

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

# **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

2011

Bc. Lucia Lokajíčková

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

Fyzioterapie

ANALÝZA CHŮZE U PACIENTŮ PO OPERATIVNÍ KOREKCI  
VALGÓZNÍ DEFORMITY PALCE

Diplomová práce

Autor: Bc. Lucia Lokajíčková

Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Jitka Kozáková

Olomouc 2011

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Lucia Lokajčková

**Název diplomové práce:** Analýza chůze u pacientů po operativní korekci valgózní deformity palce

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Jitka Kozáková

**Rok obhajoby:** 2011

**Abstrakt:**

Tato diplomová práce hodnotí vliv deformity hallux valgus na způsob chůze. Pomocí systému VICON MX jsme analyzovali vybrané kinematické parametry pohybu dolních končetin a pánve u 10 žen ( $52,3 \pm 12,1$  let,  $165,7 \pm 5,6$  cm,  $68,1 \pm 9,4$  kg) před a 3,5 měsíce po operativní korekci hallux valgus. Výsledky 3D analýzy chůze pacientů s diagnostikovanou valgózní deformitou palce ukázaly, že operativní korekce této deformity významně ovlivní vybrané parametry pohybu dolních končetin a pánve. Po operaci jsme na operované dolní končetině našli statisticky významně menší velikost plantární flexe v předšvihové fázi a menší velikost flexe v kolenním kloubu v průběhu stojné fáze. Operativní korekce se promítla až do pohybového chování pánevního pletence. Zaznamenali jsme zmenšení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině i rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině. Zařazení kinematické analýzy chůze do vyšetření u lidí s vbočeným palcem indikovaných k operativnímu zákroku může napomoci ke zlepšení pooperačního zatěžování končetin, a tím snížit počet regresí této deformity či následných reoperací.

**Klíčová slova:** hallux valgus, chůze, kinematická analýza, operační řešení.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Autor's first name and surname:** Bc. Lucia Lokajíčková

**Title of the thesis:** The analysis of the gait in patients with hallux valgus deformity after surgery

**Department:** Department of Physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Jitka Kozáková

**The year of presentation:** 2011

**Abstract:**

This thesis evaluates the influence of hallux valgus deformity on the way of gait. We analyzed selected kinematic parameters of the movement of the lower extremities and pelvis in 10 women ( $52.3 \pm 12.1$  years, weight =  $68.1 \pm 9.4$  kg, height =  $165.7 \pm 5.6$  cm) using the VICON MX system before and 3.5 months after the operative correction of the hallux valgus. The results of 3D gait analysis of patients diagnosed with hallux valgus deformity showed that operative correction of the deformity significantly affects the movement of the selected parameters of the lower limbs and pelvis. We found a statistically significant lower extent of the ankle plantar flexion in preswing phase and a significant decrease in the extent of the knee flexion during the stance phase on the operated leg after surgery. Operative correction was reflected in the motor behavior of the pelvic girdle. We noted a reduced range of motion in the hip joint in the frontal plane and a decreased range of motion of the pelvis in the frontal plane. Classification of the kinematic gait analysis in the examination of people with hallux valgus indicated for operative intervention can be developed to improve postoperative limb loading, thereby reducing the amount of regression of the deformity and subsequent operations.

**Keywords:** Hallux valgus, gait, kinematic analysis, surgical intervention .

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

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Jitky Kozákové a že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 28. dubna 2011

.....

## **Poděkování**

Děkuji Mgr. Jitce Kozákové za odborné vedení této magisterské práce, za ochotu a za cenné rady při zpracování této práce. Děkuji také Mgr. Zdeňkovi Svobodovi, Ph.D. za pomoc při zpracování statistiky a v neposlední řadě patří poděkování všem osobám, které se zúčastnily výzkumu.

# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b> .....	<b>9</b>
<b>2</b>	<b>SOUHRN POZNATKŮ</b> .....	<b>10</b>
2.1	KINEZIOLOGIE NOHY .....	10
2.1.1	Nožní klenba .....	11
2.2	ONTOGENEZE NOHY .....	12
2.3	BIOMECHANIKA PRVNÍHO PAPRSKU .....	13
2.4	CHŮZE .....	15
2.4.1	Ontogeneze chůze .....	16
2.4.2	Centrální mechanismy řízení chůze .....	16
2.4.3	Biomechanika chůze .....	16
2.4.4	Krokový cyklus .....	17
2.5	HALLUX VALGUS .....	20
2.5.1	Patoanatomie halluxu .....	21
2.5.2	Frekvence výskytu.....	21
2.5.3	Etiologie hallux valgus .....	22
2.5.4	Chůze u pacientů s hallux valgus.....	24
2.5.5	Juvenilní hallux valgus.....	25
2.6	DIAGNOSTIKA HALLUX VALGUS .....	26
2.6.1	Anamnéza.....	26
2.6.2	RTG vyšetření nohy .....	26
2.6.3	Vyšetření nohy .....	27
2.6.4	Vyšetření stoje a chůze .....	28
2.6.5	Konzervativní terapie HV.....	29
2.6.6	Typy operativních korekcí HV.....	30
2.6.6.1	<i>Výkony na měkkých tkáních</i> .....	30
2.6.6.2	<i>Resekční artoplastiky</i> .....	31
2.6.6.3	<i>Osteotomie I. metatarzu</i> .....	31
2.6.6.4	<i>Artrodézy I. MTP kloubu</i> .....	33
2.6.7	Rehabilitace pacientů s HV .....	34
2.7	MOŽNOSTI ANALÝZY FUNKCE NOHY .....	35
2.7.1	Kinematická analýza chůze .....	37
<b>3</b>	<b>CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY</b> .....	<b>38</b>
3.1	CÍL .....	38
3.2	VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	38
<b>4</b>	<b>METODIKA</b> .....	<b>39</b>

4.1	CHARAKTERISTIKA SOUBORU .....	39
4.2	POPIS MĚŘÍCÍCH PROCEDUR .....	39
4.3	PRŮBĚH LABORATORNÍHO MĚŘENÍ .....	40
4.4	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ .....	41
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY .....</b>	<b>42</b>
5.1	KINEMATICKÉ PARAMETRY POHYBU DOLNÍCH KONČETIN PŘI CHŮZI .....	42
5.2	KINEMATICKÉ PARAMETRY POHYBU PÁNVE PŘI CHŮZI .....	48
<b>6</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>49</b>
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>53</b>
<b>8</b>	<b>SOUHRN.....</b>	<b>54</b>
<b>9</b>	<b>SUMMARY .....</b>	<b>55</b>
<b>10</b>	<b>REFERENČNÍ SEZNAM .....</b>	<b>56</b>
<b>11</b>	<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>60</b>



# 1 ÚVOD

Leonardo da Vinci označil lidskou nohu za dílo umění a mistrovskou práci inženýrství. Velikost nohy se formuje u mužů asi kolem 16. roku, u žen již v průběhu 14. roku. Rasa i pohlaví ovlivňují rozdíly v anatomii chodidla a také specifiku poranění v oblasti nohy. U ženské nohy nacházíme zvýšený výskyt ortopedických problémů (Hennig, 2002).

Noha funguje jako důmyslný anatomický systém a za fyziologických okolností se dobře přizpůsobuje běžné zátěži vznikající při chůzi po přirozeném terénu. V průběhu vývoje však na nohu působí různé vnitřní i zevní faktory, které mohou snižovat odolnost nohy vůči zatížení, a vést k rozvoji deformit nohy. Mezi nejčastěji ošetřovaná ortopedická onemocnění patří deformita hallux valgus (Dungl, 2005).

Pojem hallux valgus se začal v literatuře objevovat koncem 19. století a tento termín můžeme z latiny přeložit jako vbočený palec. Tato deformita je často bolestivá a může limitovat jednak fyzické aktivity, ale také vytvářet psychické potíže pacientů (Joseph, 2007).

Jedná se o komplexní progredující deformitu přednoží, která je ještě stále vnímána jako statická deformita nohy. Často se vyskytuje spolu s porušením příčné klenby, kladívkovitými deformacemi prstů, rozšířením v oblasti hlaviček metatarzů a z toho vyplývajícími změnami tlaků, jež mohou vést k metatarzalgii (Lorimer, French, O'Donnell, Burrow et al, 2005).

Deformita hallux valgus je obvykle výsledkem dlouhodobého zatěžování nestabilního I. paprsku a mediální části přednoží. V literatuře bylo popsáno několik typů operativních korekcí této deformity, které by měly zmírnit bolest, zlepšit funkci, umožnit nosit běžnou obuv či předejít rozvoji souvisejících deformit přednoží. Typ operačního postupu se volí na základě rentgenologického (dále RTG) vyšetření, tzn. úhlu valgozity halluxu, úhlu mezi I. a II. metatarzem, kongruence I. metatarzophalangeálního (dále MTP) kloubu, popř. stupně artrózy. Dalším kritériem je aktivita a věk pacienta (Dhukaram et al, 2006).

V rámci této diplomové práce budeme pomocí 3D kinematické analýzy hodnotit vliv operativní korekce valgózní deformity palce na provedení chůze.

## 2 SOUHRN POZNATKŮ

### 2.1 KINEZIOLOGIE NOHY

Noha tvoří významnou součást systému posturální stability ve stoji. Tento segment, který je v přímém kontaktu s podložkou, přenáší reakční sílu podložky i tíhovou sílu těla. Noha se podílí aktivně na generaci sil korigujících oscilace stoje. Je také zdrojem proprioceptivních a exteroceptivních informací pro řídicí systém (Vařeka, & Vařeková, 2009).

Noha zprostředkovává dotyk těla s terénem, po němž se pohybujeme a pomocí ní je zajištěna potřebná opora pro lokomoci po nerovném terénu. Noha se stala orgánem více podpůrným, než uchopovacím, i když potenciální možnost úchopové funkce na noze úplně nezaniká, jak to můžeme vidět například u nemocných po amputaci obou horních končetin. Noha tlumí mechanické nárazy vznikající při chůzi, které se dále přenášejí na vyšší segmenty, kde nakonec dojde k útlumu pomocí páteře (Véle, 2006).

Kostní struktura nohy je komplikovaná obdobně jako struktura ruky. Je složena z 26 kostí: 7 kostí tarzálních (talus, calcaneus, os naviculare, os cuboideum, 3 ossa cuneiformia), 5 metatarzů a 14 phalang. Dále je charakterizována třemi klenbami: mediální a laterální podélnou klenbou a příčnou klenbou (Hennig, 2002).

Svaly pro funkci nohy můžeme dělit na vnější a vnitřní. Vnější dlouhé svaly se nacházejí v oblasti lýtky a bérce a mají vliv na udržení klenby ve stoji, která je dále ovlivňována polohou hlavice femuru v kyčelní jamce. Slouží k udržování stabilní polohy ve stoji (trvalým mírným kolísáním mezi supinací-pronací a flexí-extenzí) a také k odvíjení chodidla při chůzi. Jako „hra šlach“ je označována dynamická funkce mezi lýtkovými a bérceovými svaly při stoji. Ta se objeví při vyloučení zrakové kontroly či při zhoršené stabilitě. Vnitřní krátké svaly jsou lokalizovány v oblasti nohy a jsou aktivní při adaptaci na terén. Nošení bot má sice zabránit narušení planty, ale brání adaptační funkci nohy, a proto fungují pro nohu spíše jako dlaha (Véle, 2006).

Noha slouží jako spojení těla s okolím a zpětnou propriocepcí udržuje vzpřímený postoj. Funkci nohy dělíme na část statickou (nosnou), kdy noha poskytuje tělu oporu a přenáší jeho hmotnost na rovnou i šikmou podložku, a část dynamickou, kdy je noha spolehlivá opora při chůzi, běhu, skákání a nošení břemen (Dungl et al, 2005).

Měkké tkáně nohy tvoří viskózně-elastický nárazník. Stavba nohy zůstává při statické i dynamické zátěži zachována díky vazivovému a svalovému aparátu. Plošný tlak pod hlavičkami metatarsů je 5 – 15 N/m<sup>2</sup>, pod patou 11 – 40 N/m<sup>2</sup>. V obuvi je pata zatížena více než u bosé nohy (Chaloupka et al., 2001).

### 2.1.1 Nožní klenba

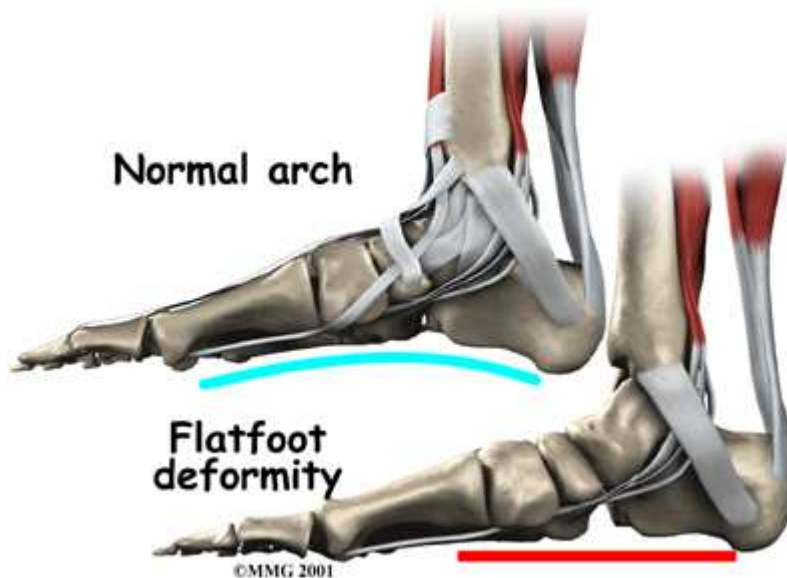
Dle Kapandjiho můžeme nožní klenbu z funkčního hlediska přirovnat ke střeše. Tento model dobře vystihuje schopnost odolávat dynamickým změnám při měnícím se zatížení během chůze a kontrole polohy COP (centre of pressure) ve stoji. Podélná klenba je ohraničena mediálním a laterálním obloukem, které ohraničují další oblouky. Ty můžeme zjednodušeně redukovat na 5, pro něž jsou základem paprsky jednotlivých metatarzů. Součástí mediálního oblouku je paprsek I. metatarzu, který je nejvyšší a svírá s podložkou největší úhel. Je také vystaven největšímu zatížení ve stoji a při chůzi. Příčná klenba se rozprostírá po celé délce nohy a je tvořena v podstatě třemi částmi (Vařeka, & Vařeková, 2009).

Podkladem vzniku nožní klenby je fylogeneticky daný pronatorní zkrut. Při zatížení nohy dojde k vzájemnému posunu jednotlivých segmentů, dále k oploštění klenby, pronaci zánoží a relativní supinaci a abdukci předonoží vůči zánoží. Celistvost příčné i podélné klenby je dána konfigurací kostí i kloubů nohy, dále napětím vazů a svaly, jejichž činnost řídí CNS. Názory na význam svalů se u jednotlivých autorů dosti liší. Véle uvádí, že svaly nohy pracují ve smyčkách a vytvářejí tak třmenový mechanismus. Kapandji tvrdil, že oslabení, nebo v opačném případě hyperaktivita či zkrácení jednoho svalu narušuje celkovou rovnováhu. Duchenne (1806-1875) pak prohlásil, že pro udržení tvaru nohy je lepší paréza všech svalů nežli jednoho. Role svalů je důležitá nejvíce při ontogenezi, kdy se kosti a vazy teprve formují. Po ukončení vývoje osifikace nohy význam svalové aktivity klesá (Vařeka, & Vařeková, 2009).

Klasická typologie nohy rozeznává podle výšky nožní klenby 3 typy nohou: plochá noha, normální noha a vysoká noha. K zařazení do těchto kategorií jsou používána různá klinická vyšetření (jednoduché podogramy, antropometrická měření), dále také zobrazovací metody (RTG) či systémy měřící rozložení tlaku pod ploskou (Vařeka, & Vařeková, 2005).

Pokud porovnáme vysokou a nízkou klenbu nožní, byl zjištěn zvýšený výskyt nárazových zlomenin u lidí s vysokou klenbou oproti lidem s nízkou klenbou.

Simkin et al (1989) zjistil, že u lidí s nízkou klenbou je vyšší výskyt nárazových zlomenin metatarzálních kostí, ale mají nižší výskyt zlomenin dlouhých kostí ve srovnání s lidmi s vysokou klenbou. Toto tvrzení ukazuje, že nízká klenba je více flexibilní a je schopna se ve větší míře přizpůsobit nárazům (Klenerman, & Wood, 2006).



Obrázek 1. Normální a plochá klenba nožní (Anonymous, 2001).

## 2.2 ONTOGENEZE NOHY

Mezi faktory uplatňující se při ontogenezi patří vnitřní a zevní síly a také faktory genetické. Vývoj nohy je značně ovlivněn způsobem zatěžování, například u dětí spících převážně na bříšku či sedících dlouhodobě v různých pozicích nacházíme často poruchy v postavení dolních končetin (Vařeka, & Vařeková, 2009).

Vývoj postavení dolní končetiny bývá zřetelný kolem 4. týdne gravidity. Vzájemné poměry kostí podobných jako u dospělých nacházíme u embrya asi v 8. týdnu. Klouby nohy jsou založeny také kolem 4. týdne a v 2. polovině gravidity se primitivní klouby přeměňují v definitivní. Další vývoj pokračuje i po narození, a to díky aktivaci svalů, zátěži při pohybu a působením gravitačního pole. Jedná se například o vývoj nožní klenby či změny osového postavení končetin v kolenních kloubech. Kostní základ podélné klenby je patrný již při narození, avšak u kojence je překryt tukovým polštářem. Mediální oblouk nacházíme přibližně kolem 2. roku života. Dětská plochá noha je odlišným jevem, než-li získaná plochá

noha dospělého a také velmi malé procento dětských plochonoží přejde i do dospělého věku (Vařeka, & Vařeková, 2009).

Dokud dítě nezačne používat nohu pro opornou funkci stoje a chůze, chodidlo je zapojeno do funkčních smyček globálních pohybových vzorů. Zpravidla záleží na postavení nohy, jaké geneticky determinované programy a globální pohybové vzorce jsou aktivovány. Ve 4. trimenonu se mění posturální situace, dochází k vertikalizaci a dítě je schopno samostatného stoje. Mění se z jedince apedálního na jedince bipedálního. Chodidlo mění svou funkci a dostává se do dynamických vztahů mezi lokomocí člověka a zemí. Začíná působit jako objekt podléhající pravidlům biomechaniky. Dále začíná mít schopnost se země aktivně přidržovat, rozvíjí se úchop.

Chodidlo se dostává do kontaktu s podložkou a působí jako důležitý „displej“. Uplatňují se zde důležité funkce řízené CNS, ale rovněž nesmírně důležitá exterocepce a propiocepce. Tyto kvality je potřeba mít stále na paměti, protože jich ubývá nošením obuvi. Noha, která je málo propiocepčně aktivní se označuje jako němá noha a bývá zdrojem různých potíží. Při těchto zjištěních je patrné, že někdy nezáleží na stupni deformity nohy, ale důležitá je její propiocepce a aktivní svalový tonus (Tošnerová, 2000).

### **2.3 BIOMECHANIKA PRVNÍHO PAPRSKU**

První paprsek je pro biomechaniku nohy důležitý. Dochází zde ke spojení metatarzů a ossa cuneiformia a prochází tedy průsečík příčné a mediální podélné klenby. Změněná biomechanika prvního paprsku může způsobovat různé patologické odchylky celé nohy. Na první paprsek se upínají šlachy m. tibialis anterior et posterior a m. peroneus longus. Aktivita těchto svalů tak může poskytnout tomuto paprsku ochranu (Glasoe et al, 1999).

MTP kloub palce se od ostatních MTP skloubení liší tím, že využívá sesamoidního mechanismu a skupiny vnitřních svalů, které zajišťují sílu a stabilitu. Tvar kloubů na předonoží má určité anatomické variace, které predisponují k různým deformacím. Například rotovaná metatarzální hlavička bude více náchylná k rozvoji vbočeného palce, naopak oploštělé MTP skloubení lépe odolává různým deformujícím silám. Šikmé nastavení skloubení mezi I. metatarzem a os cuneiforme mediale může zapříčinit zvýšení metatarzálního úhlu s následným vznikem hallux valgus (Harris et al, 2008).

Morton prohlásil, že hypermobilita prvního prstu může narušit normální mechaniku nohy. Tvrdil, že nadměrný dorzální posun I. metatarzu tlačí nohu do inverzního postavení, což způsobuje přetížení druhého metatarzu. Selhání stability prvního prstu může podmiňovat vznik hallux valgus (Glasoe et al, 1999).

Stabilitu I. MTP kloubu, ale i celého předonoží a příčné klenby mohou ovlivňovat také plantární fascie. Pedobarografické studie ukazují zvýšený plantární tlak pod hlavičkami laterálních metatarzů po částečném uvolnění fascií. Kompletní uvolnění fascií vyúsťuje v posunutí tlaku z prstů na laterální hlavičky metatarzů (Waldecker, 2004).

Prsty jsou v kontaktu se zemí asi 75 % krokového cyklu. Palec je pro normální chůzi nezbytný, protože ze všech prstů přejímá největší tlak (Klenerman, Wood, 2006).

Palec a I. MTP skloubení hrají hlavní úlohu v přenosu zátěže během chůze. Stabilita prvního metatarsocuneiformního kloubu a schopnost plantární aponeurózy využít kladkového mechanismu ovlivňuje přenos zatížení přes I. MTP kloub (Waldecker, 2004). Přibližně 65 % dorzální flexe palce je nezbytné pro správné odvíjení chodidla při chůzi (Glasoe et al, 1999).

U pacientů po amputaci palce na jedné dolní končetině byly nalezeny důležité rozdíly oproti druhé noze. V první polovině stejné fáze se centrum tlaku přesouvá na proximální okraj do oblasti metatarzálních hlaviček na obou nohách. Poté však nacházíme rozdíly mezi postiženou a nepostiženou končetinou. U normální nohy vidíme pomalý a souvislý přesun tlaku dopředu a mediálně. Na operované noze nacházíme mnohem pomalejší přenos směrem ke třetí hlavičce metatarzu. Bylo prokázáno, že centrum tlaku se na operované noze přesouvá laterálně. Z funkčního hlediska však pacienti se ztrátou palce udávají při chůzi buď žádný nebo jen velmi malý dyskomfort (Klenerman, & Wood, 2006).

## 2.4 CHŮZE

Nejběžnějším typem lokomoce je chůze, která slouží především k provedení základních životních potřeb. Jedná se o složitý sekvenční cyklický pohyb probíhající podle určitého časového pořádku. Účastní se ho celý pohybový systém, a proto se může dokonale přizpůsobit složitému terénu. Pro chůzi je důležitá stabilizace vzpřímené polohy těla v klidu i při pohybu, která je zajišťována pomocí CNS a svalového aparátu (Véle, 2006).

V literatuře můžeme nalézt celou řadu definic chůze. V některých z nich se odráží faktory, na které je nutné se zaměřit při vlastní analýze této pohybové činnosti. Chůze je charakteristická obdobími zatěžování a nezatěžování končetin (Kirtley, 2006).

Chůze představuje opakování sekvence svalově kontrolovaných pohybů v kloubech, opakujících se pro každou končetinu, které současně posunují tělo vpřed a udržují stabilitu těla. Každý člověk se snaží za normálních podmínek provádět chůzi tak, aby došlo k minimalizaci energetického výdeje (Perry, 2004).

Perry (1992) přirovnává kinetiku chůze na úrovni nohy a hlezna v sagitální rovině pomocí modelu tří zhoupnutí („rockers“). Ty mají za úkol umožnit co nejplynulejší provedení pohybu s minimální ztrátou energie. První zhoupnutí probíhá po dopadu paty na zem přes kolébku zadního okraje calcanea, na něj navazuje druhé zhoupnutí v období střední opory, kdy je noha zatížena a bérce se vůči ní pohybuje vpřed a ke třetímu zhoupnutí dochází přes hlavičky metatarzů.

Noha se musí neustále adaptovat na měnící se vzory zatížení mezi dopadem paty a odlepením palce. Jedná se o odpověď na posun polohy těžiště lidského těla během zatížení při chůzi. Během kontaktu paty a fáze středního stoje se těžiště rychle posouvá z paty do střední metatarzální oblasti. Tam setrvává zhruba polovinu stejné fáze před posunem směrem k palci. Předonoží je v kontaktu se zemí asi 80-85 % celkové doby stejné fáze. Během pozdní stejné fáze palec, 1. a 2. metatarzální hlavička nesou většinu celkového zatížení předonoží. Navíc během stejné fáze je zatížení palce dvojnásobné ve srovnání se zatížením všech ostatních prstů. Pozdní doba stejné fáze má tendence tlačit palec směrem ke druhému prstu (Dhukaram et al, 2006).

### **2.4.1 Ontogeneze chůze**

V průběhu ontogeneze se vyvíjí bipedální chůze ze starších vzorů kvadrupedální lokomoce. U dítěte začínají první pokusy o lokomoci plazením, kdy je v poloze na břiše. Dítě se opírá střídavě o lokty, tahá za sebou trup a dolní končetiny se tohoto pohybu účastní jen minimálně. Opírá se větší vahou o lokty střídavě na obě strany a dolní končetiny se pohybu účastní jen minimálně. Další fází lokomoce je lezení, kdy se trup opírá už menší plochou a dolní končetiny se začínají aktivně podílet. Při navazujícím lezení se používají všechny končetiny a trup zůstává v horizontální poloze. Opěrnými body jsou obě ruce a kolena. K posturálně zajištěné bipedální lokomoci dojde, až dítě získá schopnost stabilizace vertikálního postavení těla na jedné noze po dobu 2-3 vteřin (Véle, 2006).

### **2.4.2 Centrální mechanismy řízení chůze**

Chůze patří mezi vzorce chování, které nevyžadují vědomou kontrolu a probíhají bez účasti mozkové kůry. Generátor vzorce lokomočního pohybu můžeme najít ve spinální míše, a to samostatně pro každou končetinu. Pokud jsou všechny končetiny v činnosti, je aktivita všech generátorů navzájem koordinována. Lokomoce není primárně reflexního původu. Přesto je aferentní signalizace z končetinových proprioceptorů velmi důležitá. Pokud je vyřazena, je normální cyklus lokomočních pohybů silně alterován a zpomalen (Kralíček, 1995).

Pokud bychom sledovali motoriku ve fylogenezi druhů, zjistili bychom, že s rozvojem složitějších pohybů přibývaly složitější úrovně motoriky. U člověka můžeme rozdělit 3 řídicí úrovně motoriky, které spolu souvisejí a podílejí se při každém pohybu:

1. Spinální úroveň – řízení motoneuronů
2. Subkortikální úroveň – ereismatická a teleokinetická motorika
3. Kortikální úroveň – ideokinetická motorika (Véle, 2007).

### **2.4.3 Biomechanika chůze**

Lidská chůze je způsob lokomoce, která umožňuje přesun individua z místa na místo. Vzpřímená bipedální chůze je zcela individuální pro každého jedince s jemnými odchylkami dle věku a pohlaví (Dungl et al., 2005).



Doposud nebyla přijata žádná obecná teorie, proč chodíme způsobem, jakým chodíme. Po mnoho let se lidé domnívali, že anatomická poloha svalů rozhoduje o tom, jak pracují. Například akce hemstringů jdoucích po posteriorní části dolní končetiny je vždy flexe kolenního kloubu. Teprve nedávno biomechanikové dospěli k názoru, že každý jednotlivý sval má vliv na ostatní segmenty těla a v některých situacích může sval vykonávat funkci jinou, než je jeho původní anatomická (Baker, 2006).

Mezi hlavní parametry chůze patří doba krokového cyklu (cycle time), rytmus (cadence), délka kroku (stride length) a rychlost (speed). Ty představují nejjednodušší formu objektivního hodnocení chůze. Tyto parametry se mohou měnit v souvislosti s jakýmkoli handicapem, a tak člověk s delším krokovým cyklem má obvykle kratší délku kroku a také nižší rychlost. Tyto parametry jsou ovlivněny také jinými veličinami jako jsou například věk či pohlaví (Whittle, 2007).

Z tabulky č. 2 (viz Přílohy) vyplývá, že průměrně se u věkové skupiny 45-60 let u žen v běžné zdravé populaci vyskytují tyto hodnoty:

- rytmus 97-138 kroků/min
- doba krokového cyklu 0,87-1,24 s
- délka kroku 1,06-1,56 m
- rychlost 0,94-1,63 m/s (Whittle, 2007).

#### **2.4.4 Krokový cyklus**

Normální chůze má dvě fáze během jednoho krokového cyklu:

##### **A) Stojná fáze (60 % cyklu)**

*1. Počáteční fáze dotyku paty (0%)* – kyčelní kloub je ve flexi 45°, kolenní kloub ve flexi 5°, hlezenní kloub 5° plantární flexe. Aktivní svaly jsou extenzory kyčle, flexory a extenzory kolene a dorzální flexory hlezna.

*2. Fáze zatížení (0-10%)* – dotyku celé nohy. Tělo se pohybuje dopředu. Kyčelní kloub je ve flexi 40°, kolenní kloub ve flexi 10 – 15°, hlezenní kloub ve 10° plantární flexe. Aktivní svaly jsou extenzory kyčle, kolene a dorzální flexory nohy.

*3. Střední stojná fáze (10-30%)* – tělo pokračuje v pohybu dopředu, je dosažen plný kontakt nohy s podložkou. Kyčelní kloub je ve flexi 20°, kolenní kloub ve flexi 10°, hlezenní kloub

v 5° dorzální flexe. Aktivní svaly jsou abduktory kyčle, plantární flexory nohy, stabilizátory zadní nohy – m. tibialis posterior a peroneální skupina.

4. *Konečná fáze stoje* (30-50%) – odlepení paty. Kyčelní kloub je v extenzi 0°, kolenní kloub ve flexi 10°, hlezenní kloub v neutrální poloze. Adduktory kyčlí začínají být aktivní.

5. *Předšvihová fáze* (50-60%) – odrazová fáze. Kyčelní kloub přechází do flexe, kolenní kloub zvětšuje flexi, hlezenní kloub přechází do plantární flexe 5°. Aktivita plantárních flexorů končí, aktivní jsou adduktory kyčlí a aktivita flexorů a extenzorů kyčlí se zvyšuje.

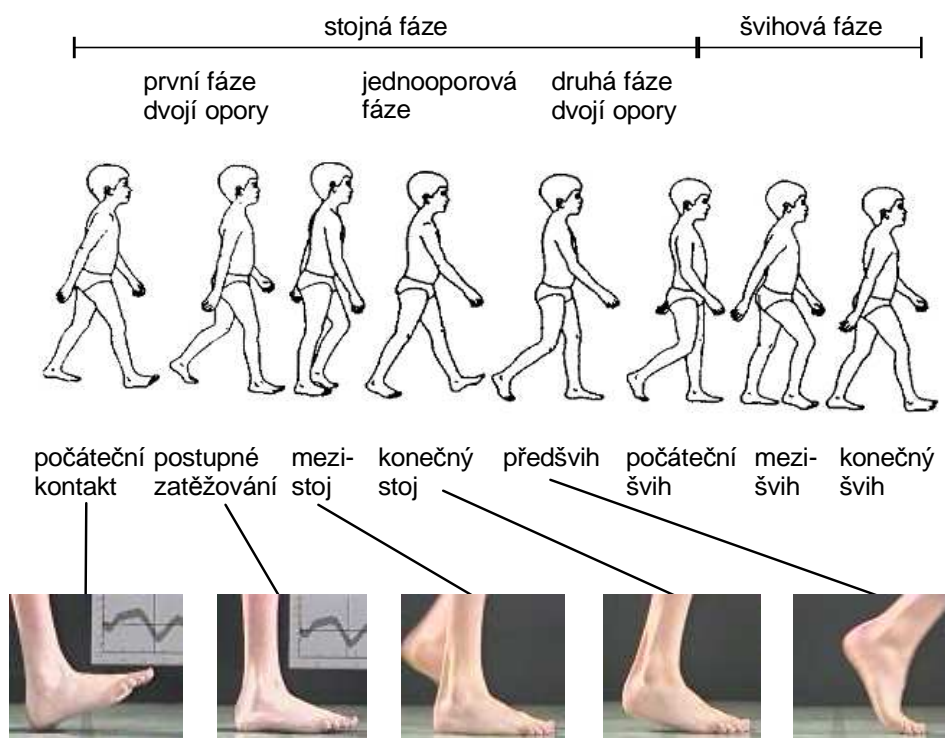
#### B) Švihová fáze (asi 40 % cyklu)

1. *Fáze zrychlení* (60-73 %) – druhostranná končetina je ve fázi zatížení a časné střední stojné fáze. Kyčelní kloub je ve flexi 20°, kolenní kloub přechází do maximální flexe 70°, hlezenní kloub do plantární flexe 10°. Aktivní jsou flexory a adduktory kyčlí.

2. *Střední švihová fáze* (73-87 %) – kyčelní kloub je ve flexi 30 – 40°, kolenní kloub ve flexi 40° a hlezenní kloub v 0 - 5° plantární flexe. Svalová aktivita je minimální – aktivní jsou převážně dorzální flexory nohy.

3. *Konečná fáze švihu* (87-100 %) – kyčelní kloub je ve flexi 45°, kolenní kloub ve flexi 5 – 10°, hlezenní kloub v 5° plantární flexe. Svalová aktivita se zvyšuje, extenzory kyčlí brzdí flexi a začínají s extenzí, flexory a extenzory kolenního kloubu ho stabilizují. Silný stah dorzálních flexorů drží nohu (Chaloupka et al, 2001; Perry, 1992).

Pokud srovnáme krokový cyklus obou dolních končetin, získáme fázi jedné nebo fázi dvojí opory. Jako krok označujeme vzdálenost mezi místy dopadu jedné a druhé paty, zatímco dvojkrok je vzdálenost mezi místy dopadu jedné paty na začátku a konci krokového cyklu. (Vařeka, & Vařeková, 2009)



Obrázek 2. Rozdělení krokového cyklu na základní fáze (upraveno dle Perry, 1992).

### Patologické odchylky krokového cyklu

U patologické chůze nacházíme často tyto odchylky:

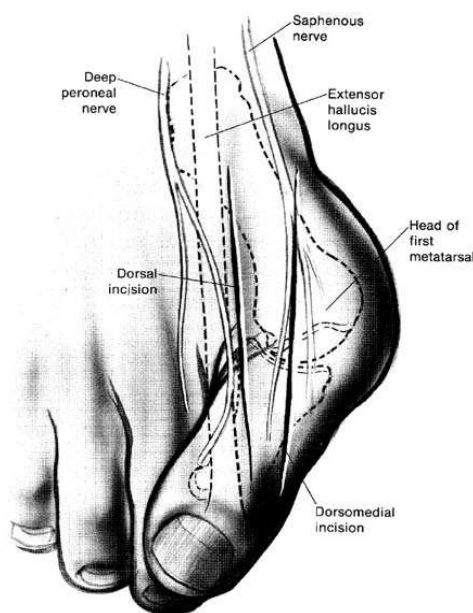
- porušení stability ve stojné fázi
- nedostatečnou výšku chodidla nad podložkou
- nevhodné nastavení chodidla nad podložkou ve švihové fázi
- neadekvátní délku kroku i rychlost chůze
- zvýšenou spotřebu energie (Svoboda, & Janura, 2010).

## 2.5 HALLUX VALGUS

Hallux valgus patří mezi nejčastější deformity přednoží. Vyznačuje se valgózním postavením, nacházíme zde zvýšenou varozitu I. metatarzu spojenou s mediální prominencí jeho hlavičky a celý palec je rotován nehtovou ploténkou mediálně. Palec může být vychýlen distálním článkem – hallux valgus interphalangeus, častěji je však vychýlení v MTP kloubu palce. Další součástí této vady je laterální dislokace šlachy m. flexor hallucis brevis a sesamských kůstek, vnitřní rotace palce, dále sesun šlachy m. abductor hallucis plantárně a napnutí šlach m. extensor a m. flexor hallucis longus. Terminologicky výstižnější je označení hallux abductovalgus, v praxi se však užívá zjednodušeně pojmu hallux valgus (Dungl, 2005).

Častým přidruženým jevem je také pokleslá příčná klenba chodidla. V oblasti MTP kloubu je při artróze možno palpovat kostní artrotické výrůstky. Na vnitřní straně hlavičky I. metatarzu bývá otlak a může se zde vytvořit i bolestivá burza (Vojtaššák, 2000).

Dále se mohou vyskytovat přidružené deformity jako jsou palpovatelné boční osteofyty na I. MTP skloubení, kladívkovitý 2. prst mnohdy spojený i se subluxací v MTP kloubu. Třetí a čtvrtý prst může být drápopitý s řadou nehtových patologií a hyperkeratózními místy na prstech i na plantární straně předonoží (Lorimer et al, 2006).



Obrázek 3. MTP skloubení - dorzální a dorzomediální řez kůží (Thomas, & Barrington, 2003).

### **2.5.1 Patoanatomie halluxu**

Pokud jsou poměry v MTP kloubu nevyvážené, palec začne být postupně tažen zevními deformujícími silami laterálním směrem. Baze proximálního falangu tlačí hlavičku metatarzu mediálně a nacházíme zde často i pronaci metatarzální hlavičky. To způsobuje slábnutí mediálního kloubního pouzdra. Dále dochází k tomu, že šlacha m. abductor hallucis je tlačena pod hlavičku metatarzu, a tak ztrácí část síly k provádění abdukce (Harris et al, 2008).

Pokud palec směřuje do valgózního postavení a I. metatarz do varózního postavení, jedinou strukturou, která zabezpečuje mediální stabilitu je komplex mediálních ligament. Pokud dojde ke zvýšení metatarzophalangeálního úhlu, může dojít k subluxaci sezamských kůstek. V průměru 15-20 % lidí s vbočeným palcem má patologicky dislokovaný 2. prst (Harris et al, 2008).

Existují určité normální anatomické jevy, které však mohou za určitých okolností zhoršovat tendence vedoucí k rozvoji hallux valgus. Mezi ně patří například delší první metatarz. Patologické jevy jako je metatarsus primus varus, nevyvážená či snížená svalová funkce (např. m. peroneus longus) nebo idiopatické či iatrogenní vady jako jsou amputace 2. prstu na noze, poškození během traumatu nebo vrozená kladívkovitá deformita mohou také přispět k rozvinutí deformity (Lorimer, et al, 2006).

Mezi patomechanické faktory, které mohou přispívat ke vzniku vbočeného palce řadíme jev, kdy předonoží provádí prodlouženou nebo kompenzační pronaci v zánoží a v Chopartově kloubu (noha je během fáze odlepení palce v pronaci), orientaci kostních komponent a měkkých tkání utvářejících první paprsek, sesamoidní dysfunkci a podstatný rozdíl ve směru osy pohybu prvního paprsku ve srovnání s jinými osami pohybu nohy (Lorimer et al, 2006).

### **2.5.2 Frekvence výskytu**

Hallux valgus postihuje celkově přibližně 1 % populace. Vyskytuje se více u žen a to v poměru 4:1 vůči mužské populaci. V literatuře je popsáno, že 16 % osob starších 60 let má určitý zvýšený stupeň této deformity (Lorimer et al, 2006).

Dle jiného zdroje výskyt této deformity u populace nebyl doposud přesně zdokumentován. Podle National Center for Health Statistics je v USA postiženo 1 %

populace. Výskyt roste s věkem a to u populace ve věku 15-30 let o 3 %, u osob v rozmezí mezi 31-60 lety o 9 % a u lidí starších 60 let o 16 % (Frank et al, 2009).

### **2.5.3 Etiologie hallux valgus**

Hallux valgus je deformita, kterou podmiňuje řada faktorů. Rozvíjí se na základě působení biomechanických faktorů, strukturálních abnormalit, systémových onemocnění, dědičných dipozic a nošení nevhodné obuvi (Kozáková, 2010). Můžeme ho vidět převážně u žen nosících obuv v jejich 4., 5. a 6. dekádě (Baba et al, 2009).

Názory na etiologii hallux valgus se u různých autorů liší. Podle Dunгла můžeme faktory ovlivňující vznik této deformity shrnout do 3 kategorií:

1. vrozené faktory - predisponující
2. přímé vlivy – nejvýznamnější z nich je nošení nevhodné obuvi
3. nepřímé vlivy - plochonoží

#### Vrozené faktory

Z vrozených predispozic jsou nejvýznamnější: konvexní tvar hlavičky I. metatarzu, orientace skloubení mezi os cuneiforme mediale a I. metatarzem, převaha tahu m. adductor hallucis, konvexitá tibiální sezamkové kůstky, větší délka I. metatarzu a neposlední řadě také vrozeně chabé svaly a vazy (Dungl, 2005).

Dle Vařeky & Vařkové (2005) může k rozvoji hallux valgus vést také flexibilní plantárně flektovaný první prst, funkční pes equinus a také kompenzovaná varozita přednoží.

Dědičné faktory u vbočeného palce hrají také svou roli. Tato dědičnost je zřejmě zprostředkována autozomálně dominantním přenosem. Byl prokázán vyšší výskyt u žen oproti mužům v poměru 9:1. Nižší věk výskytu HV má vztah k silnějšímu výskytu v rodinné anamnéze (Thomas, 2003).

Ve studii zahrnující 350 probandů se zaměřili na vliv dědičnosti hallux valgus a zkoumali tři po sobě jdoucí generace těchto lidí. 90 % probandů mělo v historii alespoň jednoho člena se stejnou deformitou. Nebylo však jisté prokázáno, že závažnost deformity ovlivňuje pohlaví, postižená větev rodiny či pohlaví rodinných příslušníků s hallux valgus (Piqué-Vidal, 2007).

## Přímé vlivy

Nejvýznamnějším přímým vlivem vzniku hallux valgus je nošení nevhodné obuvi. U nepřímých vlivů je v popředí statické plochonoží u dospělých (Dungl, 2005). Důležitým faktorem je i výskyt revmatických a metabolických onemocnění, stejně jako následky různých poranění či nervosvalových poruch (Kozáková, 2010).

Podle Kozákové (2010) obuv není přímou příčinou vzniku HV, ale spíše podporuje rozvoj zánětlivých procesů. Také nošení ponožek, které jsou úzké a vyrobené z nekvalitního materiálu, mohou mít negativní vliv na deformitu HV. Nejlépe je na tom populace, která obuv nenosí vůbec. U ní byl zaznamenán výrazně nižší výskyt HV, metatarsus primus varus i celková hypermobilita prvního prstu.

Efekt vysokých a nízkých podpatků byl zkoumán u skupiny relativně zdravých žen. Bylo zjištěno, že vysoké podpatky zvyšují zátěž předonoží a ulehčují tak tlaku zadonoží. Zátěž směřuje především k mediální straně předonoží a palci. Tyto faktory mohou vést k rozvoji hallux valgus či hallux rigidus (Klenerman, & Wood, 2006).

## Nepřímé vlivy

Hallux valgus vzniká nejčastěji sekundárně u příčně ploché nohy. Divergencí metatarzálních kostí u příčně ploché nohy dochází k varóznímu postavení I. metatarzu a také tah m. flexor hallucis longus může přispět k rozvoji hallux valgus. Flexory a extenzory palce zde působí jako dodatečně addukující mechanismy, což ještě zvýrazňuje deformitu (Vojtaššák, 2000).

Plochonoží může vést k rozvoji hallux valgus kvůli zvýšené abdukci předonoží, která vytváří nefyziologické zatížení na medioplantární straně palce během odrazu paty. Názory na tuto souvislost se však různí. Někteří autoři vztah plochonoží na zvýšený výskyt hallux valgus popírají (Wright, 2009).

V Bostonu zkoumali skupinu 600 probandů, kde byl výskyt hallux valgus u 58 % žen a 25 % mužů. Chtěli zjistit výskyt potenciálních rizikových faktorů spojených s touto deformitou. Došli k těmto výsledkům: vyšší body mass index (BMI) byl nepřímo spojen s vyšším výskytem hallux valgus, a to s nejsilnější mírou u žen s BMI 30 a výše ve srovnání s ženami s normální hodnotou BMI. U mužů se vyšší riziko rozvoje hallux valgus pohybovalo

v rozmezí BMI 25-29,9 ve srovnání se skupinou s normální hodnotou BMI (Nguyen et al, 2010).

#### **2.5.4 Chůze u pacientů s hallux valgus**

Mnoho studií porovnávajících data z plantárního zatížení je těžké srovnávat kvůli rozdílům ve snímací technologii, rozdílnému rozlišení a různým metodám sběru dat. V současné době ještě nejsou publikovány studie porovnáující pacienty před a po operaci hallux valgus na bazi kvantitativní analýzy pohybu (Harris et al, 2008).

Palec, I. MTP kloub a plantární aponeuróza jsou struktury důležité pro přenos zatížení při chůzi. Pro správnou funkci nohy je důležitá funkční stabilizace I. paprsku. Distribuce tlaku předonoží je také ovlivněna pozicí zánoží. Je známo, že varózní postavení předonoží je spojeno s laterálním zatížením, zatímco valgózní postavení přispívá k instabilitě mediální oblasti nohy a je často spojováno s deformitou hallux valgus (Waldecker, 2004).

Z pohledu posturální ontogeneze porušení centrace MTP kloubu u pacientů s hallux valgus neumožňuje optimální provedení odlepení paty a odrazu nohy. To můžeme vidět zejména v závěru v stojné fáze v průběhu krokového cyklu. Decentrace jednoho kloubu může vyvolat chybnou centraci ostatních kloubů, a proto valgózní deformita palce může celkově negativně ovlivnit dolní končetiny a pánev (Kolář, 2001).

Podle Menz a Lord je u skupiny lidí s valgózní deformitou palce významně nižší rychlost chůze, délka kroku a také menší zrychlení ve srovnání s probandy bez HV. Lidé s HV využívají menší rozsah dorzální i plantární flexe v závěru stojné fáze (Hwang et al, 2006).

Z biomechanického hlediska je hallux valgus spojován se sníženým rozsahem pohybu především v plantární flexi a mírném omezení dorzální flexe. Pedobarografické hodnocení plantárního tlaku u této deformity nám odhalí snížení přenosu zátěže na palec a laterální přenos zátěže na hlavičky metatarzů. Pacienti stráví velké procento času na patě, středonoží a na laterálních hlavičkách metatarzů během krokového cyklu. Rozsah zatížení palce během fáze odlepení palce (toe-off) je snížen v souvislosti se sníženou aktivitou flexorů. To vede ke změně krokového cyklu vyúsťující do antalgické chůze. Zkrácena je délka kroku a v mnoha případech se také celá dolní končetina kompenzačně vychýlí. Změny krokového cyklu mohou vyústit k přidruženým problémům na dolních končetinách a také k problémům v bederní oblasti zad (Harris et al, 2008).



### **2.5.5 Juvenilní hallux valgus**

Juvenilní forma hallux valgus bývá obvykle spojena s varozitou I. metatarzu. Různé typy operačních zákroků, které se využívají u dospělých, jsou v tomto případě většinou recidivující. Nejčastěji se využívá proximální metatarzální klínovitá osteomie se Silverovým typem zákroku na I. MTP kloubu anebo se používá operace dle Lapiduse (Dungl, 2005).

Dle výzkumů bylo prokázáno, že nošení úzké obuvi hraje roli při rozvoji hallux valgus juvenilního typu pouze u 24 % pacientů (Piqué-Vidal, 2007).

Výsledky analýzy chůze u osob s juvenilním HV prokázaly, že i mírný stupeň deformity ovlivní průběh krokového cyklu. U těchto osob byl zjištěn větší rozsah flexe v kyčelním i kolenním kloubu v průběhu švihové fáze a zároveň menší rozsah extenze v kolenním kloubu. Hlezenní kloub ve fázi počátečního kontaktu prokazoval výraznější plantární flexi (Janura et al, 2007).

## 2.6 DIAGNOSTIKA HALLUX VALGUS

Základním předpokladem úspěšné terapie je vyšetření a včasná diagnostika. Vyšetření začíná od prvního kontaktu s pacientem. Zatímco požádáme pacienta, aby se svlékl do spodního prádla, všímáme si způsob, jakým to provádí. Dále se zaměříme na celkové držení těla, na způsob zaujetí polohy na vyšetřovacím lehátku, sed, stoj či chůzi. Analýza spontánních pohybů má mnohdy větší výpovědní hodnotu než pouhá aspekce v klidové poloze. Klinickém vyšetření nohy provádíme vždy oboustranně a nálezy porovnáváme. Posuzujeme konfiguraci nohy ve stoji a zaznamenáváme její deformity (Skalka, osobní sdělení, 2011).

### 2.6.1 Anamnéza

Odebrání pracovní anamnézy je velice důležitou součástí vyšetření. Měli bychom se doptat, jestli práce vyžaduje stoj na nohách po většinu doby pracovní směny, práci ve výškách či nošení obuvi s úzkou špičkou. Další důležitou informací je četnost různých sportovních aktivit. Profesionální sportovci by měli být upozorněni, že se již nemusí navrátit na stejnou předchozí úroveň v jejich příslušné disciplíně. Mann et al (1992) zjistili, že 41 % pacientů nebylo schopno před operací nosit jejich původní velikost bot. Postoperační očekávání, ať už se jedná o snížení bolesti či kosmetickou úpravu, by měla být vyslovena před operací (Joseph, 2007).

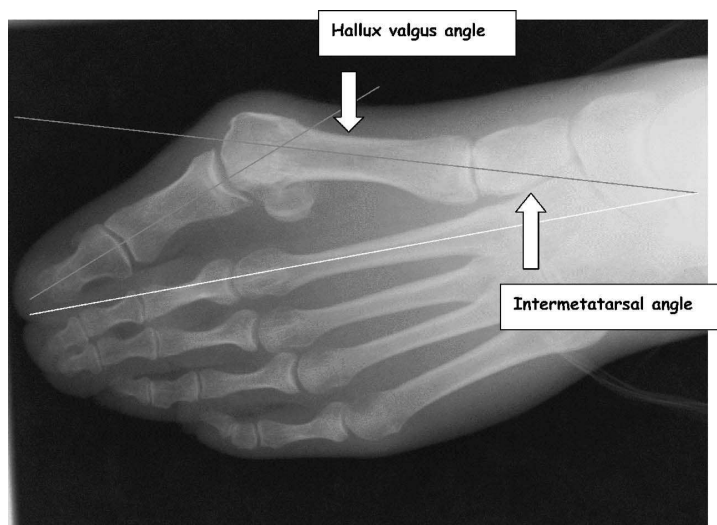
Bolesti při stoji či chůzi jsou typické pro statické deformity předonoží nebo pro úponové bolesti vzniklé přetížením. Zjišťujeme také důležité informace o případné bolesti, která patří mezi primární příznaky hallux valgus. Zaměříme se na intenzitu, lokalizaci, iradiaci a také na to, zda-li dochází ke zvýšení bolesti při statické či dynamické zátěži v průběhu dne (Kolář, 2009).

### 2.6.2 RTG vyšetření nohy

Součástí předoperačního postupu je vyhotovení RTG snímků v anteroposteriorní, laterální a axiální (sesamoidní) projekci. Hallux valgus angle (HV úhel) získáme jako průnik podélné osy proximálního článku palce a prvního metatarzu. Normální HV úhel se pohybuje kolem 15°. Dále se hodnotí intermetatarsal angle (1. a 2. IM úhel), který získáme spojením podélné osy prvního a druhého metatarzu. Úhel menší než 9° je považován za normu.

Na základě RTG nálezu můžeme rozdělit nález hallux valgus dle závažnosti:

- Mírný HV – HV úhel menší než  $20^\circ$ , IM úhel menší než  $11^\circ$  se subluxací laterální sesamské kůstky méně než 50%.
- Středně těžký HV – HV úhel od  $20^\circ$ -  $40^\circ$ , IM úhel menší než  $16^\circ$ , subluxace laterální sesamské kůstky mezi 50-75%.
- Těžký HV – HV úhel více než  $40^\circ$ , IM úhel větší než  $16^\circ$  a subluxace laterální sesamské kůstky více než 75% (Joseph, 2007).



Obrázek 4. RTG snímek hallux valgus (Thomas, & Barrington, 2003).

### 2.6.3 Vyšetření nohy

Vyšetření musí být důkladné a mělo by být provedeno v sedě i ve stoji. Během zatížení se deformita většinou ještě více zvýrazní. Vyšetřující by se měl dále zaměřit na závažnost deformity, pronaci palce, krokové odchytky, svalové oslabení či abnormální nastavení dolních končetin. Pasivní a aktivní pohyb v MTP kloubu jsou další součástí. Bolest či krepitace mohou ukazovat na degenerativní postižení kloubu. Kromě palce je třeba vyšetřit i ostatní prsty, i když jejich případné deformace jsou až druhotné. Mohou se vyskytovat tyto potíže: kladívkovité prsty, metatarzalgie MTP kloubů či keratózy na plantární straně (Joseph, 2007).

Důležitou součástí je aspekce, kdy sledujeme postavení calcanea (případnou valgozitu či varozitu) a chodidla. Zaměříme se na rozložení sil na chodidle, zda jsou prsty v kontaktu

s podložkou, zda je pacient schopen využít prsty v opoře (Véleho test). Palpujeme svaly a šlachy v oblasti nohy, sledujeme trofiku svalů, přítomnost otlaků nebo kuřích ok. Hodnotíme také konfiguraci pat a celkové postavení předonoží vůči zánoží – o jaký typ z hlediska funkční typologie se jedná (Kolář, 2009).

Funkční typologie dělí nohu do 3 základních skupin: egyptský, řecký a kvadratický typ. Nejvíce náchylný pro vznik hallux valgus je egyptský typ, kdy je palec nejdelší a následující prst je vždy kratší než ten předešlý (Vařeka, & Vařeková, 2009).



Obrázek 5. Funkční typy nohou: egyptský typ, řecký typ, kvadratický typ  
(Anonymous, n.d.).

Vyšetříme si aktivní a pasivní rozsah a joint play ve všech kloubech nohy i v MTP kloubech. Nezapomeneme také na posouzení tvaru klenby, na případné zkrácení Achillovy šlachy, což by mohlo ovlivnit volbu typu operace a také následnou rehabilitaci a zhodnotíme přítomnost reflexních změn či trigger points (Thomas, & Barrington, 2003).

#### **2.6.4 Vyšetření stoje a chůze**

Z funkčního hlediska bychom měli zohlednit nejen nohu, která nás sice nejvíce zajímá, ale i postavení a konfiguraci proximálních segmentů, především v oblasti dolních končetin a pánve. Pokud bude pacient schopen, můžeme zkusit stoj na 1 DK, zúžit nebo rozšířit opěrnou plochu nebo jen požádat pacienta, aby zavřel oči.

Při chůzi sledujeme tendence k zevní či vnitřní rotaci, na jakou část nohy pacient našlapuje lépe či kterou více zatěžuje. Zaměříme se hlavně na palec a to konkrétně, jak je schopen zapojit palec do opory. Můžeme vyzkoušet i chůzi po špičkách, po patách či pozadu, které nám mohou ukázat řadu patologií.

Při funkčním vyšetření stoje u pacientů s vbočeným palcem bylo zjištěno chybné využití palce v opoře, při chůzi vážné odvíjení chodidla od podložky a chybí také odraz palce (Kolář, 2009).

### 2.6.5 Konzervativní terapie HV

Konzervativní léčba hallux valgus může snížit pacientovy symptomy, avšak nemůže změnit původ deformity (Wright, 2009).

Důležitým faktorem konzervativní terapie je funkční ortézování na základě funkčního vyšetření nohy. V počátečních stádiích vývoje HV se může využít konzervativní léčení pomocí gumových korektorů vložených mezi palec a druhý prst či nošení ortopedických vložek. Ovšem při fixované vadě je korektor neúčinný, ba naopak dochází k fibulárnímu vychýlení menších prstů. Často používanou pomůckou je noční redresér, dále můžeme využít ortopedické vložky s mediálním klínem a retrokapitální pelotou. Pokud z různých důvodů operace není indikována, používá se nošení ortopedické obuvi, masáže, koupele a pravidelná nožní gymnastika. Tyto jednoduché prostředky však nezabrání progresi stavu (Dungl, 2005, Kolář, 2009).

Thomas (2003) uvádí poznatky ze studií, které prokazují, že ortézy u léčby hallux valgus nejsou užitečné.

V terapii této deformity má své místo i funkční taping palce. Mezi hlavní účinky tapingu řadíme odlehčení, cílené ovlivnění polohy a zpevnění segmentu, omezení rozsahu traumatizujících pohybů, zachování cílených pohybů ve fyziologickém rozsahu, ovlivnění propriocepce a exterocepce nebo snížení nocicepce (Kolář, & Jelen, 2007).



Obrázek 6. Taping HV (Anonymous, 2011).

### **2.6.6 Typy operativních korekcí HV**

U těžších forem, které působí trvalé obtíže, je nutné operační řešení. Před indikací operčního řešení u HV je důležité posouzení RTG snímku v dorzoplantární projekci, v případě potřeby i jiné projekce – boční, šikmé nebo tangenciální (Dungl, 2005).

Podle Vojtaššáka (2000) je pro operační léčbu rozhodující diferenciální diagnostika, věk pacienta, rozsah degenerativních změn MTP kloubu či velikost subluxace. Při artrotických změnách se indikují resekční interpoziční artroplastiky.

Doposud je známo více než 400 originálních typů operací. Pojem hallux valgus použil Heuter v roce 1871 a první popis operací pocházejí od Mortona (1876) a Reverdina (1881). Součástí každé operace je resekce mediální prominence hlavice prvního metatarzu a korekce valgozity palce. Podle nálezu se pak připojují i další korekce (Dungl, 2005).

Výsledným cílem těchto operací je stabilizace palce a redukce bolesti. Úspěšnost chirurgických zákroků bývá větší než 90 % s dobrými až výbornými výsledky, přičemž návratnost obtíží je udávána přibližně 5 % (Harris et al, 2008).

Věk je důležitým faktorem při posuzování a výběru vhodného chirurgického zákroku. U dětí v období předpubertálním by se zákrok měl raději odložit, až bude dítě starší. Jestliže je hallux valgus operován, aniž by byla zjištěna etiologie, je pravděpodobný pozdější návrat této vady (Harris et al, 2008).

K operační korekci HV se využívá nejčastěji dvojitý přístup. V prvním případě se jedná o mediální podélnou incizi, která dovolí přístup k mediální prominenci a umožňuje provedení většiny operativních zákroků. Druhý způsob je dorzolaterální incize, která je vedena podélně mezi I. a II. metatarzem. Tohoto přístupu se využívá především ve špatném terénu na mediální straně MTP skloubení a bývá doplňkovou incizí k přístupu mediálnímu. Operace se provádějí nejčastěji v místní anestezii, ale vhodnější je provedení v celkové nebo svodné anestezii. Ty totiž umožňují zákroky na přidružených deformitách (Dungl, 2005).

#### **2.6.6.1 Výkony na měkkých tkáních**

Zahrnují resekci mediální prominence hlavice, uvolnění tahu m. adduktor hallucis, mediální kapsulorafii, kapsulotomii MTP kloubu a výkony na šlachách. Jsou spojeny se jmény: Silver, McBride, Joplin.

Silverova operace - zahrnuje resekci mediální prominence, uvolnění tahu m. adductor hallucis a trojčipou kapsulorafii mediální části pouzdra. I když původní popis neudává po operaci sádrovou fixaci, přesto se na palec na 6 týdnů přikládá krátká spika (Dungl, 2005).

Operace dle McBrida (operace na měkkých tkáních) - zahrnuje Silverovu triádu doplněnou o extirpaci laterální sesamské kůstky. McBride však přecenil sílu transverzální části m. adductoru hallucis, a tak často dochází k nežádoucím následkům jako jsou: hallux varus, hallux extensus, často také k recidivě valgozity a mediální dislokaci tibiální sesamské kůstky (Dungl, 2005). Modifikovaná operace dle McBrida může být využita u pacientů starších 70 let, ale musí být zjištěn vaskulární stav nohy. Pokud je totiž kůže nohy atrofická či velmi napjatá, je vysoká pravděpodobnost, že operace nebude úspěšná (Harris et al, 2008).

#### **2.6.6.2 Resekční artoplastiky**

Zahrnují resekci kloubních ploch či artrodézu. Název resekční artroplastika je používán proto, že resekci se zachová pohyb. Těchto výkonů je celá řada, pro ukázkou tyto jména: Keller, Mayo, Davis-Coley.

Operace dle Brandese-Kellera - jedná se o zákrok, při kterém se provádí resekce asi 1/3 baze základního článku palce, kdy se zároveň snese exostóza na hlavičce I. metatarzu. Tento postup je indikován převážně u starších pacientů s diagnostikovanou artrózou MTP kloubu palce (Sosna a kol, 2001).

#### **2.6.6.3 Osteotomie I. metatarzu**

Doplněné výkony jako artrodéza, protětí adduktoru a výkony na měkkých tkáních. Spojujeme je se jmény: Akin, Lapidus, Mitchell, a další (Dungl, 2005). U mladých pacientů bez artrotických změn jsou využívány operace na měkkých částech nebo osteomie na korekci valgozity (Vojtaššák, 2000).

Osteotomie I. metatarzu je stabilní procedurou a je často využívána pro mírné i těžší deformity. Existuje řada osteotomií – například lineární, šikmé, klínovité, ve tvaru písmene V, kdy je kost přerušena při bazi, diafýze nebo epifýze a další. Studie však ukazují různé úspěchy u těchto typů operací (Dhukaram et al, 2006).

Operace dle Lapiduse má svoje opodstatnění u halluxu s varozitou I. metatarzu. Používá se také u juvenilního hallux valgus nebo u artrózy v I. cuneometatarzálním skloubení (Dungl, 2005).

Mitchellova osteotomie - patří do kategorie distálních metatarzálních osteotomií a je prováděna více než 50 let. Dlouhodobější studie zahrnující pacienty s mírnou až těžkou deformitou ukazují, že výsledky těchto operací jsou z 85% úspěšné. Nicméně kontroverzní pohled bývá na vysoký výskyt metatarzalgii doprovázející tento zákrok (Dhukaram et al, 2006).

Jedna ze studií byla provedena na souboru 48 pacientů, z nichž bylo zoperováno 60 deformit hallux valgus (12 z nich bilaterálně). Do studie byly zahrnuti pacienti ve věku 18 - 60 let s úhlem deformity větším než 20°. Naopak vyřazeni byli ti, kteří měli navíc osteoartritidu MTP kloubu palce, hallux rigidus, revmatoidní artritidu či subluxaci MTP kloubu. Doba sledování byla roky. Padesát pět pacientů (83% z celkového počtu) udávalo po operaci bolesti, 42 pacientů bylo spokojeno s kosmetickým hlediskem po operaci a metatarzalgie popisovalo pouze 5 pacientů. Při použití skórovacího systému dle Broughtona a Winsona (viz příloha č.1) bylo u 37 nohou (61,7%) dosaženo výborného výsledku, u 18 nohou (30%) dobrého výsledku a 5 nohou (8,3%) špatných výsledků. Závěrem lze říct, že Mitchellova osteotomie ukazuje dobré kosmetické i radiologické výsledky (Baba et al, 2009).

Distální Chevronova osteotomie - se jeví jako očekávaná metoda první volby při mírné až středně těžké deformitě (Wright, 2009). Nejčastější komplikací je opětovný výskyt deformity, speciálně u rozsáhlejších korekcí, metatarzalgie a osteonekróza (Joseph, 2007).

Výsledky analýzy chůze u pacientů s deformitou hallux valgus v různých studiích se mnohdy liší. Borton a Stephens analyzovali plantární zatížení před a po operačním zákroku - Chevronově osteomii. Nalezli zvýšení celkové opěrné plochy chodidla a větší procento kontaktu předonoží při fázi odlepení paty (Harris et al, 2008).

V jiné studii Kernozke a Sterriker nezjistili u podobného výzkumného souboru pacientů žádné změny v kontaktní ploše chodidla, v době kontaktu chodidla nebo rychlosti chůze. Ačkoliv pacienti po operaci udávali snížené vnímání bolesti, nedošlo k zvýšení zatížení mediální části předonoží a oblasti mediálních prstů, tak jak předpokládali.



Dále po operačním zákroku našli zlepšení v plantární flexi I. metatarzálního kloubu. Nenašli však zlepšení v produkci síly v celém metatarzálním regionu (Harris et al, 2008).

Scarf osteotomie je v současné době vcelku rozšířena, i když je vhodná pouze pro lehčí deformity. Austinova operace ukazuje velmi dobré výsledky, pokud je ovšem zvládnuta správná technika (Dungl, 2005).

V jiné studii bylo zkoumáno 28 pacientů ( z toho 95 % žen), u kterých byla provedena operace dle Mitchella anebo Scarf osteotomie. Cílem bylo srovnat plantární tlakovou distribuci po těchto dvou zákrocích a najít význam v klinickém výsledku. V závěru měření usoudili, že oba tyto zákroky neuspěly v znovunavrácení palce do jeho funkce při zatížení nohy při chůzi. Vyšší výskyt přenosu metatarzalgii byl zaznamenán u 2. A 3. Hlavičky metatarzu po Mitchellově osteotomii. Ve srovnání Scarf osteotomie měla relativně lepší výsledky blížící se normě (Dhukaram et al, 2006).

#### **2.6.6.4 Artrodézy I. MTP kloubu**

Poskytují alternativní řešení při těžkých postiženích artrózou. Detailní popis podal Mc Keever (Dungl, 2005).

Artrodéza I. MTP kloubu je považována za záchrannou proceduru u těžkých deformit, dále u opětovného výskytu hallux valgus, u revmatoidní artritidy, předchozím infektu, posttraumatické osteoartróze nebo u hallux valgus s neuromuskulárním původem (Joseph, 2007).



Obrázek 4. a) deformita hallux valgus na pravé DK, b) stejná pacientka po operačním zákroku

### **2.6.7 Rehabilitace pacientů s HV**

Je důležité si uvědomit, že pouhý operační zákrok obtíže pacienta nevyřeší. Pokud člověk bude setrvávat ve svých obvyklých pohybových návycích a stereotypech, deformita či bolesti se mohou časem vrátit. Nedílnou součástí pooperačního období je nutná změna faktorů, které deformitu mohly vyvolat. Řadíme sem různá preventivní opatření jako například nošení zdravotně nezávadné obuvi, reedukace chůze a další.

Nejdůležitějším cílem terapie je zapojení palce do opory a odrazu při chůzi, ale i ve stoji. Snažíme se také o zlepšení osy I. paprsku. Základ terapie tvoří senzomotorické cvičení, facilitace chodidla, nácvik malé nohy a nácvik opory chodidla ve třech bodech. Nedílnou součástí jsou měkké techniky, mobilizace drobných kloubů planty a nebolestivá trakce MTP kloubu palce. (Kolář, 2009).

Pro správnou opornou funkci nohy je důležitá celková aktivace chodidla. Mezi základní prvky aktivace patří:

- Uvolnění rotací nártu
- Chůze v terénu naboso
- Hlazení a kartáčování
- Masáž chodidla
- Sřídavé či šlapací koupele
- Posun nohy po podložce

- Korigovaný stoj ( můžeme využít i stoj na soft míčku)
- Návčik výpadů, labilní plošiny, Posturomed
- Tzv. lví chůze (Skalka, 2011, osobní sdělení).

V kinezioterapii dále můžeme využít různé techniky – kupříkladu postizometrickou relaxaci (PIR) nebo muscle energy technique (MET) na protažení zkrácených struktur v oblasti nohy. Měli bychom se zaměřit nejen na procvičení jednotlivých svalů, ale především pohybových vzorců, k čemuž se dají využít diagonály z proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF). Obnova správné funkce m. abductor hallucis je předpokladem v zabránění progresu deformity.

## 2.7 MOŽNOSTI ANALÝZY FUNKCE NOHY

Otisk lidského chodidla je charakteristický pro každého z nás. Pokud nahlédneme do historie a prvopočátků analýzy chůze, zjistíme že o první grafické znázornění se zasloužil Etienne Jules Marey (1830-1904) a jeho student Georges Carlet. Tito dva muži popsali různé fáze krokového cyklu, nahráli dobu trvání kroku, opornou a švihovou fázi a dále měřili tlak chodidla. Studovali nejen chůzi, ale také skoky a běh (Klenerman, & Wood, 2006).

V současnosti se k přístrojové analýze chůze nejčastěji využívají tyto 3 systémy: dynamická plantografie, měření na silové plošině a systém kinematické 3D analýzy. Poslední zmíněný je rozšířený především v biomechanickém výzkumu chůze. Účelem laboratorní analýzy chůze je pochopit funkci dolní končetiny a celého systému a samozřejmě také využít získané výsledky v praxi při diagnostice a terapii (Vařeka, & Vařeková, 2009).

Analýza chůze má v rehabilitaci nezastupitelné místo a jejím cílem je zejména monitorovat účinky terapie. V praxi se uplatňuje zejména klinické hodnocení chůze, které je závislé na subjektivním hodnocení pozorovatele a subjektivních informacích od pacienta, takže je málo reliabilní. Proto jsou z vědeckého hlediska využívána především objektivní a kvantitativní měření (Svoboda, & Janura, 2010).

Canesco et al. (2007) srovnávali analýzu chůze u pacientů s hallux rigidus před operací a jeden a půl roku po operaci. Výsledky ukázaly zlepšení rychlosti chůze, frekvence, délce kroku i poměru stojné a švihové fáze. Ne vždy však závěry studií ukazují

na pozitivní výsledek zvolené terapie či chirurgického zákroku. Beard et al (2001) hodnotili efektivitu rekonstrukce LCA. Bylo zjištěno, že zákrok nemá vliv na redukci nežádoucí funkční translace tibie (Svoboda, & Janura, 2010).

**Kritéria biomechanických měření:**

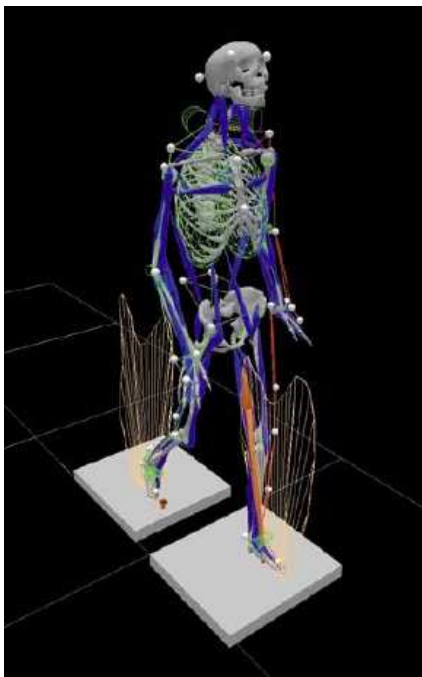
- Schopnost reprodukovat výsledky
- Stabilita
- Přiměřená validita a přesnost
- Schopnost rozlišení mezi normálním a abnormálním jevem
- Nesmí se pozměnit funkce, která je hodnocena
- Zaznamenání v akceptovatelné formě
- Efektivnost nákladů (Baker, 2006).

### 2.7.1 Kinematická analýza chůze

Pomocí této metody měříme u vybraných segmentů těla kinematické veličiny jako například dráha, úhel, rychlost, úhlová rychlost, zrychlení, úhlové zrychlení a čas. Moderní optoelektronická zařízení svou přesností a rychlostí převyšují dřívější používaná zařízení. Umožňují komplexní hodnocení pohybu jednotlivých segmentů lidského těla během jednoho měření (Svoboda, & Janura, 2010).

Při chůzi nejčastěji hodnotíme pohyb dolních končetin a pánve a k výstupům patří grafy závislostí kinematických parametrů na čase. Pokud spojíme antropomotorické měření s kinematickými i dynamickými parametry, můžeme si pak odvodit momenty síly produkované v kloubech, výkon svalů nebo změny energie svalů (Svoboda, & Janura, 2010).

Mezi základní modely používané pro analýzu chůze člověka patří PlugInGait (pro pánev a dolní končetiny) a PlugInGait FullBody (pro celé tělo). U systému VICON MX používáme značky, které před měřením umístíme na určité anatomické body na těle. Výhodou tohoto systému je především automatické hodnocení polohy značek v prostoru a to s velmi vysokou přesností. Na druhou stranu nevýhodou tohoto systému je nemožnost jeho využití v terénu kvůli množství rušivých faktorů. Mezi základní zdroje chyb patří určování antropometrických údajů měřeného subjektu a také kompenzační možnosti měkkých tkání (Svoboda, & Janura, 2010).



Obrázek 7. Záznam provedení chůze systémem VICON MX (Anonymous, 2010).

### **3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

#### **3.1 CÍL**

Hlavním cílem této diplomové práce bylo určit a popsat změny v kinematickém řetězci na dolní končetině při chůzi u osob po operativní korekci valgózní deformity palce pomocí 3D analýzy.

#### **Dílčí cíle:**

- Analyzovat kinematické parametry pohybu pánve a dolních končetin při chůzi u osob před a po operativní korekci valgózní deformity palce.
- Zhodnotit vliv operativní korekce valgózní deformity palce na pohyb pánve a segmentů dolních končetiny při chůzi.

#### **3.2 Výzkumné otázky**

##### **Výzkumná otázka 1.**

Ovlivní operativní korekce valgózní deformity palce kinematické parametry pohybu pánve při chůzi?

##### **Výzkumná otázka 2.**

Ovlivní operativní korekce valgózní deformity palce kinematické parametry pohybu segmentů dolní končetiny při chůzi?

## **4 METODIKA**

### **4.1 Charakteristika souboru**

Výzkumný soubor tvořilo 10 žen (průměrný věk  $52,3 \pm 12,1$  let, průměrná výška  $165,7 \pm 5,6$  cm, průměrná hmotnost  $68,1 \pm 9,4$  kg) s diagnózou hallux valgus indikovaných k operativnímu zákroku. Do skupiny byly zařazeny probandky po anamnestickém vyloučení onemocnění metabolického, neurologického či ischemické choroby dolních kočetin. Zařazení do skupiny předcházelo poučení o výhodách či nevýhodách účasti na měření a podepsání informovaného souhlasu pacienta se zařazením do studie. Design studie byl schválen etickou komisí FTK Univerzity Palackého v Olomouci a etickou komisí Fakultní nemocnice Olomouc.

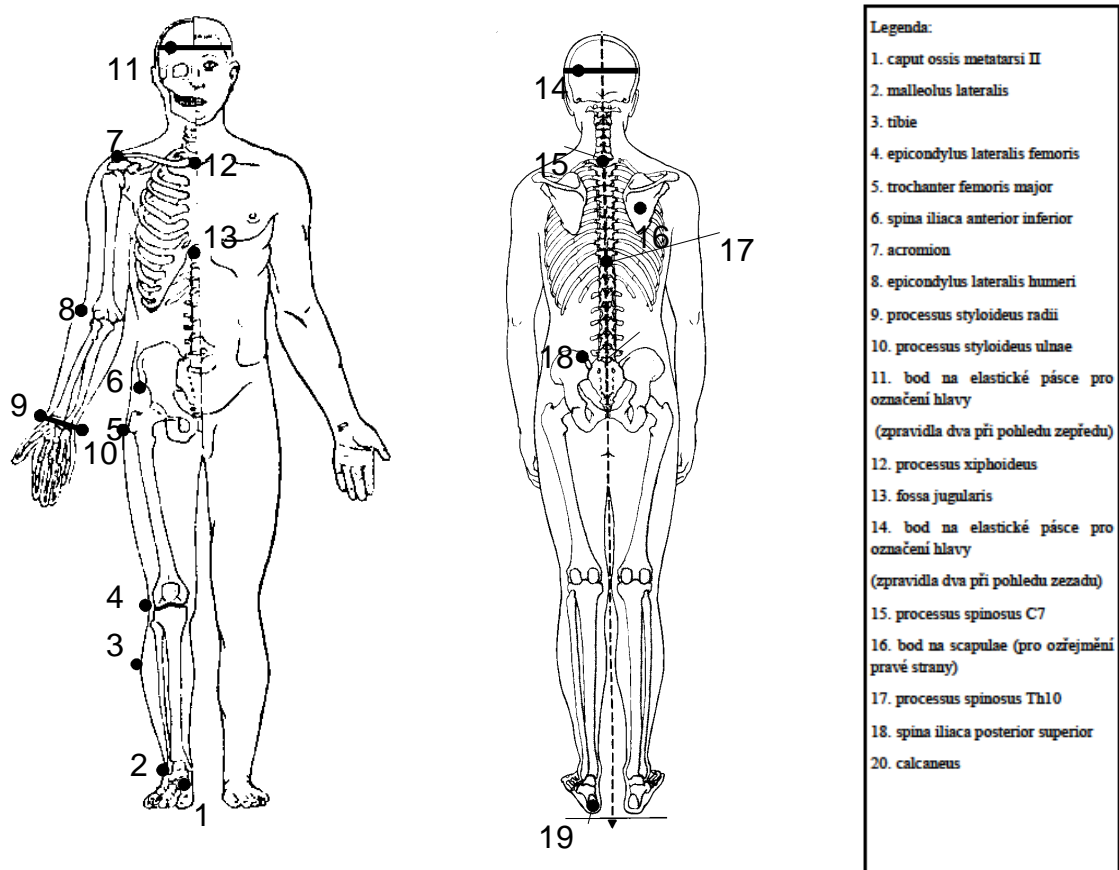
### **4.2 Popis měřících procedur**

Pro účely této studie jsme zvolili 3D analýzu chůze (VICON Motion Analysis system, Oxford, UK). Systém Vicon MX byl synchronizován s tenzometrickými plošinami (Kistler Instrumente AG Winterthur, Switzerland), které nám umožnily určit jednotlivé krokové cykly a jejich fáze. V laboratoři, kde probíhalo měření byl dostatečný prostor pro chůzi bez omezení a minimalizace rušivých faktorů.

Pomocí reflexních značek byly označeny jednotlivé segmenty těla (15 segmentů, 35 reflexních značek).

Hodnotili jsme vybrané kinematické parametry pánve a dolních končetin:

- pohyby v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině,
- pohyb pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině.



Obrázek 8. Umístění reflexních značek.

### 4.3 Průběh laboratorního měření

Před zahájením vlastního měření každá probandka podstoupila kineziologické vyšetření. Dále pak byla provedena antropometrická měření, sloužící k výpočtům středů jednotlivých kloubů. Měřili jsme hmotnost, tělesnou výšku, šířku hlezna, kolene, funkční délku dolní končetiny (od SIAS po malleolus medialis), šířku lokte, zápěstí, vzdálenost mezi palmární a dorzální stranou ruky a vzdálenost mezi středem ramenního kloubu a akromionu. Následně jsme na subjekt umístili reflexní značky.

Samotné vyšetření chůze probíhalo bez obuvi a ve spodním prádle. Probandka byla vyzvána k chůzi svým přirozeným rytmem, rychlostí a způsobem. Nejdříve byly provedeny dva neměřené cvičné pokusy, poté následovalo 10 měřených pokusů, z nichž 5 pokusů bylo vyhodnoceno.



#### **4.4 Statistické zpracování výsledků**

Statistické zpracování naměřených dat jsme provedli v programu Statistica (verze 8.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, USA). K porovnání rozdílů provedení chůze u osob před a po operativní korekci valgózní deformity palce jsme použili neparametrický párový znaménkový test.

## 5 VÝSLEDKY

Výsledky 3D analýzy chůze pacientů s diagnostikovanou valgózní deformitou palce ukazují, že vybrané parametry pohybu dolních končetin a pánve se 3,5 měsíce po operativní korekci této deformity signifikantně liší v porovnání s vyšetřením před operací.

### 5.1 Kinematické parametry pohybu dolních končetin při chůzi

#### Pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině

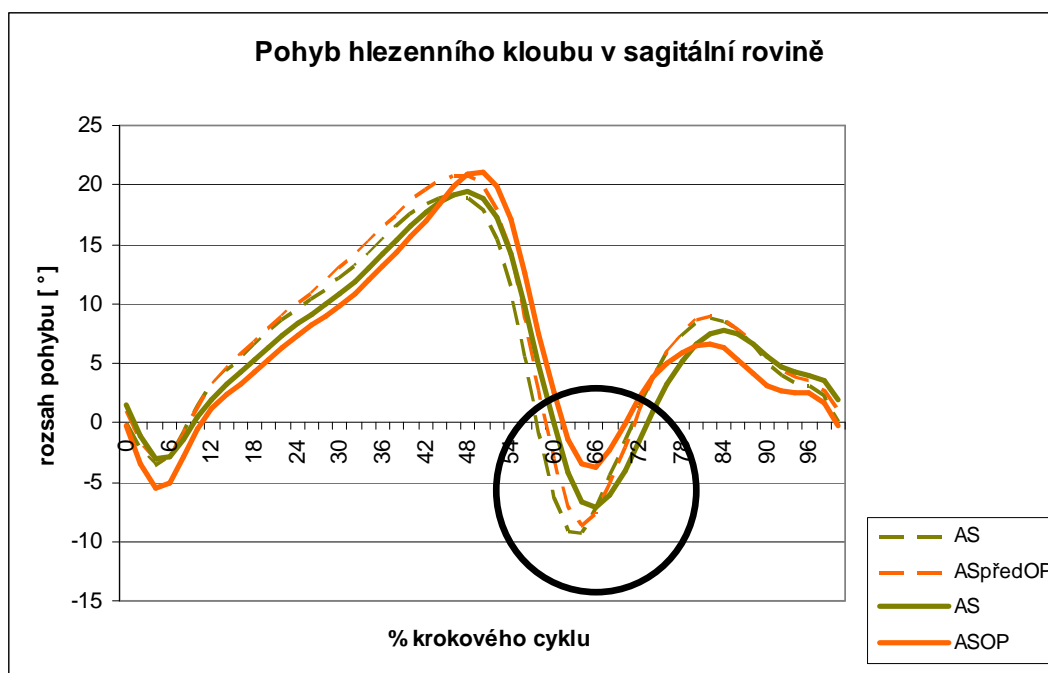
Po operativní korekci jsme našli (viz Tabulka 1, Obrázek 9) na operované dolní končetině (oDK) statisticky významné snížení rozsahu pohybu nohy v hleznu ( $p < 0,05$ ), nejvýrazněji ve směru plantární flexe v předšvihové fázi ( $p < 0,01$ ).

Neoperovaná dolní končetina (nDK) vykazovala po operativním zákroku větší velikost dorzální flexe v předšvihové fázi ( $p < 0,05$ ).

**Tabulka 1. Kinematické parametry pohybu nohy v hlezenním kloubu v sagitální rovině průběhu dvojkroku.**

Skupina Parametr	před operací				po operaci			
	oDK [°]		nDK [°]		oDK [°]		nDK [°]	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
AS	31,35	6,95	29,28	4,78	28,87	7,12	29,48	4,52
ASmax1	21,23	5,23	18,92	5,03	21,40	7,44	20,15	5,32
ASmax2	7,71	4,53	7,03	5,29	7,46	5,90	8,28	4,73
ASmin1	3,95	3,30	4,36	2,80	5,86	8,16	3,89	4,16
ASmin2	9,28	4,28	10,12	4,69	4,37	6,82	8,63	4,61

Legenda: oDK-operovaná dolní končetina, nDK-neoperovaná dolní končetina, SD-směrodatná odchylka, AS-rozsah pohybu nohy v hlezenním kloubu v sagitální rovině, ASmax1-maximum dorzální flexe hlezna v průběhu stejné fáze, ASmax2-maximum dorzální flexe nohy v průběhu švihové fáze, ASmin1-maximum plantární flexe na počátku stejné fáze, ASmin2-maximum plantární flexe na konci stejné a počátku švihové fáze.



Legenda: AS-rozsah pohybu nohy v hlezenním kloubu v sagitální rovině na nDK, ASpředOP- rozsah pohybu nohy v hlezenním kloubu v sagitální rovině na oDK před operací, ASOP- rozsah pohybu nohy v hlezenním kloubu v sagitální rovině na oDK po operaci.

Obrázek 9. Pohyb nohy v hlezenním kloubu v sagitální rovině.

### Pohyb v kolenním kloubu v sagitální rovině

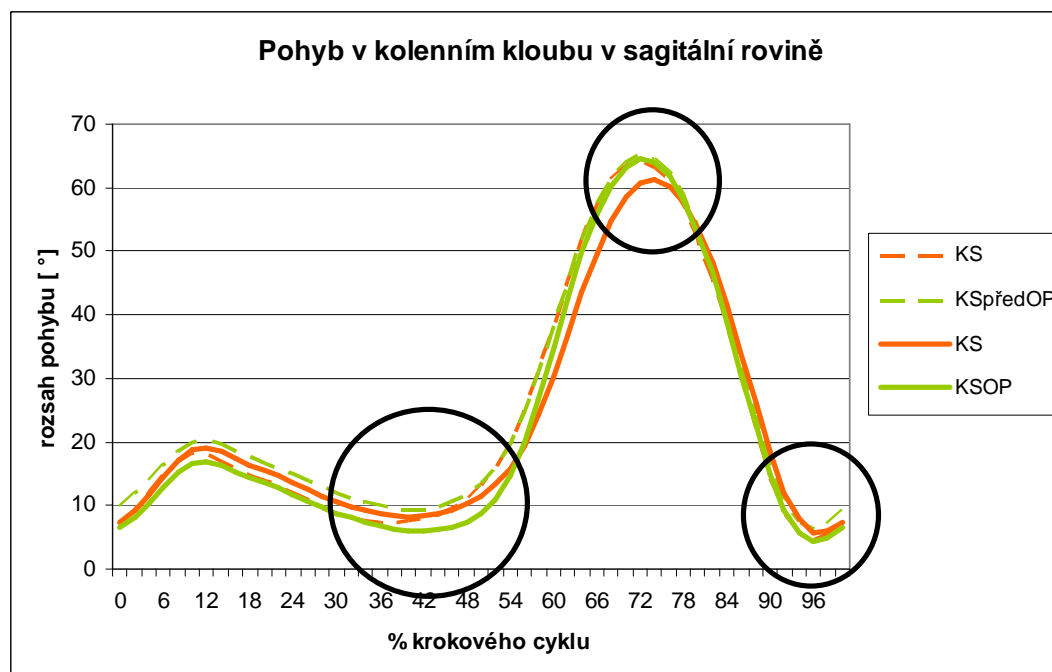
Po operativní korekci došlo na oDK (viz Tabulka 2, Obrázek 10) k signifikantnímu zmenšení extenze (= minimální velikosti flexe) v kolenním kloubu v průběhu stojné ( $p < 0,01$ ) i švihové fáze ( $p < 0,05$ ) a velikosti flexe na oDK v průběhu stojné fáze ( $p < 0,01$ ).

Na nDK jsme po operativním zákroku našli menší velikosti extenze v kolenním kloubu v průběhu stojné fáze ( $p < 0,05$ ).

Tabulka 2. **Kinematické parametry** pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině v průběhu dvojkroku.

Skupina Parametr	před operací				po operaci			
	oDK [°]		nDK [°]		oDK [°]		nDK [°]	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
KS	59,78	5,28	59,03	6,46	62,17	6,05	57,84	5,15
KSmax1	20,22	7,39	17,43	7,49	16,71	2,60	19,08	4,32
KSmax2	64,15	7,54	61,68	9,40	63,91	8,74	61,11	5,99
KSmin1	7,34	5,05	5,11	5,53	3,82	4,88	6,80	4,04
KSmin2	5,99	5,24	3,40	4,54	3,75	3,94	4,52	3,67

Legenda: oDK-operovaná dolní končetina, nDK-neoperovaná dolní končetina, SD-směrodatná odchylka, KS-rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině, KSmax1-maximum flexe kolena v průběhu stojné fáze, ASmax2-maximum flexe kolena v průběhu švihové fáze, ASmin1-maximum extenze na počátku stojné fáze, ASmin2-maximum exztenze na konci stojné a počátku švihové fáze.



Legenda: KS-rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině na nDK, KSpředOP-rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině na oDK před operací, KSOP-rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině na oDK po operaci.

Obrázek 10. Pohyb v kolenním kloubu v sagitální rovině.

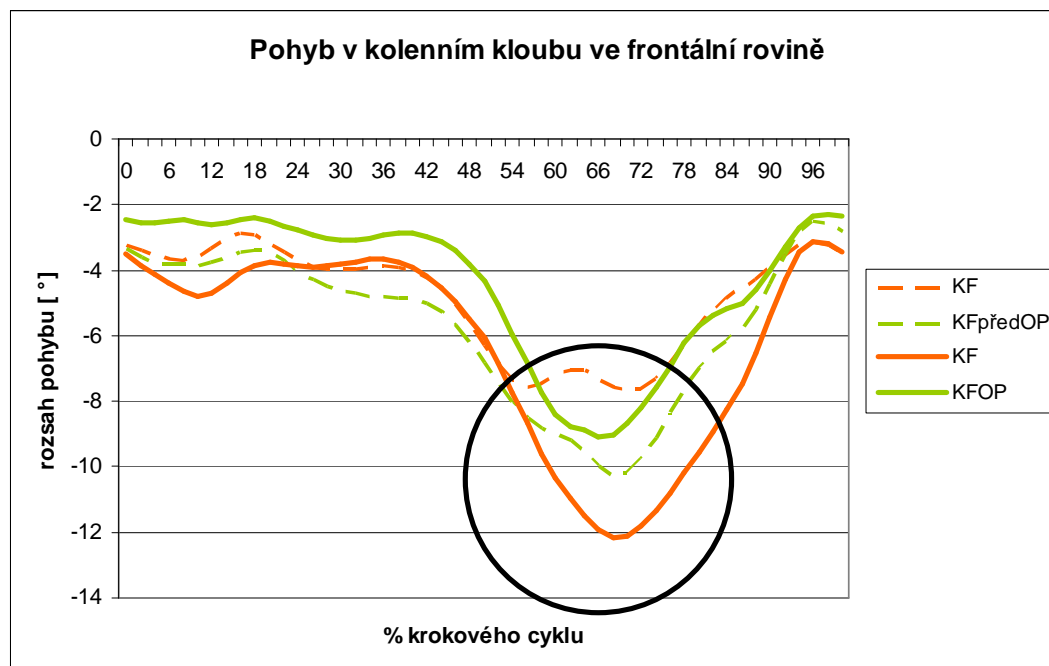
## Pohyb v kolenním kloubu ve frontální rovině

Po operativní korekci jsme na oDK (viz Tabulka 3, Obrázek 11) zaznamenali menší rozsah pohybu kolene ve frontální rovině ( $p < 0,05$ ).

Tabulka 3. **Kinematické parametry** pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině v průběhu dvojkroku.

Skupina Parametr	před operací				po operaci			
	oDK [°]		nDK [°]		oDK [°]		nDK [°]	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
KF	14,56	7,68	11,70	4,57	12,05	4,20	15,67	6,56
KFmax	1,38	7,69	1,40	6,22	0,37	3,54	0,61	6,02
KFmin	12,39	10,11	10,13	6,26	11,67	6,30	15,07	7,99

Legenda: oDK-operovaná dolní končetina, nDK-neoperovaná dolní končetina, SD-směrodatná odchylka, KF-rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině, KFmax-maximum pohybu kolenního kloubu do varozity, KFmin-maximum pohybu kolenního kloubu do valgozity.



Legenda: KF-rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině na nDK, KFpředOP-rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině na oDK před operací, KFOP-rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině na oDK po operaci.

Obrázek 11. Pohyb v kolenním kloubu ve frontální rovině.

## Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině

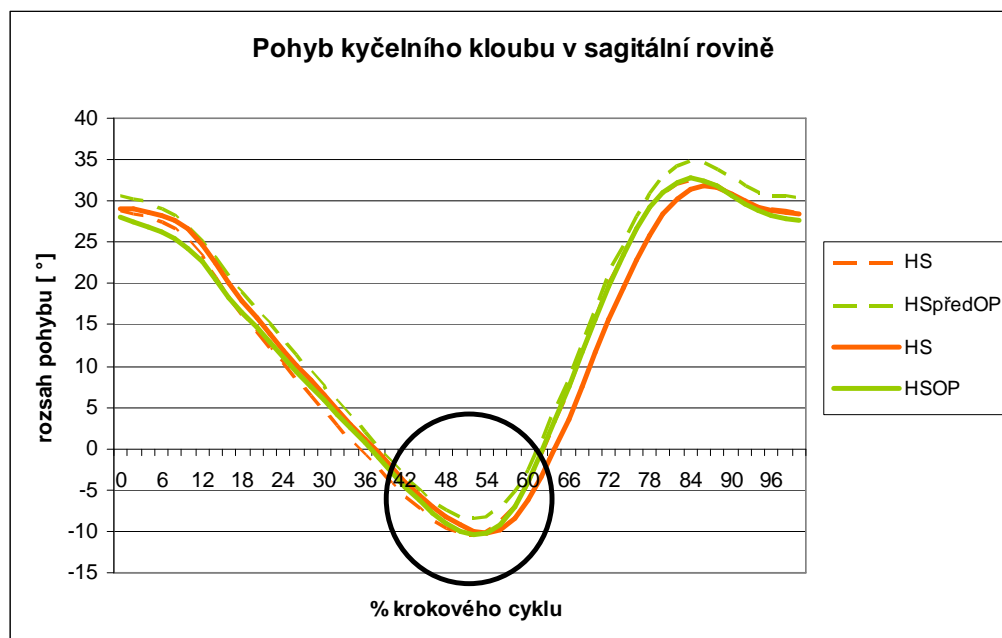
Po operativní korekci jsme na oDK (viz Tabulka 4, Obrázek 12) naměřili statisticky významné zmenšení flexe a zvětšení extenze v kyčli ( $p < 0,01$ ).

Na nDK jsme po operativní korekci zaznamenali pokles rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ( $p < 0,05$ ).

Tabulka 4. **Kinematické parametry** pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině v průběhu dvojkroku.

Skupina Parametr	před operací				po operaci			
	oDK [°]		nDK [°]		oDK [°]		nDK [°]	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
HS	44,44	4,95	43,50	3,31	43,29	4,12	42,33	3,42
HSmax	34,36	6,56	31,51	8,86	31,06	9,20	30,43	9,10
HSmin	10,08	7,57	11,99	7,21	12,23	7,17	11,90	7,53

Legenda: oDK-operovaná dolní končetina, nDK-neoperovaná dolní končetina, SD-směrodatná odchylka, HS-rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, HSmax-maximum flexe kyčelního kloubu, HSmin-maximum extenze kyčelního kloubu.



Legenda: HS-rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině na nDK, HSpředOP-rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině na oDK před operací, HSOP-rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině na oDK po operaci.

Obrázek 12. Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině.

## Pohyb kyčelního kloubu ve frontální rovině

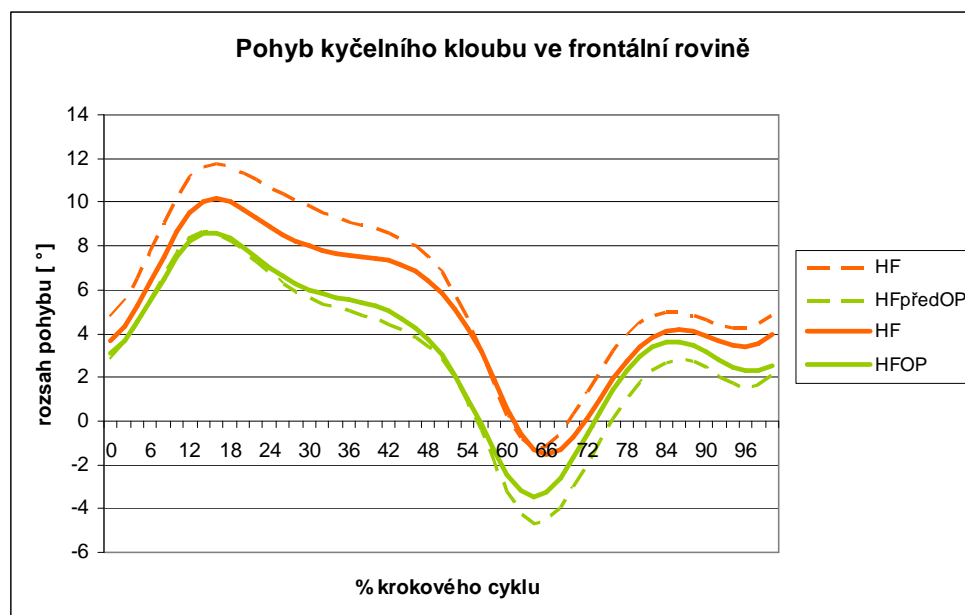
Po operativním zákroku došlo k signifikantnímu zmenšení rozsahu pohybu v kyčli na oDK (viz Tabulka 5, Obrázek 13) ve frontální rovině ( $p < 0,01$ ).

Na nDK jsme našli menší velikost abdukce v kyčelním kloubu ve srovnání s nDK před operací ( $p < 0,05$ ).

Tabulka 5. **Kinematické parametry** pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině v průběhu dvojkroku.

Skupina Parametr	před operací				po operaci			
	oDK [°]		nDK [°]		oDK [°]		nDK [°]	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
HF	14,19	4,03	13,74	3,82	12,39	3,85	12,39	2,83
HFmax	8,83	2,62	12,08	4,05	8,84	3,19	9,57	4,26
HFmin	5,36	2,99	1,66	5,31	3,55	3,30	2,82	4,57

Legenda: oDK-operovaná dolní končetina, nDK-neoperovaná dolní končetina, SD-směrodatná odchylka, HF-rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině, HFmax-maximum abdukce kyčelního kloubu, HFmin-maximum addukce kyčelního kloubu.



Legenda: HF-rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině na nDK, HFpředOP-rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině na oDK před operací, HFOP-rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině na oDK po operaci.

Obrázek 13. Pohyb kyčelního kloubu ve frontální rovině.

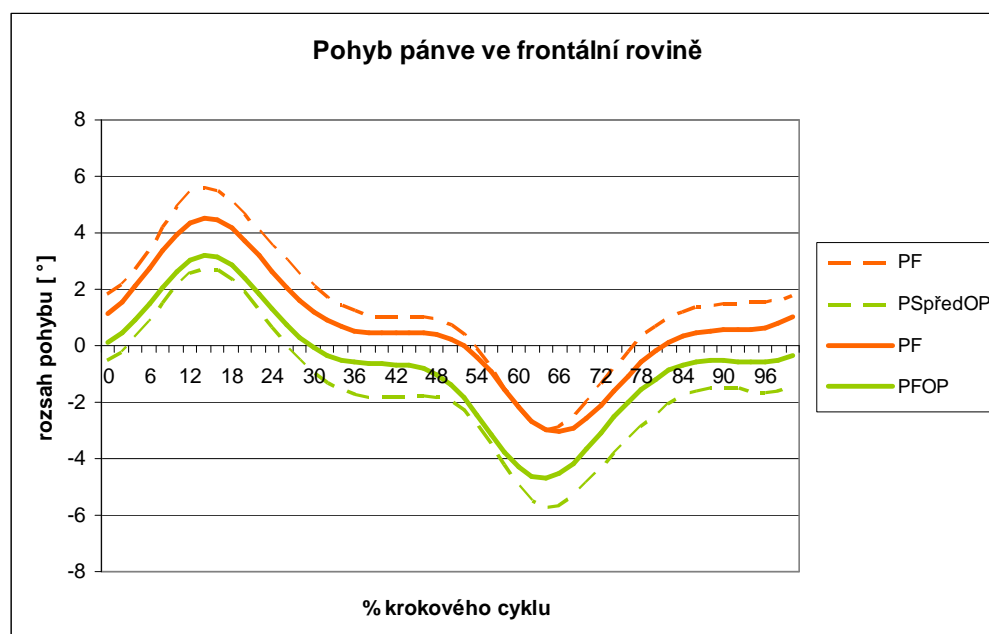
## 5.2 Kinematické parametry pohybu pánve při chůzi

Po operativní korekci jsme zaznamenali pokles rozsahu pohybu pánve (viz Tabulka 6, Obrázek 14) ve frontální rovině na straně oDK ( $p < 0,05$ ) i nDK ( $p < 0,01$ ).

**Tabulka 6.** Kinematické parametry pohybu pánve v sagitální, frontální i transverzální rovině.

Skupina Parametr	před operací				po operaci			
	oDK [°]		nDK [°]		oDK [°]		nDK [°]	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
PS	3,51	1,01	3,55	1,21	3,55	1,10	3,34	0,92
PF	8,95	4,13	9,09	4,12	7,99	3,28	7,81	3,26
PT	10,55	3,52	12,06	4,65	10,99	3,75	11,26	3,73

Legenda: oDK-operovaná dolní končetina, nDK-neoperovaná dolní končetina, SD-směrodatná odchylka, PS-rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PF-rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PT-rozsah pohybu pánve v transverzální rovině.



Legenda: PF-pohyb pánve ve frontální rovině na straně nDK, PSpředOP-pohyb pánve ve frontální rovině na straně oDK před operací, PFOP-pohyb pánve ve frontální rovině na straně oDK po operaci.

Obrázek 14. Pohyb pánve ve frontální rovině.

Pohyb pánve v sagitální a transverzální rovině se po operativní korekci signifikantně nezměnil.



## 6 DISKUZE

Chůze představuje pro většinu lidí jeden z nejpřirozenějších pohybů, který provádějí v menší či větší míře každý den. Skládá se z neustálého opakování cyklu jednotlivých kroků. Jeden krokový cyklus začíná úderem paty a končí úderem stejnostranné paty (Kirtley, 2006). Základní charakteristika a parametry lidské chůze jsou velmi podobné, avšak mezi jedinci můžeme nalézt poměrně vysokou variabilitu v kvalitativním i kvantitativním vyjádření a načasování (Vařeka, & Vařeková, 2009).

Během chůze se noha dostává do kontaktu s podložkou a působí jako důležitý „displej“. Je také zdrojem proprioceptivních a exteroceptivních informací pro řídicí systém. Tyto kvality je potřeba mít stále na paměti, protože nošením obuvi jich ubývá. Noha, která je málo propriocepčně aktivní bývá zdrojem různých potíží (Tošnerová, 2000).

Palec, I. MTP kloub a plantární aponeuróza jsou v přenosu zatížení při chůzi nejvýznamnější struktury z celého chodidla. Palec přebírá asi polovinu síly ze všech prstů (Waldecker, 2004). Narušení mechaniky prvního prstu může vést k různým patologickým odchylkám. Například hypermobilita prvního prstu způsobí nadměrný dorzální posun prvního metatarzu a tlačí nohu do inverzního postavení, což má za následek přetížení druhého metatarzu. Porucha stabilizace prvního prstu může zapříčinit rozvoj hallux valgus (Glasoe et al, 1999). Podle Frank et al (2009) hypermobilita v oblasti nohy způsobuje nadměrnou pronaci, která vede k vychýlení I. metatarzu mediálním směrem. To způsobí vychýlení palce laterálně a tato skutečnost také přispívá k rozvoji deformity vbočeného palce.

Dle Kirtley (2006) se největší rozsah pohybu při chůzi odehrává v zánoží (v talokrurálním a subtalárním skloubení). Předonoží (metatarzální skloubení) obstarává relativně menší rozsah pohybu. Při počátečním kontaktu dochází nejprve k subtalární everzi. Na to navazuje dorzální flexe středonoží (tarzálních kostí) během fáze mezistoje. Následně dojde k uzamčení talonavikulárního kloubu. Ve fázi konečného stoje proběhne metatarzofalangeální dorsiflexe, která způsobí napnutí plantární fascie. Subtalární inverze během konečného stoje pak uzamče celou nohu a během fáze odlepení palce dojde k plantární flexi nohy.

Narušení centrace a stabilizace MTP kloubu palce u osob s deformitou vbočeného palce neumožní optimální provedení odrazu nohy a odlepení paty. To se může negativně

projevit především v závěru stojné fáze v průběhu krokového cyklu (Kolář, 2001). Porucha se pak může přenést do vyšších segmentů – z nohy přes kotník až na koleno, kyčel či pánev. Taková změna může mít odezvu v celém pohybovém aparátu člověka. Nekorigovaná deformita způsobuje fixaci kompenzačního postavení proximálních segmentů, následně jejich přetížení a upevnění změněných pohybových stereotypů v CNS (Vařeka, & Vařeková, 2003).

V dostupné literatuře jsme našli studie analyzující dynamické parametry chůze osob s deformitou vbočeného palce. Studie zabývající se kinematikou chůze u zmíněné skupiny osob jsou ale velmi ojedinělé.

Výsledky naší analýzy chůze u osob s vbočeným palcem po operativním zákroku ukazují, že na operované dolní končetině se signifikantně snížil rozsah pohybu nohy v hlezenním kloubu ( $p < 0,05$ ). Podle Perry (1992) má každá patologie v oblasti nohy ve smyslu nadměrné dorzální nebo plantární flexe vliv na snížení rychlosti chůze a zkrácení délky kroku. Tuto myšlenku potvrzuje Menz a Lord (2005), kteří našli u osob s deformitou hallux valgus významně nižší rychlost chůze a délku kroku ve srovnání s osobami bez deformity. Deschamps et al (2009) popsali u osob s deformitou hallux valgus snížení doby stojné fáze, snížení rychlosti chůze, zkrácení délky kroku a kratší dobu krokového cyklu. Můžeme se tedy domnívat, že snížením rozsahu pohybu nohy v hlezenním kloubu u našeho souboru po operativní korekci se zvětšila rychlost chůze a také se prodloužila délka kroku.

Po operativní korekci jsme v oblasti hlezenního kloubu našli sníženou velikost plantární flexe nohy ve stojné fázi ( $p < 0,01$ ). Hwang et al (2006) na základě 3D analýzy pohybu multisegmentového modelu nohy udávají, že pacienti s valgózní deformitou palce využívají menší rozsah plantární i dorzální flexe hlezna zejména v závěru stojné fáze. Z našich výsledků vyplývá, že velikost plantární flexe v hlezenním kloubu se po operativním zákroku ještě více sníží.

V další 3D kinematické studii multisegmentového modelu nohy autoři uvádějí, že u skupiny probandů s vbočeným palcem bylo signifikantní zvýšení rozsahu extenze palce ve fázi konečného stoje. U rozsahu pohybu v hlezně mezi skupinou s hallux valgus a kontrolní skupinou bez deformity na rozdíl od výsledků naší studie nezaznamenali žádné statisticky významné výsledky (Deschamps et al, 2010).

Bylo provedeno několik studií (Kernozek, Roehrs, McGavrey 1997, Kernozek, Sterriker, 2002, Bryant, Tinley, Cole, 2005, Dhukaram, Hullin, Senthil Kumar, 2006) hodnotících dynamické zatížení nohy s deformitou vbočeného palce po operativním zákroku.

Výsledky všech těchto studií ukazují, že po operaci našli na operované dolní končetině snížené zatížení palce a celého prvního metatarzu. Dle Resche a Stenströma (1995) operativní zákrok u hallux valgus mění dynamické parametry nohy zvýšením plantárního tlaku pod 3. metatarzální hlavičkou. Pod 1. metatarzální hlavičkou a pod palcem dojde ke snížení tlaku.

U naší skupiny probandek by tedy snížené zatížení palce mohlo mít negativní vliv na odlepení palce v závěru stojné fáze. Neoptimální odlepení palce by mohlo ovlivnit i snížení velikosti plantární flexe nohy v hlezenním kloubu.

Z našich výsledků dále vyplývá, že na operované dolní končetině došlo ke statisticky významnému snížení velikosti extenze v kolenním kloubu v průběhu stojné ( $p < 0,01$ ) i švihové fáze ( $p < 0,05$ ). Ke stejnému výsledku dospěli i Janura et al (2007) u osob s juvenilní formou hallux valgus. Podle Perry (1992) biomechaniku normální chůze mohou narušit různé faktory, mezi které patří: samotná deformita, svalová slabost, porušená kontrola pohybu anebo bolest. Snížení extenze v závěru stojné fáze bychom mohli považovat za kompenzaci neoptimálního provedení odrazu chodidla a redukovaného zatížení prvního prstu.

V oblasti kolenního kloubu jsme po operativní korekci na operované dolní končetině zaznamenali menší rozsah pohybu ve frontální rovině. Z toho můžeme vyvozovat určité zlepšení stabilizace kolene. Dle Koláře (2001) centrace distálního kloubu může napomoci k centraci proximálních kloubů a naopak. Z toho vyplývá, že pozmeněné parametry v oblasti nohy či hlezna mohou vést ke kompenzační změně v kolenním kloubu.

Po operativním zákroku došlo k signifikantnímu zmenšení rozsahu pohybu v kyčli na operované dolní končetině ve frontální rovině ( $p < 0,01$ ). Mohli bychom zde vidět jistou souvislost mezi zmenšením úhlového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině v důsledku zmenšení úhlového rozsahu pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině.

V oblasti pánve jsme po operaci našli pokles rozsahu pohybu ve frontální rovině ( $p < 0,05$ ) na obou stranách. Tento jev můžeme považovat za určitou formu zlepšení stabilizace pánve. Také nám to poukazuje na skutečnost, že operativní zákrok v oblasti palce může ovlivnit i relativně vzdálený segment jako je pánev. Změny krokového cyklu po operativním zákroku ovlivní nejen operovanou končetinu a pánev, ale zasáhnou i do kinematiky celého pohybového systému.

Hallux valgus je komplexní deformita, u níž je každý případ specifický. V terapii této deformity bychom měli nejdříve zvážit konzervativní možnosti léčby, než přistoupíme

k operativní korekci. Dle Thomase (2003) i ty nejzkušenější ruce mohou konečnou úroveň pacientovy spokojenosti se zákrokem snížit až o 20%.

Samotná operativní léčba bez následné cílené rehabilitace ve většině případů neobnoví fyziologickou funkci nohy. Po operativní korekci vbočeného palce mají pacienti nárok na absolvování rehabilitace. Ne vždy jsou o tom však informováni a také ne vždy toho využijí. Schuch et al (2009) svou studií hodnotící dynamické parametry nohy 6 měsíců po operaci upozorňují na důležitost následné rehabilitační péče u těchto pacientů.

Cílem rehabilitačního plánu u lidí s deformitou vbočeného palce po operativním zákroku je, aby začali více zatěžovat oblast nejen palce, ale i celého I. praprsku. To je důležité pro odraz končetiny a její posunutí dopředu v předšvihové fázi. Je třeba tedy zdůraznit význam tříbodové opory, reedukace stoje a chůze.

Nedílnou součástí terapie by měly být aferentní podněty jako například chůze na bosu, masáže chodidel či senzomotorická cvičení. Pacienti by měli dbát na výběr vhodné obuvi a měli by se co nejvíce vyvarovat nošení vysokých podpatků či špičatých bot. Dle Josepha (2007) bychom pacientům měli ukázat rozdíl v zatížení nohy naboso a v obuvi před i po operaci, aby pak lépe pochopili mechanismus a princip celého zákroku.

Z výsledků našeho měření můžeme usoudit, že analýza chůze v období 3,5 měsíce po operativním zákroku není příliš ideální. Některé probandky v této době totiž ještě popisovaly určitý stupeň dyskomfortu či bolesti při chůzi. To do určité míry ovlivnilo i provedení jejich krokového cyklu. Pro kinematické studie tohoto typu by bylo vhodnější zvolit delší časový horizont měření po operaci – nejlépe 6 měsíců i více.

Z našeho výzkumu jsme zjistili, že pacientky, u kterých došlo ke kombinovanému zákroku v oblasti I. metatarzu a zároveň i příčné klenby, si stěžovaly na větší bolestivost a potíže při chůzi. Druhá skupina pacientek, u kterých byl proveden zákrok pouze v oblasti I. metatarzu, tyto potíže nepopisovala. Z typů operativních zákroků se nám jevil jako nejméně zatěžující Chevron. Nesmíme opomenout také vliv věku na průběh pooperačního zotavování.

Kinematická analýza chůze představuje neinvazivní vyšetření a spolu s dynamickou analýzou by mohla v budoucnu být součástí vyšetření nejen u deformity vbočeného palce, ale také u různých jiných deformit v oblasti nohy. Neoptimální zatěžování nohy se totiž může projevit bolestmi různých jiných částí pohybového systému, které zcela určitě ovlivňují celý pohybový vzor.

## 7 ZÁVĚR

V rámci této studie jsme prokázali, že operativní korekce vbočeného palce ovlivní provedení chůze a chování dalších segmentů. Pomocí kinematické analýzy krokového cyklu jsme u osob po operativní korekci hallux valgus našli na operované dolní končetině:

- snížení rozsahu pohybu nohy v hlezenním kloubu
- snížení velikosti plantární flexe nohy v hlezenním kloubu v předšvihové fázi
- snížení velikosti extenze v kolenním kloubu v průběhu stojné i švihové fáze
- snížení velikosti flexe v kolenním kloubu v průběhu stojné fáze
- snížení rozsahu pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině
- zvýšení velikosti extenze a snížení velikosti flexe v kyčelním kloubu
- snížení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině
- pokles rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině

Poruchy v oblasti nohy jsou v případě dnešní „obuté“ populace velmi časté, a proto bychom jim měli věnovat zvýšenou pozornost nejen při terapii, ale samozřejmě i v rámci preventivních opatření. Jedním z nich může být i zařazení kinematické analýzy chůze do vyšetření před i po operativním zákroku u deformity vbočeného palce.

## 8 SOUHRN

Hallux valgus patří mezi nejčastější deformity přednoží. U této deformity nacházíme valgózní postavení palce, zvýšenou varozitu I. metatarzu spojenou s mediální prominencí jeho hlavice, celý palec je rotován nehtovou ploténkou mediálně. Hallux valgus je komplexní deformita, u níž je každý případ rozdílný. Proto bychom měli vždy pečlivě zvážit všechny zásadní kroky při terapii této deformity.

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv operativní korekce valgózní deformity palce na provedení chůze.

Pro objektivní zhodnocení provedení chůze byl použit systém VICON MX. Experimentální skupinu tvořilo 10 žen ( $52,3 \pm 12,1$  let,  $165,7 \pm 5,6$  cm,  $68,1 \pm 9,4$  kg) indikovaných k operativní korekci vbočeného palce. Porovnávali jsme kinematické parametry pánve a segmentů dolních končetin před a 3,5 měsíce po operaci. Získaná data byla statisticky zpracována v programu Statistica pomocí neparametrického párového znaménkového testu.

Výsledky 3D analýzy chůze pacientů s diagnostikovanou valgózní deformitou palce ukázaly, že operativní korekce této deformity signifikantně ovlivní vybrané parametry pohybu dolních končetin a pánve. Po operaci jsme na operované dolní končetině našli statisticky významně menší velikost plantární flexe v předšvihové fázi a menší velikost flexe v kolenním kloubu v průběhu stojné fáze. Operativní korekce se promítla až do pohybového chování pánevního pletence, zaznamenali jsme zmenšení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině i rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině.

Výsledky této práce naznačují, že operativní korekce deformity vbočeného palce se projeví i v kinematice celé dolní končetiny a pánve. Zařazení kinematické analýzy chůze do vyšetření u lidí s vbočeným palcem indikovaných k operativnímu zákroku může napomoci ke zlepšení pooperačního zatěžování končetin, a tím snížit počet regresí této deformity či následných reoperací.

## 9 SUMMARY

Hallux valgus is one of the most common forefoot deformities. We find valgus position of a big toe, increased varosity of the first metatarsal associated with the medial prominence of the head of the big toe and the nail plate of the big toe is rotated medially in this deformity. Hallux valgus deformity is a complex in which each case is different. Therefore we should carefully consider all the key steps in the treatment of this deformity.

The aim of this study was to evaluate the effect of operative correction of hallux valgus deformity in the way of walking.

The VICON MX system was used for an objective assessment of the gait. The experimental group consisted of 10 women ( $52.3 \pm 12.1$  years,  $165.7 \pm 5.6$  cm,  $68.1 \pm 9.4$  kg) indicated for the operative correction of hallux valgus deformity. We evaluated kinematic parameters of the pelvis and segments of the lower extremities before and 3.5 months after surgery. The data obtained were statistically processed in the program Statistica and analyzed using a nonparametric paired spot test.

The results of 3D gait analysis of patients diagnosed with hallux valgus deformity showed that operative correction of the deformity significantly affects the movement of the selected parameters of the lower limbs and pelvis. We found a statistically significant lower extent of the ankle plantar flexion in preswing phase and a significant decrease in the extent of the knee flexion during the stance phase on the operated leg after surgery. Operative correction was reflected in the motor behavior of the pelvic girdle. We noted a reduced range of motion in the hip joint in a frontal plane and a decreased range of motion of the pelvis in the frontal plane.

The results of this study suggest that operative correction of hallux valgus deformity is reflected in the kinematics of the whole lower limb and pelvis. Classification of the kinematic gait analysis in the examination of people with hallux valgus indicated for operative intervention can be developed to improve postoperative limb loading, thereby reducing the amount number of regression of the deformity and subsequent operations.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

Anonymous (n.d). Retrieved from the World Wide Web: <http://www.clarks.com.au/images/feet-types.jpg.html>.

Anonymous (2001). Tarsal Tunnel Syndrome. Retrieved from the World Wide Web: <http://skillbuilders.patientsites.com/article.php?aid=262>.

Anonymous (2011). Kinesiotaping. Retrieved from the World Wide Web: [http://www.physio-eggebek.de/kinesio\\_taping.html](http://www.physio-eggebek.de/kinesio_taping.html).

Baba, A. N., Bhat, J. A., Paljor, S., Mir, N. A., & Majid, S. (2009). Mitchell's osteotomy in hallux valgus. *Indian Journal of Orthopaedics*, 43 (1), 76-81.

Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(4), 1-10.

Deenik, A.R., Visser, E., Louwerens, J. W., Malefijt, M. W., Draijer, F.F., & Bie R. A. (2008). Hallux valgus angle as main predictor for correction of hallux valgus. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9 (70).

Deschamps, K., Birch, I., Desloovere, K., & Matricali, G. A. (2010). The impact of hallux valgus on foot kinematics: A cross-sectional, comparative study. *Gait and Posture*, 32, 102-106.

Dhukaram, V., Hullin, M. G., & Kumar, CH. S. (2006). The Mitchell and Scarf Osteotomies for Hallux Valgus Correction: A Retrospective, Comparative Analysis Using Plantar Pressures. *The Journal of Foot and Anckle Surgery*, 45(6), 400-409.

Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.

Easley, M. E., Reach, J. S., & Trnka, H. J. (2009). What is the Best Treatment for Hallux Valgus? In Wright J. G., *Evidence-Based Orthopaedics* (pp.479-488). Philadelphia: Saunders Elseviers.

Frank, C. J., Satake, N., Robinson, D. E., & Gentchos, C. E. (2009). Hallux Valgus. Retrieved from the World Wide Web: <http://emedicine.medscape.com/article/1232902-overview>.



Glaoe, W.M., Yack, H.J., & Saltzman, CH.L. (1999). Anatomy and Biomechanics of the First Ray. *Physical Therapy*, 79 (9), 854-859.

Harris, G.F., Smith, P.A., & Marks, R.M. (2008). *Foot and Anckle Motion Analysis*. Boca Raton: Taylor & Francis Group.

Hennig, E. M. (2002). *The Human Foot During Locomotion — Applied Research for Footwear*. Retrieved from World Wide Web: [http://www.cuhk.edu.hk/iso/weilun/en/hennig/hennig\\_fulltext1.html](http://www.cuhk.edu.hk/iso/weilun/en/hennig/hennig_fulltext1.html).

Hughes, J., Clarck, P., & Klenerman, L. (1990). The Importance of the toes in walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 72(2), 245-251.

Hwang, S.J., Choi, H.S., Lee, K.T., & Kim, Y. H. (2006). 3D motion analysis on the hallux valgus by using a multisegment foot model. *Key Engineering Materials*, 326-328.

Chaloupka, R. et al. (2001). *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.

Janura, M., Cabell, L., Svoboda, Z., Kozakova, J., & Gregorkova, A. (2007). Kinematic Analysis of Gait in Patients with Juvenile Hallux Valgus Deformity. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 3, 390-398.

Joseph, T.N., & Mroczek, K.J. (2007). Decision Making in the Treatment of Hallux valgus. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, 65(1), 19-23.

Kayali, C., Ozturk, H., Agus, H., Altay, T., & Hancerli, O. (2008). The effectiveness of distal soft tissue procedures in hallux valgus. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 9, 117–121.

Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Churchill Livingstone.

Klenerman, L., Wood, B., & Griffin, N. L. (2006) *The Human Foot*. London: Springer-Verlag London Limited.

Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8, 152-154.

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

Kolář, V., & Jelen, K. (2006). Zatížení nohy s deformitou hallux valgus při kontaktu s podložkou. Mladí ve vědě na počátku nového tisíciletí. *Sborník příspěvků Studentské vědecké konference 12.–13. dubna 2006* (pp. 44-46). Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu UK v Praze sportu.

Kozáková, J., Janura, M., Gregorková, A., Svoboda, Z. (2010). Hallux valgus z pohledu fyzioterapeuta aneb je hallux valgus pouze deformita palce? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(2), 71-77.

Králíček, P. (1995). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum.

Lorimer, D., French, G., O'Donnell, M., Burrow, G., & Wall, B. (2006). *Neale's Disorders of the Foot*. Scotland: Elsevier Limited.

Nguyen, U.-S.D.T., Hillstrom, H.J., Li, W., Dufour, A.B. Kiel, D.P., Procter-Gray, E., Gagnon, M.M., & Hannan, M.T. (2010). Factors associated with hallux valgus in a population-based study of older women and men: the MOBILIZE Boston study. *Osteoarthritis Cartilage*. 18(1), 41-46.

Perry, J. (1992). *Gait Analysis-Normal and Pathological Function*. 1. Vyd. NJ, USA: McGraw-Hill.

Perry, J. (2004). Normal Gait. In Smith, D.G., Michael, J. W., & Bowker, J. H., *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (pp.367–384). 3. vydání. Rosemont: AAOS.

Piqué-Vidal, C., Solé, M.T., & Antich, J. (2007). Hallux Valgus Inheritance: Pedigree Research in 350 Patients With Bunion Deformity. *The Journal of Foot and Anckle Surgery*, 46 (3), 149-154.

Resch, S., & Stenström, A. (1995). Evaluation of hallux valgus surgery with dynamic foot pressure registration with the Fscan system. *The Foot*, 5, 115-121.

Schuh, R., Hofstaetter, S. G., Adams, S. B., Pichler, F., Kristen, K. H., & Trnka, H. J. (2009). Rehabilitation After Hallux Valgus Surgery: Importance of Physical Therapy to Restore Weight Bearing of the First Ray During the Stance Phase. *Physical Therapy*, 89 (9), 934-945.

Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D. et al. (2001). *Základy ortopedie*. 1. vyd. Praha: Triton.

Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace-Systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31.

Thomas, S., & Barrington, R. (2003). Hallux valgus. *Current Orthopaedics*, 17, 299-307.

Tošnerová, V. (2000). Rehabilitace nohy z vývojového hlediska a některé pórúrazové stavy u dětí. *Rehabilitácia*, 33 (4), 193-256.

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

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

Velé, F. (2006). *Kineziologie*. 2.vyd. Praha: Triton.

Vojtaššák, J. (2000). *Ortopédia*. 2.vyd. Bratislava: Litera Medica.

Waldecker, U. (2004). Pedographic analysis of hallux valgus deformity. *Foot and Anckle Surgery*, 10, 121-124.

Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis: An Introduction*. (4 th ed.), Edinburgh : Elsevier Butterworth-Heinemann.

## 11 PŘÍLOHY

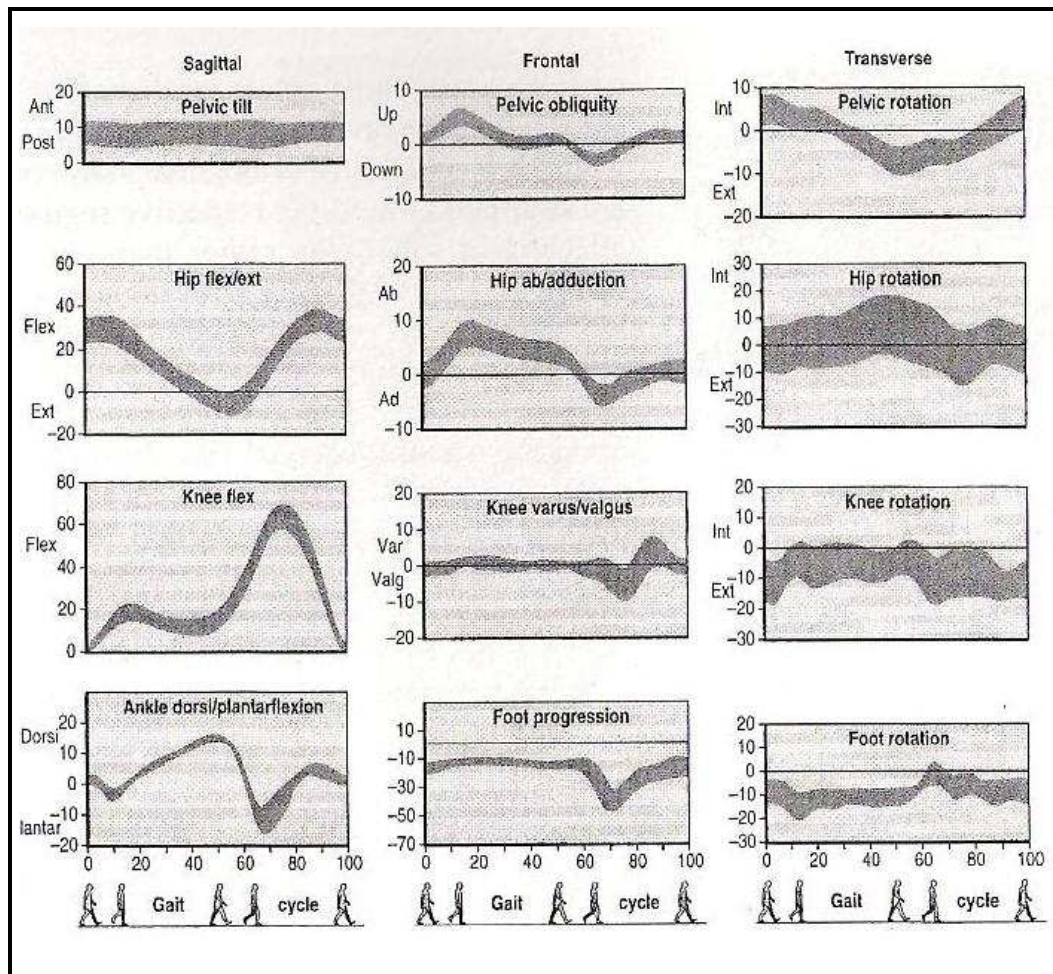
Příloha 1 - Přehled nejčastěji užívaných zákroků v závislosti na velikosti potíží u HV (Harris et al, 2008)

<b>Stupeň deformity</b>	<b>Úhel HV</b>	<b>IMA</b>	<b>Sesamoidní subluxace</b>	<b>Chirurgický zákrok</b>
mírné	< 20°	< 11°	< 50 %	Chevron Akin výkony na měkkých tkáních
střední	20-40°	< 16°	50-75 %	Chevron Akin Lapidus výkony na měkkých tkáních proximální osteotomie I.MT
výrazné	> 40°	< 16°	> 75 %	Lapidus proximální osteotomie s výkonem na měkkých tkáních

Příloha 2 - Hlavní parametry chůze u běžné populace u žen (Whittle, 2007).

Věk	rytmus (kroků/min)	doba cyklu (s)	délka kroku (m)	rychlost (m/s)
13-14	103-150	0,80 - 1,17	0,99 - 1,55	0,90 - 1,62
15-17	100-144	0,83 - 1,20	1,03 - 1,57	0,92 - 1,64
18-49	98-138	0,87 - 1,22	1,06 - 1,58	0,94 - 1,66
50-64	97-137	0,88 - 1,24	1,04 - 1,56	0,91 - 1,63
65-80	96-136	0,88 - 1,25	0,94 - 1,46	0,80 - 1,52

Příloha 3 – 3D kinematika dolní končetiny a pánve (Kirtley, 2006)



**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.....