

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

ANALÝZA ZATÍŽENÍ NOHY PO OPERATIVNÍ KOREKCI
U HALLUX VALGUS

Diplomová práce

Autor : Bc. Renata Dolečková

Vedoucí práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Obor: Fyzioterapie

Olomouc 2011

ANOTACE

Název práce: Analýza zatížení nohy po operativní korekci u hallux valgus

Název práce v AJ: Analysis of Plantar Pressure after Surgical Correction of Hallux Valgus

Datum zadání: 21. 1. 2010

Datum odevzdání: 22. 7. 2011

Vysoká škola, fakulta: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd

Ústav: Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Renata Dolečková

Vedoucí práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Oponent práce: Mgr. Anita Můčková

Abstrakt v ČJ: Cílem této studie bylo analyzovat změny v zatížení kontaktní plochy chodidla při chůzi u osob s valgózní deformitou palce před a po operaci. Soubor probandů tvořilo 10 žen indikovaných k operativní korekci vbočeného palce. K analýze zatížení jsme zvolili dynamickou analýzu s využitím systému Footscan[®] a zaměřili se na časové a tlakové parametry na operované i neoperované noze. Z naměřených hodnot jsme zjistili významné změny tlakových parametrů v oblasti předonoží mezi operovanou a neoperovanou nohou. Nejvíce statisticky významných rozdílů jsme našli v oblasti hlavičky V. metatarsu. Výsledky práce ukazují, že po 3 měsících od operace stále přetrvává nevhodné zatížení plosky a noha není připravena na podmínky zatížení v pracovním procesu.

Klíčová slova v ČJ: zatížení chodidla, Footscan[®], hallux valgus.

Abstrakt v AJ: The goal of the thesis was a plantar pressure distribution analysis on patients with hallux valgus deformity investigated before and after surgical intervention. Analysed set of probands comprised of 10 women indicated for hallux valgus correction. Pressure and time parameters on both, treated and non-treated feet were investigated during dynamic analysis of plantar pressure distribution, which was accomplished by means of Footscan[®] platform. We found statistically significant

differences of measured parameters in forefoot region between operated and inoperated foot. The most significant differences can be seen in the region of V. metatars head. The results demonstrate that, 3 months after the surgery, the plantar pressure distribution is still unsuitable and the foot is not ready for loads in working routine conditions.

Keywords: plantar pressure distribution, Footscan[®], hallux valgus.

Rozsah práce: 76 stran včetně příloh

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci vypracovala sama pod odborným vedením Prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr. a uvedla jsem všechny použité zdroje.

V Olomouci dne 23. května 2011

.....

Poděkování

Děkuji Prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za odborné vedení, cenné rady a připomínky při psaní této diplomové práce. Zároveň bych chtěla poděkovat Mgr. Jitce Kozákové za pomoc při měření a zpracování dat.

OBSAH

ÚVOD.....	7
1 PŘEHLED POZNATKŮ.....	9
1.1 NOHA.....	9
1.1.1 Struktura nohy (funkční pohled).....	9
1.1.2 Nožní klenba.....	11
1.1.3 Ontogeneze nohy.....	12
1.2 CHŮZE.....	13
1.2.1 Ontogeneze chůze.....	13
1.2.2 Řízení lidské motoriky.....	15
1.2.3 Chůzový mechanismus.....	17
1.3 HALLUX VALGUS.....	24
1.3.1 Charakteristika.....	25
1.3.2 Etiologie.....	25
1.3.3 Patomechanika.....	27
1.3.4 Léčba a terapie.....	29
1.3.5 Chůze s hallux valgus.....	33
1.4 ANALÝZA CHŮZE Z HLEDISKA BIOMECHANIKY.....	34
1.4.1 Měření velikosti a rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou.....	34
2 CÍLE A HYPOTÉZY.....	37
3 METODA VÝZKUMU.....	38
3.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SOUBORU.....	38
3.2 PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA – FOOTSCAN®.....	38
3.3 POSTUP MĚŘENÍ.....	39
3.4 MĚŘENÉ PARAMETRY.....	39
3.4 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT.....	40
4 VÝSLEDKY.....	41
4.1 OVĚŘENÍ HYPOTÉZY H ₀₁	41
4.2 OVĚŘENÍ HYPOTÉZY H ₀₂	45
4.3 OVĚŘENÍ HYPOTÉZY H ₀₃	46
5 DISKUZE.....	47
ZÁVĚRY.....	52
REFERENČNÍ SEZNAM.....	53
SEZNAM ZKRATEK.....	61
SEZNAM GRAFŮ.....	64
SEZNAM PŘÍLOH.....	65
PŘÍLOHY.....	66

ÚVOD

Lokomoce neboli přesun z místa na místo může být provedena různými způsoby. Můžeme se pohybovat a přemísťovat plížením, plazením, lezením, bipedální chůzí, během, tancem a dalšími komplexními pohyby. Nejčastějším příkladem lokomoce je chůze. K její bezpečné realizaci je nezbytná stabilizace vzpřímené polohy těla v klidu a při pohybu. Svalstvo řízené centrální nervovou soustavou (CNS) je schopno tuto stabilizaci zajistit, jestliže je pevná opora v místě kontaktu se zemským povrchem (Véle, 2006).

Noha je koncovým článkem končetiny. Vykonává funkce statické (nosné) i funkce dynamické (lokomoční). Proto musí být jednak pružná, ale zároveň i přijatelně pevná. Na začátku kroku je třeba flexibility, pružnosti a přizpůsobivosti. Se zvyšujícím se zatížením nohy se zvyšuje i potřeba větší stability a pevnosti (Dylevský, 2009a).

Lidská noha toleruje běžnou zátěž, kterou může být například chůze v terénu, velmi dobře. Vlivem působení vnitřních a vnějších faktorů se mění její odolnost vůči zátěži a v kontextu s používáním obuvi vznikají typické deformity, například hallux valgus (HV), kladívkovité prsty, metatarzalgie. Tyto nožní deformity postihují velké množství lidí a jsou nejčastějšími ortopedickými onemocněními (Dungl, 1989).

HV můžeme zjednodušeně popsat jako progresivní nožní deformitu, pro kterou je charakteristická laterální deviace palce s odpovídající mediální deviací prvního metatarsu (Glasoe, Nuckley, Ludewig, 2010).

Vbočení palce nohy je vada, které si člověk v mírnějším stadiu ani nevšimne nebo jí nepřikládá váhu, ale v pokročilém stadiu může vyvolat bolestivé stavy. Chůze je pro něho obtížnější, časté jsou problémy s výběrem obuvi v důsledku rozšíření předonoží, výjimkou nejsou ani obtíže v jiných oblastech pohybového ústrojí (Janura et al., 2007).

Deformita nohy činí chůzi obtížnější a vede k přetěžování proximálních struktur. Může mít za následek změnu osy celé dolní končetiny (Popelka, Vavřík, 2005).

HV je v těsném kontextu s poškozením funkce nohy. Je narušena základní opora ve stoji, pohlcování a přenos zatížení během chůze (Kozáková et al., 2010).

Problematika HV je velice závažná a je nutné se o ní dozvědět co nejvíce. Z tohoto důvodu jsme se pokusili určit velikost zatížení nohy u pacientů s HV. K hodnocení změn jsme použili dynamickou analýzu zatížení nohy v průběhu chůze (velikost a distribuce tlaků, systém Footscan®).

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Noha

Hlavní funkcí nohy je lokomoce. Noha nám umožňuje styk těla s povrchem, po kterém se pohybujeme. Můžeme hovořit o „uchopování“ terénu, ale vzhledem k tomu, že od chodidla očekáváme zejména stabilitu a pevnost pro stoj a lokomoci, byla tato uchopovací schopnost potlačena a noha se stala poměrně rigidním nosným orgánem (Véle, 1997). Votava (2002) uvádí, že u pacientů s amputací na horních končetinách je možné opět vyvolat funkci úchopu na dolních končetinách. Podmínkou je trénink senzoryky, motoriky a propiocepce chodidla.

Noha je základnou nosící hmotnost těla. Rozložení zátěže není symetrické. Největší zátěž je na patě (50 %), zbytek na předonoží s maximem na palci (Véle, 2006). Pansky (1996) uvádí zátěž 75 % na calcaneu a 25 % na hlavičkách metatarzů. Z těchto 25 % připadá 10 % na hlavičku prvního metatarzu. Dungal (1989) se zmiňuje o zátěži 30 % na první paprsek při stoji na špičkách a o tom, že v botě je pata více zatížena než při chůzi naboso.

Chodidlo netvoří pouze pevnou základnu těla na níž rozkládá zátěž, ale důležitý je také fakt, že zmenšuje energetickou náročnost chůze a tlumí nárazy, ke kterým dochází při styku s podložkou (Gross, Fetto, Rosen, 2005).

Noha je důležitým segmentem pro udržování rovnováhy ve stoji a při lokomoci. Ploska je obdobně jako dlaň důležitým zdrojem aferentních vstupů. V naší kultuře jsou její schopnosti částečně tlumeny nošením obuvi (Votava, 2002).

Rovnováha během stoje je závislá na rovině chodidel a rovině očí. Mezi těmito dvěma rovinami mění zbytek těla svoji polohu. Pro udržení rovnováhy ve stoji jsou tedy důležité aferentní informace získané zrakem, taktilně, propiocepací a také z rovnovážného ústrojí (Votava, 2002).

1.1.1 Struktura nohy (funkční pohled)

Základní uspořádání kostry nohy je sice stejné jako u ruky, ale vzhledem k jejich rozdílnému uplatnění jsou značné rozdíly ve stavbě a funkci. Diference je v délce článků prstů. Na noze jsou kratší, představují asi pětinu z celkové délky nohy. Karpální kosti představují jen jednu šestinu délky ruky, zatímco tarzální kosti

zaujímají polovinu délky nohy. Zánártní kosti jsou robustnější a mezisegmentová pohyblivost je snížena (Dylevský, 2009b).

Z anatomického pohledu můžeme nohu rozdělit liniemi Chopartova a Lisfrancova kloubu na tři oddíly – zadní (talus, calcaneus), střední (5 tarzálních kostí) a přední (nártní kosti a články prstů). S ohledem na funkci nohy vyhovuje více její dělení na paprsky. Mediální paprsek (talus, naviculare, cuneiformia, I. – III. metatars + na ně navazující příslušné články prstů) a laterální paprsek (calcaneus, cuboideum, IV. – V. metatars + na ně navazující příslušné články prstů). V zadním oddílu je talus situovaný nad calcaneem (důsledek zastavené vývojové pronace). V předním oddílu se oba paprsky dostávají vedle sebe (pronatorní zkrut se projevuje naplno). V důsledku toho dochází k rozdílnému pohybu talu a calcaneu při zátěži. To také vysvětluje, proč je rozsah v Chopartově kloubu sledován postavením v subtalárním kloubu (Vařeka, Vařeková, 2008).

Vařeka a Vařeková (2009) popisují pohyby nohy v uzavřeném a otevřeném kinematickém řetězci. V otevřeném řetězci je noha bez zátěže a talus je fixní. V uzavřeném řetězci je noha zatížena, fixním se stává calcaneus a není možné vykonat pohyb pouze v jednom kloubu. Při analýze chůze nás zejména zajímá oporná fáze chůze (uzavřený řetězec). Jestliže v uzavřeném řetězci dochází k supinaci zánoží, pak:

- předonoží se dostává do relativní pronace a plantiflexe vzhledem k zánoží,
- calcaneus je supinovaný a dorziflektovaný,
- talus vykonává abdukci v transversální rovině vzhledem k calcaneu,
- bérce provádí zevní rotaci,
- koleno se extenduje a kyčel rotuje zevně,
- pánev provádí retroverzi a bederní páteř se oplošťuje.

Jestliže v uzavřeném řetězci dochází k pronaci zánoží, pak:

- předonoží se dostává do relativní supinace a dorziflexe vzhledem k zánoží,
- calcaneus je pronovaný a plantiflektovaný,
- talus vykonává addukci v transversální rovině vzhledem k calcaneu,
- bérce provádí vnitřní rotaci,
- koleno se flektuje a kyčel rotuje vnitřně,
- pánev provádí antevertzi a bederní páteř lordotizuje.

1.1.2 Nožní klenba

Nožní klenba je architektonická struktura, která spojuje všechny prvky nohy – klouby, vazy a svaly, do jednotného systému. Díky změnám zakřivení a elasticitě se klenba přizpůsobuje nerovnostem povrchu a může na něj přenášet síly uplatněné hmotností těla a pohybem. Klenba se chová jako tlumič, který je nezbytný pro flexibilitu chůze. Každý patologický stav, který zvětšuje nebo oplošťuje klenutí, vážně zasahuje do opory těla a do udržování vzpřímené postury (Kapandji, 1987).

Důmyslný systém nožních kleneb umožňuje pružný nášlap při chůzi a zároveň chrání měkké tkáně chodidla. Klenby jsou závislé na kostní architektonice, vazech a svalech nohy (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

Tradiční statický model nohy (tripodní model) je již částečně považován za překonaný a častěji je nožní klenba popisována z funkčního dynamického hlediska, kdy je přirovnávána ke střeše (štaflím) (Vařeka, Vařeková, 2003). Vařeka (2004) zastává názor, že tradiční statický model nohy lze s jistou obměnou považovat za stále platný. Ve své práci uvádí, že posturální funkce nohy je uskutečněna prostřednictvím určitých segmentů plosky nohy, které zhruba odpovídají klasickému tříbodovému modelu.

Tripodní model vychází z předpokladu tří opěrných bodů (hrbol patní kosti, hlavička 1. metatarsu a hlavička 5. metatarsu), z nichž vychází tři pilíře. Mezi těmito pilíři se napínají tři oblouky, které ohraničují celou klenbu. Při působení zátěže na klenák (zásadní význam pro stabilitu), dochází k rozložení zátěže skrze pilíře na opěrné body. Při přirovnání klenby ke střeše jsou trámy (krokve) spojeny shora hřebenem. Požadované postavení krokví je zajištěno pomocí vazného trámu (kleštiny), který udržuje pomyslný trojúhelník při působení zatížení na hřeben (Kapandji, 1987). Na modelu střechy můžeme zřetelněji pozorovat schopnost nohy kontrolovat umístění těžiště ve stoji nebo schopnost odolávat dynamickým změnám při změně zatížení při chůzi (Vařeka, Vařeková, 2003).

Hlavními svaly v klenbě jsou m. tibialis anterior, který vyvyšuje obě klenby a m. peroneus longus, který podporuje příčnou klenbu. Svalem, který klenby oplošťuje, je m. triceps surae (Tichý, 2008).

Různí autoři mají rozdílné názory na význam svalů v nožní klenbě. Jak ukazují EMG studie samotné svaly k udržení klenby nestačí. Svaly nohy se aktivují až při zvýšeném zatížení (ne při běžném stoji a chůzi) a představují tak dynamickou

rezervu (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000). Naopak Véle (2006) uvádí, že nožní klenba je ve stoji udržována aktivitou posturálních svalů. Ukazuje to na výšce kleneb při stoji a vleže. Vleže, kdy není noha zatížena, je výška klenby nižší než při aktivitě svalů nohy při stoji. Vařeka a Vařeková (2009) popisují oploštění nožní klenby při zátěži.

Aktivita svalů je důležitá zejména v ontogenezi, kdy se noha teprve formuje. Po ukončení vývoje nohy klesá význam svalové aktivity (spojení nohy jsou pevnější) na udržení nožní klenby. Mohou však nastat situace, za kterých svaly opět nabývají na významu (Vařeka, Vařeková, 2003).

1.1.3 Ontogeneze nohy

Prenatální vývoj nohy

Dolní končetiny se vyvíjejí z končetinových polí pánevní oblasti trupu. Jejich vývoj je započat po vytvoření hlavní osy těla, po té co je jasně rozdělen hlavový a kaudální konec embrya a po rozčlenění mezodermu na somity. V době, kdy se začínají utvářet končetiny, má embryo tvar písmene „C“ (Dylevský, 2009a).

Základy končetin vznikají u embrya jako malé pupeny somatopleury ve čtvrtém týdnu, kdy temenokostrční délka je 3 – 6 mm. Párový základ dolní končetiny se vytváří o 5 – 7 dní později než na končetině horní. Pupeny mají semilunární tvar, jsou z tenké vrstvy mezodermu překryté epidermis a rostou asymetricky ve třech rovinách. Růst je markantnější do délky než do šířky, tedy kolem proximodistální osy a také vývoj končetiny má proximodistální posloupnost (dříve se vyvíjí stehno než bérce). Chodidlo je rozeznatelné ve čtyřech a půl týdnech. V několika následujících dnech je zřetelný skelet a základy svalů. Nejdříve se vyvíjí svalstvo a kosterní aparát a až pak nervová vlákna (Dungl, 1989). V šestém týdnu prenatálního vývoje se končetiny prodlužují a je patrný ohyb v kolenou. V osmém týdnu jsou již vytvořeny prsty, které jsou od sebe navzájem oddělené. Ve dvanáctém týdnu rostou nehty a vytváří se hmatová tělíčka v pokožce (Hourová, Králíčková, Uher, 2007). Ve třetím měsíci jsou již končetiny morfologicky dotvořeny, ale jsou patrné proporcionální změny, kdy jsou dolní končetiny relativně krátké oproti končetinám horním (Bartoníček, Heřt, 2004).

V prvních fázích vývoje směřují plošky kraniálně a mediálně, postupně se stácejí více mediálně a v sedmém týdnu se dostávají do „prosebné polohy“. V této poloze jsou nohy již v sagitálním postavení, extenzory směřují laterálně a flexory

mediálně. Do sedmého měsíce je noha v ekvinovarovním postavení. Od sedmého měsíce dochází k dorzální flexi v hleznu a změně postavení calcaneu vůči talu (Dungl, 1989).

Osifikace neprobíhá ve všech kostech nohy stejně rychle. Nejdříve jsou patrna osifikační centra v prstových člancích, později v metatarzech (calcaneus v 5. – 6. měsíci, talus v 8. měsíci). Kolem porodu osifikuje cuboideum (Dungl, 1989). Vařeka a Vařeková (2009) ve své publikaci uvádějí, že jako první v noze osifikuje calcaneus. V sedmém týdnu po porodu osifikuje femur, epifýzy tibie v 1. – 3. roce života, fibula o rok později a patela od třetího roku života.

Postnatální vývoj nohy

Dítě se rodí s genua vara. Je již vybudován kostní základ podélné klenby. Ještě rok po narození přetrvává u dětí lehké varózní postavení zadní části nohy a supinované předonoží. Podélné klenutí je vyplněno tukovým polštářem. S postupnou vertikalizací do stoje a následnou chůzí (mezi 1. a 2. rokem života) dochází k pronaci předonoží, valgoticizaci zánoží a k valgoticizaci kolen. V tomto období se zvyrazňuje podélná klenba. Genua valga ještě více prohlubují valgózní postavení zánoží, které je do 20° mezi 2. a 3. rokem ještě fyziologické. Genua valga a valgózní postavení zánoží ustupuje zhruba v šesti letech. V dospělosti není větší jak 5° (Vařeka, Vařeková, 2009).

1.2 Chůze

1.2.1 Ontogeneze chůze

Na rozdíl od zvířat se člověk rodí značně nezralý (morfologicky i centrálně). Až během vývoje dochází k postupnému uzrávání CNS a tím i funkce svalů (Kolář, 2001).

Pohybová schopnost člověka je z části podmíněna geneticky předurčenou složkou. Označujeme ji jako motorické vzory. Jedná se o standardizované motorické reakce CNS na přesně určené podněty (Kolář, 2009).

Vývoj motoriky člověka je vlastně nabývání dovednosti „najít těžiště těla“, udržet jeho pozici v prostoru v klidu nebo při cíleném pohybu. Poloha těžiště je řízena z CNS skrze koordinovanou svalovou činnost, kdy svaly mění tuhost segmentových spojení (Vařeka, Dvořák, 1999).

Novorozenec na počátku prvního trimenonu není schopen zcela řídit svůj pohybový projev. Nedokáže zpevnit trup a tím pádem mu chybí „výsledné těžiště“ a mluvíme o úložné ploše těla (nikoli o opěrné ploše či bázi). Jestliže není opěrná báze, nemá dítě punctum fixum a nedokáže úmyslně pohnout svým tělem (Dvořák, Vařeka 1999).

Prvním pevným bodem se v životě dítěte stává hrudník. Při nádechu je dítě schopno ho stabilizovat. Stabilizací hrudníku vleže na břicho dokáže vzpřímit hlavu a rotovat s ní. Koncem třetího měsíce zvládne napřímit trup a zacentrovat kořenové klouby (Vařeka, Dvořák, 1999).

Časným pokusem o lokomoci je u dítěte plazení, nápadně připomínající pohyb tuleně. Je to pohyb těla, při kterém dítě využívá oporu o lokty, a trup s dolními končetinami táhne za sebou. Z plazení dítě postupně přechází do plížení, které mu umožňuje rychlejší přemísťování. Trup již nenaléhá na podložku tak velkou plochou a dolní končetiny se začínají zapojovat do lokomoce. Následuje lezení. Lezení se účastní již všechny končetiny. Trup se vzdaluje od podložky a opora je zprostředkována prostřednictvím obou rukou a kolenou. Následně se snaží dostat do vertikální polohy a pokouší se o bipedální chůzi. CNS v této době ještě není schopna stabilizovat vertikální postavení. Dítě se pohybuje rychle a při zpomalování často padá (Véle, 2006).

K mobilitě dolních končetin je nezbytná stabilizace pánve, od ní se postupně diferencuje hybnost v jednotlivých kloubech proximálně i distálně. Aby mohly vzniknout první kroky, je významný pohyb v kyčelních kloubech. Zpočátku je chůze dosti neobratná, dítě našlapuje na celá chodidla, protože není schopno odvíjet plosku a provést dorzální flexi v hleznu (Faladová, Nováková, 2009).

Úplné dovršení posturálního vývoje je ve čtyřech letech věku, v této době dozrává funkce CNS pro hrubou motoriku (Kolář, 2001).

Whittle (2007) uvádí odlišnosti dětské chůze od chůze dospělého člověka:

1. Báze chůze dítěte je širší.
2. Délka kroku a rychlost jsou menší a trvání krokového cyklu je kratší.
3. Malé děti nemají iniciální kontakt patou, ale našlapují celou nohou.
4. Ve stojné fázi mají velmi malou flexi v koleni.
5. Celá dolní končetina je během švihové fáze v zevní rotaci.
6. Chybí souhyb horních končetin.

Body 3, 4 a 5 se změny v podobu chůze dospělého člověka zhruba ve dvou letech, body 1 a 6 ve čtyřech letech a bod 2 kolem patnácti let.

1.2.2 Řízení lidské motoriky

Véle (2006, s. 73) popisuje řízení lidské motoriky jako „účelové organizování aktivity pohybové soustavy k dosažení zamýšleného cíle“.

Řízení motoriky je dáno geneticky (posturální globální vzor) a učením či zkušenostmi v průběhu života (obecný motorický program). Posturální globální vzor je dán fylogeneticky a je totožný u všech generací. Obecný motorický program využívá již dříve aktivované svalové vzorce a je ovlivňován aferencí z proprioceptorů, zraku, sluchu, limbického systému a vestibulárního aparátu (Faladová, Nováková, 2009).

Kolář (2001) používá pro tuto problematiku označení motorické vzory a hybné stereotypy. Motorické vzory jsou geneticky determinované (hotová matrice) a je v nich zakódovaná funkce svalu. Zahrnují jednoduché reflexy (míšňí a kmenové řízení) a složité senzomotorické funkční vztahy (vyšší úroveň řízení). Na spinální a kmenové úrovni jsou řízeny např.: vzpěrné reakce, zkřížený extenční vzor, chůzový automatismus, hluboké šíjové tonické reflexy. Jedná se o řízení zprostředkované pomocí reciproční inhibice. Vyšší úroveň řízení se aktivuje až v průběhu posturální ontogeneze. Jakmile nastoupí koaktivace, dochází k útlumu reflexů, které bylo možné vyvolat v novorozeneckém věku. Hybné stereotypy jsou naučené a zautomatizované pohybové funkce, které vznikají motorickým učením.

Faladová, Nováková (2009) popisují dva typy řízení posturální strategie – „en block“ a „vyšší segmentové“. En block strategie se využívá u méně náročných situací. Jejich snahou je snížit počet stupňů volnosti a tím usnadnit řízení. Vyšší segmentové strategie dokáží řídit složitější, jemnější a přesnější pohyby a to odráží i vyšší počet stupňů volnosti v kloubech. Během vývoje se zpočátku uplatňují strategie en block a se získáváním zkušeností nastupují vyšší segmentové strategie.

Véle (2006) uvádí 4 úrovně řízení motoriky:

1. autonomní úroveň,
2. spinální úroveň,
3. subkortikální úroveň,
4. kortikální úroveň.

Autonomní úroveň řídí udržování základních životních funkcí a reguluje autonomně chod vnitřních orgánů.

Spinální úroveň řízení zajišťuje svalový tonus, který je základem veškerého pohybu. Na této úrovni řízení probíhá prostřednictvím míšních interneuronů reciproční inhibice. Ta nám umožní dokonalou souhru mezi agonisty a antagonisty. Také se uplatňuje u zkříženého extenzorového reflexu, kdy při dráždění nociceptorů dojde k flexi dolní končetiny a na straně druhé k extenzi dolní končetiny. Tím je zachován vzpřímený stoj a rovnováha. Reciproční inhibice je základem pro lokomoci, kdy se pravidelně střídá flexe jedné a extenze druhé dolní končetiny (Trojan et al., 2003).

Subkortikální úroveň přednastavuje úroveň logistiky, dráždivosti motoneuronů a výchozí postury. Během pohybu vyhlazuje hrubé funkce míšních servomechanismů, udržuje orientovanou polohu v gravitačním poli země, zajišťuje automatizaci opakovaných pohybů a jejich kontrolování (Véle, 1997).

Pro řízení pohybu na této úrovni jsou důležitá centra v prodloužené míše, retikulární formaci, mozkovém kmeni, thalamu, hypothalamu, bazálních gangliích a mozečku (Véle, 2006).

Retikulární formace je centrem reflexní motoriky. Má vliv na α -motoneurony i na γ -motoneurony, z toho vyplývá, že se zapojuje do řízení úmyslných i neúmyslných pohybů (Trojan et al., 2003).

Mozkový kmen řídí logistiku a účastní se organizace základních pohybových funkcí. Vychází odtud dráhy pro řízení stability a motoriky v pletencích končetin (Véle, 2006).

Thalamus a hypothalamus se účastní na senzomotorických vztazích při koordinaci. Mají vliv na hrubou i jemnou motoriku (Véle, 2006).

Bazální ganglia se účastní řízení motoriky a kognitivních funkcí, mají inhibiční vliv na motoriku a nastavují svalový tonus (Trojan et al., 2003).

Úkoly *mozečku* jsou udržování vzpřímené polohy těla při stoji a chůzi, předurčování časového průběhu pohybu a zabezpečování pohybové synergie. Mozeček porovnává zamýšlený pohyb s prováděným pohybem, chyby detekuje a odstraňuje, aby mohlo dojít ke správnému výslednému pohybu. Spolu s dalšími strukturami CNS se účastní plánování a programování volných pohybů (Kralíček, 2004).

Jestliže vznikne porucha na této úrovni řízení, je poškozena přímočarost pohybu při stabilitě, fázickém pohybu a jemné motorice. Přidružuje se porucha

nastavení svalového tonu a dochází k poškození podmínek pro průběh pohybu (Véle, 2006).

Kortikální úroveň řídí volní ideokinetickou motoriku. Nejdříve v mysli vznikne určitá představa, kterou poté lokomoční systém realizuje. Představa je na jedné straně tvořena emocemi a na straně druhé usměrňována racionální úvahou (Véle, 2006).

Králíček (2004) úmyslný pohyb dělí do několika fází:

- vznik prvotního impulzu v motivačním ústředí CNS,
- senzorická analýza okolí,
- vytvoření plánu akce a výběr vhodné strategie,
- určení konkrétního programu pohybu,
- zahájení a realizace pohybu.

1.2.3 Chůzový mechanismus

V celkovém pojetí živočišné říše je lidská chůze naprosto jedinečná a speciální. Chůze každého jedince je zcela individuální. Rychlost chůze je taková, aby energetický výdej organismu byl co možná nejmenší. Jemné variace se odrážejí od věku a pohlaví. Podle chůze je možné identifikovat osoby, protože zvuk a rytmus chůze je pro každou osobu specifický (Buchtelová, Vaníková, 2010).

Trojan et al. (2005, s. 193) popisuje princip chůze jako „střídavé posouvání těžiště vpřed, střídavě k jedné a druhé straně, a při tom zabraňování pádu vykročením. Zdánlivě jednoduchý mechanismus chůze je poměrně složitý v labilních okamžicích švihové fáze kroku, kdy je stojná končetina v kyčelním kloubu extendovaná a švihová končetina je mimo dotek podložky“.

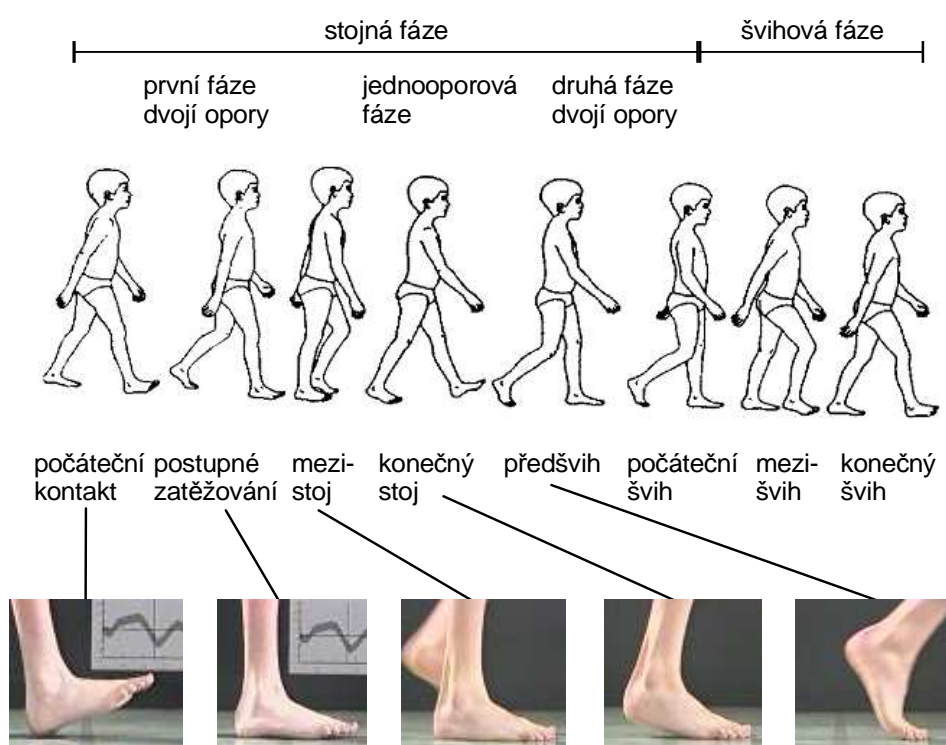
Gross, Fetto a Rosen (2005) upřesňují, že normální chůze je způsob lokomoce, pomocí něhož je umožněn dopředný pohyb těla, přičemž těžiště opisuje sinusoidu ve vertikální a horizontální rovině s minimální amplitudou.

Chůze je cyklická činnost, skládající se z krokových cyklů. **Krokový cyklus** (viz obr. 1) je časový interval mezi dvěma opakujícími se událostmi chůze. To znamená, že jestliže za počátek cyklu zvolíme iniciální kontakt pravé nohy, pak bude tento jeden cyklus pokračovat až do dalšího iniciálního kontaktu pravé nohy (Whittle, 2007). Je obvyklé považovat za počátek krokového cyklu kontakt paty

s podložkou, ale není to podmínkou a za počátek může být považován jakýkoli jiný okamžik (Trew, Everett, 1997).

Krokový cyklus popisuje, co vykonává jedna dolní končetina. Stejně sekvence událostí se opakují i na druhé dolní končetině, jen v polovině cyklu té první. Cyklus chůze sestává ze dvou fází. Jsou to stojná fáze a švihová fáze. Stojná fáze představuje 60 – 65 % cyklu a švihová fáze 35 – 40 % tohoto cyklu. Se zvyšující se rychlostí se zkracuje délka cyklu nebo délka kroku. Například při vyklusávání představuje krokový cyklus asi 70 % délky (trvání) krokového cyklu normální chůze a při běhu představuje asi 60 % této délky (Magee, 2002).

Obr. 1. Rozdělení krokového cyklu do základních fází (upraveno dle Perry, 1992)



Stojná fáze krokového cyklu nastává v okamžiku, kdy noha kontaktuje podložku a začíná nést hmotnost. Dolní končetina podpírá váhu těla, působí jako tlumič a zároveň umožní posun těla přes opornou končetinu. Tato fáze zahrnuje dle Magee (2002) 5 částí (viz obr. 1):

1. počáteční kontakt – initial contact (heel strike), 0 – 2 %,
2. postupné zatěžování – loading response (foot flat), 0 – 10 %,
3. mezistoj – midstance (single leg stance), 10 – 30 %,

4. konečný stoj – terminal stance (heel off), 30 – 50 %,
5. předšvih – pre-swing (toe off), 50 – 60 %.

(Procenta uvedená za názvy vyjadřují jakou část krokového cyklu zaujímají jednotlivé části stojné fáze vzhledem k celkové době trvání (Perry, 1992).)

Během chůze dochází ke třem na sebe navazujícím stádiím:

1. First double support (první dvouoporová fáze) – obě chodidla jsou v kontaktu s podložkou. Začíná dopadem paty jedné nohy a končí odlepením palce druhé nohy.
2. Single limb stance (fáze jedné opory) – pouze jedno chodidlo je v kontaktu s podložkou. Navazuje na konec první dvouoporové fáze. Začíná tedy odlepením palce druhé nohy a končí dopadem paty té samé nohy.
3. Second double support (druhá dvouoporová fáze) – opět jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou. Začíná dopadem paty druhé nohy a končí odlepením palce první nohy (Vaughan, Davis, O'Connor, 1992).

Švihová fáze nastává v okamžiku, kdy se palec oporné dolní končetiny odlepuje od země a končí při dopadu té samé paty na podložku (Valmassy, 1996). Dle Magee (2002) zahrnuje 3 části (viz obr. 1):

1. počáteční švih – initial swing (acceleration), 60 – 73 %,
2. mezišvih – midswing, 73 – 87 %,
3. konečný švih – terminal swing (deceleration), 87 – 100 %.

(Procenta uvedená za názvy vyjadřují, jakou část krokového cyklu zaujímají jednotlivé části švihové fáze vzhledem k celkové době trvání (Perry, 1992).)

Počáteční kontakt (initial contact) – nastává při dopadu paty na podložku. Hlezenní kloub je v dorzální flexi nebo neutrální poloze. V subtalárním kloubu je iniciálním kontaktem laterálního výběžku paty vyvolána pronace zánoží. Na základě této pronace dojde k supinaci předonoží v transverzotarzálním kloubu. Tímto mechanismem je umožněna volnost transvertotarzálního kloubu, což umožňuje maximální přizpůsobivost nerovnému povrchu, ale minimální stabilitu. Vzhledem k tomu, že se pohybujeme v uzavřeném řetězci, nasedá na pronaci subtalárního kloubu vnitřní rotace bérce, mírná flexe v koleni (která se bude zvětšovat) a v kyčelním

kloubu bude pokračovat pohyb do extenze a vnitřní rotace. Pánev je v rovině a rotuje na stranu, která bude postupně zatěžována (Vařeka, Vařeková, 2009).

Postupné zatěžování (loading response) – během této fáze dochází k plantární flexi v hlezenním kloubu, která je zprostředkována excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior. Plantární flexe je doprovázena pronací zánoží a vnitřní rotací tibie. Excentrickou kontrakcí m. quadriceps se postupně zvětšuje úhel flexe v kolenní a koncentrickou kontrakcí extenzorů kyčle se dostává celá dolní končetina do extenze (Whittle, 2007).

Mezistoj (midstance) – v období střední opory se z nohy stává pevná páka, aby byla schopna přenést zatížení a provést odraz. To je zajištěno uzamknutím transverzotarzálního kloubu (supinací v subtalárním kloubu a pronací v transverzotarzálním kloubu). Dále dochází k zevní rotaci bérce a extenzi kolene (Vařeka, Vařeková, 2008). Během této fáze je v kyčli extenze, zevní rotace a abduktory kyčle musí stabilizovat pánev (Valmassy, 1996).

Konečný stoj (terminal stance) – pata se začíná odlepovat od podložky, v tuto chvíli dosáhla dorzální flexe v hlezenním kloubu svého maxima. Se zvětšující se flexí v kolenní se zvětšuje plantární flexe v hlezenním kloubu, tibie rotuje zevně a zánoží se dostává do stále větší supinace. Prsty zůstávají na podložce, zvětšuje se extenze v metatarsophalangeálních kloubech, stále je nutná velká aktivita kyčelních stabilizátorů. Trup se začíná snižovat z nejvyššího bodu, kterého dosáhl v období střední opory (Whittle, 2007).

Předšvih (pre-swing) – je akcelerační etapa, kdy se přes palec přesouvá dolní končetina s trupem vpřed a palec se odlepuje. V hlezenním kloubu pokračuje plantární flexe, v kolenním kloubu je flexe zhruba 30 – 35°, v kyčli přetrvává extenze s vnitřní rotací (Magee, 2002). V tomto okamžiku končí stojná fáze a začíná švihová fáze (Whittle, 2007).

Počáteční švih (initial swing) – chodidlo se zvedá od podložky, dochází ke zvětšení flexe v kolenní a v kyčli a dolní končetina postupuje vpřed. V hlezenním kloubu dochází k částečné dorzální flexi. Druhá dolní končetina se v tuto chvíli nachází ve fázi mezistoje (Perry, 1992).

Mezišvih (midswing) – hlezenní kloub je v neutrálním postavení, předonoží je supinováno a zánoží je pronováno. Koleno se ještě více flektuje a v kyčli dochází k flexi a vnitřní rotaci (Magee, 2002).

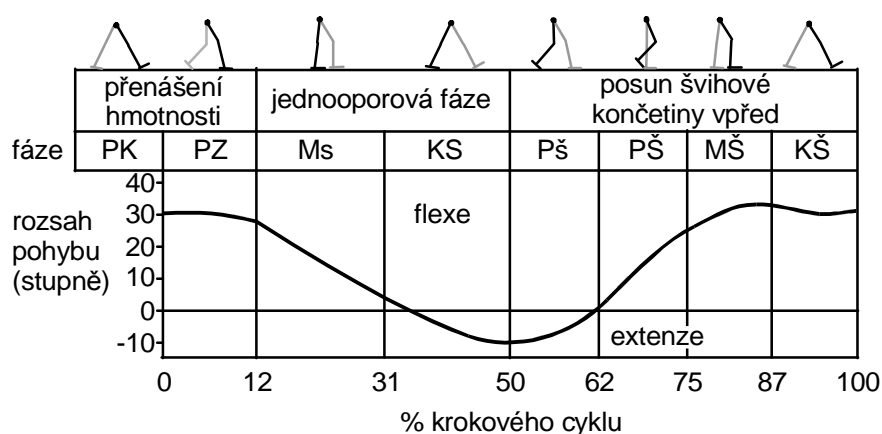
Konečný švih (terminal swing) – v hlezenním kloubu dochází k dorziflexi, předonoží je supinováno a zánoží je pronováno. V koleni je dosaženo maximální extenze a kyčel pokračuje do flexe a vnitřní rotace. Hamstringy se kontrahují ke zpomalení konečného švihů (Magee, 2002).

Kinematika kyčle, kolene a hlezna v průběhu krokového cyklu

Model pohybu v sagitální rovině je u kyčelního kloubu méně komplikovaný než u kolenního a hlezenního kloubu (Trew, Everett, 1997).

Kyčelní kloub (viz obr. 2) – během švihové fáze se kyčelní kloub flektuje, flexe dosahuje 30 – 35°, svého maxima dosahuje v 85 % krokového cyklu. Před iniciálním dopadem paty se začíná zmenšovat flexe a noha jde postupně do extenze. Pokračuje v ní po celou dobu stojné fáze až po začátek odlepování paty, v tuto chvíli se začíná flektovat a zahajuje se švihová fáze (Giannini et al., 1994).

Obr. 2. Změna úhlu v kyčelním kloubu v průběhu krokového cyklu (upraveno dle Perry, 2004)



Legenda (obr. 2 – 4):

PK – počáteční kontakt

PZ – postupné zatěžování

Ms – mezistoj

KS – konečný stoj

Pš – předšvih

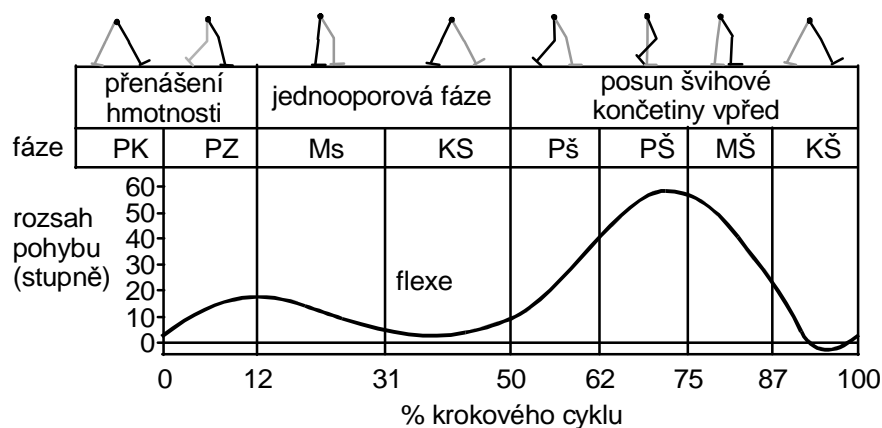
PŠ – počáteční švih

MŠ – mezišvih

KŠ – konečný švih

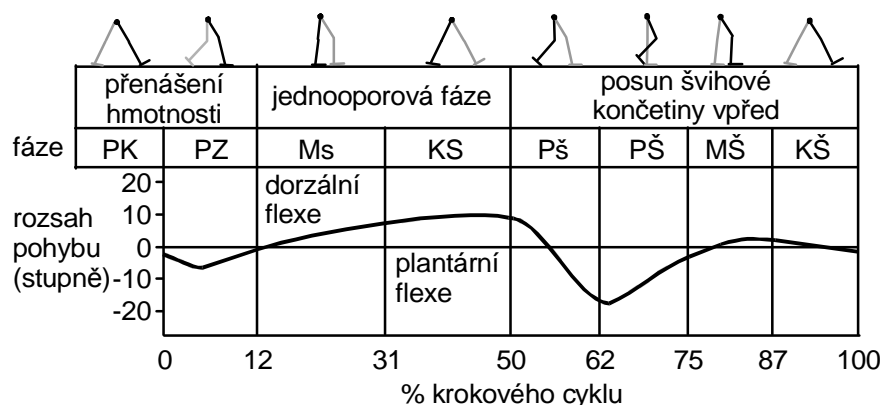
Kolenní kloub (viz obr. 3) – při iniciálním dopadu paty na podložku je koleno v relativně stabilní pozici (5° flexe). Z této mírné flexe se na konci postupného zatěžování dostává do 18° flexe (Perry, 2004). Tato flexe přetrvává zhruba do 20 % krokového cyklu (kyčel se nachází nad kotníkem). Jakmile je v kotníku dokončena dorzální flexe, následuje extenze kolene, což je ve zhruba 40 % krokového cyklu. Po odlepení paty se koleno začíná znovu flektovat a v 63 % krokového cyklu nabývá svého maxima, což je krátce po odlepení palce od podložky. Na konci švihové fáze se vrací do extenze, mírně se flektuje opět až před dopadem paty (Giannini et al., 1994).

Obr. 3. Změna úhlu v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu (upraveno dle Perry, 2004)



Hlezenní kloub (viz obr. 4) – v okamžiku iniciálního kontaktu paty je hlezenní kloub v neutrální pozici nebo může být v mírné dorzální flexi. Ihned po iniciálním kontaktu paty začíná plantární flexe, která je dokončena ve 12 % krokového cyklu dopadem předonoží na podložku (Perry, 2004). Jakmile je celé chodidlo v kontaktu s podložkou, v kotníku se odehrává dorziflexe, což trvá do 50 % krokového cyklu. Během odlepování palce od podložky dochází k plantární flexi a poté se hlezenní kloub rychle vrací do dorzální flexe, aby nedošlo ke kontaktu chodidla se zemí. Dorzální flexe dosahuje maxima okolo 80 – 85 % krokového cyklu a následně se opět vrací do plantární flexe, která trvá až do 90 % krokového cyklu. V tomto okamžiku začíná opět mírná dorziflexe, která připravuje chodidlo na stoj (Giannini et al., 1994).

Obr. 4. Změna úhlu v hlezenním kloubu v průběhu krokového cyklu (upraveno dle Perry, 2004)



Přenos zatížení v průběhu stejné fáze

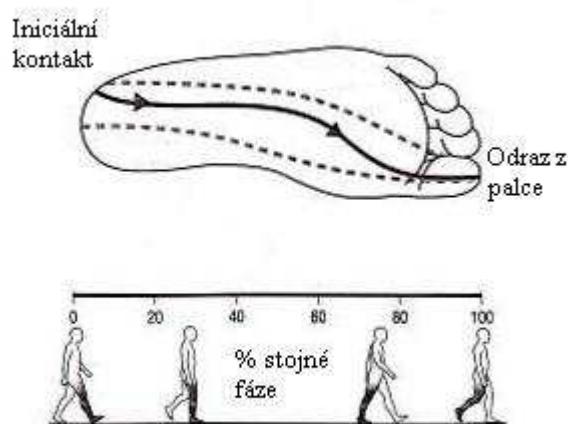
Se zatěžováním oporné nohy dochází k přenosu zatížení na tkáň planty. Velikost komprese je závislá na intenzitě silového zatížení a na oblasti nohy, která je v kontaktu s podložkou. Průběh přenosu zatížení je zobrazen na obr. 5. Prvotní zatížení planty hmotností těla je velmi rychlé a odehrává se v zadní zevní části paty. V této oblasti nohy je během chůze vyvoláno největší tlakové zatížení, které nastane během 0,05 s. Přesunem působiště tělesné hmotnosti ke středu paty se snižuje tlakové zatížení na třetinu. Zatížení laterální části středonoží je průměrně 10 % hmotnosti těla nebo může být vyjádřeno jako 10 % maxima zatížení paty. Metatarzální hlavičky jsou zatíženy různě. Obecně největší zatížení bylo registrováno pod druhou a třetí hlavičkou a nejmenší pod pátou hlavičkou, tyto hodnoty se vyznačují velkou interindividuální variabilitou. Také zatížení prstů se značně liší. Palec nese největší zátěž, která představuje asi 30 – 55 % maxima zatížení paty (Perry, 1992).

Obr. 5. Přenos zatížení během stejné fáze krokového cyklu (upraveno dle Kirtley, 2006)



Během chůze dochází k posunu COP (centre of pressure), které je výslednicí všech tlaků působících na plošku nohy. COP se z laterálního okraje paty při iniciálním kontaktu posouvá nohou a v předšvihové fázi se dostává až k palci (Kirtley, 2006). Dochází i k malému posunu v medio-laterálním směru (De Cock et al., 2008). COP je místo, ve kterém působí vektor reakční síly podložky. Můžeme ho určit například pomocí stabilometrických plošin. Na polohu COP má vliv nejenom poloha těžiště, ale i aktivita svalstva bérců. Při zvýšené aktivitě plantiflexorů se COP posouvá dopředu, při zvýšené aktivitě svalstva, které provádí inverzi nohy, dochází k posunu COP laterálně (Gefen et al., 2002; Vařeka, 2002). Průběh COP znázorňuje obr. 6.

Obr. 6. Průběh COP během stojné fáze krokového cyklu (upraveno dle Kirtley, 2006)



1.3 Hallux valgus

Za normálních okolností je noha člověka schopná adaptovat se na běžnou zátěž. Během života je vystavena mnoha faktorům, které mohou ovlivnit její odolnost vůči zátěži. Na základě toho mohou vznikat různé funkční změny a deformity, které způsobují obtíže v pohybovém systému (Janura et al., 2007).

Mezi nejčastější ortopedické deformity je řazen HV spolu s rozšířením předonoží, kladívkovými prsty a změnami v distribuci tlaku v oblasti hlaviček metatarsů (Dungl, 2005).

1.3.1 Charakteristika

HV (vbočený palec), přesněji hallux abductovalgus, je komplexní, progresivní, trojrozměrná deformita předonoží (Lorimer et al., 2006). Vyznačuje se mediálním vybočením hlavičky prvního metatarsu vzhledem k sagitální rovině. Mediálně vychýlený metatars s sebou táhne i bázi proximálního článku prstu. Následně distální část proximálního článku i distální článek palce vybočují laterálně a zároveň dochází k vnitřní rotaci palce, který se nehtovou ploténkou stáčí k podložce. Dlouhý flexor a extenzor palce jsou dislokováni laterálně od metatarsophalangeálního kloubu (Magee, 2002). Dungal (2005) dodává, že součástí této vady jsou i mediální prominence hlavičky prvního metatarsu, rozšíření předonoží, laterální dislokace šlachy krátkého flexoru palce i sezamských kůstek a plantární posun šlachy abduktoru palce. Jestliže dojde k posunu šlachy abduktoru plantárně, nemůže efektivně vykonávat abdukcii a nedokáže bránit progresi valgózního postavení palce. Mediální prominence hlavičky prvního metatarsu je způsobena narůstající valgozitou a následnou subluxací hlavičky prvního metatarsu.

S nestabilitou prvního metatarsu bývá velmi často spojen pokles nožní klenby, zejména mediálního oblouku (Glasoe, Nuckley, Ludewig, 2010). Kubát (1985) uvádí, že HV často souvisí se syndromem příčně ploché nohy.

1.3.2 Etiologie

HV nemá pouze jedinou příčinu vzniku. Jedná se o stav, který se vyvíjí v průběhu času a vzniká spojením řady vnitřních a vnějších faktorů (Lorimer et al., 2006).

HV převládá u starších lidí, z nichž 90 % představují ženy, ale může se vyskytovat i u dětí ve formě juvenilního HV. Důležité jsou genetické predispozice. Více než 60 % pacientů uvádí výskyt HV v rodinné anamnéze (Glasoe, Nuckley, Ludewig, 2010).

Neutrální postavení palce nohy je zajištěno vyváženou aktivitou abduktorů a adduktorů. V případě narušení této rovnováhy převládne tah adduktorů, vedoucí ke vbočení palce (Kubát, 1985). Tato nerovnováha je považována za jeden z klíčových faktorů rozvoje HV (Incel et al., 2003; Hoffmeyer et al., 1988).

Dungal (2005) uvádí za nejdůležitější přímý faktor vzniku vbočeného palce nošení nevhodné obuvi (úzká, špičatá obuv s vysokým podpatkem) a těsné punčochy.

Ty tlačí palec do valgózního postavení a zároveň útlakem poškozují svaly nohy. Lorimer et al. (2006) nepovažují nevhodné obouvání za primární příčinu vzniku vbočeného palce, ale za predispozici, která k jejímu vzniku přispívá.

HV je velmi často sdružen s pes planus (plochá noha) a ten může být považován za její příčinu (Komeda et al., 2001).

Z vnitřních faktorů, které mohou přispět k rozvoji valgózní deformity, Lorimer et al. (2006) uvádí nadměrnou pronaci v subtalárním nebo v Chopartově kloubu, kdy noha zůstává v pronaci od fáze střední opory až do odrazu palce. Dalšími faktory, které autor zmiňuje, jsou strukturální anomálie dolní končetiny, které přispívají ke kompenzaci nadměrné pronace nohy, dále pak traumata poškozující první metatarsophalangeální kloub a měkké tkáně, dislokace nebo amputace druhého prstu v metatarsophalangeálním kloubu.

Potenciální predispozici k rozvoji této deformity představuje tvar hlavičky prvního metatarsu. Plochá hlavička je odolná vůči deformačním vlivům, kdežto kulovitá (konvexní) hlavička vede často k deformitě palce, což dokazují i rentgenové snímky. Kulovitá hlavička je ve většině případů spojena s dlouhým prvním metatarssem (v porovnání s délkou druhého metatarsu). Dlouhý první metatars brání dorziflexi v metatarsophalangeálním kloubu a mění směr palce do valgozity (Glasoe, Nuckley, Ludewig, 2010).

Valmassy (1996) uvádí jako obvyklý důvod vzniku vbočeného palce hypermobilitu prvního prstu u addukčního předonoží.

Glasoe, Nuckley, Ludewig (2010) popisují 3 důležité faktory vzniku HV:

- rotace prvního metatarsu okolo své vlastní osy,
- pokles klenby orientuje osu prvního metatarsu směrem k vertikále, to umožňuje prvnímu metatarsu addukci s menším anatomickým odporem,
- instabilita segmentů prvního metatarsálního oblouku.

Rotace prvního metatarsu (a velmi často pronace celého předonoží) je běžně pozorována u pacientů s poklesem výšky mediálního podélného oblouku (Eustace et al., 1994).

Do vnějších faktorů řadí Lorimer et al. (2006) zánětlivá kloubní onemocnění, poruchy pojivové tkáně, ligamentózní laxitu a neuromuskulární onemocnění.

Ze zánětlivých kloubních onemocnění je častá revmatoidní artritida, která způsobí u téměř 25 % lidí poškození prvního metatarsophalangeálního kloubu.

Toto poškození nastává v důsledku oslabení kloubních struktur. Při zatížení takto oslabeného prvního metatarsophalangeálního kloubu se zvyšuje riziko jeho dislokace (Glasoe, Nuckley, Ludewig, 2010).

Snížená pevnost vaziva může být pouze v prvním paprsku nohy a způsobí jeho hypermobilitu. Jestliže je však tato vazivová laxita v celém předonoží, dochází k oddálení metatarsů při zatížení a noha je více vystavena deformačním vlivům (Dungl, 2005).

1.3.3 Patomechanika

Vbočený palec je komplexní deformita, která v sobě zahrnuje mnoho odchylek, přičemž na základě jedné vznikají úchytky další (Dungl, 2005).

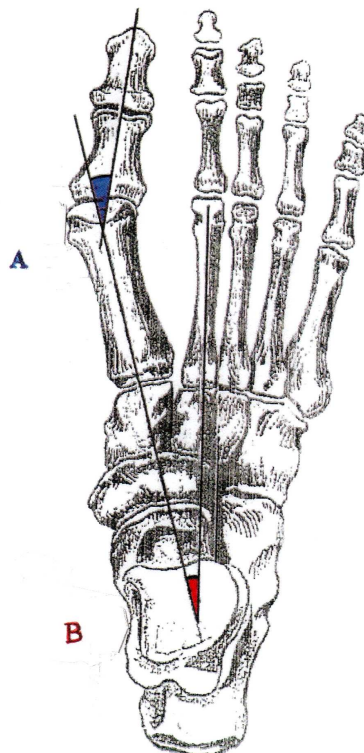
Za normálních okolností je první metatarsophalangeální kloub stabilizován šlachami svalů, které ho obklopují. Za patologické situace dojde k vychýlení kostí a k následné destabilizaci svalových skupin okolo kloubu. Palec vybočuje a rotuje laterálně, zatímco první metatars se uchyluje mediálně a do určité míry také rotuje laterálně. Změna úhlu mezi těmito dvěma hlavními segmenty kloubu způsobí vznik trhlinek, oslabení mediálních kapsulárních vláken a tah sezamské kosti a metatarsální hlavičky z jejich normálního kloubního spojení. Změněné kloubní spojení sezamských kostí a tlak mediálního kapsulárního valu způsobí erozi chrupavky a kosti pod chrupavkou metatarsální hlavičky. Vbočením palce se změní pozice šlach a tím i jejich uplatnění při pohybu ve vztahu ke kloubním osám. Vychýlená pozice palce a excentrický tah šlach představují tlak na metatarsální hlavici, což ještě podpoří mediální výchylku první metatarsální kosti (Dykyj, 1989).

Závažnost vbočeného palce se hodnotí na základě rentgenového snímku určením velikosti úhlu valgozity palce a úhlu mezi prvním a druhým metatarsem (1-2 intermetatarsální úhel) (viz obr. 7). Úhel valgozity palce je úhel mezi dlouhou osou proximálního článku palce a dlouhou osou prvního metatarsu. 1-2 intermetatarsální úhel vyjadřuje vzájemné oddalování prvního a druhého metatarsu, které se s rozvojem deformity zvětšuje (Glasoe, Nuckley, Ludewig, 2010).

Fyziologicky se hodnota 1-2 intermetatarsálního úhlu pohybuje v rozmezí 0 – 14° a hodnota úhlu valgozity palce do 16°. Při valgozitě palce v rozmezí 17 – 25° hovoříme o mírné deformitě. Při zvětšení úhlu mezi hodnoty 26 – 35° označujeme deformitu jako závažnou. Jestliže je velikost úhlu větší než 35°, dochází k subluxaci

prvního metatarsálního kloubu (Dungl, 2005). Někteří autoři považují za abnormální úhel mezi prvním a druhým metatarsem úhel větší než 9° (Tachdjian, 1997; Hardy, Clapham, 1951).

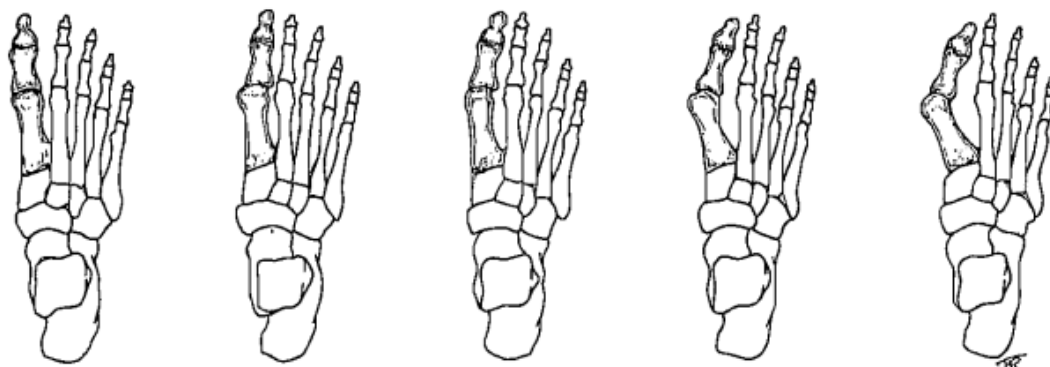
Obr. 7. Hodnocení úhlů nohy pro určení míry závažnosti HV: A (modře vyznačeno) – úhel valgozity palce, B (červeně vyznačeno) – 1-2 intermetatarsální úhel (upraveno dle Tachdjian, 1997)



Valmassy (1996) uvádí 4 stádia vývoje vbočeného palce (viz obr. 8). Pro první stádium je charakteristický abdukční (laterální) posun báze proximálního článku prstu vůči hlavičce prvního metatarsu. Je zřejmá hypermobilita prvního paprsku nohy, kdy se první metatars výrazně pohybuje ve frontální a transverzální rovině. S progresí deformity ztrácí transverzální hlava m. adductor hallucis schopnost udržovat stabilitu metatarsů během opěrné a odrazové fáze chůze. Ve druhém stádiu se palec více přibližuje ke druhému prstu v důsledku tahu m. flexor hallucis longus a m. extensor hallucis longus, které se posouvají do středu prvního metatarsophalangeálního kloubu. Pro třetí stádium je typické rozšíření nohy a to zejména mezi prvním a druhým metatarsem, následkem čehož dochází i ke zvětšení 1-2 intermetatarsálního úhlu.

V poslední fázi dochází k subluxaci nebo dislokaci metatarsophalangeálního kloubu palce.

Obr. 8. Stádia halluxu valgus (upraveno dle Valmassy, 1996)



Normální noha 1. stádium HV 2. stádium HV 3. stádium HV 4. stádium HV

Vybočující palec tlačí na druhý prst, ten postupně vytlačuje třetí prst až vznikne laterální vychýlení všech prstů. Je časté, že se palec protlačuje pod druhý prst na němž se tvoří kladívkovitá deformita (Dungl, 2005). Kladívkovitá deformita vypadá tak, že v metatarsophalangeálním kloubu je hyperextenze, v proximálním interphalangeálním kloubu je flexe a v distálním interphalangeálním kloubu je buď flexe nebo mírná hyperextenze (Popelka, Vavřík, 2005).

HV je sdružený s těmito typy nohou:

- částečně kompenzované varózní předonoží,
- kompenzované varózní předonoží,
- supinované předonoží,
- flexibilní valgózní předonoží,
- kompenzovaný vrozený equinus,
- kompenzovaná deformita nohy v transversální rovině (Valmassy, 1996).

Kombinace HV s různým typem nohy má vliv na to, v jaké míře se HV projeví.

1.3.4 Léčba a terapie

První možností léčby HV je **konzervativní terapie**. V rámci této terapie se aktivně posilují abduktory palce, mezi palec a ostatní prsty se vkládají různé druhy korektorů (Kubát, 1985). Důležitá je úprava obuvi, kdy je snahou snížit tření a tlak na prominující hlavičku prvního metatarsophalangeálního kloubu rozšířením a

prohloubením přední části boty (Joseph, Mroczek, 2007). Součástí konzervativní terapie jsou koupele a pravidelná gymnastika nohou (Dungl, 2005). Provádí se myofasciální techniky měkkých tkání nohy, trakce a centrace kloubů nohy a obnovení „joint play“. Důležitá je také obnova dynamické stabilizace nohy a reedukace odrazu (Kozáková et al., 2010). Ke korekci se používají funkční ortézy nohy, které jsou efektivní v počátečních stádiích. Nejenom že zpomalují progresi deformity, ale eliminují i klinické symptomy, které HV doprovázejí. Funkční ortézy nohy se využívají i před operací ke snížení symptomů a k redukci progresu deformity a po operaci jsou prospěšné k obnovení funkce nohy (Valmassy, 1996). Další možnost, kterou lze v konzervativní léčbě u HV využít, je korekční tejp. Korekční tejp mírní bolest, stabilizuje daný segment ve fyziologickém postavení. Aplikuje se dlouhodobě na noc a kombinuje se s rehabilitačním cvičením (Flandera, 2006).

Operativní řešení následuje až po selhání konzervativní léčby (Joseph, Mroczek, 2007), indikací je bolest sdružená s deformitou (Magnan et al., 2006).

Před operací musí klinik vzít v úvahu anamnézu pacienta, fyzikální vyšetření a rentgenové snímky. Cílem chirurgické léčby je obnova fyziologického postavení segmentů prvního paprsku, vedoucí ke zlepšení funkce a eliminace bolesti. Chirurgický zásah by měl pozitivně ovlivnit:

- konfiguraci segmentů v oblasti prvního paprsku, především prvního metatarsophalangeálního kloubu (včetně odstranění prominence hlavičky prvního metatarsu),
- velikost úhlu mezi prvním a druhým metatarsem,
- postavení sezamských kůstek pod hlavičkou prvního metatarsu,
- přenos zatížení přes I. paprsek,
- rozsah pohybu v prvním metatarsophalangeálním kloubu (Frank et al., 2009).

Dungl (2005) dělí operační výkony do 4 skupin dle typu korekce:

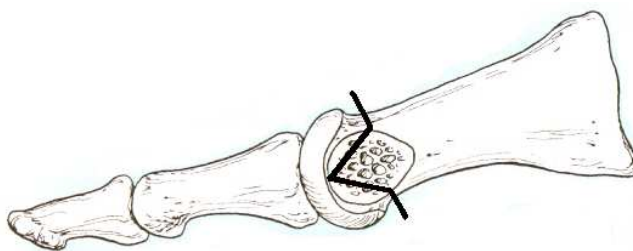
1. výkony na měkkých tkáních,
2. resekční artroplastiky,
3. osteotomie ke korekci varozity,
4. artrodézy prvního metatarsophalangeálního kloubu.

U pacientů ve věkovém rozmezí 20 – 50 let se ve většině případů realizují osteotomie I. metatarsu a výkony na měkkých tkáních, u pacientů starších 50ti let se častěji provádějí resekční výkony (Dungl, 2005).

Podrobněji bych se zmínila pouze o technikách operačních výkonů, které byly provedeny u našich probandů v rámci této studie. Jednalo se o Chevron osteotomii I. metatarsu a Scarf osteotomii I. metatarsu kombinovanou s Weil osteotomií II. – IV. metatarsu.

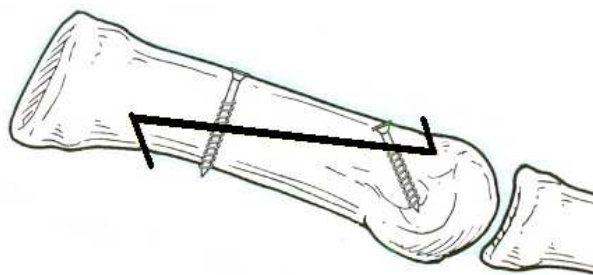
Chevron osteotomie I. metatarsu – se využívá pro korekci mírného a středního HV (Trnka et al., 2000). Richardson (2008) uvádí úhel valgozity palce menší než 30° a 1-2 intermetatarsální úhel menší než 13°. Operace sestává z odstranění mediální kostní prominence, laterální translace metatarsální hlavice po osteotomii ve tvaru písmene „V“ (viz obr. 9), uvolnění laterálních capsuloligamentózních struktur a rekonstrukce mediálních metatarsosezamoidních ligament. Tyto procesy umožňují laterální posun metatarsální hlavice a dovolují korekci deformity. Často je nezbytné ještě provést tenotomii (Steinböck, 2003). Stabilita osteotomie se zajišťuje jedním nebo dvěma Kirschnerovými dráty, kortikálním šroubem nebo vstřebatelným hřebem (Richardson, 2008).

Obr. 9. Chevron osteotomie – černě zobrazena linie řezu (upraveno dle Richardson, 2008)



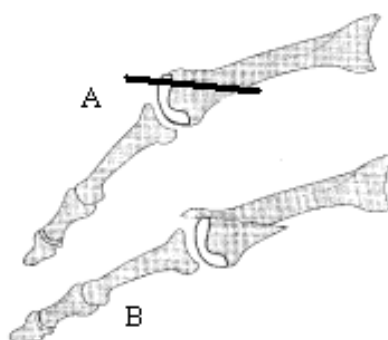
Scarf osteotomie I. metatarsu – je indikována u pacientů s HV, kdy 1-2 intermetatarsální úhel nabývá hodnot v rozmezí 12 – 24° (Weil, 2003). Tato metoda zahrnuje osteotomii prvního metatarsu ve tvaru písmene „Z“, která je vnitřně fixována (viz obr. 10). Dále laterální uvolnění, resekci mediální kostní prominence a mediální kapsulorafii (zřasení a zkrácení kloubního pouzdra). Scarf osteotomie je stabilní, dochází při ní k minimálnímu zkrácení prvního metatarsu a vnitřní fixace je poměrně snadná (Jones et al., 2004).

Obr. 10. Scarf osteotomie I. metatarsu – černě zobrazena linie řezu (upraveno dle Richardson, 2008)



Weil osteotomie II. – IV. metatarsu – se provádí často pro léčbu metatarsalgíí, kdy dochází k subluxaci nebo dislokaci drobných metatarsophalangeálních kloubů (Hofstaetter et al., 2005). Weil osteotomie je šikmá osteotomie metatarsálního krčku a diafýzy, která se provádí rovnoběžně s podložkou. Plantární fragment je posunut proximálně a dochází ke zkrácení metatarsu. Následně je jištěn vnitřní fixací a šrouby (Trnka et al., 2002). Tato metoda výrazně redukuje bolest, snižuje tvorbu keratóz na plosce a zvyšuje funkční schopnost chůze pacienta. Weil osteotomie je bezpečná a efektivní (Hofstaetter et al., 2005).

Obr. 11. Weil osteotomie: A – linie řezu, B – posun plantárního fragmentu (upraveno dle Trnka et al., 2002)



V literatuře bylo popsáno více než 150 operačních způsobů pro korekci HV, většina z nich měla přijatelné výsledky. Každá technika je však spojena s určitými riziky a komplikacemi, recidiva deformity je bohužel běžná (Coetsee et al., 2003).

Čtyři týdny po operaci je doporučena rehabilitace. Rehabilitační program je zpočátku zaměřen na redukci otoku. Dolní končetina se elevuje, využívá se lymfatické drenáže, kryoterapie a aktivuje se svalová pumpa. Pro dosažení fyziologických vzorců

chůze je důležitý trénink přenosu zatížení od iniciálního kontaktu, přes přenos hmotnosti v mezistoji a konečném stoji až po aktivní odraz z palce. Dále se používá manuální terapie, mobilizace, trakce a vibrační trakce. Vibrační trakce slouží k aktivaci mechanoreceptorů, které byly inhibovány aferentními senzory pro bolest (Schuh et al., 2009).

1.3.5 Chůze s hallux valgus

Za fyziologických podmínek první metatarsophalangeální kloub palce (spolu s metatarsophalangeálními klouby ostatních prstů) vykonávají aktivní dorsiflexi před iniciálním kontaktem paty až do kontaktu bříška paty o podložku. To je umožněno díky m. extensor hallucis longus. Následuje plantární flexe, kterou provádějí metatarsophalangeální klouby 2. – 5. prstu dříve než palec. Během zatížení předonoží vykonává palec dorziflexi (Valmassy, 1996). V závěru stojné fáze dojde k rychlé dorzální flexi palce jako příprava na následný odraz. Během švihové fáze se prsty (včetně palce) flektují plantárně (Harris, Smith, Marks, 2008).

Během počátečního kontaktu paty s podložkou a v první fázi střední opory dochází v subtalárním kloubu k pronaci. Tato pronace usnadňuje adaptaci nohy na nerovný terén a tlumí nárazy (Kirby, 2000). Jestliže je však pronace nadměrná, dochází k velké mobilitě středonoží a klesá stabilita. Dále je zamezena resupinace a z nohy se nemůže stát pevná páka pro oporu při pohybu vpřed. Aby mohl být pohyb vpřed proveden, je zapotřebí 65° dorzální flexe v prvním metatarsophalangeálním kloubu. Dorzální flexe palce je 20 – 30°, zbývajících 40° musí zajistit první metatars plantiflexí (Frank et al., 2009). Valmassy (1996) dodává, že se první metatars pohybuje plantárně a posteriorně. V případě, že je noha přetížena nadměrnou pronací, nelze dosáhnout plných 65° dorzální flexe a na první metatarsophalangeální kloub působí velké síly, které způsobí vbočení palce (Frank et al., 2009).

Chůze jedinců s HV se vyznačuje delším zatížením paty, středonoží a laterální metatarsální hlavičky v průběhu stojné fáze (Harris, Smith, Marks, 2008). Palec a druhý prst jsou v porovnání se „zdravou“ nohou zatíženy výrazně méně, hlavička třetího až pátého metatarsu naopak více (Hutton, Dhanendran, 1981). Dále je snížena míra zatížení palce při odrazu, což vede ke změně chůzového mechanismu (Harris, Smith, Marks, 2008). Úloha palce během přenosu zatížení klesá a COP se přesouvá laterálně (Schuh et al., 2009).

V počátečních stádiích HV dochází k antalgické chůzi (Harris, Smith, Marks, 2008), snižuje se rychlost chůze, délka kroku i schopnost zrychlení pohybu (Menz, Lord, 2005). V pokročilejších stádiích dochází ke kompenzačnímu rotačnímu vychýlení celé dolní končetiny. Kompenzační změny při chůzi, se snahou co nejkratší dobu zatěžovat laterální část palce a první metatarsální hlavičku, mohou vést až k problémům s dolními končetinami a se zády (Harris, Smith, Marks, 2008). Vliv deformity nohy na bolest v dolní oblasti zad sledovali také Incel, Cimen a Erdogan (2004). Autoři uvádějí, že přítomnost HV a/nebo ploché nohy zvyšuje míru invalidity u této skupiny pacientů.

1.4 Analýza chůze z hlediska biomechaniky

Základní rozdělení biomechanických metod při analýze chůze je na kinematickou a dynamickou. Při kinematické analýze jsou hodnoceny základní kinematické parametry (dráha, úhel, rychlost,...), které umožňují kvantifikovat polohy vybraných segmentů a jejich změny. U dynamické analýzy je měřeným parametrem síla a účinky, které způsobuje. Do dynamické analýzy se řadí dynamometrie, dynamografie a pedobarografie. *Dynamometrie* měří maximální sílu, *dynamografie* určí závislost síly na čase během pohybu. K tomuto měření se využívají silové plošiny, které při kontaktu s povrchem plošiny měří velikost reakční síly. (Janura, osobní sdělení, 2011).

Vzhledem k tomu, že cílem práce je posouzení změn v zatížení nohy při chůzi, zaměříme se v dalším textu na dynamické metody.

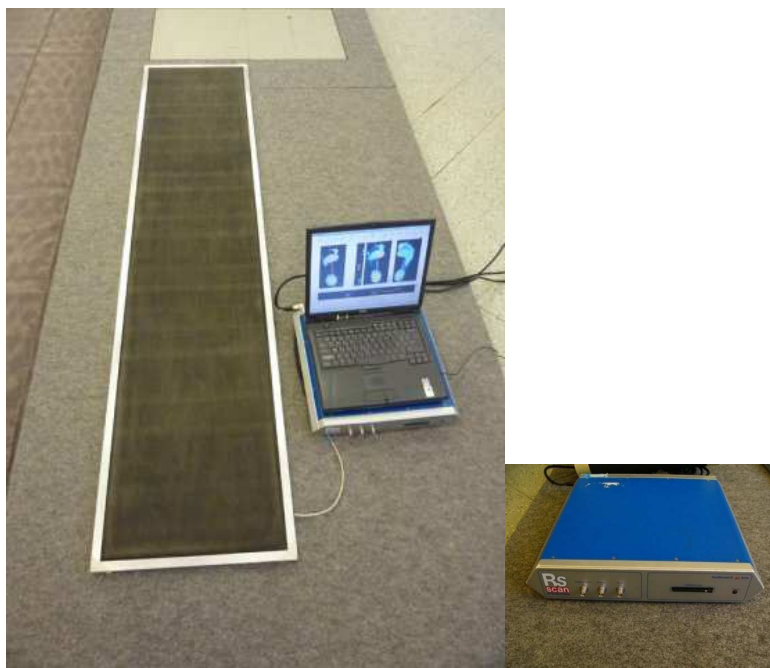
1.4.1 Měření velikosti a rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou

Touto analýzou se zabývá *pedobarografie*, pomocí které lze vyšetřit velikost a rozložení tlaku pod chodidlem během chůze nebo stoje. Měření se provádí pomocí tlakové desky (plošiny). Využití této metody je zejména pro výzkum fyziologické a patologické chůze či stoje. V České republice se můžeme setkat například se systémy *Emed®*, *Footscan®* či *Baropodometer* (Anonym 1, 2011).

Belgická firma RSscan INTERNATIONAL vyvinula systémy *Footscan®* (viz obr. 12), pomocí nichž je možné přesné dynamické měření tlaku. Měřit můžeme pomocí tlakových desek nebo stélek v obuvi. Tlakové desky umožňují provádět jak statická, tak dynamická měření, která mohou být provedena s obuví i bez ní. U stélek

do obuvi se provádí dynamické měření. Vedle měření tlaku $[N/cm^2]$ při odvíjení plosky, poskytuje Footscan® důležité informace o pohybu nohy, časových a prostorových parametrech odvíjení plosky při chůzi. Všechna tato kritéria jsou důležitá pro vyhodnocení charakteru chůze člověka (Anonym 2, 2011).

Obr. 12. Footscan® systém

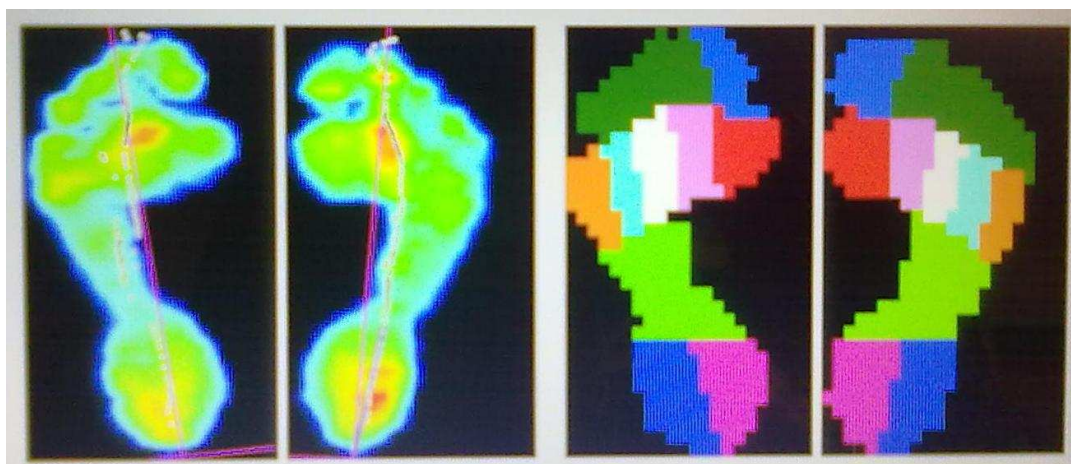


Počátky vývoje systému Footscan® byly původně za účelem poskytnutí informací o tlakové distribuci pod chodidlem během chůze pro ortopedy, ortopedické techniky a podiatry. Vzhledem k širokému spektru užití tohoto systému jsou tato zařízení využívána v mnoha odvětvích. Například ve sportovní medicíně, fyzioterapii, neurologii, na univerzitách, v průmyslu a v laboratořích zabývajících se chůzí. Sportovní trenéři podle tohoto systému mohou zjistit detailní timing, reakční čas, rozložení tlaků a progresi COG (center of gravity). Na základě znalostí těchto informací mohou jejich svěřenci dosáhnout lepších výsledků současně s menším zatížením nohy. Sportovní odvětví, ve kterých lze uplatnit systém Footscan®, jsou rozmanitá – golf, lukostřelba, vzpírání, cyklistika, bruslení, lyžování a další (Anonym 2, 2011).

Měřicí systém Footscan® se skládá z tlakové plošiny se senzory, měřící jednotky, notebooku (nebo PC) a software. Je možná jeho synchronizace i s dalšími měřicími zařízeními (silové plošiny, infračervené kamery, EMG systémy,...). Tlaková

plošina je složena ze dvou ochranných vrstev mezi nimiž je vrstva senzorů. Sensory jsou odporové (uhlíkový prach nebo inkoust mezi dvěma vrstvami vodičů) a jejich hustota je zhruba 2,6 senzoru na cm^2 při citlivosti v rozsahu $0,27 - 127 \text{ N/cm}^2$ (citlivost se odvíjí od verze software). Celková plocha plošiny je o něco větší než plocha se senzory. Délka plošiny může být různá – 0,5 m, 1 m nebo 2 m, od ní se pak odvíjí snímkovací frekvence (100 – 500 Hz) a délka měření (2 – 10 s). Šířka plošiny je 0,4 m. Naměřený otisk se zobrazí jako barevná škála podle velikosti tlaku a systém ho automaticky rozdělí na deset oblastí (Anonym 1, 2011). Zobrazení otisku je znázorněno na obrázku 13.

Obr. 13. Zobrazení otisku s využitím systému Footscan®: levá strana – barevná škála, pravá strana – rozdělení na 10 oblastí



2 CÍLE A HYPOTÉZY

CÍL PRÁCE

Hlavním cílem diplomové práce bylo určit velikost změn v zatížení nohy po operativním řešení u hallux valgus.

DÍLČÍ CÍLE PRÁCE

1. Oslovit osoby s HV před operačním zákrokem, vysvětlit jim důvod a výstupy měření.
2. Zorganizovat měření zatížení nohy u těchto osob před a po operaci.
3. Určit parametry charakterizující zatížení nohy (časové, tlakové) a provést vyhodnocení záznamu.
4. Porovnat zatížení nohou před a po operaci HV.

HYPOTÉZY

H₀1: Zatížení předonoží se před a po operaci HV nezměnilo:

- a) na operované noze
- b) na neoperované noze
- c) mezi operovanou a neoperovanou nohou

H₀2: Zatížení středonoží se před a po operaci HV nezměnilo:

- a) na operované noze
- b) na neoperované noze
- c) mezi operovanou a neoperovanou nohou

H₀3: Zatížení zánoží se před a po operaci HV nezměnilo:

- a) na operované noze
- b) na neoperované noze
- c) mezi operovanou a neoperovanou nohou

3 METODA VÝZKUMU

Měření probíhalo v laboratoři fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci ve spolupráci s Ortopedickou klinikou Fakultní nemocnice v Olomouci.

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Do testované skupiny bylo zařazeno 10 žen, které byly přijaty k operaci HV na Ortopedickou kliniku Fakultní nemocnice v Olomouci. Jejich průměrný věk byl 51,5 let ($\pm 11,6$ let), průměrná výška 165,9 cm ($\pm 5,5$ cm) a průměrná hmotnost 67,3 kg ($\pm 9,1$ kg).

U 6 pacientů byl operován pravý I. metatarsophalangeální kloub a u 4 byl operován levý I. metatarsophalangeální kloub. Přehled provedených zákroků a počet odoperovaných probandů jednotlivými technikami znázorňuje tabulka 1.

Tab. 1. Přehled provedených zákroků u měřené skupiny

Typ operace	Počet probandů
Scarf, Weil II. – IV.	3
Chevron	2
Scarf, Weil II. – IV., duVries II.	2
Chevron, McBride	1
Weil II. – III., Lapidus I., McBride	1
Shede, prodl.extenzoru	1

3.2 Přístrojová technika – Footscan®

Pro analýzu rozložení tlaků pod ploškou při chůzi jsme použili dvoumetrovou plošinu Footscan® s pracovní plochou 2 070 x 460 x 20 mm. Pod krycí vrstvou tohoto zařízení je uloženo 16 384 snímačů (hustotou senzorů 2,6 senzoru na cm^2). Citlivost snímačů se pohybovala kolem 0,27 – 127 N/cm^2 . Snímkovací frekvence byla 100 a 126,1 Hz, při délce měření 2,5 a 2 s. Měřicí plošina byla na začátku a na konci doplněna o dřevěné desky, jejichž výška byla shodná s výškou silové plošiny, aby nedošlo k ovlivnění chůze nerovnostmi. Tím bylo měřeným osobám umožněno absolvovat pokus plynulou rychlostí.

3.3 Postup měření

V laboratoři, ve které probíhalo měření, jsme se snažili zajistit kvalitní osvětlení, tepelný komfort, dostatečný prostor pro chůzi a klidné prostředí s minimem rušivých faktorů. Měření probíhalo v dopoledních hodinách.

Každý proband podepsal informovaný souhlas, že byl seznámen s průběhem a účelem měření (viz Příloha I). Byla odebrána anamnéza a provedeno vyšetření nohy dle protokolu, který sestavila Mgr. Jitka Kozáková (viz Příloha II). Vyšetřovaný byl instruován o provedení chůze jemu vlastním způsobem, na který je zvyklý a který běžně používá. Nebylo nijak zasahováno do rychlosti chůze a délky kroků. Před samotným začátkem měření měl proband možnost si „nanečisto“ vyzkoušet chůzi po plošině. Následovalo deset měřených pokusů, vždy bez obuvi a ponožek. Průběh měření byl stejný pro všechny testované subjekty.

První měření proběhlo vždy den před vlastní operací na Ortopedické klinice Fakultní nemocnice v Olomouci. Po zhojení rány probíhala intenzivní rehabilitace. Pacientky měly možnost docházet na rehabilitaci do RRR centra v Olomouci nebo absolvovaly rehabilitaci v místě svého bydliště. Rehabilitační program v RRR centru byl zaměřen zejména na dynamickou stabilizaci nohy (tříbodová opora, senzomotorická stimulace, přenos zatížení na předonoží) a reedukaci krokového cyklu. Této hlavní části předcházela fáze přípravy (myofasciální ošetření a mobilizace). Druhé měření bylo provedeno řádově po třech měsících opět vyšetřením chůze pomocí systému Footscan®.

3.4 Měřené parametry

Pro potřeby práce byl záznam z tlakové plošiny zpracován tak, že kontaktní plocha plosky nohy byla rozdělena na 10 oblastí:

Heel medial (mediální část paty),

Heel lateral (laterální část paty),

Midfoot (středonoží),

Meta 1 (oblast pod hlavičkou I. metatarsu),

Meta 2 (oblast pod hlavičkou II. metatarsu),

Meta 3 (oblast pod hlavičkou III. metatarsu),

Meta 4 (oblast pod hlavičkou IV. metatarsu),

Meta 5 (oblast pod hlavičkou V. metatarsu),

Toe 1 (palec),

Toe 2 – 5 (II. – V. prst), přičemž pro potřeby našeho výzkumu jsme tyto části rozdělili na předonoží (palec, II. – V. prst a všech pět hlaviček metatarsů), středonoží a zánoží (mediální a laterální část paty).

Pro hodnocení průběhu a velikosti zatížení těchto oblastí jsme použili následující parametry:

% Contact – relativní trvání zatížení oblasti vzhledem k trvání stojné fáze [%],

Max P – maximum tlaku [N/cm^2],

Time Max P – čas dosažení maxima tlaku [ms],

Load rate – rychlost zatížení [$\text{N}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$], (určeno jako $\text{Max P}/\text{Time Max P}$),

Impulse – tlakový impuls – integrál vypočítaný ze závislosti tlaku na čase [$\text{N} \cdot \text{s}/\text{cm}^2$],

Contact area – plocha specifické oblasti [cm^2],

Max peak sensor value in area – maximální hodnota tlaku naměřená na některém ze senzorů v dané oblasti [N/cm^2].

3.4 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl použit software Statistica verze 9.0 a MS Excel. Pro naměřené veličiny byly vypočítány základní statistické charakteristiky (průměr, směrodatná odchylka, minimum a maximum). Pro hodnocení změn měřených parametrů na jednotlivých končetinách před a po operaci byla použita analýza rozptylu pro opakovaná měření a Scheffeho post hoc test. Hypotézy jsme stanovili jako nulové a statistickou významnost jsme určovali na 5 % hladině ($p < 0,05$).

4 VÝSLEDKY

Základní statistické veličiny sledovaných parametrů jsou uvedeny v tabulkách 3 – 12 v příloze III. Parametry, u kterých byl rozdíl významný na hladině $p < 0,05$, jsou znázorněny v tabulce 2.

Tab. 2. Statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) měřených parametrů na obou nohách před a po operaci

	Palec		II. – V. Prst		Hlavička I. metatarsu		Hlavička V. metatarsu	
	varianta	p	varianta	p	varianta	p	varianta	p
% Contact	3 + 4	0,03					3 + 4	0,02
Time Max P			3 + 4	0,03	3 + 4	0,05		
Contact Area							1 + 2	0,03
							2 + 3	0,02
							3 + 4	0,02

Legenda:

- 1 – neoperovaná noha před operací,
- 2 – operovaná noha před operací,
- 3 – neoperovaná noha po operaci,
- 4 – operovaná noha po operaci,
- p – hladina statistické významnosti.

4.1 Ověření hypotézy H_01

Hypotéza H_01 : Zatížení předonoží se před a po operaci HV nezměnilo:

- a) na operované noze
- b) na neoperované noze
- c) mezi operovanou a neoperovanou nohou

H_01 a), b)

Zjištěné rozdíly před operací a po operaci nejsou pro žádný z měřených parametrů významné na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Tento závěr platí pro operovanou i neoperovanou nohu.

Hypotézu H_01 a) nelze zamítnout.

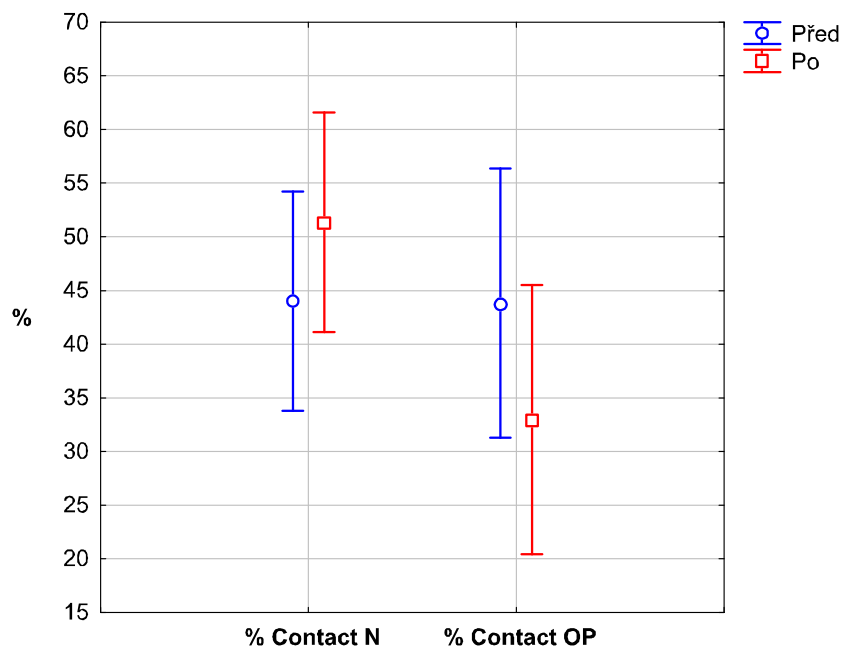
Hypotézu H_{01 b} nelze zamítnout.

H_{01 c})

Oblast palce

Po operaci došlo k významnému snížení ($p < 0,05$) relativního trvání zatížení oblasti palce na operované (nemocné) noze v porovnání s neoperovanou (zdravou) nohou (viz graf 1).

Graf 1. Grafické porovnání relativní doby zatížení oblasti palce na obou nohách před a po operaci



Legenda (grafy 1 – 5):

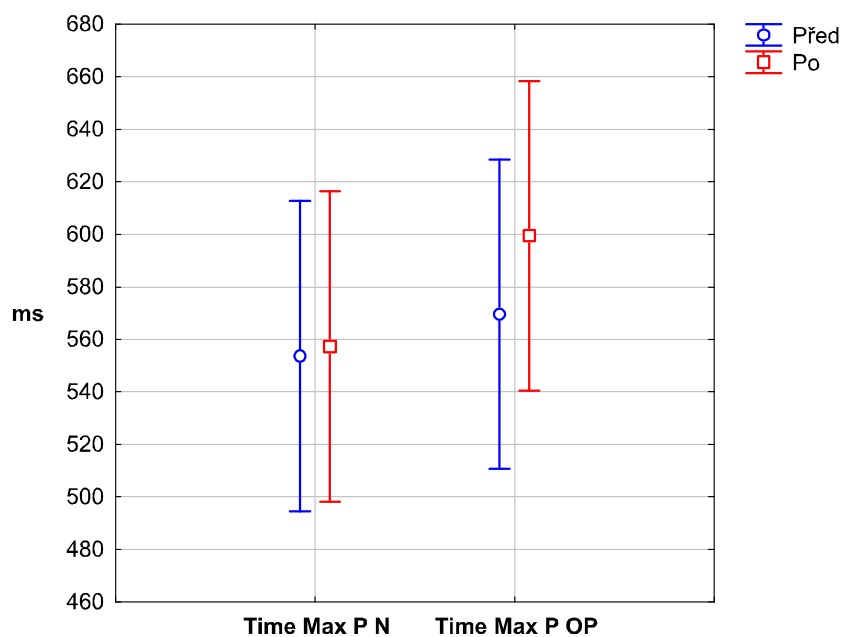
N – neoperovaná noha

OP – operovaná noha

Oblast II. – V. prstu

V této oblasti se významně zvýšila ($p < 0,05$) doba dosažení maxima tlaku po operační korekci na operované noze oproti neoperované noze (viz graf 2).

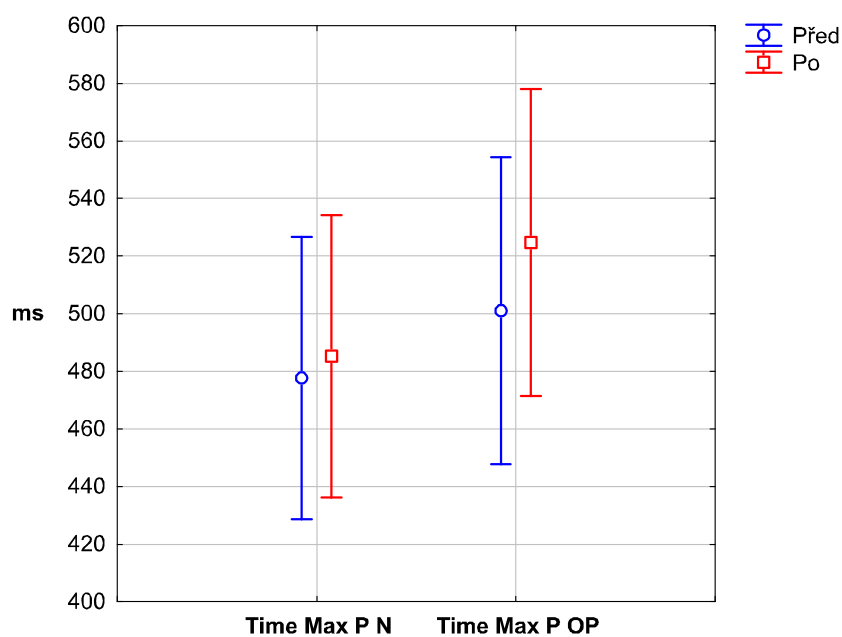
Graf 2. Grafické porovnání doby dosažení maxima tlaku v oblasti II. – V. prstu na obou nohách před a po operaci



Oblast hlavičky I. metatarsu

Doba dosažení maxima tlaku se po operaci na operované noze významně zvýšila ($p < 0,05$) v porovnání se zdravou nohou (viz graf 3).

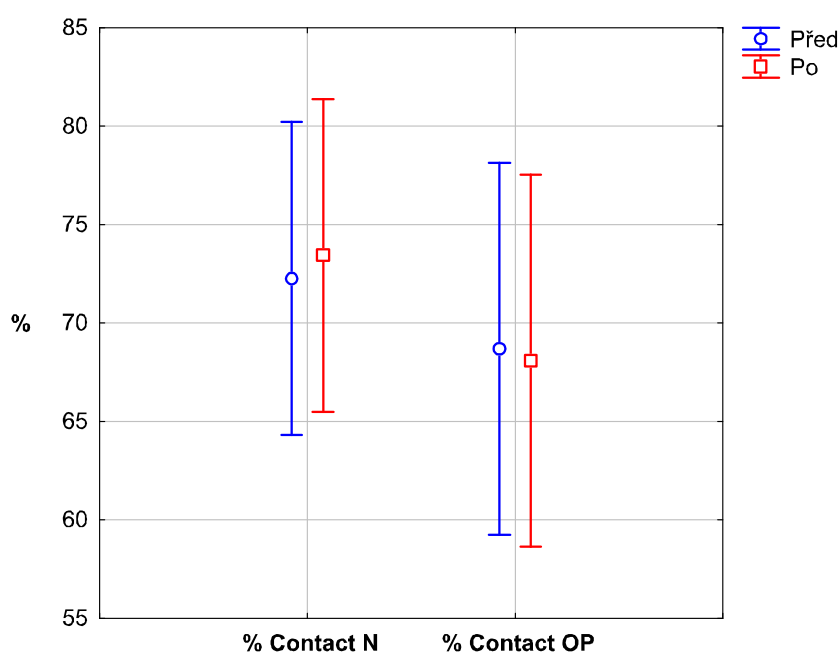
Graf 3. Grafické porovnání doby dosažení maxima tlaku v oblasti hlavičky I. metatarsu na obou nohách před a po operaci



Oblast hlavičky V. metatarsu

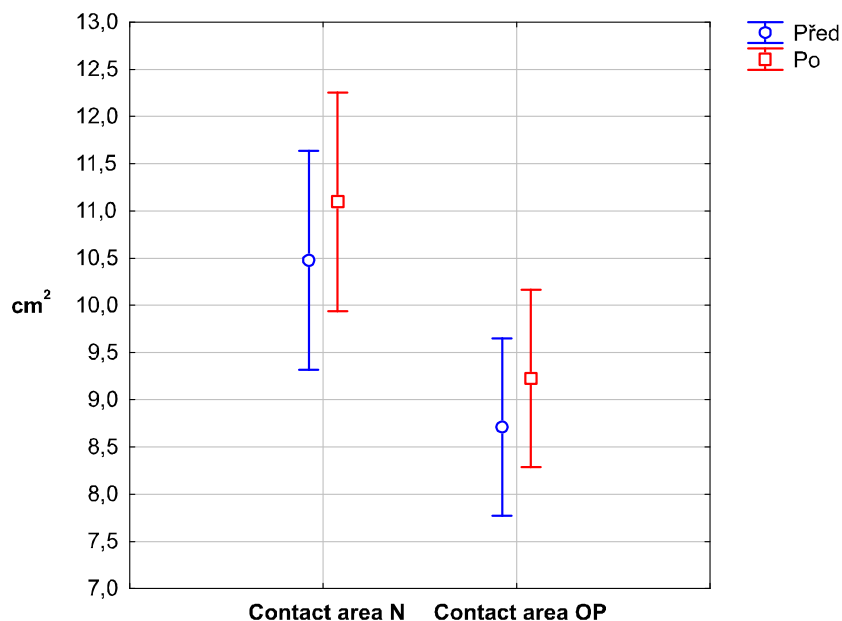
Počet statisticky významných rozdílů před a po operaci byl pro tuto oblast nejvyšší. Relativní trvání zatížení na operované noze se v porovnání s neoperovanou nohou významně snížilo (viz graf 4).

Graf 4. Grafické porovnání relativní doby zatížení oblasti hlavičky V. metatarsu na obou nohách před a po operaci



Velikost kontaktní plochy oblasti hlavičky V. metatarsu byla před operací významně nižší ($p < 0,05$) na nemocné noze než na zdravé. Tento rozdíl jsme zjistili pro velikost tohoto parametru i po provedení operace. Další rozdíl, který jsme pozorovali byl ve velikosti kontaktní plochy na nemocné noze před operací a na zdravé noze po operaci. Došlo k nárůstu kontaktní plochy ($p < 0,05$) v této oblasti. Tyto rozdíly jsou znázorněny v grafu 5.

Graf 5. Grafické porovnání kontaktní plochy hlavičky V. metatarsu na obou nohách před a po operaci



Hypotézu H₀1 c) zamítáme.

4.2 Ověření hypotézy H₀2

Hypotéza H₀2: Zatížení středonoží se před a po operaci HV nezměnilo:

- a) na operované noze
- b) na neoperované noze
- c) mezi operovanou a neoperovanou nohou

H₀2 a), b), c)

Zjištěné rozdíly před operací a po operaci nejsou pro žádný z měřených parametrů významné na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Tento závěr platí pro operovanou, neoperovanou nohu i pro porovnání obou noh.

Hypotézu H₀2 a) nelze zamítnout.

Hypotézu H₀2 b) nelze zamítnout.

Hypotézu H₀2 c) nelze zamítnout.

4.3 Ověření hypotézy H_03

Hypotéza H_03 : Zatížení zánoží se před a po operaci HV nezměnilo:

- a) na operované noze
- b) na neoperované noze
- c) mezi operovanou a neoperovanou nohou

H_03 a), b), c)

Zjištěné rozdíly před operací a po operaci nejsou pro žádný z měřených parametrů významné na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Tento závěr platí pro operovanou, neoperovanou nohu i pro porovnání obou noh.

Hypotézu H_03 a) nelze zamítnout.

Hypotézu H_03 b) nelze zamítnout.

Hypotézu H_03 c) nelze zamítnout.

5 DISKUZE

Při chůzi člověka dochází k opakování sekvence pohybu dolních končetin a k postupu těla kupředu (Perry, 1992). Funkcí dolních končetin je zajistit lokomoci, posturální aktivitu a vytvořit oporu pohybové soustavě (Véle, 2006). Chůze vyžaduje simultánní zapojení všech kloubů dolních končetin do komplexního vzorce pohybu, doplněných o pohyb páteře a horních končetin (Trew, Everett, 1997).

Noha člověka je schopna přizpůsobit se běžné zátěži. V průběhu života na ni však působí mnoho faktorů, které mohou tuto odolnost snížit. Oslabením se zvyšuje předpoklad vzniku funkčních změn a deformit (Janura et al., 2007).

Dolní končetiny se realizují v rámci komplexního svalového řetězce, proto vzniklé poruchy na noze mohou mít původ v poruchách pánve, kolenního nebo kyčelního kloubu. Je možný i opačný směr působení, kdy porucha nohy ovlivňuje strukturu proximální. Do oblasti nohy zasahují dlouhé funkční svalové řetězce, které probíhají z horních končetin, přes záda na dolní končetiny a existují v obou směrech. Nemůžeme proto vyloučit ani vliv nohy na osový orgán (Véle, 2006). V rámci svalového řetězení je popsáno u funkčních změn chodidla i předsunutě držení hlavy (Lewit, Lepšíková, 2008).

Není-li porucha funkce nohy včas diagnostikována a léčena, může postupně přejít v ireverzibilní strukturální deformitu. Upevňuje se dosavadní kompenzační postavení proximálních segmentů, dochází k jejich přetěžování a náhradní pohybové vzory se fixují v CNS (Vařeka, Vařeková, 2003).

Mezi nejčastější deformity nohou patří hallux valgus (Dunzl, 2005), který výrazně narušuje stereotyp chůze. Při porovnání tlakových parametrů chůze zdravé populace a lidí s HV bylo zjištěno, že lidé s HV zatěžují delší dobu patu, středonoží a laterální metatarsální hlavice během stojné fáze (Harris, Smith, Marks, 2008). Dochází ke snížení zatěžování palce a druhého prstu nohy. Větší zatížení je pod hlavičkou třetího až pátého metatarsu (Hutton, Dhanendran, 1981). Snížení zatěžování palce může být problémem zejména při odrazu, kdy dochází ke změně chůzového mechanismu (Harris, Smith, Marks, 2008) a úloha palce postupně klesá. Dochází také k přesunu COP laterálně (Schuh et al., 2009).

Predispozice k HV jsou například u jedinců s nadměrnou pronací v subtalárním nebo v Chopartově kloubu (Lorimer et al., 2006), s kulovitou hlavičkou prvního metatarsu (Glasoe, Nuckley, Ludewig, 2010), s hypermobilitou prvního prstu u addukčního předonoží (Valmassy, 1996) a u jedinců s pes planus (Joseph, Mroczek, 2007). Z pohledu posturální ontogeneze je HV spojován s decentrací kloubu (Kolář, 2001). U žen byl zjištěn častý výskyt flexibilního valgózního předonoží, které je spojeno s přetěžováním I. prstu nohy, na základě čehož může vznikat HV (Vařeka, Vařeková, 2008).

Glasoe, Nuckley a Ludewig (2010) uvádějí, že 90 % pacientů s HV představují ženy. To se projevilo i v naší studii, kdy skupina měřených probandů sestávala ze samých žen. Ferrari a Watkinson (2005) se domnívají, že by tato predikce k HV mohla souviset s rozdílnými tlakovými parametry naměřenými na plosce mužů a žen.

Údaje získané při měření ukazují, že po operativní korekci HV došlo k tlakovým změnám plosky, které byly nejvýznamnější na předonoží mezi operovanou a neoperovanou nohou.

Před operací bylo relativní trvání zatížení oblasti palce na zdravé a nemocné noze srovnatelné. Po operaci došlo k nárůstu relativního trvání zatížení oblasti palce na neoperované noze a ke snížení relativního trvání zatížení oblasti palce na operované noze. Následkem těchto změn došlo ke statisticky významnému snížení ($p < 0,05$) relativního trvání zatížení oblasti palce na operované noze v porovnání s neoperovanou nohou.

V oblasti II. – V. prstu a hlavičky I. metatarsu byla už před operací vyšší doba dosažení maxima tlaku na operované noze oproti neoperované noze. Tento rozdíl se po operaci ještě více zvýraznil a dosáhl statistické významnosti na hladině ($p < 0,05$).

Nejvíce statisticky významných rozdílů jsme našli v oblasti hlavičky V. metatarsu. Před operací bylo relativní trvání zatížení na operované noze nižší než na neoperované noze. Operací došlo k nárůstu relativního trvání zatížení na neoperované noze a na operované noze došlo k poklesu tohoto parametru. Výsledkem těchto změn byl pokles relativního trvání zatížení na operované noze v porovnání s neoperovanou nohou, které bylo statisticky významné na hladině ($p < 0,05$). Před operací byla velikost kontaktní plochy hlavičky V. metatarsu významně nižší na operované noze v porovnání s neoperovanou nohou ($p < 0,05$). Po provedení operace se kontaktní plocha hlavičky V. metatarsu zvýšila na obou

nohách, ale nadále přetrvává významně menší ($p < 0,05$) velikost kontaktní plochy hlavičky V. metatarsu na operované noze.

V ostatních oblastech nohy nedošlo v měřených parametrech ke statisticky významným změnám na operované noze, neoperované noze, ani mezi operovanou a neoperovanou nohou.

Výsledky autorů, kteří se zabývali touto problematikou jsou často rozdílné. Schuh et al. (2009) uvádí, že na operované noze došlo ke snížení maximálního tlaku a tlakového impulsu v oblasti druhé metatarsální hlavičky 4 týdny po operaci. Tyto parametry měřené 8 týdnů po operaci však významně vzrostly. V oblasti palce autoři zjistili snížení maximálního tlaku, tlakového impulsu a plochy kontaktu 4 týdny po operaci. Plocha kontaktu se postupně zvětšovala z $5,09 \text{ cm}^2$ (4 týdny po operaci), na $7,4 \text{ cm}^2$ (8 týdnů po operaci) a na $9,2 \text{ cm}^2$ (6 měsíců po operaci). V oblasti druhého prstu došlo k poklesu maximálního tlaku a kontaktní plochy 4 týdny po operaci.

Bryant, Tinley a Cole (2005) uvádí, že po operaci na operované noze zůstaly hodnoty tlaku pod I., II. a III. metatarsální hlavičkou relativně nezměněny. Naopak Yamamoto et al. (1996) uvádí snížení maximálního tlaku pod II. a III. metatarsální hlavičkou po operaci na operované noze.

Snížené zatěžování pod palcem a zvýšené zatěžování pod hlavičkou prvního metatarsu po operaci na operované noze zjistili Dhanendran, Pollard a Hutton (1980).

Kernozek, Roehrs a McGarvey (1997) popisují zvýšené zatěžování předonoží v laterální části se snížením přenosu zátěže přes palec 8 týdnů po operaci na operované noze.

Studie zabývající se problematikou zatěžování nohy po operativní korekci HV jsou většinou zaměřené pouze na souvislosti před a po operaci na operované noze. Je ale důležité zhodnotit, k jakým změnám dochází po operaci na neoperované noze a mezi operovanou a neoperovanou nohou.

Z hodnot, které byly zjištěny v naší práci je patrné jisté „šetření“ operované nohy, což vede k přetěžování neoperované nohy. Výskyt HV nebývá pouze na jedné noze, ale tento problém je často bilaterální. Coughlin a Jones (2007) uvádějí výskyt bilaterální prominence hlavice prvního metatarsu u 84 % pacientů. Pro pacienty, kteří již před operací mají mírně vbočený palec na neoperované noze může tento fakt znamenat, že po operaci se zvýší nároky na neoperovanou nohu a toto vbočení se ještě více zvýrazní.

Není také neobvyklé, že se stav po operaci časem vrací do původního stavu nebo se původnímu stavu přibližuje a vytváří se opětovné vbočení palce (Coetzee et al., 2003). V tomto kontextu se nabízí otázka, zda by nebylo vhodné prodloužit délku pooperační rehabilitace. Noha není po tak krátké době od operace dostatečně zregenerována, čemuž odpovídají i naměřené parametry plosky. Skutečnost, že se tito pacienti vrací do pracovního procesu s nohou, která není zcela zregenerována může to být důvodem návratu palce do vbočené pozice.

Limity studie a doporučení pro další výzkum

Výsledky naší práce mohla ovlivnit velká interindividuální variabilita, malý počet probandů či věková nehomogenita testovaného souboru. U mladších jedinců dochází k rychlejší regeneraci tkání a naopak doba rekonvalescence probandů vyššího věku se prodlužuje. Také typ operace mohl určitým způsobem ovlivnit výsledky práce. Bylo provedeno několik různých zákroků, přičemž některé se i kombinovaly. Každá operace byla různě závažná, s čímž mohlo souviset následné hojení tkání a způsob přenosu zátěže na plosce.

Vzhledem k výsledkům, které byly zjištěny, by bylo vhodné provést opakovaná měření s určitou časovou latencí (půlroční, roční i pozdější) z důvodu zjištění vývoje reparačních procesů a tlakové redistribuce zátěže na plosce.

Bylo by zajímavé porovnat výsledky dynamické analýzy u pacientů, kteří rehabilitovali v RRR centru v Olomouci, s pacienty, kteří rehabilitovali v jiných rehabilitačních zařízeních či s pacienty, kteří žádnou rehabilitaci nepodstoupili. Toto srovnání by mohlo odhalit nejlepší a nejefektivnější realizaci rehabilitace u pacientů po operativní korekci HV.

V rámci našeho výzkumu jsme se zaměřili na vyšetření chůze bez obuvi v minimálně zátěžových podmínkách (chůze po rovině, minimum rušivých faktorů). Bylo by vhodné srovnání vyšetření chůze v obtížnějších podmínkách – na nerovném terénu, při chůzi do schodů nebo ze schodů. Dále by bylo zajímavé zhodnotit vliv obuvi na chůzi po operační korekci halluxu valgus a určit, která obuv je z hlediska zatěžování plosky nejvhodnější. Je zřejmé, že úzká, špičatá obuv s vysokým podpatkem není vhodná u relativně zdravých jedinců bez zjevných obtíží s nohama (Gefen et al., 2002), čímž se ještě více snižuje její „vhodnost“ u jedinců s deformitami nohou. Otázkou ale zůstává, jaká obuv je vhodná u pacientů po operativní korekci HV.

Zda nosit sportovní obuv, obuv se speciálně tvarovanou vložkou, otevřenou obuv, moderní gumové boty typu „crocs“ nebo jinou.

Bylo by také vhodné zjistit, jaký vliv na chůzi má užití rozličných pomůcek korigujících deformitu palce. Zda a jak velký je rozdíl v rozložení zátěže na plosku užitím různých druhů korektorů, ortéz nebo tejpů.

Dynamická analýza chůze představuje bezbolestnou, neinvazivní a nezatěžující metodu vyšetření zatížení plosky, přičemž informace, které poskytuje, jsou velmi výtěžné a hodnotné. Umožňuje detekovat a kvantifikovat odchylky, které nemusí být při klasickém vyšetření odhaleny a následně mohou zásadně ovlivnit proximální struktury. Bylo by vhodné ho v budoucnu používat jako doplněk klinického vyšetření pacientů nejenom v rámci rehabilitace, ale i v ortopedických a jiných ordinacích.

ZÁVĚRY

Na základě analýzy tlaků na kontaktní ploše chodidla u pacientů s hallux valgus jsme při srovnání před operací a s odstupem 3 měsíců po operaci zjistili následující vztahy.

V oblasti **středonoží** a **zánoží** jsme nenalezli rozdíl v parametrech charakterizujících velikost zatížení na operované noze, neoperované noze, ani mezi operovanou a neoperovanou nohou.

V oblasti **předonoží** nejsou rozdíly parametrů charakterizujících zatížení na operované noze a na neoperované noze. Rozdíl těchto parametrů jsme našli mezi operovanou a neoperovanou nohou. Došlo ke:

- snížení relativního trvání zatížení oblasti palce na operované noze oproti neoperované,
- prodloužení doby dosažení maxima tlaku v oblasti II. – V. prstu na operované noze v porovnání s neoperovanou nohou,
- prodloužení doby dosažení maxima tlaku v oblasti hlavičky I. metatarsu na operované noze v porovnání s neoperovanou nohou,
- poklesu relativního trvání zatížení hlavičky V. metatarsu na operované noze oproti neoperované noze,
- zmenšení kontaktní plochy hlavičky V. metatarsu na operované noze v porovnání s neoperovanou nohou.

Zjištěné výsledky ukazují, že noha není po 3 měsících od operace dostatečně zregenerována a připravena na podmínky zatížení v pracovním procesu, do kterého se pacienti v této době běžně vrací. Přetrvává nevhodné zatížení plosky. Jestliže nedojde k dostatečné rekonvalescenci, mohou se vyskytnout bolesti a další komplikace. Za těchto podmínek může také dojít k opětovnému vbočení palce.

REFERENČNÍ SEZNAM

ANONYM 1. [online]. [cit. 2011-02-01]. Dostupné na WWW: <<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz>>.

ANONYM 2. RSscan INTERNATIONAL. [online]. [cit. 2011-02-01]. Dostupné na WWW: <<http://www.rsscan.com>>.

BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN 80-7345-017-8.

BUCHTELOVÁ, E., VANÍKOVÁ, K. Rehabilitace v oblasti chodidla u dětí školního věku. *Rehabilitácia*. 2010, vol. 47, no. 3, s. 145 – 152.

COETZEE, J. CH., RESIG, S. G., KUSKOWSKI, M., SALEH, K. J. The Lapidus procedure as salvage after failed surgical treatment of hallux valgus. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2003, vol. 85 – A, no. 1, s. 60 – 65.

COUGHLIN, M. J., JONES, C. P. Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment. *Foot and ankle international*. 2007, vol. 28, no. 7, s. 759 – 77.

DE COCK, A., VANRENTERGHEM, J., WILLEMS, T., WITVROUW, E., DE CLERCQ, D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait and Posture*. 2008, vol. 27, no. 4, s. 669 – 675.

DHANENDRAN, M., POLLARD, J. P., HUTTON, W. C. Mechanics of the hallux valgus foot and the effect of Keller's operation. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1980, vol. 51, no. 6, s. 1007 – 1012.

DUNGL, P. *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum, 1989.

DVOŘÁK, R., VAŘEKA, I. Příspěvek k objektivizaci vývoje schopnosti řídit oporu a těžiště těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, vol. 6, no. 3, s. 86 – 90.

DYKYJ, D. Pathologic anatomy of hallux abducto valgus. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*. 1989, vol. 6, no. 1, s. 1-15.

DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie. Základy strukturální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Triton, 2009a. ISBN 978-80-7387-324-0.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009b. ISBN 978-80-247-1648-0.

DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2000. ISBN 80-7169-681-1.

EUSTACE, S., BYRNE, J. O., BEAUSANG, O., CODD, M., STACK, J., STEPHENS, M. M. Hallux valgus, first metatarsal pronation and collapse of the medial longitudinal arch – a radiological correlation. *Skeletal Radiology*. 1994, vol. 23, no. 3, s. 191 – 194.

FALADOVÁ, K., NOVÁKOVÁ, T. Posturální strategie v průběhu motorického vývoje. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, vol. 16, no. 3, s. 116 – 119.

FERRARI, J., WATKINSON, D. Foot Pressure Measurement Differences Between Boys and Girls With Reference to Hallux Valgus Deformity and Hypermobility. *Foot and Ankle International*. 2005, vol. 26, no. 9, s. 739 – 747.

FLANDERA, S. *Tejpování: Prevence poruch pohybového aparátu: Příručka pro maséry a fyzioterapeuty*. 2. upravené vydání. Olomouc: Poznání, 2006. ISBN 80-86606-47-3.

FRANK, C. J., SATAKE, N., ROBINSON, D. E., GENTCHOS, CH. E.: *Hallux valgus*. 2009. [online]. [cit.2011-1-3]. Dostupný z WWW: <<http://emedicine.medscape.com/article/1232902-overview>>.

GEFEN, A., MEGIDO-RAVID, M., ITZCHAK, Y., ARCAN, M. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait and Posture*. 2002, vol. 15, no. 1, s. 56 – 63.

GIANNINI, S., CATANI, F., BENEDETTI, M. G., LEARDINI, A. *Gait analysis: methodologies and clinical applications*. Amsterdam: IOS Press, 1994. ISBN 90-5199-170-3.

GLASOE, W. M., NUCKLEY, D. J., LUDEWIG, P. M. Hallux valgus and the first metatarsal arch segment: a theoretical biomechanical perspective. *Physical Therapy*. 2010, vol. 90, no. 1, s. 110 – 120.

GROSS, J. M., FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Překlad 2. anglického vydání. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.

HARDY, R. H., CLAPHAM, J. C. Observation on hallux valgus. *J Bone Joint Surg*. 1951, vol. 33, no. 3, s. 376 – 391.

HARRIS, G. F., SMITH, P. A., MARKS, R. M. *Foot and ankle motion analysis*. London: CRC Press, 2008. ISBN 0-8493-3971-5.

HOFFMEYER, P., COX, J. N., BLANC, Y., MEYER, J. M., TAILLARD, W. Muscle in hallux valgus. *Clin Orthop Relat Res*. 1988, no. 232, s. 112 – 118.

HOFSTAETTER, S.G., HOFSTAETTER, J.G., PETROUTSAS, J.A., GRUBER, F., RITSCHL, P., TRNKA, H.J. The Weil osteotomy: a seven-year follow-up. *The Journal of bone and joint surgery*. 2005. vol. 87, no. 11, s. 1507 - 1511.

HOUROVÁ, M., KRÁLÍČKOVÁ, M., UHER, P. *Vývoj miminka před narozením: Od embrya k porodu*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1942-9.

HUTTON, W. C., DHANENDRAN, M. The mechanics of normal and hallux valgus feet – a quantitative study. *Clinical orthopaedics and related research*. 1981, vol. 157, s. 7 – 13.

INCEL, N. A., GENÇ, H., ERDEM, H. R., YORGANCIOĞLU, Z. R. Muscle imbalance in hallux valgus: an electromyographic study. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003, vol. 82, no. 5, s.345 – 349.

INCEL, N. A., CIMEN, Ö. B., ERDOGAN, C. Low back pain: Effect of coexisting foot deformity on disability. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2004, vol. 17, no. 2, s. 63 – 67.

JANURA, M., SVOBODA, Z., GREGORKOVÁ, A., ELFMARK, M., PETROVÁ, D. Zatížení chodidla při chůzi osob s juvenilní formou hallux valgus. *Med Sport Boh Slov*. 2007, vol.16, no. 2, s. 68 – 77.

JONES, S., HUSSAINY, H.A., ALI, F., BETTS, R.P., FLOWERS, M.J. Scarf osteotomy for hallux valgus. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2004. vol. 86-B, no. 6, s. 830 - 836.

JOSEPH, T. N., MROCZEK, K. J. Decision making in the treatment of hallux valgus. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*. 2007, vol. 65, no. 1, s. 19 – 23.

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints - volume two - lower limb*. 5th ed. London: Churchill Livingstone, 1987. ISBN 0-443-03618-7.

KIRBY, K. A. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2000, vol. 90, no. 1, s. 30 – 34.

KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, vol. 8, no. 4, s. 152 – 164.

KOLÁŘ, P. Nervosvalové funkce a jejich klinické vyšetření. In KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOMEDA, T., TANAKA, Y., TAKATURA, Y., FUJII, T., SAMOTO, N., TAMAI, S. Evaluation of the longitudinal arch of the foot with hallux valgus using a newly developed two-dimensional coordinate system. *Journal of Orthopaedic Science*. 2001, vol. 6, no. 2, s. 110 - 118.

KOZÁKOVÁ, J., JANURA, M., GREGORKOVÁ, A., SVOBODA, Z. Hallux valgus z pohledu fyzioterapeuta aneb je hallux valgus pouze deformita palce? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, vol. 17, no. 2, s. 71 – 77.

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0350-0.

KUBÁT, R. *Ortopedie*. 2. přepracované vydání. Praha: Avicenum, 1985.

LEWIT, K., LEPŠÍKOVÁ, M. Chodidlo - významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, vol. 15, no. 3, s. 99 – 104.

LORIMER, D., FRENCH, G., O'DONNELL, M., BURROW, J. G., WALL, B. *Neale's disorders of the foot*. 7th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier, 2006. ISBN 978-0-443-07415-8.

MAGEE, D. J. *Orthopedic physical assessment*. 4th ed. Philadelphia: Saunders, 2002. ISBN 0-7216-9352-0.

MAGNAN, B., BORTOLAZZI, R., SAMAILA, E., PEZZE, L. Percutaneous distal metatarsal osteotomy for correction of hallux valgus: surgical technique. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2006, vol. 88, no. 1, s. 135 - 148.

MENZ, H. B., LORD, S. R. Gait instability in older people with hallux valgus. *Foot and Ankle International*. 2005, vol. 26, no. 6, s. 483 – 489.

PANSKY, B. *Review of gross anatomy*. 6th ed. New York: Mc Graw-Hill, 1996.

PERRY, J. *Gait analysis: normal and pathological function*. 1st edition. Thorofare, N.J.: SLACK Incorporated, 1992. ISBN 978-1-55642-192-1.

PERRY, J. Normal Gait. In SMITH, D. G., MICHAEL, J. W., BOWKER, J. H. *Atlas of amputations and limb deficiencies : surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. 3rd edition. Rosemont : American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004. s. 353 - 367. ISBN 0-89203-313-4.

POPELKA, S., VAVŘÍK, P. *Revmatochirurgie nohy a hlezna*. Praha: StudiaGeo, 2005. ISBN 80-239-6286-8.

RICHARDSON, E.G. Disorders of the Hallux. In CANALE, S.T., BEATY, J.H. *Campbell's operative orthopaedics*. 11th edition. Philadelphia, Pa.: Mosby-Elsevier, 2008. ISBN 978-0-323-03329-9.

SCHUH, R., HOFSTAETTER, S. G., ADAMS, S. B., PICHLER, F., KRISTEN, K. H., TRNKA, H. J. Rehabilitation after hallux valgus surgery: Importance of Physical Therapy to restore weight bearing of the first ray during the stance phase. *Physical Therapy*. 2009, vol. 89, no. 9, s. 934 – 945.

STEINBÖCK, G. Chevron-osteotomy for the treatment of Hallux valgus. *Foot and ankle surgery*. 2003, vol. 9, no. 2, s. 95 - 102.

TACHDJIAN, M. O. *Clinical pediatric orthopedics (the art of diagnosis and principles of management)*. Stamford: Appleton and Lange, 1997. ISBN 0-8385-1106-6.

TICHÝ, M. *Dysfunkce kloubu – V – Dolní končetina*. 1. vyd. Praha: Miroslav Tichý, 2008. ISBN 978-80-254-2251-9.

TREW, M., EVERETT, T. *Human movement: an introductory text*. 3rd edition. New York: Churchill Livingstone, 1997. ISBN 0-443-044414.

TRNKA, H.J., GEBHARD, CH., MÜHLBAUER, M., IVANIC, G., RITSCHL, P. The Weil osteotomy for treatment of dislocated lesser metatarsophalangeal joints. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2002. vol. 73, no. 2, s. 190 - 196.

TRNKA, H.J., ZEMBSCH, A., EASLEY, M.E., SALZER, M., RITSCHL, P., MYERSON, M.S. The Chevron Osteotomy for Correction of Hallux Valgus. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2000. vol. 82-A, no. 10, s. 1373 - 1378.

TROJAN, S. et al. *Lékařská fyziologie*. 4. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0512-5.

TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-1296-2.

- VALMASSY, R. L. *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: C.V. Mosby, 1996. ISBN 0-8016-7986-9.
- VAŘEKA, I. Dynamický model „třibodové“ opory nohy. *Rehabilitácia*. 2004. vol. 41, no. 3, s. 131 – 136.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část) – terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002. vol. 9, no. 4, s. 115 – 121.
- VAŘEKA, I., DVORŽÁK, R. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnost řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999. vol. 6, no. 3, s. 84-85.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, vol. 10, no. 3, s. 94 – 102.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Srovnání výskytu funkčních typů nohy u mužů a žen. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, vol. 15, no. 2, s. 57 – 62.
- VAUGHAN, CH. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. *Dynamic of human gait*. Champaign (IL): Human Kinetics, 1992. ISBN 0-87322-368-3.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
- VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- VOTAVA, J. Chodidlo a jeho vztahy. Pohled kineziologický, rehabilitační, myoskeletální a jiné. *Pohybové ústrojí*. 2002, vol. 9, no. 1+2, s. 45 – 49.
- WEIL, L.S. Mastering The Scarf Bunionectomy. *Podiatry Today*. 2003, vol. 16, no. 1, s. 40 – 46.

WHITTLE, M. W. *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 978-0-7506-8883-3.

YAMAMOTO, H., MUNETA, T., ASAHINA, S., FURUYA, K. Forefoot pressures during walking in feet afflicted with hallux valgus. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1996, vol. 323, s. 247 – 253.

SEZNAM ZKRATEK

CNS – centrální nervová soustava

COP – centre of pressure (působíště vektoru reakční síly podložky)

HV – hallux valgus (vbočený palec)

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1. Rozdělení krokového cyklu do základních fází.....	18
Obr. 2. Změna úhlu v kyčelním kloubu v průběhu krokového cyklu.....	21
Obr. 3. Změna úhlu v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu.....	22
Obr. 4. Změna úhlu v hlezenním kloubu v průběhu krokového cyklu.....	23
Obr. 5. Přenos zatížení během stejné fáze krokového cyklu.....	23
Obr. 6. Průběh COP během stejné fáze krokového cyklu.....	24
Obr. 7. Hodnocení úhlů nohy pro určení míry závažnosti HV.....	28
Obr. 8. Stádia halluxu valgus.....	29
Obr. 9. Chevron osteotomie.....	31
Obr. 10. Scarf osteotomie I. metatarsu.....	32
Obr. 11. Weil osteotomie.....	32
Obr. 12. Footscan® systém.....	35
Obr. 13. Zobrazení otisku s využitím systému Footscan®.....	36

SEZNAM TABULEK

Tab. 1. Přehled provedených zákroků u měřené skupiny.....	38
Tab. 2. Statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) měřených parametrů na obou nohách před a po operaci.....	41
Tab. 3. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast palce.....	71
Tab. 4. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast II. – V. prstu....	72
Tab. 5. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky I. metatarsu.....	72
Tab. 6. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky II. metatarsu.....	73
Tab. 7. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky III. metatarsu.....	73
Tab. 8. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky IV. metatarsu.....	74
Tab. 9. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky V. metatarsu.....	74
Tab. 10. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast středonoží.....	75
Tab. 11. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast mediální části paty.....	75
Tab. 12. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast laterální části paty.....	76

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1. Grafické porovnání relativní doby zatížení oblasti palce na obou nohách před a po operaci.....	42
Graf 2. Grafické porovnání doby dosažení maxima tlaku v oblasti II. – V. prstu na obou nohách před a po operaci.....	43
Graf 3. Grafické porovnání doby dosažení maxima tlaku v oblasti I. metatarsu na obou nohách před a po operaci.....	43
Graf 4. Grafické porovnání relativní doby zatížení oblasti V. metatarsu na obou nohách před a po operaci.....	44
Graf 5. Grafické porovnání kontaktní plochy V. metatarsu na obou nohách před a po operaci.....	45

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha I. Informovaný souhlas

Příloha II. Kineziologický rozbor

Příloha III. Základní statistické veličiny sledovaných parametrů

PŘÍLOHY

Příloha I. Informovaný souhlas

Univerzita Palackého Olomouc

Fakulta tělesné kultury
Katedra biomechaniky a technické kybernetiky
Tř. Míru 115
771 11 Olomouc

POUČENÍ A SOUHLAS KLIENTA

Klient(ka)souhlasí s provedením diagnostického vyšetření a měření pro účely biomechanického výzkumu na FTK UP v Olomouci.

Byl(a) jsem srozumitelně seznámen(a) s průběhem vyšetření a měření. Souhlasím s jeho provedením, nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném, anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne....

Podpis klienta.....

Příloha II. Kineziologický rozbor

KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR

Anamnéza

Příjmení a jméno.....Věk.....

Výška.....Hmotnost

Bolesti / úrazy / operace

CTh / Th / LS / kyčle / stehna / kolena / bérce / hlezna / nohy

.....

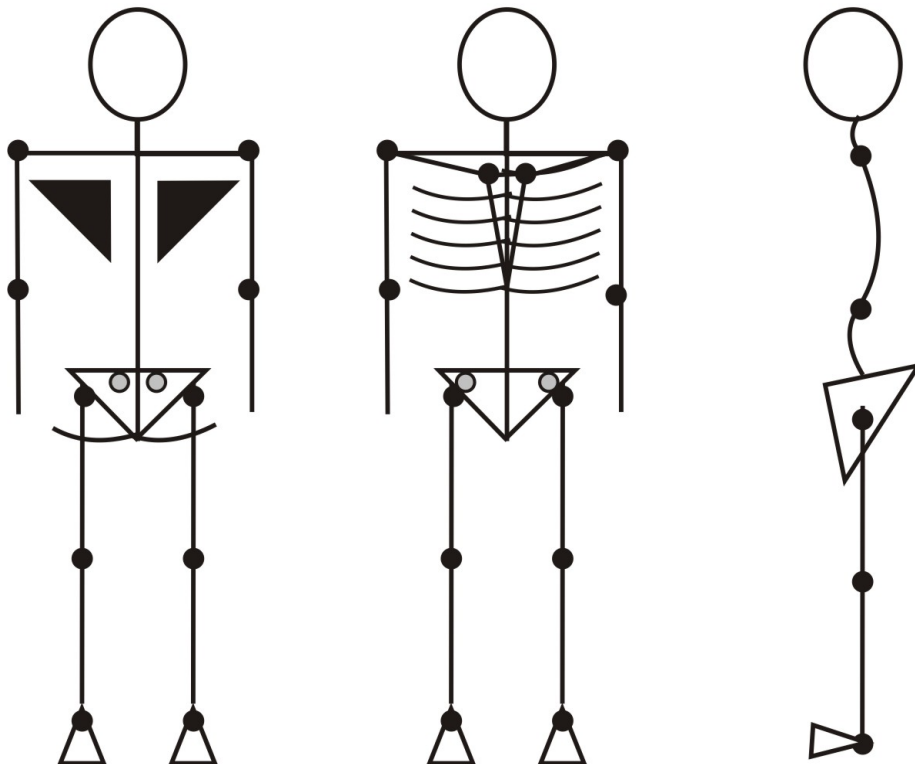
Onemocnění

DM / revmatické / ICHDKK / neuropatie / CMP / periferní parézy / herniace / vrozené vady.....

Další anamnéza.....

Aspekce osového orgánu a DKK

L P P L



Symetrie

ze zadu	výše	ze předu	výše
rameno	L / P	klíční kost	L / P
lopatka	L / P	hrudník	L / P
hřeben	L / P		
SIPS	L / P	SIAS	L / P
hýždě	L / P		
podkolenní jamka	L / P	patella	L / P

Postavení segmentů DKK

	LDK	PDK
Pánevev	$N^1 / ANV^2 / RTV^2 / Rant^3$	$N / ANV / RTV / Rant$
Kyčel	VR / N / ZR	VR / N / ZR
Koleno	$N / valG^4 / vaR^4 / VR$	$N / valG / vaR / VR$
Patela (rotace)	INT / EXT	INT / EXT
Hlezno	$valG / N / vaR$	$valG / N / vaR$

Vyšetření nohy

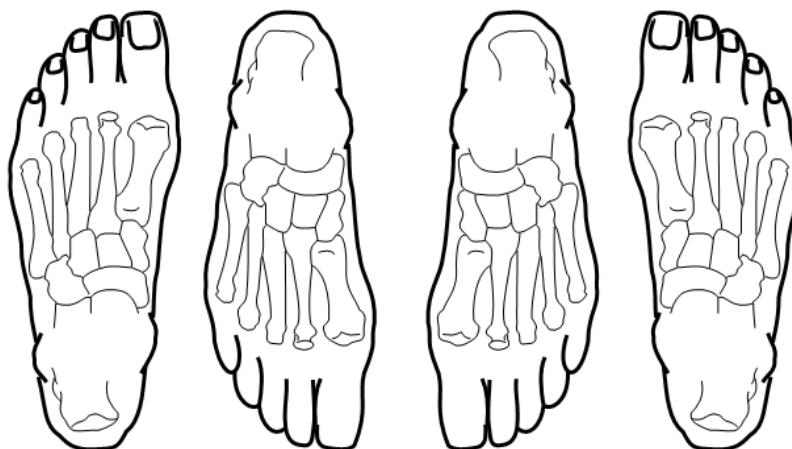
Stanovení typu nohy

	LDK	PDK
Anatomický typ ⁵	E / A / K / J	E / A / K / J
Funkční typ ⁶	FFvar C / P / N FFvalg F / P / R RFvar C / P / N RFvalg	FFvar C / P / N FFvalg F / P / R RFvar C / P / N RFvalg
Hallux	$valG / N / vaR / VR$	$valG / N / vaR / VR$
I. metatarz	N / MPV^7	N / MPV
I. MTP ⁸	Congr. / Disl. / Subl. / Exst.	Congr. / Disl. / Subl. / Exst.
Prsty	N / klad	N / klad

Aspekce hyperkeratóz



Palpace reflexních změn



Rozsah pohybu v TCJ⁹

LDK	PDK
S	S

Symetrie zatížení (stoj na 2 váhách)

LDK (kg)	PDK (kg)

Dynamické zkoušky

	LDK	PDK
Trendelenburgův test ¹⁰ (5 s)	↓p / Np / ↑p	↓p / Np / ↑p
Výpon na špičky (5 s)	ANO x NE	
Dřep (hýždě na paty)	ANO x NE	

Preference DK

Kterou nohou byste kopli do míče k zasažení cíle?	LDK / obě / PDK
Kdybyste chtěli sebrat obložek prsty u nohou, kterou nohu byste použili?	LDK / obě / PDK
Kterou nohu byste použili k zašlápnutí hmyzu?	LDK / obě / PDK
Kdybyste měli vylézt na židli, kterou nohu byste umístili na židli jako první?	LDK / obě / PDK
Výsledek: 11 – 12 Silná preference PDK 9 – 10 Nestálá preference PDK 8 Bez preference DK 6 – 7 Nestálá preference LDK 4 – 5 Silná preference LDK	LDK 3 body obě 2 body PDK 1 bod

Preference HK LHK / obě / PHK

Preference oka Loko / Poko

Pozn.

¹ N – neutrální

² ANV – antevertze, RTV – retrovertze

³ Rant – anteriorní rotace

⁴ valG – valgózní postavení, vaR – varózní postavení

⁵ E – egyptský typ nohy, A – antický typ nohy, K – kvadratický typ nohy, J – jiný typ nohy

⁶ FFvar C / P / N – varózní předonoží kompenzované / přechodné / nekompenzované

FFvalg F / P / R – valgózní předonoží flexibilní / přechodné / rigidní

RFvar C / P / N – varózní zánoží kompenzované / přechodné / nekompenzované

RFvalg – valgózní zánoží

⁷ MPV – metatarsus primus varus

⁸ Postavení I. MTP kloubu – Congr. / Disl. / Subl. / Exst. – congruentní / dislokace / subluxe / exostóza

⁹ TCJ – a. talocruralis

¹⁰ ↓p / Np / ↑p – pokles pánve na straně odlehčené DK / neutrální posavení pánve / elevace pánve na straně odlehčené DK

Příloha III. Základní statistické veličiny sledovaných parametrů

Tab. 3. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast palce

Palec	před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	p
% Contact N	44,03	13,01	24,00	62,20	51,38	17,45	22,20	79,40	0,82
Max P N	2,10	1,91	0,34	5,60	1,92	2,55	0,08	8,40	1,00
Time Max P N	563,11	98,91	414,26	793,57	588,45	82,81	478,13	779,28	0,94
Load rate N	0,02	0,02	0,00	0,05	0,01	0,02	-0,04	0,06	0,70
Impulse N	0,36	0,35	0,02	1,00	0,31	0,41	0,00	1,18	1,00
Contact area N	7,08	2,59	2,98	11,40	8,70	2,92	4,40	13,18	0,68
MPSV N	7,61	6,49	1,04	17,42	6,22	6,23	0,72	18,70	0,98
% Contact OP	43,83	17,89	21,80	73,00	32,99	19,80	10,75	68,40	0,58
Max P OP	2,37	2,10	0,42	6,08	1,93	1,27	0,25	4,24	0,97
Time Max P OP	577,48	108,74	422,20	843,83	610,65	73,62	454,30	749,14	0,88
Load rate OP	0,02	0,02	0,00	0,05	0,02	0,04	-0,05	0,10	0,99
Impulse OP	0,41	0,46	0,02	1,34	0,27	0,34	0,00	1,12	0,90
Contact area OP	9,23	3,62	2,53	13,42	10,59	2,51	6,58	15,00	0,78
MPSV OP	10,64	9,87	2,08	32,54	7,58	4,29	2,00	13,65	0,81

Legenda (tab. 2 – 11):

OP – operovaná končetina

N – neoperovaná končetina

MPSV – max peak sensor value in area

Prům. – průměr

Max – maximum

Min. – minimum

SO – směrodatná odchylka

p – hladina statistické významnosti

Tab. 4. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast II. – V. prstu

II. - V. prst	před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	p
% Contact N	43,82	17,40	18,75	78,00	41,85	21,32	20,40	78,80	1,00
Max P N	1,59	1,55	0,24	4,28	0,69	0,86	0,04	3,02	0,48
Time Max P N	553,69	94,05	403,14	780,33	557,29	83,85	414,65	731,66	1,00
Load rate N	0,01	0,01	0,00	0,03	0,00	0,01	-0,03	0,02	0,27
Impulse N	0,30	0,37	0,00	1,08	0,13	0,26	0,00	0,86	0,76
Contact area N	18,15	4,12	9,14	22,65	16,52	4,61	10,60	26,92	0,89
MPSV N	7,89	7,58	1,22	22,70	4,08	3,81	0,72	12,84	0,52
% Contact OP	45,83	19,59	22,00	81,00	44,87	16,13	23,20	65,00	1,00
Max P OP	1,71	1,62	0,24	4,58	1,02	0,76	0,12	2,64	0,68
Time Max P OP	569,57	100,76	420,60	806,80	599,51	74,50	434,48	738,04	0,90
Load rate OP	0,01	0,01	0,00	0,03	0,01	0,01	-0,01	0,01	0,62
Impulse OP	0,40	0,50	0,02	1,54	0,17	0,16	0,00	0,44	0,56
Contact area OP	18,28	3,42	13,58	23,65	20,01	5,61	12,84	31,53	0,87
MPSV OP	7,68	6,41	1,06	16,18	5,34	3,59	1,60	11,96	0,83

Tab. 5. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky

I. metatarsu

I. metatars	před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	P
% Contact N	67,61	6,42	55,00	78,60	66,60	7,64	52,00	76,00	1,00
Max P N	5,45	4,60	0,48	12,58	2,64	1,73	0,50	6,26	0,35
Time Max P N	477,73	72,20	341,22	637,50	485,27	75,31	343,20	650,72	1,00
Load rate N	0,03	0,02	0,00	0,07	0,01	0,01	0,00	0,03	0,32
Impulse N	1,19	0,99	0,10	2,43	0,60	0,42	0,12	1,42	0,53
Contact area N	12,27	1,90	9,76	16,50	12,49	2,21	9,55	15,92	1,00
MPSV N	21,11	22,04	1,34	69,52	6,85	5,23	1,44	17,44	0,27
% Contact OP	69,30	12,15	45,20	83,60	65,27	15,34	33,40	78,50	0,88
Max P OP	5,39	4,42	0,44	11,48	2,78	1,51	0,60	5,75	0,42
Time Max P OP	501,04	83,12	366,60	693,03	524,78	77,19	374,98	641,20	0,92
Load rate OP	0,02	0,02	0,00	0,04	0,01	0,01	0,00	0,03	0,86
Impulse OP	1,36	1,31	0,10	3,83	0,61	0,34	0,14	1,05	0,31
Contact area OP	14,62	2,03	11,92	17,17	13,99	4,38	3,54	17,78	0,97
MPSV OP	21,79	21,20	1,34	59,83	7,26	3,72	2,48	15,43	0,25

Tab. 6. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky

II. metatarsu

II. metatars	před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	p
% Contact N	79,77	3,14	74,80	84,60	79,30	3,66	72,20	84,20	0,99
Max P N	6,24	4,25	0,94	10,43	4,95	4,00	1,44	13,38	0,92
Time Max P N	502,88	65,02	376,16	640,13	519,89	62,95	390,85	641,24	0,96
Load rate N	0,02	0,02	0,00	0,04	0,01	0,01	0,00	0,04	0,83
Impulse N	1,57	1,15	0,32	3,36	1,25	0,93	0,44	3,20	0,94
Contact area N	9,41	1,45	7,78	12,76	10,37	1,51	7,66	11,76	0,56
MPSV N	20,74	15,17	3,90	45,22	12,52	13,25	2,80	46,82	0,63
% Contact OP	81,69	3,76	75,60	87,00	79,48	2,63	75,00	83,60	0,54
Max P OP	7,01	4,95	1,20	12,82	5,46	2,71	1,10	10,58	0,87
Time Max P OP	522,30	83,52	393,62	719,50	540,99	75,06	400,78	679,28	0,95
Load rate OP	0,02	0,02	0,00	0,05	0,02	0,01	0,00	0,03	0,72
Impulse OP	2,00	1,65	0,36	4,62	1,36	0,54	0,34	2,02	0,67
Contact area OP	9,94	1,09	8,54	11,73	10,46	1,75	7,20	12,62	0,89
MPSV OP	21,59	16,43	4,38	46,80	12,95	9,05	3,12	33,08	0,59

Tab. 7. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky

III. metatarsu

III. metatars	Před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	p
% Contact N	83,86	2,39	80,60	88,00	82,97	2,35	79,60	88,20	0,85
Max P N	8,06	6,32	1,06	17,87	5,95	4,08	2,24	14,60	0,81
Time Max P N	503,39	69,29	398,38	669,23	538,23	63,94	422,60	660,26	0,76
Load rate N	0,02	0,02	0,00	0,04	0,02	0,01	0,01	0,04	0,79
Impulse N	2,04	1,62	0,32	5,43	1,59	1,06	0,73	3,90	0,89
Contact area N	9,45	0,86	8,16	10,90	9,68	1,12	8,35	11,13	0,98
MPSV N	24,06	20,77	3,04	57,77	12,37	10,42	3,50	37,68	0,37
% Contact OP	84,63	2,39	82,00	88,40	82,61	1,79	79,40	86,00	0,28
Max P OP	6,90	5,07	1,16	12,24	6,21	3,06	1,50	11,43	0,99
Time Max P OP	505,76	76,21	366,64	674,53	533,83	78,76	382,90	693,60	0,86
Load rate OP	0,02	0,02	0,00	0,05	0,02	0,01	0,01	0,03	0,98
Impulse OP	2,00	1,43	0,32	4,06	1,69	0,84	0,52	2,96	0,96
Contact area OP	9,24	1,10	7,64	11,46	9,37	1,38	6,96	11,22	1,00
MPSV OP	18,19	15,56	3,24	49,08	12,10	7,46	4,22	27,12	0,83

Tab. 8. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky IV. metatarsu

IV. metatars	před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	p
% Contact N	81,33	4,91	69,40	87,67	81,66	3,32	75,50	86,60	1,00
Max P N	6,36	5,75	0,82	15,67	4,14	2,81	1,68	11,78	0,68
Time Max P N	470,13	88,39	334,90	669,23	522,56	75,52	361,08	634,88	0,64
Load rate N	0,02	0,02	0,00	0,06	0,02	0,01	0,01	0,06	0,61
Impulse N	1,71	1,56	0,26	4,70	1,26	1,15	0,58	4,44	0,91
Contact area N	9,11	1,06	7,64	10,58	9,59	1,04	7,88	11,25	0,83
MPSV N	20,28	20,64	2,50	63,93	9,37	9,59	3,50	35,72	0,34
% Contact OP	81,49	4,16	72,40	86,20	80,83	3,59	71,50	84,40	0,99
Max P OP	5,19	4,02	0,64	10,93	5,21	2,68	1,00	10,06	1,00
Time Max P OP	461,43	99,04	304,00	653,37	493,82	95,74	347,18	684,04	0,88
Load rate OP	0,02	0,01	0,00	0,04	0,02	0,01	0,01	0,04	1,00
Impulse OP	1,77	1,73	0,16	5,57	1,51	0,88	0,42	3,52	0,98
Contact area OP	9,33	1,06	7,80	10,72	9,56	1,44	6,92	11,92	0,98
MPSV OP	13,73	10,76	1,72	31,52	9,58	6,86	3,16	25,86	0,92

Tab. 9. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast hlavičky V. metatarsu

V. metatars	před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	p
% Contact N	72,26	12,44	41,20	83,00	73,45	11,46	43,50	83,20	1,00
Max P N	3,01	2,93	0,28	9,30	2,40	2,49	0,53	9,18	0,96
Time Max P N	431,18	110,78	266,00	642,77	471,78	101,00	256,00	596,76	0,89
Load rate N	0,02	0,01	0,00	0,05	0,01	0,02	0,00	0,06	0,87
Impulse N	0,84	0,82	0,06	2,38	0,70	0,94	0,05	3,30	0,99
Contact area N	10,48	1,24	8,34	12,52	11,10	2,13	6,38	13,43	0,86
MPSV N	11,67	11,60	1,04	37,66	8,49	10,31	2,18	36,96	0,90
% Contact OP	68,69	16,08	32,40	81,00	68,08	12,09	39,00	80,80	1,00
Max P OP	2,85	2,48	0,28	6,33	2,48	1,46	0,36	5,12	0,99
Time Max P OP	438,72	113,14	224,00	645,47	449,97	133,62	260,00	680,88	1,00
Load rate OP	0,01	0,01	0,00	0,03	0,01	0,00	0,00	0,02	1,00
Impulse OP	0,90	0,94	0,06	2,90	0,61	0,44	0,14	1,46	0,89
Contact area OP	8,71	1,35	6,96	10,70	9,23	1,48	6,22	10,96	0,91
MPSV OP	10,82	9,49	0,70	24,63	7,68	4,35	1,08	14,44	0,90

Tab. 10. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast středonoží

Středonoží	před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	p
% Contact N	56,43	11,94	30,40	76,67	59,62	16,22	28,60	75,20	0,98
Max P N	2,26	2,47	0,20	6,60	1,50	1,46	0,28	5,28	0,89
Time Max P N	273,30	132,44	100,00	544,93	287,65	125,59	113,10	488,84	1,00
Load rate N	0,03	0,04	-0,02	0,11	0,02	0,02	-0,02	0,06	0,88
Impulse N	0,62	0,78	0,04	2,33	0,48	0,50	0,04	1,76	0,98
Contact area N	23,20	10,44	3,46	37,30	27,96	10,78	6,20	45,84	0,73
MPSV N	9,01	9,77	0,50	28,13	5,41	7,90	0,92	27,62	0,83
% Contact OP	53,62	16,22	28,80	73,60	55,37	20,97	23,75	79,20	1,00
Max P OP	2,17	2,43	0,24	6,00	2,10	2,29	0,25	8,02	1,00
Time Max P OP	288,21	115,60	160,00	497,30	334,55	134,94	124,98	536,44	0,88
Load rate OP	0,03	0,03	0,01	0,11	0,02	0,03	-0,01	0,08	0,88
Impulse OP	0,62	0,73	0,04	1,78	0,66	0,86	0,00	2,92	1,00
Contact area OP	27,17	7,04	18,08	40,26	29,44	8,60	17,83	45,44	0,96
MPSV OP	7,61	8,32	1,00	22,72	6,37	8,56	0,76	30,10	0,99

Tab. 11. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast mediální části paty

Mediální část paty	před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	p
% Contact N	58,89	9,10	40,00	69,33	63,96	9,72	43,40	77,20	0,73
Max P N	7,15	5,19	1,00	14,50	5,05	2,88	0,76	11,40	0,74
Time Max P N	144,65	56,40	57,14	275,13	142,82	58,96	45,63	234,88	1,00
Load rate N	0,25	0,27	0,02	0,73	0,14	0,11	0,03	0,40	0,68
Impulse N	1,84	1,45	0,18	3,70	1,44	0,81	0,16	3,18	0,92
Contact area N	16,20	1,36	13,66	18,03	15,66	1,22	14,32	17,24	0,85
MPSV N	25,12	21,05	4,36	68,96	11,31	9,52	3,58	34,48	0,31
% Contact OP	59,17	10,27	35,40	71,33	64,12	10,25	47,20	79,60	0,74
Max P OP	6,75	5,02	0,54	15,44	6,65	3,24	1,08	10,76	1,00
Time Max P OP	161,55	71,98	68,24	341,27	160,60	71,42	53,58	323,78	1,00
Load rate OP	0,20	0,19	0,02	0,53	0,21	0,22	0,01	0,76	1,00
Impulse OP	1,79	1,58	0,12	4,70	1,96	1,03	0,22	3,88	0,99
Contact area OP	16,70	1,46	14,98	18,68	16,29	1,37	13,72	18,36	0,93
MPSV OP	22,03	18,82	2,24	61,42	13,45	9,79	4,38	38,90	0,69

Tab. 12. Hodnoty měřených parametrů a jejich porovnání pro oblast laterální části paty

Laterální část paty	před operací				po operaci				
	Prům.	SO	Min.	Max.	Prům.	SO	Min.	Max.	p
% Contact N	57,82	9,66	38,80	69,67	62,98	10,45	41,60	77,20	0,75
Max P N	5,81	4,10	0,84	10,86	5,02	3,85	0,82	11,96	0,97
Time Max P N	151,19	68,89	46,00	304,20	140,86	66,35	31,73	236,50	0,99
Load rate N	0,26	0,28	0,02	0,87	0,18	0,16	0,03	0,50	0,83
Impulse N	1,46	1,17	0,18	3,33	1,43	1,06	0,16	3,43	1,00
Contact area N	18,04	2,01	14,54	21,60	19,12	1,71	16,96	21,52	0,70
MPSV N	22,69	17,74	3,84	53,84	13,35	14,43	3,44	49,62	0,57
% Contact OP	58,51	10,20	36,20	72,67	63,21	11,59	44,20	80,20	0,80
Max P OP	5,02	3,38	0,92	8,86	5,43	3,00	0,96	12,44	1,00
Time Max P OP	150,45	54,17	62,00	253,97	168,85	80,64	52,38	330,14	0,95
Load rate OP	0,17	0,15	0,01	0,49	0,24	0,22	0,02	0,72	0,89
Impulse OP	1,36	1,08	0,16	3,13	1,71	1,22	0,22	4,72	0,92
Contact area OP	18,24	1,87	15,24	20,48	19,63	2,35	16,14	21,98	0,51
MPSV OP	20,16	15,71	3,18	49,10	13,19	8,99	4,70	36,78	0,77