

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol

Daniel Pek

Vliv barefoot obuvi na terapii hallux valgus

bakalářská práce

Praha 2021

Autor práce: Daniel Pek
Vedoucí práce: Mgr. Jan Tolar
Oponent práce: Mgr. Lukáš Frič
Datum obhajoby: 8. září 2021

BIBLIOGRAFICKÝ ZÁZNAM

PEK, Daniel. Vliv barefoot obuvi na terapii hallux valgus. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2021. 98 s., 1 příloha. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Jan Tolar.

ABSTRAKT

Kontext: *Hallux valgus* (HV) je jednou z nejčastějších deformit nohy. Způsobuje bolestivost nohy, zhoršenou rovnováhu a ovlivňuje lokomoční stereotyp.

Barefoot obuv představuje nový trend v obouvání, který by dle jeho výrobců měl mít pozitivní vliv na sílu a funkci nohy.

Cíle výzkumu: Prozkoumat, zdali je možné využít barefoot obuv a její vliv na funkci nohy v konzervativní léčbě vbočeného palce. Cílem výzkumu bylo posoudit vliv obuvi samotné i v kombinaci s fyzioterapií.

Metody: Během sedmitýdenního trvání výzkumu jsme porovnávali změny úhlu vbočení palce (HVA) a změny *navicular drop* (ND) v závislosti na podstoupení fyzioterapeutické léčby vbočeného palce a na nošení barefoot obuvi.

Výsledky: Ve všech skupinách došlo ke snížení HVA oproti kontrolní skupině, avšak nošení barefoot obuvi neukázalo jednoznačný vliv na změnu tohoto úhlu. Nebyl prokázán vliv žádného z faktorů na ND.

Závěr: Pro definitivní závěry ohledně vlivu barefoot obuvi na stupeň deformity *hallux valgus* je potřeba dalšího výzkumu. Přestože nemůžeme říct, že barefoot obuv samotná by dokázala HV ovlivnit, zdá se, že by mohla být vhodným doplňkem k fyzioterapeutické léčbě.

KLÍČOVÁ SLOVA

Vbočený palec
Barefoot obuv
Vlastní svaly nohy
Klenba nohy
Senzomotorická stimulace
Úhel vbočení palce
Navicular drop

ABSTRACT

Background: *Hallux valgus* (HV) is one of the most prevalent deformity of the foot. It causes foot pain, impairs balance and alters locomotor patterns.

Minimalist footwear presents new trend in shoes. Its manufacturers highlight its benefits for foot strength and function.

Research aims: To investigate, if minimalist footwear can be used in conservative therapy of *hallux valgus* due to its effect on foot function. Aim of this research was to evaluate effect of this shoes both on its own and in combination with physiotherapy.

Methods: Research had run for 7 weeks and changes in hallux valgus angle (HVA) and navicular drop (ND) has been compared. Then the effects of minimalist footwear and physiotherapeutic intervention has been evaluated.

Results: In all of the research groups was observed decrease in HVA when compared to control group, but wearing of minimalist shoes do not have significant effect on that change. Any factor have shown significant effect on ND changes

Conclusion: Any final statements can be concluded from this study. Next research should be done that lead for this goal. However, it seems that use of minimalist footwear can be useful supplement to physiotherapy of HV.

KEYWORDS

Hallux valgus
Minimalist footwear
Intrinsic foot muscles
Arches of the foot
Sensomotoric stimulation
Hallux valgus angle
Navicular drop

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Jana Tolara, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 15. srpna 2021

Daniel Pek

Děkuji
vedoucímu mé práce Mgr. Janu Tolarovi za pomoc při psaní,
Mgr. Lucii Urbanové za poskytnutí rad a volných prostor pro výzkumnou část této práce
a
obchodu s barefoot obuví Naboso.cz za podporu, pomoc při hledání účastníků výzkumu a
zajištění slev na barefoot obuv probandům.

Obsah	7
Seznam zkratk.....	9
Úvod.....	10
Teoretická část bakalářské práce	10
1 Evoluce lidské nohy.....	12
2 Funkční anatomie a kineziologie	15
2.1 Noha	15
2.2 Zevní svaly nohy.....	26
2.3 Klenba nohy	28
3 Hallux valgus.....	31
3.1 Anatomické a biomechanické poměry při deformitě <i>hallux valgus</i>	31
3.2 Vývoj <i>hallux valgus</i>	33
3.3 Hodnocení <i>hallux valgus</i>	34
3.4 Faktory působící na vznik <i>hallux valgus</i>	35
3.5 Stavby nohy spojené s <i>hallux valgus</i>	41
3.6 Vyšetření	41
3.7 Fyzioterapie	45
4 Barefoot obuv	51
4.1 Vývoj barefoot obuvi	51
4.2 Společenská debata týkající se barefoot obuvi.....	52
4.3 Výzkumy zabývající se pohybem v barefoot obuvi.....	53
4.4 Definice barefoot obuvi.....	53
4.5 Vliv barefoot obuvi na nohu	54
Praktická část bakalářské práce.....	12
5 Cíle.....	56
6 Metodika	57
6.1 Výběr účastníků výzkumu.....	57
6.2 Vyšetření	61
6.3 Intervence.....	61
6.4 Měřené parametry	67
6.5 Analýza dat.....	70
7 Hypotézy	71
8 Výsledky	72
9 Diskuze	76
9.1 Úhel vbočení palce	76

9.2	Navicular drop	77
9.3	Subjektivní obtíže	79
9.4	Adherence	80
10	Závěr	82
10.1	Omezení závěrů výzkumu	82
	Reference	83
	Přílohy	91

Seznam zkratek

<i>art., artt.</i>	<i>articulatio, articulationes</i>
BF.....	skupina nosící barefoot obuv
BFo	barefoot obuv
BFT	skupina nosící barefoot obuv a postupující fyzioterapii
DK, DKK.....	dolní končetina, dolní končetiny
DNS	Dynamická neuromuskulární stabilizace
HK, HKK.....	horní končetina, horní končetiny
HV	<i>hallux valgus</i> , vbočený palec
HVA	úhel vbočení palce; z anglického <i>hallux valgus angle</i>
IFM	vlastní svaly nohy, z anglického <i>intrinsic foot muscles</i>
IMA.....	intermetatarzální úhel.; z anglického <i>intermetatarsal angle</i>
ITP (kloub).....	mezičlánkový (kloub)
K	kontrolní skupina
lig., ligg.....	ligamentum, ligamenta
<i>m., mm.</i>	<i>musculus, musculi</i>
MLA.....	mediální podélný oblouk klenby nohy, z ang. <i>medial longitudinal arch</i>
MT (I.-V.), MTT ...	metatarz (jedna až pět), metatarzy
MTP (kloub)	metatarzofalangový (kloub)
ND.....	<i>navicular drop</i>
PD	<i>phalanx distalis</i>
PP.....	<i>phalanx proximalis</i>
SMS.....	Senzomotorická stimulace
T.....	skupina fyzioterapie
TMT (kloub)	tarzometatarzální (kloub)
TrP, TrPs	<i>triggerpoint, triggerpoints</i>

Poznámka k cizojazyčným pojmům:

Cizojazyčné termíny jsou v textu označeny kurzívou a jsou uvedeny v prvním pádu. V případě potřeby jejich skloňování využíváme jejich počestěných variant (hlavně u latinských termínů) nebo českých překladů.

Úvod

V posledních letech se v České republice začal rozšiřovat trend tzv. barefoot obuvi (BFo). Tato obuv imitující chůzi naboso má dle jejích výrobců a prodejců významné zdravotní benefity oproti ostatním typům obuvi. Někteří odborníci i instituce varují před možnými zdravotními komplikacemi plynoucími z nošení této obuvi, avšak existuje nemálo vědeckých studií, které udávají vliv barefoot obuvi na posílení vlastních svalů nohy, prevenci poklesu klenby nohy a další.

V naší práci jsme se zaměřili na možné využití těchto vlastností ve fyzioterapii, konkrétně v léčbě jedné ze statických deformit předonoží, kterou je *hallux valgus* (HV; vbočený palec). Je jednou z nejčastějších deformit nohy a objevuje se u značné části populace, tudíž i závěry této práce by mohly ovlivnit terapii velkého množství pacientů. Má se za to, že vbočený palec je z velké části způsoben nevhodnou volbou obuvi, která tak může být překážkou v jeho léčbě. Využití barefoot obuvi by tuto překážku mohlo odstranit a přinést ještě benefit v podobě posílení funkce klenby, jejíž pokles je spojený s výskytem HV.

V teoretické části této bakalářské práce bude shrnuta problematika vbočeného palce nohy z hlediska její patogeneze, anatomických a kineziologických specifik a také nastíněny možnosti fyzioterapeutického ovlivnění této deformity. Zároveň se tato část věnuje i barefoot obuvi, jejímu vlivu na lidský pohyb a možným rizikům, které z jejího užívání plynou. Popsány jsou i možné interakce HV a užívání BFo.

Praktická část se věnuje možnostem využití poznatků z teoretické části v klinické praxi fyzioterapeuta. Cílem je prozkoumat vliv barefoot obuvi na nohu postiženou vbočeným palcem, a to jak sama o sobě, tak v interakci s fyzioterapeutickou léčbou HV.

TEORETICKÁ ČÁST BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

1 Evoluce lidské nohy

K pochopení funkce a stavby lidské nohy, ale i patologie vbočeného palce a filozofie barefoot obouvání, nám jako odrazový můstek v naší práci poslouží popis vývoje lidského druhu a jeho dolní končetiny (DK).

Všechny struktury se formují podle funkce, ke které jsou využívány. Končetinu formuje způsob lokomoce živočicha a prostředí, ve kterém se pohybuje. Končetina se začala se vyvíjet již u vodních obratlovců, kteří potřebují velkou kontaktní plochu končetiny, aby se mohli opřít o kapalné prostředí. Naproti tomu pevný podklad, po kterém se pohybují suchozemští živočichové, nevyžaduje velkou opěrnou plochu, ale tvoří nároky na přizpůsobení opěrné plochy svým členitým povrchem. Dle toho, v jakých biotopech se živočich pohybuje, se musí být schopna opřít o terén pevný, kamenitý, písčitý, nebo i blátivý a zajistit pevný bod pro odraz. (Kračmar et al. 2016)

Základní schéma stavby končetin se vyvinulo již při přechodu obratlovců z vodního prostředí na souš, kdy se ustálil model jedné proximální kosti (*femur*), dvou kostí intermediálních (*tibia* a *fibula*) a distální skupiny tvořené skupinou metatarzů a pěti prstů, a to jak na předních (u člověka horních), tak zadních (dolních) končetinách. Tento plán neslouží pouze k lokomoci po pevném povrchu, ale později se druhotně uzpůsobil také k létání, plavání i uchopování a manipulaci. (Kračmar et al. 2016)

K pohybu na souši nejdříve sloužil stejný pravolevý vlnivý pohyb těla, který využívají vodní obratlovci. Končetiny umístěné po stranách trupu, vytvořené z párových ploutví, nejprve sloužily pouze k odstrkování. Později získaly antigravitační funkci a s ní se postupně začaly posouvat do addukované pozice pod tělo. Antigravitační funkce končetin ve formě vzpěru snížila obrovské nároky na práci adduktorů a uvolnila kapacitu svalů pro dynamičtější a diferencovanější hybnost. Dokončenou addukci končetin nacházíme u vývojově vyšších obratlovců. (Kračmar et al. 2016)

Vývoj směřující k rodu *Homo* a dnešnímu člověku *Homo sapiens sapiens* vedl přes lidoopy. Ti se přesunuli do otevřených savan z jejich původního habitatu v biotopu pralesa, odkud si přinesli přizpůsobení k arboreální lokomoci a sběru plodů. Tyto mechanismy zahrnovaly barevné vidění, schopnost občasné bipedie a přizpůsobení pohybu v korunách stromů, tedy opozici palce na nohou i rukou a schopnosti brachiace. (Kračmar et al. 2016)

Prvotní bipedální lokomoce byla oproti současné lidské chůzi energeticky náročnější, již ale umožňovala využití jejích výhod – lepší rozhled, optické zvětšení jedince v očích predátorů, uvolnění horních končetin k lovu, manipulaci s předměty, či nošení mlád'at.

Navíc vertikální poloha nevystavuje tělo takové dávce slunečního záření, což přináší lepší podmínky pro efektivní termoregulaci. (Kračmar et al. 2016)

Teprve potřeba překonávání větších vzdáleností na travnatých savanách, kde byly skupiny stromů jen řídce rozmístěny, vyzdvihla potřebu energeticky nenáročné lokomoce terestriální. Výsledkem byl vývoj bipedální chůze, následně běhu a jejich další ekonomizace. Spolu s vývojem lidských mozkových funkcí umožnila bipedie také specializaci horních končetin (HKK) jako úchopových a manipulačních orgánů, které se uvolnily a nemusely se participovat na lokomoci. Tím se mohly dále diferencovat a specializovat ve své funkci. Výsledkem se staly HKK, které mohou při stoje (i chůzi) provádět další činnosti. Ať už to je přenášení předmětů nebo mláďat, manipulace a výroba nástrojů, nebo držení zbraně. Lov, jako prostředek k zajištění kvalitního zdroje proteinů pro vyvíjející se lidský mozek, byl zřejmě hlavním stimulem k rozvoji vytrvalostního běhu, který se stal druhým bazálním lidským lokomočním vzorem. (Kračmar et al. 2016)

Chůze je nejekonomičtějším modelem bipedální lokomoce při pomalém pohybu v prostoru, a tak se stal základním lokomočním principem rodu *Homo*. Avšak při překročení rychlosti přibližně 7 km/h přestává být chůze pohodlnou a člověk přechází v běh, který je typický letovou fází kroku a dopadem na přední část chodidla. To je rozdíl od pohybového stereotypu chůze, kde je stojná fáze kroku započata kontaktem paty. (Kračmar et al. 2016)

Zatímco horní končetině na akrálním konci zůstala ruka podobná lidoopí, lidská noha je specificky lidský evoluční produkt a prodělala při specializaci na bipedální lokomoci velké změny. (Kračmar et al. 2016)

Na rozdílech anatomické stavby člověka a šimpanze *Pan troglodytes*, který je jeho nejbližším recentním příbuzným, můžeme ukázat specializaci člověka pro bipedální chůzi. Ta se vyvinula dávno před příchodem moderního člověka, ale až adaptace k běhu vyústily v dnešní stavbu těla. Typická lidská noha s přítomností podélné klenby a silných vlastních svalů nohy by se bez běhu nemohla vyvinout, je pro něj nejlépe uzpůsobena a naprosto nezbytná. Sférická pružná nožní klenba podpořená silnými pružnými plantárními elementy efektivně zajišťuje tlumení došlapu, odval chodidla a odraz. Změna postavení tarsálních kůstek působí jako prevence proti tzv. *mid-tarsal break* (McKeon et al. 2015), což je pro primáty typická schopnost extenze v *articulatio (art.) metatarsocuboideum* a *art. calcaneocuboideum*. (DeSilva 2010) K těmto změnám se přidává zkrácení laterálních prstců a úplná addukce a zesílení palce. Vývojově moderní palec je poslední částí těla, která při odrazu opouští podložku, čímž dokončuje odrazovou fázi kroku. Zpevněná Achillova šlacha poskytuje přenos propulzní síly ze svalů lýtka na nohu a výrazně zesílily i šlachy

udržující klenby nohy (např. šlacha *musculus flexor hallucis longus*). (Kračmar et al. 2016) Pružinový mechanismus klenby při běhu ukládá energii dopadu v napětí plantární aponeurózy a následně ji využívá k propulzi v následujícím kroku. (McKeon et al. 2015)

Adaptace na bipedii proběhly i ve zbytku těla. Spolu s pružnou nožní klenbou tlumí vertikální otřesy při lokomoci vzniklý systém lordóz a kyfóz páteře. Zvýšené nároky na DKK při nesení váhy celého těla vyvolaly zvětšení kloubních ploch kyčlí, kolen a kotníků, čímž rozkládají zatížení na větší plochu chrupavky a zmírňují její opotřebení. S potřebou zvládnutí vyšší zátěže souvisí i zkrácení krčku femuru a zvětšení pánve, které spojuje zesílený *musculus (m.) gluteus maximus*. Na rozdíl od australopitéků získal rod *Homo* pro běh širší a níže položená ramena, silný šijový vaz s poměrně dlouhým a štíhlým krkem, který využívá hlavu jako protizávaží, a štíhlejší pas. (Kračmar et al. 2016)

Důležitou poznámkou je, že se lidská bipedální chůze vyvíjela bez ochranných mezivrstev mezi chodidlem a zemí. (Kračmar et al. 2016) Původ bipedie sahá do doby před 4-7 miliony let, kde se rod *Homo* začínal oddělovat od ostatních lidoopů či homininů (Kračmar et al. 2016), avšak nejstarší dochované nálezy obuvi jsou datované do doby přibližně před 10 000 lety. (Davis 2014)

2 Funkční anatomie a kineziologie

Hallux valgus se řadí mezi statické deformity nohy. Následující kapitola popisuje funkční anatomii a kineziologii nohy za fyziologického stavu. Anatomii a kineziologii týkající se vbočeného palce se věnuje kapitola 3.1 Anatomické a biomechanické poměry při deformitě *hallux valgus*.

Noha, jako orgán opěrný a propulzní, je u člověka jedinou částí těla v kontaktu s terénem (Kračmar et al. 2016) a začínají zde, resp. končí, dlouhé myofasciální řetězce lidského těla. Kvalita její stavby a anatomie tedy významně ovlivňuje vyšší segmenty, které jsou s ní těmito dráhami spojené a jsou na ní funkčně závislé. Dle zásad longitudinální anatomie však není tato závislost jednosměrná, ale noha také recipročně reaguje na aktivitu a postavení ostatních článků řetězce. (Myers 2014)

Budeme se tedy věnovat i anatomii a kineziologii významných struktur vyšších etází, které se s funkcí nohy pojí. Ze struktur uložených mimo nohu jsou zásadní především svaly bérce, které se svými šlachami přímo upínají do struktur nohy a pohybují s ní.

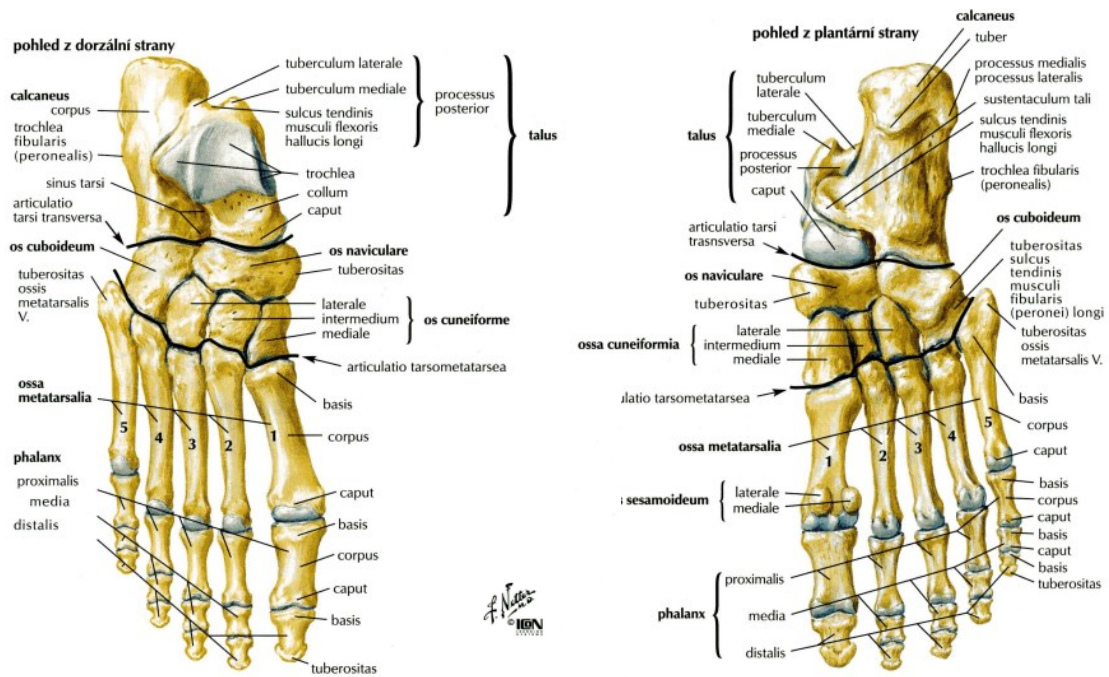
2.1 Noha

Noha, je distálním článkem dolní končetiny. Anatomicky je vymezená jako část dolní končetiny distálně od bérce, od kterého je oddělena pomocí *art. talocruralis* (kloub hlezenní). (Čihák 2001; Paulsen et al. 2018) Jak už bylo zmíněno, noha je členěná (stejně jako ruka) dle základního schématu stavby končetin obratlovců, avšak její stavba se díky vysoce specializované funkci od ruky velmi liší. (Dylevský 2009)

2.1.1 Kostra nohy

Kostra nohy (Obrázek 1) se skládá z 26 kostí (*ossa pedis*), které dále dělíme na sedm *ossa tarsi* (kosti zanártní), pět *ossa metatarsi* (kosti nártní) a čtrnáct *ossa digitorum* neboli *phalanges* (články prstů nohy) – dva pro palec a tři pro každý ze čtyř zbylých prstů. Dle kostních struktur ji tedy lze proximodistálně rozdělit na tři oddíly: *tarsus* (zanártí), *metatarsus* (nárt) a *phalanges* (články prstů). (Paulsen et al. 2018; Čihák 2001; Dylevský 2009) Alternativně lze nohu rozdělit funkčně pomocí Chopartůva a Lisfrankůva kloubu na zadonoží, středonoží a přednoží. (Kolář 2009)

Laterolaterálně se dělí do dvou paralelních paprsků. Mediální paprsek je tvořen talem, člunkovitou kostí, kostmi klínovitými a metatarzem I. – III. (MT) s navazujícími prsty. Laterální paprsek se skládá z kalkaneu, krychlové kosti a metatarzů IV. a V. spolu s jejich prsty. Paprsky jsou proximálně nad sebou (laterální více kaudálně) a distálně vedle sebe, vcož je dáno probatorním zkrutem proběhlým ve fylogenetickém vývoji. (Kolář 2009)



Obrázek 1. Kostra nohy (Netter 2012)

2.1.1.1 Tarsus

Tarsus se svými mohutnými kostmi (v porovnání s analogickými *ossa carpi*) zabírá polovinu délky nohy. Kostí jsou nepravidelného tvaru. (Dylevský 2009)

Talus (hlezenní kost) tvarem připomíná nepravidelný, shora oploštělý hranol s dlouhou osou orientovanou v předozadním směru. Horní plocha je vyklenuta v kloubní plochu pro spojení s bércelem – *trochlea tali*. Spodní plocha se třemi fasetami připojuje k patní kosti v *art. subtalaris*. Přední plocha je umístěna za masivním krčkem na *caput tali*, její kulovitá hlavice se připojuje k *os naviculare* a je součástí Chopartova kloubu. Spolu jsou také dorzálním začátkem mediálního paprsku nohy. *Talus* je kostí, která rozkládá váhu těla na plochu nohy – přes *os naviculare* a mediální oblouk klenby nohy směrem k hlavici prvního metatarsu a dozadu a dolů do hrbolu patní kosti. (Dylevský 2009)

Os naviculare (člunková kost) je pokračováním mediálního paprsku nohy a nejvyšším místem mediálního oblouku nožní klenby. Je krátká, předozadně oploštělá. Její dutá zadní plocha je hlubokou kloubní jamkou pro *caput tali*. Přední plocha konvexního tvaru je rozdělena dvěma úzkými hranami na tři fasety pro skloubení s každou z *ossa cuneiformia*, které jsou ventrálním pokračováním mediálního paprsku. Na vnitřní ploše se nachází *tuberositas ossis navicularis*, což je palpačně dobře dostupný bod, kde se upíná *m. tibialis posterior*. (Dylevský 2009)

Ossa cuneiformia (klínovité kosti) jsou posledními tarsálními kostmi mediálního paprsku nohy. Tyto tři kosti tvoří medio-laterální řadu mezi *os naviculare* a *ossa metatarsalia*, se kterými artikulují.

- *Os cuneiforme mediale* (vnitřní) je největší klínovitou kostí a je součástí mediálního oblouku nožní klenby, ventrálně je kloubem připojena na MT I., ale malou plochou je skloubena i s MT II. Dle Ferrariho et al. (2004) jsou tyto kloubní plošky značně variabilní.
- *Os cuneiforme intermedium* (střední) je nejmenší ze všech zánártních kostí, leží mezi vnitřní a zevní klínovitou kostí a artikuluje s bází MT II., která se zasouvá mezi *os cuneiforme mediale* a *intermedium*.
- *Os cuneiforme laterale* (zevní) je vložena mezi člunkovitou a třetí nártní kost se kterými je v kontaktu kloubem, ale artikuluje i s *os cuboideum* a druhou, vzácně i čtvrtou nártní kostí. (Dylevský 2009)

Calcaneus (patní kost) je největší kostí nohy a tvoří kostěný základ paty, přes kterou přenáší na podložku část váhy těla, kterou na něj přenáší *talus*. Jeho tvar lze přirovnat k čtyřbokému hranolu. Zadní plochu tvoří patní hrbol (*tuber calcanei*), který je místem úponu Achillovy šlachy. Horní plocha se třemi fasetami skloubí s odpovídajícími fasetami *talu* v *art. subtalare*. Zepředu je zcela pokrytá čtyřhrannou kloubní plochou pro spojení s patní kostí. Toto spojení tvoří dorzální část laterálního paprsku nohy a je druhou částí Chopartova kloubu. Spodní plochu tvoří políčka a hrbolky pro úpon plantárních vazů a svalů. (Dylevský 2009)

Os cuboideum (krychlová kost) tvoří klín vložený mezi *calcaneus* a MT IV. a V., se kterými artikuluje a společně tvoří laterální paprsek nohy. Na spodní ploše leží hluboký žlábek pro *m. fibularis longus*. Přední plocha je zcela pokryta chrupavkou, která je svislou hranou rozdělena na mediální fasetu pro MT IV. a laterální fasetu pro MT V. Na vnitřní ploše leží malé oválné pole pro skloubení s *os cuneiforme laterale*. (Dylevský 2009)

2.1.1.2 Metatarsus

Ossa metatarsalia I. – V. (nártní kosti) je pět kostí, které tvoří *metatarsus*, což jsou asi dvě pětiny délky nohy. Jednotlivé nártní kosti se čísly medio-laterálním směrem od jedné do pěti. Každá je tvořena z rozšířené báze, těla a hlavice. Báze je klínovitého tvaru zužující se směrem do plošky nohy, tělo je trojúhelníkovitého průřezu s hranou směřující kaudálně. Hlavice jsou ze stran zploštělé a vybavené hrbolky, na kterých jsou zakotveny mezikostní vazy. Střední úsek hlavice pokrývá kloubní plocha *art. metatarsophalangeale*. (Dylevský 2009)

Os metatarsi quinti je nápadně rozdílná od prvních čtyř metatarsů svojí bází, která na laterální straně vybíhá v mohutný kuželovitý výběžek *tuberositas ossis metatarsalis quinti*, na který se upíná krátký lýtkový sval. (Dylevský 2009)

2.1.1.3 *Phalanges*

Phalanges (články prstů) tvořící skelet prstců zaujímají zbylou pětinu délky nohy. *Hallux* (palec) je tvořen ze dvou článků (*phalanx proximalis et distalis hallucis*), ostatní prstce jsou tříčlánkové. (Dylevský 2009)

U každého prstce je nejdelším a nejmohutnějším článkem *phalanx proximalis* (PP), zvláště bazální článek palce, který je při lokomoci pod největším tlakem. *Phalanx medialis* je kratší a slabší. *Phalanx distalis* (PD) je redukovaný v nepravidelnou, napříč rozšířenou destičku. (Dylevský 2009)

2.1.1.4 *Sezamské kosti*

Sezamské kůstky jsou přítomny při *art. metatarsophalangeale hallucis*. Mediální a laterální sezamská kůstka jsou zavzaté do šlach vlastních svalů nohy a leží pod hlavičkou MT I. (Glasoe 2016)

2.1.2 Klouby nohy

Stejně jako kosti, i klouby nohy jsou přizpůsobené specifické lokomoční funkci lidské dolní končetiny. Při odrazu musí plnit funkci rigidní páky pro přenos propulzní síly směrem k tělu a mezi tím být mobilní a pružná, aby se přizpůsobila terénu a tlumila dopad. Pružná deformace klenby ji také umožňuje ukládat energii došlapu a podobně jako pružina ji pak využívat k odrazu v dalším kroku. (McKeon et al. 2015; Dylevský 2009) Všechny tyto funkce by noha nemohla plnit bez několika desítek kloubních spojů, které zajišťují její pohyblivost. Z funkčního hlediska je sice pohyb značně omezený ve prospěch stability, avšak pružící pohyby s drobnými posuny je zachován, což je klíčové pro správnou funkci nohy. Pružnou podporu nohy zajišťuje mohutný ligamentózní aparát propojující kostru nohy. Ten spolu se svalovým aparátem nohy a bérce udržují oblouky klenby, jejichž základy jsou předurčeny tvarem samotných kostí. (Dylevský 2009)

Pohyby nohy:

- v sagitální rovině
 - **plantární flexe** (flexe) – rotace kaudálním směrem
 - **dorsální flexe** (extenze) – rotace kranialním směrem
- ve frontální rovině
 - **supinace** – rotace laterálním směrem
 - **pronace** – rotace mediálním směrem

- v transverzální rovině
 - o **abdukce** – rotace laterálním směrem v případě celé nohy, v případě částí nohy (prstů, metatarzů) je to rotace směrem k sagitální ose nohy
 - o **addukce** – rotace laterálním směrem, nebo od osy nohy
- složené pohyby
 - o **inverze** – supinace s addukcí
 - o **everze** – pronace s abdukcí

2.1.2.1 *Articulatio talocruralis*

Horní zánártní kloub (*art. talocruralis*) odděluje anatomický oddíl bérce a oddíl nohy. (Čihák 2001) Je to kloub jednoosý kladkový, složený a s jedním stupněm volnosti pohybu. Kloubními partnery jsou *tibia*, *fibula* a *talus*. Jamka kloubu je tvořena distálním koncem tibie (*facies articularis inferior et facies articularis malleoli medialis tibiae*) a fibuly (*facies articularis malleoli lateralis tibiae*) a hlavici tvoří *trochlea tali*, která je osazená třemi fasetami pro každou z kloubních ploch jamky. (Kolář 2009) *Trochlea tali* se ventrálně rozšiřuje, a při dorzální flexi nohy tak roztláče zevní a vnitřní kotník od sebe. *Syndesmosis talofibularis* se při tomto pohybu napíná, a tak svou vůlí určuje maximální možnou dorziflexi, kdy jsou mediální a laterální fasety kloubu maximálně přitíženy ke svým protějškům. To znamená i větší stabilitu v kloubu. Naopak při plantární flexi je v uvolněné vidlici kostí bérce umožněn i mírný pohyb *trochlea tali* do stran, a kloub je tak mnohem méně stabilní. Obecně lze tedy říci, že *talus* je velmi vratkým článkem skeletu nohy a musí být stabilizován rozsáhlým vazivovým stabilizačním systémem. (Dylevský 2009)

Kloubní pouzdro je vpředu i vzadu slabé a volné, laterálně a mediálně je zesíleno systémy postranních vazů:

- *Ligamentum (lig.) deltoideum* je silný trojúhelníkovitý vaz vyztužující kloubní pouzdro na vnitřní straně nohy a brání distorzi v everzním směru.
- *Lig. collaterale laterale* je slabší komplex vazů na laterální straně. Jeho součástí je *lig. talofibulare anterius*, který je primárním stabilizátorem hlezenního kloubu a je nejčastějším místem poranění při inverzně působícím násilí. (Dylevský 2009; Kapandji 1987)

Přední části těchto ligament (*lig. tibiotalar anterior* a *lig. talofibulare anterior*) kromě stability v transversální rovině určují i maximální rozsah plantární flexe. (Kapandji 1987)

Osa pohybu v hlezenním kloubu prochází hroty mediálního a laterálního kotníku – probíhá ve směru dorzo-ventrálním a kaudo-kraniálním pod úhlem asi 20° (Kolář 2009; Kapandji 1987) Z toho vyplývá, že spolu s plantární flexí provádí noha v *art. talocruralis*

inverzi, respektive bérec zevně rotuje při fixované noze. Spolu s tím se díky šroubovitému tvaru kladky *talus* při plantární flexi stáčí do supinace. Při opačném pohybu se noha stáčí do everze a *talus* do pronace. Rozsah pohybu je asi 30-50° do plantární flexe a 20-30° do dorsální flexe. (Dylevský 2009)

Při pohybu nohy do krajních poloh dorzální a plantární flexe neprobíhá pohyb jen v *art. talocruralis*, ale i v dalších kloubech tarzu, které dále zvyšují jejich rozsah. Souhryb v ostatních kloubech tarzu ovlivňuje výšku klenby nohy. S plantární flexí se zvyšuje, s dorzální flexí se klenba naopak snižuje. (Kapandji 1987)

2.1.2.2 *Articulatio calcaneotalonavicularis*

Dolní zánártní kloub je funkční jednotka spojující *talus* a *calcaneus* rozdělená na přední a zadní oddíl. *Art. subtalaris* je zadním oddílem dolního zánártního kloubu a svou kloubní dutinou nekomunikuje s dalšími klouby. Jeho kulovou hlavici je *facies articularis talaris posterior calcanei* a jamkou *facies articularis calcanearis posterior tali*. Předním oddílem je *art. talocalcaneonavicularis*, jehož hlavice tvoří *talus* – *caput tali* vpředu, kterou překrývá hluboká konkavita dorsální plochy *os naviculare*; kaudálně je hlavice tvořena *facies articularis calcanearis anterior et media*, které se skloubí s *facies articularis talaris anterior et media*. Vazy v okolí nejen zpevňují kloubní pouzdro, ale také dotváří kloubní plochy. Konkrétně *lig. calcaneonaviculare plantare* je ve svém průběhu opatřeno chrupavkou *fibrocartilago navicularis*, která je ještě zesílena úponem šlachy *m. tibialis posterior*. (Čihák 2001; Dylevský 2009)

Lig. bifurcatum (jeho mediální část *lig. calcaneonaviculare dorsale*) zpevňuje kloub shora, jeho laterální část spojuje *calcaneus* a *os cuboideum*. Celé *lig. bifurcatum* ve tvaru písmene V zajišťuje dorsální výztuhu Chopartova kloubu. (Dylevský 2009)

Pohyby v subtalárním kloubu se dějí okolo šikmé osy, která běží od laterální strany patní kosti k vnitřnímu okraji kosti člunkové. Plantární flexe je spojena s addukcí a inverzí; dorzální flexe s abdukcí a everzí. (Dylevský 2009) Tato kombinace pohybů je shodná se složením pohybu v *art. talocruralis*, avšak z důvodu odlišného prostorového postavení os otáčení mají jednotlivé složky pohybu jiné zastoupení. Osa *art. subtalaris* působí hlavně na rotaci nohy ve frontální rovině (supinace/pronace), méně pak v transverzální (addukce/abdukce) a sagitální (dorsální/plantární flexe). (Kolář 2009) Naproti tomu *art. talocruralis* má ve frontále jen doplňkovou funkci, protože jeho hlavním pohybem je pohyb v sagitále. Oba tyto klouby zadonoží mají složku pohybu i v transverzální, avšak nedokáží zajistit velkou abdukci a addukci nohy. Tento pohyb z větší části závisí na rotaci bércce okolo jeho podélné osy, která probíhá ve flektovaném kolenu. (Kapandji 1987)

Kapandji (1987) komplex dolního a horního zánártního kloubu označuje jako *art. tibiotarsalis*. Složení pohybů v těchto kloubech funkčně odpovídá jednomu kloubu se třemi stupni volnosti, který zajišťuje pohyb nohy ve všech třech rovinách.

2.1.2.3 *Articulatio Choparti*

Chopartův kloub neboli *art. tarsi transversa* je funkční kloubní jednotkou nohy. Je tvořen kloubní linií esovitého tvaru, která příčně probíhá mezi zadonožím a středonožím. Tvoří ho dvě kloubní štěrbiny – v tibiální části to je distálně konvexní štěrbina talonavikulární, která je součástí předního oddílu dolního zánártního kloubu. Ve fibulární části je to *art. calcaneocuboidea*, který je samostatným sedlovým kloubem a je konvexní plochou směrem proximálním. (Čihák 2001; Dylevský 2009)

Na dorsální i plantární straně je Chopartův kloub podpořen předozadně probíhajícími ligamenty. Z nich stojí za zmínku *lig. plantare longum*, které na plantární straně tvoří povrchové vazivové snopce běžící od plantární plochy kalkaneu až na *art. tarsometatarsales*. Laterální a mediální část kloubu jsou spojeny i napříč pomocí *ligg. cuboideonaviculare dorsale et plantare*, které zpevňují příčnou klenbu nohy. (Čihák 2001)

Art. Choparti umožňuje pohyby do abdukce, addukce, plantární flexe, inverze a everze, které nejsou za běžné situace příliš velké, ale mohou se zvětšit jako kompenzace při omezení pohybu v horním a dolním zánártním kloubu. (Dylevský 2009)

2.1.2.4 *Articulatio cuneonavicularis et artt. intercuneiformes*

Art. cuneonavicularis spojuje dorzální plochy všech klínovitých kostí s odpovídajícími fasetami na přední straně *os naviculare*. S jeho synoviální štěrbinou komunikují štěrbiny *artt. intercuneiformes*, které spojují *ossa cuneiformia* navzájem. Pouzdra obou kloubů jsou krátká, tuhá a zesílená mezikostními vazy a neumožňují velký rozsah pohybu. Na plantární straně pomáhají udržovat klenby nohy. Exkurze v těchto kloubech se účastní pérovacích pohybů v tarzu a inverze a everze nohy je také doprovázena jejich nepatrnými posuny. (Dylevský 2009)

2.1.2.5 *Articulatio Lisfranci*

Dalším kloubem, který příčně probíhá celou šířkou nohy je Lisfrankův kloub (*art. tarsometatarsalis; TMT*). Je složený z tří kloubních jednotek – skloubení *os cuneiforme mediale a basis ossis metatarsi primi, os cuneiforme intermedium et laterale* a bázi MTT II. – III. a skloubení *os cuboideum a MTT IV. – V.* Kloubní štěrbina vede klikatou linií s nápadným zářezem pro bázi MT II. a pohyblivost v celém kloubním komplexu je výrazně omezená. Lisfrankův kloub umožňuje pouze drobné vzájemné posuny artikulujících kostí. Báze čtyř

laterálních metatarsů jsou spojeny krátkými tuhými vazy, které omezují jejich pohyblivost. Výjimkou je MT I., který toto vazivové spojení nemá, s čímž je spojena i větší pohyblivost prvního tarsometatarsálního kloubu – umožňuje plantární flexi, extenzi a rotace. (Dylevský 2009) Čihák (2001) také uvádí vyšší pohyblivost čtvrtého a pátého metatarsu, která umožňuje vnějšímu okraji nohy lépe se přizpůsobovat podložce.

2.1.2.6 *Articulationes intermetatarsales*

Artt. intermetatarsales jsou ploché klouby spojující boční plochy bází sousedních metatarsů. Jsou minimálně pohyblivé kvůli krátkým a tuhým kloubním pouzdrům, ale umožňují malé pasivní pružící pohyby při změnách zátěže nohy. (Čihák 2001; Dylevský 2009)

2.1.2.7 *Articulationes metatarsophalangeae*

Metatarzofalangové klouby (MTP klouby) spojují hlavičky metatarzálních kostí s jamkami proximálních článků prstců. Tvar hlavic kloubů je dorzálně kulový a plantárně plynule přechází v plochu válcovou. V základní poloze tak umožňuje malou abdukci a addukci, ale při flexi jsou tyto pohyby omezeny válcovým tvarem hlavic. Hlavními pohyby jsou flexe a extenze, s čímž také souvisí zesílené podélné vazy, které vyztužují pouzdro. Na plantární straně je zesílení v podobě chrupavčité destičky *fibrocartilago plantaris*, ke kterým jsou připojeny pochvy flexorových šlach. Při MTP I. kloubu navíc leží ještě dvě sezamkové kůstky. (Čihák 2001; Dylevský 2009)

2.1.2.8 *Articulationes interphalangeae pedis*

Mezičláňkové klouby (ITP klouby) jsou kladkové klouby mezi články prstců a umožňují flexi a extenzi. Pouzdra kloubů jsou velmi tenká, na dorzální straně jsou srostlá se šlachami extenzorů a po stranách jsou zesílena bočními vazy. *Fibrocartilagine plantares* podobně jako u proximálnějších MTP kloubů zesilují plantární stranu kloubu a jsou k nim přirostlé vazivové pochvy flexorů.

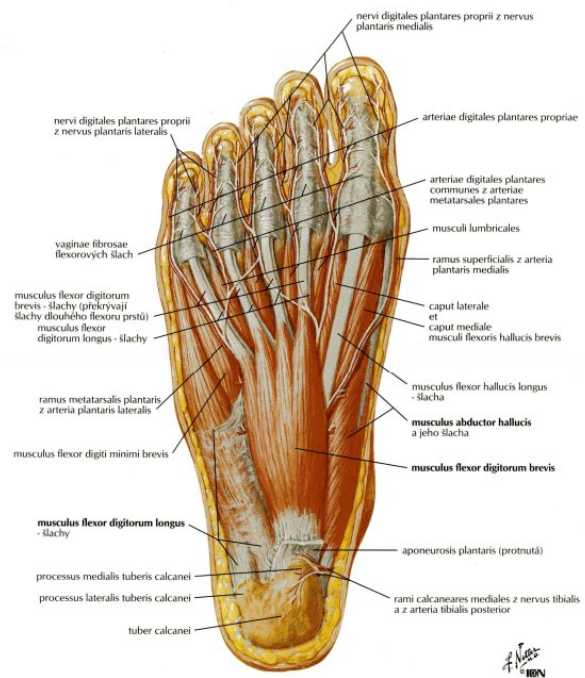
Jejich základní postavení je malá flexe, kterou kloub zaujímá při stoji. Články prstců jsou sestaveny tak, že tvoří podélné, dorzálně konvexní oblouky (Čihák 2001). V proximálních ITP kloubech je možná větší flexe než v distálních. Extenze je limitována ve všech kloubech a mezičláňkové klouby 4. a 5. prstce bývají často nahrazeny synostózami. (Dylevský 2009)

2.1.3 Vlastní svaly nohy

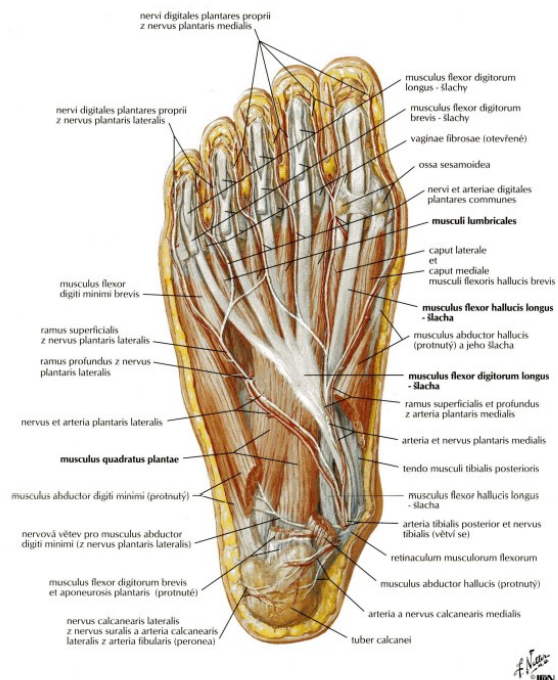
Vlastní svaly nohy (IFM; z anglického *intrinsic foot muscles*) jsou poměrně malé sval s začátkem i úponem v noze (Obrázek 2, Obrázek 3). Plantární skupina zahrnuje čtyři vrstvy a dorzální jednu vrstvu svalů. Plantární skupina je uložena pod plantární aponeurózou. První dvě vrstvy leží longitudinálně, zatímco třetí a čtvrtá vrstva je orientována transversálně. (Čihák 2001; McKeon et al. 2015) Jsou to stabilizátory nohy s malým průřezem, které jsou uloženy v blízkosti kloubů. Působí s malým ramenem síly, takže nevytváří velké pohyby. Jejich funkcí je tedy nastavení nohy v jejích malých kloubech tak, aby odpovídalo aktuálním nárokům na nohu v jejích odlišných funkcích. Správná stabilizační funkce zajišťuje pevnou oporu pro fázické svaly, které tvoří velké pohyby celé nohy – zevní svaly nohy. (McKeon et al. 2015)

Aktivita IFM zajišťuje rozložení váhy těla na opěrné body planty nohy tak, aby zajistila rovnováhu ve stoji i pohybu; při propulzi zpevňují nohu, aby plnila funkci rigidní páky přenášejí sílu odrazu; naopak při došlapu, resp. doskoku, napomáhají vlastní svaly nohy zmírnit otřesy spojené s dopadem na nohu. (McKeon et al. 2015)

Svaly planta pedis: první vrstva



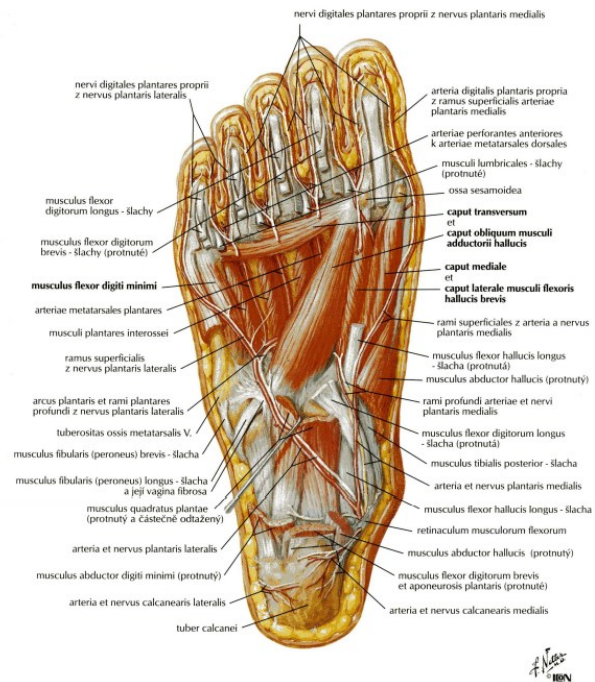
Svaly planta pedis: druhá vrstva



Obrázek 2. Svaly planty – první (nahore) a druhá vrstva (dole) (Netter 2012)

Pro všechny tyto funkce je důležitá dobrá pohyblivost kloubů nohy a podpora vazivového aparátu nohy, bez kterého by tyto poměrně malé svaly jen stěží mohly odolat silám generovaným lidskou vahou a pohybem. Dohromady tak tvoří klenbu nohy, která díky své stavbě dokáže velmi účinně odolávat velkým silám ve stoji a při odrazu a zároveň zachovat hybnost nohy nutnou pro distribuci váhy na plošce nohy a pro absorpci síly nárazu při dopadu.

Svaly planta pedis: třetí vrstva



Obrázek 3. Svaly planty – třetí vrstva (Netter 2012)

Tabulka 1.: Přehled vlastních svalů nohy – jejich funkce, anatomického začátku a úponu (Véle 2006; Čihák 2001; Paulsen et al. 2018)

Sval	Začátek	Úpon	Funkce
Dorsální skupina			
m. extensor hallucis brevis	Facies dorsalis calcanei	Phalanx proximalis hallucis	Extenze palce
m. extensor digitorum brevis	Facies dorsalis calcanei	Aponeurosis dorsalis 2.-4. prstce	Extenze prstců
Plantární skupina			
Svaly palce			
m. abductor hallucis	Proc. medialis tuberis calcanei, aponeurosis plantaris, retinaculum musculorum flexorum	Phalanx proximalis hallucis, os sesamoideum mediale	Abdukce a flexe palce v MTP kloubu, napínání longitudinálního oblouku klenby nohy

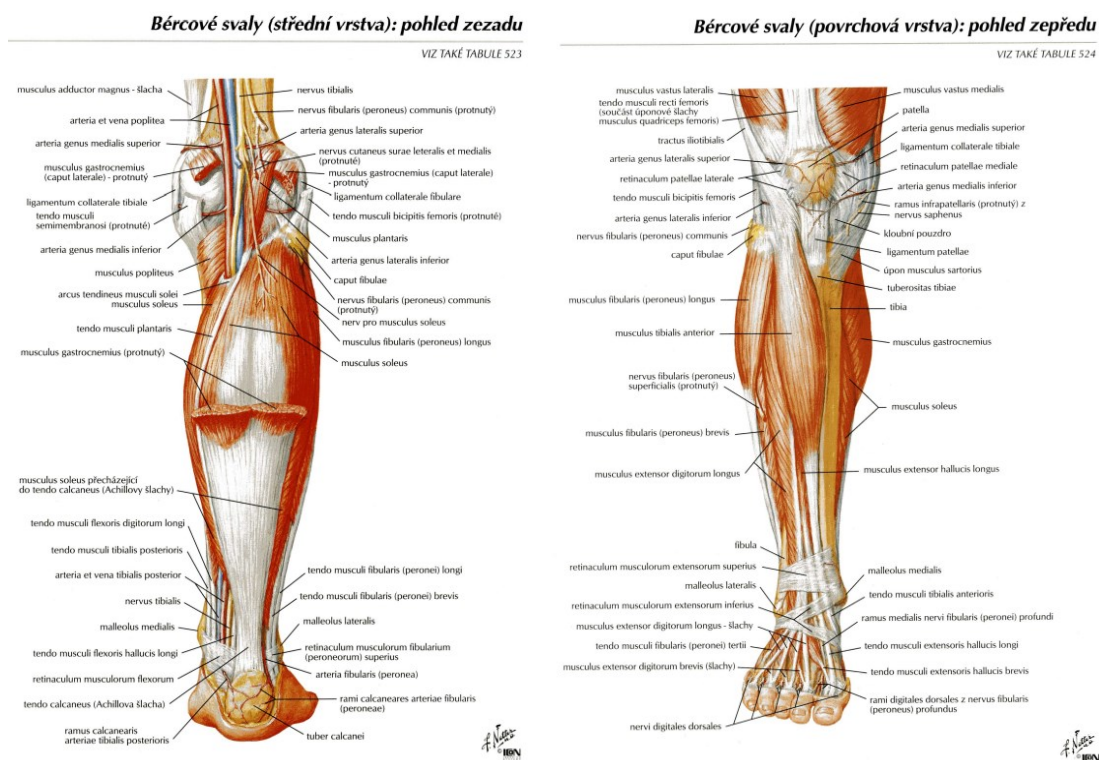
Sval	Začátek	Úpon	Funkce
m. flexor hallucis brevis	Facies plantaris ossea cuneiformia	Caput mediale – os sesamoideum mediale, phalanx proximalis hallucis	Flexe proximálního článku palce
		Caput laterale – os sesamoideum laterale, phalanx proximalis hallucis	
m. adductor hallucis	Caput obliquum – os cuboideum, os cuneiforme laterale	Os sesamoideum mediale, phalanx proximalis hallucis	Addukce a flexe palce v MTP kloubu, napínání longitudinálního a transversálního oblouku klenby nohy
	Caput transversum – pouzdra MTP kloubů 3.-5. prstce, lig. metatarsale transversum profundum		
Svaly malíku			
m. abductor digiti minimi	Proc. lateralis tuberis calcanei, aponeurosis plantaris	Tuberositas ossis metatarsi V., phalanx proximalis digiti minimi	Abdukce malíku, napínání longitudinálního oblouku klenby nohy
m. flexor digiti minimi brevis	Basis ossis metatarsi V, lig. plantare longum	phalanx proximalis digiti minimi	Flexe malíku v MTP kloubu, napínání longitudinálního oblouku klenby nohy
m. opponens digiti minimi	Basis ossis metatarsi V, lig. plantare longum	Os metatarsi V	Addukuje MT V. a táhne jej plantárně
Střední skupina			
m. flexor digitorum brevis	Facies plantaris tuberis calcanei, aponeurosis plantaris	Phalanx media digiti II-V	Flexe proximálních IP kloubů 2.-5. prstce, napínání longitudinálního oblouku klenby nohy
m. quadratus plantae	Facies plantaris tuberis calcanei, lig. plantare longum	Laterální okraj tendo m. flexoris digitorum longus	Upíná se do šlach m. flexor digitorum longus, flexe prstců, tvoří podélnou klenbu
mm. lumbricales pedis I-IV	Šlachy m. flexoris digitorum longus (z mediální strany)	Aponeurosis dorsalis digiti II-V	flexe prox. článku, extenze dist. článku 2.-5. prstce, jejich addukce
mm. interossei plantares pedis I-III	Facies plantaris ossis metatarsi III-V, lig. plantare longum	Facies medialis phalangis proximalis digiti III-V	Addukce 3.-5. prstce mediálně, flexe v MTP kloubech III-V
mm. interossei dorsales pedis I-IV	Na přivrácených plochách všech MTT	M. interosseus dorsalis I – facies medialis phalangis proximalis digiti II Ostatní – facies lateralis phalangis proximalis digiti II-IV	Abdukce 2. prstce mediálně a 2.-4. prstce laterálně, flexe v MTP kloubech III-V

2.2 Zevní svaly nohy

Zevní svaly nohy (EFM; z anglického *extrinsic foot muscles*) jsou svaly s bříšký uloženými v oblasti bérce (Obrázek 4), odkud vedou jejich šlachy (často ve šlachových pochvách) do oblasti nohy, kde se upínají. Jsou rozděleny do tří skupin, které jsou rozděleny vazivovou *fascia cruris*. (Paulsen et al. 2018)

Jejich hlavní funkcí jsou globální pohyby nohy (McKeon et al. 2015) – ve smyslu dorzální flexe, plantární flexe, inverze, everze, pronace a supinace. Dorsální skupina zajišťuje propulzní sílu odrazu při chůzi a běhu, což zajišťují hlavně mm. gastrocnemii. (Paulsen et al. 2018)

Specifická místa úponů jednotlivých zevních svalů umožňují širokou škálu pohybů nohy. Účastní se i pohybu prstců, řízení napětí plantární aponeurózy, konfigurace klenby a subtalárního kloubu. (Kelly et al. 2014; Paulsen et al. 2018) Do jisté míry tak dokážou působit v synergii s vlastními svaly nohy, avšak jakákoliv akce těchto svalů je spojená s působením na pohyb celé nohy v kotníku. Je to dáno průběhem jejich šlach z oblasti bérce okolo komplexu horního a dolního zánártního kloubu. (Paulsen et al. 2018)



Obrázek 4. Svaly bérce (dlouhé s. nohy) – pohled zezadu (vlevo) a zepředu (vpravo) (Netter 2012)

Tabulka 2 Přehled zevních svalů nohy – jejich funkce, začátku a úponu (Véle 2006; Čihák 2001)

Sval	Začátek	Úpon	Funkce
VENTRÁLNÍ SKUPINA			
m. tibialis anterior	facies lateralis tibiae, fascia cruris, membrána interossea	Os metatarsi I., Os cuneiforme mediale	dorziflexe, inverze nohy
m. extensor digitorum longus	Condylus lateralis tibiae, Margo anterior fibulae, Membrana interossea cruris, Fascia cruris	Phalanx distalis digitorum II-V.	dorziflexe prstců, pomocná dorziflexe nohy, everze (pronace) nohy
m. extensor hallucis longus	facies lateralis tibiae, membrána interossea, fascia cruris	Phalanx distalis hallucis	dorziflexe (extenze) palce, pomocná dorziflexe nohy a inverze (supinace) nohy
LATERÁLNÍ SKUPINA			
m. fibularis longus	Caput fibulae, Facies lateralis fibulae (proximální ½), Fascia cruris	Os metatarsi I., Os cuneiforme mediale	everze nohy, pomocná plantární flexe
m. fibularis brevis	Facies lateralis fibulae (distální ½)	Tuberositas ossis metatarsi primi	everze nohy, pomocná plantární flexe
DORSÁLNÍ SKUPINA			
Povrchová vrstva			
m. triceps surae	<u>m. gastrocnemius, caput mediale</u> – condylus medialis femoris <u>m. gastrocnemius, caput laterale</u> – condylus lateralis femoris <u>m. soleus</u> – arcus tendineus m. solei, facies posterior tibiae, fibula (proximální ¼)	tuber calcanei (tendo Achillis)	Plantární flexe nohy, supinace nohy, hlavní propulzní sval při chůzi; <u>soleus</u> – s tonický, jednokloubový; <u>mm. gastrocnemii</u> – fázický, dvojklobový, pomocná flexe kolene
m. plantaris	condylus lateralis femoris	tuber calcanei (tendo Achillis)	Plantární flexe a supinace nohy, flexe kolene, významný propriocepční senzor
Hluboká vrstva			
m. tibialis posterior	membrana interossea cruris, přilehlé okraje tibie a fibuly	tuberositas ossis navicularis, facies plantaris ossea cuneiformia I.-III., Ossa metatarsi II.-IV.	inverze (supinace), pomocná plantární flexe
m. flexor digitorum longus	facies posterior tibiae	phalanx distalis 2.-5. prstce	flexe prstců, pomocná plantární flexe a inverze
m. flexor hallucis longus	facies posterior fibulae, membrana interossea	phalanx distalis hallucis	flexe palce, pomocná plantární flexe a inverze

2.3 Klenba nohy

Evolučním východiskem změny funkce nohy z orgánu uchopovacího na orgán opěrný se stala nožní klenba (Kračmar et al. 2016), která chrání měkké tkáně planty a umožňuje pružný nášlap (Dylevský 2009). Podélné a příčné klenutí rozkládá váhu těla přednostně na tři body planty a tvoří tak jakousi trojnožku (Kolář 2009; Véle 2006), přičemž *talus* slouží jako distributor síly. Protože na něj působí celá váha těla přes horní zánártní kloub, jeho nastavení rozděluje zatížení mezi opěrné body (Paulsen et al. 2018). Váha je rozložena mezi *tuber calcanei*, *caput ossis metatarsi primi et quinti*, mezi kterými se klenou tři oblouky klenby nohy (Dylevský 2009; Paulsen et al. 2018):

- **Mediální longitudinální oblouk** (MLA; z anglického *medial longitudinal arch*), který je výrazně vyklenutý na vnitřní straně chodidla, tvoří mediální paprsek nohy. Jeho vrcholem i vrcholem celé podélné klenby je *os naviculare*.
- **Laterální longitudinální oblouk** je tvořen laterálním paprskem nohy. Je nižší a také méně rigidní.
- **Anteriorní transverzální oblouk** se klene v úrovni hlaviček metatarsů.

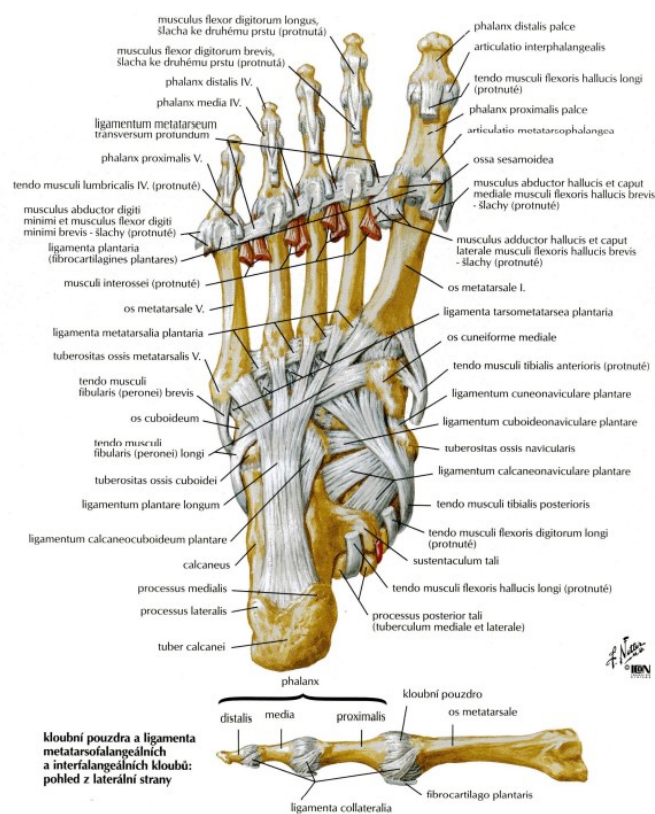
Příčná klenba je však nejvýraznější v úrovni *ossa cuneiformia* a *os cuboideum*, což můžeme označit jako **posteriorní transverzální oblouk** (Kolář 2009). Vrcholem příčné klenby je *os cuneiforme intermedium* (Paulsen et al. 2018).

Tyto oblouky klenby však nemůžeme chápat odděleně, nýbrž jako součást jedné funkční jednotky (McKeon et al. 2015), kterou McKenzie (1955) nazval kupolí (v anglickém originále *half dome*). Celkový tvar kostry nohy a architektura jednotlivých kostí dává základ tvaru klenutí (Dylevský 2009). *Tarsus* je uspořádán konkávně plantárním směrem, *ossa metatarsi* od něj pak klesají směrem k prstům a dotváří klenbu nohy (Paulsen et al. 2018). Díky pružným kloubním spojením není její tvar neměnný, ale je dán podpůrnou funkcí dalších tkání. (Franco 1987)

Na udržení klenby se podílí hlavně mohutný ligamentózní aparát (Obrázek 5). Podélnou klenbu udržují tři vrstvy longitudinálních vazů planty – *lig. calcaneonaviculare plantare*, *lig. plantare longum* a *aponeurosis plantaris*; příčná klenba je dána podmíněná především vzájemným postavením paralelních paprsků nohy (Kolář 2009; Véle 2006) a také příčně vedoucími strukturami. (Dylevský 2009; Paulsen et al. 2018) Pro fixaci podélné klenby během chůze je klíčový rumpálový mechanismus. Dorziflexe prstů během střední a konečné stojné fáze zvyšuje tah v plantární aponeuróze jejím „navinutím“ okolo MTP kloubů. Zvýšené napětí *aponeurosis plantaris* působí plantární flexi a addukci MTT a

v kombinaci se supinací zadonoží, čímž zkracuje a zvyšuje podélnou klenbu. Z nohy se tak místo poddajného tlumiče stává pevná páka, která přenáší sílu plantárních flexorů na zem. (Kelly et al. 2014)

Ligamenta a šlachy nohy: plantární strana



Obrázek 5. Ligamenta a šlachy nohy – plantární strana (Netter 2012)

Kromě pasivní vazivové podpory je klenba nohy držena dynamickou podporou svalů a to hlavně plantárních vlastních svalů nohy, které jsou schopné nezávisle měnit tvar klenby. Jejich aktivita se zvyšuje se zatížením nohy a dynamikou činnosti – při zvýšení síly působící na nohu se zvyšuje i zapojení těchto svalů, aby udržely klenbu v žádaném postavení. Například při chůzi je jejich aktivace větší než při stoji, stejně tak při přechodu z bipedálního stoje do stoje na jedné noze. Všechny plantární IFM (v práci pro ně užíváme zjednodušeně termín „IFM“) se účastní stabilizace v synergii a zpevňují nohu, aby mohla v dynamických činnostech zajistit odraz a ve statických tvořit stabilní platformu pro stoj. (Soysa et al. 2012; Kelly et al. 2014) Hluboká dorzální skupina lýtky působí v synergii s IFM v podpoře longitudinálních oblouků klenby. *M. fibularis longus* spolu s *m. tibialis anterior* pomáhají udržovat transverzální oblouk v úrovni středonoží takzvaným „šlašitým třmenem.“ Naopak *m. triceps surae* zplošťuje longitudinální oblouky klenby a brání přílišnému vyklenutí nohy. Tah Achillovy šlachy působí antevertzi kalkaneu (Paulsen et al. 2018) a everzi nohy

v subtalárním a talonavikulárním kloubu, kvůli umístění úponu laterálně od dlouhé osy tibie. (Chen a Greisberg 2009)

V závislosti na napětí podpůrných struktur může být klenba nedostatečně klenutá a tvoří *pes planus* (plochou nohu). Plochá noha je příliš mobilní, nedokáže zajistit funkci pevné páky a kompenzačně se stáčí do pronace. Opakem je *pes cavus* (vysoká noha) jejíž stabilizátory jsou v přílišném napětí. Oblouky nohy jsou tak vysoce klenuté, noha je nepoddajná, nedokáže plnit funkci tlumiče a stáčí se do supinace. (Franco 1987) Stabilizace zajištěná vlastními svaly nohy je zásadní pro správné fungování nohy. (McKeon et al. 2015)

Předpokládá se, že efektivní neuromuskulární kontrola IFM (*intrinsic foot muscles*) je nezbytná pro stabilizaci tarsálních a metatarsálních kostí a pro regulaci míry pronace. A to nejen při statickém zatížení, ale především při dynamickém zatížení od fáze dopadu až po fázi odlepení se od země. (Jam 2004) Pro tuto funkci je důležitý dostatečný aferentní vstup z nohy. Je obecně uznáváno, že aferentace z plosky nohy je zásadní pro chůzi a rovnováhu. Nejvíce byl studován podíl kožních receptorů, avšak vlastní svaly nohy jsou výhodně umístěné k poskytování okamžitých informací o změnách v klenbě nohy, a tak by také mohly poskytovat důležité informace. Ovlivnění sensorické složky vlastních svalů nohy jejich oslabením může vést ke změně postavení nohy. (McKeon et al. 2015)

3 Hallux valgus

Hallux valgus (HV), neboli vbočený palec je nejčastější statickou deformitou postihující předonoží (Rapi 2016). Výzkumy uvádějí výskyt tohoto postižení přibližně u třetiny populace. Incidence je vyšší u žen než u mužů a roste se zvyšujícím se věkem pacientů. Vše starších věkových skupinách může dosáhnout až 74%. (Roddy et al. 2008; Nix et al. 2010; Sim-Fook a Hodgson 1958). Iritace měkkých tkání v okolí MTP I. kloubu a s ní spojené záněty měkkých tkání, osteoartróza nebo bolesti nohou výrazně snižují subjektivní kvalitu života u pacientů s HV (Menz a Morris 2005; Rapi 2016). Dále se pak vbočený palec projevuje funkčními vadami, jako je zhoršená postura, chůzový stereotyp a rovnováha vedoucí až k pádům u starších pacientů (Nix et al. 2010).

3.1 Anatomické a biomechanické poměry při deformitě *hallux valgus*

Hallux valgus se vyznačuje addukčním postavením palce nohy. To vede k laterální subluxaci sesamových kostí, laterálnímu skluzu šlachy *m. extensor hallucis longus* a zkrácení laterálních ligament kloubního pouzdra. V těžších případech může dojít k trvalé subluxaci až luxaci MTP I. skloubení. S laterálním vbočením palce souvisí také mediální posun hlavičky prvního metatarzu a zvětšení úhlu mezi longitudinálními osami I. a II. metatarsu (IMA; *intermetatarsal angle*). Kromě toho, že se první paprsek nohy dostává do abdukce, stáčí se také do pronace. Osa MTP kloubu se tak přesouvá transversální roviny směrem k sagitální, což přidává k plantární flexi addukční komponentu, která táhne palec do valgozity. (Kozáková et al. 2010; Perera et al. 2011; Piqué-Vidal a Vila 2009; Rapi 2016; Roddy et al. 2008; Nix et al. 2010; Kapandji 1987; Glasoe 2016)

Pronace prvního paprsku ovlivňuje mechanické působení svalů. Šlacha *m. abductor hallucis* se ve vztahu k hlavičce metatarzu posouvá plantárně, čímž ztrácí sílu abdukce a získává větší ve flexi. Pozice úponů *m. flexor hallucis brevis* a *m. adductor hallucis* se s pohybem MT I. dostávají více mediálně a stáčí se směrem k laterální straně metatarzu. Výsledkem je natažení obou těchto svalů a výrazná ztráta síly adduktoru. Přestože je síla adduktoru snižena, síla abduktoru je z většiny ztracena a v transversální rovině tak oslabený tah do addukce. (Arinci İncel et al. 2003) Směr působení *m. flexor hallucis longus* je také přesměrován a táhne palec laterálním namísto plantárního směru. (Glasoe et al. 2010)

S progresí deformity se mediálně obnažuje kloubní plocha hlavičky MT I., neboť je jamka proximálního falangu sesunuta výrazně laterálně. Odkrytá část je náchylná ke zranění a irituje měkké tkáně nad ní, kde se postupně vytvoří typické zduření (v anglicky mluvících

zemích označováno jako *bunion*). V tomto místě je zpravidla přítomna bolest, která je často vyvolaná tlakem obuvi. (Glasoe et al. 2010) Nejedná se o osteofyt, nebo osifikaci zanícených tkání. Ve skutečnosti mediální eminence hlavičky MT I. naopak ztrácí chrupavku, což je dáno absencí artikulace s proximálním falangem. Navíc se v chrupavce hlavičky prvního metatarsu vytváří sagitální zářez, který se se zvětšujícím HVA posunuje laterálně a na základě histologických dat je zřejmě způsoben nedostatečnou stimulací chrupavky. V místech zvýšeného tlaku chrupavka eroduje, což vede k osteoartritickým změnám kloubu. (Kapandji 1987; Glasoe et al. 2010; Rapi 2016; Roddy et al. 2008; Nix et al. 2010; Perera et al. 2011)

3.1.1 První paprsek nohy

První paprsek nohy je označení pro funkční jednotku prvního metatarzu a mediální klínovité kosti. Distálně na něj navazuje první prstec. *Art. metatarsocuneiforme primi* je velmi stabilní spojení. MT I. a *os cuneiforme mediale* se tedy pohybují jako jeden spojený segment, oddělený od pohybu druhého metatarzu. Je vyztužené hustou sítí plantárních ligament, která zároveň pomáhají udržovat klenbu nohy. V literatuře se běžně využívá termínu „první metatarz“ pro popis společné kinematiky cuneiformo-metatarsálního komplexu. (Glasoe et al. 2010) V následujícím textu budeme pro lepší čitelnost tento termín využívat stejným způsobem.

První paprsek je jako celek je vzhledem ke své evoluční historii přirozeně nestabilní strukturou (Perera et al. 2011). V průběhu vývoje byl totiž uvolněný od zbytku MTT a sloužil (podobně jako na ruce) k uchopování. Chápavá noha arboreálních lidských předků rodu *Australopithecus*, se poté přizpůsobila bipedální chůzi a běhu. To mělo za následek (včetně dalších adaptací) addukci palce k ostatním prstcům spolu s vytvořením klenuté architektiky nohy. (Kračmar et al. 2016) Pozůstatky tohoto procesu lze vidět v anatomickém uchycení palce – vazivové spojení báze prvního metatarsu se sousedním MT II. je slabší než spojení ostatních MTT (Dylevský 2009). Adduktor palce si také stále drží evoluční pozici svalu, který zajišťuje uchopování a má tak nad svým antagonistou – abduktorem palce mechanickou výhodu. (Arinci Íncel et al. 2003)

Stabilizace palcového paprsku tak mnohem více závisí na jemné souhře dynamických stabilizátorů než u ostatních paprsků nohy, které nemají tak slabý vazivový aparát. (Perera et al. 2011) U vbočeného palce však tato stabilizace selhává a MT I. se dostává do addukce. (Kozáková et al. 2010; Perera et al. 2011; Glasoe et al. 2010)

3.1.2 Svalové dysbalance

Změna anatomických poměrů při vbočeném palci mění průběh a pozici úponů svalů vzhledem ke kostním strukturám, a tak mění vektor jejich působení i jejich sílu (viz výše). Addukční komponenta *m. adductor hallucis* je téměř ztracena a *m. abductor hallucis* je výrazně oslaben. (Arinci Íncel et al. 2003) Tyto dva svaly za fyziologické situace poskytují vyváženou plantární rotátorovou manžetu, avšak při HV převažuje adduktor. (Perera et al. 2011) Za fyziologické situace má největší podíl na addukci jeho *caput obliquum* (Glasoe 2016), při HV se do popředí ale dostává i tah *caput transversum*. Tato šlašitá hlava je dle Arakawy et al. (2003) u člověka rudimentární strukturou, avšak s mediálním posunem hlavičky MT I. se protahuje a zvyšuje se její napětí. Její zesílený tah tak působí abdukci, přestože za normálního stavu by tento sval nedokázal vyvinout dostatečnou sílu na to, aby překonal protiváhu *m. abductor hallucis*, který je největším vlastním svalem nohy. (Arakawa et al. 2003)

Kromě jejich funkce v transversální rovině, mají abduktor a šikmá hlava adduktoru palce ještě významnou roli v sagitále. Podporují první prstec a první paprsek v nesení váhy těla a udržování MLA, čímž předcházejí přílišné pronaci nohy. (Glasoe 2016; Perera et al. 2011) Jejich synergistou je v této funkci *m. flexor hallucis brevis*, *m. flexor digitorum brevis*. Při zatížení sezamských kůstek zavzatých do šlach těchto svalů nepůsobí na palec, ale plantárně flektují první paprsek nohy, čímž podporují a zvedají mediální oblou klenby. (Kelly et al. 2014; Glasoe et al. 2010) Z vnějších svalů nohy s těmito svaly spolupracuje *m. tibialis posterior*, který kromě plantární flexe stabilizuje středonoží a omezuje pronaci.

Při plochonoží a pronaci nohy, se zkracují svaly zajišťující everzi nohy (např. *mm. fibulares*) a zvyšuje se napětí plantární fascie. Naopak oslabují struktury podporující MLA včetně *m. tibialis posterior*. (Franco 1987) Zvýšené napětí Achillovy šlachy také táhne nohu do pronace a podporuje snížení MLA. Většinou bývá způsobeno zkrácením *mm. gastrocnemii*. Za fyziologické situace je při plantární flexi tato everzní složka kompenzována tahem *m. tibialis posterior* (Chen a Greisberg 2009), avšak nefunkční *m. abductor hallucis* při HV nebo *pes planus* může ovlivnit jeho působení vést až jeho dysfunkci. (Glasoe 2016)

3.2 Vývoj hallux valgus

Při vzniku časně léze selhávají mediální podpůrné struktury MTP I. kloubu (mediální sezamská kůstka a *ligamentum collaterale mediale*). Následně se *phalanx proximalis* (PP) *hallucis* stáčí do addukčního postavení, hlavička MT I. se posouvá mediálně a sklouzává ze sezamoidního aparátu. Struktury upínající se přes sezamské kůstky na bázi PP palce (flexor palce, adduktor palce, hluboké příčné ligamentum) se tedy dostávají relativně laterálně

od MTP I. kloubu a táhnou palec dále do valgozity. Šlachy dlouhého flexoru a extenzoru palce také zdánlivě uhýbají laterálně a napomáhají tak vedení palce do špatného postavení. Se skluzem hlavice MT I. mediálním směrem se první paprsek dostává do pronace a abduktor palce již nedokáže oponovat deformitě, protože se jeho úpon stáčí plantárním směrem. Abduktor palce, který měl svůj úpon původně uložený na plantární straně palce, dále napomáhá pronaci prvního paprsku a zároveň také stahuje palec z hlavice MT I. laterálně. (Perera et al. 2011)

Caput metatarsi primi je nyní uložena na mediální sezamské kůstce, která může poškozovat její chrupavku. Burza překrývající mediální výběžek hlavičky MT I. může zduřet, neboť je na ni vyvíjen zvýšený tlak. Zevnitř na ni tlačí mediálně se posunující MTP I. kloub, zvnějšku zase obuv, která není přizpůsobená změněnému tvaru nohy. S pronací prvního paprsku se na mediální stranu nohy dostává slabší dorzální část kloubního pouzdra MTP I. kloubu, což ještě omezuje jeho stabilitu v transverzální rovině. (Perera et al. 2011)

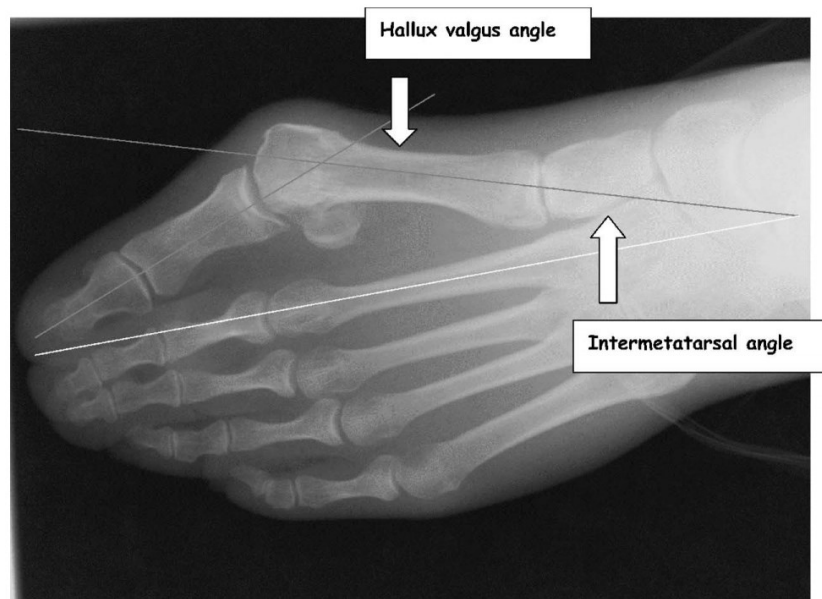
Pokud se mediální sezamská kůstka přesune laterálně za mediální hranu hlavičky prvního metatarzu, je to důležitý moment vývoje deformity. Pokud je mediální ligamentum oslabené a odpor tvořený hranou je překonán, zhoršení stavu může být velmi rychlé. (Perera et al. 2011)

Změny nohy způsobené vbočením palce mohou přesunout zatížení plosky laterálně, což může způsobit vychýlení poměrně pohyblivého pátého metatarzu. (Perera et al. 2011)

3.3 Hodnocení *hallux valgus*

Závažnost HV se většinou určuje podle HVA. Úhel vbočení palce (HVA; *hallux valgus angle*) (Obrázek 6) je daný jako úhel mezi dlouhou osou MT I. a PP I. (Xiang et al. 2018). Podle velikosti se úhel valgozity palce dělí na několik kategorií: normální (< 15°), mírný (15–20°), střední (21–39°), a vážný (≥ 40°) (Piqué-Vidal a Vila 2009; Glasoe et al. 2010).

Dalším důležitým parametrem pro diagnostiku je intermetatarzální úhel (IMA; *intermetatarsal angle*) (Obrázek 6). Dělí se na normální (< 9°), mírný (9–11°), střední (12–17°), a vážný (≥ 18°). (Piqué-Vidal a Vila 2009; Glasoe et al. 2010)



Obrázek 6. Úhel vbočení palce (HVA; hallux valgus angle) a intermetatarzální úhel (IMA; intermetatarsal angle) (Thomas a Barrington 2003)

Dodatečně se může měřit i úhel skloubení proximálního phalangu (PPAA; Proximal phalangeal articular angle), který se udává jako úhel mezi longitudinální osou proximálního falangu a linií kolmou na kloubní plochu báze PP. (Piqué-Vidal a Vila 2009; Glasoe et al. 2010)

Standardně se používá radiografické měření – to ale není vždy vhodně z hlediska ceny a expozici ionizujícímu záření (zvláště při opakovaných měřeních). (Nix et al. 2010)

Pro hrubé zhodnocení je možné využít kategorizačních škál – Manchester scale (Menz a Munteanu 2005) a škála dle Roddyho (2007). Ty jsou založené na srovnání stavu pacientovy nohy s modelovými obrázky a určení stupně deformity dle nejpodobnějšího. Tyto metody jsou užitečné pro určení vážnosti deformity, ale mají omezený klinický přínos v měření progresu deformity (Nix et al. 2010).

3.4 Faktory působící na vznik *hallux valgus*

Pokud se objeví faktory narušující souhru stabilizátorů nohy, palec a MT I. se stávají snadnou obětí deformit. První paprsek totiž hraje klíčovou roli v udržování mediálního oblouku klenby, a pokud kdekoliv v jeho průběhu selže, může to vést ke vzniku vbočeného palce. (Perera et al. 2011) Avšak k vytvoření a progresi deformity pravděpodobně nestačí pouze jeden faktor, ale je nutná kombinace několika z nich. (Garrow et al. 2001)

3.4.1 Výška mediálního longitudinálního oblouku klenby

S poklesem MLA klenby se *os naviculare* dostává plantárně a první paprsek se stáčí do pronace spolu s celou nohou. To ovlivňuje osu pohybu prvního metatarsu, umožňuje addukci MT I. s menším anatomickým odporem a napomáhá vzniku HV. (Glasoe et al. 2010)

Pohyby prvního metatarzu probíhají dle osy, která je za fyziologické situace v horizontální rovině. Prochází mezi *os naviculare* a bází třetího metatarsu, a tak umožňuje dorzální a plantární flexi v sagitální rovině. Orientace této osy je závislá na postavení ostatních tarsálních kostí. S poklesem klenby se člunková kost dostává více plantárně a klesá pod centrálně uložené tarsometatarzální (TMT) klouby, které jsou stabilnější. To vede k poklesu mediálního konce osy (*os naviculare*) při relativním zvednutí laterálního konce (báze MT III.) a stočení osy více vertikálně. To způsobí přeorientování části pohybu ze sagitály do transverzály. (Glasoe et al. 2010)

Při zatížení nohy váhou těla se za normálního stavu pohybuje první metatars do dorziflexe, avšak při pronaci MT I., která je způsobena poklesem MLA, se k dorziflexi přidává abdukční složka, což může vést k zvětšení IMA. (Glasoe et al. 2010)

3.4.1.1 *Pes planus*

Hallux valgus tedy může být sekundárním výsledkem změn osy rotace prvního metatarsu způsobené sníženou klenbou (*pes planus*), neboť addukce prvního metatarsu je predispozicí k HV. (Glasoe et al. 2010)

Existují ale i další změny, které při ploché noze ovlivňují funkci nohy a mohou mít vliv na vývoj HV. *Pes planus* způsobuje elevaci a tudíž i funkční prodloužení MT I., což může omezovat MTP I. skloubení. Změněná je i funkce svalů nohy, neboť *m. fibularis longus* může mnohem hůře stabilizovat první paprsek nohy. (Perera et al. 2011) Abduktor a adduktor palce jsou více aktivní s tím, jak se snaží propadu klenby vzdorovat (Gray a Basmajian 1968).

Snížení klenby často ovlivňuje i zadonoží, které se uchyluje do everze (*pes planovalgus*) To uvolňuje zatížení MTP I. kloubu, avšak zvyšuje zátěž na mediální oblouk klenby. To je způsobeno relativní pohyblivostí TMT I. skloubení vůči TMT II. a ztrátou tahu *m. fibularis longus*. Everzí zadonoží se celá noha dostává do abdukce (vytáčí se ven), což spolu s pronací prvního paprsku přenáší tlak na mediální stranu palce při odrazu, a tak tlačí palec do valgozity. (Perera et al. 2011)

Eustace et al. (1993) ukázal, že pronace prvního metatarsu je asociována s HV a zvyšuje se s tím, jak roste intermetatarsální úhel. Pronace a intermetatarsální úhel jsou

tedy úzce propojeny. Navíc prokázal, že zborcení mediálního oblouku podélné klenby je také asociováno s pronací MT I., avšak nebyl schopen říci, co je příčina a co následek.

3.4.1.2 *Podpůrné struktury klenby*

Váha nesena kalkaneem ukotvuje začátky plantárních vlastních svalů nohy, plantárních ligament a plantární fascie. Napětí těchto struktur, a to především plantární fascie, které udržuje klenbu, závisí na konfiguraci MTP I. skloubení. Mediální svazek plantární fascie se upíná na MTP I. kloub, který ovlivňuje jeho napětí. Napětí se zvyšuje při dorziflexi palce rumpálovým mechanismem, což závisí na zakřivení hlavičky prvního metatarsu. Pokud deformita stočí MT I. stranou, zakřivení tvaru vačky, kterého hlavička MT I. nabývá, se zmenší a s ním i napětí plantární fascie. Povolená plantární fascie dál nemůže udržet klenbu, která se zbortí. (Perera et al. 2011)

Jak už bylo v předchozí podkapitole zmíněno, snížení mediálního oblouku klenby, prostřednictvím pronace prvního praprsku, dále podporuje progresi deformity, a tak se tyto působící faktory navzájem potencují.

Síť svalů podporující MLA jsou schopny se svým společným směrem tahu bránit snížení klenby. Výše popsané změny v anatomickém rozložení vedou k prodloužení nebo zkrácení upnutých svalů od jejich fyziologické délky, tím pádem vedou i ke snížení síly těchto svalů. Na druhou stranu tyto svaly nám nabízejí možnost terapeutické intervence, zacílením na jejich posílení, a tím změny postavení prvního praprsku a mediálního oblouku klenby (Glasoe 2016)

3.4.2 **Anatomická struktura prvního metatarzu**

Anatomické parametry *os metatarsi primi* souvisí s vbočeným palcem hned v několika faktorech. Prvním z nich je relativní délka MT I. vůči MT II. S výskytem HV koreluje krátký (tzv. Mortonova noha) i dlouhý první metatarz (tzv. *zero-plus MT I.*). (Spooner et al. 1994; Glasoe et al. 2010)

Mortonova noha vyznačující prvním metatarsem kratším než je MT II. a III. Má tendenci k pronaci a hypermobilitě, z čehož se usuzuje, že by mohla být predispozicí k HV. (Spooner et al. 1994; Glasoe et al. 2010) Perera et al. (Perera et al. 2011) se však odkazují na studie, které nenalezly významnou asociaci.

Na tom, že se *zero-plus MT I.* podílí na patogenezi HV se však autoři shodují. (Perera et al. 2011; Glasoe et al. 2010; Spooner et al. 1994) MT I. má v tomto případě větší nebo stejnou délku jako MT II. a 80% pacientů s HV vykazovalo *zero-plus MT I.* (Mancuso et al. 2003) Dle Roota et al. (1977) je dlouhý MT I. funkčním *metatarsus primus*

elevatus, protože jeho délka neumožňuje plantární flexi a také inhibuje další dorziflexi v MTP I. skloubení (Horton et al. 1999).

Druhým anatomickým parametrem *os metatarsi primi* predisponujícím nohu ke vzniku HV je zakřivení hlavičky. Oblá hlavička MT I. je běžná u pacientů s HV a způsobuje nestabilitu MTP skloubení. Není pravděpodobné, že by se oblá hlavička tvořila až jako následek remodelace, jelikož není asociována s žádnými degenerativními změnami. (Perera et al. 2011)

Třetím anatomickým parametrem je způsob kloubního spojení báze prvního metatarzu.

3.4.3 Nestabilita prvního paprsku

Spojení v *art. metatarsocuneiforme* podléhá pohlavním rozdílům. Ferrari et al. (2004) objevil, že tvar ženského MC kloubu je více náchylný k pohybu MT I. do abdukce, což by mohlo vysvětlovat, proč se *hallux valgus* objevuje převážně u žen.

Existuje také jistá variabilita v počtu faset kloubního spojení báze MT I. a sousedních kůstek, přičemž intermetatarzální fasety se objevují jen u přibližně jedné třetiny lidí. Výskyt jednofasetových skloubení je spojený s výskytem HV, kdežto tři fasety v kloubu se objevují pouze u lidí bez HV. Z toho vychází hypotéza, že s rostoucím počtem faset se zvyšuje stabilita skloubení a stabilita celého prvního paprsku. (Perera et al. 2011)

Nehledě na anatomický design, může být první paprsek destabilizován také zraněním, artrózou nebo generalizovanou laxací pojiva. Tento stav může být jedním z předpokladů pro vznik HV. (Perera et al. 2011) Hypermobilita prvního metatarsu byla pozorována u 38 – 64 % pacientů s HV. Dobrým měřítkem hypermobility MT I. je měření úhlu mezi 1. a 2. metatarsem (IMA). (Glasoe et al. 2010)

3.4.4 Hypermobilita

Generalizovaná laxacita vaziva je významným faktorem hypermobility MT I. a pacienti, kteří trpí na *hallux valgus* vykazují vysokou incidenci všeobecné kloubní hypermobility. Nedostatečně silná ligamenta tak dovolí prvnímu metatarsu uvolnit se do addukce. (Glasoe et al. 2010)

Konstituční hypermobilita, která právě pravděpodobně souvisí s insuficiencí mezenchymu, postihuje celé tělo, i když se nemusí všude projevit stejně a nemusí být striktně symetrická. (Janda 1996) Pacienti s generalizovanou laxací pojiva jsou také náchylnější ke vzniku HV. (Glasoe 2016) Pasivní stabilizátory MTP skloubení jsou na mediální straně pouze 3 – kloubní pouzdro, kolaterální vaz a vaz mediálního sesamoidu.

Při zvýšené laxacitě pojiva, může jednoduše dojít k selhání těchto struktur, což hraje klíčovou roli ve vývoji deformity (Perera et al. 2011)

Hypermobilita nemusí mít zjevnou příčinu, nebo se pojí s jinými onemocněními. Mírně zvýšená bývá u většiny žen s HV. Objevuje se také stavů s poruchami pojiva, jako je Marfanův syndrom, Ehler-Danlos syndrom nebo revmatická artritida. Při nich je prevalence HV vyšší a vbočení je obtížněji léčitelné. (Perera et al. 2011)

3.4.5 Lokomoční stereotyp

Palec na konci stojné fáze nese přibližně 40 % váhy těla. Chůze s nohama v abdukci nebo s vnější rotací v kyčli přenáší reakční sílu podložky na mediální stranu palce. Tato síla tlačí palec do valgozity a také působí svou mediální složkou na hlavičku prvního metatarsu a dislokuje ho do abdukce. Její velikost je závislá na HVA a zvyšuje se spolu s ním. Proti tomuto momentu síly působí aktivita *m. flexor hallucis longus*. (Glasoe et al. 2010)

Třetina populace přirozeně upřednostňuje zatěžování vnější strany nohy, čímž se vystavuje většímu riziku deformity. Laterální preference zatěžování předonoží, způsobuje rychlejší progresi. Při přenosu zatížení na laterální stranu planty nebo elevací hlavičky metatarzu se sezamské kůstky uvolní a snadněji se luxují. (Perera et al. 2011)

3.4.6 Zkrácení Achillovy šlachy a plantární fascie

Mann a Coughlin (1999) a Hansen (1996) předpokládali, že zkrácená Achillova šlacha může vést k HV. A to nejen kvůli jejímu vlivu na snížení MLA a orientaci prvního paprsku, ale také kvůli omezení dorziflexe v hleznu. Ta je při chůzi přirozeně kompenzována tendencí vně rotovat nohu. Jak bylo zmíněno v předchozí podkapitole, tento způsob lokomoce zvyšuje valgotizační síly na palec. Perera et al. (2011) odkazuje na studie, které dokazují, že HV je asociovaný s $<10^\circ$ dorziflexí v kotníku, ale zároveň dodává, že některé studie toto propojení nenašly.

Dle Myerse (2014) se zkrácení Achillovy šlachy myofasciálními spojeními přenáší i na plantární aponeurózu a krátké flexory prstů. To znamená, že se pomocí rumpálového modelu přímo účastní omezení dorziflexe palce. Při zvednutí paty se musí v MTP I. kloubu provést dorziflexe do stejného rozsahu, což aktivuje rumpálový mechanismus. Toto napětí na plantární fascii může zabránit palci v dorziflexi, protože táhne palec na opačnou stranu (směrem do plantární flexe). Tato plantární flexe oponuje silám, které na palec působí podložka a palec uhýbá ve směru nejmenšího odporu, tedy do addukce. (Perera et al. 2011)

3.4.7 Genetické faktory

Relevantními dědičnými faktory by mohly být anatomické odchylky ve stavbě a spojení kostry nohy, která již byla zmíněna výše – tvar *caput MT I.*, artikulace *basis metatarsi*

primi, změny tzv. metatarzálního vzorce (Mortonova noha, *zero-plus MT I.*). Mezi další dědičné stavy by se mohla řadit i hypermobilita. (Perera et al. 2011) Nehledě na přesný mechanismus genetického přenosu, zdá se, že vrozený *hallux valgus* se vyskytuje asi u 2 % lidí. (Shine 1965) I studie na dvojčatech došla k závěru, že výskyt HV je spíše než genetickými podmíněn rizikovými faktory prostředí. (Munteanu et al. 2017) Proti tomu může stát to, že u pacientů s *hallux valgus juvenilis* a HV mladých dospělých byl pozorován 94% výskyt vbočeného palce i u matky. (Perera et al. 2011)

3.4.8 Obuv

Obuv je již dlouhou dobu považována za příčinu vbočeného palce, neboť byl pozorován nízký výskyt této deformity u populací, jejíž členové se pohybují naboso. Shine (1965) působil na ostrově Svatá Helena zaznamenal, že u části populace nosící boty incidence lineárně rostla s dobou nošení obuvi, a to nezávisle na věku. Autor to přisuzoval tomu, že většina typů obuvi utlačuje prstce směrem do addukce. Vyšší incidence byla v ženské části populace, avšak pouze u skupiny nosící boty, ve skupině bosé populace nebyl rozdíl pohlaví zaznamenán. Ve stejném roce přišli s velmi podobnými výsledky Sim-Fook a Hodgson (1958), kteří sledovali menší mobilitu a vyšší výskyt deformit u obuté části Korejské populace. I většina autorů recentních studií se shoduje, že obuv hraje zásadní roli ve vzniku nebo vývoji vbočeného palce. (Munteanu et al. 2017; Perera et al. 2011; Garrow et al. 2001; Menz a Munteanu 2005)

Vysoké podpatky jsou často spojovány s HV, jelikož byla nalezena přímá spojitost mezi nimi, zvýšeným zatížením MT I. a valgotizačním působením na palec. Tento efekt je navíc zhoršen sjížděním nohy dopředu do prostoru pro prsty. (Perera et al. 2011)

3.4.9 Přetěžování

Není žádné potvrzené spojení mezi povoláním, přílišným chozením ani nadměrným zatížením a HV. Nebyla nalezena spojitost ani s obezitou, úhlem abdukce nohy (*foot progression angle*) nebo stranovou dominancí nohy. (Perera et al. 2011)

3.4.10 Věk

Prevalence HV s věkem vzrůstá a bylo pozorováno, že je postiženo mezi 12 a 56 % lidí starších 65 let. (Menz a Munteanu 2005) Změny postury, biomechaniky kloubů a zatížení plosky spojené s věkem, zvyšují riziko HV. (Perera et al. 2011) Navíc se rostoucím věkem také prodlužuje doba deformujícího působení obuvi na nohu. (Shine 1965)

3.4.11 Rozdíl pohlaví

Můžeme s jistotou říci, že *hallux valgus* je častější u žen. (Shine 1965; Perera et al. 2011) Možné příčiny v rozdílné anatomické stavbě ženské nohy zmíněné v předchozím textu jsou

tyto – více zakulacená *caput metatarsi primi* (Perera et al. 2011), tvar skloubení *basis metatarsi primi* s ostatními kůstkami nohy (Ferrari et al. 2004). Konstituční hypermobilita je také častější u žen. (Janda 1996) Kromě toho kulturně determinovaný rozdíl v obouvání žen a mužů v západní společnosti vede k tomu, že ženy mají větší tendenci nosit obuv s vyšším podpatkem a užším místem pro prstce, což je z hlediska vývoje deformity *hallux valgus* také nepříznivým faktorem. (Munteanu et al. 2017; Perera et al. 2011; Garrow et al. 2001; Menz a Munteanu 2005)

3.5 Stavy nohy spojené s *hallux valgus*

Vbočení palce narušuje volný pohyb dalších prstů nohy a je tak často spojený s výskytem kladívkovitých, nebo drápotivých prstů a následným snížením nožní klenby, a rozšířením chodidla, což dále vede k propadu příčné nožní klenby. (Kapandji 1987; Glasoe et al. 2010) Podobně jako HV, jsou také častým důsledkem oslabení IFM. (Soysa et al. 2012)

3.6 Vyšetření

Vyšetření pacienta s vbočeným palcem by mělo zahrnout faktory uvedené v kapitole 3.4, které se podílejí na vzniku a progresi deformity. Výstupem vyšetření by mělo být zhodnocení závažnosti jednotlivých prvků přítomných v klinickém obraze a vytyčení terapeutických cílů a prostředků, kterými by bylo možné eliminovat nebo kompenzovat nejzávažnější činitele udržující deformitu *hallux valgus*.

3.6.1 Obtíže pacienta

Zjišťujeme, jaké obtíže pacienta trápí. Bolest je nejčastěji přítomna v oblasti zduřelé mediální strany MTP I. kloubu, která je často vyvolána nebo zhoršena tlakem obuvi. (Glasoe et al. 2010) Pro statické deformity předonoží (včetně HV) je typická bolest při zatížení, naopak klidové bolesti bývají příznakem celkového onemocnění. (Kolář 2009) Nedostatečná síla a vytrvalost IFM, která je se vbočeným palcem asociována, může způsobovat přetížení těchto svalů při zvýšených nárocích pohybové aktivity, což může vést k tvorbě myofasciálních triggerpoints (TrPs) a k úponovým bolestem. Většina IFM začíná v oblasti paty, tudíž přetížení nebo TrPs těchto svalů mohou být primární příčinou bolesti paty, které lze zaměnit za symptomy plantární fascitidy. (Jam 2004)

Dalšími obtížemi spojenými s HV by mohla být zhoršená rovnováha až pády, které se objevují v souvislosti s deformitou hlavně u starších pacientů. (Menz et al. 2010)

3.6.2 Anamnéza

Důležitým anamnestickým údajem související s deformitou je přítomnost onemocnění a stavů ovlivňujících funkci kloubů, svalů nebo jejich řízení. Důležitou roli v patogenezi HV mohou hrát dle Thomase a Barringtona (2003) zánětlivé změny MTP kloubu palce,

doprovázející revmatoidní artritidu či neuropatické komplikace u diabetes mellitus. Ptáme se také na další neurologické poruchy (např. polyneuropatie, st. p. iktu), kardiovaskulární onemocnění a předchozí operace nebo traumata v oblasti nohy. (Arinci Āncel et al. 2003; Kozáková et al. 2010) U stavů s vrozenými poruchami pojiva, jako je Marfanův syndrom, Ehler-Danlos syndrom, nebo revmatická artritida je HV obtížněji léčitelný. (Perera et al. 2011) Stejně tak u pacientů s idiopatickou konstituční hypermobilitou. (Glasoe 2016)

V rámci rodinné anamnézy zjišťujeme výskyt valgózní deformity palce, oběhových poruch, nebo narušeného čítí v rodině. (Kozáková et al. 2010)

V neposlední řadě zjišťujeme, zdali již dříve probíhala léčba HV, jakými metodami a s jakou úspěšností. Tyto informace pomohou k zajištění kontinuity terapie, zvýšení její účinnosti a dají terapeutovi představu o dosavadních zkušenostech pacienta.

3.6.3 Určení stupně závažnosti HV

Viz kapitoly 3.2 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** a 6.4.1 Úhel vbočení palce.

Objektivní zjištění stupně deformity pomocí vhodné metody je vhodné pro sledování vývoje vbočeného palce a zhodnocení úspěšnosti terapie.

3.6.4 Palpace

Palpací lze vyšetřit stav kůže, především její teplotu, kvalitu, elasticitu a posunlivost oproti dalším vrstvám, také podkoží, svaly a periost. (Kozáková et al. 2010). Při snížení příčné klenby bývá přítomna bolestivost při palpaci hlaviček MTT s propagací do plosky (Kolář 2009).

3.6.5 Vlastní svaly a klenba nohy

Vzhledem k tomu, že změny ve vlastních svalech nohy hrají velkou roli u deformity *hallux valgus*, jejich vyšetření by mělo být prioritou.

Svaly a klenbu můžeme vyšetřit palpačně – určíme přítomnost reflexních změn a blokad. (Kozáková et al. 2010) Při bolestech v oblasti paty, hledáme hypertonus IFM. (Kolář 2009). Grey et al. (1986) vyslovil hypotézu, že u pacientů s pes planus jsou IFM více aktivní, takže jsou tito pacienti více náchylní na přetížení a vznik myofasciálních TrPs a bolestivých syndromů. (Jam 2004)

Přímé vyšetření síly vlastních svalů je obtížné, protože flexe prstců, která je dobře objektivně měřitelnou funkcí těchto svalů, je do velké míry ovlivněna synergisty z řad dlouhých svalů nohy. Dynamometrie i měření síly flexe na tlakové desce nejsou, i přes svou reliabilitu, schopné izolovat samostatnou činnost IFM. (Bruening et al. 2019;

Soysa et al. 2012) Další možností je využití svalového testu, který dokáže rozlišit jednotlivé svaly nohy (Janda 1996), avšak myslíme si, že jeho využití je omezené ze stejných důvodů jako při využití dynamometrie.

V předchozích kapitolách již byl zmíněn vliv mediálního oblouku podélné klenby na HV a také důležitou roli vlastních svalů nohy v jeho podpoře. Pouhé aspekční zhodnocení výšky klenby může dát vyšetřujícímu představu o jejich funkci (při oslabení bude klenba ve stoji snížena). Lewitt (2015) udává možnost palpačního ozřejnění výšky klenby vsunutím prstu vyšetřujícího z mediální strany pod oblouk klenby.

Na tento fakt reagují i níže uvedené funkční testy IFM, z nichž některé (*intrinsic muscle test* a *navicular drop test*) využívají právě změny nastavení MLA k hodnocení funkce IFM. Další klinické testy hodnotí vyváženost funkce vlastních a vnějších svalů nohy.

- ***Intrinsic foot muscle test*** dle Jama (2004) vychází ze cviku malé nohy a Jam ho pak v modifikované podobě používá i pro terapii. Noha vyšetřovaného je nastavena do neutrálního postavení v subtalárním kloubu, čímž se i postavení klenby dostane do neutrály. Na takto nastavené noze stojí v unipedálním stoji, vyšetřující sleduje stálost výšky klenby a kompenzační aktivitu EFM a dle těchto parametrů zhodnotí funkci nohy jako dobrou, ucházející, nebo chabou. (Jam 2004)
- ***Navicular drop*** dle Brodyho (1982) je rozdíl mezi výškou hrbolu člunkovité kosti při neutrálním postavení subtalárního kloubu a jeho výškou při uvolněném stoji. V literatuře bohužel není shoda na normálních hodnotách, které by měla vykazovat zdravá populace. (Jam 2004)
- (5) Při ***Intrinsic positive test*** je zapojení IFM hodnocena podle flekčního vzorce ostatních prstců při současné extenzi palce na stejné noze. Pokud pacient dokáže při extenzi palce ostatní prstce flektovat v MTP kloubech a extendovat v PIP a DIP kloubech, označujeme to jako *intrinsic positive pattern* (pozitivní vzorec vlastních svalů nohy). Pokud to pacient nedokáže, označujeme to *intrinsic negative pattern* (negativní vzorec vlastních svalů nohy). Negativní vzorec značí oslabení IFM. (Soysa et al. 2012)

Už dříve Bernstein (2003) popsal *intrinsic minus foot*, jako nohu s extenzí v MTP kloubech a flexí v IP kloubech, což je známka ztráty funkce IFM.

3.6.6 Konfigurace calcaneu

Pohledem zezadu lze odhalit valgózní či varózní postavení paty (Kozáková et al. 2010) Při zatížení se calcaneus pasivně pohybuje do extenze, everze a addukce, čímž ovlivňuje

výšku klenby a postavení celé nohy. (Kelly et al. 2014) Tento pohyb je rovněž podporován tahem Achillovy šlachy (*m. triceps surae*) za *tuber calcanei*. (Paulsen et al. 2018) IFM jsou však za fyziologické situace schopny tuto deviaci zvrátit, proto hrají důležitou roli ve stabilizaci nohy. (Kelly et al. 2014) Z postavení calcaneu tedy můžeme usuzovat, které svaly jsou ve své funkci hyperaktivní a které naopak oslabené.

3.6.7 Vnější svaly nohy

Nejen IFM ovlivňují postavení segmentů nohy, svoje místo mají i vnější svaly nohy (EFM; *Extrinsic foot muscles*). Ačkoli jsou primárně hybateli nohy jako celku a zajišťují propulzivní pohyb při lokomoci, účastní se i pohybu prstců, řízení napětí plantární aponeurózy, konfigurace MLA a subtalárního kloubu. (Paulsen et al. 2018; Kelly et al. 2014) Hlavní zájem našeho vyšetření by se měl ubírat ke zvýšenému napětí těchto svalů, které mohou kompenzačně převzít funkci IFM při jejich oslabení. (Jam 2004) To se projevuje jako hra šlach na dorzu nohy, kterou nahrazují rovnovážnou funkci vlastních svalů nohy. Stejně tak se při nedostatečné funkci vnějších svalů nohy zapojují proximálnější svaly DK ve snaze nahradit jejich funkci. Tyto dysbalance se postupně mohou přenést až na svalstvo osového orgánu. (Véle 2006) Vnější svaly nohy udržují stabilní polohu nohy ve stoji, proto by toto oslabení mohlo mít za následek také nestabilitu kotníku.

Jejich vyšetření můžeme provést palpací, určíme přítomnost reflexních změn a blokády (Kozáková et al. 2010), neopomeneme vyšetření Achillovy šlachy a měkkých tkání v jejím okolí, svaly a šlachy kolem kotníku a na noze. (Kolář 2009)

Častým obrazem u *pes planus* a *hallux valgus* bývá zkrácení Achillovy šlachy a hypertonus *mm. gastrocnemii*. (Perera et al. 2011) Pro posouzení zkrácení lze využít test dle Jandy (1996).

3.6.8 Hypermobilita

Pacienti s konstituční hypermobilitou jsou náchylnější ke vzniku *hallux valgus* (Glasoe 2016), a to kvůli oslabení pasivních stabilizátorů palce. U těchto pacientů je důležité zajistit dostatečnou aktivní svalovou stabilizaci.

Sadu testů, které lze využít pro hodnocení hypermobility, sestavil Janda (1996) ke zjištění hypermobility a její distribuce po těle. (Janda 1996)

3.6.9 Další změny předonoží

Všímáme si změn metatarsálního vzorce, které lze poměrně dobře palpačně vyšetřit, (Spooner et al. 1994) a také deformit ostatních prstců (drápkovité a kladívkovité prsty), které jsou známkou oslabení IFM nebo jiné dysbalancí svalů nohy. (Soysa et al. 2012;

Kozáková et al. 2010) Vyšetřujeme omezenou dorziflexi palce při zatížené i nezatížené noze, která se označuje jako funkční resp. strukturální hallux limitus (Perera et al. 2011).

3.6.10 Vyšetření dalších segmentů těla

Při bolestivých syndromech nohy je v praxi důležité vyšetřit potenciální dysfunkce a změny i ve vyšších strukturách celého spodního kvadrantu těla včetně kyčle a pánve. (Jam 2004) Vyšetřující by tedy měl zaznamenat případné zřetězení svalových dysbalancí do vyšších segmentů. (Véle 2006)

3.6.11 Vyšetření chůze a rovnováhy

Všímáme si vnější či vnitřní rotace nohy – vnitřní rotace bývá způsobena zvýšenou torzí tibie nebo anteverzí krčku femuru, zevní rotace vychází z kyčle. Chůze po špičkách, patách, zevní a vnitřní hraně chodidla nám dá představu o pohyblivosti a síle hlezna a subtalárního kloubu. Hodnotíme oporu palce a prstů – význam biomechanický i proprioceptivní. (Kolář 2009) U pacientů s poruchou funkce nohy, včetně HV, noha v mnoha případech funguje jako pouhá „pasivní opěrná plocha“. Adaptace na zatížení a jeho přenos při chůzi probíhá na úrovni kyčelního kloubu a pánve. Dle Hermachové se jedná o proximální typ chůze. (Kozáková et al. 2010)

Sledujeme distribuci zatížení planty při stojné fázi chůze. Třetina populace přirozeně upřednostňuje zatěžování vnější strany nohy, čímž se vystavuje většímu riziku deformity. (Perera et al. 2011)

S vyšetřením chůze souvisí i vyšetření rovnováhy, která bývá u pacientů s poruchami nohy také porušená. (Mulligan a Cook 2013) Lze využít použít testy stability stoje dle Rhomberga, s vyřazením zrakové kontroly, nebo na jedné noze. (Kolář 2009) Omezení rovnováhy by mohlo být způsobeno jednak nedostatečnou funkcí IFM v distribuci tlaku na plantě při rovnovážných reakcích, jednak netostatečnou aferentací z IFM způsobenou jejich oslabením. Vlastní svaly nohy jsou důležitými proprioceptory. (Janda a Vávrová 1992)

3.6.12 Hodnocení obuvi

Zajímá nás, jakou obuv pacient nejčastěji nosí, a to z hlediska výšky podpatku, dostatečné šířky pro chodidlo a místa pro prsty. Všímáme si nejen druhu a vzhledu obuvi, ale také sešlapání podrážky a podpatku i deformace svršku obuvi (Kozáková et al. 2010) To nám může prozradit odchylky v chůzi pacienta a pomoci zjistit jeho distribuci sil na plantě.

3.7 Fyzioterapie

Terapie by měla cílit na faktory působící na vznik vbočeného palce a pokud možno poskytnout kauzální léčbu. Vrozené faktory lze jen těžko ovlivnit. Zpravidla to však nejsou

jediné vlivy, které se na vývoji HV podílí. Ve fyzioterapii můžeme ovlivnit funkční poruchy neuromuskulárního systému – oslabení svalů, svalové dysbalance nebo nevhodné pohybové stereotypy.

Pokud je *hallux valgus* zapříčiněn jiným onemocněním, např. neurologickým, nebo revmatologickým, je třeba léčit i toto onemocnění.

3.7.1 Posílení vlastních svalů nohy

Základem terapie hallux valgus by mělo být posílení vlastních svalů nohy a jejich zapojení ve statických i dynamických pohybových vzorcích (Rapi 2016). Kolář (2009) doporučuje senzomotorické cvičení zaměřené na obnovení mediálního oblouku podélné klenby jako dominantního opěrného prvku ve stoji a odrazového prvku při chůzi. K tomu lze využít proprioceptivní facilitace, nácviku opory chodidla na třech klíčových bodech nebo trénink malé nohy.

Posílení a zapojení IFM dokáže výrazně změnit konfiguraci nohy. (Kelly et al. 2014) Působí elevaci MLA, což má za následek zmenšení sil pod hlavičkou metatarzu, a tedy i zmenšení tlaku na palec do valgozity. (Perera et al. 2011) Tyto svaly tedy mají potenciál poskytnout podporu podélné klenbě a zvrátit posun kalkaneu i metatarzů a pronaci nohy, které se se snížením klenby nohy pojí (Glasoe 2016; Kelly et al. 2014; Mulligan a Cook 2013).

Proto by se terapie měla zaměřit na posílení IFM v jejich stabilizační funkci nohy, konkrétně mediálního oblouku klenby a prvního metatarzofalangeálního skloubení. To znamená posílení hlavně *m. abductor hallucis*, který nejen abdukuje palec v MTP I. kloubu, ale také napomáhá plantární aponeuróze udržovat výšku MLA (Kelly et al. 2014). Dále šikmá hlava adduktoru palce a *m. flexor hallucis et digitorum brevis* by měly být posilována pro její podpůrnou funkci prvnímu paprsku v nesení váhy. Z dlouhých svalů nohy by mohl být posílen *m. tibialis posterior*, který supinuje a plantárně flektuje zadonoží, zvedá středonoží a spolu s krátkým flexorem palce podporuje první paprsek. (Glasoe 2016)

Pro tento účel většina autorů doporučuje především cvičení malé nohy (Kolář 2009; Rapi 2016; Glasoe 2016), u ní byl prokázán efekt na zvýšení průřezu *m. abductor hallucis* i dalších vlastních svalů nohy a prevenci přílišného poklesu MLA. Nejvíce se při jejím cvičení zapojuje *m. flexor hallucis brevis* a šikmá hlava adduktoru palce (Glasoe 2016). Kromě posílení je doporučována pro zlepšení neuromuskulární kontroly IFM (Mulligan a Cook 2013).

Glasoe (2016) spolu malou nohou doporučuje ještě cvičení roztahování prstů do vějíře a zvedání pat s mírně pokrčenými koleny. Většina autorů naopak nedoporučuje dříve indikované cviky jako „krčení ručnicku“ nebo „zvedání kamínků,“ u kterých je přítomna

velká koaktivace vnějších svalů nohy, které převezmou roli hlavních agonistických svalů při flexi prstců (McKeon et al. 2015). To je pro posílení IFM nežádoucí, a pacient by se tedy flexi prstců ve cvičení spíše vyvarovat. Flexe se spíše hodí pro pacienty s nestabilitou v oblasti kotníku, ale ne pro posílení kontroly IFM. (Jam 2004) McKeon (2015) zmiňuje, že u malé nohy byla prokázána 4x větší aktivace abduktoru palce než při „muchlání ručníku.“ Zároveň také uvádí, že je nutné klást velký důraz na kvalitu provedení.

V některých případech je ale možné, že i přes maximální úsilí pacienta při cvičení malé nohy EFM (*m. tibialis posterior et anterior*) převáží oslabené IFM a cvik tak nemá svůj žádaný efekt (Bruening et al. 2019). Pokud pacient není schopen IFM sám selektivně aktivovat, McKeon a Fourchet (2015) doporučuje posilování vlastních svalů nohy s pomocí elektrostimulace, aby se zajistila jejich kontrakce i v případě, že volní aktivace není možná.

Kvůli prevenci nežádoucí koaktivace EFM začíná terapie od nejnižších intenzit. Cviky se provádí naboso, nejprve vsedě, poté vestoje na obou a nakonec i na jedné noze, protože svaly jsou s větší zátěží nohy více aktivovány (Glasoe 2016), ale pacient je nejdříve musí zvládnout v jednodušší pozici, aby pohyb nepřevzaly EFM. Cvik malé nohy vychází z metody senzomotorické stimulace (SMS) Jandy a Vávrové (1992), která využívá zvýšené aferentace a motorického učení k fixaci žádaných pohybových stereotypů. Proto se u malé nohy dbá na správné provedení cviku oproti velkému počtu opakování nebo co nejvyšší svalové práci. Tyto dvě složky přicházejí až s časem, po zvládnutí techniky provedení. Až teprve, když je cvik správně proveden, můžeme s pacientem postoupit do posturálně náročnější polohy, která zvyšuje nároky na timing a koordinaci svalů. Pro správný proprioceptivní input je důležité, aby byly normalizované poměry měkkých tkání, proto by před cvičením měla proběhnout mobilizace měkkých tkání. (Janda a Vávrová 1992)

Odporový trénink by měl probíhat alespoň jednou denně, každé cvičení s počtem opakování do té doby než se svaly unaví. Každé opakování je prováděno s maximálním úsilím po dobu 5s. (Avers a Brown 2009; Glasoe 2016) Janda a Vávrová (1992) doporučují stabilizovanou výdrž po dobu 5-10s v každém opakování. Mulligan a Cook (2013) indikují tři minuty cvičení malé nohy denně (30 x 5s opakování). Jam (2004) doporučoval ve své práci cvik velmi podobný malé noze (3-4 opakování po 10s aktivace s odpočinkem 1-2s dlouhým).

Již po 2-6 týdnech cvičení lze sledovat efekt terapie na posílení vlastních svalů nohy (Jam 2004) a po 4 týdnech cvičení efekt přetrvává ještě další 4 týdny. (Mulligan a Cook 2013) Přestože dlouhodobý odporový trénink je doprovázen změnami morfologie svalu, počáteční nárůst produkce síly, které se objevuje do 2-4 týdnů, je považovaný

za důsledek nervových adaptací. (Škarabot et al. 2020) Terapeutická intervence by tedy měla trvat déle než 4 týdny, aby vyvolala morfologické adaptace ve svalu.

Roztahování prstů do vějíře je specifitější pro zapojení m. abductor hallucis a je také doporučeno pro pacienty s HV. (Glasoe 2016)

Pomocí metody Spiraldynamik se centruje postavení palce a prvního metatarsu pomocí therabandu. (Larsen 2005)

3.7.2 Posílení dlouhých svalů nohy

Důraz na posílení IFM, ale neznamená, že by se měly opomenout i dlouhé svaly nohy. Zvedání paty posiluje tyto svaly. Cvičení s mírně pokrčenými koleny omezí, aby pohyb převzal gastrocnemius, který bývá často hypertonický a zkrácený. (Coughlin et al. 1999) I při tomto cviku by se mělo dbát na provedení - začíná se zvednutím a zpevněním klenby nohy, poté se zvedne pata a váha se přenesse na hlavičky metatarsů. Tlak do inverze stimuluje *m. tibialis posterior* a přenos váhy pod hlavičku prvního metatarsu facilituje *m. fibularis longus*, které oba stabilizují MLA. (Glasoe 2016)

3.7.3 Mobilizace svalů, kloubů a měkkých tkání

Cílenou kinezioterapii valgózní deformity palce zahajuje myofasciální ošetření měkkých tkání a kloubních struktur I. paprsku a ostatních segmentů nohy. Zahrnuje trakci, obnovení kloubní hry a centraci kloubů nohy. Optimální je funkčně centrované postavení všech segmentů nohy, s lehkou abdukci a flexí prstů. (Kozáková et al. 2010)

Uvolňujeme také hypertonické svaly a zkrácené šlachy. Spolu s HV by se mohlo vyskytovat zvýšené napětí plantární aponeurózy, která je zodpovědná za omezení extenze palce rumpálovým mechanismem. Její protažení by snížilo valgotizační síly působící na palec při odrazu (Perera et al. 2011). Zvýšené napětí se často objevuje i v dalším článku dorzálního myofasciálního řetězce – Achillově šlaše a *mm. gastrocnemii*. (Coughlin et al. 1999; Hansen Jr 1996) Protažení Achillovy šlachy v případě jejího zkrácení by pomocí obnovení dorziflexe nohy mohlo zvrátit tendenci vně rotovat nohu, a tak snížit zatížení mediálního předonoží.

3.7.4 Změna pohybových stereotypů

Klíčovou součástí tvoří reedukace chůze, zaměřená především na odraz a použití palce v závěru stojné fáze. Cílem kinezioterapie je obnovit funkci palce a celé nohy a zařadit je do funkce proximálních segmentů dolní končetiny a osového orgánu. (Kozáková et al. 2010)

K nácvičku prvků chůzového stereotypu je možno použít metody na neurofyziologickém podkladě, jako jsou například Senzomotorická stimulace (SMS) nebo Dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS).

DNS využívá pohybových programů, které zrají během posturální ontogeneze člověka. Cvičení probíhá v pozicích vývojové posturálně-lokomoční řady. Pozice vychází z centrovaného postavení trupu, který je zajišťován správnou regulací intraabdominálního tlaku spolu s fyziologickým dechovým stereotypem. Pro stabilní pozici trupu je nezbytná kvalitní opora, tvořena svalovými řetězci, jež jsou zapojeny do tzv. globální svalové souhry. Při ideální souhře svalů je zajištěna opora pomocí centrovaných kloubů opěrných končetin. Proto se terapie HV zaměřuje na nastavení opory o nohu zapojenou v globálním pohybovém vzoru tak, aby aktivita svalů zajišťovala centrované postavení kloubů v celém kinematickém řetězci. Pro tento účel lze využít cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci v polohách s oporou o nohu – například závěsného stoje, tripodu, vysokého diferencovaného kleku, hlubokého dřepu nebo stoje; nebo v otevřeném kinematickém řetězci při přechodech mezi jednotlivými polohami. (Frank et al. 2013; Mahdieh et al. 2020)

SMS se zaměřuje v první řadě na obnovu fyziologické funkce proprioceptorů a kožních receptorů (hlavně z oblasti nohy a šíše), které jsou důležité pro řízení stoje a chůze. Pokud je propriocepce narušena (úrazem, nebo dlouhodobou stereotypní činností) nemůže být řízení motoriky ideální. S obnovou kvalitní proprioceptivní aferentace z periferie se obnovují i fyziologické pohybové vzory, které přestal centrální nervový systém v řízení pohybu využívat. Základním cvikem SMS je malá noha, která dráždí svalové a kloubní receptory nohy, čímž zlepšuje aferentaci. Terapie začíná vsedě nácvičkem malé nohy a postupně se přesouvá do obtížnějších poloh – stoj, nárok, výkrok, výpad. K dalšímu zvyšování obtížnosti se využívají labilní plochy nebo vyřazení kontroly zraku. Při všech polohách je důležitá posturální korekce terapeutem, aby došlo k zafixování pohybových vzorů, které zahrnují kvalitní nastavení segmentů těla. Cílem je tyto vzory integrovat do motorické paměti na subkortikální úrovni, což zajistí jejich automatické využití pacientem v běžných denních činnostech. (Janda a Vávrová 1992) Správným nastavením nohy (hlavně oblouků klenby a distribuce tlaku na plosce) a vyšších segmentů v aktivitách pacienta by mělo eliminovat svalové dysbalance vedoucí ke vbočenému palci nohy.

3.7.5 Fyzikální léčba

Ve fyzikální terapii se využívá především vodoléčba – perličková koupel, střídavé koupele, šlapací koupele, které snižují svalový tonus a tím i zmírňují vliv svalů vychylujících palec do valgozity (Kolář 2009; Poděbradský a Poděbradská 2009).

3.7.6 Ortotická léčba

V léčbě ortotickými pomůckami se využívá funkčního ortézování, gumových korektorů meziprstí, které se vkládají mezi palec a ukazovák, noční redresor, ortopedické vložky s mediálním klínem a retrokapitální pelotou, které vhodně rozloží zátěž na chodidlo při koincidenci příčně ploché nohy. Kolář (2009) tyto metody považuje za základ konzervativní léčby, avšak Rapi (2016) namítá, že řeší pouze vbočení palce v MTP kloubu, ale už ne addukci prvního metatarsu. Někteří autoři považují ortotické pomůcky jako vhodnou doplňkovou léčbu k hlavní terapii zaměřující se na posílení a funkci IFM (Glasoe 2016; Jam 2004).

Využití ortotických pomůcek, jako jsou ortopedické vložky nebo obuv, které sníží nároky na práci vlastních svalů nohy, je vhodné při výskytu TrPs a myofasciálních bolestí. Tyto obtíže by se u pacientů mohly vyskytnout po přetížení IFM, ke kterým jsou náchylnější pacienti s plochou nohou. (Gray a Basmajian 1968) Ta bývá častým nálezem i u pacientů s HV. (Eustace et al. 1993) V takovémto případě terapie spočívá v omezení náročných aktivit a využití podpůrné obuvi, vložek nebo ortéz, které dokáží podpořit klenbu nohy, a tím odlehčit přetížené IFM. Avšak dlouhodobým řešením je spíše trénink a zvýšení výdrže IFM, aby mohly zatížení lépe odolávat. (Jam 2004)

Terapeutický tejpung může také dočasně poskytnout proprioceptivní feedback pro udržování klenby. (Jam 2004)

3.7.7 Obuv

Vzhledem k předpokládanému vlivu nošení nevhodné obuvi na deformitu, se snažíme zvolit boty s nízkým podpatkem – nejlépe bez něj – a s dostatečným místem pro prsty ve špičce, tak aby nebyl omezován pohyb prstů. (Glasoe et al. 2010; Fraissler et al. 2016; Jam 2004) Toto splňuje barefoot obuv, která ještě navíc stimuluje somatosenzorický systém pomocí taktilních informací o podložce. Je vhodná pro posílení IFM a ke zvýšení senzorického inputu z planty, což zlepšuje stabilitu. (McKeon et al. 2015)

4 Barefoot obuv

Barefoot obuv (BFo) je typ obuvi, který usiluje o co nejnějnější napodobení chůze naboso. Její konstrukce by měla být navržena tak, aby co nejméně ovlivňovala kineziologii nohy při opoře a odrazu spolu se zajištěním maximálního možného senzorickeho vstupu z planty nohy. Na rozdíl od chůze naboso by však měla zachovat ochrannou a kulturně-spoločenskou funkci obuvi.

V anglicky mluvících zemích se pro tuto obuv používá pojem „*minimalistic*“ nebo „*minimal footwear*“ [minimalistická/minimální obuv]. (Coetzee et al. 2018; Davis 2014) V Čechách se pro ni vžil název „barefoot obuv,“ který je v českém prostředí více ustálen. Užívají ho i sami výrobci a prodejci této obuvi. (Souček nedatováno; Vivobarefoot nedatováno; Anhis shoes 2020) Z tohoto důvodu v naší práci používáme pojem barefoot obuv (BFo), který je synonymem anglického *minimalistic footwear*.

4.1 Vývoj barefoot obuvi

Jak už bylo zmíněno v kapitole první, naprostá většina vývoje lidské nohy probíhala bez mezivrstvy mezi podložkou a nohou. Potřeba ochrany před vnějšími živly byla první motivací k užití obuvi. Nejstarší obuv nalezená v Oregonu byla dle radiokarbonového datování 10 000 let stará, její konstrukce byla vytvořena splétáním rostlinných vláken do tvaru pantofle (Davis 2014) Nejstarší obuv v Evropě byla dochována na mumifikovaném těle muže nalezeném v ledovci v Ötzalských alpách, který žil v období mezi roky 3400 a 3100 př. n. l. (Bonani et al. 1994) Skládala se z tenké kožené podešve, jelenice, lipového lýčí a byla vyplněna senem, tudíž kromě ochrany zajišťovala i dobrý tepelný komfort při pohybu v horském prostředí (Štýbrová a Chmelařová 2016).

Již v éře starověku však obuv nabyla i další funkce, a to společenské. Obutí se stalo jedním ze symbolů společenského postavení – demonstrací majetkových poměrů. Během historie se typy obuvi i jejich konstrukce lišily dle klimatických podmínek i aktuálních módních požadavků. (Štýbrová a Chmelařová 2016)

Nové využití obuvi se objevilo na začátku 19. století s vývojem sportu. První sportovní obuv se vyznačovala gumovou podešví přidanou na kožených botách. Na začátku 19. století se začala profilovat specializovaná běžecká obuv s hřeby a dále se diferencovala pro vytrvalostní nebo sprintové disciplíny. V 60. letech se objevily první běžecké boty s podešví tlumící otřesy dopadu, které vystřídaly tenké gumové podrážky. V 70. a 80. letech s běžeckým boomem se komunita běžců rozrostla tak, že dodnes prakticky obsahuje demografické složení běžné populace. Také se začaly ve větší míře objevovat běžecká

zranění a studie zaměřující se na ně. Ty předpokládaly, že tato zranění (především kolenních kloubů) jsou spojena s nadměrnými silami při dopadu a přílišnou pohyblivostí nohy, zejména do pronace. To bylo podnětem k dalšímu vývoji technologií tlumení a kontroly pohybu (*motion control*). Tyto úpravy běžecké obuvi však nevedly ke kýženému snížení incidence běžeckých zranění. (Coetzee et al. 2018; Davis 2014)

I přes směr probíhajícího vývoje běžecké obuvi se jako nová odpověď na vzrůstající počet běžeckých zranění v roce 2004 objevil první model moderní barefoot obuvi, kterou představila společnost Nike. Nike Free byla vytvořena tak, aby se běh v ní více podobal běhu naboso. Stélka těchto bot byla velmi poddajná, a to včetně paty, tloušťka podešve a sklon pata-špička (tzv. *drop*) byly obojí redukovány. Navíc nedisponovala žádnou formou podpory klenby a struktura podrážky umožňovala její vysokou flexibilitu. Byla to první vlašťovka rozvoje barefoot obuvi, avšak nezaznamenala příliš velký úspěch. (Davis 2014) Ten nastal až s publikací knihy *Zrození k běhu* (McDougall 2011). Ta představuje kmen Tarahumarů, indiánů žijících na území Mexika, kteří při svém tradičním způsobu života běžně denně uběhnou obrovský objem kilometrů ve vlastnoručně vyrobených sandálech. Tyto tzv. *huarache* mají plochou podrážku vyrobenou z pneumatiky auta, připevněnou k noze koženými řemínky. McDougall (2011) si povšiml, že Tarahumarové nejsou postiženi „epidemií“ běžeckých zranění západního světa i přes absenci technologií moderní běžecké obuvi, která by chránila jejich chodidla. Jeho kniha i bez vědeckých důkazů přesvědčila množství čtenářů o tom, že běh naboso nebo v minimálním obutí vyřeší jejich běžecká zranění. Spolu s tím se začaly objevovat nové společnosti, které se začaly zaměřovat na barefoot obuv a i tradiční výrobci začali vyvíjet jejich vlastní barefoot modely. (Davis 2014)

4.2 Společenská debata týkající se barefoot obuvi

Výrobci a prodejci barefoot obuvi uvádějí hned několik zdravotních benefitů plynoucích z jejího nošení: (1) chůzí v ní lze posílit svaly nohy udržující klenbu tak, aby nepotřebovala žádnou vnější podporu; (2) prsty se mohou dostatečně opírat a odrážet, čímž je stimulována klenba; (3) absence podpatku umožní centraci kloubů nohy a přirozené nastavení i celého těla; (4) bota nedeformuje nohu a umožňuje její fyziologické postavení a hybnost, čímž je zajištěn maximální přenos síly při odrazu, i nejefektivnější tlumení nárazů při dopadu; (5) lepší proprioceptivní aferentace z chodidla přes tenkou podrážku umožňuje lepší nastavení nohy, reakci na změny povrchu a rovnováhu, což působí jako prevence zranění; (6) malá hmotnost bot ušetří námahu při dlouhodobé chůzi. (naBOSo.cz Souček nedatováno; Anhis shoes nedatováno)

Naproti tomu například Česká obuvnická a kožedělná asociace před užíváním těchto bot varuje. S odkazem na některé odborníky z řad lékařů upozorňuje před nebezpečím deformace nohou, artróz kloubů, problémů s páteří a vyššího výskytu zranění. Zároveň podotýká, že neexistuje norma, která by standardizovala, co musí BFo splňovat a jaké jsou zásady její konstrukce, což může vést k velmi rozdílným typům obuvi, které jsou stále označovány jako barefoot. (Česká obuvnická a kožedělná asociace nedatováno; Mayerová 2019) Zájem ve společnosti o tento nový typ obuvi přesunul střet protichůdných názorů ohledně chůze naboso a v barefoot i do mediálního prostoru, a tak se dostala do všeobecného povědomí. (Pecháčková 2020; Fojtíková 2019; Kunešová 2019; Petrášová 2013)

4.3 Výzkumy zabývající se pohybem v barefoot obuvi

V letech následujících po vydání knihy Zrozen k běhu (McDougall 2011) a rozmachu barefoot obuvi proběhlo množství studií zabývajících se pohybem v ní, a to převážně během, pro který byly původně určeny. Výzkumy se zabývaly možnými zraněními plynoucími z přechodu a jejich užívání (Ridge et al. 2013; Warne a Gruber 2017), efekt jejich nošení na klenbu a svaly nohy (Campitelli et al. 2016; Holowka 2018; Bruening et al. 2019; Curtis a D'Août 2019) a kineziologii pohybu v nich (Xiang et al. 2018; Larson 2014).

4.4 Definice barefoot obuvi

Přestože se mnoho studií zabývalo pohybem v minimalistické obuvi, neexistuje žádná její společná definice. Technické specifikace druhů obuvi užitých v těchto studiích se velmi lišily. Coetzee et al. (2018) provedl analýzu různých modelů obuvi označované, jako barefoot obuv (v originále *minimalist footwear*) s cílem vytvoření jasné společné definice této obuvi. Zásadním předpokladem je, aby barefoot obuv simulovala kinetiku a kinematiku běhu naboso.

Nižší výška podpatku i menší výšková diference pata-špička (*drop*) pozitivně koreluje s úhlem dopadu nohy. Maximální výška podpatku by měla být 20 mm a drop 7 mm, aby významně neovlivnila úhel dopadu nohy. Váha boty by měla také hrát významnou roli a její horní hranice autory určena jako 200 g, což je váha nejtěžšího modelu, který splňoval podmínky na výšku podrážky a drop – poskytoval tedy biomechaniku podobnou bosému běhu. Navíc by bota neměla poskytovat žádnou další technologii, která ovlivňuje pohyb obuvi nebo její interakci s podložkou. Dalším významným faktorem je pružnost boty, kterou ale uživatel není schopen z běžně uveřejněných informací získat. (Coetzee et al. 2018) Tato definice je shrnuta v tabulce č. 3.

Výrobci, kteří se zaměřují na barefoot obuv, se s těmito parametry ztotožňují. Většina dnes prodávaných modelů je vyráběna s nulovým dropem, podešví ne tlustší než 10 mm a navíc ještě kladou důraz na rozšířenou špičku, která umožňuje abdukci prstců. (Vivobarefoot nedatováno; Anhis shoes nedatováno; Souček nedatováno)

Tabulka 3. Parametry barefoot obuvi (Coetzee et al. 2018)

Parametry barefoot obuvi:	
Hmotnost jedné boty	≤200 g
Výška podrážky pod patou	≤20 mm
Rozdíl výšky mezi patou a špičkou (drop)	≤7 mm

4.5 Vliv barefoot obuvi na nohu

Chůze v barefoot obuvi se zdá mít podobný efekt na nohu jako chůze naboso. Zvýšená potřeba stabilizace nohy, která není uzavřená v pevné botě, způsobuje aktivaci a posílení vlastních i vnějších svalů nohy. (Xiang et al. 2018; Curtis a D'Août 2019) Zapojení IFM, které podporují klenbu, probíhá především na konci stojné fáze. Jejich vyšší aktivita je způsobena vyššími silami působícími na nohu během zatížení a vyšším rozsahem pohybu v kloubech nohy. Se zvýšením rychlosti lokomoce z chůze do pomalého a následně rychlého běhu je zapojení IFM dále zvyšováno. Z nich to jsou hlavně *m. abductor hallucis*, *m. flexor digitorum brevis* a *m. quadratus plantae* (Ridge et al. 2019). Warne a Gruber (2017) a Ridge et al. (2019) citují studie, které ukázaly významný nárůst velikosti abduktoru po 24 týdnech, ale také už po 10 týdnech běhu v barefoot obuvi.

Vzhledem k funkci vlastních svalů nohy v podpoře klenby, je s jejich silou významně spojená výška MLA. Holowka (2018) pozoroval, že výška MLA a statická i dynamická tuhost klenby je vyšší u lidí nosících celý život barefoot obuv oproti těm, co nosili běžnou obuv. Výsledky měření průřezu svalů planty po 8týdenní intervenci ukazují, že chůze v minimalistické obuvi poskytuje dostatečnou stimulaci pro signifikantní zvýšení síly *m. abductor hallucis*, *m. flexor digitorum brevis*, *m. flexor hallucis brevis*, *m. quadratus plantae*. Při porovnání s cíleným progresivním odporovým tréninkem na posílení vlastních svalů nohy bylo zvýšení síly sice menší, ale rozdíl nebyl statisticky významný. Posilování IFM pomocí barefoot obuvi by tak mohlo poskytovat nenáročnější alternativu ke cvičení a mohlo by vést k větší adhezenci u pacientů. (Ridge et al. 2019) Curtis a D'Août (2019) také zaznamenali nárůst síly vlastních svalů nohy u probandů, a to průměrně o 68 % po 6 měsících chůze v barefoot obuvi. Zvýšení síly však nebylo pozorováno u všech probandů. Kromě posílení IFM ovlivňuje BFo lokomoční pohybové stereotypy a lze je využít jako

nástroj pro zlepšení ekonomie běhu a pro snížení zatížení, pro což byly nalezeny skrovné důkazy. (Warne a Gruber 2017)

4.5.1 Rizika barefoot obuvi

Nejrizikovějším obdobím nošení barefoot obuvi, je období přechodu z původní na BFo, jež dominuje ve výskytu zranění z přetížení struktur muskuloskeletálního aparátu, který byl doposud uzpůsobený pro běh v klasické obuvi. (Warne a Gruber 2017; Ridge et al. 2019) Kromě přechodového období existují rizika vzniku komplikací také při nadměrném cvičení nebo běhu v ní. (Curtis a D'Août 2019) Jedním z nich je vznik TrPs a myofasciálních bolestivých syndromů, jako následek přetížení oslabených svalů, které nebyly v předchozí obuvi namáhány.

Při zvýšené zátěži pramení hlavní obavy z přetížení kostí nohy, a to hlavně u běžců. Vezmeme-li v potaz nemalou incidenci edému kostní dřeně (která je prekursorem únavových fraktur) u běžné populace běžců, další zatížení v podobě nasazení BFo by mohlo vést ke vzniku únavových zlomenin, které také nejsou běžců výjimečné. Podobně mohou být běžci ohroženi tendinitidami nebo plantární fascitidou. (Ridge et al. 2013)

Pro minimalizaci rizika zranění by měl přechod na barefoot obuv probíhat pozvolněji a v nižší intenzitě. (Warne a Gruber 2017; Ridge et al. 2013) Toto doporučení je určeno v první řadě pro běžce. Při přechodu na chůzi v barefoot obuvi nebyl výskyt zranění pozorován, což otevírá její potenciál v přípravě na náročnější aktivity provozované v BFo, podobně jako cvičení cíleně posilující stabilizátory klenby nohy. (Ridge et al. 2019; Holowka 2018; Warne a Gruber 2017)

4.5.2 Barefoot obuv a *hallux valgus*

Jak bylo výše uvedeno, chůze a běh v barefoot obuvi má vliv na vlastní svaly nohy, které aktivuje a zvyšuje jejich sílu (Curtis a D'Août 2019). Právě síla IFM a fyziologická funkce klenby nohy, která je těmito svaly přímo ovlivněna (Holowka 2018), hrají významnou roli při vzniku a vývoji vbočeného palce (Glasoe et al. 2010; 2016).

Xiang et al. (2018) zaznamenal zmenšení HVA u pacientů se středním a mírným stupněm *hallux valgus* po 12 týdnech běžeckého tréninku v BFo. Při kinematické analýze se rovněž změnilo rozložení tlaku na chodidle – došlo ke snížení zatížení palce při chůzi a větší využití prstů v propulzi při běhu. Všechny tyto změny nepřímo ukazují na posílení IFM ve své funkci.

Jak již bylo zmíněno, pro terapii HV je posílení vlastních svalů nohy zásadní. (Perera et al. 2011; Glasoe 2016; Rapi 2016) Kromě specifického posílení cvičením, lze v terapii HV dle některých autorů za tímto účelem využít právě barefoot obuv. (McKeon

a Fourchet 2015; Xiang et al. 2018; Perera et al. 2011) Toto tvrzení je podložené studiemi prokazujícími zvýšení síly IFM s nošením BFo. (Ridge et al. 2019; Campitelli et al. 2016)

PRAKTICKÁ ČÁST BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

5 Cíle

V praktické části této bakalářské práce jsme si dali za úkol prověřit možnost využití barefoot obuvi jako doplňku nebo náhrady terapie hallux valgus. A to zejména z důvodu jejího vlivu na posílení vlastních svalů nohy, které ovlivňují s tvarem a pevností klenby nohy. (Xiang et al. 2018; Warne a Gruber 2017; Ridge et al. 2019) S posílením vlastních svalů nohy se zvyšuje klenutí nohy a noha je držena proti přílišné pronaci, která tvoří podmínky pro vznik vbočeného palce.

Kromě toho konstrukce barefoot bot odstraňuje faktory obuvi působící na vznik HV. Jedná se o úzký prostor pro prsty, který tlačí palec do abdukce a podporuje jeho zatěžování z laterální strany (Perera et al. 2011). Dále pak zvýšený podpatek, který působí dysbalancí plantárních a dorzálních flexorů ve prospěch zvýšeného tahu plantárních flexorů, což je stav asociovaný s deformitou vbočeného palce (Coughlin et al. 1999), neboť zvýšené napětí Achillovy šlachy táhne nohu do pronace spolu se snížením MLA. (Paulsen et al. 2018)

Warne a Gruber (2017) a Ridge et al. (2019) prokázali, že u nohou bez deformit je možné pomocí barefoot obuvi posílit vlastní svaly nohy. V praktické části chceme zjistit, zdali je možné takto ovlivnit i nohy již postižené vbočeným palcem nebo propadem klenby, u kterých jsou IFM výrazně oslabené a v nevýhodné biomechanické pozici. (Arinci İncel et al. 2003; Arakawa et al. 2003; Glasoe 2016) Pokud by to u takto postižených nohou nebylo možné, barefoot obuv by se dala ve fyzioterapii vbočeného palce využít k odstranění vlivů nevhodné obuvi (úzký prostor pro prsty a zvýšený podpatek). Absence těchto faktorů by mohla zvýšit efektivitu terapie, jejíž výsledky by nebyly znehodnocovány vlivem nevhodné obuvi.

Terapie vbočeného palce by se měla zaměřit na zmenšení úhlu vbočení palce a snížení diskomfortu, který z této deformity plyne. Cílem praktické části této práce je prozkoumat, jaký vliv na výše zmíněný proces má nošení barefoot obuvi.

6 Metodika

V následující kapitole popíšeme metody, kterými jsme chtěli dosáhnout vytyčených cílů.

6.1 Výběr účastníků výzkumu

Vhodné probandy pro účast v našem výzkumu jsme vybírali dle dotazníkového šetření. Na základě odpovědí uvedených v dotazníku jsme vybrali užší skupinu kandidátů, které jsme následně kontaktovali telefonicky, nebo e-mailem, abychom odebrali bližší anamnestické údaje. Pokud kandidáti splňovali všechny potřebné podmínky pro účast ve výzkumu, byli přiřazeni do jedné ze čtyř výzkumných skupin na základě jejich preference a časových možností.

6.1.1 Dotazník pro nábor účastníků

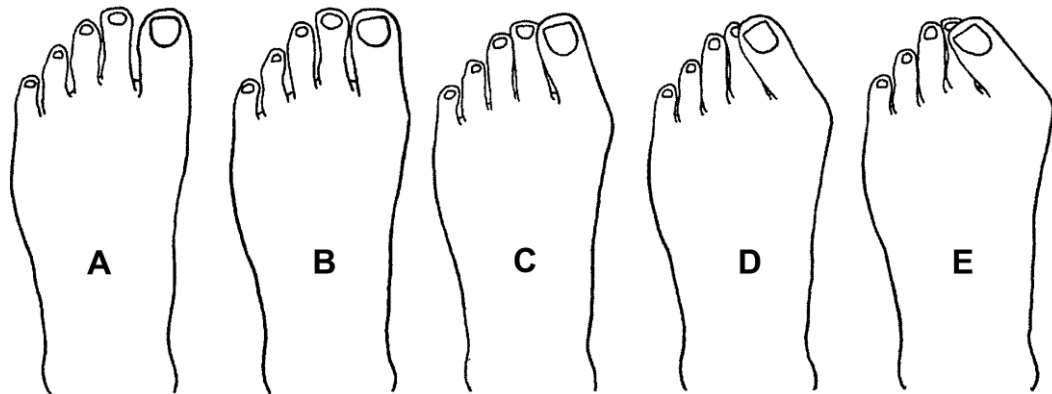
Dotazníkové šetření pro nábor probandů probíhalo v období od 11. do 31. května 2021. Dotazník byl publikován v elektronické formě na platformě Google Formuláře (Google Ireland Limited) a uveřejněn ve webové prezentaci (na adrese <https://danielpek3.wixsite.com/website>) spolu s informacemi pro potenciální účastníky výzkumu. Tato webová prezentace byla následně sdílena na facebookovém profilu autora a obchodu s barefoot obuví Naboso.cz.

Hlavním cílem dotazníku bylo od respondentů získat informace o pohlaví, věku, přibližném stupni závažnosti vbočeného palce, zdali mají předchozí zkušenosti s nošením barefoot obuvi a také kontaktní informace k zajištění další komunikace. Kompletní dotazník přikládáme k této práci jako přílohu (Příloha 1).

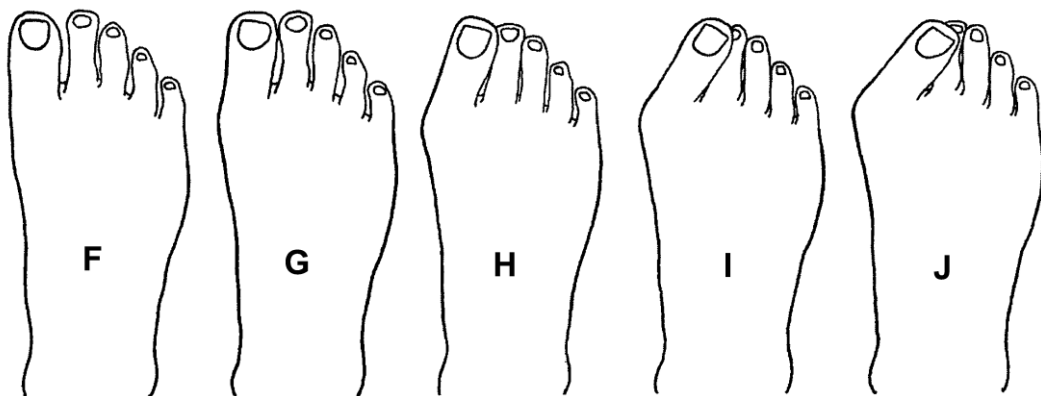
K určení stupně závažnosti HV jsme v dotazníku využili autodiagnostickou metodu dle Roddyho et al. (2007), která je založena na porovnávání vzhledu nohy s kreslenými obrázky nohou, které jsou vyobrazeny různým úhlem vbočení palce. Respondent vybíral z pěti možností pro levou a z pěti možností pro pravou nohu. (Obrázek 7) Modelové obrázky byly vytvořeny z fotografie zdravé nohy, přičemž každý další stupeň závažnosti HV má HVA zvýšené o 15° - tudíž mají modelové obrázky 0°, 15°, 30°, 45° a 60° HVA. (Roddy et al. 2007) Pacient tyto modely porovnává se svými zatíženými nohama. Tento nástroj pro autodiagnostiku závažnosti HV se ukázal být validní i reliabilní a jeví se vhodným pro použití pro velké epidemiologické studie. (Roddy et al. 2007) Pro potřeby dotazníku byl tento nástroj přeložen do češtiny a upraven k využití v elektronické podobě.

We are interested in whether your big toes are straight or angled sideways. Angulation of the big toe “bunion” joint can relate to arthritis.

First, please look at your left big toe whilst standing without shoes and socks on. Ignore the positioning and the gaps between your other toes and try to focus only on your big toe. Select from the first set of pictures below labelled from A to E which one best shows the angle of your left big toe. Please circle the letter of that picture.



Now do the same for your right big toe joint using the set of pictures below labelled from F to J. Again please circle the letter of the picture that best shows the angle of your right big toe.



Obrázek 7 (Roddy et al. 2007) Autodiagnostický nástroj k posouzení závažnosti hallux valgus (v anglickém originálu)

6.1.1.1 Výsledky náborového dotazníku

Na dotazník odpovědělo 255 respondentů z toho 234 žen (91,8 %) a 21 mužů (8,2 %) ve věku od 11 do 79 let. Průměrný věk respondentů byl 35,7 let. (viz Tabulka 4) Aby byl započítán do výsledků dotazníku, musel mít každý respondent alespoň na jedné z nohou *hallux valgus* stupně odpovídající 15° HVA nebo více.

Každý respondent si s pomocí dotazníku zhodnotil stupeň vbočení palce na obou nohách dle Roddyho et al. (2007), celý vzorek tedy čítal 512 měření. V tabulkách **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** a Tabulka 6 lze vidět výsledky hodnocení vbočení palce po převedení stupňů Roddyho škály na odpovídající úhly. Průměrný úhel vbočení palce byl 23,4° a valná většina měřených úhlů spadala do kategorie 30° a 15° vbočení, se 48% resp. 40,4% zastoupením.

Bez zkušenosti s barefoot obuví bylo 103 respondentů (41,2 %), 16 respondentů (6,4 %) uvedlo, že při výzkumu nechce barefoot obuv nosit, zbylých 131 respondentů (52,4 %) uvedlo, že už s ní zkušenosti má.

Dle analýzy rozptylu (ANOVA) nebyl prokázán významný vliv předešlých zkušeností s barefoot obuví na stupeň deformity ($p=0,685$).

6.1.2 Výběr účastníků dle výsledků dotazníku

Na základě dat získaných náborovým dotazníkem jsme ze skupiny respondentů vytvořili užší výběr potenciálních probandů. Cílem bylo získat co nejhomogennější skupinu dle třech hlavních parametrů – (1) pohlaví, (2) stupně deformity, (3) předchozí zkušenosti s barefoot obuví.

Vzhledem k tomu, že pouze 8,2 % respondentů byly muži, rozhodli jsme se účastníky výzkumu vybrat v ženské části respondentů. Dle výsledků

Tabulka 4. **Věková distribuce respondentů náborového dotazníku**

	Počet respondentů	Věk [roky]
Průměr	255	35,7
Směrodatná odchylka		11,9
Minimální věk		11,0
Maximální věk		79,0
Shapiro-Wilk W		0,930
Shapiro-Wilk p		< 0,001
1. kvartil		27,0
Medián		33,0
3. kvartil		42,0

Tabulka 5. **Úhel vbočení palce mezi respondenty dotazníku**

	Počet	HVA [°]
Průměr	510	23,4
Medián		30,0
Modus		30,0
Směrodatná odchylka		10,5
Minimum		0,0
Maximum		60,0

Tabulka 6. **Výskyt jednotlivých stupňů závažnosti *hallux valgus* mezi respondenty dotazníku**

Stupeň	Počet	% z celku
0°	26	5,1 %
15°	206	40,4 %
30°	245	48,0 %
45°	31	6,1 %
60°	2	0,4 %
Celkem	512	100,0 %

autodiagnostického hodnocení vbočení palce jsme účastníky volili z nejvíce zastoupeného stupně deformity (odpovídající HVA 30°), tak aby každý účastník měl alespoň na jedné noze (preferenčně na obou) *hallux valgus* tohoto stupně. Poslední podmínkou byly nulové předchozí zkušenosti s nošením barefoot obuvi.

Potenciální účastníci vybraní dle těchto parametrů byli následně kontaktováni telefonicky nebo emailem a byla odebrána podrobnější anamnéza. Vyřazeni byli zájemci, kteří uvedli

operační zákrok nebo zranění v oblasti nohy či onemocnění ovlivňující funkci kloubů, svalů dolní končetiny a jejich řízení - neurologická onemocnění postihující CND nebo periferní nervy DKK, revmatologická onemocnění, DM a angiopatie.

6.1.3 DKK.Skupina účastníků výzkumu

Výzkumu se zúčastnilo 18 žen, jedna účastnice z kontrolní skupiny se však na schůzku nedostavila. Výsledný počet účastnic při zahájení výzkumu byl tedy 17 ve věku od 23 do 50 let (průměr 31,8 let).

Jak lze vidět v tabulce (Tabulka 7), celkem měřených bylo 32 nohou, jejichž průměrný úhel vbočení palce se pohyboval v rozmezí od 0° do 30° (průměr 16,4°).

6.1.4 Rozdělení účastnic výzkumu do skupin

Účastnice byly rozděleny do čtyř skupin tak, aby mohl být zkoumán vliv faktorů barefoot obuvi a fyzioterapie na vývoj deformity nezávisle na sobě (viz Tabulka 8).

Skupina 1 (BFT) podstoupila fyzioterapii vbočeného palce a zároveň po dobu trvání výzkumu nosila barefoot obuv při každodenních činnostech. Skupina 2 (T) podstoupila fyzioterapeutickou léčbu vbočeného palce a během výzkumu nosila svou běžnou obuv. Skupina 3 (BF) po dobu trvání výzkumu nosila barefoot obuv při každodenních činnostech

Tabulka 8. Rozdělení účastnic výzkumu do skupin rozdělených dle faktorů fyzioterapie a nošení barefoot obuvi

Faktory	Barefoot obuv	Běžná obuv
Podstupující fyzioterapii	Výzkumná skupina 1 (BFT)	Výzkumná skupina 2 (T)
Nepodstupující fyzioterapii	Výzkumná skupina 3 (BF)	Kontrolní skupina (K)

Tabulka 7. Úhel vbočení palce (HVA) ve skupině účastníků výzkumu před započítáním výzkumu

	HVA [°]
Počet	32,00
Průměr	16,40
Medián	15,00
Směrodatná odchylka	8,16
Minimum	0,00
Maximum	30,00
Shapiro-Wilk W	0,934
Shapiro-Wilk p	0,091

bez fyzioterapie zaměřené na *hallux valgus*. Čtvrtá skupina (K) byla skupinou kontrolní, která nepodstoupila fyzioterapii a nosila svou běžnou obuv.

6.2 Vyšetření

Všem účastnicím výzkumu byla při první návštěvě odebrána anamnéza týkající se vbočeného palce, podstoupili komplexní fyzioterapeutické vyšetření (dle kapitoly 3.6 Vyšetření) a bylo u nich provedeno první měření závislých parametrů (HVA, ND).

Na základě vyšetření jsme vytvořili účastnicím v příslušných skupinách (BFT a T) terapeutický plán za účelem zmenšení úhlu vbočení palce, zvýšení tuhosti klenby nohy a snížení diskomfortu, který z této deformity plyne.

6.3 Intervence

Intervence probíhala dvěma způsoby. První bylo nošení barefoot obuvi při běžných denních aktivitách a druhá byla fyzioterapeutická léčba vbočeného palce nohy.

Účastnice, dle zařazení do výzkumných skupin podstoupily oba dva (skupina BFT), jeden (skupiny BF a T) nebo žádný (skupina K) ze dvou druhů intervence. Nošení barefoot obuvi při běžných denních aktivitách podstoupily účastnice ve skupinách BFT a BF a fyzioterapii vbočeného palce nohy účastnice ve skupinách BFT a T.

6.3.1 Délka intervence

Délka intervence byla 7 týdnů, což je časový úsek, po kterém je již možné sledovat významné morfologické změny svalů v reakci na zvýšené zatížení. (Folland a Williams 2007) Mulligan a Cook (2013) ukázali, že již 4týdenní cvičební plán měl efekt na zvýšení síly vlastních svalů nohy a tento výsledek přetrvával ještě další 4 týdny. Pravděpodobnou příčinou byly neurální adaptace, které mají za následek disproporční nárůst síly v počátečním období po začátku tréninku (do 2 až 4 týdnů) oproti hypertrofii svalu, která je v této počáteční fázi tréninku ještě nezatelná. Zvýšení síly z důvodu neurální adaptace je vázané na specifickou činnost a nemusí se tedy projevit v ostatních hybných stereotypech. (Škarabot et al. 2020) Pro obecné zvýšení síly svalu je nutné dosáhnout morfologických změn v jeho stavbě, které vedou ke zmnožení kontraktilních složek a hypertrofii svalu, která je v prvních měsících od začátku tréninku přímo úměrná zvyšování síly. (Folland a Williams 2007)

Že by mělo být 7týdenní trvání intervence dostatečné, podporují i výsledky ostatních studií zabývajících se posílením IFM. Kromě uvedené studie Mulligana a Cooka (2013), dosáhl podobných výsledků jako oni i Campbell et al. (2008) po třítýdenním tréninku. Jam (2004) uvádí, že cvičením malé nohy lze posílit IFM během 2 až 6 týdnů tak, aby byl výsledek znatelný na postavení mediálního longitudoálního oblouku klenby nohy.

Studie zabývající se využitím BFo rovněž zaznamenali nárůst síly IFM s dobou jejich nošení. Objektem výzkumu byl hlavně běh v barefoot obuvi, u kterého bylo posílení pozorováno. (Warne a Gruber 2017) Johnson et al. (2015) sledoval hypertrofii IFM po 10 týdnech běhu v BFo. Campitelli et al. (2016) pozorovali u běžců významné zvýšení průřezu *m. abductor hallucis* po 24 týdnech, u skupiny, která v BFo chodila, již po 12 týdnech. Další, kdo se zabýval chůzí v BFo byli Ridge et al. (2019), kteří ve svých výsledcích udávali signifikantní zvýšení síly IFM již po 8týdenní intervenci chůzí v barefoot obuvi. Curtis a D'Août (2019) zaznamenali významné zvýšení síly IFM po 6 měsících provádění denních činností včetně chůze. Již zmíněný výzkum Xiang et al. (2018) prokázal posílení IFM i u pacientů s vbočeným palcem a také zmenšení HVA.

6.3.2 Fyzioterapeutická léčba

Během sedmitýdenní intervence se účastnice v BFT a T skupinách dostavily na 5 terapeutických sezení (včetně úvodního) a na 6. kontrolní sezení. V prvním sezení proběhlo vyšetření, měření závislých parametrů a první část terapie. V následujících čtyřech sezeních účastnice pokračovaly v terapii a šesté sezení proběhlo druhé měření závislých parametrů. Rozvrh terapeutických sezení je uveden v tabulce (Tabulka 9). Sezení jsme se snažili zorganizovat tak, aby co nejvíce odpovídaly tomuto rozvrhu, avšak ne vždy to z hlediska časových možností účastnic bylo možné.

Tabulka 9. Rozvrh terapeutických sezení

Den	Uplynulé týdny	Sezení
1. den	začátek	1. sezení
7. den	1 týden	2. sezení
14. den	2 týdny	3. sezení
21. den	3 týdny	4. sezení
28. den	4 týdny	
35. den	5 týdnů	5. sezení
42. den	6 týdnů	
49. den	7 týdnů	6. sezení (kontrolní)

Vzhledem k oslabení vlastních svalů nohy, které *hallux valgus* provází (Glasoe 2016), a s tím související oslabenou a pokleslou klenbou nohy (Eustace et al. 1993), jsme se v terapii věnovali právě posílení těchto svalů, jejich zapojení v lokomočním stereotypu a mezení kompenzační hyperaktivity ostatních svalů. Při výskytu reflexních změn v oblasti nohy jsme napětí tkání normalizovali s využitím technik manuální terapie.

6.3.2.1 Manuální terapie

Základem každého sezení byla mobilizace kloubů a měkkých tkání nohy za účelem normalizace poměrů měkkých tkání nohy. Zahrnovala trakci prstců a obnovení kloubní vůle malých kloubů nohy. Dle Jandy a Vávrové (1992) by takovéto ošetření mělo proběhnout před každým cvičením, aby byl zajištěn správný proprioceptivní input, který je důležitý pro kvalitní provedení následné kinezioterapie. Proto byly všichni účastnice rovněž

zaučeny do automobilizačních technik, které měly provádět před každým domácím cvičením.

Baterie automobilizačních technik se skládala ze tří jednoduchých nespecifických automobilizačních cviků – (1) mobilizace měkkých tkání (kůže a podkoží) masáží plosky a prstců pomocí prstů ruky nebo gumového míčku s hroty (tzv. „ježka“), (2) rotace předonoží vůči zadonoží podél transversální osy s aproximací při pronaci předonoží (noha byla nastavena v neutrálním postavení v talokrurálním kloubu), (3) mobilizace příčných kloubů nohy vlnivým pohybem v sagitální rovině. Cvik č. 2 a 3 byl prováděn s prsty ruky propletenými mezi prsty nohy.

6.3.2.2 *Kinezioterapie*

Funkční trénink zaměřený na zapojení IFM ve stabilizaci nohy při opoře a v krokovém cyklu vycházel z metody senzomotorické stimulace. (Janda a Vávrová 1992) Jeho základním prvkem byl cvik malé nohy, který spočívá v přitažení hlaviček metatarsů směrem k patě, čímž se aktivují IFM, noha se zkrátí a dojde ke zvednutí oblouků klenby. Důraz byl kladen na kvalitu provedení, aby aktivita IFM nebyla nahrazována laterálními pohyby kolene nebo zapojením dlouhých svalů nohy, což se často projevovalo náběhem šlachy *m. tibialis anterior*, jako extenze prstců, nebo jejich flexe ve vzoru *intrinsic minus foot*. (Bernstein 2003) Aby se těchto náhradních vzorů vyvarovaly, byly účastnice instruovány ke zkrácení nohy tak, aby nezvedaly MTP I. kloub, ale táhly ho po zemi, aby jejich prstce zůstaly uvolněné a kolena umístěná nad nártem. Při výskytu obtíží s volným zapojením IFM jsme pro facilitaci aktivace svalů využívali stimulaci taktilními podněty nebo vibracemi.

Terapie začínala statickým cvičením v pozici vsedě s nohama směřujícíma ventrálně a koleny v pravém úhlu umístěnými nad nártu. Nejprve cvik spočíval v prosté aktivaci malé nohy (Obrázek 8). Když byla cvičící schopna provedení v ideálním vzoru, následovala aktivace s tlakem do podložky (rovněž vsedě). Pacientka kontrolovala distribuci tlaku na plantě a snažila se dosáhnout rovnoměrného zatížení všech tří opěrných bodů nohy a neutrálního nastavení kalkaneu (paty). Při praktickém provádění to znamenalo důraz na zatížení hlavičky prvního metatarsu a laterální strany paty, neboť cvičící měly sklony k opoře s everzí zadonoží a nedostatečným zatížením mediální strany předonoží. Důraz byl kladen i na postavení vyšších volných segmentů, v tomto případě pouze kolene.



Obrázek 8. Malá noha – vlevo relaxovaná noha; vpravo probíhá aktivace malé nohy; pozn. na pravém snímku lze vidět prominující šlachy *m. tibialis anterior* na ventrální straně kotníku, která značí nežádoucí koaktivaci tohoto svalu (v terapii jsme se této aktivace snažili vyvarovat)

Obtížnost cviků se progresivně zvyšovala – po cvičení vsedě, následovalo cvičení vestoje s nakročenou nohou na židli, v pozici rytíře a nakonec dynamické cviky v podobě výkroků (viz Tabulka 10). Tempo progresu cviků bylo u každé účastnice individuální, protože k dalšímu cviku postupovala až po zvládnutí předchozího cviku v kvalitním provedení. Kromě zvýšení zatížení nohy vahou těla, byla obtížnost také zvyšována uvolněním vyšších segmentů, což vyžadovalo jejich aktivní stabilizaci, a nakonec i nároky na přesný timing aktivace svalů při dynamických cvicích. Za dobu intervence nebylo cílem projít všemi úrovněmi obtížnosti, a ani se to u všech účastnic nepodařilo.

Cvičení ve stoje s nohou nakročenou na židli (Obrázek 9) se zaměřovalo hlavně na postavení přední nohy, která byla odlehčená oproti zadní stojné noze, což cvičící umožňovalo nohu jemněji ovládat a lépe provést aktivaci malé nohy. Kromě stabilizace nohy a kolene, které bylo vyžadováno v pozici vsedě, musela cvičící kontrolovat i postavení pánve a trupu, které se ve stoji uvolnily. Typickými náhradními vzory byla elevace pánve na straně vykročené končetiny a laterální posun také na tuto stranu. Pokud cvičící korekci zvládla, následovalo přenesení váhy na přední nohu náklonem vpřed a opřením o židli tak, aby se zadní noha odlehčila a postavila na špičku. Během celého pohybu cvičící stále kontrolovala centrované postavení všech segmentů.

Tabulka 10. Progrese cvičení

poloha	cvik
1 vsedě	aktivace malé nohy
2 vsedě	aktivace malé nohy s tlakem nohou do podložky
3 vestoje s nohou vykročenou na židli	aktivace malé nohy na židli
4 vestoje s nohou vykročenou na židli	aktivace malé nohy na židli a odlehčení zadní DK
5 pozice rytíře	aktivace malé nohy na přední noze a přenesení váhy na ni s odlehčením (nebo zvednutím) zadního kolene
6 vestoje	výkrok vpřed s centrovaným postavením nohy a vyšších segmentů



Obrázek 9. Nákrok na židli – vlevo v relaxovaném stavu, vpravo s aktivací a přenesením váhy na přední nohu

Cvičení v pozici vysokého diferencovaného kleku (Obrázek 10) zvýšilo nároky na stabilizaci vyšších segmentů, avšak při provedení byl stále kladen stejný důraz na postavení nohy a kolene jako v předchozích cvičích. Pacientka se nastavila do pozice rytíře a zkorigovala postoj tak, aby byly segmenty těla centrovány. Následně aktivovala malou nohu, odlehčila koleno a přenesla váhu těla na přední nohu. V úvodu do tohoto cviku

jsme využili oporu oběma rukama o židli umístěnou před pacientkou za účelem zvýšení stability a zmírnění zatížení DKK, později účastnice cvičily i bez opory rukou.



Obrázek 10. Vysoký diferencovaný klek – vlevo v jednodušší verze s oporou rukama o židli, vpravo bez opory

Po zvládnutí statických cvičení následovaly ty dynamické, které představovaly výkroky dopředu z pozice vestoje. Cvičící začínala v bipedálním stoji, následně přesunul těžiště (trup) vpřed, předsunul nohu, položil ji před sebe (první kontakt tvořila pata) a přesunul váhu na ni. Je to funkční cvik, který je nácvikem pozdní letové fáze spolu s počáteční a střední stojnou fází krokového cyklu při chůzi. Kromě nároků na stabilizaci nohy a vyšších segmentů je vyžadován správný timing aktivace stabilizátorů, aby noha a celá dolní končetina vytvořila dostatečně pevnou oporu v okamžiku dopadu a zatížení vahou těla.

S účastnicemi, které měly problém s korekcí postavení pánve a trupu při cvičení s nohou nakročenou na židli nebo ve vysokém diferencovaném kleku, jsme tuto funkci nacvičovali v poloze na zádech a v poloze nízkého nediferencovaného kleku dle DNS (Mahdieh et al. 2020; Frank et al. 2013). Využili jsme také cvik „pánevních hodin“ dle Feldenkraisovy metody pro zlepšení somatestézie v oblasti pánve a dolního trupu.

Účastnice byly edukovány, aby tyto cviky prováděly alespoň jednou denně ve stabilizované výdrži po dobu 5-10 sekund s minimálně deseti opakováními v jedné cvičební jednotce. Toto dávkování souhlasí s publikovanými doporučeními. (Janda a Vávrová 1992; Avers a Brown 2009; Glasoe et al. 2010; Jam 2004)

Při návrhu cvičebního plánu jsme vycházeli z doporučení využití cvičení malé nohy pro její efektivitu v léčbě vbočeného palce. (Kolář 2009; Rapi 2016; Glasoe 2016) Byl prokázán její vliv na zvýšení průřezu *m. abductor hallucis* i dalších vlastních svalů nohy. (Oatis 1988; McKeon a Fourchet 2015) Kromě toho je doporučována pro zlepšení

neuromuskulární kontroly IFM. (Mulligan a Cook 2013) Při špatném provedení malé nohy spolu s oslabením vlastních svalů nohy je možné, že pohyb převezmou dlouhé svaly nohy. (Bruening et al. 2019) Riziko koaktivace EFM je přítomno při příliš rychlé progresi obtížnosti cvičení, kdy IFM pohyb samy nezvládnou. (Glasoe 2016) Až teprve když je cvik správně proveden, můžeme s pacientem postoupit do posturálně náročnější polohy, která zvyšuje nároky na timing a koordinaci svalů. Tento důraz na správné provedení oproti velkému počtu opakování nebo co nejvyšší svalové práci je důležitým principem senzomotorické stimulace (SMS), neboť cílí na fixaci žádaných pohybových stereotypů. Síla a vytrvalost přicházejí až s časem, po zvládnutí techniky provedení. (Janda a Vávrová 1992)

6.3.2.3 Stretching zkrácených svalových skupin

Kromě tohoto funkčního tréninku, který byl těžištěm naší terapie, jsme se zaměřili na normalizaci poměrů svalového napětí. Nejčastěji pozorovaným bylo zkrácení *mm. gastrocnemii* a navazujícího dlouhého svalového řetězce (hamstringy, *m. erector spinae*), který jsme uvolňovali protažením v jógové pozici „psa hlavou dolů“ [*adhó mukha švánásana*].

6.3.3 Barefoot obuv

Účastnice výzkumu ve skupinách BFT a BF měly za úkol nosit barefoot obuv vlastního výběru během všedních činností, při kterých by využily svoji běžnou obuv. Požadavkem bylo nošení obuvi alespoň 75 % času stráveného v obuvi. Výjimkou byly sportovní a jiné činnosti vyžadující speciální obutí.

Oproti definici BFo dle Coetzeeho et al. (2018) jsme vyžadovali nulový *drop* (0 mm) a dostatečný prostor pro volný pohyb prstů ve špičce, což však většina produktů nabízených jako barefoot obuv splňuje.

6.4 Měřené parametry

Závislými parametry, které jsme v našem výzkumu měřili, byly úhel vbočení palce (HVA), *navicular drop* (ND). Měření byly dvě – první měření probíhalo během úvodní schůzky před začátkem intervence a druhé při poslední schůzce po sedmitýdenním úseku na konci intervence. Všechna měření byla provedena jednou osobou (autorem této práce).

6.4.1 Úhel vbočení palce

Úhel vbočení palce (HVA; *hallux valgus angle*) je daný jako úhel mezi dlouhou osou MT I. a PP I. (phalanx proximalis) v transverzální rovině (Xiang et al. 2018) K přesnému určení HVA se využívá RTG, což je poměrně nákladná metoda a navíc vystavuje pacienta ionizujícímu záření (zvláště při opakovaných měřeních). (Nix et al. 2010)

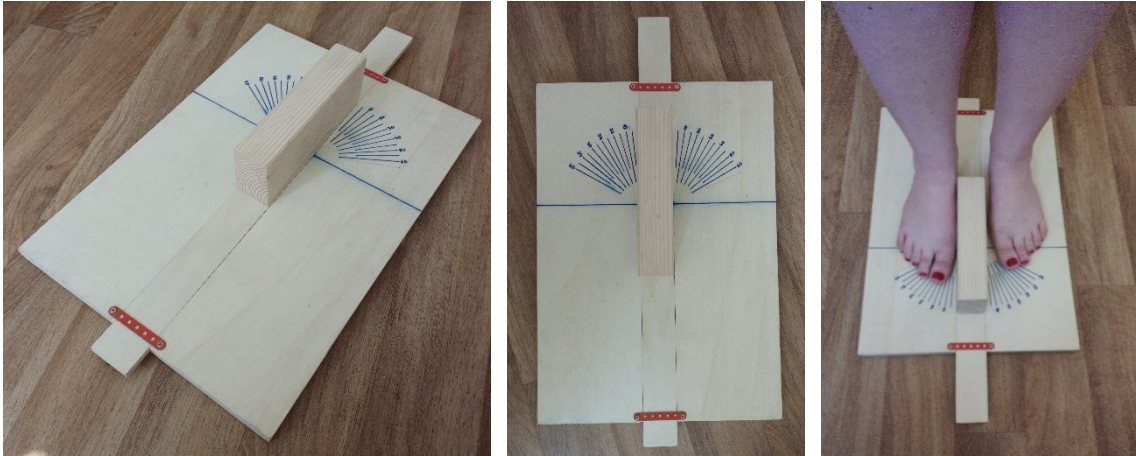
Naproti tomu stupňovací škály, které porovnávají stav pacientovy nohy se standardizovanými obrázky nebo fotografiemi, nejsou dost citlivé pro využití v klinické praxi pro měření progresu deformity, avšak jsou užitečné pro určení kategorie vážnosti deformity a velké populační studie. (Nix et al. 2010) Mezi ně patří škála dle Roddyho (2007), kterou jsme využili v náborovém dotazníku, nebo *Manchester scale* (Menz a Munteanu 2005).

Nix et al. (2010) validoval metodu, která měří úhel vbočeného palce z fotografií stejným způsobem jako z RTG snímků. Představuje levnější a neinvazivní alternativu k RTG měření, přičemž poskytuje lepší měření progresu HV než kategorizační škály. Tato metoda se zdála jako vhodná pro náš výzkum, avšak pro eliminaci chyb je důležitý zkušený vyšetřující, který dokáže dobře určit osu MT I., a standardizované umístění fotoaparátu. (Nix et al. 2010) Proto jsme se rozhodli pro metodu, která klade menší nároky na vyšetřujícího a technické zázemí.

Pro náš výzkum jsme se inspirovali metodou měření, kterou úhel vbočení palce zjišťoval Shine (1965), který měřil úhel svíraný mezi palci při stoje spatném, kdy se nohy dotýkaly mediálními okraji. Abychom mohli měřit úhel vbočení na každé noze zvlášť, rozhodli jsme se mediální okraj nohy přiložit k dřevěné latě a měřit úhel, který svíral palec nohy s okrajem latě. Aby dřevěná lať byla vždy rovnoběžná s MT I. a my se tak co nejvíce přiblížili definici HVA, začínala u *tuberculum naviculare* a odtud vedla dále ventrálním směrem tak, aby měření nebylo ovlivněno pozicí zadonoží.

Pro tento účel jsme vyrobili nástroj na měření složený z dřevěné desky, která tvoří základnu a byly na ní přeneseny dvě úhlové stupnice s rozsahem 0°-60° s přesností 5°, pro každou nohu. Mezi těmito stupnicemi se nachází středová osa tvořena z dřevěné latě s možností posunu dle délky nohy. Viz [Obrázek 11](#).

Při měření se vyšetřovaný postavil na dřevěnou základnu tak, aby přiložil palec k stupnici měřidla a zároveň MTP kloub mediální stranou k ose tvořené dřevěnou latí. Ta začínala na *tuberculum naviculare*, které se k ní následně také přiložilo. Poté byla odečtena hodnota úhlu vbočení palce, který budeme pro zjednodušení označovat jako HVA, i když si nemůžeme být jisti, zdali měřená hodnota odpovídá skutečné hodnotě HVA (dle RTG měření), nebo se jí pouze blíží.



Obrázek 11. Zařízení k měření HVA

6.4.2 Navicular drop

Navicular drop (ND; v překladu „navikulární pokles“) objektivizuje míru pronace nohy ve smyslu poklesu její klenby. Jde o výpočet rozdílu výšky *tuberculum ossis navicularis* na nezatížené noze, a při uvolněném stoji, kdy jsou nohy zatíženy vahou těla. (Jam 2004) Tuto nenáročnou techniku navrhl Brody (1982).

Před měřením se nejdříve označila pozice *tuberculum navicularis* na kůži pacientčiny nohy. Poté se pacientka posadila tak, aby její noha byla celou plochou chodidla volně položena na zemi. Poté byla pravítkem změřena výška bodu od podložky (Obrázek 12), kterou jsme označili jako NHN (*navicular height neutral*). Druhé měření probíhalo v uvolněném přirozeném stoji, naměřená výška bodu od podložky byla označena jako NHS (*navicular height standing*). *Navicular drop* je pak rozdílem těchto dvou naměřených hodnot ($NHN - NHS = ND$).



Obrázek 12. Měření NHN

Na rozdíl od měření ND tak, jak ho popsal Brody (1982), které lze označit jako statický *navicular drop* (SND), jsme měřili funkční statický *navicular drop* (FND). Statický *navicular drop* se liší od FND v měření hodnoty NHN, která se určuje při stoji s nohou v neutrálním postavení subtalárního kloubu (do kterého musí být nastavena vyšetřujícím), na rozdíl od uvolněné nohy vsedě při měření FND. (Hoffman et al. 2015) Dicharry et al. (2009) uvádí, že pozice uvolněné odlehčené nohy vsedě je relevantnějším indikátorem funkční pozice nohy při chůzi. Proto jsme měření FND preferovali v našem výzkumu. V dalším textu ho budeme označovat pouze jako ND.

Zvětšený ND je známkou oslabení funkce plantárních vlastních svalů nohy, které mají za úkol podporovat klenbu nohy. (Newsham 2010) Pokles klenby je spojený s výskytem *hallux valgus*. (Perera et al. 2011) *M. abductor hallucis* navíc svým tahem přímo brání vzniku vbočeného palce. U pacientů s HV je tento sval oslabený až atrofovaný (Glasoe 2016), ale oslabení všech IFM bylo spojeno s vývojem *hallux valgus*. (Jam 2004) S těmito názory souhlasí zjištění, že EMG aktivita IFM je u pacientů s HV snižena oproti kontrolní skupině. (Arinci İncel et al. 2003)

6.5 Analýza dat

Veškerá analýza dat proběhla ve statistickém softwaru Jamovi 1.6.23. (The jamovi project 2021; R Core Team 2020), který je rovněž zdrojem pro veškeré grafy uvedené v této práci.

Závislé parametry byly měřeny dvakrát, a to na začátku výzkumu před započítáním intervence, a znovu přeměřeny s ukončením intervence. Z naměřených hodnot (HVA, ND) byly vypočteny změny hodnot pro každého pacienta. Data byla zpracována pomocí dvoufaktorové analýzy variance (ANOVA) (Fox et al. 2021). Dvěma nezávislými faktory v našem výzkumu byly fyzioterapeutická léčba vbočeného palce nohy a nošení barefoot obuvi po dobu 7 týdnů. Závislými proměnnými byly změna HVA a změna ND.

7 Hypotézy

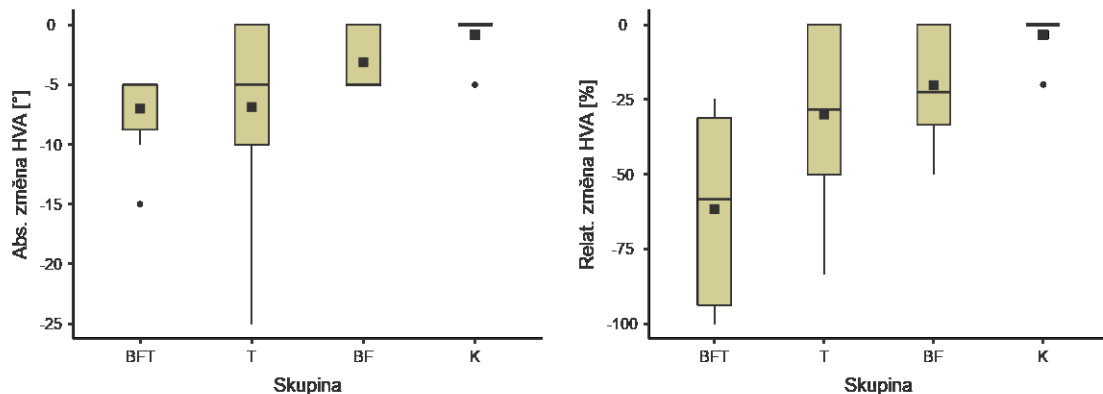
1. Sedmitýdenní fyzioterapeutická léčba vbočeného palce nohy bude mít významný vliv na snížení hodnot HVA a ND.
2. Sedmitýdenní nošení barefoot obuvi při běžných každodenních činnostech bude mít také významný vliv na snížení hodnot HVA a ND

8 Výsledky

Ze 17 účastnic dokončilo výzkum 16, jejichž měření jsme zahrnuli do výsledků. Jedna účastnice ze skupiny T přestala po 3 sezeních docházet bez udání důvodu.

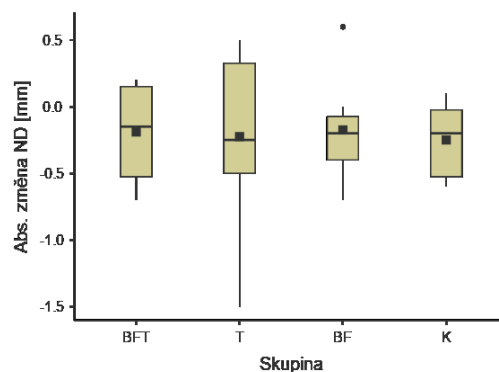
Ve všech čtyřech skupinách (včetně kontrolní) jsme zaznamenali snížení hodnoty nebo stagnaci HVA u všech nohou po 7 týdnech trvání výzkumu. Naopak ND se v některých případech i zvýšil u některých nohou. (viz Tabulka 11 a Obrázek 13)

Z důvodu velkého rozptylu hodnot HVA zjištěných v prvním měření, jsme se rozhodli zkoumat kromě absolutních změn HVA (měřených ve stupních) také změny relativní. Ty uvádíme v procentech. Největší průměrné absolutní i relativní snížení HVA bylo pozorováno ve skupině BFT (-7° resp. -61,7 %). Největší průměrné snížení ND bylo pozorováno v kontrolní skupině (-0,25 cm).



Box plot – absolutní změna HVA v jednotlivých skupinách (uvedená ve stupních)

Box plot – relativní změna HVA v jednotlivých skupinách (uvedena v procentech)



Box plot – absolutní změna ND v jednotlivých skupinách (uvedená v cm)

Obrázek 13. Grafy změn měřených parametrů (BFT – nošení barefoot obuvi spolu s fyzioterapií; T – fyzioterapie; BF – nošení barefoot obuvi; K – kontrolní)

Tabulka 11. Změny měřených parametrů dle výzkumné skupiny

	Skupina	Absolutní změna HVA [°]	Relativní změna HVA [%]	Absolutní změna ND [cm]
Počet	BFT	10	10	10
	T	8	8	8
	BF	8	8	8
	K	6	6	6
Průměr	BFT	-7,00	-61,7	-0,190
	T	-6,88	-30,0	-0,225
	BF	-3,13	-20,2	-0,175
	K	-0,833	-3,33	-0,250
Medián	BFT	-5,00	-58,3	-0,150
	T	-5,00	-28,3	-0,250
	BF	-5,00	-22,5	-0,200
	K	0,00	0,00	-0,200
Směrodatná odchylka	BFT	3,50	31,5	0,357
	T	8,43	30,8	0,656
	BF	2,59	18,8	0,381
	K	2,04	8,16	0,302
Nejnižší hodnoty	BFT	-15	-100	-0,700
	T	-25	-83,3	-1,50
	BF	-5	-50,0	-0,700
	K	-5	-20,0	-0,600
Nejvyšší hodnoty	BFT	-5	-25,0	0,200
	T	0	0,00	0,500
	BF	0	0,00	0,600
	K	0	0,00	0,100

Pozn.: BFT – nošení barefoot obuvi spolu s fyzioterapií; T – fyzioterapie; BF – nošení barefoot obuvi; K – kontrolní

Výsledky analýzy rozptylu (ANOVA) uvedené v tabulkách níže (Tabulka 12 a Tabulka 13) ukázaly statisticky významný vliv fyzioterapeutické léčby na procentuální změnu HVA ($p < 0,001$) i na absolutní změnu HVA ($p = 0,009$). Nošení barefoot obuvi ukázalo statisticky významný vliv na procentuální změnu HVA ($p = 0,013$), avšak už ne na absolutní změnu HVA ($p = 0,499$). Interakce těchto dvou faktorů se ukázala být nevýznamnou ve vlivu na procentuální změnu HVA ($p = 0,428$) i na absolutní změnu HVA ($p = 0,544$).

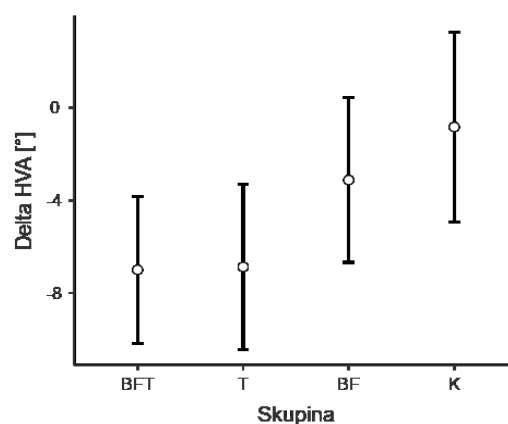
Tabulka 12. Analýza rozptylu (ANOVA) – Vliv faktoru BF (nošení barefoot obuvi), T (fyzioterapeutické léčby) a jejich interakce (BF * T) na relativní změnu HVA [%] (Fox et al. 2021)

	Součet čtverců odchylek	Stupně volnosti	Rozptyl	F	p
BF	4561	1	4561	6,958	0,013
T	8983	1	8983	13,705	< ,001
BF * T	423	1	423	0,646	0,428
Reziduální	18352	28	655		

Tabulka 13. Analýza rozptylu (ANOVA) – Vliv faktoru BF (nošení barefoot obuvi), T (fyzioterapeutické léčby) a jejich interakce (BF * T) na absolutní změnu HVA [°] (Fox et al. 2021)

	Součet čtverců odchylek	Stupně volnosti	Rozptyl	F	p
BF	11,30	1	11,30	0,469	0,499
T	190,34	1	190,34	7,900	0,009
BF * T	9,09	1	9,09	0,377	0,544
Reziduální	674,58	28	24,09		

Dle analýzy rozptylu (Tabulka 14 a Obrázek 14) lze usoudit, že průměrné změna úhlu po 7 týdnech u lidí podstupujících fyzioterapeutickou léčbu spolu s nošením barefoot obuvi se pohybuje v rozmezí $-10,2^\circ$ – $-3,8^\circ$ (CI = 95%); u lidí podstupujících pouze fyzioterapeutickou léčbu se pohybuje v rozmezí $-10,4^\circ$ – $-3,3^\circ$ (CI = 95%); u lidí nosících barefoot obuv se pohybuje v rozmezí $-6,7^\circ$ – $-0,4^\circ$ (CI = 95%); v běžné populaci se pohybuje v rozmezí $-4,9^\circ$ – $3,3^\circ$ (CI = 95%).



Obrázek 14. Intervalový odhad (95% CI) populačních průměrů změny HVA [°] v závislosti na zařazení do jednotlivých skupin (Lenth et al. 2021)

Tabulka 14. **Intervalový odhad populačních průměrů změny HVA [°] v závislosti na zařazení do jednotlivých skupin** (Lenth et al. 2021)

Skupina	Průměr [°]	Skupina	95% Interval spolehlivosti	
			Průměr [°]	Skupina [°]
BFT	-7,000	1,55	-10,18	-3,821
T	-6,875	1,74	-10,43	-3,320
BF	-3,125	1,74	-6,68	0,430
K	-0,833	2,00	-4,94	3,271

*Pozn.: BFT – nošení barefoot obuvi spolu s fyzioterapií;
T – fyzioterapie; BF – nošení barefoot obuvi; K – kontrolní*

Analýza rozptylu (Tabulka 15) neukázala významný vliv žádného z faktorů, ani jejich interakce na změnu ND po sedmitýdenní intervenci.

Tabulka 15. **Analýza rozptylu (ANOVA) - Vliv faktoru BF (nošení barefoot obuvi), T (fyzioterapeutické léčby) a jejich interakce (BF * T) na absolutní změnu ND** (Fox et al. 2021)

	Součet čtverců odchylek	Stupně volnosti	Rozptyl	F	p
BF	1,14e-4	1	1,14e-4	6,34e-4	0,980
T	0,0257	1	0,0257	0,143	0,708
BF * T	0,0357	1	0,0357	0,198	0,660
Reziduální	5,4167	30	0,1806		

9 Diskuze

9.1 Úhel vbočení palce

9.1.1 HVA a fyzioterapeutická léčba

Z výsledků našeho výzkumu plyne, že fyzioterapeutická léčba má významný vliv na zmenšení úhlu vbočení palce (HVA). V obou skupinách (BFT, T), ve kterých účastníci podstoupili fyzioterapeutickou léčbu, bylo snížení HVA největší – průměrně 61,7 %, respektive 30 %.

Tyto výsledky souhlasí s autory (Rapi 2016; Kolář 2009; Glasoe 2016), kteří doporučují v terapii HV využít senzomotorické cvičení a malou nohu. Cvičení malé nohy má velký vliv na posílení vlastních svalů nohy (McKeon a Fourchet 2015), které řídí její pronaci a udržují výšku klenby (Kelly et al. 2014). Dle Perery (2011) a Glasoeho (2010) hraje oslabení IFM a snížení klenby nohy důležitou roli ve vývoji HV. Naše výsledky tuto teorii podporují a naznačují, že odstranění těchto faktorů (tzn. posílení IFM) může vývoj deformity zvrátit a obnovit fyziologické nastavení struktur tvořících první paprsek nohy, a to alespoň pro pacienty s HVA < 30°.

Zároveň jsou tyto závěry omezeny na fyzioterapeutické techniky, které jsme během intervence využili my – plán terapie byl založen na metodě SMS (Janda a Vávrová 1992), využíval cviku malé nohy, korekce stoje a výkroků. V kinezioterapii byly dále využity prvky DNS (vysoký diferencovaný klek a nediferencovaný nízký klek) (Mahdieh et al. 2020; Frank et al. 2013), prvky jógy (*adhó mukha švánásana*) (Iyengar 2001) a techniky manuální terapie (Lewit 2015).

9.1.2 HVA a nošení barefoot obuvi

Vliv nošení barefoot obuvi na HVA je značně diskutabilní. Nevýhodou našeho výzkumu byla jistá nehomogenita výzkumných skupin (viz Tabulka 11). Proto jsme se rozhodli změny HVA porovnávat jednak v absolutních hodnotách (stupních) a jednak relativně (procentuálně), neboť snížení HVA o 5° mohlo vzhledem k výchozímu stupni vbočení palce znamenat 50% (HVA = 10°) zlepšení nebo jen 16% (HVA = 30°). Avšak rozdíly mezi těmito způsoby analýzy byly značné.

Nošení barefoot obuvi mělo významný vliv na procentuální změnu HVA ($p = 0,013$), ale na absolutní změnu HVA ($p = 0,499$) již ne. I přes tyto rozdílné závěry můžeme říci, že ve skupinách (BFT, BF), v nichž účastnice nosili barefoot obuv, došlo ke snížení HVA během doby výzkumu. Výsledek byl znatelný nejen ve skupině BF (rozdíl HVA = -20 %), ale také ve

skupině BFT, ve které bylo snížení HVA průměrně o ~30 % nižší než ve skupině T, která fyzioterapii podstoupila bez kombinace s barefoot obuvi.

Je možné, že k prokazatelnému snížení úhlu vbočení palce je nutná delší doba jejich nošení. Curtis a D'Aout (2019) sledovali zvýšení síly IFM po 6 měsících chůze v BFo. Campitelli et al. (2016) zaznamenali posílení IFM za 12 týdnů. Ridge et al. (2019) využili ve své studii podobného časového úseku jako my – po 8týdenní chůzi v BFo zjistili významné posílení IFM u pacientů bez deformit nohou. Z toho by se dalo usuzovat, že pro pacienty s vbočeným palcem, je efekt barefoot obuvi menší, nebo dokonce žádný, neboť naše výsledky neukazovaly významný vliv na absolutní změnu HVA. Příčinou by mohly být změněné anatomické poměry nohy trpící deformitou *hallux valgus*, které autoři popisují (Arinci İncel et al. 2003; Perera et al. 2011; Glasoe et al. 2010; Kozáková et al. 2010). Výsledky práce Xianga et al. (2018) však ukázaly snížení HVA po 12 týdenním běžeckém tréninku v barefoot obuvi i u pacientů s vbočeným palcem.

9.1.3 HVA a kombinace nošení barefoot obuvi s fyzioterapií

Jak již bylo zmíněno, skupina BFT, která kombinovala fyzioterapeutickou léčbu s nošením BFo, dosáhla největší změny HVA (-61 %). Dle výsledků analýzy rozptylu však na rozdíl od faktorů samotných, nemá jejich interakce významný vliv na HVA.

9.2 Navicular drop

Žádný z faktorů, ani jejich kombinace, neměl vliv na velikost ND.

Navicular drop by měl odrážet sílu IFM díky jejich vlivu na výšku mediálního longitudinálního oblouku klenby nohy. (Brody 1982) Dle našich výsledků by tedy námi zvolený terapeutický plán, ani nošení barefoot obuvi nemělo mít vliv na sílu vlastních svalů nohy.

To nesouhlasí s dosud publikovanými poznatky o efektu těchto faktorů. Významný efekt terapie, která využívá malou nohu k posílení IFM, ukazují výsledky několika výzkumů (Mulligan a Cook 2013; Campbell et al. 2008; Jam 2004). Stejně tak studie zabývající se barefoot obuví vyhodnotily její vliv na posílení IFM jako významný (Curtis a D'Aout 2019; Ridge et al. 2019; Xiang et al. 2018; Warne a Gruber 2017; Campitelli et al. 2016; Johnson et al. 2015). Změny HVA, které jsme pozorovaly během tohoto výzkumu, a jejich závislost na terapii zaměřené na ovlivnění IFM, rovněž nepřímou ukazují na posílení vlastních svalů nohy u účastníků našeho výzkumu.

Možným důvodem této neshody by mohlo být využití funkčního ND, který se liší od Brodym (1982) původně publikovaného statického ND, i když proti tomu stojí tvrzení

některých autorů, kteří ho uváděli jako vhodnější pro vyhodnocení funkce nohy v běžném životě (Hoffman et al. 2015; Dicharry et al. 2009). Další možností může být malá spolehlivost měření ND. Jam (2004) zmiňuje, že omezením tohoto testu by mohla být nízká intra- a inter-tester spolehlivost navíc v kombinaci s nezkušeným vyšetřujícím.

Pokud by naše měření ND byla správná, mohli bychom uvažovat o existenci dalšího významného faktoru, který má vliv na úhel vbočení palce u pacientů s HV a není ovlivněn silou IFM. Možným kandidátem na tento faktor by mohlo být nastavení vyšších segmentů těla, neboť to jsme v naší terapii také snažili ovlivnit spolu s posílením oblouků klenby. Tato možnost se však vzhledem k množství důkazů o vlivu malé nohy a barefoot obuvi na sílu IFM a na zmenšení ND, které jsme již uvedli výše, zdá velmi nepravděpodobná. Přikláníme se tedy k chybné metodice měření, kterou jsme pro tento parametr použili.

9.2.1 Korelace HVA a ND

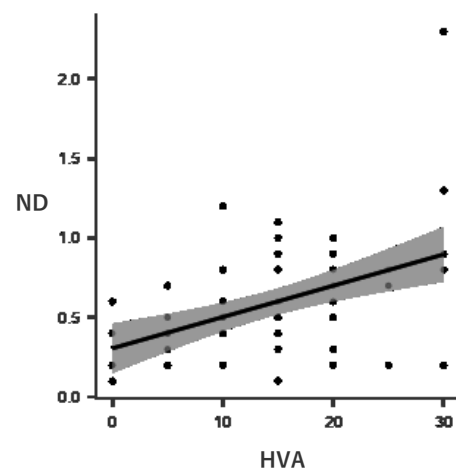
Skutečnost, že námi zjištěné hodnoty ND a HVA ukazují významnou korelaci (Pearsonovo $r = 0,470$; $p < 0,001$), by mohlo odpovídat přítomným chybám v měření, které neumožnily kvalitní vyhodnocení změn. Korelační koeficient byl vypočítán s pomocí hodnot ND a HVA z prvního a druhého měření, a tak není tolik náchylný k chybám. Analýza rozptylu byla naproti tomu vyhodnocena ze změny ND, což je hodnota vypočítaná ze dvou měření ND, a tím i náchylnější ke kumulaci chyb.

Dle výpočtu Pearsonova korelačního koeficientu (Tabulka 16, Obrázek 15) velikost HVA pozitivně koreluje s velikostí ND ve všech měřeních (Pearsonovo $r = 0,470$; $p < 0,001$). V grafu (Obrázek 16) lze vidět hodnoty ND rozdělené dle velikosti HVA.

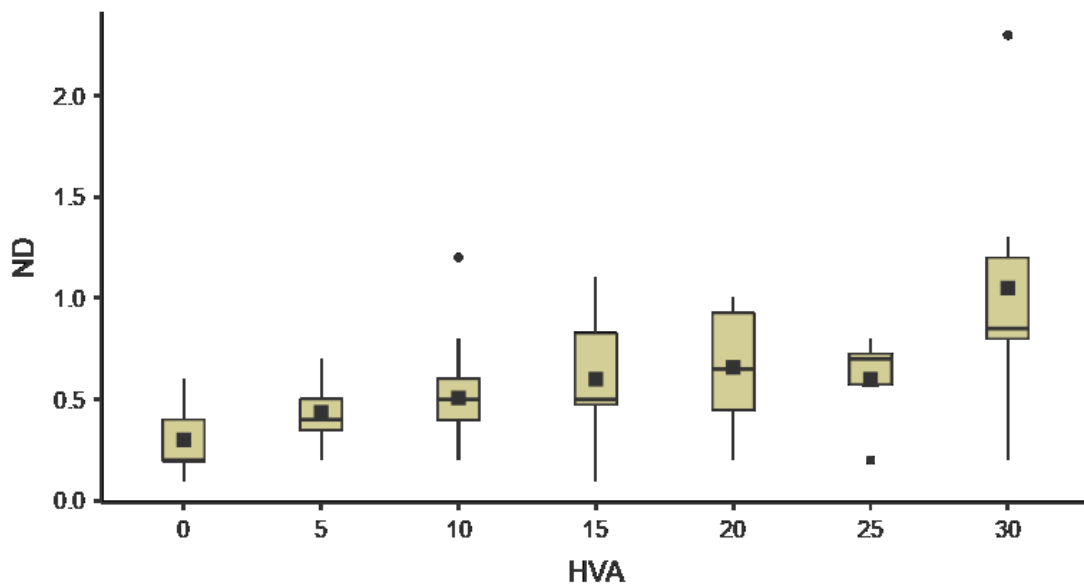
Tabulka 16. Korelační matice – závislost velikosti HVA a ND

		HVA	ND
HVA	Pearsonovo r	—	
	p-hodnota	—	
ND	Pearsonovo r	0.470	***
	p-hodnota	< .001	—

Poznámka. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$



Obrázek 15. Graf lineární závislosti HVA na ND



Obrázek 16. Box plot – rozdělení hodnot ND dle velikosti HVA

Z této závislosti lze vyvodit, že se zvyšujícím se úhlem valgozity palce (HVA) se rovněž zvyšuje hodnota poklesu navikulární kosti (ND) při zatížení, což znamená i sníženou funkci IFM v podpoře klenby nohy.

9.3 Subjektivní obtíže

Více než polovina účastnic výzkumu (56,2 %) neměla žádné obtíže přímo se týkající vbočeného palce nohy, nebo měla obtíže s jejich posouzením – důvodem byla velká nepravidelnost obtíží, nebo naučená opatření, kterými pacientky předcházely vzniku obtíží. Žádná účastnice neudávala zhoršení bolestivosti nebo jiných subjektivních obtíží, jedna nepozorovala žádné změny a zbylých 6 zaznamenalo zlepšení obtíží. (viz [Tabulka 17](#))

Nejčastěji se bolest vyskytovala v oblasti MTP kloubu, u některých v oblasti hlaviček ostatních metatarsů nebo mediálního oblouku klenby nohy. Většina účastnic udávala jako spouštěč bolesti dlouhou chůzi nebo stání a také úzkou nebo špatně padnoucí obuv.

Tabulka 17. Rozdíl v subjektivních obtížích před začátkem a po ukončení výzkumu - souhrn

	Četnost	% z celku	Úhrnná %
Výrazné zlepšení	3	18,8 %	18,8 %
Mírné zlepšení	3	18,8 %	37,5 %
Bez zlepšení	1	6,3 %	43,8 %
Bez obtíží	3	18,8 %	62,5 %
Nedokáže posoudit	6	37,5 %	100,0 %

Žádná z účastnic ve skupinách nosících barefoot obuv (BFT a BF) nezaznamenala bolest, na kterou byla zvyklá z pohybu ve svých běžných botách a žádná nehodnotila tuto obuv jako nevhodnou nebo nekomfortní. A to i přes přechodné obtíže, které se u velké části pacientek z těchto skupin objevily v průběhu trvání výzkumu. Většina z nich naopak nošení barefoot obuvi subjektivně zhodnotila pohodlnou a ulevující od bolesti.

Z těchto zkušeností účastnic výzkumu lze usoudit, že by barefoot obuv mohla být vhodným doplňkem k terapii HV, a to i přesto, že z našich výsledků není jisté, zdali má vliv na snížení HVA nebo ND. Samotná úleva od bolesti, kterou pacientky udávaly, by mohla zvýšit kvalitu života ještě před efektem fyzioterapeutické léčby.

9.3.1 Obtíže vzniklé v průběhu trvání výzkumu

Šest účastnic udávalo přechodné obtíže, které se vyskytly v době intervence. Tři z nich byly ze skupiny BF a popisovaly bolest pat (v jednom případě i kolenu) v prvním a druhém týdnu po začátku nošení BFo. Všechny je dávaly za vinu příliš tvrdým dopadům na patu předtím, než si přivykly chůzi v novém typu bot. Jedna účastnice (skupina BF) zmiňovala bolest v mediálním oblouku klenby při vyšší zátěži. Jedna účastnice (skupina BFT) zaznamenala přechodné zhoršení chronické bolesti zad, které trvalo 1-2 týdny v druhé polovině intervence. Poslední z účastnic udávajících obtíže (skupina T) pocítovala bolest kolene trávající přibližně 2 týdny.

9.4 Adherence

Adherence k metodám intervence nebyla detailně dokumentována.

Všechny pacientky ve skupinách BFT a BF udávaly každodenní nošení barefoot obuvi, kromě výjimečných příležitostí, jako např. pracovní schůzky, dlouhé turistické výlety. Většina účastnic nosila BFo i v zaměstnání, jedna z důvodu specifického pracoviště nosila během pracovní doby pracovní obuv (tzv. „kroksy“).

Ve skupinách BFT a T absolvovalo všech 6 sezení (včetně závěrečného kontrolního vyšetření) 7 z 9 účastnic. Zbylé dvě se dostavily 5 krát. V těchto skupinách kolísala adherence k terapii hlavně s odchylkami od normálního týdenního režimu probandek. Nejvyšší byla při běžném pracovním týdnu, kdy účastnice udávaly frekvenci cvičení 6 – 7x týdně. Při abnormálním režimu – typicky při odjezdu na dovolenou, nebo při zvýšených nárocích kladených zaměstnáním – byla snižena na 1-3 cvičení týdně. Tento výjimečný týdenní režim se většinou vyskytoval po dobu 1 až 2 týdnů během trvání výzkumu.

Další proměnnou ovlivňující adherenci byla náročnost cviků. Zatímco cviky v poloze vsedě (aktivace malé nohy; aktivace malé nohy s tlakem do podložky) prováděla většina

účastnic každodenně během běžného pracovního týdne, u cviků v ostatních pozicích udávaly četnost jejich provádění okolo 3 – 4 za týden. Jako důvod vyšší adherence ke cvikům v sedě zmiňovaly především možnost cvičení na pracovišti, což ostatní polohy nedovolovaly. Některé pacientky rovněž vynechávaly počáteční automobilizační baterii cviků, protože nepocitovaly žádný efekt těchto technik. Naopak některé zdůrazňovaly, že pokud automobilizaci neprovedly, nebyly schopny správného vykonání cviků, a proto ji důsledně zařazovaly před každým cvičením.

Kromě omezení efektu kinezioterapie z důvodu nízké adherence, by mohla být překážkou snížená kvalita somatestézie a motorického učení (Takasaki et al. 2019). Tyto kvality jsme u účastnic také podrobně nezkoumali, ovšem myslíme si, že u některých z nich mohly limitovat efekt terapie.

10 Závěr

Nedospěli jsme k jasnému závěru, že nošení barefoot obuvi má významný vliv na snížení úhlu vbočení palce u pacientů s *hallux valgus*. To je rozdíl od fyzioterapeutické léčby, která jednoznačně prokázala významný vliv na zmenšení HVA. Přesto jsme u účastnic nosících BFo pozorovali větší pokles HVA než u těch, které nosili svou běžnou obuv, a to jak ve skupinách podstupujících fyzioterapeutickou léčbu, tak u těch bez fyzioterapie. Je tedy možné, že při výzkumu na větším vzorku populace, při delším trvání intervence nebo při využití homogennější výzkumné skupiny by se vliv barefoot obuvi na snížení HVA prokázal.

Zjištěné změny *navicular drop* v našem výzkumu neprokázaly významný vliv působení ani jednoho z faktorů (fyzioterapie a nošení BFo). Přikládáme to chybné metodice měření, kterou jsme ve výzkumu využili. Dosavadní výzkum totiž odporuje našim výsledkům a prokazuje souvislost mezi ND a kinezioterapií s využitím cviku malé nohy i nošením BFo.

I přes nejednoznačnost našich závěrů by využití barefoot obuvi mohlo mít ve fyzioterapii své místo. A to i v tom případě, že by ani dalším výzkumem nebyl prokázán jejich vliv na zmenšení deformity *hallux valgus*. Jejich nošení totiž eliminuje jeden z faktorů působících na vývoj HV, kterým je úzká obuv se zvýšeným podpatkem. Tím by se při jejich kombinaci s fyzioterapií mohla zvýšit účinnost léčby, která by nebyla brzděna nošením nevhodné obuvi.

Využití by naše poznatky mohly mít i u pacientů s *pes planus* neboť většina použitých technik ovlivňujících HV zároveň ovlivňovala výšku klenutí nohy.

10.1 Omezení závěrů výzkumu

Výsledky našeho výzkumu se omezují na pacienty trpící vbočeným palcem nižšího stupně závažnosti – s úhlem vbočení menším než je 30°. Dále by mohl být zkoumán vliv stupně deformity na úspěšnost fyzioterapeutické léčby.

Závěry naší práce by mohly být limitovány poměrně malým počtem probandů, bylo by tedy žádoucí je potvrdit na větší výzkumné skupině.

REFERENCE

- ANHISA SHOES, 2020. Barefoot je čistá síla, čistý výkon. *Anhisa shoes.cz* [online] [vid. 2020-11-24]. Dostupné z: <https://ahinsashoes.cz/blog/barefoot-je-cista-sila-cisty-vykon-n19>
- ANHISA SHOES, nedatováno. Zdravá obuv - Ahinsa shoes. *Anhisa shoes.cz* [online] [vid. 2020-11-24]. Dostupné z: <https://ahinsashoes.cz/zdrava-obuv>
- ARAKAWA, Takamitsu, Kounosuke TOKITA, Akinori MIKI a Toshio TERASHIMA, 2003. Anatomical study of human adductor hallucis muscle with respect to its origin and insertion. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* [online]. **185**(6), 585–592. ISSN 09409602. Dostupné z: doi:10.1016/S0940-9602(03)80133-4
- ARINCI İNCEL, Nurgül, H. GENÇ, H. R. ERDEM a Z. R. YORGANCIOGLU, 2003. Muscle Imbalance in Hallux Valgus: An Electromyographic Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. **82**(5), 345–349. ISSN 0894-9115. Dostupné z: doi:10.1097/01.PHM.0000064718.24109.26
- AVERS, Dale a Marybeth BROWN, 2009. White Paper: Strength Training for the Older Adult. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. **32**(4), 148–152. ISSN 1539-8412. Dostupné z: doi:10.1519/00139143-200932040-00002
- BERNSTEIN, Richard K., 2003. Physical signs of the intrinsic minus foot. *Diabetes Care* [online]. **26**(6), 1945–1946. ISSN 0149-5992. Dostupné z: doi:10.2337/diacare.26.6.1945
- BONANI, Georges, Susan D. IVY, Irena HAJDAS, Thomas R. NIKLAUS a Martin SUTER, 1994. Ams 14C Age Determinations of Tissue, Bone and Grass Samples from the Ötztal Ice Man. *Radiocarbon* [online]. **36**(2), 247–250. ISSN 0033-8222, 1945-5755. Dostupné z: doi:10.1017/S0033822200040534
- BRODY, D. M., 1982. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic clinics of North America*. **13**(3), 541–558. ISSN 1558-1373.
- BRUENING, Dustin A., Sarah T. RIDGE, Julia L. JACOBS, Mark T. OLSEN, Dallin W. GRIFFIN, Drew H. FERGUSON, Kirk E. BASSETT a A. Wayne JOHNSON, 2019. Functional assessments of foot strength: a comparative and repeatability study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. **20**(1), 608. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-019-2981-6
- CAMPBELL, EB, JL FRYE a PA GRIBBLE, 2008. Strengthening of the plantar intrinsic foot muscles decreases navicular drop and decreases muscular fatigue. *Journal of Athletic Training*. **43**(3), S123.
- CAMPITELLI, Nicholas A, Scott A SPENCER, Kaitlyn BERNHARD, Kristen HEARD a Alan KIDON, 2016. Effect of Vibram FiveFingers Minimalist Shoes on the Abductor Hallucis Muscle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. **106**(5), 8.
- COETZEE, Devon R., Yumna ALBERTUS, Nicholas TAM a Ross TUCKER, 2018. Conceptualizing minimalist footwear: an objective definition. *Journal of Sports Sciences* [online]. **36**(8), 949–954. ISSN 0264-0414, 1466-447X. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2017.1346816

COUGHLIN, Michael J, Roger A MANN, Charles L SALTZMAN, a OTHERS, 1999. *Surgery of the foot and ankle*. B.m.: Mosby St. Louis.

CURTIS, Rory a Kristiaan D'AOÛT, 2019. Daily activity in minimal footwear increases foot strength. *Footwear Science*. **11**(sup1), S151–S152.

ČESKÁ OBUVNICKÁ A KOŽEĎELNÁ ASOCIACE, nedatováno. „Barefoot obuv“ – zdravé obouvání nebo jen velký byznys? [online] [vid. 2021-07-19]. Dostupné z: <http://www.coka.cz/zdrave-obouvani/437-barefoot-obuv-zdrave-obouvani-nebo-jen-velky-byznys>

ČIHÁK, Radomír, 2001. *Anatomie 1. Druhé, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada, 2001. 516 s. 2. B.m.: Grada. ISBN 80-7169-970-5.

DAVIS, Irene S., 2014. The Re-emergence of the Minimal Running Shoe. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **44**(10), 775–784. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2014.5521

DESILVA, Jeremy M., 2010. Revisiting the „midtarsal break“. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. **141**(2), 245–258. ISSN 1096-8644. Dostupné z: doi:10.1002/ajpa.21140

DICHARRY, Jay M., Jason R. FRANZ, Ugo Della CROCE, Robert P. WILDER, Patrick O. RILEY a D. Casey KERRIGAN, 2009. Differences in Static and Dynamic Measures in Evaluation of Talonavicular Mobility in Gait. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **39**(8), 628–634. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2009.2968

DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3240-4.

EUSTACE, S., J. O'BYRNE, J. STACK a M.M. STEPHENS, 1993. Radiographic features that enable assessment of first metatarsal rotation: the role of pronation in hallux valgus. *Skeletal Radiology* [online]. **22**(3) [vid. 2021-08-07]. ISSN 0364-2348, 1432-2161. Dostupné z: doi:10.1007/BF00206143

FERRARI, Jill, David A HOPKINSON a Alf D LINNEY, 2004. Size and shape differences between male and female foot bones: is the female foot predisposed to hallux abducto valgus deformity? *Journal of the American Podiatric Medical Association*. **94**(5), 434–452.

FOJTÍKOVÁ, Jana, 2019. Barefoot obuv oslovuje čím dál tím více lidí. Otázkou je, jestli je v ní chůze opravdu zdravá. *ČtiDoma.cz* [online]. [vid. 2021-07-29]. Dostupné z: <https://www.ctidoma.cz/node/50904>

FOLLAND, Jonathan P a Alun G WILLIAMS, 2007. The Adaptations to Strength Training: Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. *Sports Medicine* [online]. **37**(2), 145–168. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200737020-00004

FOX, John, Sanford WEISBERG, Brad PRICE, Daniel ADLER, Douglas BATES, Gabriel BAUD-BOVY, Ben BOLKER, Steve ELLISON, David FIRTH, Michael FRIENDLY, Gregor GORJANC, Spencer GRAVES, Richard HEIBERGER, Pavel KRIVITSKY, Rafael LABOISSIERE, Martin MAECHLER, Georges MONETTE, Duncan MURDOCH, Henric NILSSON, Derek OGLE, Brian RIPLEY, William VENABLES, Steve WALKER, David WINSEMIUS, Achim ZEILEIS a R-

CORE, 2021. *car: Companion to Applied Regression* [online] [vid. 2021-08-12]. Dostupné z: <https://CRAN.R-project.org/package=car>

FRAISSLER, Lukas, Christian KONRADS, Maik HOBERG, Maximilian RUDERT a Matthias WALCHER, 2016. Treatment of hallux valgus deformity. *EFORT Open Reviews* [online]. 1(8), 295–302. ISSN 2396-7544, 2058-5241. Dostupné z: doi:10.1302/2058-5241.1.000005

FRANCO, A. H., 1987. Pes cavus and pes planus. Analyses and treatment. *Physical therapy* [online]. 67(5), 688–694. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/67.5.688

FRANK, Clare, Alena KOBESOVA a Pavel KOLAR, 2013. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*. 8(1), 62.

GARROW, A. P., A. PAPAGEORGIOU, A. J. SILMAN, E. THOMAS, M. I. JAYSON a G. J. MACFARLANE, 2001. The grading of hallux valgus. The Manchester Scale. *Journal of the American Podiatric Medical Association* [online]. 91(2), 74–78. ISSN 8750-7315. Dostupné z: doi:10.7547/87507315-91-2-74

GLASOE, Ward M., 2016. Treatment of Progressive First Metatarsophalangeal Hallux Valgus Deformity: A Biomechanically Based Muscle-Strengthening Approach. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online]. 46(7), 596–605. ISSN 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2016.6704

GLASOE, Ward M., David J. NUCKLEY a Paula M. LUDEWIG, 2010. Hallux Valgus and the First Metatarsal Arch Segment: A Theoretical Biomechanical Perspective. *Physical Therapy*. 90, 110–120.

GRAY, Edwin G. a John V. BASMAJIAN, 1968. Electromyography and cinematography of leg and foot (“normal” and flat) during walking. *The Anatomical Record* [online]. 161(1), 1–15. ISSN 1097-0185. Dostupné z: doi:10.1002/ar.1091610101

HANSEN JR, ST, 1996. Hallux valgus surgery. Morton and Lapidus were right! *Clinics in podiatric medicine and surgery*. 13(3), 347–354.

HOFFMAN, Scott E., Cathryn D. PELTZ, Jeffrey A. HALADIK, George DIVINE, Matthew A. NURSE a Michael J. BEY, 2015. Dynamic in-vivo assessment of navicular drop while running in barefoot, minimalist, and motion control footwear conditions. *Gait & Posture* [online]. 41(3), 825–829. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.02.017

HOLLOWKA, Nicholas B, 2018. Foot strength and stiffness are related to footwear use in a comparison of minimally- vs. conventionally-shod populations. *Scientific Reports*. 12.

HORTON, Greg A., Yong-Wook PARK a Mark S. MYERSON, 1999. Role of Metatarsus Primus Elevatus in the Pathogenesis of Hallux Rigidus. *Foot & Ankle International* [online]. 20(12), 777–780. ISSN 1071-1007, 1944-7876. Dostupné z: doi:10.1177/107110079902001204

CHEN, Lan a Justin GREISBERG, 2009. Achilles Lengthening Procedures. *Foot and Ankle Clinics* [online]. 14(4), 627–637. ISSN 10837515. Dostupné z: doi:10.1016/j.fcl.2009.08.002

IYENGAR, Bellur Krishnamukar Sundara, 2001. *Light on yoga: yoga dipika*. B.m.: Thorsons London.

JAM, Dr Bahram, 2004. Evaluation and Retraining of the Intrinsic Foot Muscles for Pain Syndromes Related to Abnormal Control of Pronation. 8.

JANDA, V. a M. VÁVROVÁ, 1992. Senzomotorická stimulace. Základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia: časopis pre otázky liečebnej a pracovnej rehabilitácie*. 25(3), 14–34. ISSN ISSN: 0375-0922.

JANDA, Vladimír, 1996. *Funkční svalový test*. B.m.: Avicenum.

JOHNSON, A., J. MYRER, U. MITCHELL, I. HUNTER a S. RIDGE, 2015. The Effects of a Transition to Minimalist Shoe Running on Intrinsic Foot Muscle Size. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 37(02), 154–158. ISSN 0172-4622, 1439-3964. Dostupné z: doi:10.1055/s-0035-1559685

KAPANDJI, I. A., 1987. *The physiology of the joints: lower limb, vol. 2*. Eng. ed. of the 5th ed. Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-03618-7.

KELLY, Luke A., Andrew G. CRESSWELL, Sebastien RACINAIS, Rodney WHITELEY a Glen LICHTWARK, 2014. Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. 11(93), 20131188. ISSN 1742-5689, 1742-5662. Dostupné z: doi:10.1098/rsif.2013.1188

KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOZÁKOVÁ, Jitka, M JANURA, A GREGORKOVÁ a Z SVOBODA, 2010. Hallux valgus z pohledu fyzioterapeuta aneb je hallux valgus pouze deformita palce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 17(2), 71–7.

KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ, Radka BAČÁKOVÁ, a OTHERS, 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. B.m.: Univerzita Karlova, Nakladatelství Karolinum.

KUNEŠOVÁ, Anna, 2019. Jsou bosé boty ideální? Rodiče je dávají už tříletým, odborníci však varují. *Deník.cz* [online]. [vid. 2021-07-29]. Dostupné z: <https://www.denik.cz/zdravi/kondice-chuze-naboso.html>

LARSEN, Christian, 2005. *Zdravá chůze po celý život poznáváme a odstraňujeme nesprávnou zátěž nohou; trénink místo operace - úspěšná metoda Spiraldynamik; gymnastika nohou u vbočeného palce, ostruhy patní kosti, plochých nohou atd*. Olomouc: Poznání. ISBN 978-80-86606-38-5.

LARSON, Peter, 2014. Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race. *Journal of Sport and Health Science* [online]. 3(2), 137–142. ISSN 20952546. Dostupné z: doi:10.1016/j.jshs.2014.03.003

LENTH, Russell V., Paul BUERKNER, Maxime HERVE, Jonathon LOVE, Hannes RIEBL a Henrik SINGMANN, 2021. *emmeans: Estimated Marginal Means, aka Least-Squares Means* [online] [vid. 2021-08-12]. Dostupné z: <https://CRAN.R-project.org/package=emmeans>

LEWIT, Karel, 2015. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně* [online]. 5. B.m.: Sdělovací technika, spol. s.r.o. ve spolupráci s Česká lékařská společnost J.E. Purkyně. ISBN 978-80-86645-04-9. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=7AMqCgAAQBAJ>

MAHDIEH, Leili, Vahid ZOLAKTAF a Mohammad Taghi KARIMI, 2020. Effects of dynamic neuromuscular stabilization (DNS) training on functional movements. *Human*

Movement Science [online]. **70**, 102568. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2019.102568

MANCUSO, John E, Steven P ABRAMOW, Mark J LANDSMAN, Marc WALDMAN a Michael CARIOSCIA, 2003. The zero-plus first metatarsal and its relationship to bunion deformity. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* [online]. **42**(6), 319–326. ISSN 10672516. Dostupné z: doi:10.1053/j.jfas.2003.09.001

MAYEROVÁ, Vlasta, 2019. Bosé obouvání ano či ne? | Detskaobuv.cz. *detskaobuv.cz* [online] [vid. 2020-11-24]. Dostupné z: <https://www.detskaobuv.cz/aktuality/barefoot-ano-ne-zdravotni-problemy-bose-obouvani/>

MCDUGALL, Christopher, 2011. *Born to run: Zrozeni k běhu : zapomenutý národ a tajemství nejlepších a nejšťastnějších běžců světa*. 1. vyd. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-2433-4.

MCKENZIE, J., 1955. The foot as a half-dome. *British medical journal* [online]. **1**(4921), 1068–1069. ISSN 0007-1447. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.1.4921.1068

MCKEON, Patrick O. a François FOURCHET, 2015. Freeing the Foot. *Clinics in Sports Medicine* [online]. **34**(2), 347–361. ISSN 02785919. Dostupné z: doi:10.1016/j.csm.2014.12.002

MCKEON, Patrick O, Jay HERTEL, Dennis BRAMBLE a Irene DAVIS, 2015. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **49**(5), 290–290. ISSN 0306-3674, 1473-0480. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092690

MENZ, H. B. a S. E. MUNTEANU, 2005. Radiographic validation of the Manchester scale for the classification of hallux valgus deformity. *Rheumatology* [online]. **44**(8), 1061–1066. ISSN 1462-0332, 1462-0324. Dostupné z: doi:10.1093/rheumatology/keh687

MENZ, Hylton B. a Meg E. MORRIS, 2005. Footwear Characteristics and Foot Problems in Older People. *Gerontology* [online]. **51**(5), 346–351. ISSN 0304-324X, 1423-0003. Dostupné z: doi:10.1159/000086373

MENZ, Hylton B., Edward RODDY, Elaine THOMAS a Peter R. CROFT, 2010. Impact of hallux valgus severity on general and foot-specific health-related quality of life. *Arthritis Care & Research* [online]. n/a-n/a. ISSN 2151464X. Dostupné z: doi:10.1002/acr.20396

MULLIGAN, Edward P. a Patrick G. COOK, 2013. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy* [online]. **18**(5), 425–430. ISSN 1356689X. Dostupné z: doi:10.1016/j.math.2013.02.007

MUNTEANU, Shannon E., Hylton B. MENZ, John D. WARK, Jemma J. CHRISTIE, Katrina J. SCURRAH, Minh BUI, Bircan ERBAS, John L. HOPPER a Anita E. WLUKA, 2017. Hallux Valgus, By Nature or Nurture? A Twin Study: Twin Study of Hallux Valgus. *Arthritis Care & Research* [online]. **69**(9), 1421–1428. ISSN 2151464X. Dostupné z: doi:10.1002/acr.23154

MYERS, Thomas W., 2014. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. 3rd ed. Edinburgh: Elsevier. ISBN 978-0-7020-4654-4.

NETTER, Frank Henry, 2012. *Netterův anatomický atlas člověka*. B.m.: CPress. ISBN 978-80-264-0079-0.

NEWSHAM, Katherine R., 2010. Strengthening the Intrinsic Foot Muscles. *Athletic Therapy Today* [online]. **15**(1), 32–35. ISSN 1078-7895, 1933-2068. Dostupné z: doi:10.1123/att.15.1.32

NIX, Sheree, Michelle SMITH a Bill VICENZINO, 2010. Prevalence of hallux valgus in the general population: a systematic review and meta-analysis. *Journal of foot and ankle research* [online]. **3**, 21–21. ISSN 1757-1146. Dostupné z: doi:10.1186/1757-1146-3-21

OATIS, Carol A., 1988. Biomechanics of the Foot and Ankle Under Static Conditions. *Physical Therapy* [online]. **68**(12), 1815–1821. ISSN 0031-9023, 1538-6724. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/68.12.1815

PAULSEN, Friedrich, Tobias M. BÖCKERS, Jens WASCHKE, Stephan WINKLER, Katja DALKOWSKI, Jörg MAIR a Sonja KLEBE, 2018. *Sobotta anatomy textbook: English edition with Latin nomenclature*. B.m.: Elsevier Health Sciences. ISBN 978-0-7020-6760-0.

PECHÁČKOVÁ, Alena, 2020. Podpatky bych přirovnal ke korzetům. Současnou módu nezajímá, že boty jsou nevhodné, říká zastánce barefoot obuvi | Lidé. *Lidovky.cz* [online]. [vid. 2021-07-29]. Dostupné z: https://www.lidovky.cz/relax/lide/podpatky-bych-prirovnal-ke-korzetum-soucasnou-modu-nezajima-ze-boty-jsou-pro-nevhodne-rika-zastance.A200716_143447_in-zdravi_ape

PERERA, A M, Lyndon MASON a M M STEPHENS, 2011. The Pathogenesis of Hallux Valgus: *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* [online]. **93**(17), 1650–1661. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.H.01630

PETRÁŠOVÁ, Lenka, 2013. Lékaři se přou o boty. (Ne)chod'te naboso, radí. *iDNES.cz* [online]. [vid. 2021-07-29]. Dostupné z: https://www.idnes.cz/onadnes/zdravi/chozeni-naboso-ano-ci-ne.A130816_162642_zdravi_jup

PIQUÉ-VIDAL, Carlos a Joan VILA, 2009. A geometric analysis of hallux valgus: correlation with clinical assessment of severity. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. **2**(1), 15. ISSN 1757-1146. Dostupné z: doi:10.1186/1757-1146-2-15

PODĚBRADSKÝ, Jiří a Radana PODĚBRADSKÁ, 2009. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2899-5.

R CORE TEAM, 2020. *R: A Language and environment for statistical computing* [online]. Dostupné z: <https://cran.r-project.org>

RAPI, Jakub, 2016. Statické deformity přednoží–diagnostika a terapie. *Umění fyzioterapie*. **2**, 9–16. ISSN 2464-6784.

RIDGE, Sarah T., A. Wayne JOHNSON, Ulrike H. MITCHELL, Iain HUNTER, Eric ROBINSON, Brent S. E. RICH a Stephen Douglas BROWN, 2013. Foot Bone Marrow Edema after a 10-wk Transition to Minimalist Running Shoes: *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **45**(7), 1363–1368. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e3182874769

RIDGE, Sarah T, Mark T OLSEN, Dustin A BRUENING, Kevin JURGENSMEIER, David GRIFFIN, Irene S DAVIS a A Wayne JOHNSON, 2019. Walking in Minimalist Shoes Is Effective for Strengthening Foot Muscles. *APPLIED SCIENCES*. (51), 104–113.

RODDY, E., W. ZHANG a M. DOHERTY, 2007. Validation of a self-report instrument for assessment of hallux valgus. *Osteoarthritis and Cartilage* [online]. **15**(9), 1008–1012. ISSN 10634584. Dostupné z: doi:10.1016/j.joca.2007.02.016

RODDY, Edward, Weiya ZHANG a Michael DOHERTY, 2008. Prevalence and associations of hallux valgus in a primary care population. *Arthritis & Rheumatism* [online]. **59**(6), 857–862. ISSN 00043591, 15290131. Dostupné z: doi:10.1002/art.23709

ROOT, ML, WP ORIEN a JH WEED, 1977. Normal and Abnormal Function of The Foot. *Clinical Biomechanics*. **2**, Forefoot deformity caused by abnormal subtalar joint pronation, 349–460.

SHINE, L. B., 1965. Incidence of Hallux Valgus in a Partially Shoe-wearing Community. *BMJ* [online]. **1**(5451), 1648–1650. ISSN 0959-8138, 1468-5833. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.1.5451.1648

SIM-FOOK, LAM a AR HODGSON, 1958. A comparison of foot forms among the non-shoe and shoe-wearing Chinese population. *JBJS*. **40**(5), 1058–1062.

SOUČEK, Jiří, nedatováno. Co je barefoot obuv, bosé boty a vše kolem toho. *naBOSO* [online] [vid. 2020-11-24]. Dostupné z: <https://www.naboso.cz/Blog/Zdravi/Co-je-barefoot-obuv-bose-boty-a-vse-kolem-toho>

SOYSA, Achini, Claire HILLER, Kathryn REFSHAUGE a Joshua BURNS, 2012. Importance and challenges of measuring intrinsic foot muscle strength. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. **5**(1), 29. ISSN 1757-1146. Dostupné z: doi:10.1186/1757-1146-5-29

SPOONER, Simon K., Timothy E. KILMARTIN a Linda M. MERRIMAN, 1994. The palpation technique for determination of metatarsal formula: a study of validity. *The Foot* [online]. **4**(4), 198–200. ISSN 09582592. Dostupné z: doi:10.1016/0958-2592(94)90052-3

ŠKARABOT, Jakob, Callum G. BROWNSTEIN, Andrea CASOLO, Alessandro DEL VECCHIO a Paul ANSDELL, 2020. The knowns and unknowns of neural adaptations to resistance training. *European Journal of Applied Physiology* [online]. [vid. 2021-01-03]. ISSN 1439-6319, 1439-6327. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-020-04567-3

ŠTÝBROVÁ, Miroslava a Martina CHMELÁŘOVÁ, 2016. I za mlčícího mluví jeho boty! *Umění fyzioterapie*. **2**, 60–65. ISSN 2464-6784.

TAKASAKI, Hiroshi, Yu OKUBO a Shun OKUYAMA, 2019. The Effect of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation on Joint Position Sense: A Systematic Review. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **29**(4), 488–497. ISSN 1543-3072, 1056-6716. Dostupné z: doi:10.1123/jsr.2018-0498

THE JAMOVI PROJECT, 2021. *jamovi* [online]. Dostupné z: <https://www.jamovi.org/>

THOMAS, S a R BARRINGTON, 2003. Hallux valgus. *Current Orthopaedics* [online]. **17**(4), 299–307. ISSN 0268-0890. Dostupné z: doi:10.1016/S0268-0890(02)00184-6

VÉLE, František, 2006. *Kineziologie : přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšíř. a přeprac. vyd. B.m.: Triton. ISBN 978-80-7254-837-8.

VIVOBAREFOOT, nedatováno. Jak fungují barefoot bosé boty Vivobarefoot? *Vivobarefoot.cz* [online] [vid. 2020-11-24]. Dostupné z: <https://www.vivobarefoot.cz/vivobarefoot/jak-funguji-barefoot-bose-boty>

WARNE, Joe P. a Allison H. GRUBER, 2017. Transitioning to Minimal Footwear: a Systematic Review of Methods and Future Clinical Recommendations. *Sports Medicine - Open* [online]. 3(1), 33. ISSN 2199-1170, 2198-9761. Dostupné z: doi:10.1186/s40798-017-0096-x

XIANG, Liangliang, Qichang MEI, Justin FERNANDEZ a Yaodong GU, 2018. Minimalist shoes running intervention can alter the plantar loading distribution and deformation of hallux valgus: A pilot study. *Gait & Posture* [online]. 65, 65-71. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.07.002

PŘÍLOHY

Příloha 1. Dotazník k náboru účastníků

Vliv nošení barefoot obuvi na terapii hallux valgus

Děkují Vám, že jste si udělali čas na vyplnění tohoto dotazníku.

Cílem dotazníku je získat účastníky výzkumu pro praktickou část mé bakalářské práce na téma "Vliv barefoot obuvi na terapii hallux valgus."

V dotazníku naleznete nástroj pro hodnocení vážnosti vbočeného palce u Vašich nohou, v dalších oddílech pak doplňující otázky ohledně účasti v našem výzkumu.

Účastníkům výzkumu dle výzkumné skupiny poskytneme osmitýdenní fyzioterapeutickou léčbu vbočeného palce nohy nebo získají slevu 20% na barefoot obuv v obchodu Naboso.cz.

*Povinné pole

1. Pohlaví *

Označte jen jednu elipsu.

Muž

Žena

2. Věk *

Hallux valgus

Hallux valgus, česky vbočený palec, je jednou z nejčastěji se vyskytujících vad lidských nohou. Může být zcela bez obtíží, ale také může svou bolestivostí zhoršovat kvalitu života lidem, kteří jím trpí. Vyskytuje se častěji u žen a u starších lidí, avšak kromě dalších faktorů, které se podílejí na jeho vzniku, je spíše než věk významným činitelem doba nošení obuvi. Jak se zdá, obuv "klasického střihu," kterou nosí většina z nás, by mohla nepříznivě ovlivňovat tvar, pohyblivost a sílu našich chodidel. To v konečném důsledku může mít vliv i na vývoj právě vbočeného palce nohy. Naše práce se právě tímto vztahem zabývá a snaží se osvětlit, zdali by se ho dalo využít v léčbě této deformity chodidla.



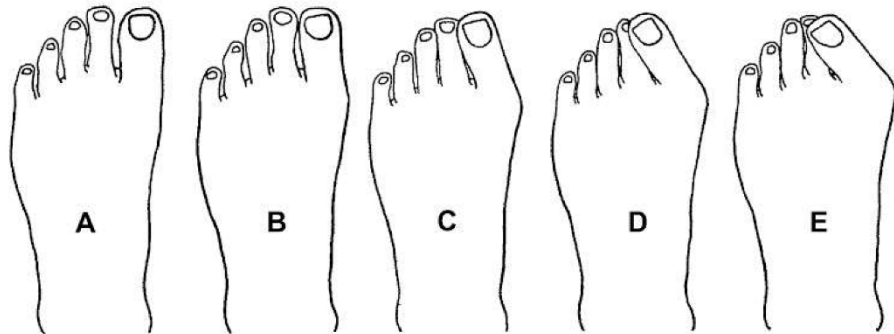
2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA
UNIVERZITA KARLOVA



Nástroj pro
samostatné
posouzení
závažnosti
vbočeného palce
nohy

Pomocí následujícího testu bychom chtěli zjistit, zda jsou vaše palce u nohou rovné, nebo vychýlené do strany. Pro náš výzkum hledáme osoby s vychýlením palce, které se označuje jako hallux valgus, neboli vbočený palec.

3. Nejdříve se prosím zujte a sundejte ponožky, pokud je máte na sobě, a postavte se tak, abyste zatěžoval(a) obě nohy stejně. Nyní se podívejte na palec vaší levé nohy. Ignorujte postavení a mezery mezi ostatními prsty nohy a snažte se zaměřit pouze na palec. Vyberte z první sady obrázků níže, označených písmeny A až E, ten, který nejlépe vystihuje vychýlení vašeho levého palce. Vyberte a zaškrtněte prosím písmeno tohoto obrázku ve výběru možností uvedených pod obrázky. *



Označte jen jednu elipsu.

- A Přeskočte na otázku 4
 B Přeskočte na otázku 5
 C Přeskočte na otázku 5
 D Přeskočte na otázku 5
 E Přeskočte na otázku 5

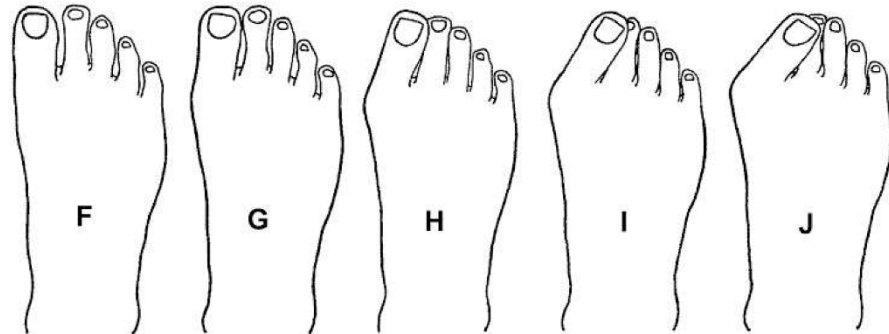
Licence

Tento obsah byl převzat se svolením autora z obrázku č. 1 (Fig. 1) článku Validation of a self-report instrument for assessment of hallux valgus. (RODDY, E., W. ZHANG a M. DOHERTY, 2007. Osteoarthritis and Cartilage [online]. 15(9), 1008–1012. ISSN 10634584. Dostupné z: doi:10.1016/j.joca.2007.02.016). Text byl přeložen z anglického originálu a upraven pro potřeby tohoto dotazníku.

Nástroj pro samostatné posouzení závažnosti vbočeného palce nohy - druhá část

Nástroj pro samostatné posouzení závažnosti vbočeného palce nohy - druhá část

5. Nyní udělejte to samé i pro palec vaší pravé nohy a využijte k tomu sadu obrázků níže, označených písmeny F až J. Znovu prosím zvolte z výběru možností pod obrázky písmeno, které označuje obrázek nejlépe vystihující stav vychýlení vašeho pravého palce. *



Označte jen jednu elipsu.

- F
 G
 H
 I
 J

Licence

Tento obsah byl převzat se svolením autora z obrázku č. 1 (Fig. 1) článku Validation of a self-report instrument for assessment of hallux valgus. (RODDY, E., W. ZHANG a M. DOHERTY, 2007. Osteoarthritis and Cartilage [online]. 15(9), 1008–1012. ISSN 10634584. Dostupné z: doi:10.1016/j.joca.2007.02.016). Text byl přeložen z anglického originálu a upraven pro potřeby tohoto dotazníku.

**Chtěli
byste se
zúčastnit
dalšího
výzkumu?**

Hledáme respondenty, kteří by se chtěli zúčastnit dalšího výzkumu vlivu barefoot obuvi v terapii vbočeného palce nohy. Nehledáme pouze lidi, kteří chtějí nosit barefoot obuv, ale také ty, kteří nosí "klasické" boty. Ze zájemců vytvoříme čtyři skupiny, které se budou lišit v nošené obuvi (barefoot/klasická) a v podstoupené terapii (s terapií a bez).

Skupinám s terapií zajistíme osmítýdenní fyzioterapeutickou léčbu vbočeného palce a pro skupiny nosící barefoot obuv poskytne obchod Naboso.cz 20% slevu na jeden pár obuvi.

6. Chtěl(a) byste se výzkumu zúčastnit? *

Označte jen jednu elipsu.

Ano

Ne

**Detaily
výzkumu**

Moc si vážíme Vašeho zájmu o další spolupráci v našem výzkumu. Zde Vás ještě požádáme o doplňující informace, jak byste se byl(a) ochoten/ochotna se do našeho výzkumu zapojit.

Výzkumu se můžete účastnit v jedné ze čtyř skupin - první skupina se bude účastnit terapie a bude cvičit cviky cílené na léčbu vbočeného palce; druhá skupina bude ve svých běžných aktivitách nosit barefoot obuv; třetí skupina bude cvičit a zároveň nosit barefoot obuv; poslední, čtvrtá skupina je kontrolní skupinou a tudíž nebude ani cvičit, ani nosit barefoot obuv.

Výzkum bude probíhat 8 týdnů a po dalších 4 týdnech proběhne kontrolní měření, jestli efekt terapie přetrvál.

7. Byl(a) bych ochotný/á cvičit se svými nohama v rámci výzkumu. *

Označte jen jednu elipsu.

Ano

Ne

Barefoot obuv

Barefoot obuv [bérfút obuv], někdy také označována jako minimalistická obuv, nebo počeštěně "bosoboty", se snaží co nejvíce napodobit chůzi naboso. Dosahuje toho nejen pomocí tenké podrážky, přes kterou může noha cítit po jakém terénu se právě pohybuje, ale také nulovou výškou podpatku a dostatečným prostorem ve špičce pro prsty, což se ukazuje, že má efekt na zdraví a sílu nohou. Zároveň, ale zachovává výhody nošení bot, jako je ochrana nohou před nečistotami, výkyvy počasí a ostrými předměty a také zachovává společenskou úlohu bot, jako módní části oblečení.

8. Rád bych nosil během výzkumu barefoot obuv. *

Označte jen jednu elipsu.

Ano, navíc už barefoot obuv mám

Ano, ale nemám doma žádný pár "barefootů"

Ne

9. Uved'te přibližný věk, kdy jste Vy, nebo Váš lékař poprvé zaznamenali vbočený palec: *

Kontaktní údaje

Prosím Vás o vyplnění následujících údajů, abychom Vás mohli kontaktovat a domluvit se na další spolupráci.

10. Vaše jméno

11. Váš e-mail *

12. Telefon

Pokud chcete být kontaktován(a) telefonicky, vyplňte prosím i toto pole

13. Místo pobytu *

Napište místo vašeho bydliště (název města, či obce), pomůže nám to zkoordinovat druhou část výzkumu.

14. Poznámky nebo dotazy

Chtěli byste nám ještě něco sdělit, nebo se na něco zeptat? Napište to do kolonky níže a rádi Vám odpovíme.

Děkujeme za zájem o účast v našem výzkumu!

Budeme Vás kontaktovat abychom se mohli domluvit na dalším průběhu naší spolupráce.
Na shledanou,
Daniel Pek, 2. Lékařská fakulta Univerzity Karlovy



2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA
UNIVERZITA KARLOVA



Děkujeme za účast v našem výzkumu!

Vypadá to, že máte nohy zdravé jako řípa, alespoň co se přítomnosti vbočeného palce týče.
Do dalšího výzkumu hledáme pouze respondenty s vbočeným palcem, tudíž je to od nás tímto vše. Pokud byste znal(a) někoho, kdo by se pro náš výzkum hodil, budeme rádi, když ho odkážete na tento dotazník.

S pozdravem
Daniel Pek, 2. Lékařská fakulta Univerzity Karlovy

15. Pokud by Vás zajímal náš výzkum, můžete nám zde uvést Váš email, na který Vám zašleme výsledky našeho bádání.



2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA
UNIVERZITA KARLOVA



Obsah není vytvořen ani schválen Googlem.

Google Formuláře