distálního článku palce; d) nekompensované varózní předonoží (FFvarN), typické otlaky pod hlavičkou V. metatarzu a na mediálním okraji distálního článku palce; e) flexibilní valgózní předonoží (FFvalgF), typické otlaky pod lavičkami II. a III. metatarzu a hlavičkou I. metatarzu; f) rigidní valgózní předonoží (FFvalgR) má typické otlaky pod hlavičkami I. a V. metatarzu a také na laterálním okraji paty“ (Vařeka & Vařeková, 2015, 7)



Obrázek 7. Základní principy zjednodušeného určení funkčního (sub)typu nohy

„Otlaky pod hlavičkou II. a III. metatarzu znamenají kompenzovaný či flexibilní (sub)typ (RFvarC, FFvarC, FFvalgF); otlaky pod V. metatarzem znamenají nekompensovaný či rigidní (sub)typ (RFvarN, FFvarN, FFvalgR); otlaky pod hlavičkou I. metatarzu jsou typické pro FFvalg; otlaky na mediálním okraji distálního článku palce jsou typické pro FFvar.“ (Vařeka & Vařeková, 2015, 8)

3.10 Typy a principy ortézování

V protetické praxi se ortézy běžně používají na vyrovnání méně závažných odchylek od fyziologického nastavení. Typ ortézování je zvolen dle účelu a potřeb pacienta.

Základním typem je ortézování **podpůrné**, které by za ideálních podmínek mělo být součástí běžné obuvi. Podpora v tomto případě spočívá ve stimulaci podélné a příčné klenby, která je dnešní moderní dobou výrazně potlačena, ať už se jedná o nošení nevhodné obuvi, nebo chůzi po tvrdém povrchu. Propriocepce a exterocepce, vedená prostřednictvím nohy, je velmi významná z pohledu automatické aktivity vlastních (hlavně krátkých) svalů nohy. Pokud je utlumena, dochází k převaze dlouhých svalových skupin, jež jsou příliš slabé na to, aby dlouhodobě udržovaly fyziologické nastavení obou klenutých oblouků. Mechanismem řetězení poruch může dojít, v nejhorším případě, až ke strukturálnímu poškození na páteři (Vařeka & Vařeková, 2005).

O vlivu běžných podpůrných ortéz se zmiňuje Collins, Hinman, Menz a Crossley (2017). Tyto prefabrikované vložky jsou určeny především pro pohodlí klienta, což je jeden z hlavních faktorů pro posouzení správného výběru. Pokud pacient při nošení vnímá nekomfort, může být léčebný účinek značně narušen. Ve většině případů jsou místa podpěr na stejném místě, a to v oblasti podélné a příčné nožní klenby. Tyto ortézy jsou předepisovány v domněnku, že pasivním vytvarováním klenby dojde ke změně tvaru nohy, což se následně odráží i v jejím pohybu. Ve výsledku studie autoři uvádí, že podpůrný typ ortézování má význam u starších osob, u nichž se přirozený oblouk klenby ztrácí v důsledku degenerativních změn, čímž má noha nižší schopnost tlumit nárazy.

Více specifické je **korekční** ortézování. Jeho využití je poměrně omezené a doporučuje se pouze u flexibilních deformit především u vyvíjející se dětské nohy (Vařeka & Vařeková, 2005). Nejčastější deformita tohoto typu u dětí je flexibilní plochá noha, kterou se ve svém výzkumu zabýval Hong-Jae, Kil-Byung, JeeHyun, Sung-Won, Hyun-Ju a Tae-Ho (2015). Při kineziologickém rozboru si můžeme všimnout pokleslé mediální klenby, valgozity paty a abdukci předonoží. Pro ozřejmení je možné využít některé klinické zkoušky, kdy pacienta necháme provést stoj na špičkách či patách nebo, jak popisuje Chytas a Morakis (2017), provedeme pasivní dorsiflexi palce (Jack's test) a při tom sledujeme, zda se vytvořila fyziologická klenba. Tito autoři však dále uvádějí, že většina těchto deformit se navenek nijak zásadně neprojeví, tudíž si rodiče nebo terapeut na první pohled nemusí ničeho všimnout. Doporučením je tedy sledovat případné nerovnoměrné ochození stélky v dětské obuvi, která je na mediální straně více opotřebená. U některých jedinců se mohou objevit jisté symptomy, jako otlaky na mediální straně plosky nebo přímo bolesti v této oblasti. Při důkladnějším vyšetření dochází často k nálezům zvýšeného svalového napětí v musculus soleus a musculus gastrocnemius a hypermobility, jejíž příčinou je často hyperlaxita vaziva. V případě flexibilních deformit je však nutné terapii pomocí ortézu pečlivě zvážit a zvolit ji pouze v přítomnosti zmírněných symptomů. U většiny dětí je vysoká pravděpodobnost spontánního zvýšení mediálního oblouku a upravení stavu.

Pokud má pacient specifické požadavky, dle Vařeky a Vařkové (2005) se využívá ortézování **speciální**. Takové ortézy jsou většinou vyráběny na míru přesně tak, aby splňovaly požadavky a potřebu pacienta nebo klienta, jimiž jsou zejména sportovci a lidé, jež mají zvýšené riziko zranění a tvorby otlaků v oblasti nohy, například diabetici.

Náš organismus má schopnost přizpůsobit se změnám. V případě špatného nastavení nohy se také uplatňují jakési kompenzační mechanismy, které ale nejsou z dlouhodobého hlediska vhodné, jelikož se přenáší na proximální segmenty. Dochází k řetězení poruch, jež mají vliv na klouby a další součásti pohybového systému (Marenčáková et al, 2016). Vařeka a Vařeková (2005) jsou názoru, že je dobré v tomto případě zvolit ortézy **kompenzační**. Aplikací vhodného typu ortézy jsou patologické kompenzační mechanismy organismu vyrušeny. Pokud ještě nedošlo k fixaci rigidní deformity, při dostatečně dlouhém užívání dochází ke spontánní úpravě. Tento typ ortézování je vztažen k funkční typologii nohy dle Merton L. Roota.

Vliv úpravy dynamiky nohy na pohyby v proximálních segmentech zkoumal Lack, Barton, Malliaras, Twycross-Lewis, Woledge a Morrissey (2014). Ve své práci mimo jiné uvádějí, že zvýšená pronace v subtalárním kloubu má za následek výraznější vnitřní rotaci tibie a kyčelního kloubu a navíc omezuje rozsah pohybu nohy ve směru do dorsální flexe. Předpokladem bylo, že je možné tyto patologické biomechanické vzorce upravit pomocí anti-pronační ortézy (APFO, anti-pronation foot orthoses). Výsledky této studie svědčí pro účinnost ortézování ve smyslu podpůrné terapie.

Poměrně často se ortézy využívají ve sportovní sféře. V posledních letech však přibývá tzv. rekreačních sportovců, jejichž pohybová aktivita je nepravidelná a často pro určité jedince také nevhodná. V dnešní populaci má stále větší popularitu běh. Ve velké míře však u nich dochází ke zraněním v oblasti nohy, a to v důsledku přetěžování během na dlouhé vzdálenosti, předchozích zranění, pozměněné biomechaniky chůze a špatné posturální funkce nohy. Tuto problematiku se snažil objasnit Hähni, Baur a Hirschmüller (2016). Výzkum byl zaměřen na možnosti snížení plantárního tlaku na předonoží pomocí ortéz. Uvádí, že přetížení směřuje hlavně do oblasti předonoží, kde se mohou vyvíjet další potíže jako metatarzalgie, únavové

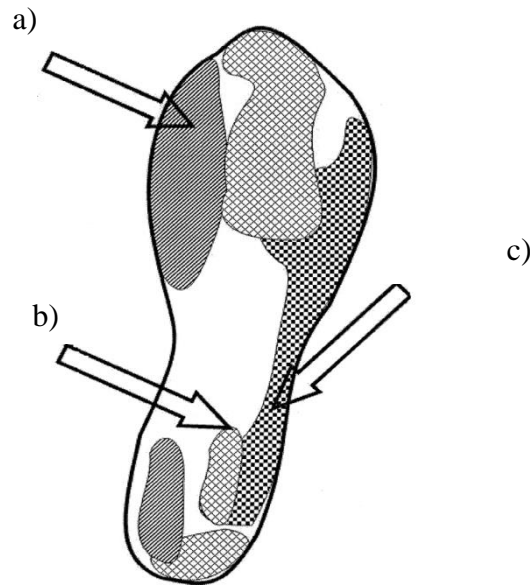
zlomeniny a bolesti paty v důsledku změn tahu plantární fascie. Ze závěru lze říci, že použití ortézy, která zajistí odpružení a odlehčení dopadu předonoží během oporné fáze, je velmi efektivní pro zmírnění obtíží spojených s přetížením tohoto segmentu.

3.10.1 Ortézování dle klasické typologie

Dle Vařeky a Vařekové (2005) je protetické uvažování dle této typologie založeno na znalosti tzv. tripodního modelu a rozeznává tři základní typy: plochá, normální a vysoká noha. Ve většině případů se u ploché nohy (*pes planus*) využívá ortézování podpůrné ve formě podélného mediálního klínku a metatarzálního polštářku. Vysoká noha (*pes excavatus*) vyžaduje také podpůrné prvky s výraznější podporou příčné klenby z důvodu zvýšeného zatížení v této oblasti.

3.10.2 Ortézování dle opotřebení stélky

Tato metoda má velmi jednoduchá pravidla. Analýza stélky je snadno proveditelná a velmi rychle nám dá informaci o oblasti největšího zatížení během chůze. Je zde ale riziko indikace korekčních ortéz namísto kompenzačních (Vařeka & Vařeková, 2005).



Obrázek 8. Analýza stélky.

- a) „nadměrná pronace, obvykle plochonoží, případně s valgozitou paty“
- b) „neutrální, obvykle normální tvar nohy“
- c) „minimální pronace, obvykle vysoká nohy až pes cavus“

(Vařeka & Vařeková, 2005, 158)

3.10.3 Funkční ortézování

V zahraničí je tento typ ortézování ve velké míře v klinické praxi používán. Vařeka a Vařeková (2005) popisují a zřehledňují systém indikace individuálního klínu nebo podpěry, založený na předchozí diagnostice, jehož cílem je zrušení patologických kompenzačních mechanismů. Ve své práci popisují řešení pomocí ortéz u jednotlivých funkčních poruch nohy. Kompenzačním mechanismem **varózního zánoží** je jeho (hyper)pronace. Je tedy vhodné vložit klínek pod mediální okraj paty, abychom této patologii zamezili. V případě nekompensované varozity zánoží se běžně podkládá celý mediální okraj nohy, jelikož ke kompenzaci ve smyslu pronace dochází na úrovni předonoží. **Varózní předonoží** je z hlediska kompenzace shodné s RFvar,

avšak kompenzace ve smyslu pronace v STJ je výraznější, stejně jako aspekčně viditelná valgizace paty při zatížení v období střední opory a odrazu. Ortotickým řešením je klínek pod mediální okraj předonoží. Z hlediska shodné kompenzace s předchozím typem by se nabízelo ortézování stejného typu, ale klínek pod mediální okraj paty by ještě více zvýraznil supinaci předonoží a tudíž by si noha hledala cestu, jak dosáhnout kontaktu celé plošky s podložkou. Stále by tedy byla tendence k pronaci zánoží. Kompenzačním mechanismem **flexibilního valgózního předonoží** je při zatížení jeho supinace, tedy nedosahuje do úrovně STJ, jak tomu bylo u předchozích typů. Dle kineziologických podmínek však tímto dochází k „odemčení“ nohy a při odrazu naopak předonoží opět pronuje, jelikož k odrazu je zapotřebí kontaktu jeho mediální části. Aspekčně můžeme vidět výrazné oploštění mediálního oblouku nožní klenby (tzv. splay). Tento komplikovaný mechanismus je možné vykompenzovat mediálním klínkem pod zánožím, jež zajistí nucenou supinaci STJ. Dle autorů však není prokázána dostatečná účinnost tohoto typu ortézy na flexibilní deformitu. Naopak **rigidní valgózní předonoží** je možné ortézováním ovlivnit. Kompenzace se odehrává na úrovni zadonoží ve smyslu supinace. V úvahu proto připadá vložení laterálního klínu pod předonoží, jež opět zajistí kontakt plošky. Zároveň se zamezí přetěžování laterálního okraje nohy způsobeného supinací zadonoží. **Plantárně flektovaný I. paprsek** je z hlediska patologické kompenzace shodný s FFvalg. Ortéza má význam u flexibilní deformity. Jejím cílem je zamezení supinačního mechanismu předonoží, jež má za následek nestabilitu MTJ a podpora plynulé pronace, která je zapotřebí v době odrazu. V úvahu tedy připadá podložení II. až V. metatarzu.

V zahraničí existují specializovaná centra, zabývající se touthle problematikou. Přehledný popis metody funkčního ortézování podává profesní stránka FootcareXpress (2017). Cílem je omezení patologických pohybů nebo polohy nohy, jež se následně

přenášejí na proximální segmenty dolní končetiny. Zajišťují stabilitu nohy a upravují dysbalance, které mohou přispět ke zranění. Pro správné zhodnocení poruchy funkce nohy musí mít pracovník, který ortézy předepisuje, dokonalé znalosti biomechaniky nohy, v čemž je zásadní rozdíl oproti běžnému podpůrnému ortézování. Zde je cílem pouze podpořit běžné oblasti chodidla, mající tendenci k patologickému postavení u většiny populace, jako je oblouk podélné a příčné nožní klenby. Pacient musí projít lékařským a komplexním biomechanickým vyšetřením. Součástí tohoto procesu je antropometrické měření zakřivení v daných segmentech, případného rozdílu v délce končetin, rozsahu pohybu ve funkčně důležitých kloubech a zhodnocení svalové aktivity. Nástavbou diagnostického procesu může být analýza chůze pomocí videokamery či počítače. Posledním krokem k zhotovení individuální funkční ortézy je většinou ještě otisk chodidla, který zachytí obrys a místa zatížení plosky. Pohyb v STJ ve smyslu supinace a pronace je v určité míře za fyziologických podmínek součástí chůzového cyklu. Prostřednictvím tohoto mechanismu má noha možnost absorbovat nárazy a přizpůsobit se nerovnostem povrchu, avšak nadměrná supinace či pronace je hlavním projevem kompenzace funkčních poruch. Mechanismus účinku ortéz je daleko složitější, ale ve své podstatě je jejich cílem omezit tyto přebytečné náhradní pohyby, které z hlediska dlouhodobé prognózy škodí jak samotné noze, tak i proximálním segmentům. Funkční ortézy jsou vhodné pro pacienty všech věkových kategorií, jež mají klinické projevy nejčastěji ve smyslu bolesti.

Hähni et al. (2016) ve svém výzkumu uvádějí, že ortézy mají významný přínos ve snížení četnosti zranění dolních končetin a také příznivě ovlivňují velikost a rychlost působení tlaku při zatížení. Zmírňují klinické příznaky, spojené s určitými funkčními typy nohou, jako je plantární fascitida nebo metatarsalgie a také mohou být užitečné ve zmírnění bolestí při revmatoidní artritidě.

Problematika dětské nohy je také velmi zkoumaná. Hong-Jae, Kil-Byung, JeeHyun, Sung-Won, Hyun-Ju a Tae-Ho (2015) chtěli vyzkoušet, zda nošení individuálně zhotovené ortézy bude mít vliv na bolestivou symptomatiku dětské flexibilní ploché nohy. Principem ortézování bylo zabránit hyperpronaci v STJ, která namáhá svaly udržující fyziologický mediální oblouk klenby nohy. Tento mechanismus se potom odrazí na posturální instabilitě nohy a potažmo celého trupu při zatížení. Po určitém období nošení individuálních ortéz došlo u zkoumaných jedinců k výraznému zlepšení. Je předpoklad, že ortézy zajišťují více proprioceptivních stimulů z plosky a kloubů nohy a do centra tak přicházejí kvalitní informace, které organismus využije daleko efektivněji. Efekt nošení individuálních ortéz u dětí s flexibilní plochou nohou byl tedy prokázán zejména v oblasti snížení bolestí, ale také statické, dynamické a funkční stability.

Cobb, Tis, Johnson, Yong "Tai" Wang, a Geil (2011) uvádějí, že klinický význam individuálních ortéz je hlavně v korekci biomechanických vzorců chůze a eliminace zvýšeného namáhání nohy během chůze. Kvantitativně však není jejich účinek dostatečně podložen. Jedním z faktorů snižujících reliabilitu výzkumu bylo, že efekt nošení ortéz byl posuzován pouze na jednom chodidle nebo se zabývali segmenty nad hlezenním kloubem a část od STJ distálně už byla zanedbána. V rámci vyšetření a určení vhodného typu ortézy je dobré nejdříve zhodnotit posturální nastavení nohy, od které se následně odvíjí její funkce. Při nálezů patologie můžeme předpokládat i poruchu funkce nohy, jež se bude projevovat hlavně při zatížení z hlediska chůze. Určení optimální a fyziologické postury však není jednoduché, jelikož nacházíme velké rozpory mezi jednotlivými typologiemi nohy a v samotné diagnostice.

O efektivitu ortéz v léčbě nespecifických bolestí bederní části zad se zajímali Kendall, Bird a Azari (2014). Přesný mechanismus účinku nestanovil žádný z výzkumů

zabývajících se touto problematikou. Nicméně v zahraničí jsou v této souvislosti hojně předepisovány. Předpokládá se, že nošení ortéz má vliv na držení pánve, jež je u bolestí zad velmi často patologické. Dalším faktorem, přispívajícím k zmírnění obtíží, může být tlumení nárazů během chůze.

Cílem studie další studie bylo demonstrovat vliv funkční ortézy s laterálním podložním na svalovou aktivitu dolní končetiny (Moisan a Cantin, 2016). Výsledky byly porovnány s běžným typem, který má podložení pouze a straně mediální, a dá se považovat za ortézu podpůrnou. Výsledky studie potvrdily vliv dané funkční ortézy na snížení aktivity m. peroneus longus, což byl předpokládaný efekt. Dalo by se tedy uvažovat o možnosti využití u pacientů s výraznou inverzí v STJ během chůzového cyklu nebo u diagnóz jako je funkční nestabilita hlezenního kloubu nebo peroneální tendinopatie. Při správné indikaci může funkční ortéza ovlivnit pohyby nohy dle konkrétní potřeby. Mimo jiné autoři také předkládají rozporuplné názory na mechanismus účinku ortéz. Tato tvrzení byla zmíněna v několika předchozích studiích, zabývajících se touto problematikou. Původní předpoklad efektu na přestavbu kostní architektury byl nakonec vyvrácen, jelikož rozdíly byly nepatrné. Stejně tak účinek ve smyslu zásadního ovlivnění svalové aktivity na dolních končetinách není dostatečně podložen. Z důvodu použití různých druhů ortéz v jednotlivých výzkumech nelze toto tvrzení ujednotit. Názory nejsou jednotné ani z hlediska časového účinku ortéz. Dle závěru autorů nelze říci, že pozitivní účinek se dostaví okamžitě. Organismus potřebuje určitý čas na adaptaci, a tudíž terapeutický účinek může být očekáván až v delším časovém horizontu.

4 DIAGNOSTIKA A MOŽNOSTI TERAPIE Z POHLEDU FYZIOTERAPEUTA

Stanovení funkčního typu nohy je jeden z pohledů na vyšetření její funkce. V rámci celostního pohledu na problematiku tohoto segmentu je dobré využít i běžné klinické zkoušky a vyšetření. Z hlediska zřejmého vlivu funkce nohy na proximální segmenty je žádoucí zařadit také anamnézu a komplexní kineziologický rozbor.

Dle popisu Koláře (2012) je žádoucí všechny segmenty vyšetřit oboustranně a porovnat rozdíly.

4.1 Diagnostika

4.1.1 Anamnéza

Základem celostního posouzení stavu pacienta je odebrání **anamnézy**. Pacienti s poruchou funkce nohy často popisují bolest při statické i dynamické zátěži, což může svědčit o statické deformitě či úponových bolestech z důvodu přetížení daného segmentu. Pozornost je důležité věnovat zejména nálezu klidových bolestí, jež mohou svědčit o systémové příčině (diabetes mellitus, ischemická choroba dolních končetin, neurologické onemocnění, aj.). Také posouzení z hlediska genetické zátěže v případě některých vývojových vad skeletu či měkkých tkání je rozhodně na místě (Kolář, 2012).

4.1.2 Aspekce

Dalším krokem fyzioterapeuta je vyšetření **aspekci**, při níž by se měl zaměřit především na stoj a chůzi. Ve stoji můžeme posoudit trofiku a přítomnost viditelných deformit. Dále se můžeme zaměřit na valgózní či varózní postavení patní kosti a také zhodnotit statickou funkci nohy. Sledujeme, zda je větší zatížení na mediální nebo laterální straně chodidla, jestli jsou prstce v kontaktu s podložkou a zda je pacient využívá v opoře při nestabilní poloze. Dále je vhodné vyšetřit všechny druhy stoje.

Vyšetření chůze je zaměřeno na patologické vzorce pohybu, zejména tendenci k rotaci končetin, jež může svědčit o poruše na úrovni kyčelního kloubu. Můžeme vidět asymetrické zatížení chodidla a poruchu oporné funkce prstů a palce během odrazové fáze kroku (Kolář, 2012).

4.1.3 Palpace

Nedílnou součástí klinického vyšetření je **palpace**, kterou si můžeme ozřejmit některé antropometrické body na skeletu, ale také stav měkkých tkání v okolí nohy a hlezna. Pozornost je věnována palpační bolestivosti, svalovému hypertonu, pasivní pohyblivosti některých funkčně důležitých segmentů a nedílnou součástí je vyšetření senzorických funkcí, jež zahrnuje dráždivost, grafestezii a pohybecit. Neurologický deficit v této oblasti znamená snížený přísun aferentních impulzů do centra a můžeme předpokládat sníženou funkci nohy při posturálně náročných situacích. Tuto funkci následně přebírají proximální segmenty, zejména svaly pánevního pletence a bederní páteře (Kolář, 2012).

4.1.4 Pasivní a aktivní pohyby

Janda a Pavlů (1993) se vyjadřují k interpretaci výsledků goniometrického vyšetření. Omezení pasivního rozsahu pohybu může mít příčinu ve změně kongruence kloubních ploch, přítomnosti kostních deformit, změnách kloubního pouzdra či kloubní blokádě, kterou si můžeme ozřejmit pomocí tzv. vyšetření joint play. Naopak aktivní rozsah pohybu je omezen zejména bolestí měkkých tkání či oslabením svalové síly.

Pasivní i aktivní rozsah pohybu v jednotlivých či funkčních kloubech je dalším objektivním zhodnocením funkce nohy. Při aktivním pohybu sledujeme rozsah pohybu, svalovou sílu a koordinaci pohybu. Cílem je provést pohyb selektivně bez souhybů dalších segmentů (Kolář, 2012).

4.1.5 Funkční vyšetření

Funkce nohy je také významně podmíněna stabilitou v oblasti hlezenního kloubu, která je určena stavem ligament, kloubního pouzdra a šlach svalů. Kolář (2012) uvádí některé testy, jimiž si stabilitu můžeme ozřejmit.

Přední zásuvkový test: Tento test má ozřejmit celistvost ligamentum fibulotalare anterius, přední části kloubního pouzdra a ligamentum fibulocalcaneare.

Talar tilt test: Prostřednictvím tohoto testu můžeme zjistit poškození ligamentum fibulocalcaneare při pohybu do inverze a ligamentum deltoideum při pohybu do everze.

Thompsonův test: Tento test slouží pro posouzení stavu Achillovy šlachy.

4.1.6 Doplnková a pomocná vyšetření

Do této skupiny můžeme zařadit vyšetření neurologické, elektromyografické nebo plantografické (Kolář, 2012).

4.2 Možnosti terapie

Autoři Page a Lardner (2010) popisují tradiční biomechanický pohled na funkční poruchy, které vznikají v důsledku svalové dysbalance. Příčina této nerovnováhy tkví v opakování nesprávných pohybových vzorů nebo fixování nesprávného posturálního držení. Aktivní složka pohybového systému reaguje adaptačními mechanismy, které ale nejsou fyziologické z hlediska rovnoměrného rozložení zátěže při pohybu. Dochází k převaze svalů, které za normálních okolností spolupracují s ostatními synergisty. Směr pohybu v kloubu se změní a to se odrazí na nerovnoměrném rozložení tlaku na kloubní plochy. V rámci terapie je tedy nutné sledovat patologie pohybu v kloubu a identifikovat dominantní svaly. Následně je snaha o nápravu pohybového vzorce, protahování zkrácených a posilování oslabených svalů.

Pro terapii funkčních poruch pohybového systému se dle Koláře (2012) využívá metodika senzomotorické stimulace. Základem je uvědomění si propojení aferentních a eferentních drah, jež se uplatňuje při řízení pohybu. Porucha na této úrovni může způsobit poranění kloubů nohy a změnu svalové koordinace. Stimulace pohybu z chodidla a aktivita drobných svalů nohy je jedním ze základních prvků této metodiky. Cílem je nastavení správných automatických motorických programů, které se začleňují do běžných denních činností nezávisle na vůli pacienta na základě principu, který nazýváme motorické učení.

Základním prvkem terapie z hlediska zaměření bakalářské práce však zůstává metoda funkčního ortézování, která je primárně zaměřena na zrušení konkrétních kompenzačních mechanismů v různých segmentech nohy.

5 KAZUISTIKA

5.1 Základní údaje pacienta

Jméno: H. P.

Pohlaví: žena

Věk: 54 let

Pravák

5.2 Anamnestické údaje

Osobní anamnéza:

Od narození pes planus (příčná i podélná klenba) s postupným vývojem hallux valgus oboustranně. Od narození spina bifida v hrudním úseku páteře, ale důsledná diagnostika proběhla až ve 36 letech. Od dětství skolióza (neví úsek – nepřesná diagnostika) – neřešena. Dvakrát distorze levého hlezna v roce 1977 (7. třída). V průběhu základní školy diagnostikována hypermobilita páteře. Bolesti zad od 16 let. Blokády C/Th – řešeno ambulantní rehabilitací. Akutní lumbago bederní páteře ve 30. roce věku – od té doby problémy a bolesti v bederním úseku páteře. Vertebrogenní algický syndrom bederní i krční páteře v posledních letech. Diagnóza artrózy kyčelních kloubů I. st., bilaterálně a artrózy kolenních kloubů II. stupně bilaterálně ve 33 letech (1996).

Dál neřešeno. Klinicky pociťuje prvních pár kroků startovací bolesti. Operace herniace ploténky vlevo v segmentu L4/L5 ve 37 letech. Výhřez i v segmentu L5/S1 – řešeno konzervativně. Operace křečových žil na levé dolní končetině (2006). Následně se rozvinul lymfédém na obou dolních končetinách a na levé horní končetině. Nyní pravidelně navštěvuje fyzioterapeuta a dochází na manuální lymfatické masáže. Subluxace levého ramenního kloubu v roce 2015 – náhlá trakce.

Rodinná anamnéza:

Babička, otec, strýc i sestra trpí deformitou hallux valgus, pes planus (příčná i podélná klenba) a mají křečové žíly.

Pracovní anamnéza:

Celý život pracuje jako pedagog na gymnáziu.

Sociální anamnéza:

V dětství žila ve vlhkém a chladném domě a celá rodina měla nevyhovující stav prostoru pro spaní. Byla nucena k téměř každodenní těžké práci na zahradě a v domácnosti. Nyní žije v bytě ve druhém patře bez výtahu ve vyhovujících podmínkách.

Sportovní anamnéza:

V dětství navštěvovala pravidelně gymnastiku (od 1. třídy, zhruba 3 – 4 roky). Nyní se udržuje v kondici pravidelnou návštěvou fitcentra (3 – 4x/týden). Cvičí pod dohledem fitness instruktora.

Gynekologická anamnéza:

Pokles orgánů malé pánve. S fyzioterapeutem se pokouší o aktivaci pánevního dna a hlubokého stabilizačního systému, ale subjektivně vnímá spíše zhoršení. Nyní ve fázi zvažování operačního zákroku.

Farmakologická anamnéza:

Aulin rozpustná tableta – dle potřeby.

Bolesti:

Bolest až pálení při chůzi v oblasti otlaků (clavus, kuří oko) mezi palcem a druhým prstcem bilaterálně. Bolesti na pravé noze pod prstci (úroveň metatarzofalangeálních kloubů prstců a palce) při odrazové fázi kroku. Bolesti zad (od 16 let). Střídavě krční, C/Th úsek, později i bederní. Bolest před operací ploténky

vyzařovala do levé dolní končetiny přes hýždě po boční a zadní straně stehna. Po operaci se bolest přestěhovala do oblasti pravé hýždě a pravého kyčelního kloubu, který se objevuje při sedu, dlouhém stoji a někdy budí i ze spánku nebo kvůli bolestem nejde usnout (nelze najít pohodlnou polohu).

5.3 Vyšetření

Nekorigovaný stoj

Byly přítomny patrné známky vadného držení těla, zejména předsunutě držení hlavy, protrakce ramen, zvýrazněná bederní lordóza, ochablé břišní svalstvo, mírná anteverze pánve a rekurvace kolenních kloubů. Pacientka stála o poměrně úzké bázi a pravou dolní končetinu měla v mírném zevně-rotačním postavení.

Korigovaný stoj

Pánev: Cristae iliacae v rovině. Spina iliaca posterior superior – levá výš. Pánev v mírné anteverzi. Michaelisova routa symetrická. Diagnostika SI posunu/SI blokády – spine sign: došlo k okamžitému oddálení SIPS od trnu L5 bilaterálně; fenomén předbíhání: Pravá SIPS výš, po několika sekundách v anteflexi trupu došlo k vyrovnání. Rotace pánve vpravo. Torze pánve: levá lopata kyčelní více v anteflexi.

Aspekce zezadu: Hýždě – ochablé kontury, levá infragluteální rýha níže a protáhlejší mediálně, laterální kontura hýždě vpravo výš. Kontura adduktorů na levé dolní končetině – vykrojení. Pravá zákolenní rýha zevně rotovaná, levá postavená výš. Paty ve valgózním postavení, pravá výrazněji a měla kvadratický tvar. Thorakobrachiální trojúhelník na levé straně více vykrojený a níže postavený. Dolní úhly lopatek ve stejné úrovni, mediální horní úhel levé lopatky výš. Levé rameno výš a zvýrazněná kontura horních vláken musculus trapezius vlevo. Hlava posunutá doprava.

Aspekce z boku: Předsunutě držení hlavy. Prominence C/Th přechodu. Protrakce ramen. Oploštělá hrudní kyfóza, zvýrazněná krční a bederní lordóza. Pánevní anteverzní postavení. Rekurvace kolen, výraznější na levé DK.

Aspekce zepředu: Prominence klavikuly vpravo, levá je schovaná a akromiální část zkosená více směrem craniálním. Umbilicus tažen na pravou stranu. Shift trupu vlevo. Postavení patelly na pravé DK výš a více mediálně. Stav nožní klenby: pod podélnou nožní klenbou (oboustranně) bylo místo na jeden článek prstů; pokleslá i příčná nožní klenba – širší obvod přes oblast metatarzofalangeálních kloubů, otlaky pod I., II. a III. metatarzem oboustranně. Kladívkovité prsty na pravé DK mnohem výraznější. Hallux valgus oboustranně, na pravé DK výraznější valgózní postavení palce. Délka nohy v zatížení: levá DK – 26 cm, pravá DK – 25,5 cm.

Vyšetření předklonu – Adamsův test: Paravertebrální val byl při anteflexi trupu výraznější na levé straně v hrudním úseku páteře.

Palpační vyšetření

Při palpaci plosky a jejího okolí byly nalezeny bolestivé body na několika místech. Na pravé končetině byla bolestivost pod hlavičkou II. a III. metatarzu. Bilaterálně byla vyvolána palpační bolestivost na plosce v reflexní zóně pro hrudní a bederní páteř. Vyšetření kloubní vřely hlavičky fibuly odhalilo bolestivé body v měkké tkáni na její dorsální straně na obou DKK.

Vyšetření stability

Rombergova zkouška: I. – báze na šířku ramen, otevřené oči → bez výrazných oscilací trupu, hra šlach neznatelná; II. – stoj spojný, otevřené oči → bez výrazných oscilací, hra šlachy tibialis anterior na pravé DK; III. – stoj spojný, zavřené oči → subjektivní pocit padání na levou stranu, výraznější oscilace trupu a usilovnější vyvažování, výraznější hra šlach na pravé DK.

Stoj na jedné noze s otevřenýma očima: Na levé DK byla výrazně horší schopnost udržet rovnováhu.

Stoj a jedné noze se zavřenýma očima: Na levé DK byla výrazně horší schopnost udržet rovnováhu a hrozil pád.

Test na stabilitu hlezenního kloubu

Přední zásuvkový test (Kolář, 2012): Při testování LDK došlo k výraznějšímu posunu oproti PDK. Lze tedy uvažovat nestabilitě hlezenního kloubu.

Vyšetření svalových dysbalancí – dolní zkřížený syndrom

Trendelenburgova zkouška: Při stožení na levé DK byl test negativní. Při stožení na pravé DK došlo k nadzvednutí kontralaterální strany pánve kraniálně (tah musculus quadratus lumborum).

Při vyšetření jsem našla zkrácení vzpřimovačů páteře (erector trunci). Svalová síla m. rectus abdominis byla na stupni 4, m. obliquus abdominis takéž na stupni 4 oboustranně.

Funkční testy páteře

		Fyziologická hodnota	Naměřená hodnota
Test dle Schobera	rozvíjení bederní páteře do flexe	4 – 6 cm	+ 4 cm
Test dle Stibora	rozvíjení bederní a hrudní páteře do flexe	7 – 10 cm	+ 6,5 cm
Test dle Thomayera	rozvíjení všech úseků páteře do flexe	dotyk špičkami prstů o podložku	-2 cm
Zkouška lateroflexe	rozvíjení bederního úseku páteře do flexe	minimálně 15 cm	vlevo – 19,5 cm vpravo – 19 cm

Tabulka 1

Naměřené hodnoty funkčních testů páteře

Antropometrické měření

		LDK	PDK
		(cm)	(cm)
Délka DKK funkční (relativní)	SIAS →malleolus medialis	83	83
Délka DKK anatomická (abolutní)	trochanter major → malleolus lateralis	76	75
Délka DKK umbilikomaleolární	umbilicus → malleolus medialis	91	92,5
Délka stehna	trochanter major → laterální štěrbina KOK	38	38
Délka bérce	laterální štěrbina KOK → malleolus lateralis	40	39
	hlavička fibuly → malleolus lateralis	35	36
Obvod stehna	10 cm nad horním okrajem patelly	52,5	49
	těsně nad KOK	47	45
Obvod přes kolenní kloub	středem patelly	41	39
Obvod přes tuberositas tibiae		41	39
Obvod lýtky		44	41
Obvod nad kotníky	ortopedická míra	25	24
Obvod přes kotníky		27	25
Obvod přes hlavičky metatarzů	obuvnická míra	23	24,5

Tabulka 2

Naměřené hodnoty délek a obvodů na dolních končetinách

Goniometrické měření dle Jandy (1993)

	LDK	PDK
	S: 20 – 0 – 130	S: 20 – 0 – 130
Kyčelní kloub	F: 70 – 0 – 30	F: 70 – 0 – 30
	R: 30 – 0 – 20	R: 40 – 0 – 30
Kolenní kloub	S: 10 – 0 – 140	S: 10 – 0 – 140
Horní kloub zánártní (hlezenní kloub, art. talocruralis)	Na levé dolní končetině byl větší rozsah pohybu do plantární i dorsální flexe.	
Dolní kloub zánártní (art. subtalaris)	Rozsah pohybu do inverze i everze byl větší na levé dolní končetině.	
Metatarzofalangeální kloub palce	S: 20 – 0 – 30	S: 20 – 0 – 30
Metatarzofalangeální klouby prstců	Pohyblivost prstců zachována na obou DKK.	

Tabulka 3

Naměřené hodnoty rozsahu pohybu na DKK

Vyšetření svalové síly

Testování hlubokého stabilizačního systému dle Koláře (2012)

Aktivace m. transversus abdominis: Aktivace byla velmi slabá. Pacientka zapojovala spíše přímý břišní sval a pomáhala si flexí v kyčelním kloubu.

Flekční test: Již na začátku pohybu se zvýraznila kontura m. rectus abdominis. Hrudník se následně dostal do inspiračního postavení a laterální strany břišní stěny se mírně vyklenuly.

Trojflexe: Polohu v trojflexi pacientka udržela jen krátce. Potom docházelo k zvýraznění bederní lordózy a kontrakce břišní stěny oslabovala.

Extenční test: výrazné zapojení paravertebrálních svalů, hlavně v oblasti beder a dolního úseku hrudní páteře.

Brániční test: Laterální pohyb dolních žeber proti odporu byl velice mírný a aktivace svalů byla slabá. Při snaze o břišní dýchání pacientka zvýšeně zapojovala šíjové svalstvo a docházelo k elevaci ramen.

Svalová síla: Na většině testovaných svalů byla svalová síla na stupni 5. Z hlediska problematiky nohy je důležité vyšetření svalové síly při pohybech hlezna. Oslabení bylo patrné na LDK při dorsální i plantární flexi metatarzofalangeálního kloubu palce, při inverzi a everzi v subtalárním kloubu a plantární i dorsální flexi v talocrurálním kloubu. Při těchto pohybech byla svalová síla na stupni 4.

Vyšetření zkrácených svalů

Výrazné zkrácení bylo nalezeno pouze na vzpřimovači páteře (erector spinae), kde při anteflexi trupu ze vzpřímeného sedu byla vzdálenost čelo – stehno 20 cm, což je hodnoceno jako druhý stupeň.

Vyšetření hypermobility – Beighton scale

Výsledky daného testování nepoukazují na celkovou (konstituční) hypermobilitu.

Vyšetření pohybových stereotypů dle Jandy

Extenze v KYK: Při tomto pohybu docházelo ke správné postupné aktivaci jednotlivých svalových skupin u obou DKK.

Abdukce v KYK: na obou dolních končetinách převažoval tenzorový mechanismus. Flexe v kyčli byla mírná.

Neurologické vyšetření

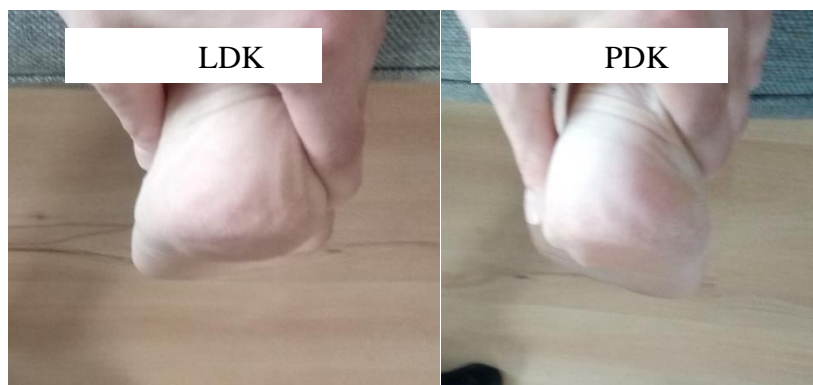
Laséguova zkouška: Vyšetření bylo provedeno z hlediska kontroly stavu po operaci herniace disku v bederním úseku páteře. Test byl negativní.

5.4 Diagnostika funkčního typu nohy

Základem diagnostiky funkčního typu nohy je zhodnocení jejího stavu v odlehčení. Subtalární kloub je pasivně uveden do neutrální polohy, přičemž sledujeme sklon plantární roviny předonoží vůči rovině zadonoží a shodu vertikální osy bérce s osou zadní plochy paty.



Obrázek 9. Aspekce v odlehčení



Obrázek 10. Aspekce v odlehčení s nastavením subtalárního kloubu do neutrální polohy



Obrázek 11. Aspekce v zatížení

LDK

PDK



Obrázek 12. Diagnostika dle otlaků plosky



Obrázek 13. Zobrazení zatížení plosky na plantoskopu

PDK

LDK



Obrázek 14. Zobrazení zatížení plosky na plantoskopu při stoji na LDK a PDK

5.5 Závěr

Při komplexním vyšetření jsem zjistila v oblasti pánve SI posun, což značí na funkční poruchu mimo oblast pánve. Dále byl přítomen obraz dolního zkříženého syndromu, zejména v úseku trupu, což jsem si ozřejmila zejména při aspekci z boku, kde byla vidět zvýrazněná bederní lordóza, povolená břišní stěna a pánev v anteverzním postavení. V distálnější úrovni byla vidět hypotrofie gluteálního svalstva a rekurvace kolenních kloubů. Vyšetření hlubokého stabilizačního systému prokázalo jeho dysfunkci a oslabení.

Při cílených testech na dolní končetinu a nohu jsem našla známku pro nestabilitu levého hlezenního kloubu. Na této straně byl také zjištěn vyšší rozsah pohybu do všech směrů a snížená svalová síla.

Z aspekce ve stoji bych zdůraznila přítomnost deformity hallux valgus oboustranně, přičemž na PDK byla výraznější a byly zde vidět i kladívkovité prsty. Podélná klenba byla oboustranně oploštělá, ale při stoji na špičkách se zvýraznila, tudíž lze mluvit o flexibilním plochonoží. Příčná klenba byla také propadlá, opět se zvýrazněním na PDK, což bylo viditelné i při měření obvodu nohy přes oblast hlaviček metakarpů. Očividné bylo také valgózní postavení paty na obou DKK,

V rámci cílené diagnostiky funkčního typu nohy jsem aspekci vyšetřila nohy v odlehčení, s nastavením subtalárního kloubu do neutrální polohy, v zatížení ve stoji a při chůzi. Dále jsem si ozřejmila přítomnost otlaků plosky, jejich umístění a velikost.

Aspekce v odlehčení: V případě této pacientky lze při aspekci v odlehčení vidět **výrazné varózní postavení paty vůči vertikální ose bérce** (Obrázek 9).

Aspekce v odlehčení s nastavením subtalárního kloubu do neutrální polohy:

Při pasivním nastavení subtalárního kloubu do neutrální polohy byla patrná **varozita plantární roviny předonoží vůči rovině pod patou** (Obrázek 10).

Aspekce v zatížení: V zatížení došlo k **výrazné valgotizaci paty a oploštění podélné klenby** (Obrázek 11).

Diagnostika dle otlaků plosky: Otlaky plosky byly nejvýraznější **na mediální straně předonoží**. Konkrétně se nacházely **pod hlavičkami I., II. a III. metatarzu a na mediální straně plantární plochy palce**, přičemž na pravé dolní končetině měly větší rozměry, než na levé (Obrázek 12).

V rámci komplexního pohledu na danou problematiku jsem navštívila podologické pracoviště v Olomouci, jež mi poskytlo otisky plosky dané pacientky zhotovené na plantoskopu (Obrázek 13, Obrázek 14).

Aspekce chůze a odvíjení plosky: Před započítím i během chůze byla vidět **výraznější valgotizace pravé paty po zatížení** a mírné titubace na obou DKK. Kroky byly krátké, přičemž pacientka vytáčela nohy do zevní rotace a šla o velmi úzké bázi s minimálním souhybem pánve a horních končetin. **Zatížení při došlapu bylo přenášeno spíše na mediální stranu plosky.** Po dopadu paty se zatížení také velmi rychle přeneslo do oblasti předonoží, přičemž **odraz směřoval převážně do oblasti palce a hlavičky I. metatarzu.**

Zejména cílené vyšetření tedy poukazuje na diagnózu **Kompenzované varózní předonoží (FFvarC).**

5.6 Krátkodobý rehabilitační plán

Cílem krátkodobého rehabilitačního plánu je terapie zaměřená na korekci postury ve stoji i sedu včetně využití senzomotorického principu, aktivaci hlubokého stabilizačního svalového systému, ovlivnění svalové dysbalance a odstranění reflexních bolestivých bodů v oblasti plosky a lýtka. Nedílnou součástí terapie je úprava stereotypu chůze.

5.7 Dlouhodobý rehabilitační plán

Z dlouhodobého hlediska je třeba edukace o zásadách školy zad, správném držení těla a vhodném pohybovém režimu. Dalším cílem je stabilizovat bederní úsek páteře z hlediska předešlé operace herniace disku. Jedním z dílčích cílů bude vnímání správného odvíjení plosky a úprava stereotypu chůze. Nejpodstatnější částí rehabilitačního plánu však zůstává zajištění výroby individuální funkční ortézy, která bude odpovídat dané funkční poruše.

6 DISKUZE

Problematika poruch funkce nohy je velice široká a v dnešní moderní populaci stále aktuálnější. Příčina tkví zejména v neustále se snižující pohybové aktivitě a nošení nekvalitní obuvi. Odborník, zajímající se o tuto oblast, by měl mít dokonalé znalosti anatomie a především kineziologie. V opačném případě nebude nikdy schopen představit si nohu v celé její komplexnosti a návaznosti na proximální segmenty. Funkce nohy prochází vývojem již od narození. Stejně tak se určitými změnami vyznačuje i noha ve stáří, kdy převažují spíše degenerativní procesy a poruchy funkce nohy jsou s tímto procesem úzce provázány.

Biomechanický pohled na nohu jako funkční celek je důležitý z hlediska pochopení vztahů jednotlivých segmentů. Tímto směrem se jako jeden z prvních odborníků vydal Merton L. Root. V 50. a 60. letech vypracoval, společně se svými kolegy a následovníky, komplexní typologii nohy kladoucí důraz na individuální funkční rozdíly. I přes očividný přínos této metody je však kritizována pro nízkou spolehlivost určení správného typu. Mezi odbornou veřejností stále není jasný ani pojem „neutrální poloha subtalárního kloubu“, z jehož podstaty vychází samotná diagnostika (Marenčáková et al., 2016). Z pohledu Vařeky a Vařekové (2008) je zřejmá vysoká náročnost určení typu nohy způsobem dle Roota, jelikož vyžaduje velkou dávku zkušeností a není příliš vhodná pro začátečníky v oboru.

Cílem všech typologií nohy je zejména potřeba zařadit každého jedince do určité skupiny a dodat tak do klinické praxe větší přehlednost. Jak uvádí Razeghi a Batt (2002), noha je u všech jedinců lidské rasy ve své podstatě stejná, nicméně rozdíly jsou patrné právě v biomechanice chůze. Tento pohybový stereotyp je dokonce tak vysoce individuální, že jeho analýza se využívá i při usvědčování osob z trestných činů (Ministerstvo vnitra České republiky, 2008). Při klinických potížích pacienta je

tedy výhodné zaměřit se spíše na funkci nohy a neposuzovat pouze její tvar, velikost, délku a jiné antropometrické hodnoty. Některé výzkumy (Monaghan et al., 2013) však potvrzují, že například měření úhlu předonoží v odlehčení může předpovědět jeho nastavení při zatížení. Naopak u zadonoží není toto měření objektivní vzhledem jeho neustálým změnám nastavení dle potřeb.

V České republice je ještě stále více využíván klasický koncept typologií. Není náročný na diagnostiku, jelikož posuzuje pouze morfologicky jasně dané a objektivně zjištělé hodnoty. Vyšetřovacími metodami jsou klasická aspekce statické polohy, antropometrické měření, zhotovení otisku plosky nebo radiografické zobrazení (Razeghi a Batt, 2002). Nevýhodou však je neucelený pohled. Z tohoto konceptu nelze u většiny pacientů přesně říci, jaká bude zdatnost nohy při běžných činnostech nebo jaké případné následky může mít daná porucha do budoucna. Směr terapie bude také spíše obecný a snaha o individuální přístup je značně degradována. Řada autorů se však shoduje, že zařazení těchto klasických vyšetřovacích metod do komplexní diagnostiky může přispět k přesnějšímu výsledku (Wafai et al. 2015). V zahraničí je tato typologie značně využívána i přes nedostatečné podložení vědeckým výzkumem o její spolehlivosti.

Hlavní funkcí nohy je bipedální lokomoce. Podílí se však i na udržení postury ve statické poloze. Porucha funkce nohy se klinicky projeví zejména v těchto situacích. Vařeka a Vařeková (2008) potvrzují, že noha má výraznou adaptační schopnost. Zmíněné funkční patologie jsou kompenzovány konkrétními pohybovými mechanismy, jejichž cílem je zajistit plný kontakt s podložkou v zátěžové fázi kroku. Dochází však k patologickému nastavení segmentů, jež způsobují nerovnoměrné rozložení tlaku, patologické spouštění svalové aktivity s následnými klinickými projevy jako je bolest, degenerativní změny či vznik rigidních deformit, a to nejen v oblasti nohy.

Funkční typologie nohy popisuje tři základní typy. Patří sem varózní zánoží, varózní předonoží a valgózní předonoží. Následně byla doplněna o další subtypy. Každý z typů nohy může mít kompenzovanou, či flexibilní formu a naopak formu nekompenzovanou, neboli rigidní. Při určování typu hodnotíme postavení nohy v odlehčení i v zatížení. Patologické kompenzační mechanismy se nejvíce projeví právě v zatížení.

Návaznost na funkční typologii má terapeutický koncept „funkční ortézování“, jehož cílem je zrušení patologických kompenzačních mechanismů a naopak navrátit noze její přirozenou funkci a prostorové nastavení. Odborná literatura však zmiňuje různé druhy ortéz. Většina z nich je založena spíše na pasivní podpoře fyziologických křivek a tvaru nohy. Příkladem jsou ortézy s podporou podélné a příčné klenby. Význam bude mít zejména u vyvíjející se dětské nohy, běžné zdravé populace a u starších osob, u nichž se v důsledku degenerativních změn ztrácí přirozené kontury klenby (Collins, Hinman, Menz a Crossley, 2017).

Z hlediska patokineziologie se autoři zmiňují o riziku hyperpronace v STJ. Kompenzace na úrovni tohoto funkčního kloubu způsobuje nestabilitu distálních segmentů se všemi funkčními následky (Vařeka a Vařeková, 2015). Naopak nadměrná supinace v STJ má za následek pevné uzamčení nohy jako celku, což zase neumožňuje potřebnou pružnost při chůzi. Cílem funkčního ortézování je tyto pohyby vyvážit na fyziologickou úroveň.

Využití ortéz se nabízí i v oblasti jak rekreačního, tak vrcholového sportu. Až na pár výjimek je spojen s většími či menšími nároky na adaptaci nohy a tudíž se funkční patologie mohou ještě prohloubit. Hähni, Baur a Hirschmüller (2016) potvrdili účinnost funkčních ortéz u rekreačních běžců. V důsledku neúměrné zátěže

vznikaly potíže, které se následně použitím ortéz prokazatelně snížily nebo úplně vymizely.

Výklad přesného mechanismu účinku ortéz se mezi autory značně liší. Různé názory předkládají Moisan a Cantin (2016). Jedna skupina odborníků se domnívala, že při nošení ortéz dochází k přestavbě kostěných struktur a následné úpravě pohybů nohy. V další studii však bylo potvrzeno, že ortézy mění míru zapojení klíčových svalových skupin. Ve své podstatě však jde vždy o změnu pohybu v daném segmentu a podpořit tak správnou funkci nohy, což se nošením ortéz daří.

7 ZÁVĚRY

Funkce nohy je klinický pojem, který z dynamického hlediska vyjadřuje její schopnost v plné míře splňovat fyziologické parametry bipedální lokomoce. Statická složka funkce nohy spočívá v udržování správného posturálního nastavení jednotlivých segmentů tak, aby nedocházelo k asymetrickému přetěžování jak na distální, tak i proximální úrovni pohybového systému. V důsledku těchto dysbalancí vznikají subjektivní potíže, jako bolest či pocit nepohodlí. Při dlouhodobém neřešení stavu mohou vznikat i strukturální změny jako zánět měkkých tkání či degenerativní změny aktivní i pasivní složky pohybového aparátu.

V teoretické části jsou popsány jednotlivé funkční typy nohy s důrazem na kineziologické a patokineziologické aspekty. Využití této metody se zdá reálné zejména pro zkušené a v biomechanice nohy orientované odborníky. Nabízí se však možnost určení typu nohy dle otlaků plosky, jež by mohlo diagnostiku značně ulehčit. Typické rozložení otlaků ukazuje na opakující se zátěž v daných místech plosky a dává nám přehled o pohybech daného segmentu při chůzi.

Rozložení zatížení na plosce nohy bychom si měli všimnout již u malého dítěte, jelikož hlavně v tomto období je možnost zabránit progresi potíží a zmírnit klinické příznaky, či dokonce vzniku potíží úplně předejít.

Další navazující téma se týká funkčního ortézování. Nošení individuálních ortéz je v dnešní době velmi rozšířené. U nás je však stále nedostatek odborníků v daném oboru. Nicméně dle výsledků převážně zahraničních studií má funkční ortézování velmi dobré zastoupení v možnostech konzervativní terapie funkčních poruch nohy.

V praktické části bakalářské práce byly použity získané teoretické poznatky v kazuistické studii pacientky s funkční poruchou nohy. Provedená vyšetření byla

zaměřená jak na celkový přehled o funkčním stavu pacientky, tak na diagnostiku funkčního typu nohy. Přínos této metody pro praxi shledávám v komplexnosti pohledu na problematiku funkce nohy a uvědomění si její provázanosti s poruchami ve vyšších etážích pohybového systému.

8 SOUHRN

Bakalářská práce podává přehled o problematice poruch funkce nohy, jež jsou se snižující se pohybovou aktivitou a nošením nevhodné obuvi v dnešní době stále častější. Základem práce je funkční typologie nohy dle Mertona L. Roota, který zpracoval přehledný souhrn jednotlivých typů a subtypů nohy, z nichž každý má přesné diagnostické parametry. Hodnocení vyžaduje zkušenosti a znalosti biomechaniky, kineziologie a patokineziologie. Ke korektnímu posouzení funkčního typu nohy napomáhá diagnostika dle otlaků plosky.

Základním patologickým mechanismem všech funkčních typů jsou kompenzační pohyby v různých segmentech nohy, které narušují funkci nohy jako celek. Část práce je věnována jedné z možností terapie těchto poruch, a to funkčnímu ortézování. Účelem této metody je náhradní pohyby zrušit a zároveň zajistit kontakt plosky s podložkou.

Závěr této práce je věnován kazuistické studii, ve které jsem se pokusila ověřit nabyté poznatky a určit funkční typ nohy u konkrétního pacienta. Součástí je i návrh krátkodobého a dlouhodobého rehabilitačního plánu.

9 SUMMARY

Bachelor thesis provides an overview about the issues of functional foot disorders which are more frequent with decreasing physical activity and wearing improper shoes nowadays. The basis of the thesis is functional typology of foot by Merton L. Root, who prepared clear summary of various types and subtypes of the foot, each having an accurate diagnostic parameters. Evaluation requires experience and knowledge of biomechanics, kinesiology and patokinesiology. Diagnosis by plantar calluses helps for the correct assessment of the functional foot type.

The primary pathological mechanism of the functional foot types are compensatory movements in different segments of the legs that disrupt function of the foot as a whole. Part of the work is devoted to one of the possible therapies for these disorders, which is functional orthosis application method. The purpose of this method is to cancel substitute motions while ensuring the sole contact with the pad.

The conclusion of this work is devoted to a case study in which I tried to verify the acquired knowledge and to determine the type of foot function in a particular patient. It also includes a proposal for short-term and long-term rehabilitation plan.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adamec, O. (2005). Plochá noha v dětském věku – diagnostika a terapie. *Pediatric pro praxi*, 4, 194 – 196. Retrieved 25. 10. 2016 from the World Wide Web: <http://www.pediatricpropraxi.cz/>
- Baritz, M. I. (2016). Morphological analysis of plantar surface during a gait cycle. *International Journal of Engineering*, 14(6), 51 – 56. Retrieved 14. 2. 2017 from the World Wide Web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=a4c4956a-0622-416c-9e63-5f10a4e6e967%40sessionmgr104&hid=127&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#db=a9h&AN=119375037>
- Boffeli, T.J., Waverly, B.J. (2016). Angle and Base of Gait Long Leg Axial and Intraoperative Simulated Weightbearing Long Leg Axial Imaging to Capture True Frontal Plane Tibia to Calcaneus Alignment in Valgus and Varus Deformities of the Rearfoot and Ankle. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 55(5), 1043-1051, Retrieved 22. 3. 2017 from the World Wide Web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=f9ded15b-09c6-4f83-93b2-dc0953717b2b%40sessionmgr120&hid=127&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=edse1c.2-52.0-84947998010&db=edse1c>
- Cobb, S. C., Tis, L. L., Johnson, J. T., Yong "Tai" Wang, & Geil, M. D. (2011). Custom-Molded Foot-Orthosis Intervention and Multisegment Medial Foot Kinematics During Walking. *Journal of Athletic Training (National Athletic Trainers' Association)*, 46(4), 358 – 365.

- Collins, N. J., Hinman, R. S., Menz, H. B. & Crossley, K. M. (2017). Immediate effects of foot orthoses on pain during functional tasks in people with patellofemoral osteoarthritis: A cross-over, proof-of-concept study. *The knee*, 24(1), 76 – 81. Retrieved 6. 4. 2017 from the World Wide Web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=167281b9-2b6c-48b7-9507-ace6861fc094%40sessionmgr4009&hid=4203&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc210ZT11ZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=S0968016016301582&db=edselp>
- Čihák, R., Grim, M., & Fejtar, O. (2011). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing
- Dungl, P. (1989). *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- FootcareXpress. (2017). *What is a Functional Foot Orthoses?* Retrieved 30. 3. 2017 from the World Wide Web: <http://www.footcarexpress.com/foot-orthoses/>
- Hähni, M., Baur, H. & Hirschi, A. (2016). The effect of foot orthoses with forefoot cushioning or metatarsal pad on forefoot peak plantar pressure in running. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9, 1 – 8. Retrieved 20. 2. 2017 from the World Wide Web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=977040e5-0645-46a3-88c1-a838082c3bc6%40sessionmgr4006&hid=4203&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc210ZT11ZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=119908844&db=a9h>
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., Chow, B. S., & Deland, J. T. (2013). Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & Posture*, 37(3), 445-451.

- Hong-Jae, L., Kil-Byung, L., JeeHyun, Y., Sung-Won, Y., Hyun-Ju, Y. & Tae-Ho, J. (2015). Effect of Custom-Molded Foot Orthoses on Foot Pain and Balance in Children With Symptomatic Flexible Flat Feet. *Annals of Rehabilitation Medicine*. 39(6), 905-913. Retrieved 20. 2. 2017 from the World Wide Web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=9511f26b-6b57-4e1d-92c9-2cd15bd6d7f8%40sessionmgr101&hid=127&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=edselc.2-52.0-84953400659&db=edselc>
- Honzíková, L., Svoboda, Z., Janura, M., Rosický, J., & Martinasková, E. (2013). Vztah valgozity paty, typologie a biomechaniky nohy u dětí, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 20(2), 71-76.
- Chytas, A., Morakis E. (2017). Foot disorders in children. *Surgery (Oxford)*, 35(1), 48 – 51. Retrieved 20. 2. 2017 from the World Wide Web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=50a330ea-a2a3-45fd-8763-1fa2628d1f61%40sessionmgr4006&hid=4203&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=S0263931916301521&db=edselp>
- Janda, V. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada
- Janda, V., Pavlů, D. (1993). *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví
- Kendall, J. C., Bird, A. R. & Azari, M. F. (2014). Foot posture, leg length discrepancy and low back pain – Their relationship and clinical management using foot orthoses – An overview. *The Foot*, 24(2), 75 – 80.
- Kolář, P. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. (2nd ed.) Praha: Galén

- Lack, S., Barton, Ch., Malliaras, P., Twycross-Lewis, R., Woledge, R., & Morrissey, D. (2014). The effect of anti-pronation foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in healthy individuals: A laboratory study, *Clinical Biomechanics*, 29(2), 177-182. Retrieved 22. 11. 2016 from the World Wide Web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=68408808-92ca-4dd2-b0cf-efc78648fae9%40sessionmgr120&hid=127&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2l0ZT1lZHMtbG12ZQ%3d%3d#AN=S0268003313002957&db=edselp>
- Lewit, K., Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 99 – 104.
- Marenčáková, J., Svoboda, Z., Vařeka, I., & Zahálka, F. (2016). Functional clinical typology of the foot and kinematic gait parameters, *Acta Gymnica*, 46(2), 74-81.
- Ministerstvo vnitra České republiky (2017). Zkušenosti ze znalecké praxe ve forenzní biomechanice. Retrieved 8. 4. 2017 from the World Wide Web: <http://www.mvcr.cz/clanek/zkusenosti-ze-znalecke-praxe-ve-forezni-biomechanice.aspx>
- Mohd Said, A., Justine, M., & Manaf, H. (2016). Plantar Pressure Distribution among Older Persons with Different Types of Foot and Its Correlation with Functional Reach Distance, *Scientifica*, 11(17), 1-7. Retrieved 22. 11. 2016 from the World Wide Web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=86ba2d1e-464b-4308-9ed2-0da321210517%40sessionmgr102&hid=127&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2l0ZT1lZHMtbG12ZQ%3d%3d#db=a9h&AN=119525134>

- Moisan, G., Cantin, V. (2016). Effects of two types of foot orthoses on lower limb muscle activity before and after a one-month period of wear, *Gait & Posture*, 46, 75-80.
- Monaghan, G. M., Lewis, C. L., Hsu, W-H., Saltzman, E., Hamill, J., & Holt, K. G. (2013). Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. *Gait & Posture*, 38(1), 8-13. Retrieved 12. 3. 2017 from the World Wide Web:
- Page, P., Frank, C. C. & Lardner, R. (2010) *Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics
- Perez Boal, E., Becerro de Bengoa Vallejo, R., Fuentes Rodriguez, M., Lopez Lopez, D. & Losa Iglesias, M. E. (2016). Geometry of the Proximal Phalanx of Hallux and First Metatarsal Bone to Predict Hallux Abducto Valgus: A Radiological Study. *PLoS ONE*, 11(11), 1 – 12. Retrieved 18. 3. 2017 from the World Wide Web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=a4ac39e2-f5b2-4016-bd68-73a251a811a3%40sessionmgr4010&hid=4203&bdata=JmF1dGh0eXB1PjNoaWImc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=119568404&db=a9h>
- PodiaPaedia, The Podiatric Encyclopaedia (2017). Merton L. Root. Retrieved 8. 4. 2017 from the World Wide Web: <https://podiapaedia.org/wiki/podiatrists/in-memoriām/merton-l-root/>
- Razeghi, M., Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, 15(3), 282 – 291.
- Scattone Silva, R., Maciel, C. D. & Serrão, F. V. (2015). The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. *Manual therapy*, 20(1), 79 – 83.

Retrieved 12. 3. 2017 from the World Wide Web:
<http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=a2fc05fb-7da3-4a47-8d55-83783277d5fd%40sessionmgr101&hid=127&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=edselc.2-52.0-84920285342&db=edselc>

Vařeka, I., Vařeková, R. (2005). Patokineziologie nohy a funkční ortézování, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(4), 156–166.

Vařeka, I., Vařeková, R., (2008). The height of the longitudinal foot arch assessed by Chippaux-Šmirák index in the compensated and uncompensated foot types according to Root, *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 38(1), 35-41.

Retrieved 18. 2. 2017 from the World Wide Web:
<http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=d8ff5a7f-324e-4fbc-8352-3df3e1bcb562%40sessionmgr101&hid=127&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=35152564&db=s3h>

Vařeka, I., Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci

Vařeka, I., Vařeková, R. (2015). Otlaky plosky v diagnostice funkčních typů nohy, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(1), 6-9.

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

Villarroya-Aparicio, A., Franco-Sierra M. A', Garcí'a-Muñoz, I., Marce'n-Roma'n, Y., Alonso-Va'zquez, A., & Rodriguez-Blanco, C. (2015). Impact of forefoot varus on standing and gait kinematics in children. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 18(3), 171-180. Retrieved 28. 11. 2016 from the World Wide Web:
<http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=2abc3469-bbf1-4f87-8383->

49a22b927df0%40sessionmgr120&hid=127&bdata=JmF1dGh0eXB1PXNoaWImc2l0
ZT11ZHMtbG12ZQ%3d%3d#AN=edselec.2-52.0-84941315512&db=edselec

Wafai, L., Zayegh, A., Woulfe J., Mahfuzul Aziz, S., & Begg, R. (2015). Identification of Foot Pathologies Based on Plantar Pressure Asymmetry, *Sensors*, 15(8), 20392-20408. Retrieved 22. 11. 2016 from the World Wide Web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=1&sid=82f98ec9-dac1-4df6-8ea4-b3b0589246e1%40sessionmgr102&hid=127&bdata=JmF1dGh0eXB1PXNoaWImc2l0ZT11ZHMtbG12ZQ%3d%3d#AN=edselec.2-52.0-84939864813&db=edselec>

11 PŘÍLOHY

Informovaný souhlas

Název studie (projektu):

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum: