

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**VLIV MOBILIZACE KLOUBŮ NOHY NA ROZLOŽENÍ TLAKŮ NA NOZE
VE VYBRANÝCH POZICÍCH**

Diplomová práce
(Magisterská)

Autor: Bc. Ondřej Mikeska, fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Ondřej Mikeska

Název magisterské práce: Vliv mobilizace kloubů nohy na rozložení tlaků na noze ve vybraných pozicích

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí magisterské práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby magisterské práce: 2015

Abstrakt: Cílem této magisterské práce bylo posoudit vliv mobilizace kloubů nohy na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou. Teoretická část práce obsahuje poznatky o anatomii nohy (kosti, klouby a ligamenta, svaly a jejich inervace a funkce), biomechanice kloubů nohy včetně biomechaniky chůze, základní typologii a patologii nohy. Efekt mobilizace kloubů nohy byl zkoumán ve čtyřech pozicích (nekorigovaný stoj, korigovaný stoj s malou nohou, chůze, test funkčního dosahu) na plošině systému Footscan. Z výsledků naší studie vyplývá, že mobilizace kloubů nohy má vliv na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou v určitých oblastech v nekorigovaném stoju a korigovaném stoju s malou nohou. Statisticky významné rozdíly jsou také mezi oběma pozicemi před i po terapii.

Klíčová slova: mobilizace kloubů nohy, malá noha, rozložení tlaků na noze

Souhlasím s půjčováním magisterské práce v rámci knihovních služeb

Author's first name and surname: Ondrej Mikeska

Title of the thesis: The influence of joint mobilization of the foot on plantar pressure distribution in selected positions

Department: Department of Natural sciences in Kinantropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2015

Abstract: The aim of this thesis was to evaluate the influence of joint mobilization of the foot on foot pressure distribution. The theoretical part of the thesis contains an overview of foot anatomy (bones, joints and ligaments, muscles with their function and innervation), biomechanics (gait included), basic foot typology and pathology. The effect of joint mobilization was measured in four positions (a quiet stance, a stance with short foot activated, gait, functional reach test) on Footscan platform. The results indicate that the therapy influenced the mean pressure values in certain foot areas during a quiet stance and a stance with short foot activated. Significant differences were measured between these two positions before and after the therapy as well.

Key Words: foot joint mobilization, short foot, plantar pressure distribution

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

Prohlašuji, že jsem magisterskou práci zpracoval samostatně s odbornou pomocí Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a řídil se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 19. dubna 2015

.....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování magisterské práce.

SEZNAM ZKRATEK.....	10
ÚVOD.....	11
1 TEORETICKÉ POZNATKY	12
1.1 Vývoj nohy	12
1.2 Kostí nohy	12
1.3 Klouby nohy.....	17
1.3.1 Articulatio talocruralis (horní kloub zánártní, hlezenní kloub).....	17
1.3.2 Articulatio subtalaris (dolní kloub zánártní, podhlezenní kloub).....	19
1.3.3 Chopartův kloub (articulatio tarsi transversa).....	20
1.3.4 Articulatio cuneonavicularis	20
1.3.5 Lisfrankův kloub (art. tarsometatarsales).....	21
1.3.6 Articulationes intermetatarsales	21
1.3.7 Articulationes metatarsophalangeae.....	22
1.3.8 Articulationes interphalangeae pedis	22
1.4 Svaly nohy a bérce.....	22
1.4.1 Přední strana bérce	22
1.4.1.1 M. tibialis anterior	22
1.4.1.2 M. extensor digitorum longus	23
1.4.1.3 M. extensor hallucis longus.....	23
1.4.2 Boční strana bérce	23
1.4.2.1 M. peroneus longus	23
1.4.2.2 M. peroneus brevis	23
1.4.2.3 M. peroneus tertius.....	24
1.4.3 Zadní skupina bérce	24
1.4.3.1 M. triceps surae	24
1.4.3.2 M. plantaris.....	25

1.4.3.3 M. flexor hallucis longus.....	25
1.4.3.4 M flexor digitorum longus	25
1.4.3.5 M. tibialis posterior	26
1.4.4 Svaly hřbetu nohy.....	27
1.4.5 Svaly v plantě	27
1.4.5.1 Svaly palce	27
1.4.5.2 Svaly malíku.....	27
1.4.5.3 Svaly střední skupiny	28
1.5 Biomechanika kloubů nohy	29
1.5.1 Articulatio talocruralis (hlezení kloub)	29
1.5.2 Articulatio subtalaris (podhlezení kloub).....	30
1.5.3 Articulatio tarsi transversa (Chopartův kloub).....	32
1.5.4 Articulationes tarsometatarsales (Lisfrankův kloub)	33
1.5.5 Articulationes metatarsphalageae.....	34
1.5.6 Articulationes interphalageae pedis	34
1.6 Krokový cyklus, funkce nohy při chůzi.....	34
1.6.1 Oporná fáze	35
1.6.1.1 Loading response.....	35
1.6.1.2 Midstance	36
1.6.1.3 Active Propulsion.....	36
1.6.1.4 Preswing, Toe off	37
1.6.2 Švihová fáze	37
1.7 Klenby nohy	38
1.7.1 Mediální oblouk	39
1.7.2 Laterální oblouk	40
1.7.3 Anteriorní oblouk, transverzální klenutí nohy	42

1.7.4 Plantární aponeuróza a klenba nohy.....	43
1.7.5 Vývoj klenby nohy	44
1.8 Stabilizační systém nohy	45
1.9 Patologie a poruchy funkce chodidla.....	46
1.9.1 Patologie, typologie nohy.....	46
1.9.2 Poruchy funkce chodidla.....	48
2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	50
2.1 Cíle	50
2.2 Dílčí cíle	50
2.3 Hypotézy.....	50
2.4 Výzkumná otázka	50
3 METODIKA	51
3.1 Výběrový soubor	51
3.2 Měření	51
3.2.1 Informovaný souhlas, anamnestický dotazník	51
3.2.2 Vyšetření	51
3.2.3 Vybrané pozice pro výzkum	52
3.2.4 Systém Footscan.....	54
3.3 Terapie.....	55
3.3.1 Obecné zásady mobilizace (prosté).....	56
3.3.2 Mobilizace jednotlivých kloubů nohy	56
3.3.2.1 Interfalangeální klouby	56
3.3.2.2 Metatarzofalangeální klouby.....	56
3.3.2.3 Chopartův a Lisfrankův kloub.....	57
3.3.2.4 Dolní hlezenní kloub	58
3.3.2.5 Horní hlezenní kloub	59

3.4 Statistické zpracování dat.....	60
4 VÝSLEDKY.....	61
4.1 Nekorigovaný stoj.....	61
4.2 Korigovaný stoj s malou nohou.....	63
4.3 Srovnání obou pozic	64
4.4 Chůze	67
4.5 Test funkčního dosahu	69
DISKUZE.....	70
ZÁVĚR.....	77
SOUHRN.....	78
SUMMARY.....	80
REFERENČNÍ SEZNAM	82
PŘÍLOHY	91

Seznam zkratek

art.	articulatio
artt.	articulationes
COP	centre of pressure, těžiště
m.	musculus
mm.	musculi (množné číslo)
lig.	ligamentum
ligg.	ligamenta
TrP	Trigger Point
TrPs	Trigger Points

Úvod

Jako „spící noha“ je neurology označovaná taková noha, kde nelze vyklepat reflexy. Z pohledu rehabilitačního lékaře, nebo fyzioterapeuta je však tento termín používán v kontextu s nohou „vypnutou“, alienovanou, někdy až plochou nohou z inaktivity (Skalka, 2014, osobní sdělení).

Noha se v prenatálním období vývoje dítěte nikterak neliší od ruky – jde vlastně o čtyři končetiny vyvinuté pro prozkoumávání okolí plodu. Je tedy mimo jiné stvořena za účelem percepce. Od chvíle, kdy se dítě začne postavovat, je však noha ochuzována o pohyby v kloubech nohy a podněty z vnějšího prostředí pomocí textilu a obuvi (Lewitt & Lepšíková, 2008). Neaktivní noha tak postupem času „leniví“, na což reagují nejen samotné svaly a klouby nohy, ale i celý pohybový systém člověka.

Jako příklad „lenivění“ může posloužit pohled na dnešního rekreačního běžce - v rámci modernizace běžeckých bot se stále zdokonalují tlumící systémy v podrážce, které tak umožňují (z prezentace výrobci skoro až vnucují) běžci dopad na patu. Při běhu na boso však běžci automaticky mění styl běhu, místo prvního kontaktu se posouvá více distálně (Cooper, Leissring & Kernozek, in press) a běžec sám věnuje samotnému provedení každého kroku mnohem větší pozornost. Z pohybu s dobrou aferentací z nohou pak může těžit celé tělo, a může docházet ke snížení bolestivosti i jiných partií těla, které s nohou zdánlivě vůbec nesouvisí, jak dosvědčuje například životní příběh Teda McDonalda (alias bosého Teda).

Tato práce je zaměřena na aktivaci nohy pomocí vyšetření (a případného obnovení) joint play v kloubech nohy a porovnání okamžitého vlivu této intervence na rozložení tlaků takto ošetřených nohou na kontakru s podložkou.

1 Teoretické poznatky

1.1 Vývoj nohy

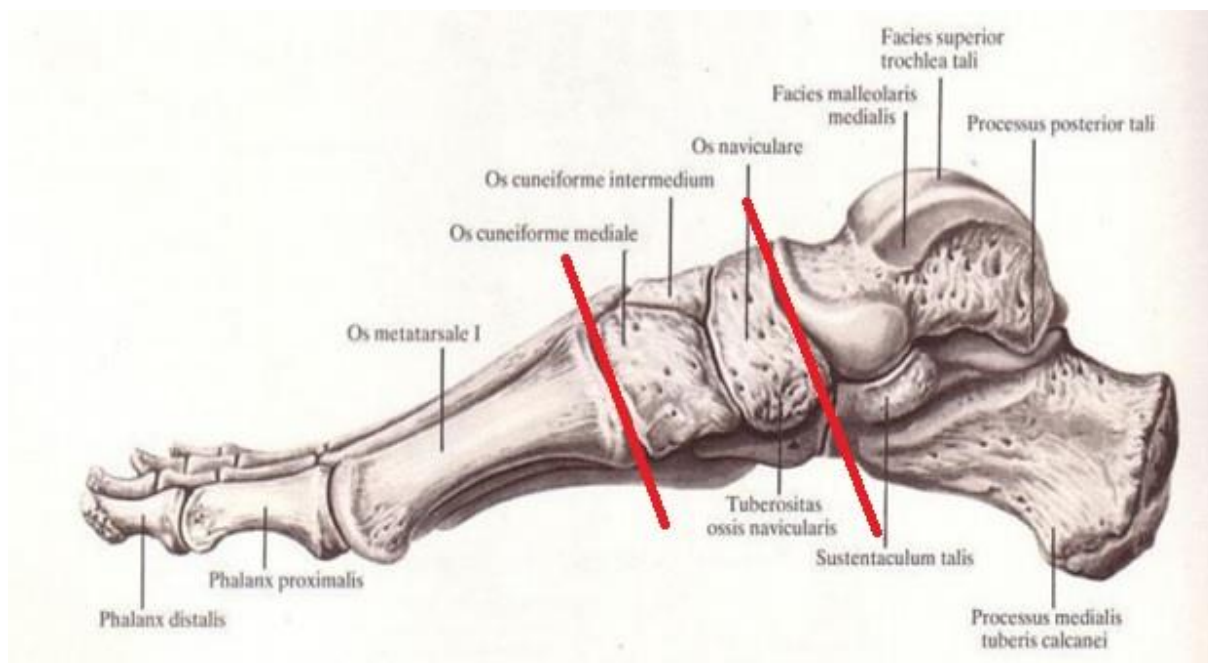
První známky vývoje končetin se časují mezi 26. až 28. den stáří embrya. Nejprve se objevuje zárodek horních a poté zárodek dolních končetin. Vývoj končetin v embryonálním období takto pokračuje po celou dobu - horní končetiny jsou ve vývoji napřed. Všeobecně se má za to, že jednotlivé části končetin se vyvíjejí proximodistálním směrem vlivem interakce povrchového ektodermu a pod ním ležícího mesodermu. Zárodky končetin plní spíše funkci „prodlouženého“ hřbetu pro prozkoumávání prostoru a jedná se tedy spíše o čtyři ruce, nežli o dvě ruce a dvě nohy. Horní i dolní (označované též jako přední a zadní) končetiny vyvstávají kolem 7. týdne stáří embrya ze hřbetu v podstatě v pravém úhlu, paralelně k sobě navzájem. Na noze se nejprve objevuje zárodek palce a o pár dnů později se (vlivem odbourání tkáně mezi nimi) objeví i zbylé prsty (Mattews, 1998).

Samotné nohy na začátku vývoje vypadají spíše jako ploutve (podélná osa je totožná s osou celé končetiny, chybí ještě dorzální flexe v kotníku), které směřují ploskou směrem k tělu a palci směrem k hlavě. Celá dolní končetina se tak dá považovat za addukovanou s předonožím v relativní supinaci. Osifikace kostí začíná kolem poloviny pátého týdne a pokračuje až do postnatálního vývoje. Koncem osmého týdne jsou všechny základy hlavních strukturálních složek končetin (kostí, svalů, kloubů, nervů a cév) přítomny (Mattews, 1998). První nekoordinované pohyby jsou zaznamenány kolem 10. týdne stáří embrya. Matka první pohyby zaznamenává zhruba u konce prvního, začátkem druhého trimestru. V době narození dítěte jsou jeho nohy na pohled strukturálně identické s nohou dospělého člověka. Právě v této době se začínají na dalším utváření nohy poprvé uplatňovat gravitace, tření a pohyb bez vlivu nitroděložního prostředí. Postupným dozráváním nervového systému – zlepšení myelinizace, propojování nervových spojení mezi pyramidovým a extrapyramidovým systémem aj. – se noha formuje až do konečného stavu. Všechny pohyby a typy lokomoce (od lezení až po nošení břemen) pomáhají nohu formovat. Toto formování probíhá během dětství, ve školním věku, až do brzkého adolescentního věku člověka (Mattews, 1998).

1.2 Kostí nohy

Noha je část dolní končetiny, která se nachází distálně od hlezenního kloubu. Základní uspořádání nohy je stejné jako u ruky, avšak díky rozdílné funkci jsou zde četné morfologické a funkční odlišnosti. Oproti ruce je nápadné zkrácení prstů, prodloužení a zmohutnění metatarzálních kostí a povšechně snížená pohyblivost mezi jednotlivými klouby (Dylevský, 2009).

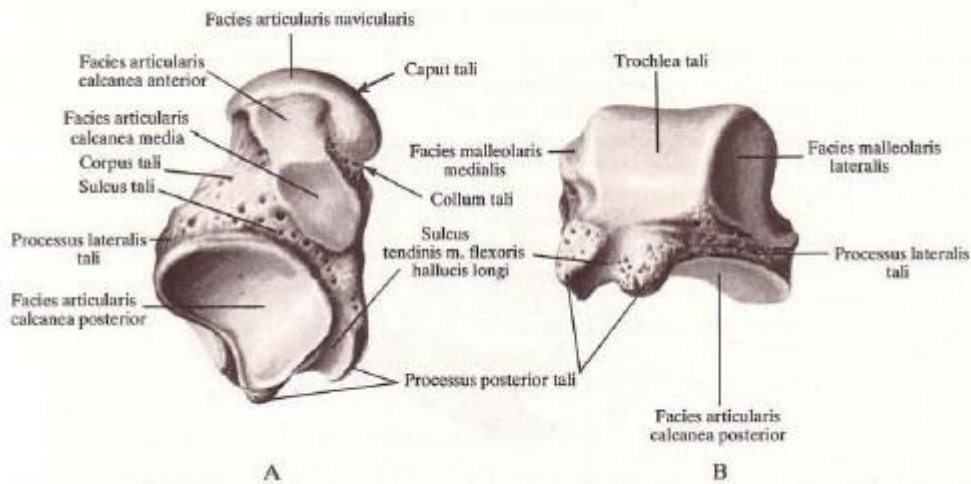
Anatomicky se dělí noha na zánártí, nárt a prsty nohy (Dylevský, 2009). Vařeka & Vařeková (2009) a rovněž Abboud (2002) ale dělí kostru nohy na tři *funkční* oddíly: zadonoží, středonoží a předonoží (Obrázek 1).



Obrázek 1 Kostí nohy, rozdělení na 3 funkční oddíly – pravá (upraveno dle Sinělnikov, 1980, 171)

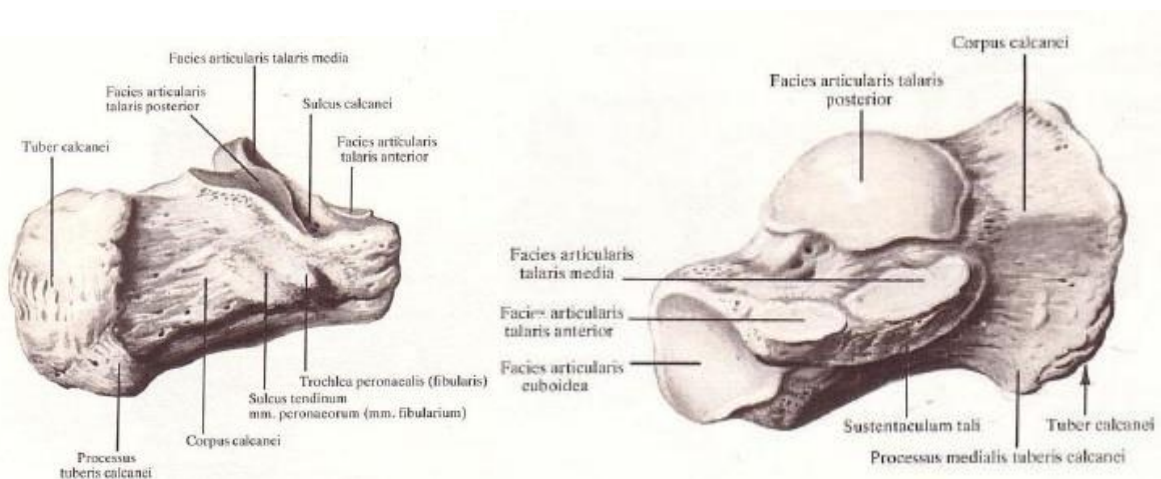
Zadonoží tvoří dvě velké tarzální kosti – kost hlezenní (talus) a kost patní (calcaneus).

Talus (kost hlezenní) (Obrázek 2) je jedinou z kostí nohy artikulující přímo s kostmi bérce. Dále se spojuje s patní kostí a člunkovou kostí. Je tvořen tělem (corpus tali, zadní část), které přechází krčkem (collumn tali) v hlavici (caput tali). Proximálně má styčnou plochu pro skloubení s bérce – trochlea tali. Ta nese 3 kloubní plochy (facies superior, facies malleolaris medialis et lateralis). Trochlea se směrem dopředu rozšiřuje, a proto při dorzální flexi nohy roztláče kotníky od sebe. Ze zadní plochy talu vybíhá processus posterior tali, jenž je rozdělen žlábkem pro šlachy m. flexor hallucis longus. Část takto rozděleného hrbolku se někdy odděluje a samostatně osifikuje jako os trigonum. Na spodní straně nese talus 3 plošky pro artikulaci s patní kostí – facies articularis calcanea posterior, která je oddělena brázdou (sulcus tali) od facies articularis calcanea media et anterior. Mezi zadní a střední plochou leží hluboký žlábek, tzv. sinus tali. Hlavice nese v distální části plochu pro skloubení s kostí loďkovitou – facies articularis navicularis (Dylevský, 2009; Sinělnikov, 1980).



Obrázek 2 Talus (pravá); A – spodní část, B – zadní část (Sinělnikov, 1980, 167)

Calcaneus (Obrázek 3) je největší zánártní kost. Je předozadně protáhlá a artikuluje s talem a kostí krychlovou. V zadní části těla patří kosti je tuber calcanei, na jehož dolní polovinu se upíná Achillova šlacha. Na plantární ploše tuberu se nachází dva výběžky – menší processus lateralis tuberis calcanei a větší processus medialis tuberis calcanei. Na horní ploše se nachází 3 plošky (odpovídající ploškám na talu) – facies articularis talaris posterior, facies articularis talaris media a facies articularis talaris anterior. Přední plocha facies articularis cuboidea slouží ke skloubení s kostí krychlovou. Na mediální straně vystává hrbolek podepírající talus – sustentaculum tali, pod nímž ve žlábků probíhá šlacha dlouhého flexoru palce. Na laterální straně v přední části je hrbolek – trochlea peronealis, kolem kterého probíhají šlachy peroneálních svalů (Dylevský, 2009; Sinělnikov, 1980).

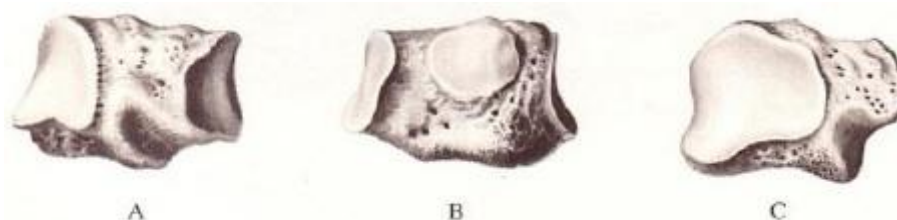


Obrázek 3 Calcaneus: pravá - vnější

pravá - vnitřní

Středonoží je tvořeno pěti tarzálními kostmi - kostí krychlovou (*os cuboideum*), kostí loďkovitou (*os naviculare*) a třemi kostmi klínovými (od vnitřní strany *os cuneiforme mediale*, *os cuneiforme intermedium*, *os cuneiforme laterale*) (Vařeka & Vařeková, 2009)

Os cuboideum (kost krychlová, Obrázek 4) má nepravidelný tvar připomínající klín vložený mezi kost patní, báze 4. a 5. kosti nártní, laterální kost klínovou a kost loďkovitou. Celou přední plochu pokrývá ploška (svisle rozdělená na dvě) pro skloubení s bází 4. a 5. nártní kosti. Horní plocha má nepravidelný tvar a je uložena blízko pod povrchem kůže. Zadní plocha má rovněž nepravidelnou strukturu a slouží k artikulaci s patní kostí. Na laterální ploše se nachází drsnatina (*tuberositas ossis cuboidei*), před kterou se rýsuje žlábek pro šlachu dlouhého lýtkového svalu (*sulcus tendinis musculus peronei longi*). Ten jde šikmo dopředu přes spodní plochu krychlové kosti. Na vnitřní straně se nachází plošky pro skloubení s loďkovitou kostí a zevní kostí klínovou (Dylevský, 2009; Čihák, 2001; Sinělnikov, 1980).

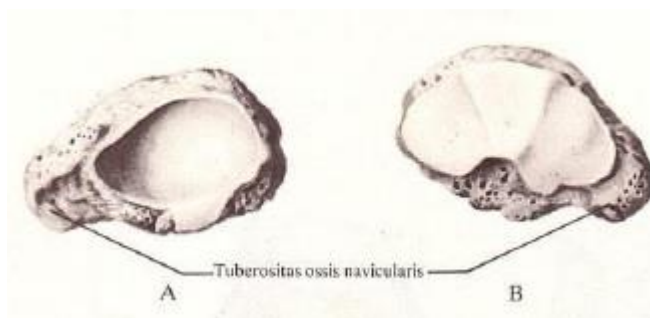


Obrázek 4 *Os cuboideum* (pravá): A - laterální strana, B - mediální strana, C - zadní strana (Sinělnikov, 1980, 170)

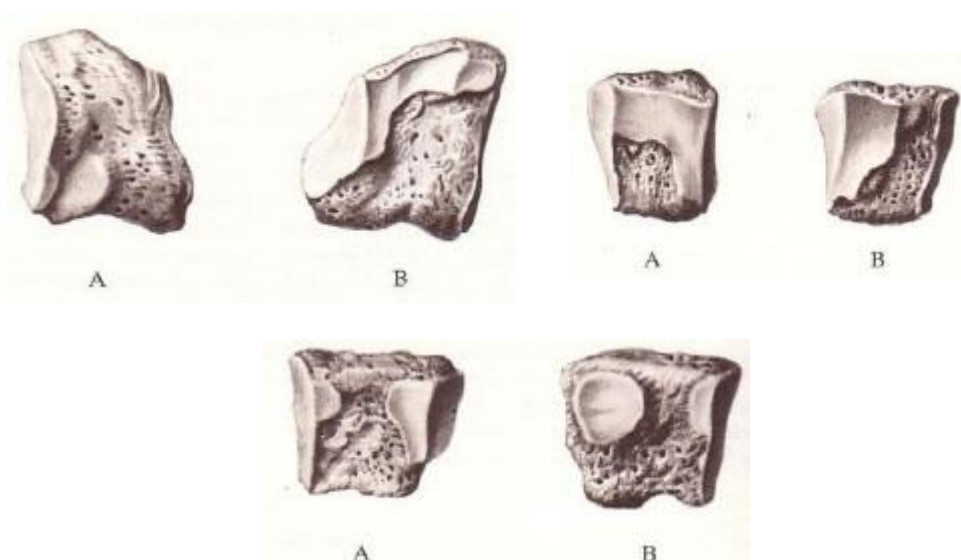
Os naviculare (kost loďkovitá, Obrázek 5) je krátká kost uložená na palcové straně nohy, předozadně oploštělá. Na zadní straně má konkávní plochu pro skloubení s hlavicí talu. Na přední straně nese 3 trojúhelníkovité kloubní plošky pro skloubení s kostmi klínovými. Horní a spodní plocha kosti je konkávní. Na malíkové straně kosti je ploška pro skloubení s krychlovou kostí. Na vnitřní straně se nachází hmatná drsnatina (*tuberositas ossis navicularis*) (Dylevský, 2009; Čihák, 2001; Sinělnikov, 1980).

Ossa cuneiformia (kosti klínové, Obrázek 6) jsou tři – *os cuneiforme mediale*, *os cuneiforme intermedium* a *os cuneiforme laterale*. Pojmenovány jsou podle jejich tvaru a místa uložení. Na zadní ploše kostí se nachází kloubní plošky artikulující s loďkovitou kostí. Na přední straně mají plošky pro artikulaci s bázemi metatarzálních kostí I. – III. *Os cuneiforme mediale* je z trojice kostí největší, ostří klínu má obrácené směrem dorsálním.

Na laterální straně má plošku pro spojení s prostřední klínovou kostí. Os cuneiforme intermedium je ze všech kostí nejkratší, ostří klínu má namířeno plantárně. Na mediální i laterální straně má plošky pro spojení se sousedními kostmi. Os cuneiforme laterale je delší než os cuneiforme intermedium, ostří klínu míří taktéž plantárně. Na mediální straně nese plošku pro spojení s prostřední klínovou kostí, na laterální straně pak pro skloubení s kostí krychlovou (Dylevský, 2009; Čihák, 2001; Sinělnikov, 1980).



Obrázek 5 Os naviculare (pravá): A- zadní strana, B – přední strana (Sinělnikov, 1980, 169).



Obrázek 6 Ossa cuneiformia, zleva - os cuneiforme mediale, intermedium, laterale: A – mediální strana, B – laterální strana (upraveno dle Sinělnikov, 1980, 170)

Předonoží se skládá z kostí nártních (ossa metatarzi I.-V.) a z článků prstů (ossa digitorum pedis)

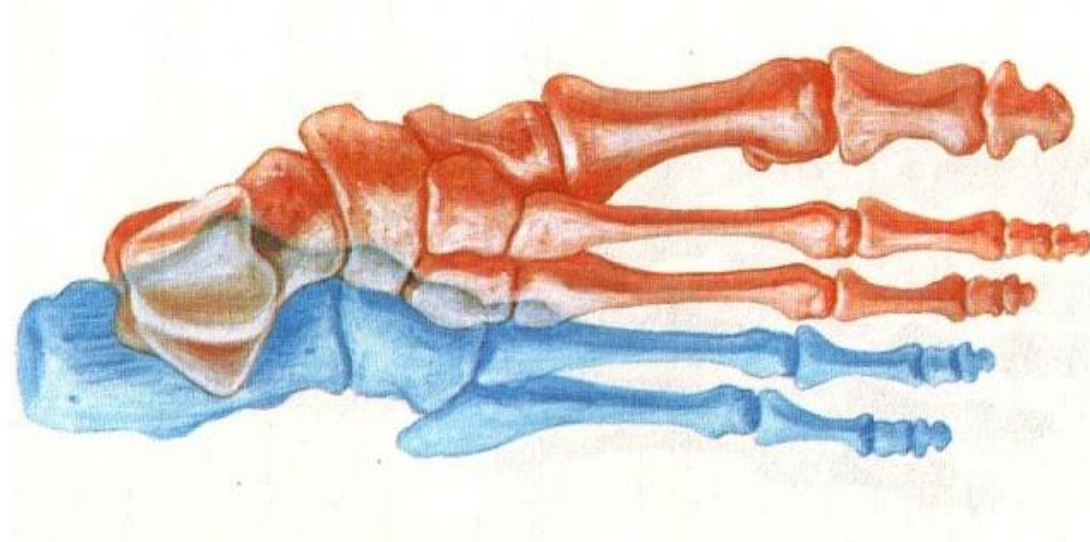
Ossa metatarsi (kosti nártní, obrázek č. 1) je pět kostí (číslované od palcové strany I.-V.), které tvoří část nohy zvanou metatarsus (odpovídá části hřbetu nohy a distální části chodidla). Na každé z kostí se rozlišují: báze, tělo, hlavice.

Báze metatarzu je proximální rozšířená část klínovitého tvaru s ostřím směřujícím plantárně. Proximálně má plošku pro skloubení s příslušnou kostí tarzu a po stranách nese

plošky pro artikulaci s ostatními metatarzy. Na bázi I. metataru je plantárně výstupek – tuberositas ossis metatarzi I. Báze II. metatarzu je vsazena mezi všechny tři ossa cuneiformia, čemuž odpovídají i styčné plošky. Dobře hmatná je báze V. metatarzu, která nápadně vybíhá fibulárně. Tělo je u všech metatarzálních kostí trojúhelníkovitého tvaru s hranou směřující plantárně. Nejmohutnější je tělo I. metatarzu. Hlavice nese plošku pro skloubení s prvním článkem prstu. Po stranách je mírně oploštělá a nese drobné výrůstky pro úpon mezikostních svalů (Dylevský, 2009; Čihák 2001).

Ossa digitorum pedis (články prstů, též phalanges, Obrázek 1) jsou anatomicky uspořádány jako kosti ruky s několika rozdíly – jsou výrazně kratší a palec je pouze dvoučlánkový (ostatní jsou tříčlánkové). Na člancích se rozlišují rovněž tři části: báze, tělo a hlavice. Dle polohy se články dělí na phalanx proximalis, media et distalis (u palce chybí phalanx media). Koncové články nesou plantárně tuberositas phalangis distalis pro úpon vaziva břicha prstů (Dylevský, 2009; Čihák, 2001).

Z funkčního hlediska je též důležité dělení nohy nejen proximodistální, ale i rozdělení na dva paralelní paprsky. Mediální paprsek tvoří talus, os naviculare, ossa cuneiformia a I. až III. metatarz s příslušnými prsty. Laterální paprsek tvoří calcaneus, os cuboideum, IV. až V. metatarz s příslušnými prsty. V oblasti tarzu je hlezenní kost nad kostí patní důsledkem nedokončené vývojové pronace. V distální části nohy jsou oba paprsky vedle sebe (Obrázek 7).

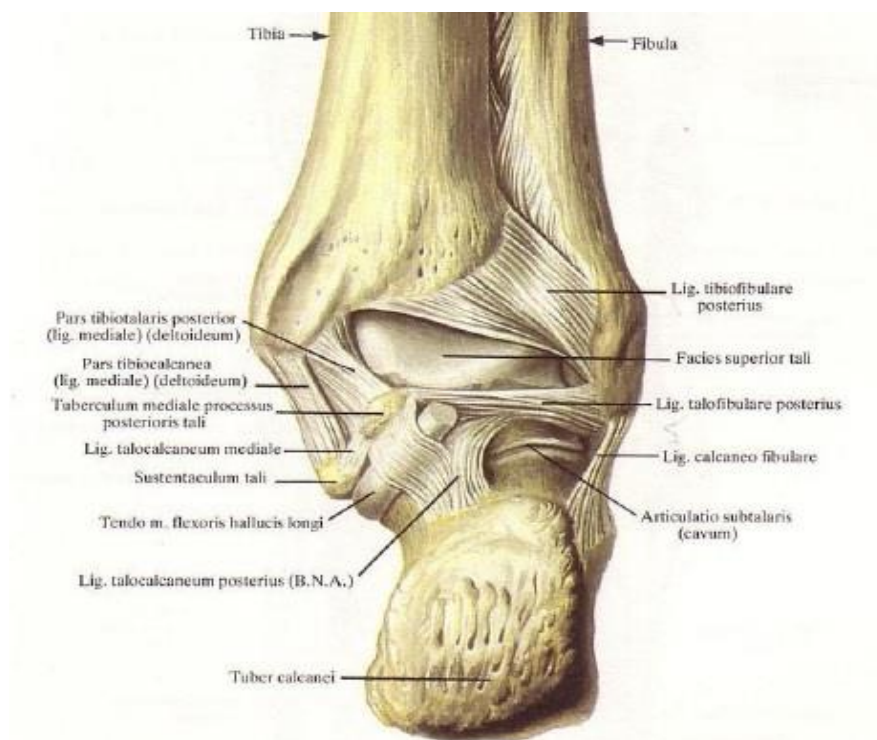


Obrázek 7 Paralelní paprsky nohy (Čihák, 2001, 268).

1.3 Klouby nohy

1.3.1 Articulatio talocruralis (horní kloub zánártní, hlezenní kloub)

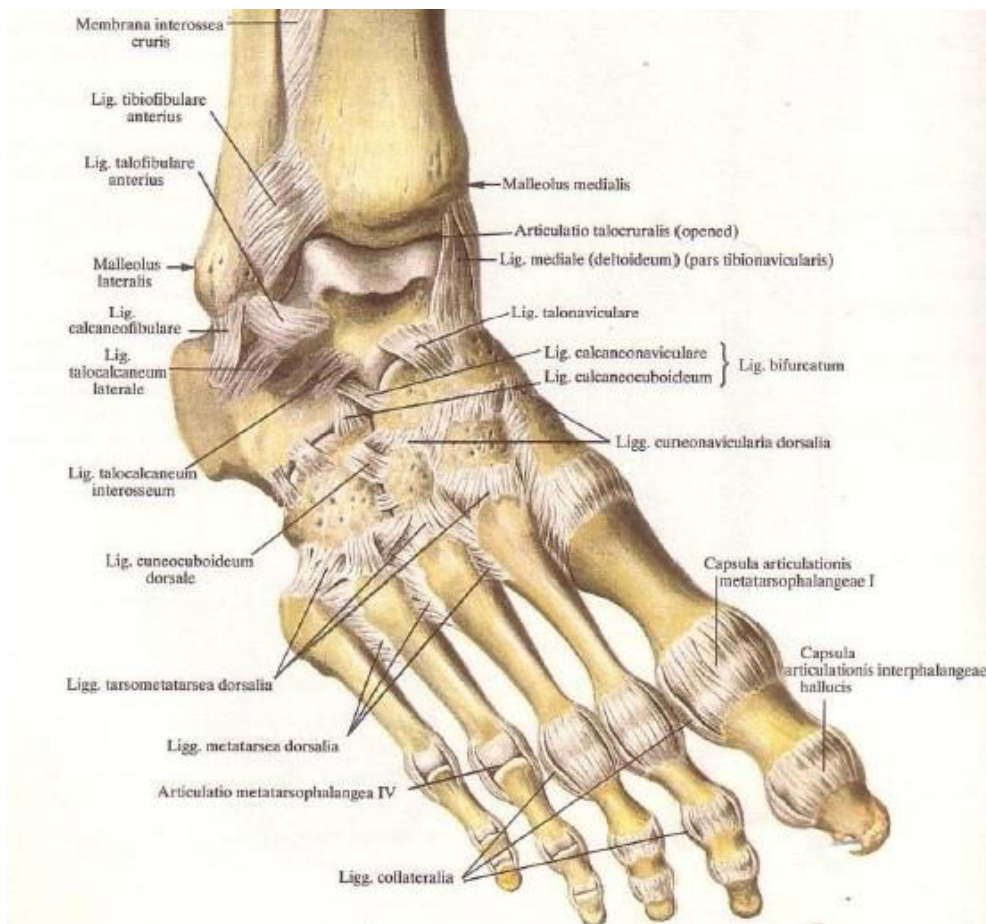
Jedná se o spojení tibie, fibuly a talu. Jamka je tvořena tibií (facies articularis inferior) s vnitřním kotníkem (facies articularis malleolaris) spolu s připojeným zevním kotníkem (a jeho facies articularis malleoli). Hlavici koubu tvoří trochlea tali (viz výše). Kloubní pouzdro se upíná kolem kloubních ploch (vnější i vnitřní kotník jsou mimo kloub – mimo styčné lochy). V přední a zadní části je zeslabené tak, aby stačilo pohybům v kloubu. Po stranách je zesíleno systémem postranních vazů – ligamenta collateralia: Ligamentum collaterale mediale (vnitřní postranní vaz, lig. deltoideum, Obrázek 8 a 9) je silný vaz trojúhelníkovitého tvaru, který pevně srůstá s kloubním pouzdem. Deltový vaz má několik částí, které se jako pruhy rozbíhají od kotníku – pars tibionavicularis, tibiotalaris



Obrázek 8 Ligamenta nohy (pravá) zezadu (Sinělnikov, 1980, 241).

anterior, tibiocalcanearis a tibiotalaris posterior. Hluboká část deltového vazů probíhá takřka transverzálně a má základní význam pro stabilitu na vnitřní straně nohy (Dylevský, 2009; Čihák, 2001; Sinělnikov, 1980).

Ligamentum collaterale laterale (vnější postranní vaz, Obrázek 8 a 9) je slabším protějškem deltového vazů. Rozděluje se na tři pruhy – lig. talofibulare anterius, lig. calcaneofibulare a lig. talofibulare posterius. Lig. talofibulare anterius je primárním stabilizátorem hlezenního kloubu – jako jediná struktura brání přední subluxaci talu (Dylevský, 2009; Čihák, 2001).



Obrázek 9 Ligamenta nohy (pravá) zepředu (Sinělnikov, 1980, 240).

1.3.2 Articulatio subtalaris (dolní kloub zánártní, podhlezenní kloub)

Dolní zánártní kloub je dělen na dvě části: přední a zadní.

Art. subtalaris samotný tvoří zadní část podhlezenního kloubu. Tvoří jej kost patní (konvexní kloubní hlavice) a kost hlezenní (konkávní kloubní jamka) a jejich odpovídající posteriorní plošky. Jedná se o válcový kloub (Čihák, 2001; Vařeka & Vařeková, 2009) s vlastním pouzdem. Stabilita kloubu je zajištěna čtyřmi silnými vazy – lig. talocalcaneum posterius, lig. talocalcaneum mediale et laterale a lig. talocalcaneum interosseum, které je rozepjato v sinus tarsi (Vařeka & Vařeková, 2009).

Art. talocalcaneonavicularis je sféroidní kloub tvořící přední část podhlezenního kloubu. Hlavice kloubu je tvořena caput tali a dvě plošky talu (přední, střední) pro skloubení s kostí patní. Kloubní jamku pak tvoří vepředu os naviculare, na spodní straně přední a střední ploška kosti patní pro talus a fibrocartilago navicularis (chrupavčitě zesílený úsek pouzdra, zespuďu podepřen šlachou m. tibialis posterior). Stabilitu kloubu podporují lig. talonaviculare a lig. calcaneonaviculare plantare (Čihák, 2001, Sinělnikov, 1980).

Art. calcaneocuboidea je skloubení tvořeno proximální ploškou krychlové kosti a odpovídající ploškou na distálním konci kosti patní. Dle Sinělnikova (1980) se jedná o kloub sedlový. Tvoří laterální část Chopartova kloubu (viz níže).

1.3.3 Chopartův kloub (articulatio tarsi transversa)

„Ačkoliv je transverzotarzální kloub anatomicky tvořen dvěma klouby (kalkaneokuboidním a talonavikulárním), z hlediska kineziologického je považován za funkční jednotku, která funguje v úzké spolupráci s dalšími klouby“ (Vařeka & Vařeková, 2009, 24-25). Transverzotarzální kloub je kloubní line - v tibiální části konvexní distálně a ve fibulární části je konvexní proximálně (v transverzální rovině připomíná položené písmeno S). Oblast této kloubní linie je rovněž důležitá z hlediska pružnosti nohy a chirurgických zákroků.

Kloub je zpevněn ligamenty (částečně na obrázku 10):

Dorsální strana: lig. talonaviculare, lig. bifurcatum tzv. klíč Chopartova kloubu (lig. calcaneonaviculare et calcaneocuboideum)

Plantární strana: lig. calcaneonaviculare plantare (zesiluje chrupavčitou fibrocartilago navicularis), lig. calcaneocuboideum plantare je překryto silným lig. plantare longum, jež má dvě části – stratum profundum et superficiale. Hraje důležitou roli ve formování podélné nožní klenby (Čihák, 2001; Vařeka & Vařeková, 2009).

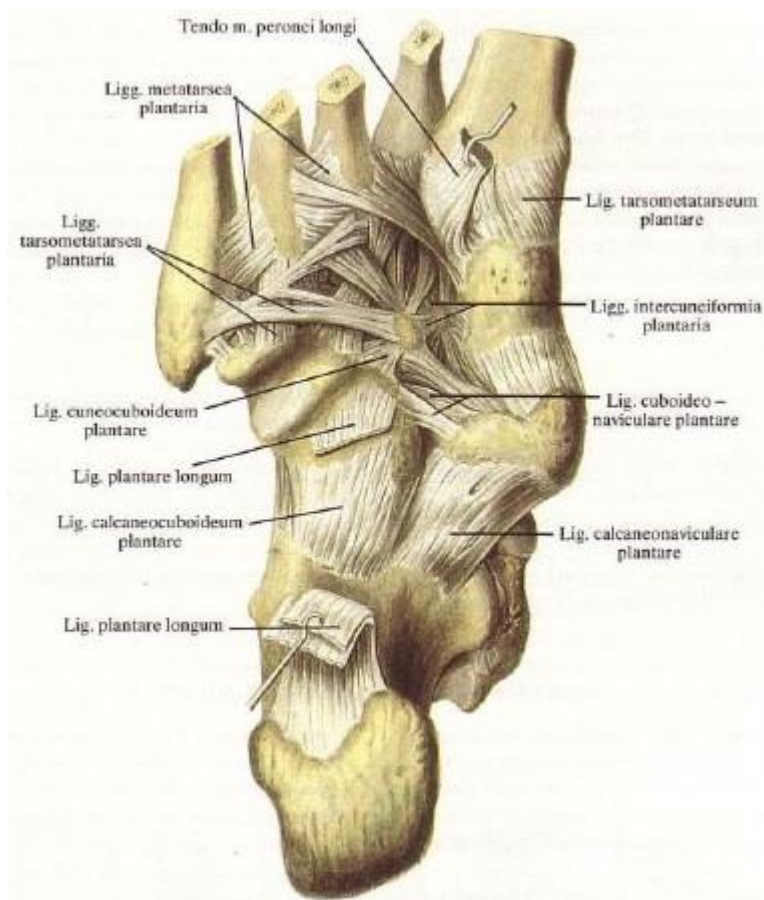
1.3.4 Articulatio cuneonavicularis

Kuneonavikulární skloubení obsahuje klouby mezi třemi ossa cuneiformia a os naviculare, mezi jednotlivými ossa cuneiformia a kloubní spojení os cuneiforme laterale s os cuboideum. Art. cuneocuboidea je někdy uváděno samostatně, má však s kuneonavikulárním skloubením společné kloubní pouzdro i dutinu. Kloubní dutina art. cuneonavicularis komunikuje s kloubní dutinou skloubení tarzometatarzálního (viz dále). Kloubní spojení zesilují ligamenta z plantární i dorsální strany, jdoucí podélně i příčně. Jsou to:

Podélný systém: ligg. cuneonavicularia dorsalia, plantaria et interossea.

Příčný systém: ligg. intercuneiformia dorsalia, plantaria et interossea (vzájemné spojení kostí klínových).

Dále lig. cuneocuboidem dorsale, plantare et interosseum (leží příčně, spojují os cuneiforme laterale s kostí krychlovou) (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Sinělnikov, 1980).



Obrázek 10 Ligamenta a klouby nohy (pravá), zespodu.

1.3.5 Lisfrankův kloub (art. tarsometatarsales)

Lisfrankův kloub je složený plochý kloub. Kloubní linie běží šikmo mediolaterálně (mediální okraj leží distálněji než laterální okraj), superoinferiorně. Linie je nepravidelná – mediální klínová kost vystupuje nejdistálněji, prostřední klínová kost ustupuje proximálně, laterální klínová kost opět vystupuje distálně (méně než mediální) a kost krychlová opět ustupuje proximálně. Anatomicky se skládá ze třech jednotek:

1. kloub: os cuneiforme mediale a báze I. metatarzu
2. kloub: os cuneiforme intermedium et laterale a báze II. a III. metatarzu
3. kloub: os cuboideum a báze IV. a V. metatarzu

Kloub je z dorsální i plantární strany zesilován pomocí ligg. tarsometatarsalia dorsalia et plantaria. V mezikostních prostorech také ligg. tarsometatarsalia interossea (Čihák, 2001; Vařeka & Vařeková, 2009; Sinělnikov, 1980).

1.3.6 Articulationes intermetatarsales

Artt. intermetatarsales jsou klouby spojující jednotlivé báze metatarzálních kostí. Po stranách jsou oploštělé, mají společné kloubní pouzdro se skloubeními v Lisfrankově kloubu. Stabilita kloubu je podpřená vazy: ligg. metatarsae dorsalia, plantaria et interossea (Čihák, 2001; Sinělnikov, 1980).

1.3.7 Articulationes metatarsophalangeae

Kloubní plochy tvoří hlavice metatarzálních kostí a báze (kloubní jamky) proximálních článků prstů. Hlavice jsou distálně kulovitěho tvaru přecházející plantárně ve válcový tvar. Při výskytu sezamských kůstek lze nalézt po stranách odpovídající rýhy. Kloubní pouzdra jsou zesílena vazy: ligg. collateralia, ligg. plantaria (doplněná v destičku fibrocartilago plantaris na spodní straně kloubu) a lig. metatarsale transversum profundum (spojuje klouby příčně) (Dylevský, 2009; Sinělnikov, 1980).

1.3.8 Articulationes interphalangeae pedis

Artt. interphalangeae pedis jsou klouby mezi jednotlivými články prstů. Hlavice kloubů tvoří hlavičky proximálních a středních článků prstů, kloubní jamky potom báze středních a distálních článků s vodící hranou. Kloubní pouzdra jsou zesílena vazy (ligg. collateralia po stranách, ligg. plantaria na spodní straně) a dorsální část pouzdra srůstá se šlachami extenzorů (Čihák, 2001; Dylevský, 2009).

1.4 Svaly nohy a bérce

V této kapitole budou zmíněny svaly nohy a bérce s důrazem na jejich funkci a spojitost s nohou. Významu pro klenby je věnována samostatná kapitola. Pro podrobnější informace odkazují na učebnice anatomie.

1.4.1 Přední strana bérce

1.4.1.1 M. tibialis anterior

Sval začíná na laterálním kondylu tibie, dvou proximálních třetinách laterálního boku tibie a přilehlé části membrana interossea a upíná se na os cuneiforme mediale a bázi I. metatarzu z plantární strany. Inervaci zajišťuje n. peroneus profundus z kořenů L4, L5 popř. S1. Je tvořen vlákny typu I (pomalá vlákna).

Sval provádí dorsální flexi v kloubu hlezenním a supinaci kolem dlouhé osy v Chopartově kloubu. Během chůze se sval zapojuje při kontaktu paty s podložkou a postupném zatěžování nohy – excentrickou kontrakcí brzdí pohyb předonoží. Při švihové fázi krokového cyklu pak koncentrickou kontrakcí přitahuje špičku dorsálně a zabraňuje tak zakopávání. Mezi pomocné svaly při dorální flexi se supinací patří m. extensor hallucis longus a m. extenzor digitorum longus (Janda et al., 2004; Vařeka & Vařeková, 2009).

1.4.1.2 M. extensor digitorum longus

Sval začíná na laterálním kondylu tibie, proximální polovině mediální strany fibuly a přilehlé části membrana interossea. Dělí se na čtyři šlachy (určené pro druhý až pátý prst) a vbíhá do dorzální aponeurózy prstů. Na tyto šlachy se upínají mm. interossei a mm. lumbricales. Inervován je z n. peroneus profundus z kořenů L4, L5, S1 popř. S2.

Hlavní funkcí svalu je extenze II. až IV. prstu. Dále se výrazně zapojuje při dorzální flexi v hlezenním kloubu a při pronaci v kloubu subtalárním a transverzotarzálním (kolem dlouhé osy) (Janda et al., 2004; Vařeka & Vařeková, 2009).

1.4.1.3 M. extensor hallucis longus

Dlouhý extenzor palce začíná na střední části přední plochy fibuly a přilehlé části membrána interossea a upíná se na dorzální plochu báze distálního článku palce. Je inervován cestou n. peroneus profundus z kořenů L5, S1, popř. i L4 a S2.

Mimo extenzi palce se výrazně podílí při dorsální flexi v hlezenním kloubu a díky šikmé ose tohoto kloubu působí též abdukčně a pronačně. Na jiné klouby vliv nemá (Janda et al., 2004; Vařeka & Vařeková, 2009).

1.4.2 Boční strana bérce

1.4.2.1 M. peroneus longus

Dlouhý peroneální sval začíná na hlavičce fibuly, přilehlé části laterálního kondylu tibie, proximální polovině zevní strany fibuly a na mezisvalových septech. Upíná se na os cuneiforme mediale, bázi I., někdy i II. metatarzu z plantární strany. Vysílá však svazky i k ostatním kostem předonoží a středonoží. Inervaci zajišťuje n. peroneus superficialis z kořenů L5 a S1, popř. L4 a S2.

Hlavní funkcí m. peroneus longus je pronace předonoží kolem dlouhé osy Chopartova kloubu. Dále tahem stabilizuje kosti středního tarzu (spolu s m. tibialis posterior, který tarsus stabilizuje proximomediálně). Hraje významnou roli při udržování podélné i příčné klenby nohy (Janda et al., 2004; Vařeka & Vařeková, 2009).

1.4.2.2 M. peroneus brevis

Krátký peroneální sval začíná na distální polovině vnější plochy fibuly a upíná se na tuberositas metatarsi V. Inervován je rovněž z n. peroneus superficialis z kořenů L4, L5, S1 a S2.

Jeho hlavní funkcí je pronace v subtalárním kloubu i v kloubu transverzotarzálním (kolem jeho šikmé osy) (Janda et al., 2004; Vařeka & Vařeková, 2009).

1.4.2.3 M. peroneus tertius

M. peroneus tertius je anatomicky i funkčně dosti odlišný od stejnojmenných svalů i od m. extensor digitorum longus. Odstupuje od distální poloviny nebo dvou třetin přední plochy lýtkové a přilehlého předního mezisvalového septa. Distálně se upíná na báze iV. a V. metatarzu. Sval je inervován vlákny n. peroneus profundus L5 až S1. M. peroneus tertius má pronační funkci v kloubu tranverzotarzálním a subtalárním, současně působí jako dorziflektor (Vařeka & Vařeková, 2009, 36-37).

1.4.3 Zadní skupina bérce

1.4.3.1 M. triceps surae

Trojhlavý sval lýtkový má povrchovou a hlubokou vrstvu – m. gastrocnemius (medialní a laterální hlava) a m. soleus.

M. gastrocnemius tvoří povrchovou složku trojhlavého lýtkového svalu. Tvoří ho dvě hlavy – caput mediale et laterale. Caput mediale začíná na dorzální straně mediálního epikondyly (proximálněji než laterální hlava), caput laterale na dorzální straně laterálního epikondyly femuru. Obě hlavy přechází do hluboké distální aponeurózy (zasahuje až do proximální části bérce) a ta se dále formuje v Achilovu šlachu, jež se upíná na tuber calcanei. Inervace svalu přichází cestou n. tibialis (z n. ischiadicus) z kořenů S1 a S2 (Čihák, 2001; Janda et al., 2004; Vařeka & Vařeková, 2009).

Dle anatomiků se jedná o sval dvoukloubový, dle Vařeky a Vařekové (2009) se však jedná o kloub tříkloubový, kdy překračuje kloub kolenní, hlezenní a subtalární. Hlavní funkcí svalu je plantární flexe hlezenního kloubu, která je pak sdružená (vzhledem k šikmému průběhu osy) se supinací a addukcí. Efektivita flexe v hleznu je pak závislá na postavení kolenního kloubu. M. gastrocnemius je jako plantární flexor hlezna při extenzi v koleni efektivnější než při jeho flexi. V subtalárním kloubu působí též jako supinátor a adduktor. Jelikož se sval upíná na femur, má vliv i na flexi v kolenním kloubu. Ten je však velmi malý a m. gastrocnemius tak spíše hraje významnou roli při stabilizaci kolene extendované dolní končetiny. Další funkcí je pak přenesení tahu extenzorů kolene na plantární flexi nohy (při extendovaném koleni jsou úpony svalu taženy směrem od patní kosti a tím se zlepšují podmínky pro koncentrickou kontrakci svalu). Při odrazu nohy v krokovém cyklu je zapotřebí uzamknout Chopartův kloub (supinačním nebo neutrálním postavením v subtalárním kloubu), aby byla naplno využita práce m. gastrocnemius (noha pak plní funkci pevné páky)

M. soleus je spodní vrstvou m. triceps surae. Sval začíná na zadní straně cupituli fibulae, proximální třetině zadní plochy fibuly, střední třetině mediálního okraje tibie a linea poplitea. M. soleus se upíná na tuber calcanei. Inervace svalu je zajištěna cestou n. tibialis z kořenů S1, S2 popř. L5 (Janda et al., 2004).

M. soleus je rovněž jako m. gastrocnemius jedním z hlavních flexorů nohy. Jeho funkce však není závislá na postavení v kloubu kolenním. Je považován za jednokloubový sval, avšak přechází přes klouby dva – hlezenní a subtalární. V subtalárním kloubu provádí opět supinaci a addukci.

M. triceps surae jako celek hraje významnou roli při udržování vzpřímeného stoje, rovněž ve fázi opory a odrazu krokového cyklu (Vařeka & Vařeková; 2009).

1.4.3.2 M. plantaris

Dle Čiháka (2001) se jedná o rudimentální sval, který začíná při facies poplitea stehenní kosti. Sval jde svojí dlouhou úponovou šlachou podél laterální hlavy m. gastrocnemius, dále přechází na mediální stranu m. soleus a spolu s Achillovou šlachou se upíná na tuber calcanei. Inervace je zajištěna rovněž pomocí n. tibialis, a to z kořenů L4 až S1.

M. plantaris je slabým supinátorem a plantárním flexorem nohy (Čihák, 2001; Vařeka & Vařeková; 2009).

1.4.3.3 M. flexor hallucis longus

M. flexor hallucis longus má svůj začátek na distálních dvou třetinách zadní plochy fibuly a přilehlé části membrána interossea a upíná se na bázi distálního článku palce ze spodní strany. Je inervován z n. tibialis z kořenů L5, S1 a S2 (Janda et al., 2004).

Z názvu vyplývá, že hlavní funkcí je flexe prvního prstu nohy. Svým průběhem však významně působí jako supinátor v kloubu transverzotarzálním, méně významně pak jako flexor hlezenního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.4.3.4 M flexor digitorum longus

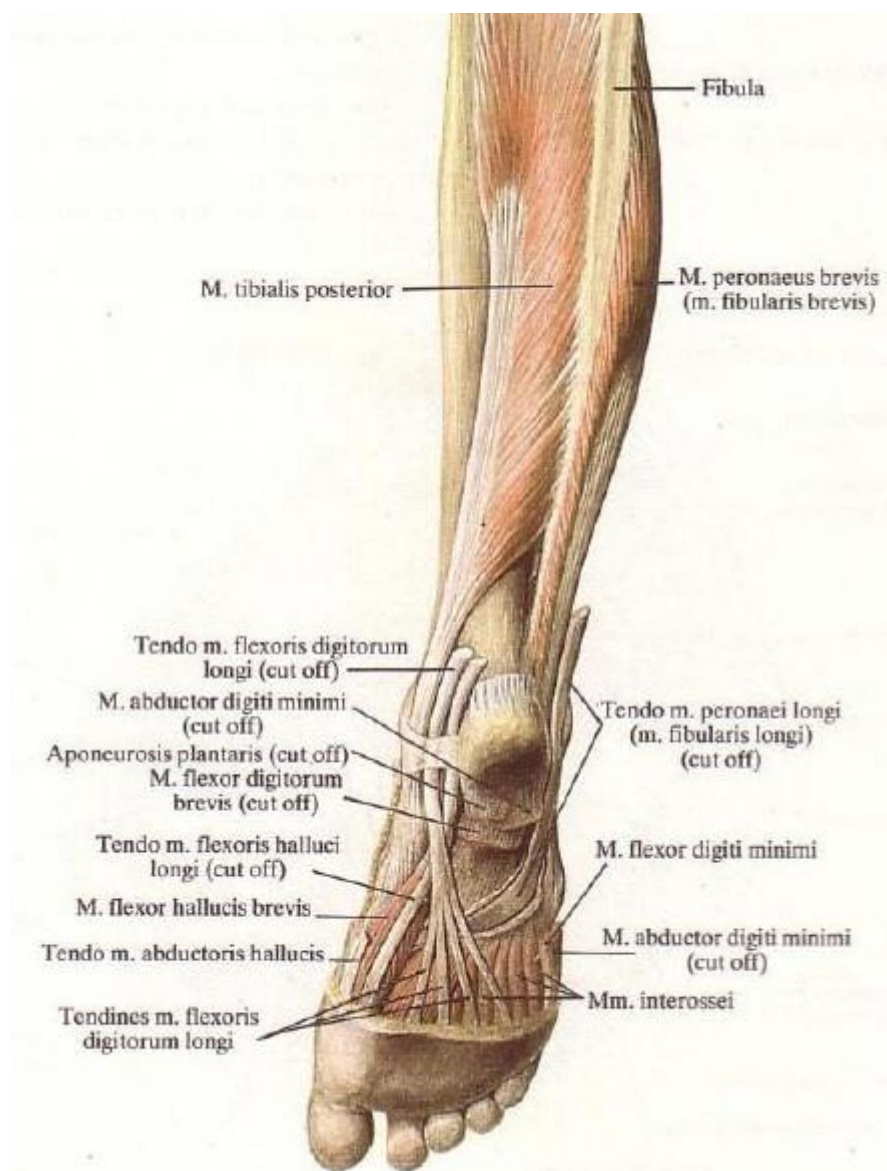
M. flexor digitorum longus odstupuje od střední třetiny dorzální plochy tibie a upíná se na konečné články II. až IV. prstu. Inervaci zajišťuje n. tibialis z kořenů L5, S1 popř. S2 (Janda et al., 2004).

Hlavní funkcí svalu je plantární flexe v kloubu hlezenním a transverzotarzálním. V Chopartově kloubu pak způsobuje též supinaci. Jeho funkce je ovlivněna proximodistálním tahem m. quadratus plantae, který se na jeho šlachy upíná (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.4.3.5 M. tibialis posterior

Sval začíná na střední třetině membrana interossea a přilehlých okrajích tibie a fibuly. Upíná se na tuberositas ossis navicularis, avšak úpon vyzařuje i na většinu tarzálních a metatarzálních kostí. Stejně, jako u předchozích svalů, je inervován z n. tibialis z kořenů L5, S1 popř. L4 až S2 (Janda et al., 2004).

M. tibialis posterior se zapojuje při plantární flexi jak v kloubu hlezenním, tak v transverzotarzálním se současnou supinací zánoží. Svým tahem též komprimuje kosti tarzu (směrem proximomediálním) a spolu s m. peroneus longus je stabilizuje (Vařeka & Vařeková, 2009).



Obrázek 11 Průběh šlach za vnitřním kotníkem (Sinělnikov, 1980, 429).

1.4.4 Svaly hřbetu nohy

Mezi svaly dorza nohy patří krátký natahovač palce a prstů - *m. extensor hallucis brevis* a *m. extensor digitorum brevis*. Oba svaly začínají na hřbetní části patní kosti, natahovač palce mediálněji. Jsou uloženy pod šlachami dlouhých extenzorů přicházejících z přední strany bérce. *M. extensor digitorum brevis* se štěpí na tři části a upíná se spolu se šlachami dlouhého natahovače do dorzální aponeurózy II. až IV. prstu. Krátký natahovač palce končí v dorzální aponeuróze palce, na prvním článku. Inervace přichází cestou *n. peroneus profundus* z kořenů L4, L5, S1 popř. i S2. Hlavními funkcemi jsou extenze metatarzofalangeálních a interfalangeálních kloubů I. až IV. prstu (Čihák, 2001; Janda et al., 2004).

1.4.5 Svaly v plantě

1.4.5.1 Svaly palce

V této skupině jsou tři svaly: *m. abductor hallucis*, *m. flexor hallucis brevis* a *m. adductor hallucis*. Inervace svalů je zajištěna z *n. plantaris medialis* (*m. abductor hallucis* a mediální hlava krátkého flexoru) a *n. plantaris lateralis* (*m. adductor hallucis*) z kořenů S1 a S2.

M. abductor hallucis začíná na mediálním okraji *tuber calcanei* a po vnitřním okraji chodidla jde na mediální sesamskou kůstku a bázi I. článku palce. Sval odtahuje palec (kolem vertikální osy, vyvažuje tah adduktoru), plantárně flektuje I. paprsek, supinuje v transverzotarzálním kloubu.

M. flexor hallucis brevis se dělí na dvě hlavy (*caput mediale et laterale*) a jde od plantární plochy *ossa cuneiformia* k sesamským kůstkám a postranním částem báze I. článku palce. Sval flektuje metatarsofalangeální kloub palce.

M. adductor hallucis má rovněž dvě hlavy – *caput obliquum* a *caput transversum*. *Caput obliquum* jde od distálních kostí tarzu, část i od báze II. až IV. metatarzu a *caput transversum* od metatarsofalangeálních kloubů III. až V. prstu. Obě hlavy se upínají na laterální sesamskou kůstku a bázi proximálního článku palce. *Caput obliquum* addukuje palec a s abduktorem stabilizuje palec. *Caput transversum* brání přílišnému rozšíření předonoží.

1.4.5.2 Svaly malíku

Do této skupiny patří: *m. abductor digiti minimi*, *m. flexor digiti minimi brevis* a *m. opponens digiti minimi*. Jsou inervovány pomocí *n. plantaris lateralis* z kořenů S1 a S2.

M. abductor digiti minimi jde od zevního okraje tuber calcanei a přilehlé plantární aponeurosy na tuberositas ossis metatarsi quinti a na bázi proximálního článku V. prstu. Abdukuje a flektuje v metakarpofalangeálním kloubu V. prstu.

M. flexor digiti minimi brevis začíná na bázi V. metatarzu a upíná se na bázi proximálního článku V. prstu. Sval flektuje v metatarzofalangeálním kloubu V. prstu.

M. opponens digiti minimi je nestálý sval, který je někdy zřetelně oddělen od svalu předchozího.

1.4.5.3 Svaly střední skupiny

Do střední skupiny svalů se dle Čiháka (2001) řadí m. flexor digitorum brevis, mm. lumbricales a m. quadratus plantae. Sinělnikov (1980) zde také řadí mm. interossei. Svaly jsou inervovány cestou n. plantaris medialis (m. flexor digitorum brevis, dva mediální mm. lumbricales) et lateralis (dva laterální mm. lumbricales, m. quadratus plantae, mm. interossei) z kořenů L5, S1 a S2.

M. flexor digitorum brevis začíná na processus medialis tuberis calcanei a plantární aponeuróze a inzeruje rozšířenou šlachou báze druhého článku II. až V. prstu. Hlavní funkcí svalu je flexe v středních člancích prstů, dále flexe a supinace v kloubu transverzotarzálním (Čihák, 2001; Janda et al., 2004).

Mm. lumbricales (červovité svaly) je čtveřice svalů (číslovaných I. až IV. z tibiální strany) začínajících na šlachách m. flexor digitorum longus. Svaly se upínají na báze II. až V. prstu z dorzální strany a do dorzálních aponeuróz příslušných prstů. Hlavní funkcí je flexe v metatarzofalangeálních kloubech a extenze kloubů interfalangeálních (Čihák, 2001; Janda et al., 2004).

M. quadratus plantae začíná na tuber calcanei (tibiální a plantární strana) a upíná se na okraj šlach m. flexor digitorum longus. Jeho funkce je tedy obdobná jako u dlouhého ohýbače – flexe distálních článků prstů.

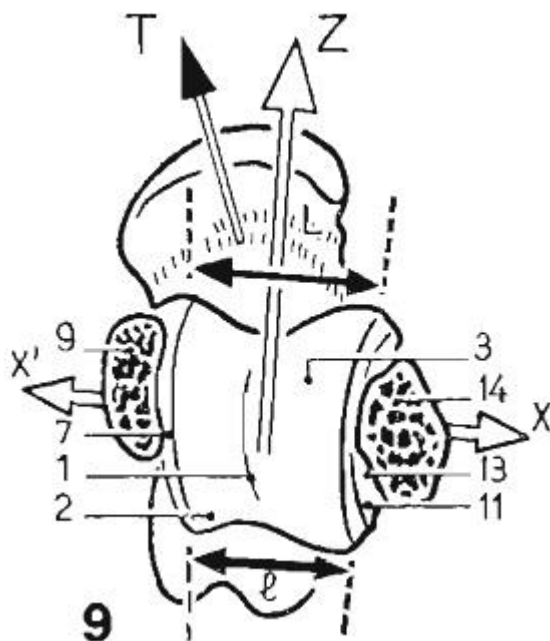
Mm. interossei (mezikostní svaly) jsou svaly uložené v intermetatarzálních prostorech – tři plantární a čtyři dorzální. Mm. interossei plantares (číslováno I – III) jdou od mediálních okrajů III. až V. metatarzu na mediální strany bází II. až V. prstu a z části do jejich dorzálních aponeuróz. Na prvním a druhém metatarzu žádné plantární interoseální svaly nejsou. Mm. interossei dorsales jsou čtyři. Začátky svalů jsou dvojzpeřené – začínají na přivrácených stranách metatarzů a upínají se na do dorzálních aponeuróz II. až IV. prstu a na bázi proximálních článků prstů (I. sval z tibiální strany, ostatní ze strany laterální). Funkcí plantárních mezikostních svalů je svírání vějíře prstů, u dorzálních naopak jeho

rozevírání. Svaly se též podílejí na flexi v metatarzofalangeálních kloubech a při jejich stabilizaci (Čihák, 2001; Sinělnikov, 1980; Vařeka & Vařeková, 2009).

1.5 Biomechanika kloubů nohy

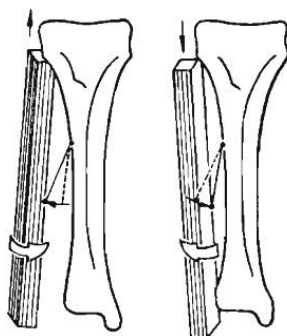
1.5.1 Articulatio talocruralis (hlezenní kloub)

Hlezenní kloub je považován za kloub kladkový s jedním stupněm volnosti.



Obrázek 12 Osy talu (pravá strana) (Kapandji, 1991, 155)

Zjednodušeně v něm probíhají pohyby v sagitální rovině – flexe a extenze. Kapandji (1991) uvádí rozsah pohybu do plantární flexe 30 – 50 st., do dorzální flexe 20 – 20 st. Osa kloubu probíhá laterálním a mediálním kotníkem. Odklonění od geometrických rovin je



Obrázek 13 Pohyb fibuly při dorsální a plantární flexi v hlezenním kloubu (Kapandji, 1991, 165).

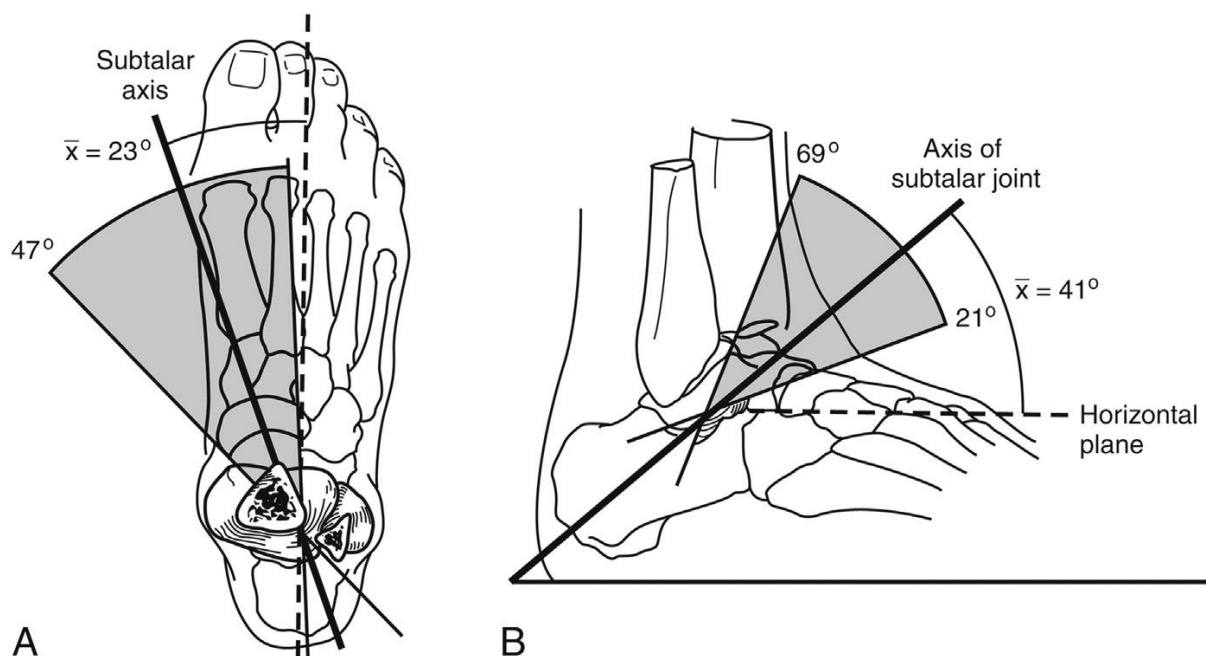
dáno torzí trochlea tali vůči tělu talu (viz Obrázek 12) směrem laterálním a rozdílnou výškou obou kotníků (laterální zasahuje distálněji, než mediální). Průmět osy kloubu hlezenního do transverzální roviny svírá dle Vařeky a Vařekové (2009) s frontální rovinou asi 20 až 30 st. a s osou nohy přibližně 85 st. (tyto údaje jsou však značně individuální a pouze orientační).

Na základě charakteru průběhu osy kloubu je tak dorzální flexe vždy spojena s pronací a abdukci, plantární flexe pak s addukcí a supinací předonoží.

Pohyby v hlezenním kloubu jsou úzce spjaty s pohybem v horním i dolním tibiofibulárním kloubu. Během dorzální flexe v hlezenním kloubu je laterální kotník odtlačěn směrem od mediálního (dáno širší přední částí trochlea tali), lehce superiorně a fibula je rotována dovnitř. Při plantární flexi jsou oba kotníky tlačeny k sobě (hlavně aktivitou m. tibialis posterior), laterální kotník je tažen inferiorně a fibula rotuje zevně (Obrázek 13) (Kapandji, 1991).

1.5.2 Articulatio subtalaris (podhlezenní kloub)

Osa subtalárního kloubu probíhá přibližně z lateroplantárního okraje kosti patní směrem skrz mediodorzální okraj kosti člunkové. Jastifer a Gustafson (2014) uvádí, že průmět osy kloubu do transverzální roviny svírá s dlouhou osou nohy zhruba 23 st. a průmět do sagitální roviny pak svírá přibližně 41 st. s rovinou transverzální. Úhly jsou však jen orientační a individuálně se mohou významně lišit, poněvadž ve studiích staršího data byla



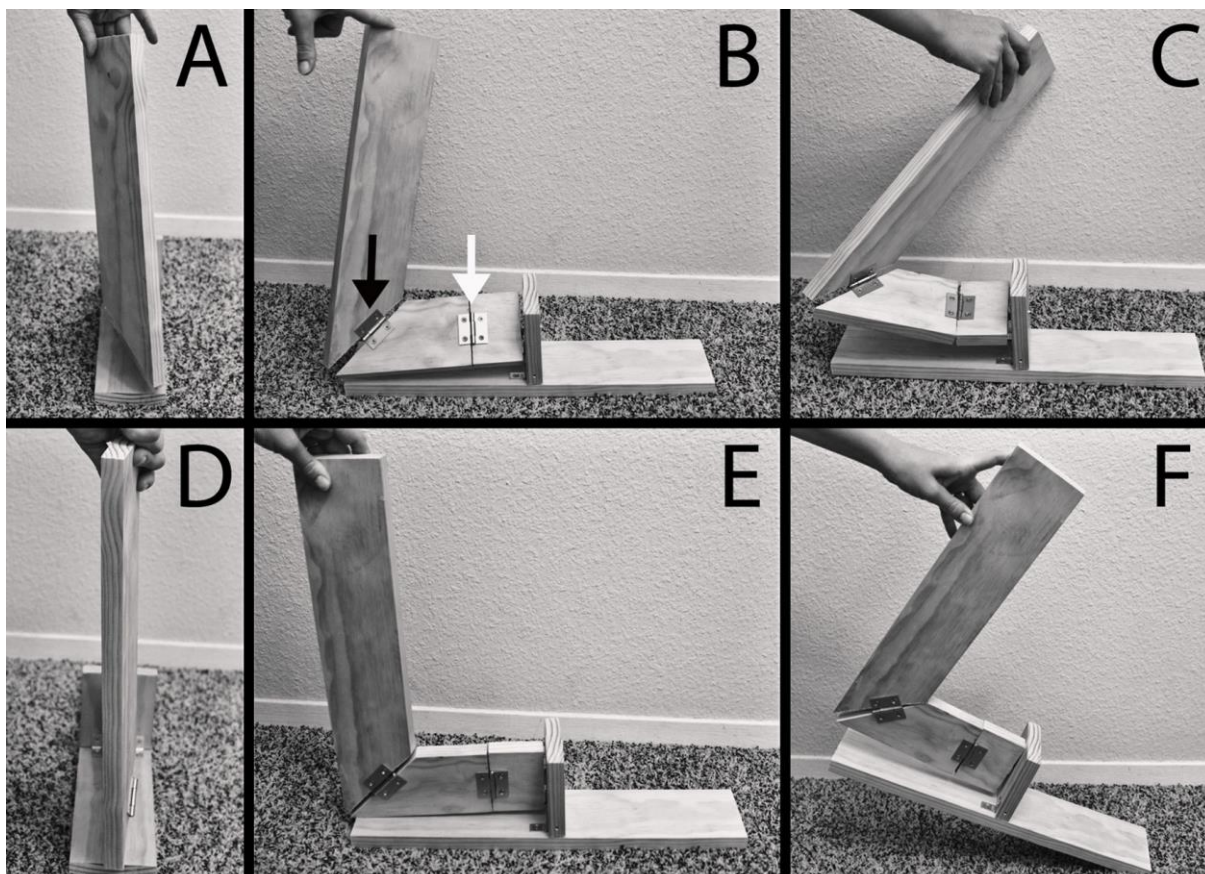
Obrázek 14 Osa articulatio subtalaris (Jastifer & Gustafson, 2014).

osa stanovována na neživých preparátech. Následovaly in vivo studie a v současnosti se využívá např. dynamické magnetické rezonance. Na základě charakteru osy kloubu

probíhají v kloubu hlavně pohyby ve frontální rovině – supinace a pronace. Jelikož však osa subtalárního kloubu neprochází čistě ani sagitální, ani transverzální rovinou, probíhají v něm rovněž pohyby ve smyslu flexe, extenze (pohyby jsou však výrazně menší, než v kloubu hlezenním), addukce a abdukce.

Názory na typ pohybu v subtalárním kloubu jsou vzhledem k jeho stavbě rozdílné. Jastifer a Gustafson (2014) ho hodnotí jako pohyb rotační, avšak dále zmiňují práce dalších autorů: Henke pohyb v subtalárním kloubu přirovnává ke šroubovici, kdy dochází souběžně s rotací kolem osy kloubu k translačnímu pohybu. Manter zavzal jeho koncept do své práce a vypočítal, že při každých 10 st. rotace se talus pohne vpřed o 1,5 milimetru.

Dawe a Davids (2011) vysvětlují funkci subtalárního kloubu v širším kontextu pomocí modelu pantu. Princip spočívá v tom, že rotace holenní kosti je skrz talus přenášena do subtalárního kloubu, kde působí supinaci a pronaci. Jastifer a Gustafson (2014) citují Manna a v obrázku 15 znázorňují vztah tibie, subtalárního a transverzotarzálního kloubu. Při vnitřní rotaci tibie dochází k pronaci a při vnější rotaci tibie k supinaci v subtalárním kloubu.



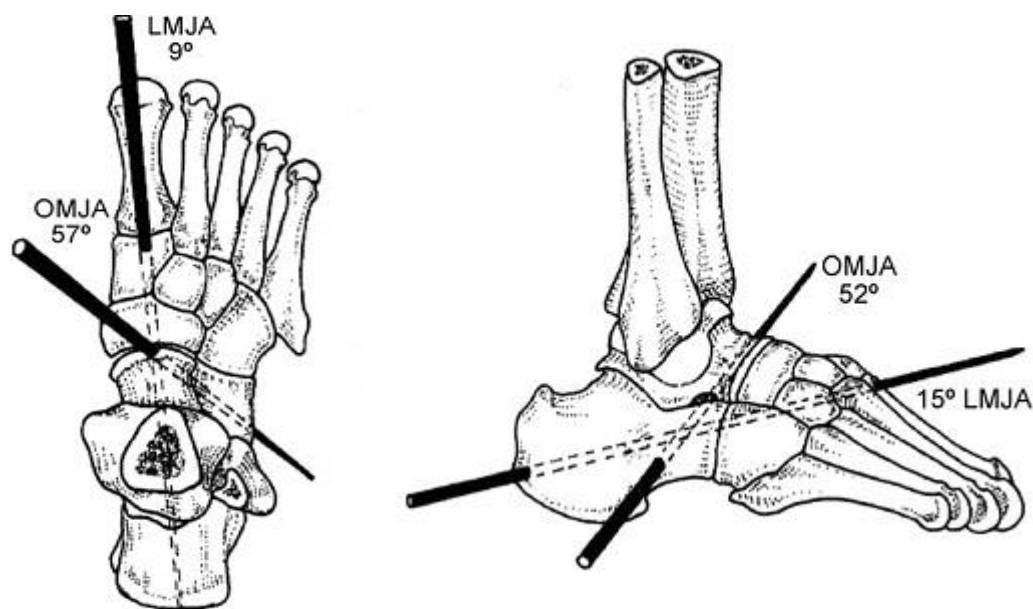
Obrázek 15 Vzájemné působení tibie, subtalárního a transverzotarzálního kloubu: A, B – valgózní zadonoží; B, C – odemknutí Chopartova kloubu; D, E, F – varózní zadonoží a vytvoření pevné páky

Spojení vnitřní rotace (např. vyvolané flexí v kolenu) a pronace subtalárního kloubu potvrdil ve své studii i Vařeka (2004). Subtalární kloub svojí polohou „zamyká“ a „odemyká“ kloub transverzotarzální – při pronaci v podhlezenním kloubu dochází k „odemknutí“ a při jeho supinaci pak k „zamknutí“ Chopartova kloubu. Tohoto mechanismu se využívá v situacích, kdy je potřeba vytvoření pevného ramene páky pro efektivní přenos síly (např. při fázi odrazu z přední části nohy během krokového cyklu). V rámci hodnocení rozsahu pohybu se tedy obecně hodnotí míra supinace a pronace. Jastifer a Gustafson (2014) uvádí celkový rozsah pohybu do obou směrů mezi 40 až 60 st. s větším rozsahem inverze. Kapandji (1991) cituje z práce Biesalskiho a Mayera, kteří uvádí 52 st. pro supinaci a 25 až 30 st. pro pronaci.

1.5.3 Articulatio tarsi transversa (Chopartův kloub)

Složení Chopartova kloubu bylo popsáno již v dřívější kapitole. Transverzotarzální kloub má vzhledem ke své stavbě dvě osy, kolem kterých probíhají jeho pohyby – longitudinální a šikmou.

Longitudinální osa prochází z plantární laterální strany mediálně a dorzálně. Její průmět do sagitální roviny svírá s rovinou transverzální úhel 15 st., průmět do roviny transverzální svírá s rovinou sagitální úhel 9 st. Svým průběhem se tak blíží ose kloubu subtalárního a probíhají v ní pohyby hlavně v rovině frontální – supinace a pronace.

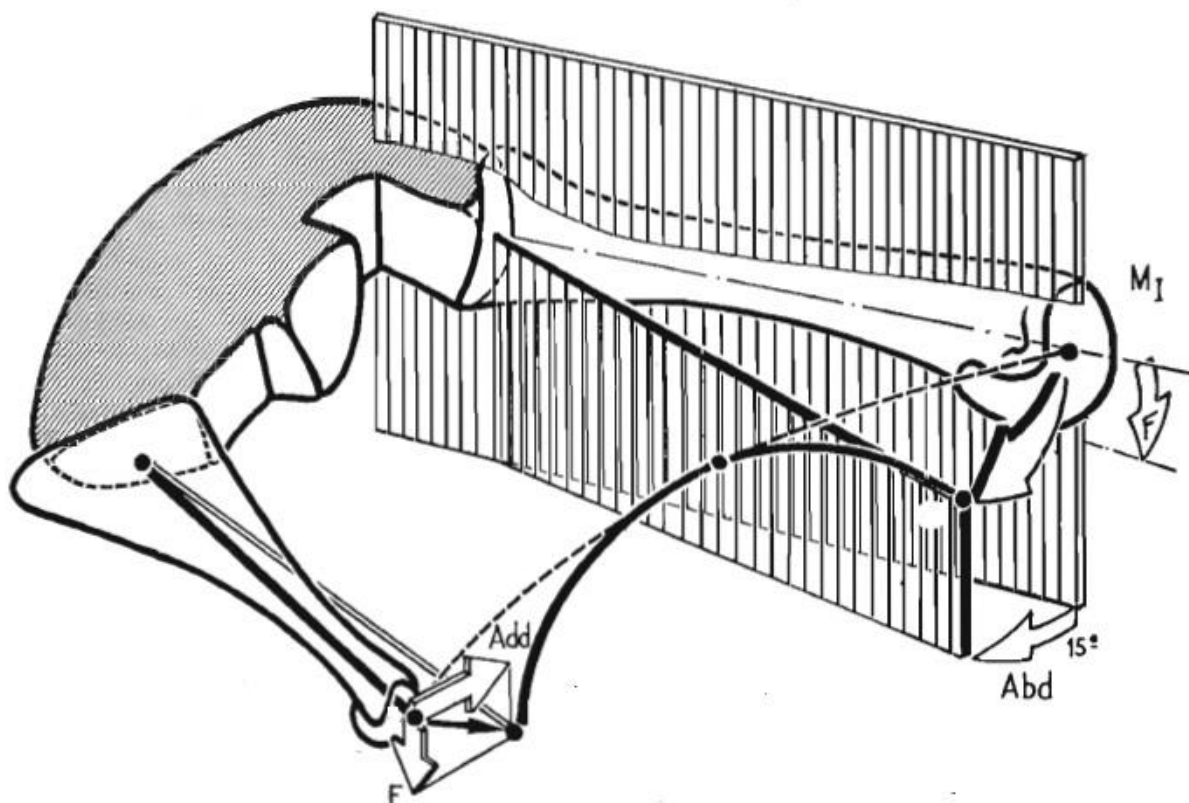


Obrázek 16 Longitudinální a šikmá osa transverzotarzálního kloubu (upraveno dle Tweed, Campbell, Thompson & Curran, 2008, 107)

Šikmá osa kloubu má stejný průběh, jen svírá s rovinami větší úhly. Její průmět do sagitální roviny svírá s osou transverzální úhel 52 st. a její průmět do transverzální roviny svírá s rovinou sagitální 57 st. Kolem této osy jsou tak především prováděny pohyby do flexe s addukcí a do extenze s abdukcí (Dawe & Davis, 2011; Tweed, Campbell, Thompson & Curran, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009). Tweed, Campbell, Thompson a Curran (2008) však zároveň uvádí, že vzhledem ke stavbě kloubů transverzotarzálního kloubu je pohyb mnohem komplexnější. Jelikož je talonaviculární kloub v podstatě kloub kulový, měl by být schopen pohybu ve všech třech rovinách a jejich kombinacích. Tato teorie by však měla dle autorů být prozkoumána.

1.5.4 Articulationes tarsometatarsales (Lisfrankův kloub)

Dobrá kongruence kloubních ploch a silná ligamentózní podpora tarsometatarzálních kloubů z nich dělají velmi stabilní část nohy s nevelkým rozsahem pohybu. Linie Lisfrankova kloubu běží šikmo mediolaterálně, superoinferiorně a anteroposteriorně – mediální část kloubu leží zhruba o 2 cm distálněji než okraj laterální. Šikmým průběhem osy, kolem které jsou v tarsometatarzálních kloubech prováděny flexe a extenze, je tak spojena s inverzí a everzí metatarzů (jejich průběh pohybu je tak po části kužele). Nejméně



Obrázek 17 Pohyby tarsometatarzálních kloubů (upraveno dle Kapandji, 1991, 195)

pohyblivý je II. tarzometatarzální kloub. Osy jednotlivých kloubů na laterální (nejvíce pohyblivé) straně kloubu jsou šikmé ke svým dlouhým osám anteriorně, lateromediálně a proto při flexi jsou metatarzy rovněž addukovány k dlouhé ose nohy. Osa I. tarzometatarzálního kloubu rovněž míří anteriorně, ale mediolaterálně. Při flexi tohoto kloubu tak dochází vzhledem k mediální rovině těla k současné abdukci I. metatarzu (15 st.) a zároveň k addukci vzhledem k dlouhé ose nohy (Obrázek 17). Pohyby v tarzometatarzálních kloubech tak při flexi formují transverzální klenutí nohy, naopak při extenzi jej oplošťují (Dawe & Davis, 2011; Kapandji, 1991; Vařeka & Vařeková; 2009).

1.5.5 Articulationes metatarsphalageae

V metatarzofalangeálních kloubech je základním pohybem flexe a extenze, v I. kloubu pak i rotace. Oproti metakarpofalangeálním skloubením na ruce převyšuje rozsah dorzální flexe rozsah plantární flexe. Kapandji (1991) uvádí rozsah do dorzální flexe 50 až 60 st. (pasivně 90 st. a více) a do plantární flexe 30 až 40 st. (Kapandji, 1991; Vařeka & Vařeková, 2009).

1.5.6 Articulationes interphalageae pedis

Janda et al. (2004) uvádí rozsah pohybu v proximálních mezičláncových kloubech do plantární flexe asi 70 st., v distálních článcích pak asi 50 st. Dorsální flexe je u obou omezena.

1.6 Krokový cyklus, funkce nohy při chůzi

Krokový cyklus je součástí bipedální chůze jakožto základního způsobu lidské lokomoce. Má dvě hlavní fáze – opornou a švihovou, jež jsou dále rozdělena na určitá období. Vařeka a Vařeková (2009) jednotlivé fáze rozdělují takto:

Oporná fáze

- 1.) Heel strike (kontakt paty)
 - 2.) Loading Response (postupné zatěžování)
 - 3.) Flat Foot (položení celé nohy)
 - 4.) Midstance (období střední opory)
 - 5.) Heel off (odlepení paty)
 - 6.) Active Propulsion (aktivní odraz)
 - 7.) Preswing (pasivní odlepení nohy)
- konec období v okamžiku Toe off (zvednutí špičky)

Švihová fáze

- 1.) Initial swing (zahájení švihu)

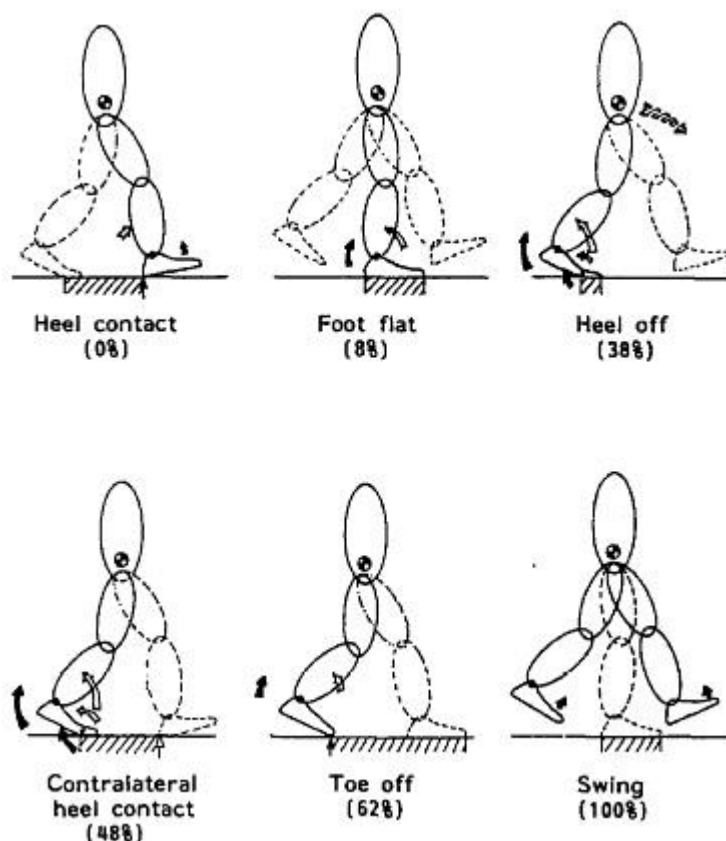
2.) Midswing (období středního švihu)

3.) Terminal Swing (období ukončení švihu)

Dále rozdělují krokový cyklus na fázi dvojí opory (Double Support) a jedné opory (Single Support) (Vařeka & Vařeková, 2009).

1.6.1 Oporná fáze

V této kapitole budou popsány období, ve kterých dochází k hlavním změnám ve vzájemném postavení kloubů (Obrázek 18).



Obrázek 18 Hlavní období krokového cyklu s vyjádřením timingu (upraveno dle Miyazaki & Yamamoto, 1993, 134).

1.6.1.1 Loading response

Fáze postupného zatěžování začíná kontaktem paty s podložkou a je prvním obdobím oporné fáze krokového cyklu. Hlezenní kloub je při kontaktu paty v neutrálním postavení (popř. dorzálně flektovaný) a při přenosu hmotnosti jde do plantární flexe, kterou kontrolují excentricky se aktivující svaly přední strany bérce. Patní kost je při období Heel Strike

supinována, takže naráží laterální částí tuberu patní kosti a dochází k vynucené pronaci v subtalárním kloubu. Pronace v subtalárním kloubu má za následek „odemknutí“ transverzotarzálního kloubu, který je tímto připraven pro případnou adaptaci na terénní nerovnosti (Abboud, 2002; Biga, 2009; Shetty & Bendall, 2011; Vařeka & Vařeková, 2009). Okita, Meyers, Challis a Sharkey (2014) udávají během prvních 20% krokového cyklu everzní (pronační) pohyb v kloubech středonoží. Vařeka a Vařeková (2009) však dodávají, že transverzotarzální kloub sice pronuje spolu se subtalárním, ale ne tolik. Proto oproti němu jde do relativní supinace. Při období postupného zatěžování a střední opory dochází k prodloužení nohy, které koresponduje s poklesem mediálního oblouku klenby nohy (Stolwijk, Koenraadt, Louwerens, Grim, Duysens & Keijsers, 2013). Dle Lerdiniho, Benedettiho, Bertioho, Bettinelliho, Nativa a Gianniniho (2007) je celá noha až do období Terminal Stance v lehké abdukci.

1.6.1.2 Midstance

Během tohoto období se těžiště těla přenáší nad nohu a střední i přední oddíly nohy přichází do kontaktu s podložkou. Dle Abbouda (2002) se nejdříve přenáší hmotnost pouze po laterální straně nohy, kterou má reakční síla tendenci pronovat. Plynulou relaxací m. tibialis anterior poté dochází k přenesení hmotnosti na mediální okraj chodidla, v tranverzotarzálních kloubech probíhají rotace kolem jejich podélné osy - pronace. V hlezenním kloubu dochází při plném kontaktu nohy s podložkou k pasivní dorzální flexi. Vlivem přenosu zatížení na ostatní části nohy je možná supinace v částečně odlehčeném subtalárním kloubu. Není jednoznačné, jestli supinace kalkaneu vyvolává rotaci bérce nebo naopak. Dle Shettyho a Bendalla (2011) je zevní rotace tibie způsobena druhostrannou končetinou, která je ve švihové fázi. Výsledkem těchto dějů je postupná změna z „odemknutého“ Chopartova kloubu (pro adaptaci na terén) na „zamknutý“ za účelem vytvoření pevné páky. Za stabilitou tranverzotarzálního kloubu a klenby nohy v období Midstance však stojí hlavně svaly (krátké svaly nohy, m. soleus, m. tibialis posterior, m. peroneus longus et brevis). Nejdříve jde totiž o stabilizaci nohy v terénu (který je dle situace různý) a až potom mohou být stabilizovány kosti tarzu vůči sobě (Abboud, 2002; Shetty & Bendall, 2011; Okita, Meyers, Challis & Sharkey, 2014).

1.6.1.3 Active Propulsion

V hlezenním kloubu dochází k aktivní plantární flexi, kterou způsobují především mm. gastrocnemii vzhledem k probíhající extenzi v koleni. Způsobují též další supinaci v subtalárním kloubu a zevní rotaci tibie (Vařeka & Vařeková, 2009). Abboud (2002) uvádí,

že před extenzí kolene dojde k jeho flexi v momentu odlepení paty od podložky. Při propulzi má podle všeho největší transverzálně stabilizační funkci na předonoží transverzální hlava adduktoru palce. Největší roli ve stabilizaci podélného klenutí nohy má plantární aponeuróza a její mechanismus napnutí (viz kapitola 1.7.4). Čím více se pohyb blíží k období Toe off, tím více zevně rotuje tibia, subtalární kloub je více v supinaci (způsobené jak rotací tibie, tahem m. triceps surae, tak mechanismem plantární aponeurózy). Chopartův kloub je tlačěn do pronace, tedy „zamknutého“ stavu, jež je nyní udržován všemi, již dříve zmíněnými mechanismy. Okita, Meyers, Challis s Sharkey (2013) ve své studii uvádí, že přestože je transverzotarzální kloub jako celek rigidní, stále dochází především k rotačním pohybům kolem jednotlivých os kloubů (v talonavikulárním, kalkaneokuboideálním, kubonavikulárním a talokalkaneálním kloubu). Při období aktivní propulze dochází, na rozdíl od předchozích dvou období, ke zkracování délky nohy a zvyšování mediálního oblouku klenby nohy (Stolwijk, Koenraadt, Louwerens, Grim, Duysens & Keijsers, 2013)

1.6.1.4 Preswing, Toe off

V období pasivního odlepení nohy pokračují pohyby započaté v předchozím období – plantární flexe v kloubu hlezenním, supinace v kloubu subtalárním a pronace v kloubu transverzotarzálním. Kolenní kloub pokračuje ve flexi a kyčelní kloub jde po dosažení maximální extenze rovněž do flexe (Vařeka & Vařeková, 2009). Těsně před zvednutím špičky se začíná aktivovat m. tibialis anterior, který se kontrahuje až do období midswing (Abboud, 2002).

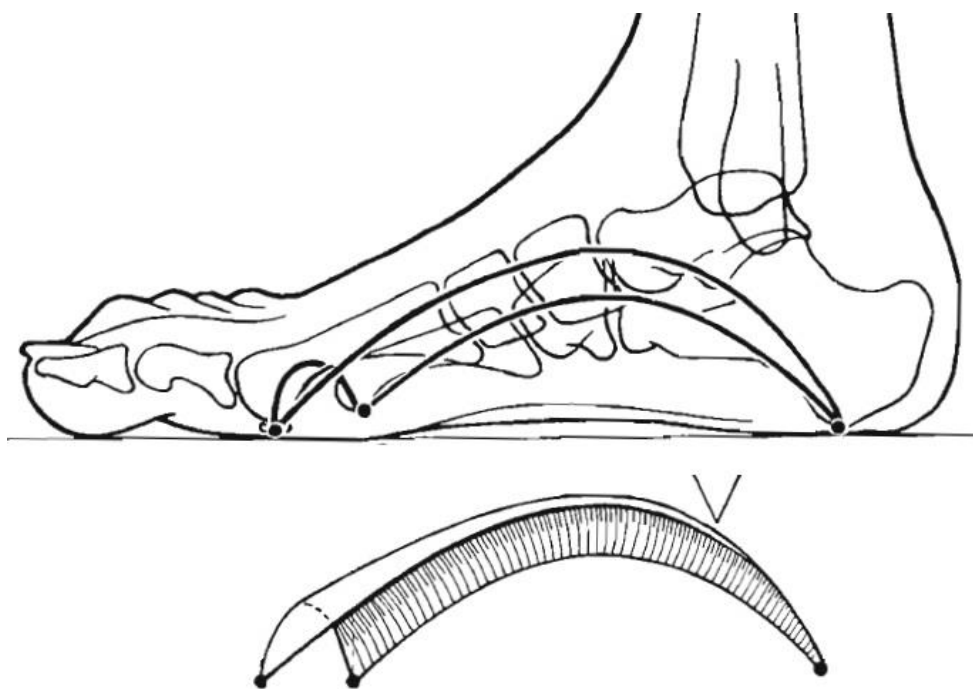
1.6.2 Švihová fáze

Kyčelní kloub dosáhne maximální extenze ještě v oporné fázi krokového cyklu. Ve švihové fázi tak jde do flexe. Kolenní kloub jde postupně z flektované polohy do extendované, maxima dosáhne extenze u konce švihové fáze, kdy je pouze lehce flektované. Tibie je v počátečním období švihové fáze rotována dovnitř a rotuje postupně zevně (zároveň s extenzí kolene). V hlezenním kloubu probíhá pohyb z počáteční plantární flexe, dále přes nulové postavení, lehkou dorzální flexi opět do nulového postavení. Subtalární kloub jde z maximální supinace dosažené v oporné fázi nejdříve do pronace a ke konci švihové fáze opět do supinace. Transverzotarzální kloub z maximální pronace postupně sleduje pohyb subtalárního kloubu do supinace (Shetty & Bendall, 2011; Vařeka & Vařeková, 2009).

1.7 Klenby nohy

Vařeka a Vařeková (2009) poukazují na to, že klasický model třibodové opory, jak ho popisuje Kapandji (1991), je již v posledních letech překonán a to na základě studií, které zkoumaly rozložení tlaků na noze ve stoji. S určitou modifikací lze však Kapandjiho model stále považovat za platný. Mimo jiné zde bude popsán i z důvodu srozumitelnosti a názornosti.

Klenba nohy může být přirovnána k architektonické klenbě, která se skládá ze tří oblouků. Klenba spočívá na podložce ve třech bodech (Obrázek 19) ležících v rozích (téměř) rovnoramenného trojúhelníku. Zatížení jednotlivých oblouků je pak přes ústřední „kámen“ oblouku distribuováno k podpěrným pilířům (opěrné body). Kapandji (1991) uvádí, že jiní autoři považují přirovnání k obloukům za příliš statické. Reálnější je pak podle nich přirovnání ke střeše, která se skládá ze dvou krokví, jež drží pohromadě tmelem (v místě vrcholu střechy) zabraňující zhroucení celé střechy. Tvar nohy je tak připodobněn jedné



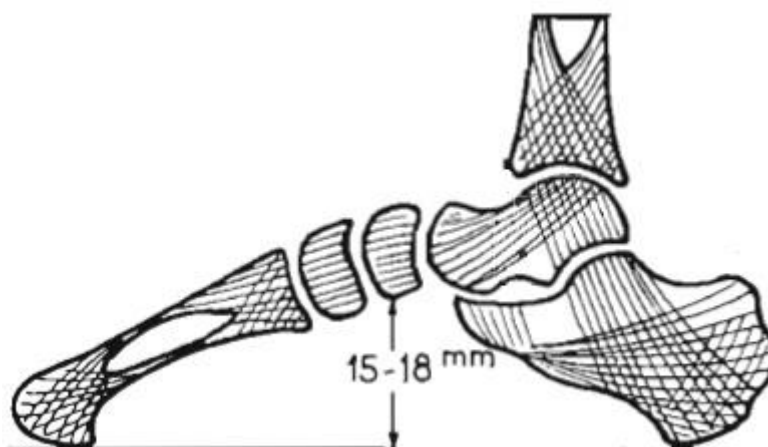
Obrázek 19 Jednotlivé části klenby nohy. V místě šipky dochází k přenosu hmotnosti těla na klenbu (upraveno dle Kapandji, 1991, 219).

hlavní střeše, jež má po stranách dvě podpůrné stříšky odpovídající mediálnímu a laterálnímu oblouku. Tmelem je pak myšlen systém svalů a ligament nohy. Vařeka a Vařeková (2009) doplňují, že podélné klenutí nohy je tvořeno dohromady pěti oblouky (liniemi), jež mají základ v paprscích metatarzů.

Jednotlivé opěrné pilíře jsou hlavičky prvního a pátého metatarzu a posteromediální a laterální hrbol patní kosti. Mezi hlavičkami metatarzů se zvedá přední oblouk (nejnižší, nejkratší), od paty k pátému metatarzu jde vnější a od paty k prvnímu metatarzu vnitřní oblouk (nejvyšší, nejdelší). Vrchol klenby nohy je posunutý posteriorně (Kapandji, 1991).

1.7.1 Mediální oblouk

Mediální oblouk je tvořen pěti kostmi (anteroposteriorně): první metatarz, mediální kost klínová, kost loďkovitá, talus a kost patní. Přenos tlaků mediálním oblouku se dá odečíst ze směrů kostních trámečků příslušných kostí (Obrázek 20):



Obrázek 20 Průběh kostních trámečků v kostech vnitřního oblouku (upraveno dle Kapandji, 1991, 221).

- trámečky vycházející z přední strany tibie (jejího kortexu) jdou inferiorně a posteriorně, kříží tělo talu a směřují ke spodní ploše tuber calcanei (probíhají tedy šikmo zadním pilířem).
- trámečky vycházející ze zadního kortexu tibie směřují šikmo inferiorně a anteriorně skrze krček a hlavici talu, loďkovitou kost, vnitřní klínovou kost a první metatarzus (směřují předním pilířem plantárně).

Mediální oblouk podélného klenutí nohy si udržuje svoji konkavitu pomocí vazů a svalů (Obrázek 21). Mezi nejdůležitější vazy z hlediska podpory oblouku pak Kapandji (1991) řadí kalkaneonavikulární a talokalkaneální vaz. Svaly svým tahem oblouk buď zvyšují, nebo snižují:

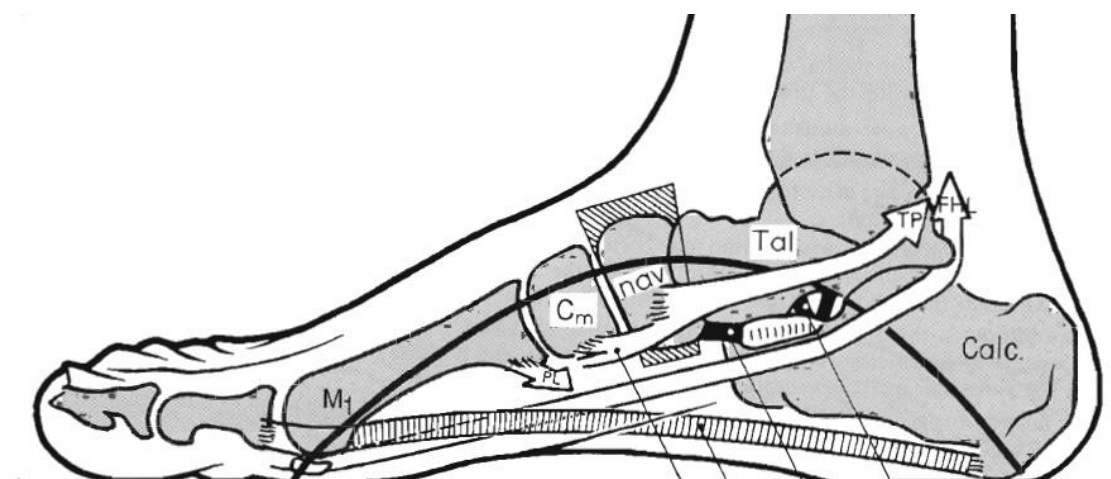
- m. tibialis posterior svým tahem stahuje kost loďkovitou pod hlavu talu, čímž mění postavení těchto dvou kostí a výsledkem je akcentace zadní části mediálního oblouku. Kamiya, Uchiyama, Watanabe, Suzuki, Fujimiya a Yamashita (2012) ve své studii (na neživých preparátech) opakovaně zatěžovali mediální oblouk nohy při uměle vytvořeném

tahu a bez tahu m. tibialis posterior (bez pasivních podpůrných struktur nohy) a uvádí významný vliv případných oslabení a dysfunkcí m. tibialis posterior na pokles mediálního oblouku nohy.

- m. peroneus longus svou aktivací akcentuje mediální oblouk flectováním prvního metatarzu.

- m. flexor hallucis longus společně s m. flexor digitorum longus (který jej podbíhá) akcentuje mediální oblouk a stabilizuje talus a patní kost.

- m. abductor hallucis longus svým tahem přibližuje své úpony k sobě, čímž zvyšuje mediální oblouk. Jeho vliv na udržování klenby potvrzuje ve své studii Fiolkowski, Brunt, Bishop, Woo a Horodyski (2003). Ti změřili větší pokles os naviculare v klidném stoji při paréze svalu vyvolané aplikací lidokainu do n. tibialis v oblasti kotníku, než při jeho fyziologické funkci. Tím zdůraznili jeho roli v dynamickém udržování mediálního oblouku i během klidného stoje.



Obrázek 21 Svaly akcentující mediální oblouk (upraveno dle Kapandji, 1991, 221).

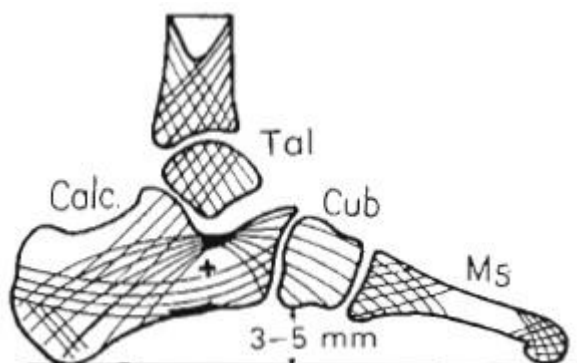
M. tibialis anterior a m. extensor hallucis longus svým tahem redukuje zakřivení mediálního oblouku (Kapandji, 1991).

1.7.2 Laterální oblouk

Laterální oblouk se skládá ze třech kostí (anteroposteriorně): pátý metatarz (hlavice v kontaktu s podložkou, přední pilíř), kost krychlová a kost patní (posterolaterální část hrbolu tvoří zadní pilíř).

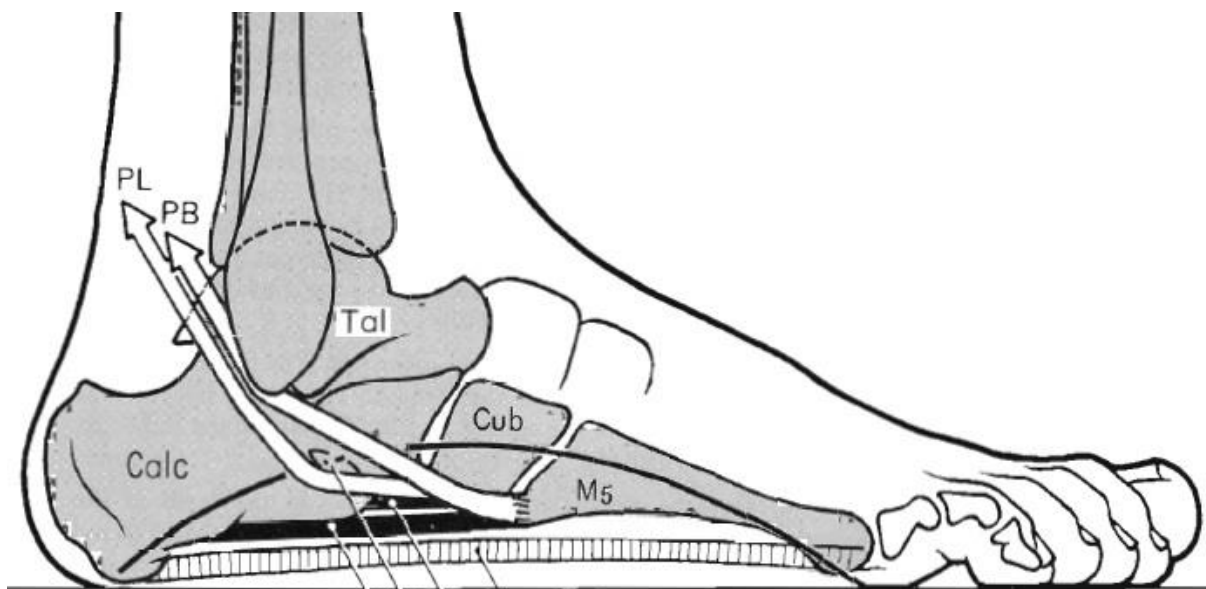
Přenos sil na laterální oblouk podélného klenutí lze opět vyčíst z architektiky trámčků jednotlivých kostí. Systém uspořádání kostních trámečků jdoucí od přední strany kortexu tibie jde inferiorně a posteriorně skrze tělo talu a zadní část patní kosti. Od zadní

strany tibie jdou trámečky inferiorně a anteriorně přes hlavici talu, sustentaculum tali kalkaneu, kost krychlovou a pátý metatarzus k přednímu pilíři laterálního oblouku. Patní kost má ještě další dva obloukovité systémy trámečků – horní a spodní (Obrázek 22).



Obrázek 22 Uspořádání trámečků laterálního oblouku (upraveno dle Kapandji, 1991, 223)

Laterální oblouk klenby je na rozdíl od mediálního rigidní a to hlavně z důvodu vytvoření pevné páky pro přenos sil m. triceps surae. Tuhost kalkaneokuboideálního a kubometatarsálního zajišťuje především hluboká a povrchová vrstva lig. plantare longum, které brání plantárnímu rozevírání těchto skloubení při axiálním zatížení klenby (Čihák, 2001; Kapandji, 1991).



Obrázek 23 Laterální oblouk podélného klenutí – stabilizující svaly (upraveno dle Kapandji, 1991, 223).

Oploštění laterálního oblouku způsobují za určitých podmínek m. extensor digitorum longus, m. triceps surae, popř. m. peroneus tertius. Jako stabilizátory laterálního oblouku Kapandji (1991) uvádí tyto svaly (Obrázek 23):

- m. peroneus brevis svým tahem, podobně jako lig. plantare longum, brání spodnímu rozevření skloubení kalkaneu, kosti krychlové a pátého metatarzu.
- m. peroneus longus po krychlovou kost běží paralelně s předešlým svalem, a proto plní podobnou funkci. Svým průběhem pod hrbolkem na kalkaneu také táhne přední část patní kosti dorzálně (elasticitou, stejně jako m. hallucis longus na druhé straně).
- m. abductor digiti minimi přibližuje oba konce oblouku k sobě (stejně jako m. abductor hallucis).

1.7.3 Anteriorní oblouk, transverzální klenutí nohy

Přední oblouk je složen z hlaviček metatarzů I. až V. pilíře oblouku tvoří hlavička prvního metatarzu spočívající na sezamských kůstkách a hlavička pátého metatarzu. Hlavička druhého metatarzu je klenákem předního oblouku a nachází se nejdále od podložky (9 mm). Směrem laterálním se výška oblouku snižuje.

Anteriorní oblouk je poměrně plochý a v podstatě spočívá na podložce skrze měkké tkáně. Jeho konkávní tvar je udržován pouze relativně slabými intermetatarzálními ligamenty a jedním svalem – transverzální hlavou m. adductor hallucis. Oblouk je tak často oploštěn nebo má dokonce tvar opačný – konvexní předonoží. Daentzer, Wülker a Zimmermann (1997) zpochybňují existenci předního oblouku a uvádí, že oploštění v oblasti hlaviček metatarzů není patologií a samo o sobě nevyžaduje jakoukoliv léčebnou intervenci. Simonsen, Vuust, Understrup, Hojbjerre, Bottcher a Voigt (2009) rovněž zkoumali výskyt předního oblouku u běžné populace pomocí rentgenových snímků a u 79 % probandů obloukovité držení hlaviček metatarzů potvrdili. Tschauer a Kohlmaier (1997) ve své studii uvádí, že při zatížení nohy se přední oblouk dostává do plantární konvexity jak u jedinců s „normálním“ předním obloukem, tak u jedinců s oploštěným obloukem.

V předním oblouku se sbíhá všech 5 paprsků nohy. První paprsek svírá s podložkou největší úhel - Kapandji (1991) cituje Ficka: 18 až 25 st. - a směrem k pátému paprsku se tento úhel postupně zmenšuje. Poslední paprsek leží již téměř paralelně s horizontálou. Při zatížení nohy se transverzální oblouk oplošťuje, resp. se snižuje výška především II. metatarzu, zvětšuje se šířka nohy a zvětšuje se úhel, který svírá I. a V. metatarz (Kudo, Hatanaka, Naka & Ito, 2014).

Transverzální klenutí nohy je formováno po celé délce nohy. Vařeka a Vařeková (2009, 43) uvádí, že „nožní klenba je výsledkem vývojem daného pronatorního zkrutu nohy, který se na úrovni zánoží (kalkaneus a talus) zastavil ve vertikále a v oblasti hlaviček metatarzů dosáhnul horizontály.“ V oblasti kostí klínových spočívá příčné klenutí na zemi pouze skrze kost krychlovou. Klenákem je os cuneiforme intermedium, jež je součástí druhého parsku nohy a Kapandji (1991) jej označuje jako hřeben klenby. Lodkovitá kost je v proximální části příčného klenutí více posunuta dorzáním směrem, než kost krychlová.

Příčné klenutí je udržováno třemi svaly:

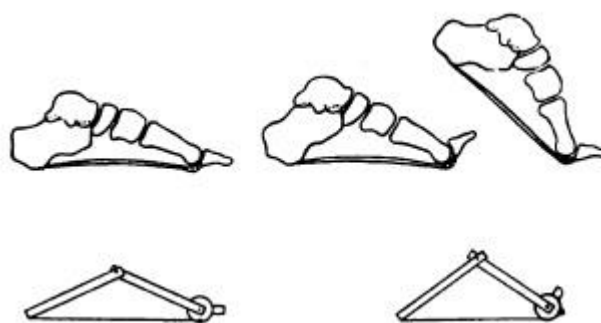
- m. adductor hallucis
- m. peroneus longus je v rámci formování všech tří oblouků nejdůležitější sval
- rozšířené úpony m. tibialis posterior na plantární plochu (běží šikmo vpřed a do boku)

Mezi všemi oblouky drží obloukovité podélné klenutí tří středních paprsků m. flexor digitorum brevis et longus.

1.7.4 Plantární aponeuróza a klenba nohy

Plantární aponeuróza hraje důležitou roli ve formování klenby nohy. Při klidném stojí na obou končetinách, tedy při zatížení nohy, vyvolá pasivní extenze v metatarzofanageálním kloubu následující:

- podélná klenba se zvýší
- zánoží se nastaví do invertované pozice (supinuje)
- bérce jde do zevní rotace
- objeví se napnuté vlákno v oblasti plantární aponeurózy.



Obrázek 24 Mechanismus zvýšení klenby nohy napnutím plantární aponeurózy (upraveno dle Hicks, 1954, 28).

Zvětšení podélného klenutí je spojeno s flexí jednoho z paprsků nohy (viz. dříve), respektive s posunem hlavičky metatarzu směrem plantárním a proximálním. Tento pohyb hlavičky může být pozorován na plantě u první až čtvrté hlavičky metatarzu. Při opětovném

povolení kloubu do flexe se hlavice vrací zpět a výstupek mizí. Při malém zatížení klenby lze tento mechanismus vyvolat aktivní dorzální flexí palce (pomocí m. hallucis longus). Při větším zatížení předonoží však síla dlouhého extenzoru nestačí a testovaný může pociťovat silný tah až bolest v oblasti planty, na kterou reaguje inverzí v subtalárním kloubu. Pohyb zánoží do supinace však není vyvolán svalovou aktivitou, jak bylo prokázáno na neživých preparátech. Při stožení na špičkách nohou se všechny výše vyjmenované pohyby objeví taktéž, což bývá často mylně vyhodnoceno jako dobrá funkce svalů tvarujících klenbu nohy.

Anatomicky hrají důležitou roli plantární poutka (spojení šlachy a kloubního pouzdra; spojení zasahuje až na plantární plochu proximálního článku prstu) I. až V. metatarzofalangeálních kloubů, na která se plantární aponeuróza upíná. Spojení těchto dvou částí vzniká pevný pruh spojující proximální články prstu s patní kostí. Celek pak funguje jako rumpál, resp. typ navijáku (Obrázek 24).

Do tohoto mechanismu zvýšení podélného klenutí nohy nejsou zapojeny žádné svaly a jedná se čistě o mechanismus kostěných a ligamentózních struktur (Hicks, 1954).

1.7.5 Vývoj klenby nohy

Lidská noha se vyvinula z nohy podobné africkým opicím, jež slouží k lokomoci po stromech i po zemi. Strukturální uspořádání nohy se postupně začalo specializovat na bipedální chůzi po zemi, aby se noha mohla především v pozdějších fázích kroku chovat jako tuhá páka pro efektivní přenos sil. První prst se zvětšil a změnil své postavení do permanentní addukce, prsty se směrem laterálním zkrátily, došlo k reorganizaci pozic tarzálních kostí za účelem prevence ohýbání středonoží a vyvinul se systém podélného klenutí nohy (pronatorní zkrut, viz dříve) podporovaného silným plantárním systémem pružných elementů.

Lidské tělo jako celek je výsledkem nároků na vytrvalostní běh. Toto tvrzení se zakládá na tom, že Australopithecus, jež se pohyboval několik milionů let bipedálně, ještě neměl vyvinuty hlavní rysy lidské nohy – ty jsou výsledkem vyšších nároků na pohyb, což je běh (nikoliv chůze). Mezi tyto hlavní rysy se řadí vyvinutější a zřetelná Achillova šlacha, plantární aponeuróza a silné, pružné vazy na spodní straně nohy. Rovněž se zvětšila dorzální flexe prstů (využívána hlavně ve fázi toe off), která je větší, než je k chůzi potřeba (větší zatížení prstů → podpora pomocí plantární aponeurózy). Podélné klenutí plní funkci tlumiče nárazů a při poklesu klenby ve stojné fázi nohy dochází k uložení energie v pružných ligamentech nohy. Na rozdíl od ostatních savců specializovaných na běh, kde je oblast nohy stabilizovaná téměř výhradně pasivně, má lidská noha systém krátkých (vnitřních svalů). To

se vysvětlit vyššími nároky bipedálního běhu (na rozdíl od kvadrupedálního) na koordinaci a udržování rovnováhy (McKeon, Hertel, Bramble & Davis, 2014).

1.8 Stabilizační systém nohy

Hluboký stabilizační systém je na poli fyzioterapie známým pojmem. Většinou se však hovoří o hluboké stabilizaci v oblasti páteře. Svaly, které jsou považovány za hluboké stabilizátory, jsou charakterizovány tím, že jsou krátké a oba své úpony mají v oblasti, ke které se vztahují a provádí pouze malý pohyb v segmentu. Jedná se tak například o hluboký svalový systém páteře, svalstvo flexorů, svalstvo pánevního dna, břišní muskulaturu a bránici v její posturální funkci (Kolář et al., 2009; Lewitt, 1999). Na základě stabilizace jednotlivých segmentů mezi sebou (obratel proti obratli) pak mohou svaly povrchové (též globální) zajistit pohyb celého trupu, končetin a podobně. Při nedostatečné hluboké stabilizaci však zpravidla dochází k provedení pohybu ve změněném stereotypu, který vyvolává změny v muskuloskeletálním systému (McKeon, Hertel, Bramble & Davis, 2014).

Rozdělení lokálních (krátkých) a globálních (dlouhých) svalů se dá aplikovat i na stabilizační systém nohy. Jako hluboké stabilizátory tak lze považovat svaly, které přímo začínají a končí v oblasti nohy (viz kapitola 1. 4), globální jsou pak svaly bérce.

Vliv krátkých svalů nohy na mediální oblouk klenby nohy zkoumali například Fiolkowski, Brunt, Bishop, Woo a Horodyski (2003). Zjistili, že při vyřazení m. abductor hallucis (aplikací lidokainu) z funkce dochází k oploštění mediálního oblouku klenby nohy. Krátké svaly nohy se více zapojují hlavně při posturálně náročnějších pozicích, jak uvádí Kelly, Kuitunen, Racinais a Cresswell (2011). Z jejich studie rovněž vyplývá, že jejich aktivita je spojena hlavně s udržováním těžiště v mediolaterálním směru. O působení krátkých svalů nohy na klenbu hovoří i Mulligan a Cook (2013). Ti dosáhli tréninkem tzv. malé nohy (cílená aktivace krátkých svalů nohy, především m. quadratus plantae) po dobu čtyř týdnů zvýšení mediálního oblouku, snížení poklesu oblouku při zatížení nohy a zlepšení stability při testu funkčního dosahu.

Jak bylo zmíněno výše, funkce nohy se dá připodobnit k funkci páteře. V rámci udržování vzpřímeného držení těla Lewitt a Lepšíková (2008) citují práce Gutmanna a Véleho, kteří při stoji pozorovali největší klidovou aktivitu ve svalech ovládajících chodidlo a prstce. Chodidlo má též zásadní význam při globalizaci blokády a reflexních změn ve svalech. Ty se nejčastěji nacházejí v plantě nebo dorzu nohy v oblasti Lisfrankova kloubu,

méně často potom v Chopartově a talokrurálním kloubu. Typickým zřetězením funkčních změn z oblasti nohy je předsunuté držení těla, jež se může projevit bolestí ve kterémkoliv segmentu dolních končetin nebo páteře. U tohoto zřetězení nacházíme kromě TrP (Trigger Point) v oblasti nohy rovněž blokádu hlavičky fibuly, TrP v m. biceps femoris a m. rectus femoris. Kompenzací pak vznikají TrPs (Trigger Points) v m. rectus abdominis, napřimovači páteře, extenzorech krční páteře a jím odpovídajících TrP v m. sternocleidomastoideus (vše převážně na jedné straně). Na chodidle se naopak může manifestovat porucha zřetězená z opačného směru, tedy z hlubokého stabilizačního systému páteře. Oba systémy jsou totiž propojeny a jeden nevylučuje druhý (Lewitt & Lepšíková, 2008).

1.9 Patologie a poruchy funkce chodidla

1.9.1 Patologie, typologie nohy

Patologie nohy je velmi rozsáhlá oblast, která přesahuje zaměření této práce. Proto zde budou uvedeny pouze vybrané patologie ve stručné podobě. Pro detailnější popis typologie nohou odkazují například na práci Vařeky a Vařekové (2009).

Dle Daviese (2013) má noha z ortopedického hlediska tři základní funkce:

- vytvoření platformy pro stoj
- vytvoření páky při období aktivního odrazu nohy krokového cyklu
- mírnit přenos sil akceleračních a deceleračních sil do vyšších segmentů při chůzi

„V neposlední řadě je zdrojem proprioceptivních a exteroceptivních informací pro řídicí systém“ (Vařeka & Vařeková, 2009, 43).

Abnormality v oblasti nohy a kotníku mohou být způsobeny širokým spektrem vnitřních a vnějších faktorů, jako jsou například traumata, degenerativní a zánětlivá artritida, choroby postihující nervový nebo/a svalový systém, komplikace při diabetes mellitus nebo vrozené abnormality.

Vývoj nohy v prenatálním období byl již popsán dříve (viz kapitola 1. 1). Kolem třetího roku života se začíná chůze u dítěte podobat chůzi dospělého. Stavba dolní končetiny je doprovázena běžnými rysy, jako jsou například varózní postavení kolenních kloubů, nebo vnitřní rotace celých dolních končetin. V dětství je též běžným nálezem oploštěný mediální oblouk klenby. Tyto rysy se však kolem osmého roku života z velké části upraví a morfologie nohy se ustálí do podoby dospělé nohy. Matthews (1998) však uvádí, že formování nohy probíhá až do brzkého adolescentního věku. Stavlas, Grivas, Michas, Vasiliadis a Polyzois (2005) zkoumali morfologii nohy u dětí ve věku šest až sedmnáct let pomocí prostých otisků nohou a došli ke stejnému závěru. Mimo to udávají, že je

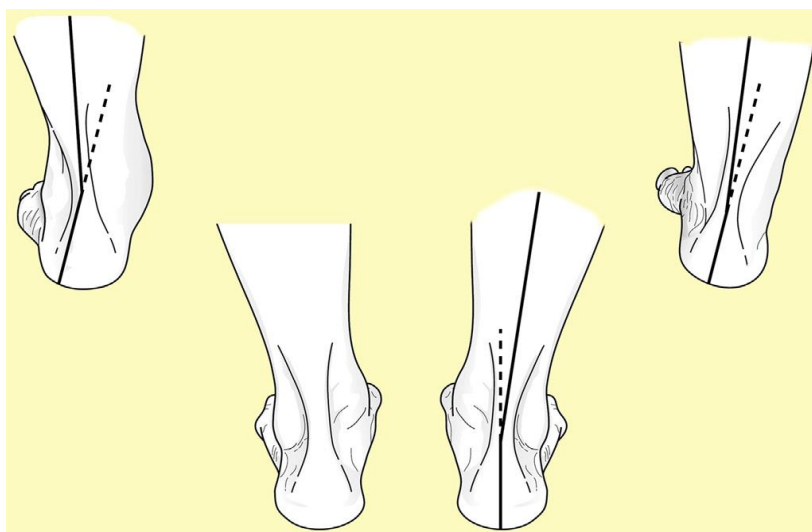
signifikantní rozdíl ve výšce klenby (rozdělují je na vysokou, normální a nízkou) u chlapců a dívek, což přisuzují rozdílné rychlosti růstu. Z jejich studie též vyplývá, že počet nohou s vysokou a nízkou klenbou s věkem klesá u obou pohlaví (tj. stoupá počet nohou s normální klenbou).

V rámci klasické klinické typologie nohy, která je založena na konceptu tripodní nožní klenby se rozlišuje plochá, normální a vysoká noha (Vařeka & Vařeková, 2009).

Vysoká noha je charakterizována zvýšeným podélným klenutím nohy, které reaguje menším snížením při zatížení. Obraz vysoké nohy je udržován několika faktory – plantárně flektovaný první paprsek někdy spojený s addukcí předonoží, varózní zánoží (primárně či sekundárně), kontraktura plantární aponeurózy. Vysoká noha je též často spojena se vznikem tzv. drápotivých prstců (Davies, 2013).

Plochá noha je deformitou, při které dochází k poklesu podélné (podélně plochá noha) nebo příčné (příčně plochá noha) klenby nohy. Snížením klenutí nohy klesá schopnost snášet zatížení, především statické. Plochá noha se dále rozděluje na vrozenou a získanou. Vrozené plochonoží vzniká nejčastěji při strmém talu a koalici tarzálních kostí. Získané plochonoží vzniká až v průběhu života vlivem různých faktorů:

- svalová slabost a dysbalance způsobená například degenerativními změnami v bederní páteři nebo periferní parézou svalů (Wang & Nataraj, 2014).
- chabost vaziva – častá u dětí; jedná se o oploštění mediálního oblouku při zatížení nohy, což vede ke zpomalení chůze a zkrácení kroku (Kothari, Dixon, Stebbins Zavatsky & Theologis, 2015).



Obrázek 25 Zobrazení normálního (prostřední), valgózního (levá) a varózního (pravá) zadonoží (Davies, 2013, 489).

- artritida, trauma, kontraktury (Davies, 2013; Medek 2003).

U dospělých se plochá noha vyvíjí nejčastěji při dlouhodobém stání, zdvihání těžkých břemen (např. v zaměstnání), při nošení nevhodné obuvi nebo při obezitě (Medek, 2003).

Obezita jako civilizační nemoc má vliv na klenbu nohy jak v dětství, tak v dospělosti. Mickle, Steele a Munro (2006) a Riddiford-Harland, Steele a Baur (2011) zkoumali, zda se u obézních dětí snížení mediálního oblouku klenby způsobeno tukovým polštářem nebo samotným poklesem oblouku. Zjistili, že obézní děti mají oproti svým „neobézním“ vrstevníkům snížený mediální oblouk a současně i větší tukový polštář. Jako možné kauzální řešení ploché nohy způsobené obezitou se jeví redukce hmotnosti. Ta samotná však ke zlepšení plochonoží nestačí, jak uvádí ve své studii Song et al. (2015).

1.9.2 Poruchy funkce chodidla

Lewitt a Lepšíková (2008) rozlišují hlavně následující poruchy funkce chodidla:

1.) Reflexní změny ve svalech nohy, blokády v Lisfrankově, méně často v Chopartově kloubu.

V rámci orientačního vyšetření funkce nohy je cenným testem rotace nohy kolem její podélné osy. Pokud je přítomna porucha kloubu (a to i kloubu hlezenního), je porušena i tato rotace (Lewitt, 1996; Lewitt & Lepšíková, 2008; Maršáková & Pavlů, 2012). TrP v krátkých svalech nohy mohou způsobovat bolest nohy na jejím hřbetu (m. extensor hallucis brevis, m. extensor digitorum brevis), v oblasti paty a vnitřní strany chodidla (m. abductor hallucis, m. quadratus plantae), na plantě (m. abductor digiti minimi, m. flexor digitorum brevis, m. adductor hallucis, m. flexor hallucis brevis) a v oblasti prstů a intermetatarzálních prostor (mm. interossei plantares et dorsales) (Travell & Simons, 1999).

Noha je zapojena rovněž do svalových smyček a řetězců, jež mohou ovlivňovat vzdálené segmenty těla. Podélná klenba nohy je udržována dvěma smyčkami. První smyčka je fibula – m. *peroneus longus* – metatars I – os cuneiforme I – m. *tibialis anterior* – tibia. Druhá smyčka je fibula – m. *peroneus brevis* – calcaneus – os cuboideum – m. *tibialis posterior* – tibia. Chodidlo je též spojeno s hrudníkem pomocí řetězce os cuneiforme I – m. *peroneus longus* – tibia – fascia cruris – m. *biceps femoris* + m. *adductor longus* – m. *obliquus abdominis internus* – m. *obliquus abdominis externus* (drahá strana) – hrudník (Véle, 2006).

2.) Poruchy stereotypů

Jedná se především o propadání klenby nohy při chůzi – tzv. funkčně plochá noha. Další poruchou stereotypu je negativní test Véleho, když při přenesení těžiště směrem

dopředu chybí automatická flexe prstů, jež nás chrání před pádem dopředu (i přes schopnost normální volní flexe prstů nohy). Pacienti také často nejsou schopni provést abdukci palce a malíku nohy (Lewitt & Lepšíková, 2008; Maršáková & Pavlů, 2012).

3.) Poruchy percepce

Změněné vnímání na noze může být ve smyslu zvýšení i snížení. Snížená citlivost na taktilní podněty může být zjištěna na celé polovině těla, jedné končetině, nebo jen na noze, aniž by se jednalo o neurologickou poruchu. Důležitý je v tomto smyslu asymetrický vjem v porovnání s druhostrannou končetinou (nejcitlivější je porovnání právě v oblasti nohou). V jiném případě (zvýšené vnímání) nemusí dotyčný vůbec snést pouhý dotek na noze (Hermachová, 2001).

2 Cíle práce a hypotézy

2.1 Cíle

Hlavním cílem této práce bylo pomocí systému Footscan posoudit vliv mobilizace kloubů nohy na rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou.

2.2 Dílčí cíle

- posoudit, zda se při instrukci a provedení malé nohy v korigovaném stoji liší rozložení tlaků na chodidlech ve srovnání s klidovým stojem
- posoudit, zda se mění rozložení zatížení nohy u nekorigovaného stoje a korigovaného stoje s malou nohou
- posoudit, zda rozložení tlaků chodidel na footscanu odpovídá tripodnímu modelu nohy

2.3 Hypotézy

H₀₁ Rozložení tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou se při nekorigovaném stoji před a po mobilizaci kloubů nohy neliší.

H₀₂ Rozložení tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou se při korigovaném stoji s malou nohou před a po mobilizaci kloubů nohy neliší.

H₀₃ Rozložení tlaků se při chůzi před a po mobilizaci kloubů nohy neliší.

H₀₄ Rozsah pohybu COP se při testu funkčního dosahu před a po mobilizaci kloubů nohy neliší.

H₀₅ Při nekorigovaném stoji se rozložení tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou vůči korigovanému stoji s malou nohou neliší.

H₀₆ Po mobilizaci kloubů nohy se při nekorigovaném stoji rozložení tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou vůči korigovanému stoji s malou nohou neliší.

Kritériem pro zamítnutí hypotézy u nekorigovaného stoje a korigovaného stoje s malou nohou je statisticky významná změna ($p < 0,05$) alespoň v jedné oblasti chodidla v jednom z měřených parametrů. U chůze alespoň tři statisticky významné změny některých parametrů ve sledovaných oblastech chodidla.

2.4 Výzkumná otázka

Nachází se oblast nejvyššího zatížení nohy v nekorigovaném stoji pod hlavičkami I. a V. metatarzu a pod patou?

3 Metodika

3.1 Výběrový soubor

Výzkumu se zúčastnilo 33 probandů (13 mužů a 20 žen). Průměrný věk probandů byl 22 let, průměrná výška byla 176 cm a průměrná hmotnost 71 kg. Podmínkou pro zařazení do výzkumného souboru bude absence právě probíhajícího senzomotorického tréninku, dále absence vážných onemocnění (neurologických, metabolických), významných abnormalit nohou, úrazů a operací na páteři a dolních končetinách.

3.2 Měření

Měření probíhalo v prostorách FTK UP v Olomouci. V laboratoři bylo pro provedení vyšetření probandů k dispozici lehátko, dvě analogové váhy, kalibrovaná ladička a krejčovský metr. K měření tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou byl použit systém Footscan (RSScan International, Olen, Belgie). K zaznamenání funkčního dosahu horní končetiny byl použit krejčovský metr. Získání všech potřebných dat od jednoho probanda zabralo zhruba 60 minut.

3.2.1 Informovaný souhlas, anamnestický dotazník

Probandi byli na začátku podrobně seznámeni s postupem a metodikou měření a byl jim k podpisu předložen informovaný souhlas (Příloha 1). Následně byla formou anamnestického dotazníku odebrána anamnestická data. V tomto dotazníku probandi vyplňovali údaje o prodělaných neurologických a metabolických onemocněních, úrazech s důrazem na dolní končetiny (uvést měli však všechny úrazy). Dále byli dotázáni na přítomnost vertebrogenních obtíží a jiných onemocnění. Součástí dotazníku byla i sportovní anamnéza probandů, ve které byl zjištěn druh sportu, kterému se nejvíce věnují a jeho časová náročnost.

3.2.2 Vyšetření

Po odebrání anamnestických dat byli probandi požádáni, aby se od pasu dolů vysvlékli do spodního prádla a bylo provedeno vyšetření (vysvlečení zůstali i po dobu samotného měření i terapie). Nejprve byly provedeny testy laterality – kopnout nohou do míčku, vystoupit na stoličku, posouvat předmět po podlaze směrem dopředu, stoj na jedné noze, náznak zklouznutí po podlaze. Následně byl vyšetřen stoj na jedné dolní končetině (podmínkou splnění byla výdrž 15 sekund na každé noze). Poté byly vyšetřeny tři typy chůze – po špičkách, po patách a s pokrčenými koleny. Následovalo zvážení a test dvou vah, kde bylo orientačně zjištěno rozložení celkové hmotnosti na obou končetinách. Aspekčně byla zhodnocena příčná klenba, kdy se hodnotilo především umístění otlaků v oblasti

hlaviček metatarzů. Podélná klenba byla vyšetřena až zpětně z naměřených dat a pomocí Chipaux-Šmírák indexu byla zařazena do jedné ze tří kategorií (1 – vysoká, 2 – normální, 3 – plochá). Dále bylo provedeno antropometrické měření délky dolních končetin, a to délka anatomická, funkční a umbilikomalelární. V rámci vyšetření propriocepce bylo na nohu provedeno vyšetření pohybcitu, polohocitu a vibračního cití (Šrotová & Vlčková, 2014). Pacient se zády položil na lehátko s chodidly přes jeho okraj. Polohocit byl vyšetřován uchopením palce u nohy (přes vrstvu buničiny) a nastavením do flekční nebo extenční polohy. Proband měl tuto správně popsat. Vyšetřující položil své prsty přes vrstvu buničiny na plantární stranu konečných článků prstů a začal vytlačet náhodně vybraný prst směrem do dorzální flexe (rychlostí přibližně 10 st. za sekundu). Proband měl za úkol určit, který prst se pohybuje. Oba testy byly zopakovány třikrát na obou dolních končetinách a provedeny bez zrakové kontroly pacienta. Jako poslední bylo vyšetřeno vibrační cití pomocí kalibrované ladičky na vnitřním kotníku, prvním metatarzu a dorzální straně proximálního článku palce.

3.2.3 Vybrané pozice pro výzkum

Měření probíhalo ve čtyřech pozicích – nekorigovaný stoj, korigovaný stoj s malou nohou (oboustranně), chůze, test funkčního dosahu (Functional reach test). U každé pozice byly provedeny platné 3 pokusy.

- 1.) Nekorigovaný stoj – proband se postavil na plošinu a byl požádán, aby několikrát přešlápnul na místě. Poté zůstal stát bez jakýchkoliv dalších instrukcí.
- 2.) Korigovaný stoj s malou nohou – jelikož nikdo z probandů v době výzkumu nepodstupoval sensomotorický trénink, z něhož cvik malé nohy pochází, byla nutná instruktáž a předvedení. Nácvik byl proveden tak, že jsme probandovi nastavili nohu do



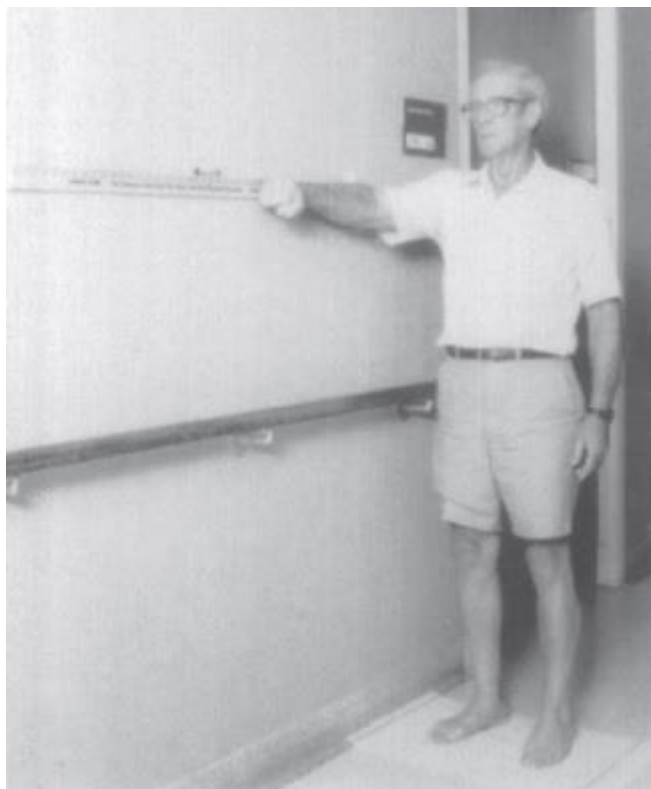
Obrázek 26 Nácvik malé nohy (Janda & Vávrová, 1992)

zkrácené pozice a to při fixaci paty se současným proximálním tlakem v oblasti hlaviček metatarzů (Obrázek 26). Takto „zkrácenou“ nohu se snažil proband chvíli udržet. Nácvik

probíhal vsedě, poté ve stoje, pasivně i aktivně. V korigovaném stoji jsme nastavili chodidla mírně od sebe, rovnoběžně, špičky směřovali přímo vpřed. Kolena byla lehce pokrčena a mírně vytočena zevně nad laterální hrany nohou. Následovala korekce pletence pánevního (ustálení v neutrální pozici mezi anteverzí a retroverzí). Celé tělo bylo protaženo ve směru dlouhé osy, ramena stažena dolů, hlava držena vzorně (Janda & Vávrová, 1992).

3.) Chůze – plošina Footscan byla součástí vytvořeného chodníku (o celkové délce zhruba 10 metrů), takže povrch chodníku byl jednotný, bez výškových rozdílů. Proband byl vyzván, aby se přes celý chodník přešel. Na plošině byly zaznamenány zhruba tři kroky.

4.) Functional Reach Test – cílem testu je hodnocení dynamické stability jedince. Proband se postavil na plošinu a měl za úkol plynulým pohybem dosáhnout rukou v pěst (počáteční pozice byla ve flexi 90st.) do co největší vzdálenosti (Obrázek 27). Celý pohyb nesměl přesáhnout 3 sekundy (časový úsek pro měření na plošině), proband nesměl odlepit paty.



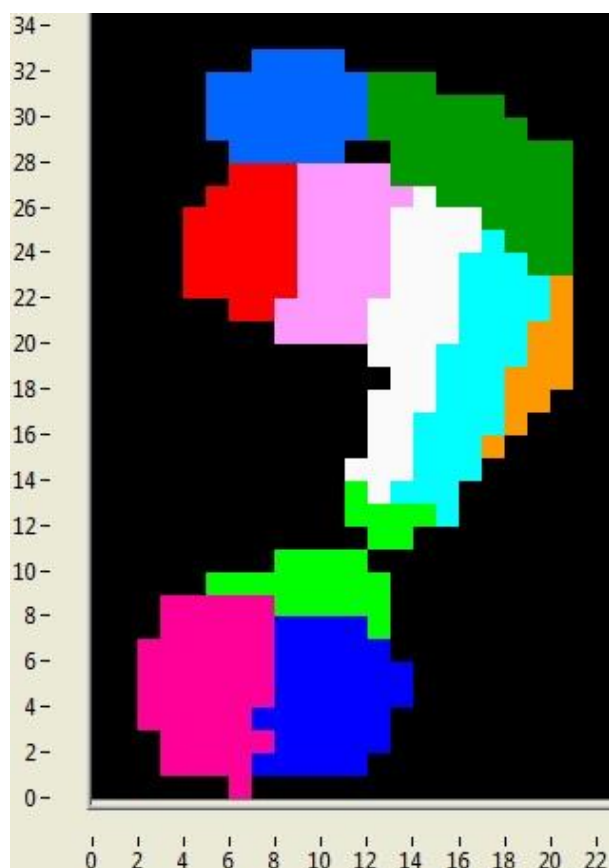
Obrázek 27 Výchozí pozice u testu funkčního dosahu (Duncan, Weiner, Chandler & Szudenski, 1990, 194).

Vzdálenost byla zaznamenána na škále, umístěné ve výši akromionu probanda, v centimetrech. U provedení byla zaznamenána také strategie, jakou proband zvolil. Několikrát byl test proveden v rámci vyzkoušení pohybu a odhadu doby pohybu, poté byly naměřeny tři platné pokusy.

Harmonogram měření byl v následujícím sledu – zaučení malé nohy a korigovaného stoje + zkouška, první měření na plošině Footscan, intervence, druhé měření na plošině Footscan.

3.2.4 Systém Footscan

K měření byla použita dva metry dlouhá plošina Footscan (RSScan International, Olen, Belgie). Při zaznamenávání dat byla použita frekvence 50 Hz a parametry byly měřeny v následujících oblastech nohy (Obrázek 28):



Obrázek 28 Měřené oblasti nohy:

- | | |
|-------------------------------------|--------------|
| - Toe 1 (palec) | modrá |
| - Toe 2-5 (druhý až pátý prst) | zelená |
| - Metatarsus 1 | červená |
| - Metatarsus 2 | růžová |
| - Metatarsus 3 | bílá |
| - Metatarsus 4 | tyrkysová |
| - Metatarsus 5 | oranžová |
| - Midfoot (středonoží) | fosforová |
| - Heel Medial (vnitřní strana paty) | tmavě růžová |

- Heel Lateral (vnější strana paty) tmavě modrá

Pro jednotlivé oblasti nohy v závislosti na pozici probanda byly měřeny uvedené parametry:

1.) Stoj nekorigovaný, stoj korigovaný s malou nohou

- průměrný tlak

2.) Chůze

- *Max P* maximální tlak v oblasti

- *tMax P* procentuální vyjádření periody od počátečního kontaktu chodidla do okamžiku, kdy došlo k maximálnímu tlaku v oblasti vzhledem k celkové době kontaktu nohy

- *Impuls* vyjádření časového účinku tlaku v oblasti (plocha pod křivkou)

- *%Contact* procentuální vyjádření doby kontaktu oblasti vůči celkové době kontaktu chodidla

3.) Test funkčního dosahu

- rozpětí pohybu COP (Centre of pressure, těžiště)

3.3 Terapie

Předmětem výzkumu byl vliv mobilizace kloubů nohy na rozložení jejích tlaků na kontaktu nohy s podložkou. Výběrový soubor se však sestává z relativně zdravých jedinců bez jakékoliv symptomatologie v oblasti nohou a proto jde spíše o diagnosticko-terapeutický postup vyšetření kloubní vůle (joint play). Nutno podotknout, že technika vyšetření joint play a mobilizace je v podstatě identická. Proto bude dále v textu používáno jen termínu „mobilizace“. V případě nalezení omezené joint play byla kloubní vůle mobilizační technikou opět normalizována. Hlavním účinkem mobilizačních technik pak (mimo obnovu fyziologické kloubní vůle) byla facilitace nohy přes mechanické působení na kloubní receptory jednotlivých kloubů (a vazy k němu přilehlých) s cílem „zlepšení“ resp. „zkvalitnění“ aferentního toku informací z kloubu, potažmo z celé „spící nohy“ (viz úvod). Jelikož je noha proprioceptivně významnou částí těla ovlivňující postavení osového orgánu, stoj a chůzi, vyplatí se věnovat chodidlu pozornost při nejrůznějších typech terapií (Dvořák, 2007).

Jednotlivé klouby byly vyšetřeny a ošetřeny mobilizační technikou (prostou) tak, jak popisuje Lewitt (1996). V jednotlivých kloubech se nejdříve dosáhlo bariéry, ve které bylo provedeno repetitivní pružení. V případě, že byla v kloubu palpačně nalezena zhoršená joint

play, byl proveden translační pohyb v kloubu ve směru omezení tj. s cílem překážku překonat (technika přímá), dokud se joint play neobnovila. Pokud nebyla v kloubu omezená kloubní vůle, byl proveden translační pohyb ve všech možných směrech. Poloha nemocného záleží na mobilizovaném kloubu, a proto bude popsána vždy u konkrétní mobilizační techniky. Postavení terapeuta bylo vždy takové, aby mobilizační pohyb vycházel z celého těla. Te

3.3.1 Obecné zásady mobilizace (prosté)

Dosažení předpětí představuje rozhodující fázi celé techniky. U periferních kloubů (metatarzofalangeálních a interfalangeálních) bylo dosaženo předpětí za současné distrakce. Bariéra (ať už fyziologická či patologická) je vnímána jako první lehký odpor kladený našemu pohybu (Lewitt, 1996). Mobilizace samotná měla být nebolestivá, o čemž byli probandi zpraveni a při náznaku bolesti měli za úkol terapeuta upozornit.

Samotné mobilizaci odpovídá pérující pohyb, kterým dosahujeme extrémní postavení v kloubu. Při opakované mobilizaci na jednom kloubu lze pozorovat, že se rozsah konkrétního pohybu zvětšuje. Lépe je však posun bariéry vidět na kloubu, kde předtím byla blokáda. Ztráta předpětí je první velkou chybou, které je nutno se vyvarovat. Druhou chybou je zvyšování tlaku terapeutem z již dosáhnuté krajní pozice v kloubu. Léčebně důležitější, než samotný tlak terapeuta, je nechat kloub vrátit se do pozice, ze které jsme tlak zvýšili. Jde tedy o dosažení bariéry a její následné povolení. Dochází tak ke zvětšování rozsahu pohybu, nikoliv tlaku terapeuta (Lewitt, 1996).

3.3.2 Mobilizace jednotlivých kloubů nohy

Jednotlivé mobilizační techniky byly všechny prováděny dle Lewitta (1996).

3.3.2.1 Interfalangeální klouby

Proband vleže na zádech, noha přes okraj lehátka. U interfalangeálních kloubů byla provedena distrakce s následnou rotací, dorzoplantárním a laterolaterálním posunem. Ukazovákem a palcem jedné ruky byl fixován proximální článek, prsty druhé ruky by kloub v daném směru mobilizován.

3.3.2.2 Metatarzofalangeální klouby

Proband vleže na zádech, noha přes okraj lehátka. Metatarzofalangeální klouby byly při fixaci příslušné kosti metatarzu mobilizovány distrakcí a tahem do lehké plantární flexe. Prst na spodní straně článku prstu byl použit jako hypomochlion.

Druhou technikou bylo vějířovité roztlačování hlaviček metatarzů dorzálním směrem. Pomocí palců a svalů thenaru ležících na dorzální straně chodidla byly po stranách uchopeny

metatarzální kosti a tlakem přes prsty ležící na plantě (sloužící jako hypamochlion) se hlavičky metatarzů rozevíraly (Obrázek 29).



Obrázek 29 Vějířovité roztláčení hlaviček metatarzů (Lewitt, 1996, 168).

3.3.2.3 Chopartův a Lisfrankův kloub

Proband vleže na zádech, noha přes okraj lehátka. Chopartův a Lisfrankův kloub byl



Obrázek 30 Mobilizace Chopartova, popř. Lisfrancova kloubu (Lewitt, 1996, 168)

mobilizován podle Sachseho (Obrázek 30).

Při mobilizaci *Lisfrankova* kloubu na pravé noze:

- Palcem a prsty fixujeme z dorzální strany ossa cuneiformia a os cuboideum. Levým ukazováčkem zatlačíme na plantu v oblasti bází metatarzů.

Při mobilizaci *Chopartova* kloubu na pravé noze:

- Pravou rukou uchopíme z dorzální strany oba kotníky nohy a talus. Levým ukazováčkem zatlačíme na plantu v oblasti os naviculare a os cuboideum.

Po výše uvedených technikách byla ještě provedena trakční mobilizace kůstek chodidla protřepáváním (Obrázek 31). Proband ležel v poloze na břiše, koleno ve flexi. Kůstka, u které byla prováděna mobilizace, byla kontaktována palci z plantární strany. Plantární flexí se současnou distrakcí bylo dosaženo předpětí a rytmickým protřepáváním chodidla nahoru a dolů byla provedena mobilizace.



Obrázek 31 Trakční mobilizace kůstek nohy protřepáváním (Lewitt, 1996, 169).

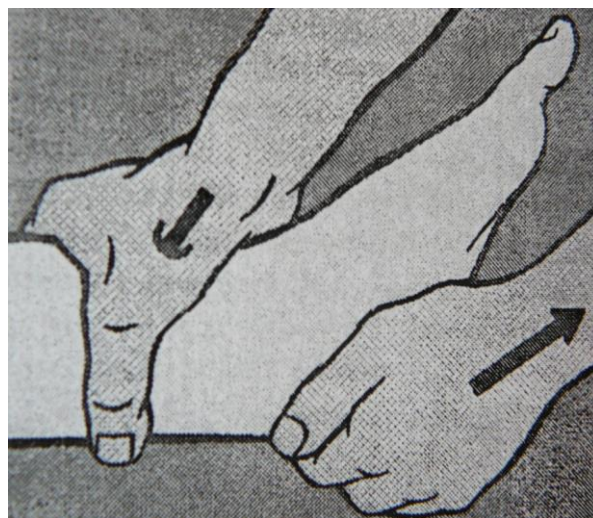
3.3.2.4 Dolní hlezenní kloub

Proband vleže na zádech, noha přes okraj lehátka. U subtalárního kloubu byly použity dvě techniky. Nejdříve byla provedena mobilizace patní kosti proti všem ostatním (Obrázek 32). Jednou rukou ochopíme nárt a druhou rukou pohybujeme patní kostí ve směru supinace, pronace, lateroflexe, plantární a dorzální flexe. Poté byla provedena mobilizace zaměřená na zadní část subtalárního kloubu – distrakční manipulace dolního hlezna (Obrázek 33).

Jednou rukou fixujeme shora holenní kost (těsně nad kotníkem), druhou rukou uchopíme patní kost a dosahujeme předpětí směrem nahoru a distálně.



Obrázek 32 Pohyb paty proti nártu



Obrázek 33 Distrakční manipulace

3.3.2.5 Horní hlezenní kloub

Proband vleže na zádech, koleno ve flexi, pata opřená o lehátko. Mobilizaci horního hlezenního kloubu (Obrázek 34) provádíme posunem bérceových kostí proti talu. Jednou



Obrázek 34 Mobilizace horního hlezenního kloubu (Lewitt, 1996, 170)

rukou uchopíme bércevé kosti nad kotníkem, druhou rukou obejmeme patu a nohu fixujeme v pravém úhlu vzhledem k bérce. Předpětí dosahujeme tlakem na kosti bérce směrem vzad.

3.4 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl použit program Statistica (verze 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Normalita dat byla ověřena testem Kolmogorov-Smirnov. Pro porovnání rozdílů mezi stoji a posouzení efektu intervence byla použita dvoufaktorová analýza rozptylu ANOVA a LSD Fisher Post hoc test. Pro porovnání rozdílů mezi prvním a druhým pokusem chůze a Functional Reach testu a posouzení efektu intervence byla použita jednofaktorová analýza rozptylu ANOVA.

4 Výsledky

Grafy jsou uvedeny pouze u parametrů, kde došlo ke statisticky významné ($p < 0,05$) změně a na základě kterých lze potvrdit, nebo vyvrátit stanovené hypotézy.

4.1 Nekorigovaný stoj

U nekorigovaného stoje byl zkoumanou proměnou průměrný tlak. V uvedených grafech v této podkapitole jsou znázorněny dvě křivky – modrá a červená. Ty reprezentují změny rozložení průměrného tlaku u nekorigovaného stoje (červená) a korigovaného stoje s malou nohou (modrá). Graf pro znázornění změny průměrného tlaku pro oblast 2. až 5. prstu (Toe 2-5) bude uveden v další podkapitole.

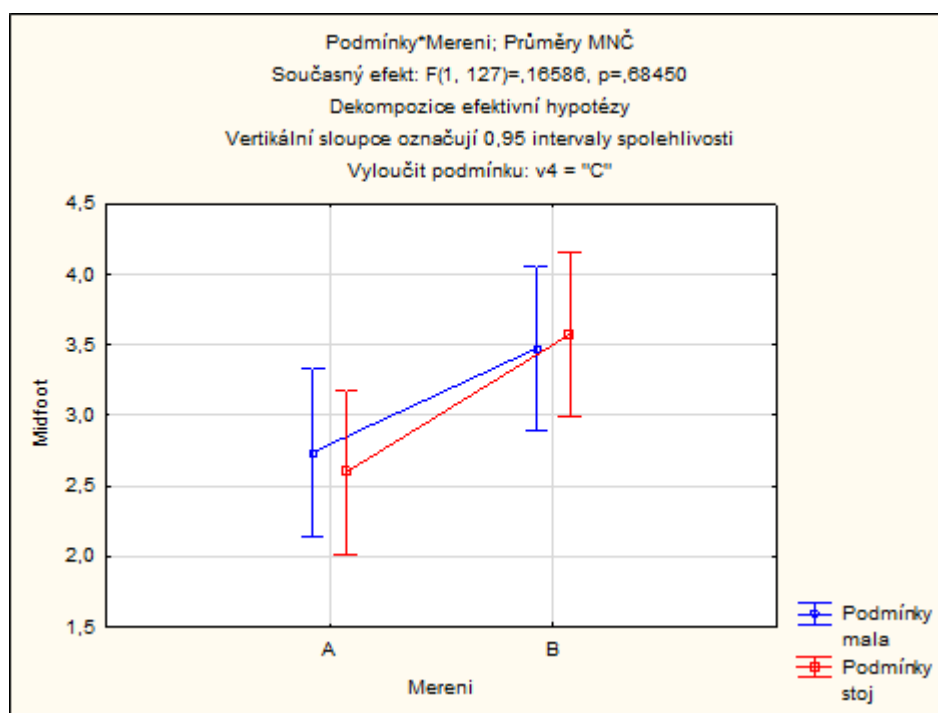
Tabulka 1. Průměrné tlaky v oblastech před a po intervenci při nekorigovaném stoji

Oblast	A		B		p
	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	A x B
Toe 1	1,086	0,903	1,522	1,627	0,217
Toe 2-5	0,461	0,596	4,800	5,144	0,000
Meta 1	2,135	1,149	2,635	2,303	0,308
Meta 2	4,638	1,986	5,320	2,215	0,195
Meta 3	6,504	1,713	6,655	1,976	0,725
Meta 4	6,834	2,264	6,460	2,178	0,531
Meta 5	4,774	2,183	4,679	2,403	0,875
Midfoot	2,597	1,748	3,575	2,022	0,021
Heel Medial	9,553	3,375	7,388	3,237	0,006
Heel Lateral	8,316	3,173	7,139	2,482	0,075

Vysvětlivky: A měření před intervencí
B měření po intervenci
p hladina významnosti; $p < 0,05$

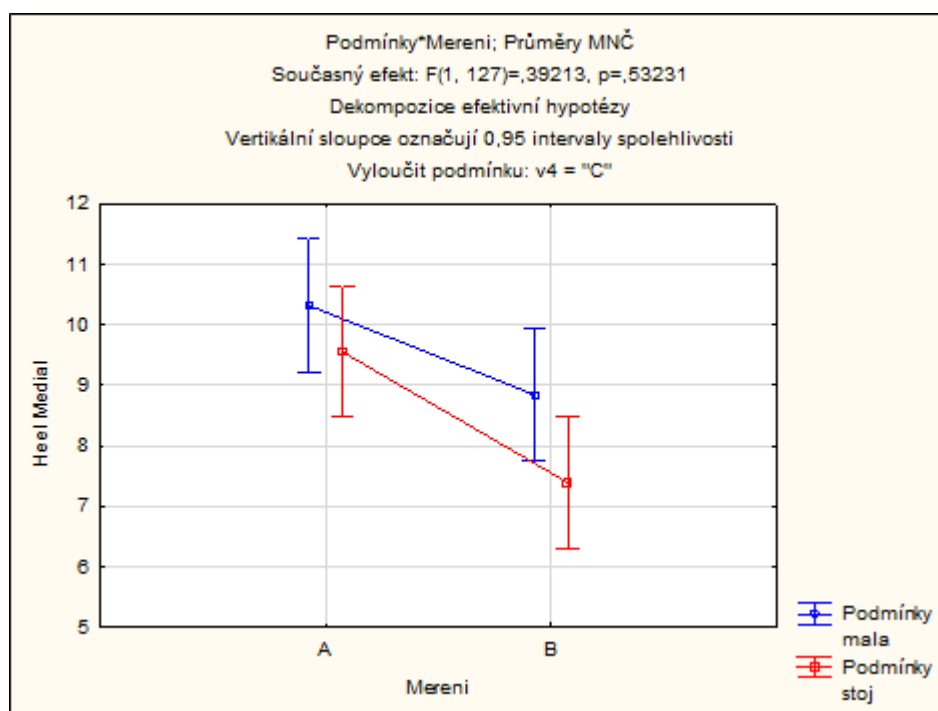
Po intervenci byla statisticky významná změna průměrného tlaku v oblasti prstů (Toe 2 až 5), středonoží (Midfoot) a mediální části paty (Heel Medial) (viz Tabulka 1). V oblasti 2. až 5. prstu a středonoží došlo ke zvýšení průměrného tlaku při nekorigovaném stoji (viz Graf 1), v oblasti mediální části paty naopak k jeho snížení (viz Graf 2).

Graf 1. Zvýšení průměrného tlaku v oblasti středonoží (Midfoot)



Vysvětlivky: A průměrný tlak před intervencí
 B průměrný tlak po intervenci
 červená, modrá nekorigovaný stoj, korigovaný stoj

Graf 2. Snížení průměrného tlaku v oblasti mediální části paty (Heel medial)



Vysvětlivky:	A	průměrný tlak před intervencí
	B	průměrný tlak po intervenci
	červená, modrá	nekorigovaný stoj, korigovaný stoj

4.2 Korigovaný stoj s malou nohou

U korigovaného stoje s malou nohou byl zkoumán parametr průměrný tlak.

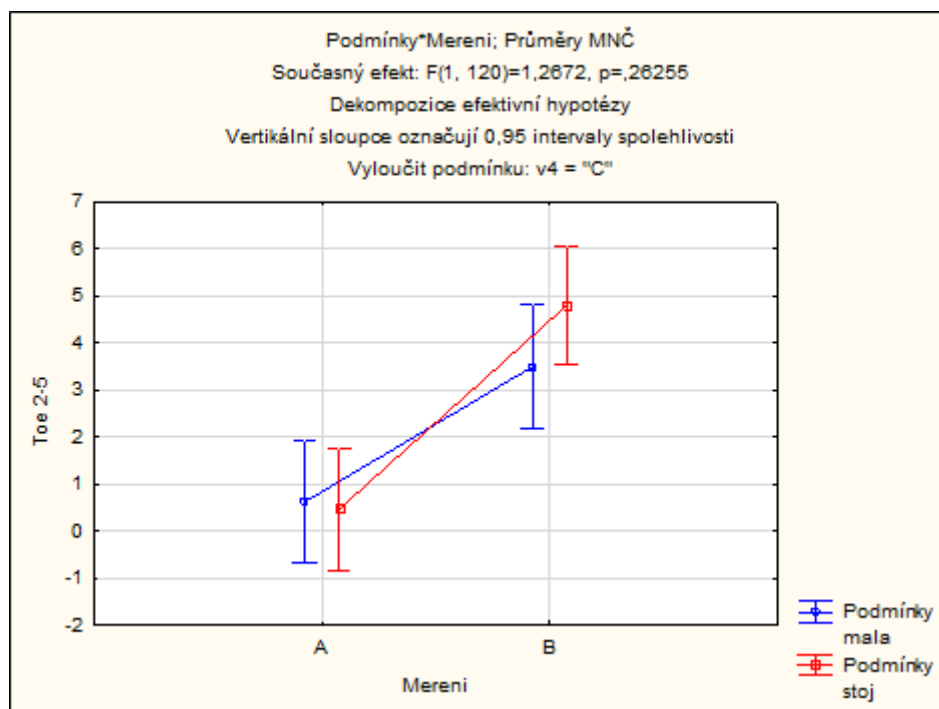
Tabulka 2. Průměrné tlaky v oblastech před a po intervenci při korigovaném stoji s malou nohou

Oblast	A		B		p
	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	A x B
Toe 1	1,838	1,433	1,834	1,466	0,992
Toe 2-5	0,618	0,643	3,494	4,994	0,003
Meta 1	2,834	2,009	3,283	2,256	0,364
Meta 2	3,806	1,982	4,381	2,284	0,276
Meta 3	4,737	1,728	4,827	1,485	0,835
Meta 4	6,557	2,351	6,890	2,748	0,576
Meta 5	5,586	2,576	6,235	2,527	0,283
Midfoot	2,739	1,315	3,474	1,619	0,083
Heel Medial	10,319	2,832	8,844	3,120	0,061
Heel Lateral	9,073	2,557	7,952	2,378	0,093

Vysvětlivky:	A průměr	průměrný tlak před intervencí
	B průměr	průměrný tlak po intervenci
	p	hladina významnosti; $p < 0,05$

Po intervenci nastala při korigovaném stoji s malou nohou statisticky významná změna v průměrném zatížení v oblasti 2. až 5. prstu. Došlo k výraznému zvětšení průměrného tlaku v této oblasti (viz Tabulka 2, Graf 3).

Graf 3. Zvýšení průměrného tlaku při nekorigovaném stoji a korigovaném stoji s malou nohou v oblasti 2. až 5. prstu



Vysvětlivky:

A	průměrný tlak před intervencí
B	průměrný tlak po intervenci
červená	nekorigovaný stoj
modrá	korigovaný stoj s malou nohou

4.3 Srovnání obou pozic

U srovnání nekorigovaného stoje a korigovaného stoje s malou nohou byl zkoumaným parametrem opět průměrný tlak v jednotlivých oblastech. Naměřená data z obou pozic byla porovnána před i po terapii (viz Tabulka 3 a 4).

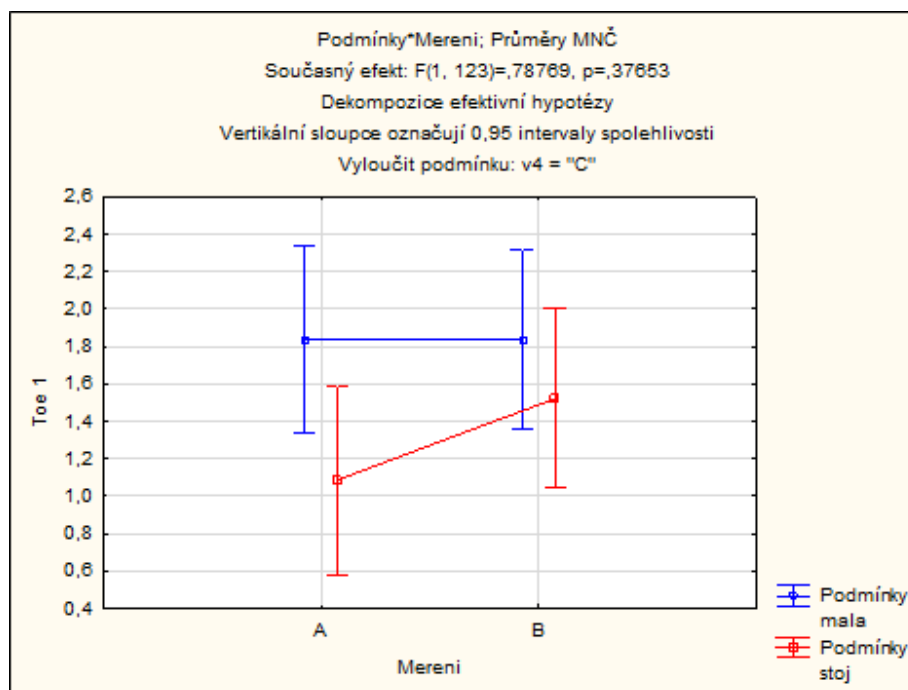
Před intervencí byly naměřeny statisticky významné rozdíly mezi průměrnými tlaky v oblasti palce (Toe 1) a třetího metatarzu (Meta 3), viz tabulka 3. V oblasti palce byl průměrný tlak u nekorigovaného stoje menší, než u korigovaného stoje s malou nohou (viz Graf 4). V oblasti třetího metatarzu byl průměrný tlak u nekorigovaného stoje větší než u korigovaného stoje s malou nohou (viz Graf 5).

Tabulka 3. Srovnání průměrných tlaků při nekorigovaném stoji a korigovaném stoji s malou nohou před intervencí

Oblast	Stoj		Malá noha		p
	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Stoj x Malá noha
Toe 1	1,086	0,903	1,838	1,433	0,037
Toe 2-5	0,461	0,596	0,618	0,643	0,865
Meta 1	2,135	1,149	2,834	2,009	0,158
Meta 2	4,638	1,986	3,806	1,982	0,116
Meta 3	6,504	1,713	4,737	1,728	0,000
Meta 4	6,834	2,264	6,557	2,351	0,642
Meta 5	4,774	2,183	5,586	2,576	0,183
Midfoot	2,597	1,748	2,739	1,315	0,738
Heel Medial	9,553	3,375	10,319	2,832	0,329
Heel Lateral	8,316	3,173	9,073	2,557	0,255

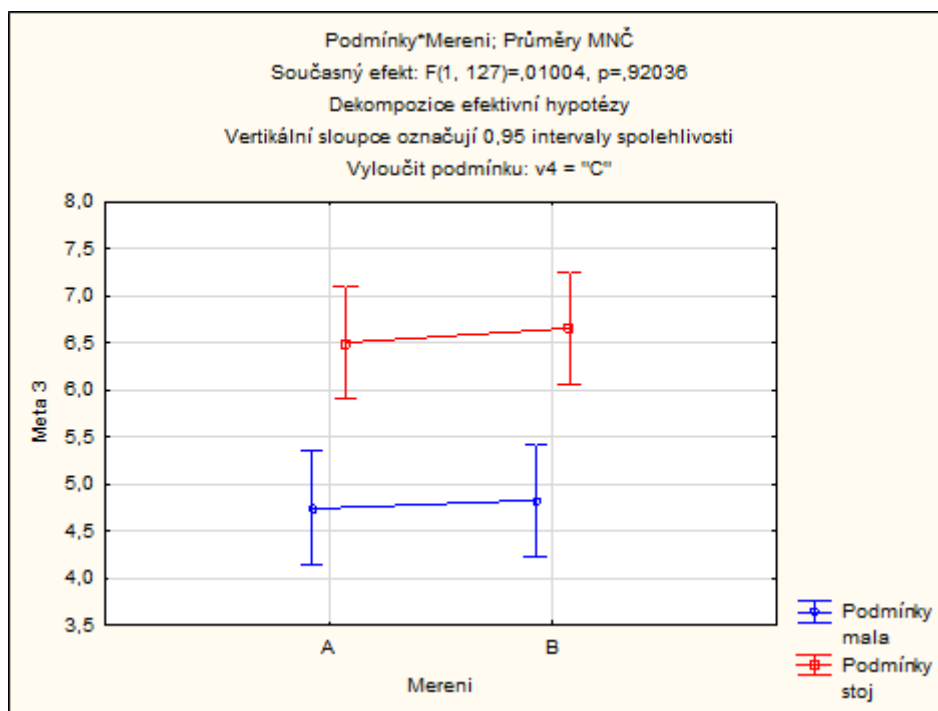
Vysvětlivky: p statistická významnost; $p < 0,05$

Graf 4. Srovnání hodnot průměrného tlaku při nekorigovaném stoji a korigovaném stoji s malou nohou v oblasti palce (Toe 1) před intervencí



Vysvětlivky: A / B průměrný tlak před / po intervenci
 červená / modrá nekorigovaný stoj / korigovaný stoj

Graf 5. Srovnání hodnot průměrného tlaku při nekorigovaném stoji a korigovaném stoji s malou nohou v oblasti třetího metatarzu (Meta 3) před intervencí



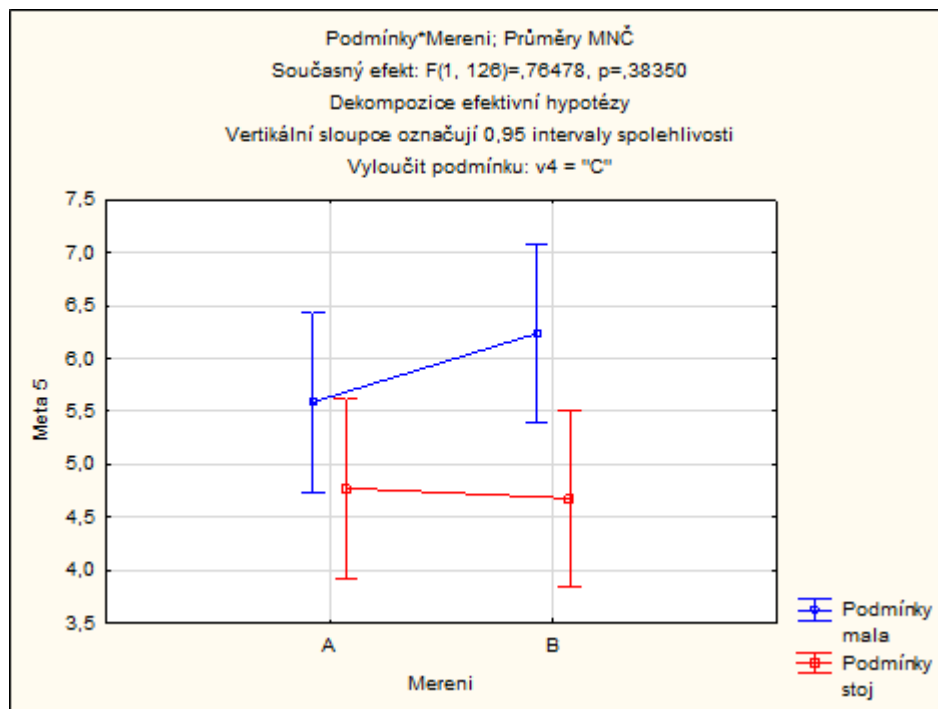
Vysvětlivky: A / B průměrný tlak před / po intervenci
 červená / modrá nekorigovaný stoj / korigovaný stoj

Tabulka 4. Srovnání průměrných tlaků při nekorigovaném stoji a korigovaném stoji s malou nohou po intervenci

Oblast	Stoj		Malá noha		p
	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Stoj x Malá noha
Toe 1	1,522	1,627	1,834	1,466	0,364
Toe 2-5	4,800	5,144	3,494	4,994	0,158
Meta 1	2,635	2,303	3,283	2,256	0,187
Meta 2	5,320	2,215	4,381	2,284	0,075
Meta 3	6,655	1,976	4,827	1,485	0,000
Meta 4	6,460	2,178	6,890	2,748	0,471
Meta 5	4,679	2,403	6,235	2,527	0,010
Midfoot	3,575	2,022	3,474	1,619	0,810
Heel Medial	7,388	3,237	8,844	3,120	0,063
Heel Lateral	7,139	2,482	7,952	2,378	0,218

Vysvětlivky: p statistická významnost; $p < 0,05$

Graf 6. Srovnání hodnot průměrného tlaku při nekorigovaném stoji a korigovaném stoji s malou nohou v oblasti pátého metatarzu (Meta 5)



Vysvětlivky: A průměrný tlak před intervencí
B průměrný tlak po intervenci
červená nekorigovaný stoj
modrá korigovaná stoj s malou nohou

Po intervenci byly nalezeny statisticky významné rozdíly v průměrném tlaku v oblastech třetího metatarzu (Meta 3) a pátého metatarzu (Meta 5) (viz Tabulka 4). V oblasti třetího metatarzu byl u nekorigovaného stoje průměrný tlak větší, než u korigovaného stoje s malou nohou (viz Graf 5). V oblasti pátého metatarzu byl u nekorigovaného stoje průměrný tlak menší, než u korigovaného stoje s malou nohou (viz Graf 6).

4.4 Chůze

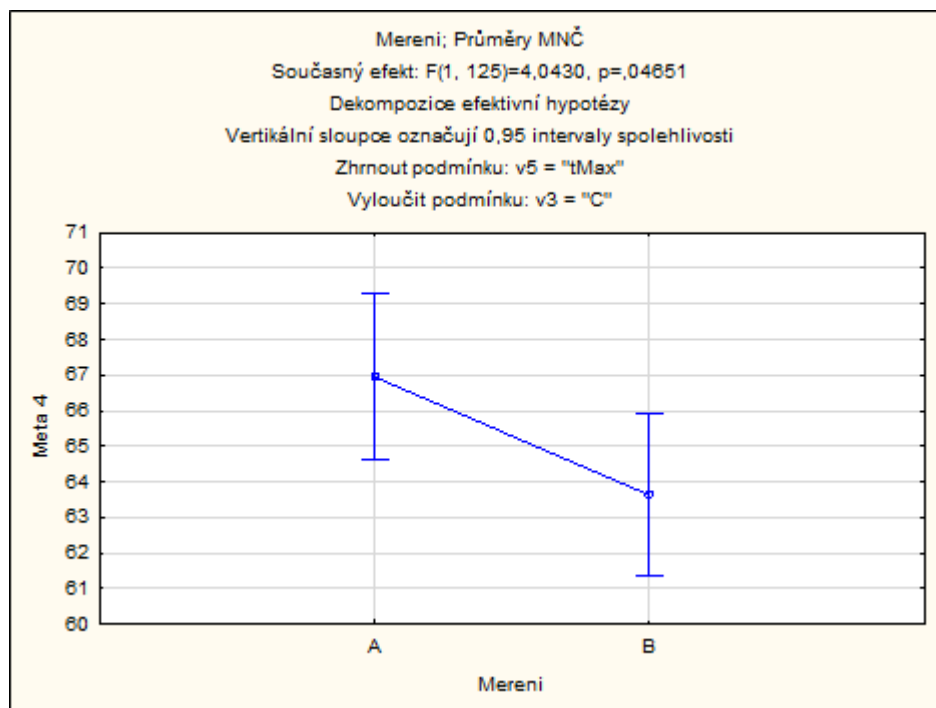
U chůze byly zkoumány čtyři parametry: %Contact, Impuls, Max P a tMax P. Ke statisticky významné změně došlo pouze u parametru tMax P v oblasti čtvrtého metatarzu (Meta 4) (viz Tabulka 5, Graf 7).

Tabulka 5. Hodnoty tMax P při chůzi před a po intervenci

	A		B		
Oblast	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	p
Toe 1	79,101	3,758	78,634	3,937	0,489
Toe 2-5	79,371	4,125	78,880	3,829	0,481
Meta 1	71,032	6,307	71,743	5,740	0,501
Meta 2	75,517	3,441	75,070	4,076	0,498
Meta 3	74,215	3,965	72,900	4,979	0,096
Meta 4	66,940	7,005	63,623	11,042	0,047
Meta 5	54,930	12,477	52,147	12,672	0,208
Midfoot	28,255	6,603	27,131	6,192	0,317
Heel Medial	18,633	3,539	18,553	3,141	0,891
Heel Lateral	17,734	4,005	17,908	5,208	0,832

Vysvětlivky: A průměr tMax P před intervencí
 B průměr tMax P po intervenci
 p statistická významnost; $p < 0,05$

Graf 7. Snížení hodnoty tMax P v oblasti čtvrtého metatarzu (Meta 4) po intervenci

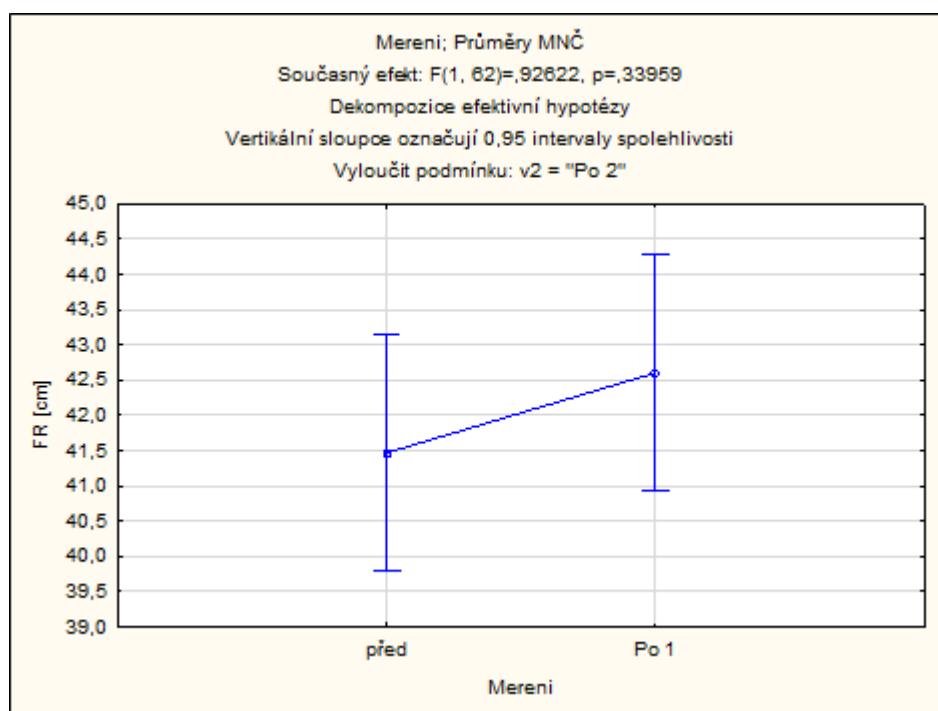


Vysvětlivky: A tMax P před intervencí
 B tMax P po intervenci

4.5 Test funkčního dosahu

U testu funkčního dosahu bylo sledovaným parametrem rozpětí COP při exekuci pohybu. U této pozice nedošlo k žádnému statisticky významnému rozdílu ve sledovaném parametru. Zároveň byl v rámci vyšetření měřen funkční dosah v centimetrech na horizontální škále. Průměrná vzdálenost před intervencí byla 41,5 cm, po intervenci se zvýšila na 42,6 cm (Graf 8).

Graf 8. Zvětšení průměrné vzdálenosti při testu funkčního dosahu



Vysvětlivky: před průměrná vzdálenost před intervencí
 Po1 průměrná vzdálenost po intervenci

Diskuze

I když se tato práce nezabývá typologií nohy, v rámci vyšetření byla podélná a příčná klenba hodnocena. Původním záměrem byla klasifikace podélné a příčné klenby na základě dat naměřených na Footscanu. V souhrnné tabulce vyšetření (Příloha 2) je patrné, že všechny podélné klenby byly normální nebo vysoké (v poměru 1 ku 3). Tyto výsledky jsou pouze orientační, protože byl pro vyhodnocení klenby použit Chipaux-Šmírák index (Razeghi & Batt, 2002), který je však normovaný pro prostý otisk, nikoliv pro systém Footscan. Výsledky ze systému Footscan za použití indexů normovaných na prostý otisk se liší (Urry & Wearing, 2005).

Přidalová, Vorálková, Elfmark a Janura (2004) ve své studii mimo jiné rovněž hodnotili mediální klenbu v podobného souboru probandů (studenti prvních ročníků). K vyhodnocení použili foot index, přesto byly výsledky v jejich studii s našimi podobné (přibližně 80% probandů normální klenba, 20% klenba vysoká). Příčná klenba byla v této studii hodnocena pouze aspekčně (otlaky v oblasti hlaviček metatarzů). V literatuře jsou převážně uváděny indexy pro hodnocení podélné klenby, nebo podélné i příčné najednou. Samotnou příčnou klenbu hodnotí například Wejsflog index nebo heel angle (Puszczalowska-Lizis, 2011). Pro přesnější diagnostiku v této oblasti by bylo lepší využít prostého otisku a k vyhodnocení index, který je na tuto metodu normovaný. Sakalauskaite a Satkunskiene (2012) však poukazují na to, že určení typu nohy pomocí Clarkova úhlu, Chipaux-Šmírák indexu, Staheli indexu nebo arch indexu nejsou spolehlivé.

V kapitole 2.2 je uvedeno šest hypotéz, které budou na základě presentovaných výsledků této studie vyvráceny, nebo potvrzeny.

H₀₁ Rozložení tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou se při nekorigovaném stojí před a po mobilizaci kloubů nohy neliší.

Po mobilizaci kloubů nohy nastaly statisticky významné změny v rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou. V oblasti 2. až 5. prstu a středonoží došlo k výraznému zvětšení průměrného tlaku. V oblasti mediální strany paty došlo k poklesu průměrného tlaku. Při pozici „nekorigovaný stoj“ došlo ke změně ve třech oblastech chodidla, což je (co do počtu významných změn v oblastech) nejvíce vzhledem k ostatním zkoumaným pozicím. Z tohoto můžeme tedy usuzovat, že terapie měla největší vliv na rozložení tlaků nohy na kontaktu s podložkou při statické aktivitě. Z biomechanického hlediska by se tyto výsledky daly interpretovat jako zvýraznění supinace v subtalárním kloubu (tzn. odlehčení mediální strany) čemuž by odpovídalo přitlačení k podložce v oblasti středonoží (oblast Chopartova kloubu).

Reakční síla podložky působí na tranverzotarzální kloub pronačně, takže tyto změny by pak přispívaly k zaujmutí „uzamknutého“ Chopartova kloubu.

Pokud se v Tabulce 1 podíváme na hodnoty před a po intervenci, v oblasti metatarzů se hodnoty v podstatě nezměnili. U oblasti paty, středonoží, palce a prstů však ke změně došlo. Přestože tyto změny nejsou statisticky významné, průměrný tlak má „tendenci“ k přesunu z oblasti paty dopředu, na oblast středonoží, palce a prstů. Při pouhé větší aktivaci flexorů prstů a palce by se dalo předpokládat zvětšení tlaků jak v oblastech prstů, tak v oblasti paty (přiblížení pilířů podélného klenutí nohy k sobě), nikoliv pouze v oblasti prstů. Ve studii Pertille et al. (2012) byl pozorován vliv mobilizace horního hlezenního kloubu na rovnováhu u seniorek. Z výsledků studie vyplývá, že mobilizace talokrurálního kloubu nemá u seniorek na rovnováhu vliv. Vaillant et al. (2008) naopak ve své studii (rovněž u seniorů) vliv mobilizace kloubů nohy a hlezna na posturální stabilitu potvrzuje. Zkoumal pohyby COP ve stoji 10 vteřin po vyřazení zrakové kontroly. Před terapií došlo při vyřazení zrakové kontroly ke zvětšení titubací ve všech směrech, zatímco po terapii zůstaly titubace ve stejném rozpětí, jako u stoje se zrakovou kontrolou. Rozdílné výsledky těchto studií se dají přičíst vytvoření větší aferentní salvy z oblasti nohou při mobilizaci většího počtu kloubů.

V dostupné literatuře byl však zkoumán obvykle rozsah titubací, nikoliv posun tlaků (změna polohy COP), jako v naší studii. Na základě statisticky významných změn v uvedených oblastech a „tendenci“ k přesunu průměrných tlaků z paty do anteriornějších částí chodidla lze tedy usuzovat na posun COP směrem dopředu.

Hypotézu H_{01} lze na základě stanoveného kritéria **zamítnout**.

H_{02} *Rozložení tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou se při korigovaném stoji s malou nohou před a po mobilizaci kloubů nohy neliší.*

Malá noha (v zahraniční literatuře „short foot“) je označení pro cvik, kdy má proband za úkol zkrátit délku a šířku chodidla za pomoci aktivace krátkých svalů nohy, především m. quadratus plantae. Cílem je tedy zvýraznění klenutí příčného i podélného (Janda & Vávrová, 1992; McKeon, Hertel, Bramble & Davis, 2014). Teoreticky by se průměrný tlak měl soustředit do oblastí hlaviček I. a V. metatarzu a oblasti paty, čímž by se tvar nohy přiblížil tripodnímu modelu nohy dle Kapandjiho (1991).

V pozici korigovaného stoje s malou nohou došlo po intervenci k statisticky významnému zvýšení tlaku v oblasti 2. až 5. prstu. V této oblasti by však ke změně ve smyslu zvětšení tlaku dojít nemělo, poněvadž správné zaujmutí malé nohy je s volně

položenými prsty na podložce (Janda, & Vávrová, 1992). Tato změna se tak dá přičíst nesprávnému provedení samotné malé nohy, při níž probandi nohu neudržovali pomocí m. quadratus plantae, nýbrž aktivací flexorů prstů. Technika malé nohy sama o sobě není jednoduchá a můžeme předpokládat, že po dlouhodobějším tréninku a lepším zvládnutí techniky malé nohy (prsty volně položeny, tlak v oblasti hlavičky I. a V. metatarzu) by průměrný tlak v oblasti prstů klesl.

Z pohledu na velikosti naměřených průměrných tlaků v Tabulce 2 můžeme stejně jako u nekorigovaného stoje usuzovat na přesun COP směrem anteriorním. Tento posun by mohl být způsoben samotným pokrčením v kolenou. Vlivu polohy kolene na subtalární kloub a posun COP se ve své studii věnoval Vařeka (2004). Došel k závěru, že při stoji na jedné noze dojde při flexi v koleni k posunu COP mediálním směrem. Toto pravidlo je vysoce signifikantní při současném posunu COP anteriorně. To znamená, že pokud se při flexi kolene posune COP anteriorně, posune se zároveň i mediálně. Při posunu COP mediálním směrem však není prevalence mezi současným posunem vpřed nebo vzad. Anteriorní posun COP může být v korigovaném stoji (mírné pokrčení kolenou) s malou nohou způsoben samotnou semiflexí v kolenních kloubech. Lopez-Rodriguez, de-las-Penas, Alburquerque-Sendín, Rodriguez-Blanco a Palomeque-del-Cerro (2007) ve své studii u probandů s prodělaným výronem kotníku došli k podobným závěrům, jako v naší studii. Po manipulaci v oblasti talu zaznamenali posun celkového zatížení směrem anteriorním. Signifikantní vliv na COG (Center Of Gravity) však negují.

Z údajů v tabulce 2 vyplývá, že největší zatížení po terapii je na patě, laterální straně chodidla (IV. a V. metatarz) a prstech (2. až 5.). Celkové zvýšení v laterální oblasti nohy se dá vysvětlit tím, že u korigovaného stoje se snažili probandi lehce vytlačit pokrčená kolena k zevní straně chodidel. To se na základě charakteristiky této pozice dalo očekávat, ovšem malé zatížení v oblasti prvního metatarzu opět svědčí pro pouze částečné zvládnutí techniky malé nohy.

Hypotézu H_{02} lze na základě určeného kritéria **zamítnout**.

H_{03} *Rozložení tlaků se při chůzi před a po mobilizaci kloubů nohy neliší.*

Po intervenci byl zaznamenán statisticky významný rozdíl v parametru tMax P. Tento parametr procentuálně charakterizuje periodu od počátečního kontaktu chodidla do okamžiku, kdy nastane v dané oblasti maximum tlaku vzhledem k celkové době kontaktu nohy s podložkou (100%). Po mobilizaci došlo v oblasti čtvrtého metatarzu k poklesu tMax P z původně naměřených 66,9% na 63,6%. Znamená to, že v dané oblasti dosáhl tlak svého

maxima dříve, než před intervencí. Z tohoto výsledku lze usuzovat, že po mobilizaci kloubů nohy došlo při chůzi k rychlejšímu zatížení oblasti čtvrtého metatarzu. Statistické významnosti na hladině 5% se blíží i hodnota v oblasti třetího metatarzu. Analýzu chůze po intervenci (techniky měkkých tkání, mobilizace, cvičení na neurofyziologickém podkladě) provedli ve své studii například Procházková, Teplá, Svoboda Juráková a Janura (2014) u baletních tanečnic. U probandů naměřili významně vyšší tMax P než u kontrolní skupiny (před i po intervenci), ovšem signifikantní rozdíl v tomto parametru po intervenci nebyl.

Rychlejší dosažení maxima tlaku v této oblasti můžeme přisoudit povolení bariéry měkkých tkání způsobeným mobilizační technikou. Z naměřených dat lze také vyčíst postupné zatěžování nohy při chůzi v pořadí laterální oblast paty, mediální oblast paty, středonoží, oblast pátého, čtvrtého, prvního, třetího a druhého metatarzu, palec, prsty.

První, čtvrtý a pátý metatarz dosáhli maxima tlaku dříve, než druhý a třetí metatarz. V oblasti druhého a třetího metatarzu byl však maximální tlak z těchto pěti oblastí nejvyšší. Dle našich výsledků se tak dá říct, že při dynamickém zatížení je příčná klenba prohnutá směrem plantárním. Tyto výsledky se shodují se závěry ve studii Daentzera, Wülkera a Zimmermanna (1997).

Hypotézu H_{03} lze na základě určeného kritéria **potvrdit**.

H_{04} Po intervenci se rozložení tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou při testu funkčního dosahu nezmění.

Test funkčního dosahu vypovídá o dynamické stabilitě probandů. Jak bylo krátce zmíněno ve výsledcích, v této pozici jsme po intervenci nezaznamenali žádné statisticky významné rozdíly v rozsahu pohybu COP. V rámci dosažené vzdálenosti paží došlo ke zvětšení průměrného dosahu probandů ze 41,5 cm na 42,6 cm. Rozdíl byl tedy 1,1 cm, avšak nebyl statisticky významný. Tento výsledek by se dal interpretovat jako zlepšení dynamické stability. Z pozorování během měření však spíše usuzujeme na osvojení si techniky provedení testu spolu s možností chyby v počátečním nastavení ramenního pletence horní končetiny vykonávající test. Přestože došlo ke korekci postavení ramenního kloubu před provedením testu, nelze vyloučit drobné přenastavení samotným probandem ve smyslu větší retrakce ve startovní pozici testu. Měření dosahu v centimetrech bylo prováděno jedním terapeutem, který hodnotu hlásil k zapsání asistentovi. Proband tak hned věděl, jakého výsledku dosáhl, což ho mohlo motivovat k výše uvedeným pohybům za účelem zlepšení výsledku. Lepší výpovědní hodnotu by tedy podle nás naměřené hodnoty měly, pokud by je proband po dokončení jednotlivých pokusů nevěděl.

Hypotézu H₀₄ lze na základě stanoveného kritéria **potvrdit**.

H₀₅ *Při nekorigovaném stoji se rozložení tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou vůči korigovanému stoji s malou nohou neliší.*

H₀₆ *Po mobilizaci kloubů nohy se při nekorigovaném stoji rozložení tlaků nohy na kontaktu nohy s podložkou vůči korigovanému stoji s malou nohou neliší.*

Přestože při korigovaném stoji nebyla technika malé nohy probandy zvládnuta optimálně, došlo ke změně v rozložení průměrných tlaků před i po terapii. Před terapií byly zjištěny statisticky významné rozdíly v oblasti palce a třetího metatarzu. Při aktivaci malé nohy byl průměrný tlak v oblasti palce vyšší, než při nekorigovaném stoji. Tuto skutečnost lze opět vysvětlit nesprávným zvládnutím malé nohy, kdy probandi nedrželi malou nohu s maximem zatížení v oblasti hlavičky I. a V. metatarzu hlavně pomocí m. quadratus plantae, nýbrž za pomoci flexorů palce (prstů). V oblasti třetího metatarzu došlo při aktivaci k významnému odlehčení. Při interpretaci průměrných tlaků v oblasti třetího metatarzu je však nutné podotknout, že se nejedná jen o oblast příčné klenby, nýbrž o celý paprsek (viz Obrázek 29). Proximálnější část paprsku tak vypovídá i o podélném klenutí nohy. Snížení průměrného tlaku v této oblasti tak můžeme interpretovat jako zvýraznění dorzálního klenutí podélné i příčné klenby.

Po terapii jsme již významný rozdíl v oblasti palce nepozorovali (při nekorigovaném stoji se zatížení palce zvýšilo, nikoliv však na hladině statistické významnosti). V oblasti třetího metatarzu zůstalo při korigovaném stoji s malou nohou zatížení statisticky významně nižší. Naopak v oblasti pátého metatarzu došlo ke statisticky významnému zvětšení zatížení vzhledem k nekorigovanému stoji.

Z uvedených rozdílů můžeme vyvodit závěr, že při korigovaném stoji s aktivací malé nohy došlo už po krátkém zaučení ke zvětšení podélného i příčného klenutí vzhledem k nekorigovanému stoji. Po terapii navíc k většímu zatížení laterální strany nohy. Lewitt & Lepšíková (2008) ve své studii uvádí, že již pouhý povel „vnímejte vnější hranu nohy“ (tedy oblast 5. metatarzu) u chůze vede ke zlepšení parametrů popisujících podélnou klenbu nohy. Na základě shody s uvedenou studií lze konstatovat, že mobilizace kloubů nohy pozitivně ovlivňuje aktivaci malé nohy s následným zvýrazněním podélného i příčného klenutí nohy ve statické pozici. Ve studii Lynna, Padilla a Tsanga (2012) hodnotili vliv čtyřtýdenního cvičení malé nohy na výšku mediálního oblouku (měřeno vzdáleností os naviculare od země), statickou a dynamickou rovnováhu. Po tomto tréninku se ukázalo statisticky

významné zlepšení dynamické rovnováhy při stožení na jedné noze. Výška mediálního oblouku významně ovlivněna nebyla.

Na základě stanoveného kritéria lze hypotézy H_{05} i H_{06} **zamítnout**.

Výzkumná otázka: Nachází se oblast nejvyššího zatížení nohy v nekorigovaném stožení pod hlavičkami I. a V. metatarzu a pod patou?

Výsledky průměrných tlaků v jednotlivých oblastech při nekorigovaném stožení před i po intervenci jsou shrnuty v Tabulce 1. Statisticky významné změny v naměřených hodnotách byly již diskutovány u hypotézy H_{01} (viz výše). Při porovnání jednotlivých hodnot dojdeme k závěru, že tři oblasti s nejvyšším zatížením jsou pata (mediální i laterální), třetí a čtvrtý metatarz. K podobným výsledkům došli například Fernandez-Seguin, Mancha, Rodriguez, Martinez, Martin a Ortega (2014) nebo Bryant, Tinley a Singer (1999). Ti naměřili největší průměrný tlak rovněž v oblastech paty, třetího a nikoliv čtvrtého, ale druhého metatarzu. Ještě vyšší hodnoty ve stejných oblastech pak v první uvedené studii naměřili u probandů s vysokou nohou (cavus foot).

V této práci byly popsány klenby nohy tak, jak uvádí Kapandji (1991). Pilíře oblouků v přední části nohy reprezentují oblasti I. a V. metatarzu. Tento model tříbodové opory je však dle Vařeky a Vařekové (2009) velmi zjednodušený a nezohledňuje dynamické změny při zatížení končetiny v krokovém cyklu. V zahraničí je tento koncept už dlouho překonán. Propracovanější typologie, která nahlíží na nohu jako na dynamický komplex, je typologie nohy dle Roota. Její důležitou součástí je definování pojmu „neutrální postavení subtalárního kloubu“. Jedná se o pozici, ve které není noha ani v supinaci, ani v pronaci za současného uzamčení předonoží pronací v Chopartově kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009). Před intervencí byla oblast s největším průměrným tlakem mediální část paty ($9,6 \text{ Ncm}^2$ oproti $8,3 \text{ Ncm}^2$ na laterální části). Z většího tlaku na mediální straně paty lze usuzovat na valgózní postavení paty. Po terapii se průměrný tlak v obou částech paty v podstatě srovnal, což by se dalo interpretovat jako posun k neutrální pozici v subtalárním kloubu.

Při srovnání oblastí s předpokládanými největšími průměrnými tlaky (pata, první a pátý metatarz) dle modelu tříbodové opory s naměřenými hodnotami v naší studii lze tedy konstatovat, že oblasti s největším zatížením tomuto modelu neodpovídají.

Z názvu této práce je patrné, že intervence byla reprezentována mobilizací kloubů nohy dle Lewitta (1996). Jak už bylo naznačeno v kapitole 3.3, u zdravých jedinců, resp. u kloubů, kde se blokáda nenachází, však nemůže jít o mobilizaci, protože v podstatě není co mobilizovat. Během terapie však byly nalezeny klouby s omezenou joint play především

v oblasti metatarzofalangeálních a interfalangeálních kloubů. Méně často potom byly nalezeny stranové rozdíly při orientační zkoušce rotace nohy kolem své dlouhé osy, jež svědčí o dysfunkci jednoho nebo více kloubů nohy. Jelikož byly tyto funkční změny zaznamenány u zdravých jedinců, potom by termín „spící nohy“ mohl být jedním z vysvětlení nálezů. Dosažené změny přisuzujeme zlepšení aferentace ze „spících nohou“ jinak zdravých probandů pomocí mechanického působení na kloubní receptory. Až na výjimky probandi vnímali terapii velmi příjemně, přirovnávali ji k masáži. Exteroceptivní stimulace při uchopování nohy pro terapii tedy hrála rovněž svou roli. Vliv masážních technik (80 minutová masáž celých dolních končetin obsahující i mobilizace kloubů od kolene distálně) na rozložení tlaků na plošce nohy při diabetické neuropatii zkoumali ve své studii Finch, Pod, Baskwill, Marincola a Becker (2006) a zjistili signifikantní rozdíl v oblasti palce.

Závěr

Po mobilizaci kloubů nohy došlo ke statisticky významným změnám u nekorigovaného stoje a korigovaného stoje s malou nohou. Celkově můžeme na změny průměrných tlaků při nekorigovaném stoji nahlížet jako na tendenci k přenosu hmotnosti na vnější hrany nohou a dopředu. U korigovaného stoje se významně zvýšil tlak v oblasti 2. až 5. prstu, což značí spíše neoptimálně zvládnutou techniku malé nohy s nadměrnou aktivací flexorů prstů nohy. Při posouzení rozdílů průměrných tlaků v rámci dvou pozic – nekorigovaného stoje a korigovaného stoje s malou nohou – došlo před i po intervenci rovněž ke statisticky významným změnám. Před intervencí byly při malé noze významně více aktivovány svaly flektující palec a v oblasti příčné klenby nebyla tolik zatěžována střední část. Po intervenci již rozdíl v oblasti palce pozorován nebyl a ke stále významnému odlehčení v oblasti 3. metatarzu přibylo větší zatížení vnější části nohy.

Z naměřených hodnot v našem výzkumu lze usuzovat na oblasti s nejvyšším průměrným tlakem. Nejvyšší je v oblasti paty (její mediální části) a nejnižší v oblasti středonoží a prstů (včetně oblasti palce). V oblasti metatarzů byl nejvyšší průměrný tlak naměřen u třetího a čtvrtého metatarzu, nižší u druhého a pátého metatarzu, nejnižší pak v oblasti prvního metatarzu.

Souhrn

Cílem této práce bylo posoudit vliv mobilizace kloubů nohy na její rozložení tlaků na kontaktu s podložkou. Jedním z teoretických východisek pro vznik této práce byla inspirativní přednáška MUDr. Pavola Skalky, jenž na ní hovořil o tzv. spící noze. Tato noha je výsledkem utlumení a omezení podnětů pro nohu, čímž se mění kvalita aferentních signálů vysílaných k mozku z této oblasti těla. To může mít za následek vznik změn jak v oblasti nohy, tak ve vzdálených segmentech pohybového systému lidského těla. Práce je rozdělena do dvou hlavních částí – teoretické a praktické (výzkumné).

Teoretická část je zaměřena na několik hlavních témat. V úvodu této části je zmíněn prenatální vývoj nohy, jenž je později v textu doplněn o popis vývoje postnatálního. Z vývojového hlediska je v textu ještě nahlíženo na klenutí nohy. V rámci popisu „pasivní“ složky pohybového systému jsou v práci uvedeny poznatky o kostech nohy a jejich anatomickém, hlavně však kineziologickém rozdělení, které jednotlivé kosti spojuje do funkčních celků. Spolu s kostmi jsou popsány jednotlivé klouby a s nimi úzce související důležité složky ligamentózního systému. Dále je uvedena anatomie sluvů nohy a bérce včetně jejich funkce a inervace, jež jsou nezbytné pro vhled do problematiky nohy a její funkce.

Druhá polovina teoretické části práce je věnována především biomechanice kloubů nohy a hlezna. Součástí této problematiky je rovněž popis krokového cyklu. Období krokového cyklu, kde dochází k významným změnám pohybů v kloubech nohy, jsou rozepsány podrobněji. Dále pojednávají jednotlivé kapitoly o klenbách nohy a mechanismech jejich udržení. Závěr teoretické části je věnován základní typologii a patologii nohy, včetně její propojení skrze řetězce a smyčky s celým tělem.

Ve výzkumné části práce byly nejdříve stanoveny cíle a hypotézy a byl charakterizován výběrový soubor. V další části je podrobně popsána metodika celého měření, včetně vyšetření před měřením. Data byla naměřena pomocí systému Footscan. Nejdříve jsou v textu popsány jednotlivé pozice, ve kterých byl prováděn výzkum (nekorigovaný stoj, korigovaný stoj s malou nohou, chůze, test funkčního dosahu). Dále byla rozepsána technika, jakou byly jednotlivé klouby mobilizovány (interfalangeální a metatarzofalangeální klouby, Lisfrancův a Chopartův kloub, horní a dolní subtalární kloub). Následně byla data statisticky zpracována.

U nekorigovaného stoje došlo po intervenci ke zvýšení průměrného tlaku v oblasti prstů a v oblasti mediální části paty došlo ke snížení průměrného tlaku. Tlaky v ostatních

oblastech (byť statisticky nevýznamné) a výše popsané významné změny nasvědčují přenosu těžiště směrem dopředu. V pozici korigovaného stoje s malou nohou došlo po intervenci ke zvýšení průměrného tlaku rovněž v oblasti 2. až 5. prstu, což však lze přisoudit neoptimálně zvládnuté technice malé nohy. Pokud porovnáme průměrné tlaky v jednotlivých oblastech těchto dvou pozic mezi sebou, dojdeme k závěru, že mobilizace kloubů nohy napomohla k lepšímu zaujmutí malé nohy. Po intervenci se totiž zvýraznilo odlehčení středu příčné klenby a zatížení vnější části nohy (resp. došlo k „zúžení“ nohy s přenosem váhy na vnější stranu nohy). Terapie však neměla významný vliv na měřené pametry chůze a testu funkčního dosahu.

Summary

The aim of this thesis was to evaluate the influence of mobilization (of certain joints) of the foot on its plantar pressure distribution. The author was inspired by a topic of so called "sleeping foot" discussed in one of MUDr. Pavol Skalka's lectures. This "sleeping foot" is a result of decreased amount of stimuli resulting in lower quality signals heading from foot to central nervous system. That can be a cause of dysfunction appearance in foot area itself, or in other distant areas of musculoskeletal system. The thesis is divided into two main parts – a theoretical and practical part.

The theoretical part is focused on a number of main topics. The prenatal development of a human foot is mentioned at the beginning and is completed with postnatal development later in the text. The origin of arches of the foot is also discussed in this thesis. The "passive" components (bones and ligaments) of the foot are described both anatomically and functionally and as individual bone structures refer to bigger functional units. The "active" components of the foot represented by muscles are mentioned as well as their function and innervation, which is necessary for understanding this very complex topic.

The end of theoretical part is mainly dedicated to biomechanics of the foot. The gait cycle is described as well. The sections of gait cycle, where major moves of joints are underway, are discussed further. Other chapters deal with foot arches and their maintaining (and/or modulating) mechanisms. The end of theoretical part inscribes a typology of the foot and a relationship between the foot and other body segments.

Goals and hypotheses were determined at the beginning of the practical part. The group of subjects as well as a measurement method itself and a pre-measurement examination was described. The data were collected via Footscan system. At first individual investigated positions are being described (a quiet stance, a stance with short foot activated, gait, functional reach test). After that mobilization of the joints is specified in detail (mobilization of interphalangeal, metatarsophalangeal joints, Chopart's and Lisfrank's joint, upper and lower subtalar joint). Collected data were statistically evaluated.

There was an increase of mean pressure in lesser toes area and decrease of mean pressure in medial heel area found after intervention during a quiet stance position. These important changes together with higher overall pressure in midfoot and forefoot areas indicate that the centre of pressure was also shifted forwards after intervention. There was an increase of mean pressure in lesser toes found after intervention during a stance with short foot activated position. This may be caused by non-optimal short foot activation

(shortenning the foot via toes flexor muscles). The mobilization of the foot joints helped subjects to perform the short foot stance better. That can be seen from comparing the mean pressure values from both mentioned positions. The therapy did not influence measured parameters of gait and functional reach test.

Referenční seznam

Abboud, R. J. (2002). Relevant foot biomechanics. *Current Orthopaedics*, 16, 165-179.

Biga, N. (2009). Clinical examination of the foot and ankle. Data collection and interpretation of the pathogenic casual sequence of disorders. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 955, 41-48. Retrieved 6. 4. 2015 from Science Direct database on teh World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S1877056809000504/1-s2.0-S1877056809000504-main.pdf?_tid=e0ff470c-de2f-11e4-8a1b-00000aacb35f&acdnat=1428525974_006cf07460b234752e630738eda29309

Cooper, D. M., Leissring, S. K., & Kernozek, T. W. (in press). Plantar loading and foot-strike pattern changes with speed during barefoot running in those with a natural rearfoot strike pattern while shod. *The Foot*. Retrieved 14. 4. 2015 from Science Direct databas on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0958259215000061/1-s2.0-S0958259215000061-main.pdf?_tid=815cc624-e796-11e4-94fe-00000aab0f26&acdnat=1429559613_6ed67cc323b1365ffb58c4e6c813c287

Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing

Davies, M. B. (2013). Common dosorders of the adult foot and ankle. *Surgery*, 31 (9), 488-494. Retrieved 14. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0263931910001559/1-s2.0-S0263931910001559-main.pdf?_tid=d3e57ee0-e6bf-11e4-a48a-00000aab0f26&acdnat=1429467409_d04ec41490e015afed9cba828853be40

Dawe, E. J. C. & Davis, J. (2011). Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthopaedics and trauma*, 25(4), 279–286. Retrieved 1. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S1877132711000303/1-s2.0-S1877132711000303-main.pdf?_tid=cbcc5420-d94c-11e4-85e4-00000aacb360&acdnat=1427988638_bb74828166ae0d5f2a8bac24d38d274a

Daentzer, D., Wülker, N., & Zimmermann, U. (1997). Observations concerning teh transverse metatarsal arch. *Foot and Angle Surgery*, 3, 15-20.

Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1999). Functional Reach: A New Clinical Measure of Balance. *Journal of Gerontology: Medical sciences*, 45 (6), 197-197. Retrieved 22. 4. 2015 from Google Scholar database on the World Wide Web: <http://geronj.oxfordjournals.org/content/45/6/M192.full.pdf>

Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci

Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing

Fernandéz-Seguín, L. M., Mancha, J. A. D., Rodríguez, R. S., Martínez, E. E., Martín, B. G., & Ortega, J. R. (2014). Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait & Posture*, 39, 789-792.

Finch, P., Pod, D., Baskwill, A., Marincola, F., & Becker, P. (2007). Changes in pedal plantar pressure variability and contact time following massage therapy: A case study of a client with diabetic neuropathy. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11, 295-301. Retrieved 28. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S1360859207000095/1-s2.0-S1360859207000095-main.pdf?_tid=ea74da04-edcf-11e4-a0b9-00000aab0f02&acdnat=1430243977_382155f16629f126f5c47414c61a5548

Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., & Horodyski, M. (2003). Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: An electromyography study. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 42 (6), 327-333.

Hermachová, H. (2001). O kožním vnímání, jeho změnách a ovlivnění. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 8 (4), 183-184.

Hicks, J. H. (1954). The mechanics of the foot II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of Anatomy*, 88 (1), 25-31. Retrieved 8. 4. 2015 from PubMed database on the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1244640/>

Janda, V. et al. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing

Janda, V., & Vávrová, M. (1992). Sensomotorická stimulace – Základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 25 (3), 14-34.

Jastifer, J. R & Gustafson, P. A. (2014). The subtalar joint: Biomechanics and functional representations in literature. *The Foot*, 24, 203-209.

Kamiya, T., Uchiyama, E., Watanabe, K., Suzuki, D., Mineko, F., & Yamashita. T. (2012). Dynamic effect of the tibialis posterior muscle on the arch of the foot during cyclic axial loading. *Clinical Biomechanics*, 27, 962-966. Retrieved 7. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0268003312001313/1-s2.0-S0268003312001313-main.pdf?_tid=7b91584c-dd2b-11e4-8cd3-00000aab0f27&acdnat=1428414135_90aee79edb1d351367a76d49771ed7b6

Kapandji, I. A. (1991). *The Physiology of the Joints, Volume Two, Lower limb. Translated by L. H. Honoré*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Kelly, L. A., Kuitunen, S., Racinais, S., & Cresswell, A. G. (2011). Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*, 27, 46-51. Retrieved 15. 4. 2015 from Science Direct database on teh World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S026800331100194X/1-s2.0-S026800331100194X-main.pdf?_tid=6a9c8c0c-e607-11e4-b58e-00000aacb360&acdnat=1429388205_7897f6928af8d2852df4d585964bd47c

Kolář, P. et al (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Kothari, A., Dixon, P. C., Stebbins, J., Zavatsky, A. B., & Theologis, T. (2015). The relationship between quality of life and foot function in children with flexible flatfeet. *Gait & Posture*, 41, 786-790.

Kudo, S., Hatanaka, Y., Naka, K., & Ito, K. (2014). Flexibility of the transverse arch of the forefoot. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 22(1), 46-51. Retrieved 18. 2. 2015 from PubMed database on the World Wide Web: <http://www.josonline.org/pdf/v22i1p46.pdf>

Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativo, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, 25, 453-462.

Lewitt, K. (1996). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně* (4th ed.). Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně

Lewitt, K. (1999). Stabilizační systém bederní páteře a pánevní dno. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 2, 46-48.

Lewitt, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 3, 99-104.

Lopez-Rodriguez, S., De-las-Penas, C. F., Albuquerque-Sendín, F., Rodriguez-Blanco, C., & Palomeque-del-Cerro, L. (2007) Immediate effects of manipulation of the talocrural joint on stabilometry and baropodometry in patients with ankle sprain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30 (3), 186-192. Retrieved 22. 4. 2015 from Google Scholar database on the World Wide Web: <http://www.alliance-rehabilitation.com/wp-content/themes/alliance/files/ankle/Immediate-Effects-of-Joint-Manipulation.pdf>

Lynn, S. K., Padilla, R. A., & Tsang, K. K. W. (2012). Differences in static- and dynamic-balance task performance after 4 weeks of intrinsic-foot-muscle training: The short-foot exercise versus the towel-curl exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21, 327-333. Retrieved 14. 4. 2015 from EBSCO database on the World wide Web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=14&sid=16da60cc-1991-446d-8339-d5f979e62c05%40sessionmgr112&hid=111>

Maršáková, K., & Pavlů, D. (2012). Diagnostika funkce nohy v denní praxi. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 4, 177-180.

Mattews, J. G. (1998). The developmental anatomy of the foot. *The Foot*, 8, 17-25. Retrieved 21. 2. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0958259298900153/1-s2.0-S0958259298900153-main.pdf?_tid=9d7a3a1e-b959-11e4-8951-00000aab0f6c&acdnat=1424475707_2800182b0401872e916c3286e02b6310

McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2014). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 0, 1-9. Retrieved 6. 4. 2015 from Google Scholar database on the World Wide Web: <http://bjsm.bmj.com/content/early/2014/03/21/bjsports-2013-092690.full.pdf+html>

Medek, V. (2003). Plochá noha dospělých. *Interní medicína pro praxi*, 6, 315-316. Retrieved 12. 4. 2015 from Google Scholar database on the World Wide Web: <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2003/06/09.pdf>

Mickle, K. J., Steele, J. R., & Munro, B. J. (2006). The Feet of Overweight and Obese Young Children: Are They Flat or Fat? *Obesity*, 14 (11), 1949-1953. Retrieved 19. 4. 2015 from Google Scholar database on the World Wide Web: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1038/oby.2006.227/epdf>

Miyazaki, S., Yamamoto, S. (1993). Moment acting at the metatarsophalangeal joints during normal barefoot level walking. *Gait & Posture*, 1, 133-140. Retrieved 8. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/0966636293900545/1-s2.0-0966636293900545-main.pdf?_tid=691249c2-de3b-11e4-aa6d-00000aab0f6c&acdnat=1428530927_5019263d558b8ff6ed6adc3c24d28293

Mulligan, E. P., & Cook, P. G. (2013). Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, 18, 425-430. Retrieved 10. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S1356689X13000362/1-s2.0-S1356689X13000362-main.pdf?_tid=a0b2aaf2-e60b-11e4-af44-00000aacb35f&acdnat=1429390014_08c83bbc35691c0b53b716fbe02c8e38

Okita, N., Meyers, S. A., Challis, J. H., & Sharkey, N. A. (2014). Midtarsal Joint Locking: New Perspectives on an Old Paradigm. *Journal of Orthopaedic Research*, 110-115. Retrieved 8. 4. 2015 from the Google Scholar database on the World Wide Web: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jor.22477/epdf>

Pertille, A., Macedo, A. B., Filho, A. V. D., Rego, E. M., de Figueiredo Arrais, L. D., Negri, J. R., & Teodori, R. M. (2012). Immediate Effects of Bilateral Grade III Mobilization of the Talocrural Joint on the Balance of Elderly Women. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 35 (7), 549-555. Retrieved 20. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0161475412001170/1-s2.0-S0161475412001170-main.pdf?_tid=aeb63276-ecfb-11e4-80e6-00000aacb362&acdnat=1430152825_f2c332f2eefe0a290b540269c11157ec

Procházková, M., Teplá, L., Svoboda, Z., Juráková, E., & Janura, M. (2014). Vliv rehabilitace na dynamické zatížení nohy u baletních tanečníků. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, 21 (2), 56-61. Retrieved 18. 4. 2015 from EBSCO database on the World Wide Web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=12&sid=16da60cc-1991-446d-8339-d5f979e62c05%40sessionmgr112&hid=111>

Přidalová, M., Vorálková, D., Elfmark, M., & Janura, M. (2004). The Evaluation of morphology and foot function. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 34(1), 49-57. Retrieved 19. 2. 2015 from the World Wide Web: http://www.upol.cz/fileadmin/user_upload/Veda/AUPO/AUPO_Gymnica_34-1.pdf

Puszczalowska-Lizis, E. (2011). Correlations between the transverse arch of the foot and chosen morphological characteristics on young adults. *Physiotherapy*, 19(1), 3-9. Retrieved 19. 2. 2015 from EBSCO database on the World Wide Web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=a1db363a-f378-4090-8274-06a00f445875%40sessionmgr4005&vid=6&hid=4211>

Razeghi, M., & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait and Posture*, 15, 282-291. Retrieved 15. 2. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: <http://ac.els-cdn.com/S0966636201001515/1-s2.0->

S0966636201001515-main.pdf?_tid=b8dc13d0-b7c5-11e4-889e-00000aab0f26&acdnat=1424302236_1b7e2870476b6496abfac1f8b635c777

Riddiford-Harland, D. L., Steele, J. R., & Baur, L. A. (2011). Are the feet of obese children fat or flat? Revisiting the debate. *International Journal of Obesity*, 25, 115-120. Retrieved 10. 4. 2015 from EBSCO database on the World wide Web: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=c9727188-076e-4a90-abc3-f32a34d0a850%40sessionmgr4004&vid=0&hid=4204>

Sakalauskaite, R., & Satkunskiene, D. (2012). Inconsistencies of foot type classification. *Education. Physical Training. Sport*, 3(86), 81-86. Retrieved 19. 2. 2015 from EBSCO database on the World Wide Web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=a1db363a-f378-4090-8274-06a00f445875%40sessionmgr4005&vid=2&hid=4211>

Shetty, N. & Bendall, S. (2011). Understanding the gait cycle, as it relates to the foot. *Orthopaedics and Trauma*, 24 (4), 236-240. Retrieved 8. 4. 2015 from Science Direct database on teh World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S1877132711000625/1-s2.0-S1877132711000625-main.pdf?_tid=2f7d865a-de1c-11e4-b36c-00000aab0f6b&acdnat=1428517516_b6251f67848ddb73cb6caadf6e5d60e0

Simonsen, O., Vuust, M., Understrup, B., Hojbjerg, M., Bottcher, S., & Voigt, M. (2009). The transverse forefoot arch demonstrated by a novel X-ray projection. *Foot and Ankle Surgery*, 15, 7-13. Retrieved 6. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S1268773108000556/1-s2.0-S1268773108000556-main.pdf?_tid=1b755f72-dd66-11e4-b32b-00000aacb35f&acdnat=1428439314_1d619f796432eaf90fb0830cabf59f30

Sinělnikov, R. D. (1980). *Atlas anatomie člověka* (3rd ed., Vol. 1). Praha: Avicenum

Song, J., Kane, R., Tango, D. N., Vander Veur, S. S., Furmato, J., Komaroff, E., & Foster, G. D. (2015). Effects of weight loss on foot structure and function in obese adults: A pilot randomized controlled trial. *Gait & Posture*, 41, 86-92. Retrieved 19. 4. 2015 from Science

Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0966636214006778/1-s2.0-S0966636214006778-main.pdf?_tid=851786dc-e6dd-11e4-987b-00000aacb35f&acdnat=1429480162_710d1b42320f15eb3805b179835fe697

Stavlas, P., Grivas, T. B., Michas, C., Vasiliadis, E., & Polyzois, V. (2005). The evolution of foot morphology in children between 6 and 17 years of age: A cross-sectional study based on Footprints in a mediterranean population. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 44 (6), 424-428. Retrieved 19. 4. 2015 from Google Scholar database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S1067251605004825/1-s2.0-S1067251605004825-main.pdf?_tid=6a080778-e6c3-11e4-a7ae-00000aacb35d&acdnat=1429468950_b7717a2598f64c4eec864d7eb15987c9

Stolwijk, N. M., Koenraadt, K. L. M., Louwerens, J. W. K., Grim, D., Duysens, J., & Keijsers, N. L. W. (2014). Foot lengthening and shortening during gait: A parameter to investigate foot function? *Gait & Posture*, 39, 773-777. Retrieved 12. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0966636213006486/1-s2.0-S0966636213006486-main.pdf?_tid=c893a53e-e2b0-11e4-9610-00000aab0f02&acdnat=1429021143_d76d134d1157646c20ab5a98d5b47429

Travell, J. G., & Simons, D. G. (1999). *Volume 2 Myofascial Pain and Dysfunction, The Trigger Point Manual, The Lower Extremities* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins

Tschauner, C., & Kohlmaier, W. (1997). Ultrasonographic evaluation of the transverse metatarsal arch. *Foot and Ankle Surgery*, 3, 41-48. Retrieved 7. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S1268773197800148/1-s2.0-S1268773197800148-main.pdf?_tid=250372ec-dd69-11e4-b751-00000aab0f27&acdnat=1428440619_30fd15a7c8465e413fc9c36ee13107a7

Tweed, J. L., Campbell, J. A., Thompson, R. J & Curran, M. J. (2008). The function of the midtarsal joint. A review of the literature. *The Foot*, 18, 106-112. Retrieved 3. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0966636214006778/1-s2.0-S0966636214006778-main.pdf?_tid=851786dc-e6dd-11e4-987b-00000aacb35f&acdnat=1429480162_710d1b42320f15eb3805b179835fe697

cdn.com/S0958259208000059/1-s2.0-S0958259208000059-main.pdf?_tid=71ba11f0-da07-11e4-9f4d-00000aacb361&acdnat=1428068803_12267fa8f74a1bf481a0cab761b91a80

Urry, S. R., & Wearing, S. C. (2005). Arch indexes from ink footprints and pressure platforms are different. *The Foot, 15*, 68-73. Retrieved 5. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0958259205000209/1-s2.0-S0958259205000209-main.pdf?_tid=d1c9c764-ec65-11e4-8606-00000aab0f27&acdnat=1430088458_9c79e0d6dee839e88c3c2c089125c38d

Vaillant, J., Vuillerme, N., Janvey, A., Louis, F., Brajou, R., Juvin, R., & Nougier, V. (2008). Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults. *Brain Research Bulletin, 75*, 18-22. Retrieved 27. 4. 2015 from Science Direct database on the World Wide Web: http://ac.els-cdn.com/S0361923007002183/1-s2.0-S0361923007002183-main.pdf?_tid=00cd585a-ed01-11e4-a9c8-00000aacb362&acdnat=1430155109_c3c09f1b053733246522f94691250f0d

Vařeka, I. (2004). Pronace/everze v subtalárním kloubu vyvolaná flexí v kolenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4*, 163-168.

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

Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: TRITON.

Vlčková, E., & Šrotová, I. (2014). Vyšetření sensitivity. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie, 4*, 402-418.

Wang, Y., & Nataraj, A. (2014) Foot drop resulting from degenerative lumbar spinal diseases: Clinical characteristics and prognosis. *Clinical Neurology and Neurosurgery, 117*, 33-39. Retrieved 8. 4. 2015 from EBSCO database on the World Wide Web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=6&sid=8d8dda09-5494-4220-8e16-980484e934fa%40sessionmgr4002&hid=4213>

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas probanda

Informovaný souhlas

Název studie:

Vliv mobilizace kloubů nohy na rozložení tlaků na noze ve vybraných pozicích

Jméno:

Účastník byl zařazen do studie pod číslem:|

Pohlaví:

Datum narození:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí na této studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejím průběhu a všech vyšetřovacích a terapeutických postupech, které budu absolvovat. Jsem plně srozuměn(a) s tím, že žádné z vyšetření nebude invazivní a že mi při vyšetřeních nehrozí zranění ani větší fyzická zátěž.
3. Moje účast ve studii je dobrovolná. Víím, že ji mohu kdykoli přerušit nebo ukončit.
4. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
5. Při zařazení do studie budou osobní data uchována s plnou ochrannou důvěrností dle platných zákonů ČR. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data – pod číselným kódem) nebo s mým výslovným souhlasem.
6. Porozuměl(a) jsem tomu, že moje osobní identifikační údaje nebudou nikde uveřejněny. Zároveň nebudu proti nebudu proti použití výsledků z této studie.
7. S účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studii:

Datum:

Datum:

Příloha 2 Schválení výzkumu etickou komisí