

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE
(magisterská)

2012

Zuzana Belžíková

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV TAPU NA DYNAMICKÉ A KINEMATICKÉ
PARAMETRY CHŮZE U OSOB S DEFORMITOU
HALLUX VALGUS

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Zuzana Belžíková, fyzioterapie

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

Olomouc, 2012

Jméno a příjmení autora: Bc. Zuzana Belžíková

Název diplomové práce: Vliv tapu na dynamické a kinematické parametry chůze u osob s deformitou hallux valgus

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt: Tato práce je zaměřena na problematiku deformity hallux valgus. Hlavním cílem praktické části bylo zhodnotit rozdíly vybraných dynamických a kinematických parametrů chůze u osob s touto deformitou před a po aplikaci tapu. Taping, jako aplikace pevných a pružných pásek na povrch těla, představuje jednu z možností konzervativní terapie hallux valgus. K hodnocení parametrů chůze byl použit systém Vicon MX synchronizovaný se dvěma silovými plošinami Kistler. Studie se zúčastnilo celkem 24 osob, z nichž 10 tvořilo výzkumný soubor a 14 kontrolní skupinu zdravých osob. Při chůzi u osob s mírným až středně těžkým stupněm deformity hallux valgus se ukázaly určité odchylky oproti kontrolní skupině. U dynamických parametrů jsme zaznamenali změny u vertikální a mediolaterální složky reakční síly. U kinematických parametrů se odchylky promítly do pohybu v sagitální rovině u hlezenního a kolenního kloubu. Následná aplikace tapu se projevila změnami v provedení chůze, které se týkaly vertikální složky reakční síly a kinematických parametrů hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu. Použitá přístrojová technika významně pomohla v odhalení efektu tapu na chůzi u těchto osob.

Klíčová slova: hallux valgus, dynamika, kinematika, analýza chůze, tape

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Zuzana Belžíková

Title of the master thesis: The effect of tape on dynamic and kinematic parameters of gait in patients with hallux valgus deformity

Department: Department of Natural Science in Kinantropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2012

Abstract: This thesis focuses on hallux valgus deformity. The main objective of the practical part is to analyse the differences in selected kinematic and dynamic gait parameters in patients suffering from the above mentioned deformity before and after tape application. Taping means application of non-elastic and elastic tapes to the surface of the body and it represents one of the options of conservative treatment of hallux valgus deformity. The gait parameters analysis was carried out through the Vicon MX system synchronized with two Kistler force platforms. A total of 24 persons participated in the study: 10 formed the experimental group and 14 formed the control group (participants not suffering from hallus valgus deformity). Patients with mild to medium-severe degree of hallux valgus deformity showed some deviations in gait when compared to the control group. As for dynamic parameters, we observed changes of the vertical and mediolateral components of ground reaction force. The deviation of kinematic parameters appeared in the movement of the knee and ankle joint in the sagittal plane. Subsequent tape application brought changes in walking performance that covered the vertical component of ground reaction force and kinematic parameters of the ankle, knee and hip joint. The technical devices used significantly helped to reveal the impact of taping on gait of these persons.

Keywords: hallux valgus, dynamics, kinematics, analysis of gait, tape

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D. a uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne:

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

OBSAH

| | | |
|-----------|--|----|
| 1 | ÚVOD | 9 |
| 2 | PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ | 10 |
| 2.1 | Anatomie a funkční dělení nohy | 10 |
| 2.2 | Kineziologie nohy | 11 |
| 2.2.1 | Hlezenní kloub..... | 11 |
| 2.2.2 | Subtalární kloub..... | 11 |
| 2.2.3 | Chopartův kloub | 12 |
| 2.2.4 | Metatarzophalangeální kloub palce a biomechanika prvního prstu..... | 13 |
| 2.3 | Funkční vztahy kloubů dolní končetiny..... | 15 |
| 2.4 | Nožní klenba | 15 |
| 2.5 | Typologie nohy | 16 |
| 2.6 | CHŮZE | 18 |
| 2.6.1 | Charakteristiky chůze a krokový cyklus..... | 19 |
| 2.6.2 | Pohyby kloubů dolních končetin v sagitální rovině během krokového cyklu...24 | |
| 2.6.3 | Funkce nohy a její biomechanika během chůze | 26 |
| 2.6.4 | Přístrojová analýza funkce nohy | 28 |
| 2.6.4.1 | Dynamická plantografie..... | 28 |
| 2.6.4.2 | Silové plošiny | 29 |
| 2.6.4.2.1 | Vektor reakční síly podložky | 29 |
| 2.6.4.3 | Kinematická analýza..... | 31 |
| 2.6.4.3.1 | Kinematografická (videografická) analýza | 32 |
| 2.6.4.3.2 | Využití optoelektronického systému Vicon MX při analýze chůze..... | 33 |
| 2.7 | HALLUX VALGUS | 34 |
| 2.7.1 | Patogeneze hallux valgus | 35 |
| 2.7.2 | Frekvence výskytu | 36 |
| 2.7.3 | Etiologie hallux valgus | 36 |
| 2.7.3.1 | Biomechanické faktory | 37 |
| 2.7.3.2 | Pes planus | 38 |
| 2.7.3.3 | Obuv..... | 38 |
| 2.7.3.4 | Dědičnost | 39 |
| 2.7.3.5 | Pohlaví | 40 |
| 2.7.4 | Chůze u pacientů s hallux valgus | 40 |

| | | |
|-----------|---|----|
| 2.7.5 | Juvenilní hallux valgus | 41 |
| 2.7.6 | Diagnostika hallux valgus | 42 |
| 2.7.6.1 | Kineziologické vyšetření | 42 |
| 2.7.6.2 | Radiografické vyšetření | 44 |
| 2.7.7 | LÉČBA HALLUX VALGUS | 45 |
| 2.7.7.1 | Konzervativní léčba | 45 |
| 2.7.7.1.1 | Taping..... | 46 |
| 2.7.7.2 | Operativní léčba | 48 |
| 3 | CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY | 50 |
| 3.1 | Hlavní cíl..... | 50 |
| 3.2 | Dílčí cíle..... | 50 |
| 3.3 | Výzkumné otázky | 50 |
| 4 | METODIKA..... | 51 |
| 4.1 | Charakteristika souboru | 51 |
| 4.2 | Průběh a organizace měření | 51 |
| 4.3 | Kalibrace prostoru..... | 52 |
| 4.4 | Příprava probanda | 52 |
| 4.5 | Technické vybavení a zpracování dat | 54 |
| 4.6 | Měřené parametry | 55 |
| 4.7 | Statistické zpracování | 55 |
| 5 | VÝSLEDKY | 57 |
| 5.1 | Dynamické a kinematické parametry pohybu dolních končetin a pánve při chůzi ... | 57 |
| 5.2 | Posouzení pohybu v kloubech dolních končetin a pánve | 58 |
| 5.3 | Posouzení jednotlivých složek reakční síly | 62 |
| 5.4 | Hodnocení vstupního dotazníku a kineziologického rozboru u probandů s hallux valgus | 63 |
| 6 | DISKUZE..... | 65 |
| 7 | ZÁVĚR..... | 70 |
| 8 | SOUHRN | 71 |
| 9 | SUMMARY | 72 |
| 10 | REFERENČNÍ SEZNAM | 73 |
| 11 | ZKRATKY | 78 |
| 12 | PŘÍLOHY | 79 |

1 ÚVOD

Lidská noha tvoří spojení mezi tělem a okolním prostředím, zpětnou propiocepcí udržuje vzpřímený stoj. Z biomechanického hlediska je dobře přizpůsobená k tomu, aby nesla váhu našeho těla, reagovala na povrch a jeho změny při chůzi. Zastupuje dvě velmi důležité role: statickou, nosnou, kdy tělu poskytuje spolehlivou oporu a umožňuje přenos hmotnosti, a dynamickou, kdy tělu poskytuje oporu při chůzi, běhu, skákání nebo nošení břemen (Dungl, 2005).

Bipedální chůze je základním pohybovým stereotypem člověka. Jedná se o komplexní děj, který je nám nejpřirozenější a pro každého z nás charakteristický. V této pohybové funkci se může projevit jakákoli porucha pohybové nebo nervové soustavy (Kolář, 2009).

Poruchu v pohybové soustavě způsobuje také velmi často se vyskytující deformita nohy, hallux valgus. Je progresivní, charakteristická laterální deviací palce, spojená s prominencí mediální eminence prvního metatarzu a jeho mediálním uchýlením. Zpočátku její projevy nemusí postižený zaznamenat, později dochází k rozšiřování přední části chodidla a dalším deformitám prstů, které výrazně omezují výběr obuvi a znesnadňují chůzi, která může být velmi bolestivá a vede ke změnám pohybových stereotypů.

Jednou z možností, jak lze tuto deformitu ovlivnit, představuje taping. Nalepením pevných nebo pružných pásek můžeme dosáhnout odlehčení tapované struktury, upravit biomechanické vztahy zatížení, snížit bolestivost a další.

Nejjednodušší formou vyšetření chůze je aspekce. Předpokladem správné analýzy chůze je znalost krokových fází a kineziologie pohybů segmentů těla v jednotlivých fázích. V dnešní době existují vysoce sofistikované přístroje moderní techniky, které výrazně napomáhají odhalit i jemné odchylky, které pouhým okem nejsme schopni zachytit.

V této práci jsme hodnotili vybrané dynamické a kinematické parametry chůze před a po zatapování nohy u osob s deformitou hallux valgus za použití systému Vicon a silových plošin Kistler. Zajímalo nás, zda se nějakým způsobem aplikace tapu na chůzi u těchto osob projeví.

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

2.1 Anatomie a funkční dělení nohy

Noha zabezpečuje exteroceptivní a propioceptivní informace pro řídicí systém. Má úzký vztah k posturální situaci člověka, ovlivňuje struktury uložené proximálně, které pak propiocepcí zpětně ovlivňují nohu.

Véle (1995) uvádí jako hlavní funkci nohy udržení kontaktu s podložkou. Proto má noha schopnost adaptace na tvar terénu tak, aby byl zajištěn pevný a bezpečný kontakt s terémem, který pak zajistí stabilitu nohy jako opory těla vzhledem ke gravitaci.

Pro přehlednější orientaci a popis funkce a vztahů uvádíme základní principy funkční anatomie nohy.

Nohu, jako anatomickou strukturu, označujeme jako část dolní končetiny od hlezenního kloubu distálně. Pokud nohu rozdělíme proximodistálně pomocí linií, procházejících dvěma hlavními funkčními skloubeními (Chopartova a Lisfrankova kloubu), dostaneme tři oddíly. Zadní oddíl (zánoží, zadní tarzus) tvoří dvě velké tarzální kosti (kost patní a hlezenní), střední oddíl (středonoží, přední tarzus) tvoří pět malých tarzálních kostí (kost krychlová, loďkovitá a tři klínové) a přední oddíl (předonoží, metatarzy a prstce) tvoří kosti nártní a články prstců. Zjednodušeným dělením na dvě části v úrovni Chopartova kloubu vznikne zánoží (zadní tarzus, tarzální kosti) a předonoží (přední tarzus, metatarzus a prsty), které zahrnuje tedy i středonoží (Vařeka & Vařeková, 2003).

Dále lze nohu rozdělit do dvou paralelních paprsků, které podmiňují vznik nožní klenby. Mediální paprsek tvoří kost hlezenní, kost loďkovitá, tři kosti klínové a I. až III. metatarz s prsty. Laterální paprsek tvoří kost patní, kost krychlová, IV. a V. metatarz s prsty. V důsledku zastavené vývojové pronace stojí v proximální části (zánoží) kost hlezenní nad kostí patní. V distální části se pronatorní zkrut projevil v plné míře a oba paprsky se tak v oblasti předonoží dostávají vedle sebe. Tím lze také vysvětlit rozdílnost pohybu kosti hlezenní a patní při zatížení a kontrolu rozsahu pohybu v transverzotarzálním kloubu postavením v kloubu subtalárním (Vařeka & Vařeková, 2009).

Noha tedy obsahuje celkem 26 kostí a důležitá kloubní spojení, která podle Kapandjiho (1991) představují dvojí funkci: orientují nohu s ohledem na další dvě roviny prostoru (hlezenní kloub kontroluje pohyb nohy v sagitální rovině), čímž může být chodidlo přesně

uvedeno na zem při jakékoli pozici nohy a sklonu plochy pod chodidlem. Mění tvar a zakřivení kleneb a chodidlo se tak může přizpůsobit nepravidelnostem povrchu. Zprostředkovávají tak tlumič nárazů mezi zemí a zatíženým chodidlem a poskytují kroku větší pružnost a měkkost.

2.2 Kineziologie nohy

Z hlediska kineziologie nohy je v popředí zájmu především otázka horního a dolního zánártního kloubu, problematika nožní klenby a chůze (Dylevský, 2009).

2.2.1 Hlezenní kloub

Hlezenní kloub (nebo také horní zánártní kloub, *articulatio talocruralis*) je spojením talu s tibií a fibulárním kotníkem. Zjednodušeně se definuje jako jednoosý kladkový kloub s jedním stupněm volnosti pohybu. Osa kloubu prochází přibližně hroty tibiálního a fibulárního kotníku, tzn. zdola, zezadu, zboku, nahoru dopředu, dovnitř (Vařeka & Vařeková, 2003; Vařeka & Vařeková, 2009). S frontální rovinou svírá osa úhel 20–30° a s rovinou transverzální 8° (Vařeka & Vařeková, 2009; Michaud, 1997). Ovšem Vařeka (2009) poukazuje na velké rozdíly udávané jednotlivými autory.

Vzhledem k šikmému průběhu bímaleolární osy je pohyb do dorzální a plantární flexe v sagitální rovině provázen i pohyby předonoží, a to ve smyslu pronace, supinace a abdukce, addukce (Kapandji, 1991; Vařeka & Vařeková, 2009; Véle, 1995).

S pohyby hlezenního kloubu jsou spojeny i pohyby v distálním a proximálním tibiofibulárním kloubu, v zatížení nohy pak i pohyby kolenního kloubu.

2.2.2 Subtalární kloub

Dolní zánártní kloub dělíme na přední a zadní oddíl. Zadnímu oddílu odpovídá *subtalární kloub* (podhlezenní, *articulatio talocalcanea*) a přední oddíl je pak dále rozdělen na mediální část – *articulatio talocalcaneonavicularis*, a laterální část – *articulatio calcaneocuboidea*.

Vzhledem k průběhu osy subtalárního kloubu (prochází dorzomediálním okrajem os naviculare a lateroplantárním okrajem calcaneu) dochází k pronaci a supinaci zánoží ve frontální rovině, částečně k abdukci a addukci v transverzální rovině a také k dorzální a plantární flexi v rovině sagitální. Rozsah jednotlivých pohybů lze určit jen stěží. Je to dáno skutečností, že osa subtalárního kloubu mění svou polohu a orientaci během pohybu a existují zde výrazné individuální rozdíly. Tohoto faktu využívají některé moderní typologie a biomechanické modely (Vařeka & Vařeková, 2009).

Funkce subtalárního kloubu se klasicky popisuje dle Inmanova a Mannova modelu pantu, který se nachází mezi talem a calcaneem. Spojuje dvě ramena ležící na dvou na sobě kolmých rovinách. Při rotaci jednoho ramene kolem jeho dlouhé osy dochází k rotaci i druhého ramene kolem jeho dlouhé osy. Vnitřní rotace tibie se v zatížení nohy přenáší na talus a dochází tak přes subtalární kloub k pronaci patní kosti. Stejným způsobem vede zevní rotace tibie k supinaci calcaneu (Vařeka & Vařeková, 2003).

2.2.3 Chopartův kloub

Chopartův kloub (articulatio tarsi transversa, transverzotarzální kloub) tvoří většinu předního oddílu dolního zánártního kloubu. Anatomicky je tvořen kloubem calcaneocuboidním a talonaviculárním, funkčně spolupracuje s dalšími klouby nohy. Pohyb v tomto kloubu se odehrává ve smyslu rotace kolem dvou os, longitudinální a šikmé. Longitudinální osa se blíží průběhu osy subtalárního kloubu, ale s jinými úhlovými hodnotami. Podél ní dochází k pronaci a supinaci, což umožňuje udržet kontakt předonoží s podložkou při pronaci a supinaci calcaneu. Šikmá osa naopak připomíná průběh osy hlezenního kloubu, dochází kolem ní k dorzální flexi s abdukci nebo plantární flexi s addukcí. Pokud je omezen rozsah pohybu v kloubu hlezenním, dojde často ke kompenzaci pohybem okolo šikmé osy Chopartova kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Rozsah pohybu v Chopartově kloubu je výrazně ovlivněn postavením v kloubu subtalárním. Pronací subtalárního kloubu se osy kloubních ploch talu a calcaneu pro skloubení s os naviculare a os cuboideum stávají rovnoběžné. Díky tomu je možný maximální rozsah dorzální flexe v tomto kloubu, který se tak stává ale málo stabilním. S přibývajícím supinací se osy kloubních ploch Chopartova kloubu rozbíhají, klesá rozsah pohybu a roste jeho stabilita (Vařeka & Vařeková, 2003; 2009).

Jako společnou osu pohybů dolního zánártního kloubu označuje Kapandji (1991) tzv. Henkeho osu, okolo které je možný pohyb do pronace a supinace, během nichž se také mění její poloha a orientace.

Funkce hlezenního a subtalárního kloubu se navzájem doplňují a tvoří komplex zadní části nohy, který umožňuje pohyby ve třech rovinách. Funkčně jsou spjaty s transverzotarzálním kloubem. Kapandji (1991) uvádí model univerzálního heterokinetického kloubu, tvořeného těmito třemi klouby. Homokinetický univerzální kloub v mechanice představuje kloub tvořený dvěma vidlicemi, které spojují dvě navzájem kolmé osy, čímž je možná jejich vzájemná rotace v jakémkoliv úhlu. Osa horního zánártního kloubu a Henkeho osa ale navzájem kolmé nejsou, tudíž tvoří heterokinetický univerzální kloub. Při omezení rozsahu pohybu v jednom kloubu dochází kompenzačně ke zvětšení rozsahu pohybu v kloubu druhém (Kapandji, 1991; Vařeka & Vařeková 2003; Vařeka & Vařeková 2009; Kolář, 2009).

2.2.4 Metatarzophalangeální kloub palce a biomechanika prvního paprsku

První metatarzophalangeální (I. MTP) kloub se skládá z kloubních plošek hlavičky prvního metatarzu a báze prvního phalangu palce. Součástí MTP kloubu palce jsou také dvě sezamské kůstky. V I. MTP kloubu jsou možné pohyby jak v sagitální, tak v transverzální rovině díky kondylárnímu tvaru kloubu. K hlavnímu pohybu dochází v rovině sagitální (dorzální a plantární flexe), v rovině transverzální je pak možnost pasivního pohybu proximálního phalangu proti hlavičce prvního metatarzu laterálně (Valmassy, 1996).

Minimální dorzální flexe potřebná pro normální lokomoci se pohybuje zhruba mezi 65 až 75°. V konečném stupni propulze je tibie odkloněná zhruba 45° od sagitální roviny a v hlezenním kloubu je zhruba 20° plantární flexe. Dle Roota et al. (in Valmassy, 1996) je kombinace zvednutí paty, supinace v subtalárním kloubu, normální funkce sezamských kůstek a druhého metatarzu, delšího než je první, nezbytná před tím, než může dojít k plantární flexi prvního paprsku během přenosu hmotnosti na předonoží.

Propulzní aktivita palce vyžaduje stabilitu prvního paprsku, normální funkci sezamských kůstek a normální funkci svalů. Svaly a šlachy, které ovládají palec nohy, jsou rozděleny do čtyř skupin obklopujících I. MTP kloub. Na dorzální straně jsou to m. extenzor hallucis longus a brevis, procházející středem a upínající se na distální a proximální phalany. M. extenzor hallucis longus je zakotven pomocí „kapuce“ ligament fibrózním pruhem, který

se mediálně i laterálně prolíná s kolaterálními a sezamoidními ligamenty, formující pouzdro I. MTP kloubu. Krátké a dlouhé flexorové šlachy procházejí na plantární ploše spolu se šlachami mediální a laterální hlavy m. flexor hallucis brevis, které se upínají na mediální a laterální sezamskou kůstku. Distálně jsou sezamské kůstky upnuty na bázi proximálního phalangu pomocí plantární fascie. Šlacha m. flexor hallucis longus se nachází plantárně od sezamských kůstek, prochází bez šlachové pochvy a upíná se na bázi distálního phalangu. Flexorové i extenzorové šlachy prochází skrze vertikální osu I. MTP kloubu. Tyto svaly provádí pouze plantární a dorzální flexi kloubu, ale abdukci nezpůsobují. M. adductor hallucis se svou šikmou a transverzální hlavou jsou neutralizovány pomocí m. abductor hallucis (Valmassy, 1996).

Mediální a laterální stabilitu I. MTP kloubu zajišťuje trojúhelné uspořádání vazů zpevňujících kloubní pouzdro. Ligamenta collateralia, podpůrné sezamské kůstky a plantární ligamenta sezamských kůstek tvoří tři ramena trojúhelníku na každé straně kloubu. (Valmassy, 1996).

První paprsek je segmentem nohy tvořený prvním metatarzem a os cuneiforme mediale. V oblasti prvního paprsku se protínají příčný a mediální oblouk klenby. Funguje jako pilíř pro mediální oblouk a proto je důležitým prvkem kontroly strukturální integrity nohy. Změna biomechaniky prvního paprsku pak vede k různým patologiím celé nohy (Glasoe et al., 1999).

Z hlediska evoluce je palec velmi pohyblivým kloubem, což vede k potížím – pružně stabilní spojení ke klínovité kosti je málo odolné vůči nesprávné zátěži (Toppischová & Šnoplová, 2008). Již Morton tvrdil, že hypermobilita prvního paprsku narušuje normální mechaniku nohy. Domníval se, že nadměrný dorzální posun prvního metatarzu tlačí nohu do inverzního postavení, což má za následek přetížení druhého metatarzu. Tento typ popisoval jako insuficienci prvního paprsku, která vede k valgóznímu vychýlení halluxu (Glasoe et al., 1999). Také Waldecker (2004) spojuje hypermobilitu prvního paprsku s přenosem zatížení na laterálnější metatarzy. Při klinickém vyšetření často nacházíme keratózu na hlavičce druhého metatarzu plantárně bez patologie II. MTP kloubu.

Palec a I. MTP kloub hrají významnou roli během přenosu zátěže při chůzi. Přenos zatížení přes I. MTP kloub závisí na celistvosti a dostatečné funkci kladkového mechanismu plantární aponeurózy a stabilitě prvního metatarzocuneiformního kloubu. Hlavní funkcí plantární aponeurózy je stabilizace mediálního oblouku podélné klenby (Waldecker, 2004).

2.3 Funkční vztahy kloubů dolní končetiny

Pokud chceme sledovat a interpretovat nálezy klinického a přístrojového vyšetření pohybů v oblasti dolních končetin, musíme si uvědomit, že se vždy jedná o pohyby sdružené ve více kloubech a anatomických rovinách. Důležité je také to, zda daný pohyb probíhá v uzavřeném nebo otevřeném kinematickém řetězci. Jednotlivých pohybů nohy se neúčastní pouze klouby nohy, ale pohyb je přenesen kraniálně do vyšších segmentů. Tyto vztahy byly částečně prokázány jednoduchým měřením ve stoji (Khamis & Yizmar, 2007), 3D kinematickou analýzou chůze (Leardini et al., 2007) i pomocí pedobarografické plošiny (Vařeka, 2004). Z hlediska rehabilitace jsou tyto poznatky využitelné v problematice řetězení funkčních poruch, etiopatogenezi a léčbě posturálních vad, vysvětlení vlivu vad nohou na rozvoj degenerativních změn nosných kloubů a mohou být podkladem pro návrh ortotických opatření (Vařeka & Vařeková, 2009).

Přehledný souhrn funkčních vztahů kloubů dolních končetin je uveden v příloze 1 dle Vařeky & Vařekové (2009).

2.4 Nožní klenba

Klenba nožní chrání měkké části chodidla a podporuje pružnost nohy (Čihák, 2001). Její vývoj je ukončen ve 4. roce života, kdy klesá svalová aktivita a ve statickém zatížení přebírají rozhodující roli kosti a vazy (Toppischová & Šnoplová, 2008).

Tradiční statický tripodní model se využívá při anatomickém popisu především pro svou srozumitelnost a rozlišuje klenbu, klenutí (příčné, podélné) a oblouk (linie). Tři hlavní oblouky (vnitřní, zevní a příčný) ohraničují celou nožní klenbu a sbíhají se do tří pilířů. Ty se opírají o podložku v místě hlavičky I. a V. metatarzu a dorzální části patní kosti. Podélnou klenbu ohraničuje mediální a laterální oblouk, mezi kterými se rozprostírají další 3 oblouky. Základem oblouků jsou paprsky metatarzů. Mediálnímu oblouku náleží paprsek I. metatarzu. Ten je nejvyšší a nejdelší, s podložkou svírá největší úhel, který se u ostatních paprsků postupně snižuje. Je ze všech nejvíce vystaven zatížení jak ve stoji, tak během lokomoce. Toto rozlišení vychází ze specifického tvaru a funkce nohy, kdy je klenba útvar, který přenáší na něj působící zatížení na pilíře (Vařeka & Vařeková, 2009).

Z funkčního dynamického hlediska je podle Kapandjiho (1991) vhodnější klenbu přirovnat ke střeše či štaflím. Zde jsou krokve udržovány v požadovaném postavení

kleštinami. Více poukazuje na schopnost nohy odolávat dynamickým změnám při měnícím se zatížení během chůze a kontrole polohy působíště reakční síly podložky (centre of pressure – COP) ve stoji.

Pro integritu klenby je důležitá konfigurace kostí a kloubů nohy, hlavně tarzu. Dále napětí vazů a funkce svalů, jejichž význam se dle jednotlivých autorů liší. V neposlední řadě hraje významnou roli i řídicí funkce CNS.

Dle Čiháka (2001) se na udržování podélné klenby podílejí: vazy plantární strany nohy orientované podélně, z nichž největší význam má ligamentum plantare longum. Dále svaly jdoucí longitudinálně chodidlem (m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a povrchově probíhající krátké svaly planty), dále povrchová aponeurosis plantaris a šlašitý třmen pod chodidlem, pomocí něhož tibiální stranu nohy táhne vzhůru m. tibialis anterior. Na udržení příčné klenby se účastní napříč probíhající systémy vazů na plantární straně a šlašitý třmen, jimž ji společně podchycují m. tibialis anterior a m. peroneus longus.

Dle Kapandjiho (1991) patří mezi svaly akcentující mediální oblouk podélné klenby m. tibialis posterior, m. peroneus longus, m. flexor hallucis longus a m. abductor hallucis. Mezi svaly, které naopak redukují zakřivení mediálního oblouku, patří m. tibialis anterior a m. triceps surae. Laterální oblouk akcentují m. peronei a m. abductor digiti minimi a redukují jej m. peroneus tertius, m. extensor digitorum longus a m. triceps surae.

Dylevský (2009) uvádí, že k udržení kleneb nestačí pouze svaly, ale především uspořádání kostních elementů a jejich zajištění vazy. Výsledky elektromyografických studií ukazují, že při normálním zatížení, jako je chůze nebo stoj, nejsou svaly vůbec aktivovány. K jejich kontrakci dochází až při zatížení, které se při běžné chůzi vůbec nevyskytuje. Představují tudíž dynamickou rezervu, která se na noze uplatní až při zvýšené zátěži.

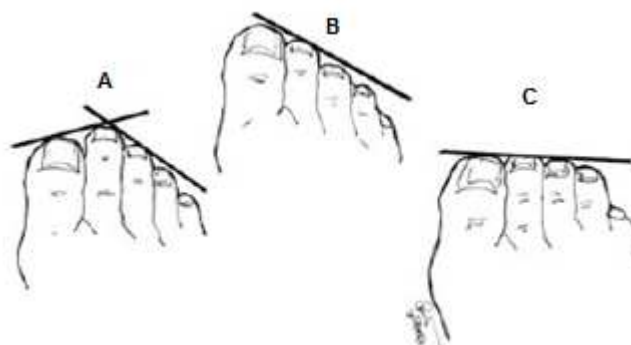
Výsledky stabilometrických měření ukazují, že 60 % hmotnosti těla směřuje do zadní části nohy a zbylých 40 % do přední části (Dylevský, 2009).

2.5 Typologie nohy

V současné době se setkáváme s několika typologiemi, leč každá má určité nedostatky.

Antropologická typologie (obrázek 1) je velmi jednoduchá a málo vypovídá o anatomii a funkci nohy, používá se minimálně. Vychází z pořadí největší distální prominence. Rozlišuje egyptský typ, kdy je nejdelší palec a ostatní prsty se postupně zkracují. Tento typ má sklon ke vzniku hallux valgus a hallux rigidus. V Evropě je nejčastější. Řecká noha popisem odpovídá tzv. Mortonově noze, kdy je nejdelší II. prst (obvykle i nejvíce prominuje II. metatarz). V Evropě je druhým nejčastějším typem nohy (Vařeka & Vařeková, 2003). Podle Kapandjiho (1991) umožňuje tento typ nejlepší přenos zátěže na předonoží. Zvýšená zátěž na II. metatarz vede k jeho hypertrofii, dochází k bolesti při jeho bázi a může dojít i k únavové zlomenině. Při nošení úzké a krátké obuvi je tendence ke vzniku hallux valgus, kladívkových prstů a prolomení předního klenutí klenby. Polynéská noha je zhruba obdélníkového tvaru, první tři prsty jsou stejně dlouhé. V Evropě se vyskytuje u 9 % populace (Vařeka & Vařeková, 2009).

U deformity hallux valgus se velmi často nachází delší nebo stejně dlouhý I. metatarz ve srovnání s délkou II. metatarzu, tzn. egyptský typ nohy dle typologie (Hardy & Clapham, 1951; Tanaka et al., 1995).



Obrázek 1. Antropologická typologie nohy. A – Řecký typ, B – Egyptský typ, C – Polynéský typ (upraveno dle Saro, 2007).

Klasická klinická typologie, založená na konceptu tripodní klenby nohy, u nás stále přetrvává i mezi odbornou veřejností a rozeznává 3 základní typy: plochá noha, normální noha a vysoká noha. U ploché nohy bývá rozlišení na vrozenou a získanou, dále se rozlišuje plochonoží příčné a podélné. U těžších stupňů podélně ploché nohy dochází k valgozitě paty. V případech vysoké nohy často nalzáme snížení příčného klenutí nohy. Klasická typologie se bohužel nezabývá podrobněji dynamickými změnami nohy během zatížení při krokovém cyklu.

K rozvoji nového modelu **funkční typologie nohy**, zdůrazňující nohu jako dynamický komplex, přispěl v 50. a 60. letech minulého století Merton L. Root. Výsledkem je klasifikace normálních a abnormálních typů nohy z frontálního pohledu, kdy považuje za základní postavení shodnou osu dolní 1/3 bérce s osou zadní plochy paty a zároveň shodnou rovinu plosky pod předonožím s rovinou pod zánožím. Odchytky od tohoto postavení pak souvisí s poruchami funkce nohy. Při vyšetřování je důležité rozlišit nález v odlehčení a při zatížení ve stoji a při chůzi, kde se projeví případné kompenzace. Při znalosti této typologie a dalších biomechanických vztahů dolní končetiny a trupu lze logicky vysvětlit související nálezy jak na noze, tak ve vyšších etážích. Metoda má tedy význam při zjišťování příčin poruch funkce v různých etážích dolních končetin, bederní páteře a při rozhodování o způsobu konzervativní terapie, tedy např. kompenzačního (zřídka korekčního) ortézování (Vařeka & Vařeková, 2009). Cílem tohoto typu ortézování je zabránit vlastním kompenzačním mechanismům dolní končetiny, které se nepříznivě projevují i na ostatních segmentech (Vařeka & Dvořák, 2001).

Jednotlivé typy jsou stručně zobrazeny v tabulce 2.

| Typ | Podtyp | Zkratka |
|------------------------------|-----------------------|---------|
| varózní zánoží RFvar | kompensované | RFvarC |
| | částečně kompensované | RFvarP |
| | nekompensované | RFvarN |
| varózní předonoží FFvar | kompensované | FFvarC |
| | částečně kompensované | FFvarP |
| | nekompensované | FFvarN |
| valgózní předonoží FFvalg | flexibilní | FFvalgF |
| | semiflexibilní | FFvalgS |
| | rigidní | FFvalgR |
| neutrální N | | N |

Tabulka 2. Funkční typy a subtypy nohy dle Roota (Vařeka & Vařeková, 2009)

*Typ supinované předonoží se neuvádí - nález se hodnotí jako varózní předonoží a plantárně flektovaný první paprsek, který se hodnotí jako valgózní předonoží.

2.6 CHŮZE

Obecně je lidská chůze přesunem individua z místa na místo. Děje se tak ve zkříženém vzoru za střídavé a opakující se výměny polohy dolních končetin za podmínky, že jedno

chodidlo zůstává v kontaktu s podložkou. Současně je udržována stabilita polohy (Janura, 2007; Perry, 1992; Vele, 2006).

U každého jedince se chůze odehrává optimální rychlostí s minimálním energetickým výdejem, s jemnými variacemi v závislosti na věku a pohlaví (Dungl, 2005). Jakékoli onemocnění nebo trauma může narušit přesnost, koordinaci, rychlost a přízpůsobivost chůze zdravého jedince (Perry & Burnfield, 2010). „Každý člověk je svou chůzí do jisté míry jedinečný natolik, že je analýza chůze v současnosti využívána k identifikaci osob“ (Vařeka & Vařeková, 2009, 52). Podle zvuku a rytmu chůze často poznáme jdoucího, i když ho nevidíme (Dungl, 2005).

2.6.1 Charakteristiky chůze a krokový cyklus

Za základní jednotku chůze se obecně považuje krokový cyklus (KC; gait cycle), neboli dvojkrok. Ten je zahájen kontaktem části chodidla s podložkou a končí dalším kontaktem té samé části chodidla. Dvojkrok tedy představuje interval mezi dvěma stejnými fázemi chůze na stejné končetině (Gage, 1991). Každý krokový cyklus se skládá z fáze stojné a švihové. Stojná fáze (stance phase) zahrnuje periodu, během níž je chodidlo v kontaktu s podložkou, končetina je tedy celou dobu ve styku s opornou bází. Začíná počátečním kontaktem. K počátku švihové fáze (swing phase) dochází zvednutím chodidla od podložky a pokračuje po celou dobu, kdy je chodidlo nesené vzduchem a nachází se tedy v bezoporové fázi (Perry, 1992). Kromě stojné a švihové fáze lze rozlišovat také fázi dvojí opory (double support), ke které dochází na začátku a na konci stojné fáze, kdy jsou obě končetiny zároveň ve styku s opornou bází. Odraz ze špice nohy stojné končetiny se kryje s kontaktem paty na švihové končetině (Vele, 2006). Během krokového cyklu dochází dvakrát k fázi dvojí opory a dvakrát k jednooporové fázi. (Valmassy, 1996).

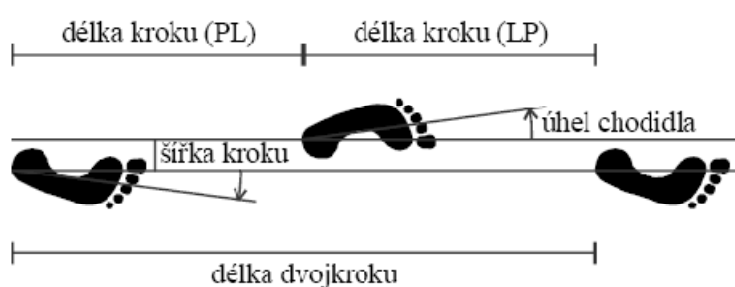
Při průměrné rychlosti tvoří stojná fáze 60 % krokového cyklu a švihová fáze 40 % krokového cyklu. U zdravých osob dopadá kontralaterální končetina zhruba v polovině cyklu. Podle Michauda (1997) tvoří stojná fáze 62 % krokového cyklu a švihová fáze 38 %. Krokový cyklus trvá přibližně 1 sekundu.

Popis chůze obvykle vychází z průběhu právě jednoho krokového cyklu. Předpokladem je, že následující krokové cykly jsou stejné. Je nutné také však přihlížet k velké variabilitě,

kteřá se může vyskytovat jak mezi jednotlivci, tak u samotného jedince (Smidt, 1990). Základní časoprostorové parametry krokového cyklu jsou znázorněny na obrázku 2.

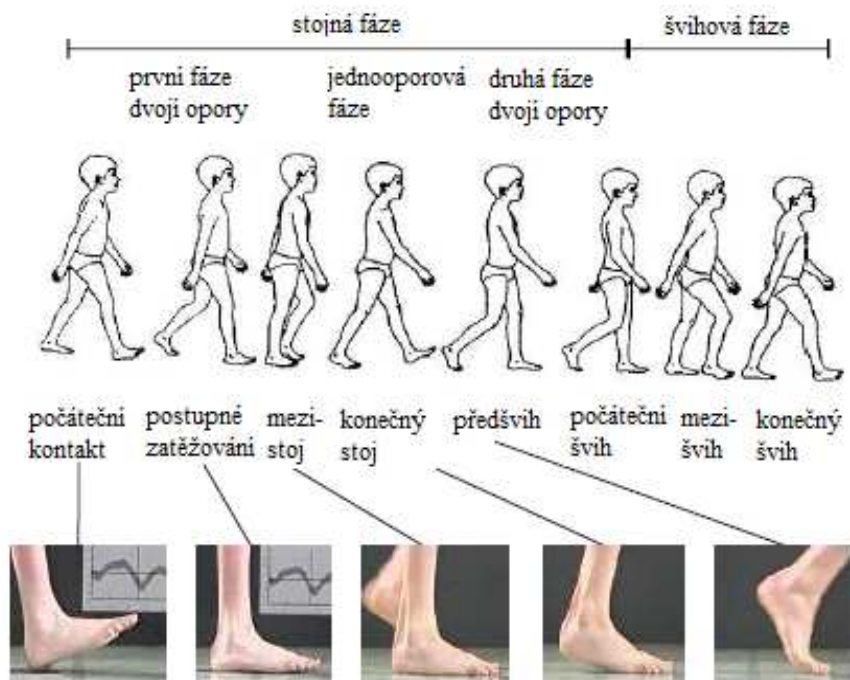
Dle Janury (2007) a Smidta (1990) se mezi ně řadí:

- Délka kroku (step length) je vzdálenost od zvoleného bodu na jedné noze ke stejnému bodu na noze druhé (obvykle mezi patami) ve fázi dvojí opory.
- Délka dvojkroku (length stride) je vzdáleností mezi dvěma po sobě jdoucími kontakty chodidla stejné nohy.
- Rytmus chůze (cadence) představuje počet kroků za časovou jednotku, tedy frekvenci (počet kroků/min). Ženy mají vyšší kadenci než muži a to v průměru 117 kroků za minutu. Tento parametr je ovlivněn věkem, se stoupajícím věkem kadence klesá (Valmassy, 1996).
- Šířka kroku (stride width, kroková báze, walking base) představuje vzdálenost mezi chodidly, která je zpravidla měřena od středů pat.
- Úhel chodidla (toe out, toe in angle) je úhel měřený ve stupních. Je to úhel mezi směrem chůze a osou chodidla (Whittle, 1997).
- Rychlost (walking speed) je poměr vzdálenosti, kterou překoná celé tělo, a času. Jako jednotka se obvykle uvádí metr za sekundu. Rychlost chůze závisí na délce kroku (Whittle, 1997).



Obrázek 2. Grafické znázornění časoprostorových parametrů krokového cyklu dle Vaughana (Janura, 2007).

Perry (1992) vytvořila názvosloví krokového cyklu, jež lze uplatnit nejen u chůze zdravých osob, ale stejně tak u osob s patologií. Graficky zpracované názvosloví znázorňuje obrázek 3.



Obrázek 3. Rozdělení krokového cyklu na základní fáze (upraveno dle Perry, 1992).

Dělení krokového cyklu dle Perry (1992):

Fáze stojná:

- počáteční kontakt (initial contact, IC),
- postupné zatěžování (loading response, LR, 0–10 %),
- střední opora (mid-stance, MS, 10–30 %),
- koncový stoj (terminal stance, TS, 30–50 %),
- předšvih (pre-swing, PSw, 50–60 %).

Fáze švihová:

- počáteční švih (initial swing, ISw, 60–73 %),
- mezišvih (mid-swing, MSw, 73–87 %),
- koncový švih (terminal swing, TSw, 87–100 %).

Gage (1991) uvádí odlišné dělení stojné fáze:

- první fáze dvojí opory (first double support),
- jednooporová fáze (single support),

- druhá fáze dvojí opory (second double support).

Názvosloví podle Vaughana (1992) rozděluje krokový cyklus takto:

- Úder paty (heel strike, HS) – první kontakt chodidla s podložkou, zahajuje krokový cyklus.
- Plný kontakt chodidla (foot-flat, FF) – perioda, kdy je celé chodidlo v kontaktu s podložkou.
- Střední opora (midstance, MS) – zde švihová končetina mívá končetinu opornou a těžiště je nad bodem opory.
- Odvalení paty (heel-off, HO) – pata ztrácí kontakt s podložkou.
- Odraz palce (toe-off, TO) – palec opouští podložku, kontralaterální dolní končetina je chodidlem v plném kontaktu s podložkou.
- Zrychlení (acceleration) – dochází k němu po ukončení kontaktu chodidla s podložkou
- Mezišvih (midswing) – chodidlo se nachází přímo pod tělem, jeho dráha pohybu se mívá s kontralaterálním chodidlem.
- Zpomalení (deceleration) – tibie se dostává do vertikály, přichází opětovný kontakt paty s podložkou.

Stojná fáze (Giannini et al., 1994; Janura, 2007; Michaud, 1997; Perry, 1992; Rose & Gamble, 1994; Whittle, 1997):

- *Počáteční kontakt* (initial contact) je krátkodobý děj, který zahajuje stojnou fázi kontaktem paty (heel strike, heel contact). U fyziologické chůze dochází k výraznému působení reakční síly mezi patou a podložkou, absorbují se nárazy. Kyčelní kloub je ideálně v 30° flexi, koleno je téměř v plné extenzi, hlezenní kloub v lehké dorzální flexi. Subtalární kloub je mírně supinován a Chopartův kloub plně pronován okolo své šikmé osy.
- *Postupné zatěžování* (loading response, 0–10 %) je stádium mezi počátečním kontaktem a odrazem palce protějšší končetiny, odpovídá první fázi dvojí opory. Dochází k úplnému přenosu zatížení na stojnou dolní končetinu a absorpci nárazů.
- *Období střední opory, mezistoj* (midstance, 10–30 %) je perioda krokového cyklu, která se nachází mezi odrazem protějššího palce a zdvihem stejnostranné paty. Z celé stojné fáze je

nejdelší. Cílem je udržení těžiště nad opěrnou bází a stabilizace kolenního kloubu. Těžiště se nachází v nejvyšší poloze z celého krokového cyklu a přechází přes opěrnou bází.

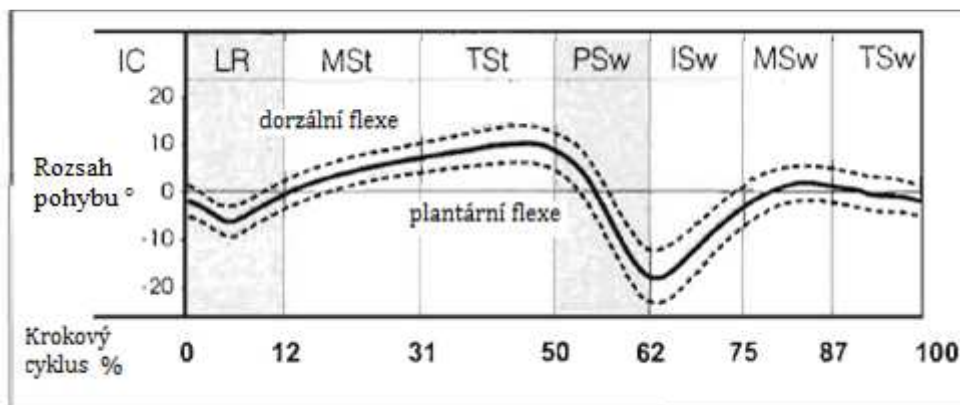
- *Konečný stoj* (terminal stance, 30–50 %) je fáze od odlepení paty stejné dolní končetiny po úder paty kontralaterální končetiny, kdy je tělo posunováno vpřed před fixované stejné chodidlo, v kyčelním a kolenním kloubu dochází k pasivní extenzi. Tvoří se velký flekční moment v hlezenním kloubu. Vektor reakční síly se přesouvá k hlavičkám metatarzů, čímž vzniká zvýšený nárok na aktivitu plantárních flexorů.
- *Předšvihová fáze* (pre-swing, 50–60 %) je konečnou etapou stejné fáze. Začíná kontaktem paty kontralaterální končetiny s podložkou a končí odlepením palce stejné končetiny od podložky. Hmotnost těla se přenáší na kontralaterální končetinu, dochází k flexi kolenního kloubu (35–40°), což napomáhá odrazu palce a posunu končetiny vpřed. Po odlehčení odrazové dolní končetiny rychle klesá aktivita plantárních flexorů a zvyšuje se aktivita flexorů kyčelního kloubu.

Švihová fáze (Janura, 2007; Perry, 1992; Rose & Gamble, 1994; Whittle, 1997):

- *Počáteční švih* (initial swing, 60–73 %) – flexe kyčelního kloubu pokračuje, dochází k ještě větší flexi kolenního kloubu, zahajuje se dorzální flexe hlezenního kloubu. Flexe a extenze kolenního kloubu je u fyziologické chůze během švihu pasivní. Omezení kterékoliv z těchto funkcí kompenzují náhradními mechanismy (zvýšená rotace pánve, výraznější flexe v koleni, nadměrný pohyb trupu apod.)
- *Mezišvih* (midswing, 73–87 %) tato fáze začíná v okamžiku maximální flexe kolenního kloubu a končí okamžikem, kdy je tibie ve vertikále. Chodidlo není v kontaktu s podložkou. K pokračování posunu DK kupředu je nutná extenze kolenního a dorzální flexe hlezenního kloubu.
- *Konečný švih* (terminal swing, 87–100 %) je finální fází, kdy je dokončen posun končetiny dopředu v okamžiku plné extenze kolenního kloubu. Aktivují se dorzální flexory a m. quadriceps femoris pro přípravu k fázi počátečního kontaktu a postupného zatěžování.

2.6.2 Pohyby kloubů dolních končetin v sagitální rovině během krokového cyklu

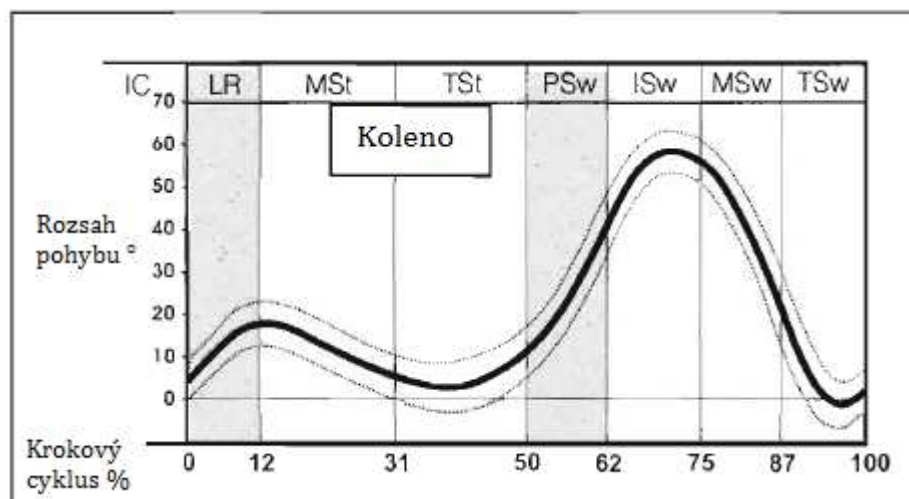
a) Pohyb v hlezenním kloubu



Obrázek 4. Průběh pohybu hlezna během krokového cyklu v sagitální rovině. Normální rozsah je znázorněn plnou čarou, přerušovanou čarou je znázorněna standardní odchylka. (platí pro obrázky 4–6), (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)

V průběhu krokového cyklu opisuje hlezenní kloub křivku se 4 vrcholy. V okamžiku dopadu paty na podložku (0 % KC) se hlezenní kloub nachází v neutrální pozici. Ihned poté následuje plantární flexe, která probíhá až do 12 % krokového cyklu, kdy je zakončena dopadem předonoží na podložku. Když je celé chodidlo v kontaktu s podložkou, v hlezenním kloubu probíhá dorzální flexe až do 50 % KC. Od 12 do 50 % se jedná o jednooporovou fázi chůze. V předšvihové fázi (50–60 % KC) se chodidlo dostává do plantární flexe. Maxima plantární flexe je dosaženo na začátku fáze počátečního švihy. Po odrazu palce od podložky chodidlo opět přechází do dorzální flexe, končetina je posunována vpřed. Maxima dorzální flexe ve švihové fázi je dosaženo v 80–85 % KC, po kterém se opět chodidlo vrací přes plantární flexi (do 90 % KC) do neutrální polohy (Giannini et al., 1994; Perry, 1992; Whittle, 1997).

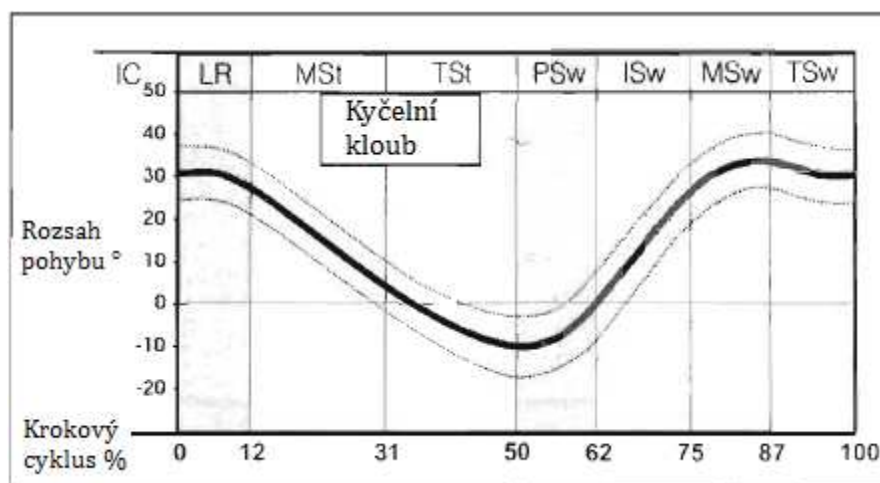
b) Pohyb v kolenním kloubu



Obrázek 5. Průběh pohybu kolenního kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)

Během každého kroku koleno prochází dvěma vlnami flexe. První vlna dosahuje 20° v přechodu mezi fázemi postupného zatěžování a středním stojem a přispívá k regulaci absorpce nárazů kolenním kloubem (Michaud, 1997; Perry & Burnfield, 2010). Další vlna flexe dosahuje až 60° flexe během iniciálního švihů. Při kontaktu paty s podložkou se koleno nachází zhruba v 5° flexi. Při rychlejší chůzi se tento úhel zvyšuje (Perry & Burnfield, 2010). Na začátku postupného zatěžování se flexe kolene rychle zvětšuje. Ve 12 % KC se koleno nachází asi ve 20° flexi a kloub je maximálně zatížen. Gage (1991) uvádí maximum 15°. Na začátku středního stoje se kolenní kloub začíná extendovat a děje se tak i během první poloviny konečného stoje. Minima flexe během stejné fáze je dosaženo uprostřed fáze konečného stoje a trvá pouze krátkou chvíli, než se koleno začne opět flektovat. Koleno je v 10° flexi, když kontaktem kontralaterální končetiny končí konečný stoj. Flexe kolene se rapidně zvyšuje během následující dvojí opory ve fázi předšvihů, na konci této fáze je dosaženo 40° flexe (62 % KC). Flexe kolene pokračuje stejnou rychlostí napříč iniciálním švihem, dokud švihová končetina nepřekročí stojnou končetinu. V tomto bodě dosahuje flexe kolene svého maxima – 60°, (Perry & Burnfield, 2010). Během fáze středního švihů probíhá pasivní extenze KOK (Whittle, 1997). Poté se koleno začíná extendovat stejně rychle, jako probíhala flexe v předchozích fázích. Jakmile končí fáze středního švihů, chodidlo je paralelní s podložkou a tibiie je vertikálně. Extenze kolene pokračuje stejnou rychlostí, dokud není dosaženo plné extenze (0°) těsně před koncem švihové fáze (95 % KC). Na konci konečného švihů se koleno nachází v 5° flexi (Perry & Burnfield, 2010).

c) Pohyb kyčelního kloubu



Obrázek 6. Průběh pohybu v kyčelním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)

Kyčel se pohybuje skrze 2 oblouky a to obloukem extenze během stojné fáze a flexe během švihové fáze. Změna z jednoho pohybu do druhého je postupná. Ve fázi iniciálního kontaktu se kyčel nachází ve 30° flexi (Michaud, 1997; Perry, 1992), dle Gage (1991) v 35° flexi. V další fázi postupného zatěžování flexe ubývá zhruba o 2–3°. Od začátku středního stoje již pak dochází k progresivní extenzi s maximem 10° dle Perry (1992), 20° dle Whittle (1997), v 50 % krokového cyklu, kdy kontaktuje podložku kontralaterální končetina. Během předšvihové fáze se kyčelní kloub začíná zvolna flektovat a v tomto pohybu pokračuje po zbytek švihové fáze. Maximum flexe nastává v 85 % krokového cyklu a dle Perry (1992) je to 35°.

2.6.3 Funkce nohy a její biomechanika během chůze

Chodidlo představuje dvě důležité funkce během chůze: je počátečním pohyblivým adaptorem při fázi heel strike, načež se přeměňuje na rigidní páku, která žene chodce do dalšího kroku (Valmassy, 1996). Kontakt podložky během stojné fáze vyžaduje absorpci nárazů a adaptaci chodidla na povrch terénu.

Ve fázi heel strike dochází v subtalárním kloubu k mírné supinaci a noha rotuje dovnitř. Reakční síla podložky způsobuje pronaci subtalárního kloubu a tím dochází k částečnému tlumení nárazů. Ve fázi heel strike se kontrahuje m. tibialis posterior; jeho funkcí je brzdit pronaci subtalárního kloubu. Sekundárně potom více tlumí energii nárazů flexe kolenního

kloubu. Rozsah pohybu Chopartova kloubu je kontrolován polohou subtalárního skloubení. Pronace subtalárního skloubení jeho rozsah pohybu zvětšuje. Během stejné fáze pronace subtalárního kloubu zajišťuje instabilitu neboli větší volnost pohybu zánoží a středonoží proto, aby se noha mohla adaptovat na terén (Torkki, 2004).

Fáze střední opory (midstance) začíná fází odrazu palce od podložky (toe-off) druhostranně a plným zatížením předonoží a končí zvednutím paty. Tato fáze nastává, když je hmotnost těla nad oporou pouze jedné končetiny. Je nutná stabilita končetiny a trupu, protože švihová končetina prochází z posteriorní pozice do anteriorní ve vztahu k opěrné dolní končetině. Chodidlo musí být nyní více stabilní, očekává zvednutí paty od podložky a zvýšení reakční síly podložky. Během této fáze se noha rotuje zevně (Valmassy, 1996). Talus abdukuje v talofibulární vidlici, což způsobuje supinaci subtalárního kloubu. Spolu se supinací subtalárního kloubu se snižuje rozsah pohybu v Chopartově kloubu a zvyšuje se tak jeho stabilita (Vařeka & Vařeková, 2003; Vařeka & Vařeková, 2009).

Ve fázi aktivní propulze je vyžadována maximální stabilita předonoží. Jakmile se zvedá pata od podložky, hmotnost těla se posunuje vpřed nad opěrnou končetinu a těžiště klesá. Dále je hmotnost těla přenášena přes hlavičky metatarzů. Stabilita chodidla závisí na zámkovém mechanismu Chopartova kloubu (Torkki, 2004).

Rumpálový efekt (obrázek 4) se uplatňuje během zvedání paty, kdy se plantární fascie natahuje okolo bubínku z hlaviček metatarzů. Plantární fascie se chová jako tětiva udržující klenbu nohy. Když jsou prsty v dorzální flexi, plantární fascie se protahuje. Protože vzdálenost první metatarzální hlavičky je větší než ostatních, přitahuje velmi účinně střední pruh plantární fascie calcaneus směrem k předonoží (Valmassy, 1996). Tento děj je v podélné vyšší klenbě následován supinací subtalárního kloubu. Hmotnost těla je držena nad hlavičkami metatarzů pevně proti podložce a to spolu se supinací subtalárního kloubu vede k pronaci v podélné ose Chopartova kloubu. Veškeré vertikální zatížení se posouvá do středonoží a mediální strany předonoží. První MTP skloubení je v dorzální flexi (Torkki, 2004).



Obrázek 7. Rumpálový mechanismus plantární fascie (upraveno dle Saro, 2007).

2.6.4 Přístrojová analýza funkce nohy

V současné době jsou pro analýzu chůze využívány především tyto systémy:

1. dynamická plantografie (pedobarografie) – tlaková deska pro měření rozložení tlaků pod ploskou;
2. silová plošina – pro měření reakční síly podložky a změn COP v čase;
3. systém kinematické 3D analýzy – vysoce sofistikované systémy (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.6.4.1 Dynamická plantografie

U dynamické plantografie je pomocí tlakových plošin (koberec, vložky do bot) měřeno rozložení tlaku pod ploskou při chůzi nebo různých modifikacích stoje. Měří se v určitém čase, kdy dochází ke změnám hodnot sledovaných parametrů. Plošina se skládá ze tří vrstev. Okrajové vrstvy jsou ochranné, v prostřední vrstvě je uložena vysoká hustota tlakových senzorů (až $4/\text{cm}^2$ v systému emed®-x). Nejčastěji jsou senzory *kapacitního* nebo *odporového* typu. Tato metoda je využívána při výzkumu běžné chůze a vzpřímeného stoje, jejich modifikací a patologií. Využit lze i v klinických oborech – ortopedii, neurologii, v rehabilitaci, protetice, ortotice. V České republice je možno v současnosti využít systémů: *emed®*, *footscan®* a *Baropodometr*. Součástí každého systému je sofistikovaný software k vyhodnocení měřených dat (Anonymous 1, 2011; Klenerman & Wood, 2006).

2.6.4.2 Silové plošiny

V dnešní době používané silové plošiny jsou dvojího druhu, a to tenzometrické nebo piezoelektrické. Na pevných deskách jsou v rozích umístěny silové snímače, které reagují na zatížení. V případě tenzometrických plošin je registrována deformace silových snímačů (vhodnější pro měření statické síly), v případě piezoelektrických plošin jde o generování elektrického náboje, který vzniká pomocí křemičitých přenašečů (např. Kistler, pro měření dynamické síly). Využívají se k získání dat o reakční síle a momentech sil. Nejčastěji se testuje stoj, reakce na změnu opěrné báze, změnu sensorických podmínek a chůze (Robertson et al., 2004).

V praxi by měly být plošiny ideálně pevně zabudovány v podlaze místnosti, povrchem v úrovni podlahy. Kvalitu záznamu mohou ovlivnit případné vibrace, proto je lépe umisťovat plošiny v suterénu budov. Jelikož je nutné, aby při vyšetřování chůze proband zasáhl plošinu celou plochou chodidel, je nutno počítat s tím, že se tak může tímto volným zacílením změnit chůzový mechanismus vyšetřovaného (Whittle, 2007).

2.6.4.2.1 Vektor reakční síly podložky

Pokud využíváme silové plošiny k analýze chůze, vycházíme z toho, že dolní končetiny působí ve stejné fázi na podložku silou, a tím podle 3. Newtona zákona vznikají v podložce síly stejné velikosti, ale opačného směru (Kirtley, 2006; Robertson et al., 2004). Výslednicí všech těchto působících sil na plošinu je vektor reakční síly podložky (ground reaction force vector – GRF). Tento vektor lze popsat devíti veličinami – 3 vzájemně na sebe kolmé složky silového vektoru – F_x , F_y , F_z . Dále 3 prostorové souřadnice x , y , z , které popisují umístění vektoru reakční síly podložky vzhledem k počátku vztažné soustavy plošiny a 3 vzájemně kolmé momenty síly – M_x , M_y , M_z , které jsou určeny dle počátku vztažné soustavy plošiny. Počátek vztažné soustavy bývá většinou ve středu plošiny těsně pod jejím povrchem.

V praxi nás pak zajímá 6 z těchto uvedených veličin a to: 3 složky reakční síly, souřadnice x a y působíště vektoru reakční síly a moment síly M_z (moment síly vzhledem k vertikální ose). U každého typu silové plošiny jsou zavedeny vlastní rovnice, do kterých se dosadí vystupující signály ze silové plošiny, čímž je lze vypočítat (Robertson et al., 2004).

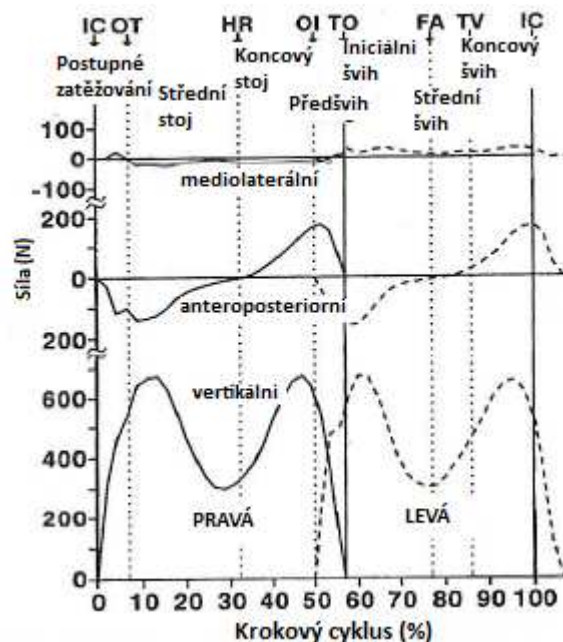
Jednotlivé složky reakční síly podložky při chůzi

Vektor reakční síly tvoří vertikální (F_z), anteroposteriorní (F_y) a mediolaterální (F_x) síly (viz obrázek 8), které jsou výsledkem pohybu těla ve 3 rovinách – vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální (Kirtley, 2006; Whittle, 1997).

Vertikální složka – má charakteristický dvouvrcholový průběh. Každý vrchol se blíží zhruba 110–120 % hmotnosti těla. K prvnímu vrcholu dochází na přechodu fáze postupného zatěžování a středního stoje a je odpovědí na zatížení stojné dolní končetiny. Odpovídá zhruba 120 % hmotnosti těla. Druhý vrchol se objevuje ke konci fáze konečného stoje. Minimum křivky nastává v okamžiku odlepení paty stojné končetiny, v období přechodu fáze středního stoje do fáze koncového stoje, kdy se tělo přesouvá přes stojnou končetinu a dochází ke švihů kontralaterální končetiny, což snižuje velikost síly působící na plošinu (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

Anteroposteriorní složka – má bifázický charakter, zobrazuje zrychlení těla směrem vpřed a vzad. Na počátku krokového cyklu má lehce zápornou hodnotu při zpomalování těla. Na přechodu fáze postupného zatěžování a středního stoje nabývá maxima v záporném směru. V období středního stoje se tělo pohybuje vpřed konstantní rychlostí, křivka se pohybuje kolem nulových hodnot, dále se velikost síly zvyšuje do kladných hodnot a maxima dosahuje na přechodu fáze koncového stoje a přešvihu. Následně síla klesá opět k nulovým hodnotám, kdy noha opouští podložku (Kirtley, 2006; Rose & Gamble, 2006; Smidt, 1990).

Mediolaterální složka – je malá. Dosahuje maximálně 10 % tělesné hmotnosti (Kirtley, 2006). K malému zrychlení v mediálnímu směru dochází během první fáze opory, pak přechází do laterálního směru, kde setrvává po většinu stojné fáze. První minimum v laterálním směru se vyskytuje na přechodu fází postupného zatížení a středního stoje. K druhému dochází na přechodu koncového stoje a fáze přešvihu. Na konci stojné fáze je směr mediální (Kirtley, 2006; Robertson et al., 2004).



Obrázek 8. Komponenty reakčních sil podložky (upraveno dle Whittle, 1997)

Vyšetřením pomocí silových plošin lze získat také působíště vektoru reakčních sil podložky – centre of pressure (COP), neboli vážený průměr všech tlakových sil snímaných z opěrné plochy. U normální chůze se COP pohybuje od mediální části paty přes laterální středonoží, střed plosky nohy, k hlavičkám metatarzů a poslednímu článku palce nohy (Vařeka, 2002; Whittle, 1997). Prostřednictvím analýzy trajektorie COP lze posoudit stabilitu a rovnováhu člověka.

2.6.4.3 Kinematická analýza

V kinematice, jako takové, sledujeme pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které ho způsobují (Janura & Zahálka, 2004). Kinematickou analýzu řadíme mezi kvantitativní metody, jejichž výstupem jsou číselné hodnoty. Lze hodnotit čas, dráhu, lineární a úhlovou rychlost a zrychlení jako základní parametry, z nichž lze derivováním odvodit další veličiny (Whittle, 2007).

Mezi kinematické metody dle Janury a Zahálky (2004) patří:

- goniometrie (elektrogoniometrie) – slouží k měření relativní rotace v daném kloubu,

- akcelerometrie – umožňuje změření zrychlení pomocí akcelerometrů, které pracují na principu určení odchylek způsobených při pohybu hmotného tělesa, umístěného v akcelerometru, při zrychlení segmentu,
- stroboskopie – vytváří pohybovou sekvenci na jednom filmovém políčku,
- systémy pracující na elektromagnetickém principu – dělí se na zdroj a senzor, který se připevní na určený bod na těle a sleduje se pohyb tohoto bodu,
- systémy využívající akustické senzory,
- optoelektronické systémy – využívají optické senzory pro určení souřadnic. Na lidské tělo jsou připevněny pasivní nebo aktivní zdroje světla, jejichž poloha a pohyb jsou zaznamenávány optickými snímači (např. kamerou s infračerveným zářením). Umožní komplexně zhodnotit pohyb jednotlivých segmentů těla při chůzi v rámci jednoho měření.

2.6.4.3.1 Kinematografická (videografická) analýza

Podstatou je vyhodnocení záznamu pohybu pomocí určení souřadnic vybraných bodů na sledovaném objektu (lidském těle). Již v roce 1890 vznikla první 3D analýza pohybu segmentů při chůzi, v roce 1895 předvedli bratři Lumiérové první kinematograf. Dnes používaný, vysoce sofistikovaný systém Vicon, byl představen roku 1980. Kinematografie se využívá k analýze změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru, velikosti úhlových změn mezi segmenty, které odpovídají lineární a úhlové rychlosti a zrychlení jednotlivých segmentů těla. Kinematickou analýzu lze provádět ve dvojdimenzionálním (2D) nebo trojdimenzionálním (3D) prostoru. Měření v 3D prostoru vyžaduje použití 2–3 kamer. 3D rozpoznání segmentů těla se uskutečňuje měřením pohybu v rovině, která je identifikována 3 body neležící v jedné přímce. Měření pohybu ve všech 6 stupních volnosti pohybu se uskutečňuje definováním inertního referenčního systému. Markery mohou být aktivní – obvykle to jsou diodové fototransmitery, které vysílají signál pro kamery nebo jiné speciální zařízení, nebo pasivní, které jsou kontrastní vzhledem k pozadí (Giannini, 1994; Janura, 2001; Janura & Zahálka, 2004; Svoboda & Janura, 2010; Whittle, 2007).

Pro získání přesných dat je zapotřebí kalibračního 3D systému, který umožňuje měřit z více než z jednoho pohledu. Zpracování dat z různých typů 3D měření (kinofilm, videopáska, TV/PC nebo optoelektronické systémy) je podobné. K propočítání vztahů mezi známou 3D pozicí markerů kalibrovaného objektu a 2D pozicí markerů v poli pohledu kamer

se používá PC software. Při chůzi probanda před kamerami je kalibrace anulovaná a 3D pozice jsou počítány pro markery fixované na končetiny probanda do té doby, než jsou viditelné alespoň pro poslední 2 kamery. U dnešních systémů jsou data sbírána jako snímky v časových intervalech o frekvenci nad 200 Hz (Whittle, 2007).

2.6.4.3.2 Využití optoelektronického systému Vicon MX při analýze chůze

Optoelektronický systém dnes představuje možnost analýzy pohybu s daleko větší přesností než dřívější videografické metody. Oproti těmto jsou značky v prostoru přiřazeny automaticky. Značky jsou umístěny na předem definované anatomické body, jejichž snímáním se určí poloha segmentu těla. Pro analýzu chůze jsou určeny standardní modely PlugInGait pro pánev a dolní končetiny a PlugInGaitFullBody, navíc pro hlavu, trup a horní končetiny (Svoboda & Janura, 2010).

Obecně probíhá příprava pacienta před měřením, kdy se provede antropometrické měření spolu s umístěním značek dle potřebného modelu. Následuje kalibrace subjektu s přiřazením sledovaných bodů. Nyní je možné sledovat segmenty subjektu přímo v software. Další možností je umístění silových plošin do kalibrovaného prostoru ke sledování reakčních sil. Po naměření cílových pohybů software filtruje data a záznam se exportuje do formátu pro získání výstupních dat v dalším programu. Lze tak získat grafy závislostí kinematických parametrů na čase. Spojením s dynamickými parametry a antropometrickým měřením lze odvodit například momenty síly v kloubech či mechanický výkon svalů (Svoboda & Janura, 2010).

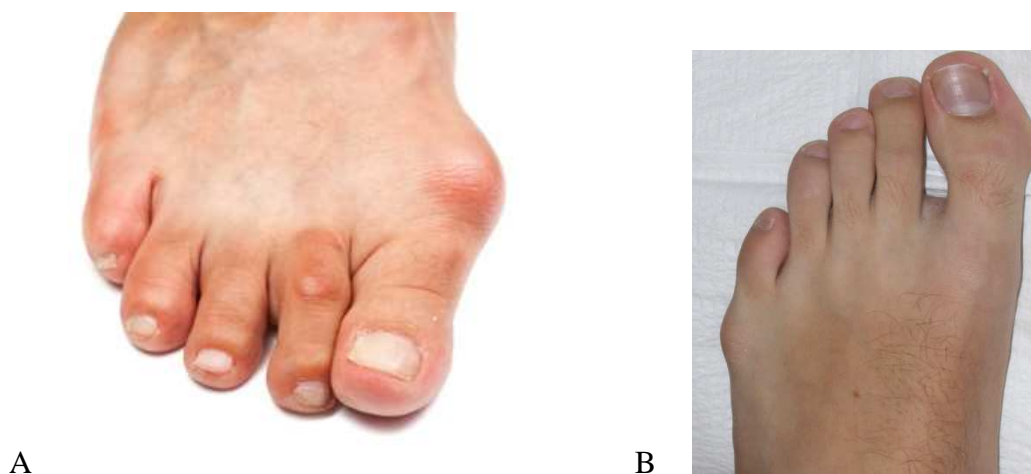
2.7 HALLUX VALGUS

Hallux valgus (HV) se považuje za nejčastější statickou deformitu předonoží vyznačující se valgózním postavením palce a jeho vnitřní rotací, zvýšenou varozitou prvního metatarzu, tedy metatarsus primus varus (vyznačující se zvýšením úhlu mezi prvním a druhým metatarzem), a mediální prominencí jeho hlavičky. Uchýlen může být pouze distální článek palce při hallux valgus interphalangeus, častější je ale odchýlení v MTP kloubu (Dungl, 2005).

Je to komplexní deformita složená z celé řady dalších změn podle etiologie, délky trvání a závažnosti dislokace. Terminologicky výstižnější by bylo označení hallux abductovalgus (HAV), v praxi se však pro zjednodušení užívá pojmu hallux valgus (Dungl, 2005).

Subjektivními projevy jsou obvykle bolesti v oblasti MTP kloubu palce, zejména při chůzi a v obuvi, hlavně u těžších deformit, dále pocit časté únavy předonoží. Na hlavičce I. metatarzu se tvoří plošná mediální prominence a nad ní bolestivá burza. Šlacha m. abductor hallucis sklouzává plantárně a tím deformitu podporuje. Postupně se ztrácí kontakt kloubních ploch v oblasti I. MTP kloubu a sezamských kůstek, vzniká instabilita prvního prstu, tvoří se patologické změny MTP kloubu včetně měkkých tkání a dochází k poklesu nožních kleneb (Sosna, 2001; Kozáková et al., 2010).

Při fixované deformitě může docházet k postupnému odchýlení všech prstů ve formě digitus supraductus či pes adducto-varus (například u revmatické nohy) nebo se palec podsouvá pod druhý prstec a vzniká kladívkovitá deformita (Matějovský, 2002).



Obrázek 9. A – hallux valgus, B – hallux valgus interphalangeus

(Zdroj: A – <http://www.footphysics.co.uk/>, B – http://zfootdoc.com/new_page_28.htm)

2.7.1 Patogeneze hallux valgus

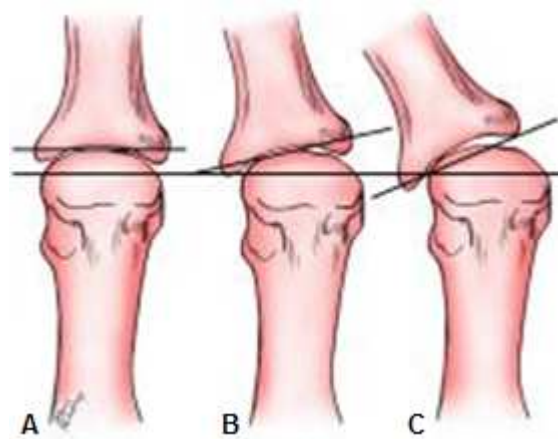
Další součástí této patologie je laterální dislokace šlachy m. flexor hallucis brevis a sezamských kůstek, sesunutí šlachy m. abductor hallucis plantárně a těživovité napnutí šlach m. extensor a flexor hallucis longus. M. abductor hallucis je jedinou silou zabraňující progresi valgozity a plantární dislokace jeho šlachy snižuje účinnost tohoto působení. Prominence na mediální straně prvního MTP kloubu je způsobena mediální protruzí sublaxované části hlavičky prvního metatarzu a hypertrofií měkkých tkání se zánětlivým a mikrotraumatickým rozšířením burzy. Kloubní pouzdro je zde vytažené (Dungl, 2005).

V případě diskongruence I. MTP kloubu dochází k rozvoji artrózy s cystickými změnami hlavičky a laterálními osteofyty (Matějovský, 2002).

Dle Dungla (2005) vede samotná varozita prvního metatarzu k rozšíření příčné kontury předonoží v transverzální rovině. Středové metatarzy jsou uzavřeny tarzálními kostmi v Lisfrankově kloubu. Pokud se předonoží rozšíří, neodchylují se okrajové metatarzy pouze v transverzální rovině, ale dochází i k jejich elevaci, což pak působí dojmem poklesu centrálních metatarzů. Metatarsus primus varus může být statický nebo dynamický. Dynamický progreduje a nacházíme ho spíše u mladších osob, statický metatarsus primus varus převládá u starších lidí s artrotickými změnami cuneometatarzálního skloubení. Deviace metatarzu je fixovaná, nemění se v zátěži, dynamická ustupuje kompresi z mediální strany.

Za fyziologických poměrů se hodnota intermetatarzálního úhlu dle Dungla (2005) pohybuje mezi 0–14°, valgozita palce nepřevyšuje 16°. Za mírnou deformitu se považuje valgozita 17–25°. Závažnou deformitu hodnotíme mezi 26–35° a více než 35° označujeme za sublaxaci I. MTP kloubu.

Zatímco hlavička metatarzu dislokuje mediálně, báze proximálního článku palce sklouzává směrem k ose nohy, procházející II. metatarzem, čímž dochází k sublaxaci v I. MTP kloubu. Tato sublaxace může být kongruentní nebo inkongruentní. U kongruentní zůstávají přilehlé kloubní plochy paralelní, u inkongruentní je tento paralelismus porušen, dochází k rozvoji artrózy. Na laterální straně hlavičky se tvoří osteofyty častěji, na mediální straně vzniká exofytická reakce tahem pouzdra a tlakem obuvi (Dungl, 2005; Frank, 2012; Matějovský, 2002). Hodnocení kongruence I. MTP kloubu je znázorněn na obrázku 10.



Obrázek 10. Hodnocení kongruence kloubních ploch MTP kloubu palce.

A – kongruentní kloub, B – deviace kloubu, C – subluxace kloubu (upraveno podle Franka, 2012).

2.7.2 Frekvence výskytu

Deformita hallux valgus je velmi častou příčinou návštěvy lékaře, její přesný výskyt není snadné zachytit a zatím přesně zdokumentován nebyl. Podle National Center for Health Statistic je touto deformitou v USA postiženo 1 % dospělých. S věkem výskyt stoupá, mezi 15–30letými o 3 %, o 9 % ve věku od 31–60 let a o 16 % u starších než 60 let. Incidence u žen je v poměru 2:1 až 4:1 vyšší než u mužů (Frank et al., 2012).

Coughlin a Mann ve své studii z roku 1993 uvádí dokonce 33 % postižených HV u dospělé populace nosící obuv (Gilheany et al., 2008).

V Japonsku je výskyt HV obecně mnohem nižší ve srovnání se západními zeměmi. V nemocnici Jonan Hospital v Tokiu sledovali výskyt HV během let 1985–1989. Celkový počet těchto pacientů byl 1077, z toho 1007 žen a 70 mužů. Chirurgicky bylo léčeno celkem 166 z nich (Ishizuka, 2000).

2.7.3 Etiologie hallux valgus

Příčiny vzniku hallux valgus jsou velmi diskutovaným tématem. Obecně se uvažuje o spolupůsobení více faktorů, z nichž nejčastěji uváděnými bývají dědičné predispozice, biomechanické faktory, strukturální abnormality, systémové onemocnění či nošení nesprávné

obuvi. Dungal (2005) zjednodušeně dělí příčiny do skupiny vrozených faktorů - predisponující faktory, přímých vlivů - především nošení nevhodné obuvi a nepřímých vlivů - představované pes planus.

2.7.3.1 Biomechanické faktory

Podle klasické Rootovy teorie jsou příčinami vzniku HV mechanické funkční poruchy I. MTP. Abnormální pronace v subtalárním kloubu je primární příčinou většiny deformit HV. K subluxaci a plnému rozvoji deformity HV dochází při instabilitě I. MTP, zatímco se chodec pokouší stabilizovat hallux během propulze. Root (in Valmassy, 1996) dále uvádí, že primární příčinou deformity HV je hypermobilita prvního paprsku. Velikost hypermobility ovlivňuje stupeň rozvoje HV a rozsah konečné deformity. Hypermobilita prvního paprsku je přímým důsledkem buď pronované pozice subtalárního kloubu nebo pohybu do pronace subtalárního kloubu během propulze. Nezbytnou podmínkou pro HV, jako důsledku hypermobility prvního paprsku, je addukované předonoží (Torkki, 2004).

Vztah mezi pronovaným zánožím a rozvojem HV je diskutabilní. Abnormální pronace subtalárního kloubu způsobuje everzi prvního paprsku a palce (Valmassy, 1996).

Již Hetherington tvrdil, že v pronovaném chodidle je calcaneus evertován a m. peroneus longus je ve zkrácené pozici. Síla, kterou se může m. peroneus longus kontrahovat v této zkrácené pozici, stejně tak jako rychlost kontrakce, je snižená a vytváří mnohem menší plantární flexi prvního metatarzu. Ztráta plantární flexe redukuje rozsah pohybu I. MTP kloubu a způsobuje abnormální kompresi mezi proximálním phalangem a metatarzem. Následuje poškození kloubních plošek (Torkki, 2004).

Dle Valmassyho (1996) rozvoj HV souvisí s následujícími typy nohy:

1. Částečně kompenzované varózní předonoží
2. Kompenzované varózní předonoží
3. Supinované předonoží
4. Flexibilní valgózní předonoží
5. Kongenitální kompenzovaný pes equinus
6. Kompenzovaná deformita v transverzální rovině.

Významným rizikovým faktorem je také tvar hlavičky I. metatarzu. Plochý tvar hlavičky je odolnější vůči deformačním vlivům, zatímco kulovitý tvar je náchylný ke vzniku hallux valgus. Ve většině případů je kulovitý tvar hlavičky I. metatarzu spojen i s delším nebo stejně dlouhým I. metatarzem, který brání dorziflexi v I. MTP kloubu a mění směr palce valgosity (Glasoe et al., 2010). U všech nohou s HV a delším I. metatarzem byl nalezen kulovitý tvar hlavičky (Mancuso et al., 2003).

2.7.3.2 Pes planus

S deformitou HV je často spojen pes planus a bývá považován i za predispoziční faktor pro vznik HV (Joseph & Mroczek, 2007). Pomocí foot print sledovali výšku klenby Kilmartin a Wallace (1992) u juvenilního hallux valgus u dětí, kde u poloviny z nich byl přítomen HV. Zjistili, že zde nebyla žádná spojitost mezi deformitou HV a výškou klenby.

Ani další studie provedená u afrických žen nedokumentuje jakoukoli spojitost mezi HV a pes planus (Saragas & Becker, 1995).

Rovněž v Brazílii se zabývali touto otázkou, kde zkoumali souvislost pes planus a hallux valgus u 20 ti žen pomocí pedobarické plošiny, a nezískali žádná statisticky významná data (Teodoro et al., 2007).

V Bostonu byla provedena studie u 600 probandů staršího věku (386 žen s 58% výskytem HV a 214 mužů s 25% výskytem HV). Sledovali výskyt HV v souvislosti s věkem, BMI, rasou, vzděláním, pes planus, bolestmi chodidel a u žen nošením obuvi s vysokými podpatky. Došli k zajímavému závěru. U žen byla přítomnost HV spojena nepřímo s vyšším BMI, a to největší mírou u žen s BMI nad 30 ve srovnání se ženami s normální hodnotou, a dále přímo s nošením obuvi s vysokými podpatky ve věku 20–64 let. Kdežto u mužů byla přítomnost HV spojena s vyšším BMI (25-29,9) ve srovnání se skupinou s normální hodnotou BMI a s přítomností pes planus (Nguyen, 2010).

2.7.3.3 Obuv

Nevhodná obuv je běžně udávána jako faktor podílející se na vzniku deformity HV. Názory různých autorů i výsledky světových studií se liší. Dle Kozákové et al. (2010) pravděpodobně obuv primární příčinou není, spíše podporuje vznik zánětlivého procesu. Lépe

na tom jsou populace, které obuv nenesí vůbec. Například mezi bosými domorodými kmeny v západní Africe nebyla prokázána jakákoli tendence ke vzniku deformity HAV jak u mužů, tak u žen (Barnicot & Hardy, 1955).

Z celé populace Svaté Heleny bylo vyšetřeno 88 % obyvatel ve studii zaměřené na přítomnost HV vzhledem k nošení obuvi. Úhel HV byl poté vztažen k pohlaví, věku a délce nošení obuvi. Bylo zjištěno, že délka času nošení obuvi souvisí s velikostí úhlu HV. U přirozeně bosých jedinců se vyskytl HV méně než ve 2 %, u populace zvyklých na obuv přes 60 let pak u 16 % mužů a 48 % žen (Shine, 1965).

V Číně byla provedena studie, kde se vliv obuvi s vysokým podpatkem na vznik HV neprokázal. Zúčastnilo se celkem 1056 žen, z toho 36,5 % mělo různý stupeň HV. U 88,8 % z nich se vyskytoval HV i u rodinných příslušníků. 73,2 % s HV a pozitivní rodinnou anamnézou nenesilo pravidelně obuv s vysokými podpatky. U těch, kteří neměli pozitivní rodinnou anamnézu, ale nosili obuv s vysokými podpatky, se HV vyskytoval pouze ve 2,8 % případů (Wu & Louie, 2010).

Před rokem 1972 bylo v Japonsku provedeno celkově pouze několik operací HV, po tomto roce se ale zvýšil prodej západní obuvi a incidence operací HV začala narůstat (Kato & Watanabe, 1981).

Ve skupině relativně zdravých žen byla zkoumána chůze při nošení nízkých a vysokých podpatků. Zjistilo se, že u vysokých podpatků byla vyšší zátěž na předonoží oproti zánoží, které tak bylo odlehčeno. Zátěž působila nejvíce především na mediální straně předonoží a palci, což může vést k přetížení a následně vzniku hallux valgus nebo hallux rigidus (Klenerman, Wood & Griffin, 2006).

2.7.3.4 Dědičnost

Studie zaměřené na vztah dědičnosti u HV ukazují, že některé typy chodidel jsou opravdu náchylné ke vzniku HV. Johnston (1956) v průzkumu genetického stromu jedné rodiny uzavřel, že HV byl dědičný jako autozomálně dominantní rys s neúplnou penetrancí.

Wallace a Kilmartin (1990) podali zprávu z průzkumu 224 devítiletých probandů s přítomností juvenilního HV, kteří měli buď pozitivní rodinnou anamnézu, nebo plantárně flektovaný první metatarz.

Studie zaměřená na vliv dědičnosti u hallux valgus se zaměřila na vyhledávání této deformity ve třech po sobě jdoucích generacích. Zúčastnilo se celkem 350 probandů (22 mužů a 328 žen). U 90 % probandů se objevil alespoň jeden další člen rodiny s touto deformitou. Jelikož se jednalo o vertikální přenos, autoři usuzují na autozomálně dominantní dědičnost s neúplnou penetrancí. Dále zjistili, že závažnost deformity nebyla významně ovlivněna pohlavím, postiženou větví rodiny nebo pohlavím příbuzných s deformitou hallux valgus (Piqué-Vidal, 2007).

2.7.3.5 Pohlaví

Mnohem větší přítomnost deformity HV nalézáme u žen než u mužů. Piqué-Vidal (2007) uvádí až 14krát častější výskyt u žen. Thomas a Barrington (2003) uvádí poměr postižení u žen 9:1 oproti mužům.

Dále se na rozvoji deformity HV může podílet generalizovaná laxicita vazivového aparátu, zejména u žen, přítomnost revmatických a metabolických onemocnění, neuromuskulárních poruch a následky traumatu.

2.7.4 Chůze u pacientů s hallux valgus

Chůze je jedním z nejvýznamnějších faktorů, který je u osob s hallux valgus narušen zejména bolestí až neschopností ji provádět přirozeným způsobem.

Při valgózním uchýlení palce u deformity hallux valgus je přítomná instabilita prvního paprsku a je narušen kontakt kloubních ploch I. MTP se sezamskými kůstkami (Kozáková et al., 2010). U biomechanických příčin vzniku hallux valgus je nejčastějším projevem nadměrná pronace v transverzotarzálním a subtalárním kloubu, které kompenzují tyto příčiny po celou dobu krokového cyklu. Pronace je během cyklu nezbytná k absorpci reaktivních sil podložky. Nicméně nadměrná pronace je zdrojem zvýšené pohyblivosti středonoží, což snižuje stabilitu a brání resupinaci a tvorbě rigidní páky chodidla. Tím je znesnadněna propulze (Valmassy, 1996).

Během normální propulze je nutných téměř 65° dorzální flexe v I. MTP kloubu. Dorzální flexí halluxu je dosažitelných pouze 20–30°. Proto se musí první metatarz plantárně flektovat pro získání zbývajících 40° potřebného pohybu. Během nadměrné pronace není

možné provést plných 65° dorzální flexe a I. MTP kloub tak podléhá intenzivním silám, které jsou příčinou rozvoje HV. Pokud je noha dostatečně hypermobilní následkem nadměrné pronace, tak má I. metatarz sklon uhýbat mediálně a hallux laterálně, což rozvíjí HV. Pokud zde hypermobilita přítomná není, rozvíjí se místo toho hallux rigidus (Frank, 2012; Kozáková et al., 2010; Valmassy, 1996; Waldecker, 2004).

Keratóza na plantární straně interphalangeálního kloubu halluxu svědčí o nadměrné pronaci ve fázi odrazu (Valmassy, 1996).

Hwang et al. (2006) provedli 3D analýzu multisegmentového modelu nohy a našli některé rozdíly ve srovnání se zdravou populací. Nižší rozsah jak dorzální, tak plantární flexe v I. MTP kloubu hlavně ke konci stojné fáze. Talocrurální kloub se nacházel v everzi dříve na konci stojné fáze oproti zdravým, vyhybali se totiž zatížení na mediální straně chodidla.

Menz a Lord (2005) analyzovali chůzi u starších pacientů se středním až vážným stupněm deformity hallux valgus. U těchto pacientů našli výrazně sníženou rychlost chůze a kratší délku kroku a menší zrychlení při chůzi na nerovném terénu ve srovnání se skupinou bez hallux valgus nebo s mírným stupněm této deformity.

Waldecker (2004) uvádí, že na noze s deformitou hallux valgus je zatížení přenášeno více přes laterální metatarzy než přes první a druhý paprsek.

2.7.5 Juvenilní hallux valgus

Juvenilní a adolescentní hallux valgus se rozvíjí jako mírná forma během období růstu na podkladě predisponujících faktorů. Bývá přítomna varozita prvního metatarzu, na rozdíl od HV dospělých obvykle chybí známky artrotických změn I. MTP kloubu a bolestivé zduření burzy. V polovině případů bývá přítomen kongruentní I. MTP. V případě řešení operativním zákrokem deformita velmi často recidivuje (Janura et al., 2008; Quill, 2012).

Ve výzkumu kinematiky chůze u oboustranného juvenilního hallux valgus dospěli autoři Janura et al. (2008) k závěru, že i mírné změny v oblasti nohy mohou ovlivnit pohyb v ostatních výše postavených kloubech v přirozeném pohybu, jako je chůze. V tomto případě byl naměřen větší rozsah plantární flexe v hlezenním kloubu na počátku stojné fáze. Větší rozsah flexe kyčelního i kolenního kloubu a zároveň menší úhlový rozsah extenze v kolenním

kloubu v průběhu švihové fáze kompenzuje sníženou stabilitu halluxu a usnadňuje tak pohyb v další fázi kroku.

2.7.6 Diagnostika hallux valgus

Pro správnou volbu terapie je jako u každé diagnózy nezbytné provést klinické vyšetření a diagnostiku. Ani u této diagnózy bychom se neměli soustředit pouze na oblast nohy.

2.7.6.1 Kineziologické vyšetření

Anamnéza

Při odebírání anamnézy nás zajímá věk, převažující poloha v zaměstnání (stoj, sed, chůze), druh a míra fyzické nebo sportovní aktivity. Nejčastěji nošená obuv a subjektivní potíže – lokalizace, délka trvání. Primárním příznakem bývá bolest nad mediální eminencí distální části prvního metatarzu. Tlak nevhodné obuvi je nejčastější příčinou tohoto příznaku. Dále může docházet k zánětům burzy, podráždění kůže, nebo dokonce jejímu poranění. Zajímají nás také ostatní onemocnění, neurologické (polyneuropatie), revmatologické, ischemická choroba dolních končetin, diabetes mellitus z hlediska neuropatických komplikací jak u pacienta, tak také v rodině. Doptáváme se na výskyt HV v rodině.

Aspekce

HV se u pacientů vyšetřuje jak vsedě, tak ve stoji. Deformita nohy se totiž často zvýrazní v zatížení. Sledujeme postavení chodidla a patní kosti, rozložení sil na chodidle, zda je rovnoměrné. Posuzujeme postavení palce i deformity ostatních prstů, které mohou rovněž způsobovat diskomfort. Dalšími častými symptomy bývají kladívkovité prsty nebo metatarzalgie ostatních MTP kloubů. Zhodnotíme barvu kůže, sledujeme přítomnost otlaků, na plantární ploše výskyt keratóz.

Noha se dále vyšetřuje pro výskyt pes planus a kontraktury Achillovy šlachy, obojí z důvodu vhodného výběru typu operace a možné úspěšnosti (Torkki, 2004). Sledujeme vztah chodidla vzhledem ke kraniálnějším segmentům. Testujeme, zda je pacient schopen využít

prsty v opoře (Véleho test). Méně nápadné změny se zvýrazní při citlivějším testu stoje se zavřenýma očima, na špičkách, 1 DK či balanční plošině (Kolář, 2009).

Palpace

Vyšetřujeme stav pokožky, posunlivosti měkkých tkání, přítomnost reflexních změn a joint play. U metatarzalgii vyšetřujeme snížení příčné klenby, zda je možné ji zkorigovat a je-li korekce bolestivá. Palpujeme hlavičky metatarzů a sledujeme případnou propagaci bolesti do plosky (Kolář, 2009). Měříme pasivní i aktivní rozsah pohybu palce, I. MTP kloubu i ostatních kloubů nohy. Bolest a krepitace nebo obojí dohromady spolu s omezeným pohybem I. MTP kloubu často svědčí o přítomnosti degenerativní osteoartrózy, což má také vliv na následný výběr operativního zákroku (Torkki, 2004). Nezapomeneme na vyšetření stavu neurovaskulárního aparátu.

Ke stanovení hypermobility skloubení mezi prvním metatarzem a os cuneiforme mediale uchopíme první metatarzus mezi palec a ukazovák a tlačíme ho z plantolaterálního do dorzomediálního směru. Pohyblivost větší než 9 mm poukazuje na hypermobilitu (Joseph, & Mroczek, 2007).

Stanovíme si anatomický i funkční typ nohy. Poměrně velkou hodnotu nám podá obraz pacientovy obuvi. Její druh, vzhled, sešlapání podrážky, podpatku či deformace svršku obuvi (Dungl, 2005).

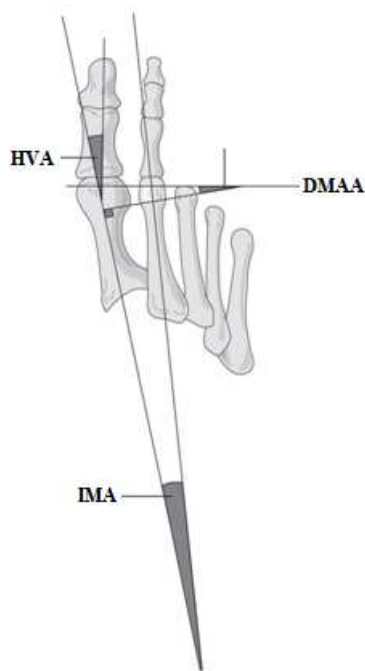
Vyšetření chůze

Při vyšetření chůze si všímáme rychlosti, délky kroku, celkové ladnosti chůze. Sledujeme, na jakou část chodidla pacient našlapuje lépe, kterou více zatěžuje. Zda má tendenci k zevní či vnitřní rotaci nohy, posuzujeme opět vzhledem k proximálním segmentům. Zaměříme se na jednotlivé fáze krokového cyklu, postavení chodidla na konci švihové fáze, provedení nášlapu a odrazu, jak je pacient schopen zapojit palec i jednotlivé prsty do opory. Vyšetříme chůzi po špičkách, patách, zevní a vnitřní hraně chodidla (Kozáková et al., 2010; Kolář, 2009).

Při funkčním vyšetření stoje u pacientů s HV bylo zjištěno chybné zapojení palce v opoře, při chůzi vážne odvíjení chodidla od podložky a chybí zde odraz palce (Kolář, 2009).

2.7.6.2 Radiografické vyšetření

Vlastní RTG ohodnocení deformity HV vyžaduje standardní úhlové zátěžové snímky v anteroposteriorní, laterální a axiální (sezamoidní) projekci. Stanovuje se hallux valgus angle (HVA; průnik podélné osy proximálního článku palce a prvního metatarzu), jehož normální hodnota se pohybuje kolem 15° a méně. Intermetatarsal angle (IMA; mezi podélnou osou prvního a druhého metatarzu) by u zdravého jedince neměl přesahovat 9°. Distal metatarsal articular angle (DMAA) popisuje vztah mezi distální kloubní ploškou prvního metatarzu a jeho podélnou osou. V normě je úhel pod 10°. Dále se na I. MTP kloubu hodnotí přítomnost osteoartrózy a kongruence kloubu, stupeň subluxece sezamských kůstek. Uspořádání předonoží je hodnoceno z hlediska přítomnosti metatarsus adductus a přítomnosti pes planus nebo pes cavus (Joseph & Mroczek, 2007; Robinson & Limbers, 2005).



Obrázek 11. Radiologické hodnocení úhlů hallux valgus (upraveno dle Robinson & Limbers, 2005)

Na základě RTG nálezu můžeme rozdělit nález hallux valgus dle závažnosti (dle jednotlivých autorů se liší – příloha 2, zde dle Joseph & Mroczek, 2007) na:

- *Mírný HV*: IM úhel menší než 11°, HV úhel menší než 20°, subluxece laterální sezamské kůstky méně než 50 %.

- *Středně těžký HV*: IM úhel menší než 16°, HV úhel od 20–40°, subluxace laterální sezamské kůstky mezi 50–75 %.
- *Těžký HV*: IM úhel větší než 16°, HV úhel více než 40° a subluxace laterální sezamské kůstky více než 75 %.

2.7.7 LÉČBA HALLUX VALGUS

Přestože existuje velké množství literatury zabývající se deformitou hallux valgus, je naproti tomu velký nedostatek studií, které by určovaly, jaké z metod (ať už konzervativní, operativní, pooperační) jsou nejvhodnější. Souhrn těchto studií provedl Ferrari et al. (2009). Z celkem 21 studií jich 14 bylo zaměřených na operační léčbu, 3 srovnávaly pacienty s konzervativní léčbou a bez léčby, 1 srovnávala operativní léčbu s konzervativní terapií a bez terapie a 4 se zabývaly pooperační léčbou. Z výsledků vyplynulo, že použití ortéz a nočních dlah nepřináší velké zlepšení oproti neléčeným. Osteotomie dle Chevrons přináší pozitivní výsledky v léčbě oproti konzervativní terapii nebo neléčeným, přičemž ve srovnání s ostatními typy osteotomií ale nebyla žádná lepší než jiná. U pooperační léčby mělo dobré výsledky použití kontinuálního pasivního pohybu ke zvýšení rozsahu pohybu a rychlejšímu zotavení.

2.7.7.1 Konzervativní léčba

Konzervativní léčba je vždy prvním postupem při léčbě HV. Záleží ovšem v jakém stadiu a s jakými subjektivními potíži pacient vyhledá odbornou pomoc. Většinou pacient přichází v době, kdy můžeme pouze zmírnit symptomy. Nejlepší terapií je zde totiž prevence.

Obecně konzervativní terapie spočívá v redukci úhlu hallux valgus protahováním zkrácených měkkých tkání okolo kloubu s využitím gumového korektoru meziprstí nebo nočního redresoru, který se přikládá z mediální strany a palec se k němu přitahuje řemínkem. Dále pracujeme na zvýšení svalové síly především abduktorů palce pomocí speciálních cvičení nebo řešíme abnormální funkci nohy pomocí funkčního ortézování na základě funkčního vyšetření nohy (Kolář, 2009).

Bolest, puchýřnatost a záněty burz mohou být odstraněny vyloučením dráždění mediální eminence. Zhodnocení obuvi pacienta může prokázat pomoc při doporučení modifikace nebo

změny velikosti a stylu obuvi. Širší přední část boty může významně redukovat symptomy (Coughlin & Thompson, 1994; Bayar et al., 2011).

Z hlediska kinezioterapie dále využíváme myofasciální techniky měkkých tkání, trakce a centrace kloubů nohy, obnovujeme joint play. Zaměřujeme se i na celkovou obnovu dynamické funkce nohy a reedukaci odrazu. Pracujeme s metodou senzomotorické stimulace (Kolář, 2009; Kozáková et al., 2010).

V posledních letech se také zvyšuje trend využití tapingu v konzervativní léčbě hallux valgus (Bayar et al., 2011).

2.7.7.1.1 Taping

Taping je metoda, která se v poslední době v praxi hojně rozšiřuje. Jedná se o aplikaci pevných nebo pružných náplastových tahů na povrch těla. Tah tapu lze také způsobem aplikace modifikovat. Příkladá se technikou, která vychází ze znalostí anatomie a kineziologie pohybového systému. Na trhu se objevuje velké množství tapovacích pásek. Vzájemně se liší materiálem, elasticitou (v podélném a příčném směru), druhem naneseného lepidla a způsobem nanesení na pásce, tloušťkou a šířkou, barvou (obsahem pigmentu a dalších látek).

Pokud je tape aplikován správně, chrání či odlehčuje poškozené, přetížené nebo opakovaným pohybem ohrožené struktury. Poskytuje zevní oporu, zpětnou proprioceptivní vazbu a při nociceptivním dráždění z tapované oblasti má podíl na snížení bolesti. V cílové oblasti přebírá část silových nároků, upravuje biomechanické vztahy zatížení (Matějů, 2006). Tapujeme-li s cílem omezit pohyb v krajních polohách kloubního systému, můžeme ovlivnit hojení poraněných struktur (Flandera & Hrdlička, 2001).

Zásadně se liší imobilizující tapování a tapování „funkčním tapem“ nebo kineziotapem, jehož cílem je udržet a zvětšit rozsah pohybu, jak jen to je možné. S imobilizujícím tapováním se setkáváme především ve sportovních odvětvích, kde je cílem stabilizovat a vytvořit pasivní oporu, využívá se zde více pevných pásek. Technika funkčního tapu, kterou používá například Hermachová (1996) také vychází ze sportovního tapování, ovšem využívá částečně elastických pásek, které neomezují volní pohyb v kloubu. Hlavním principem je vytvoření tzv. „funkční pasivní opory“, kdy nedochází k žádnému omezení rozsahu pohybu, ani případným svalovým atrofiím tapovaných svalů. Cílem je vytvořit umělou vnější oporu.

Přidáním paralelní vnější síly a společnou interakcí mechanických vlastností kůže a elastické pásky je dosaženo odebrání nadměrné zátěže struktury organismu.

Pro nervovou soustavu je účinek aplikace zprostředkován vlivem propiocepce a exterocepce, především mechanocepce. Na kožní receptory tape působí nejen natažením kůže, ale ovlivňuje i svalový aparát, u kterého se předpokládá změna svalového napětí a změna polohy segmentu (Matějů, 2006).

Využití tapu je široké. Nejčastěji se používá právě k ovlivnění bolesti, svalové aktivity, propiocepce, ale i lymfatické nebo periferní cirkulace. Existuje řada metod, jakým způsobem tape aplikovat, ovšem tyto postupy jsou většinou založeny na subjektivních zkušenostech a intuici jejich autorů. Přestože se tato metoda dnes tolik využívá, chybí dostatek kvalitních studií, a je tedy nutné se touto problematikou více zabývat (Vrbová, Pavlů, & Pánek, 2011).

V souvislosti s tapováním deformity hallux valgus jako součásti konzervativní léčby byla provedena studie, jejímž cílem bylo posoudit vliv kombinované terapie sestávající ze cvičení a tapování a zhodnotit bolest a schopnost chůze u pacientů s hallux valgus (Bayar, 2011). Do studie byly zařazeny ženy s oboustranným HV o velikosti alespoň 15° HVA. 10 z nich mělo za úkol denně po dobu 8 týdnů cvičit ráno, poté aplikovat tape z pevné pásky na 10 hodin, který sejmuli na večerní cvičení. Další 10 probandek tvořilo kontrolní skupinu, která pouze cvičila. Cvičení spočívalo v aktivní abdukci palce a pasivní abdukci s trakcí I. MTP kloubu. U obou skupin došlo ke snížení úhlu HV, snížení bolesti na vizuální analogové škále, ovšem u výzkumné skupiny ve větší míře, navíc v porovnání s kontrolní skupinou došlo i ke zlepšení chůze (hodnoceno pomocí walking ability scale). V této studii se prokázal pozitivní efekt tapování v terapii HV v porovnání s pouhým cvičením. Jestli má ale tape opravdu pozitivní dopad na HV, nelze usuzovat na základě pouze této studie. Podobných studií je opravdu málo a vzhledem k poměrně častému výskytu této deformity a jejích důsledků by bylo vhodné více prověřit efekt tapu. Pokud by se jeho pozitivní efekt projevil i v dalších studiích, znamenalo by to významnou pomoc pro tyto pacienty.

Způsobů aplikace tapu hallux valgus je možné vyhledat několik. Flandera (2006) používá korekční tape pevnou páskou u hallux valgus, který má za úkol zmírnit bolest a stabilizovat daný segment ve fyziologickém postavení. Měl by se aplikovat na noc a spojit se cvičením nohy. V Medical Tape Concept se hallux valgus tapuje za účelem eliminace bolesti. Působením tahu je ovšem do určité míry také korigován úhel hallux valgus, navíc je

zdvižen mediální oblouk klenby. Tyto a další příklady tapu hallux valgus jsou uvedeny v příloze 3.

2.7.7.2 Operativní léčba

K operačnímu zákroku se přistupuje, pokud selhávají prostředky terapie konzervativní, symptomy, a především bolest, jsou trvalé. Cílem operace je korekce deformity, obnova funkce a zmírnění symptomů. Před výběrem typu výkonu musí operatér zhodnotit pacientovu anamnézu, klinické vyšetření a rentgenový snímek. Při úspěšném zákroku by mělo dojít k:

- pozitivnímu ovlivnění kongruence kloubních ploch I. MTP kloubu,
- redukci HVA, IMA a DMAA,
- přeskupení sezamských kůstek,
- obnovení schopnosti zatížení prvního paprsku,
- udržení nebo zvýšení rozsahu pohybu v I. MTP kloubu.

Komplikace nebo neúspěchy se vyskytují u vážných stupňů deformit (Frank, 2012; Saro, 2007).

V chirurgické léčbě HV se využívají především 4 typy výkonů:

1. výkony na měkkých tkáních;
2. resekční artroplastiky, kdy se odstraňuje báze proximálního phalangu, pohyb v I. MTP kloubu je zachován;
3. osteotomie I. metatarzu;
4. artrodéza I. MTP skloubení (Kolář, 2009).

Jelikož existuje více než 400 operačních postupů, není možné nastavit univerzální typ zákroku a vždy je nutno přistupovat individuálně případ od případu (Dungl, 2005).

První skupina výkonů zahrnuje uvolnění tahu m. adductor hallucis, mediální kapsulorafii, kapsulotomii I. MTP kloubu a výkony na šlachách. Zabývali se jimi hlavně Silver, McBride a Joplin.

U resekcí je zachován pohyb. Resekována může být buď hlavička I. metatarzu (Maye) nebo báze proximálního článku palce (např. Keller) nebo obojí. Další možností je náhrada části I. MTP kloubu silikonovými nebo kovovými implantáty.

Osteotomií existuje celá řada, může být zkombinována s artrodézou nebo výkony na měkkých tkáních (např. Lapidus, Chevron). Provádí se v různých úrovních metatarzu ale i na proximálním článku palce (Dungl, 2005).

Artrodézy se provádí při těžkém artrotickém postižení, kde není žádoucí zkrácení palce.

Příklady prováděných operací:

Operace dle Akina představuje resekci mediální prominence báze proximálního phalangu. Indikací jsou hallux valgus interphalangeus, mírné deformity HV bez přítomnosti metatarsus primus varus a mírné deformity HV se zvětšenou mediální eminencí (Fallat, 2010).

Chevron osteotomie I. metatarzu – využívá se u mírných až středních stupňů deformit (HVA menší než 30° a IMA menší než 13°, DMAA pod 15°), (Joseph & Mroczek, 2007). Odstraňuje se mediální kostní prominence, provede se laterální translace hlavičky metatarzu po osteotomii ve tvaru písmene „V“, uvolní se laterální capsuloligamentózní struktury a rekonstruuje se mediální metatarzosezamoidní ligamenta. Fixace se provádí jedním nebo dvěma Kirschnerovými dráty nebo šroubem (Panchbhavi, 2011).

Scarf osteotomie I. metatarzu – je oblíbená pro svou velkou stabilitu, minimum zkrácení prvního metatarzu a snadnou vnitřní fixaci (Jones et al., 2004). Nazývá se také „Z“ osteotomie díky svému tvaru (Panchbhavi, 2011). Princip vychází z tesařského spojení trámů. Tvorbou klínu s hrotem distálně dojde k posunu fragmentů po tomto klínu laterálně a lateralizaci distálního fragmentu, čímž je dosaženo snížení intermetatarzálního úhlu (Skoták & Běhounek, 2006). Dále se provádí laterální uvolnění, resekce mediální kostní prominence a mediální kapsulorafie (Jones et al., 2004).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této práce bylo zhodnotit dynamické a kinematické parametry chůze u osob s hallux valgus vzhledem k běžné populaci a dále zhodnotit chůzi po aplikaci tapu.

3.2 Dílčí cíle

1. Zhodnotit vybrané dynamické a kinematické parametry chůze u osob s hallux valgus v porovnání s kontrolní skupinou.
2. Zhodnotit vliv aplikace tapu na dynamické a kinematické parametry chůze u osob s hallux valgus.

3.3 Výzkumné otázky

Položili jsme si tyto výzkumné otázky:

V1: Liší se vybrané dynamické a kinematické parametry pohybu segmentů dolních končetin u osob s deformitou hallux valgus v porovnání se zdravou populací při chůzi?

V2: Liší se vybrané dynamické a kinematické parametry pohybu pánve u osob s deformitou hallux valgus v porovnání se zdravou populací při chůzi?

V3: Ovlivní aplikace tapu vybrané dynamické a kinematické parametry pohybu segmentů dolních končetin u osob s hallux valgus při chůzi?

V4: Ovlivní aplikace tapu vybrané dynamické a kinematické parametry pohybu pánve u osob s hallux valgus při chůzi?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Výzkumu se zúčastnilo celkem 24 osob (18 žen a 5 mužů) ve věku 19 až 30 let, průměrně tedy 24,5 let. Samotný výzkumný soubor tvořilo 10 osob (8 žen, 2 muži). Průměrná výška byla 173,1 cm (minimum 158 cm, maximum 186 cm), průměrná hmotnost byla 62,9 kg (minimum 52 kg, maximum 82 kg). Pro zachování homogenity byly do výzkumného souboru zařazeny pouze osoby s oboustranným výskytem hallux valgus v MTP kloubu, a to v rozsahu klasifikace mírné až středně těžké deformity (Joseph & Mroczek, 2007). Ke stanovení diagnózy deformity hallux valgus jsme dospěli aspekci a změřením velikosti úhlu hallux valgus pomocí goniometru. Průměrná hodnota úhlu byla 18,7° (minimum 16°, maximum 24°).

Do kontrolní skupiny bylo zařazeno 14 zdravých osob, z toho 11 žen a 3 muži. Průměrná výška byla 171 cm (minimum 158 cm, maximum 191 cm), průměrná hmotnost byla 65,8 kg.

Všichni probandi byli předem seznámeni s průběhem vyšetření a souhlasili s využitím záznamu pro účely dynamické a kinematické analýzy.

4.2 Průběh a organizace měření

Výzkumné měření probíhalo v biomechanické laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v době od ledna 2010 do března 2010 v tomto časovém sledu:

- oslovení probandů,
- vyplnění vstupního dotazníku a vyšetření probandů fyzioterapeutem,
- měření dynamiky a kinematiky chůze,
- zpracování získaných dat.

Před samotným měřením byl probandům předložen informovaný souhlas (příloha 4) ke studii a vstupní dotazník (příloha 5), který vyplnili na místě. Součástí dotazníku byly anamnestické údaje ohledně úrazů, onemocnění, sportovních aktivit a přítomnosti bolesti,

které by případně mohly ovlivňovat chůzi probanda. Dále jsme zjišťovali, zda je u probandů přítomná deformita hallux valgus i jestli se tato deformita vyskytuje v jejich rodině. Podle přítomnosti oboustranné deformity hallux valgus byli probandi zařazeni do výzkumného souboru. Ostatní probandi, bez symptomů deformity a dalších faktorů významně ovlivňujících chůzi, byli zařazeni do kontrolní skupiny. Dotazník zahrnoval i vyšetření k určení dominance dolní končetiny standardizovaným dotazníkem Footedness questionnaire (Wai-Hang, 2004).

Po vyplnění dotazníku se probandi svlékli do spodního prádla a na boso byl proveden zkrácený kineziologický rozbor zaměřený na vyšetření pánve, postavení dolních končetin a vyšetření nohou (příloha 6). Součástí rozboru byl i Véleho test. Dále bylo provedeno antropometrické vyšetření, kde jsme měřili šířky hlezenních a kolenních kloubů a funkční délku dolních končetin (od SIAS po malleolus medialis), nutné k zadání do softwaru Vicon Nexus.

4.3 Kalibrace prostoru

Před vlastním měřením chůze jsme museli provést kalibraci prostoru, a to kalibračním zařízením se třemi značkami o průměru 14 mm. Počátek souřadného systému byl určen pomocí kalibračního trojúhelníku umístěným do jednoho z rohů silových plošin.

4.4 Příprava probanda

V této práci jsme využili standardního modelu pro analýzu chůze založeného na modelu Newington – Helen Hayes, v našem případě model PlugInGait (pánev a dolní kočety). Na probandy jsme tedy umístili celkem 16 markerů na pánev a dolní končetiny k definování segmentů pro následnou analýzu. Označovali jsme podle manuálu výrobce měřícího zařízení (Plug-In Gait Product Guide – Foundation Notes), (Anonymous 2, 2008). Použity byly pasivní značky s reflexním povrchem o průměru 14 mm.

Označené body:

- RASI, LASI (right and left anterior superior iliac spine) – spina iliaca anterior superior vpravo a vlevo,

- RPSI, LPSI (right and left posterior superior iliac spine) – spina iliaca posterior superior vpravo a vlevo,
- RTHI, LTHI (right and left thigh) – oblast trochanter major vpravo a vlevo,
- RKNE, LKNE (right and left knee) – laterální kondyl femuru vpravo a vlevo,
- RTIB, LTIB (right and left tibia) – laterální strana horní 1/3 pravého a levého lýtky,
- RANK, LANK (right and left ankle) – maleollus lateralis vpravo a vlevo,
- RHEE, LHEE (right and left heel) – oblast calcaneu ve stejné výšce jako označení markeru RTOE a LTOE vpravo a vlevo,
- RTOE, LTOE (right and left toe) – hlavička druhého metatarzu vpravo a vlevo.

Před samotným měřením bylo nutné standardizovat podmínky. Provedla se statická kalibrace probanda ve stoji na silových plošinách, kdy během 30 s proběhlo nasnímáním markerů systémem s přiřazením názvů bodů. Následně byl proband vyzván ke cvičné chůzi po dráze v jeho přirozeném tempu k vyměření vzdálenosti počátku chůze tak, aby plošiny zasáhl celým chodidlem. Měření proběhlo za umělého osvětlení a bez rušivých elementů.

U probandů z výzkumného souboru probíhal záznam chůze dvakrát. Před druhým měřením jim byl aplikován pevný tape značky Strappal® firmy BSN medical o šířce 2,5 cm. Jedná se o kvalitní tapovací pásku bílé barvy s obsahem oxidu zinečnatého z voděodolné tkaniny obsahující viskózu a umělé hedvábí. Vyznačuje se prvotřídní přilnavostí, je porózní a nízko alergenní. Aplikace probíhala následujícím způsobem:

1. tape příčné klenby,
2. tape palce,
3. tape podélné klenby.

Postup: tape příčné klenby začínáme lepit od středu dorzální strany chodidla pod metatarzophalangeálními klouby a pokračujeme přes plantární stranu až k malíku a zpět na dorzum, kde lehce přelepíme začátek tapu. Během lepení příčnou klenbu tvarujeme. Na palci tapujeme distální článek, kdy začínáme z mediálního okraje článku, oblepujeme dorzální a následně plantární stranu článku, přičemž korigujeme případnou rotaci palce. Dále nastavíme palec do korigovaného postavení a aplikujeme tape od palcové otočky distoproximálním směrem k tapu příčné klenby. Tape zakončíme opět otočkou na distálním článku palce. Podélnou klenbu začínáme tapovat na tapu příčné klenby z planty od MTP

kloubu palce, volně, pouze oblepujeme směrem k patní kosti. Tape vedeme vzadu těsně nad patní kostí a vracíme se zpět přes plantu k počátku, který přelepíme. Další tape upevníme analogicky pod malíkem, opět vedeme za patní kost a vracíme se zpět pod malík. Tapování zakončíme obtočkou na tapu příčné klenby (upraveno dle Flandery, 2006; obrázek 12 A, B).



Obrázek 12. A – tape příčné klenby a palce, B – tape příčné a podélné klenby a palce (vlastní foto)

4.5 Technické vybavení a zpracování dat

Pro záznam chůze byli probandi vyzváni k chůzi naboso jejich přirozeným způsobem a tempem po dráze dlouhé zhruba 10 m. U každého probanda byly analyzovány 3 pokusy.

K záznamu byl použit systém Vicon MX (VICON Motion Analysis systém, Oxford, UK), 7 kamer s infračerveným zářením typu T10, rozlišení 1 megapixel, frekvence snímání byla 200 Hz. Systém Vicon MX byl synchronizován s dvěma tenzometrickými plošinami (Kistler Instrumente AG Winterthur, Switzerland), které nám umožnily změřit krokové cykly, jejich jednotlivé fáze a reakční síly podložky.

Měřená data byla exportována do formátu c3d a další vyhodnocení bylo provedeno v programu Vicon Polygon.

4.6 Měřené parametry

Ve výzkumu jsme sledovali tyto dynamické a kinematické parametry (pokud se jednalo o párový segment, bylo hodnocení oboustranné):

- maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu ve stojné fázi (Max1),
- maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve stojné fázi (Min1),
- maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve švihové fázi (Min2),
- celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině (RA),
- maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi (Max1),
- maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi (Max2),
- maximum extenze v kolenním kloubu ve stojné fázi (Min1),
- maximum extenze v kolenním kloubu ve švihové fázi (Min2),
- celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině (RK),
- maximum flexe v kyčelním kloubu (Max1),
- maximum extenze v kyčelním kloubu (Min1),
- celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině (RH),
- celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině (RP S),
- celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině (RP F),
- celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině (RP T),
- maximum anteroposteriorní složky reakční síly podložky v brzdící fázi (Max1),
- minimum anteroposteriorní složky reakční síly podložky v akcelerační fázi (Min1),
- maximum mediolaterální složky reakční síly podložky v brzdící fázi (Max1),
- minimum mediolaterální složky reakční síly podložky (Min1),
- maximum mediolaterální složky reakční síly podložky v akcelerační fázi (Max2),
- maximum vertikální složky reakční síly podložky v první polovině stojné fáze (Max1),
- minimum vertikální složky reakční síly v mezistoji a koncovém stoju (Min1),
- maximum vertikální složky reakční síly podložky v druhé polovině stojné fáze (Max2).

4.7 Statistické zpracování

Statistické zpracování bylo provedeno v programu Statistica (verze 8.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, USA). Pro porovnání rozdílů mezi osobami s hallux valgus a kontrolní skupinou byl

použit neparametrický nepárový Mann-Whitneyův test. Pro porovnání rozdílů u osob s hallux valgus před a po aplikaci tapu byl použit neparametrický párový Znaménkový test.

5 VÝSLEDKY

5.1 Dynamické a kinematické parametry pohybu dolních končetin a pánve při chůzi

Výsledky 3D analýzy chůze ukazují statisticky významné rozdíly některých vybraných parametrů chůze mezi kontrolní skupinou a osobami s mírným stupněm deformity hallux valgus před i po aplikaci tapu.

Tabulka 2. Porovnání dynamických a kinematických parametrů u kontrolní skupiny a osobami s hallux valgus před a po aplikaci tapu.

| Skupina | Běžná populace | | Hallux valgus | | Po aplikaci tapu | | p | | |
|--------------|----------------|-----|---------------|-----|------------------|-----|--------------|--------------|--------------|
| | Průměr | SD | Průměr | SD | Průměr | SD | z x h | z x t | h x t |
| Ankle_S_Min1 | -5,7 | 8,0 | -8,8 | 3,1 | -7,7 | 3,1 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| Ankle_S_Max2 | 16,6 | 6,9 | 14,2 | 3,3 | 15,2 | 4,0 | 0,000 | 0,003 | 0,034 |
| Ankle_S_Min2 | -18,7 | 9,0 | -22,1 | 6,1 | -19,9 | 4,8 | 0,000 | 0,118 | 0,007 |
| Knee_S_Max1 | 20,4 | 4,8 | 16,2 | 5,6 | 16,1 | 6,2 | 0,000 | 0,000 | 0,568 |
| Knee_S_Min1 | 5,8 | 4,0 | 1,7 | 4,6 | 2,1 | 4,9 | 0,000 | 0,000 | 0,888 |
| Knee_S_Max2 | 66,6 | 4,3 | 62,6 | 2,6 | 63,7 | 3,0 | 0,000 | 0,000 | 0,022 |
| Knee_S_Min2 | 1,6 | 6,0 | -1,1 | 3,4 | -1,5 | 3,6 | 0,020 | 0,004 | 0,203 |
| Hip_S_Max1 | 37,3 | 7,5 | 36,0 | 4,8 | 35,9 | 4,7 | 0,477 | 0,469 | 1,000 |
| Hip_S_Min1 | -6,5 | 6,6 | -8,7 | 4,7 | -8,9 | 4,4 | 0,051 | 0,020 | 0,480 |
| GRF_AP_Max1 | 20,3 | 3,8 | 19,9 | 3,1 | 20,2 | 3,3 | 0,792 | 0,908 | 0,145 |
| GRF_AP_Min1 | -22,6 | 3,0 | -23,2 | 2,7 | -23,2 | 2,7 | 0,364 | 0,281 | 0,480 |
| GRF_ML_Max1 | 4,5 | 1,8 | 4,0 | 1,7 | 4,1 | 1,8 | 0,270 | 0,323 | 0,671 |
| GRF_ML_Min1 | -6,3 | 1,8 | -6,4 | 1,7 | -6,7 | 1,9 | 0,568 | 0,211 | 0,112 |
| GRF_ML_Max2 | 1,2 | 1,0 | 0,6 | 0,9 | 0,6 | 0,9 | 0,000 | 0,000 | 0,671 |
| GRF_V_Max1 | 114,0 | 7,4 | 112,3 | 6,2 | 113,8 | 6,5 | 0,208 | 0,823 | 0,004 |
| GRF_V_Min1 | 71,1 | 5,1 | 73,0 | 5,3 | 71,7 | 5,6 | 0,046 | 0,711 | 0,203 |
| GRF_V_Max2 | 121,8 | 6,1 | 121,6 | 6,0 | 121,1 | 5,2 | 0,529 | 0,394 | 0,312 |
| RA | 35,3 | 6,0 | 36,3 | 6,6 | 35,1 | 6,0 | 0,863 | 0,452 | 0,253 |
| RK | 65,5 | 3,5 | 64,2 | 4,2 | 65,9 | 4,6 | 0,127 | 0,827 | 0,001 |
| RH | 43,8 | 3,3 | 44,6 | 4,9 | 44,8 | 4,5 | 0,408 | 0,210 | 0,888 |
| RP_S | 3,2 | 0,9 | 3,3 | 0,9 | 3,3 | 0,8 | 0,650 | 0,453 | 0,885 |
| RP_F | 10,4 | 3,2 | 11,4 | 3,0 | 11,7 | 3,4 | 0,451 | 0,109 | 0,480 |
| RP_T | 12,4 | 6,2 | 12,8 | 4,4 | 12,2 | 4,2 | 0,285 | 0,566 | 0,203 |

Legenda: z – kontrolní skupina, h – osoby s hallux valgus, t – osoby s hallux valgus s aplikovaným tapem, SD – směrodatná odchylka, p – hladina statistické významnosti, Ankle_S_Min1 – maximum plantární flexe

v hlezenním kloubu ve stojné fázi, *Ankle_S_Max2* – maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu ve švihové fázi, *Ankle_S_Min2* – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve švihové fázi, *Knee_S_Max1* – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi, *Knee_S_Min1* – maximum extenze v kolenním kloubu ve stojné fázi, *Knee_S_Max2* – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi, *Knee_S_Min2* – maximum extenze v kolenním kloubu ve švihové fázi, *Hip_S_Max1* – maximum flexe v kyčelním kloubu, *Hip_S_Min1* – maximum extenze v kyčelním kloubu, *GRF_AP_Max1* – maximum anteroposteriorní složky reakční síly podložky v brzdící fázi, *GRF_AP_Min1* – minimum anteroposteriorní složky reakční síly podložky v akcelerační fázi, *GRF_ML_Max1* – maximum mediolaterální složky reakční síly podložky v brzdící fázi, *GRF_ML_Min1* – minimum mediolaterální složky reakční síly podložky, *GRF_ML_Max2* – maximum mediolaterální složky reakční síly podložky v akcelerační fázi, *GRF_V_Max1* – maximum vertikální složky reakční síly podložky v první polovině stojné fáze, *GRF_V_Min1* – minimum vertikální složky reakční síly v mezistoji a koncovém stoju, *GRF_V_Max2* – maximum vertikální složky reakční síly podložky v druhé polovině stojné fáze, *RA* – celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu, *RK* – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu, *RH* – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu, *RP_S* – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, *RP_F* – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, *RP_T* – celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině.

5.2 Posouzení pohybu v kloubech dolních končetin a pánve

Pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině

U osob s HV jsme našli statisticky významně větší velikost maxima plantární flexe v hlezenním kloubu ve stojné i švihové fázi ve srovnání s kontrolní skupinou ($p < 0,01$).

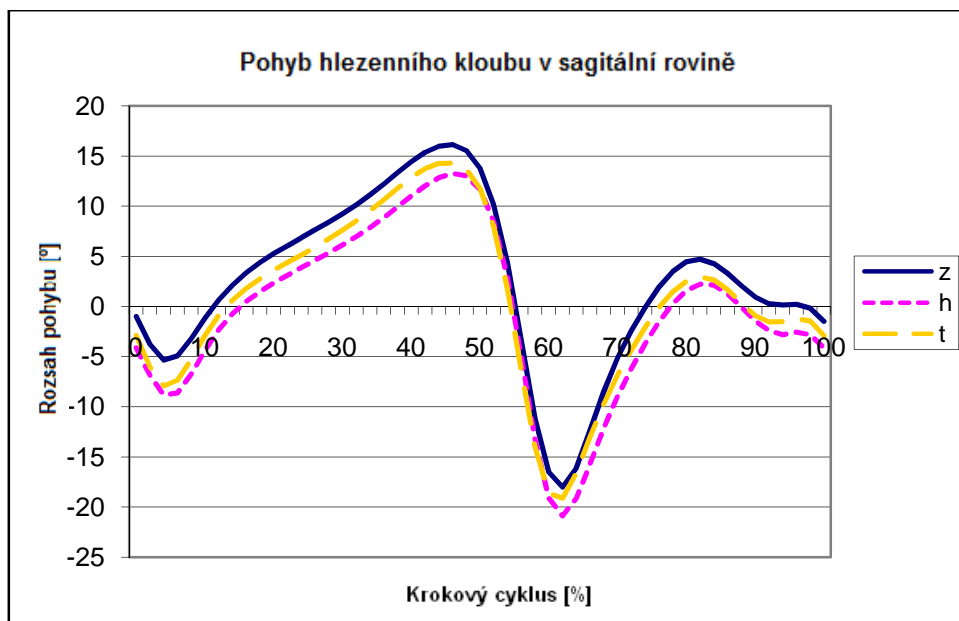
Významné změny se projeví u maxima plantární flexe i po aplikaci tapu. Vzhledem ke kontrolní skupině bylo maximum ve stojné fázi větší ($p < 0,01$), ve švihové fázi se rozsah již blížil kontrolní skupině.

Při srovnání před a po aplikaci tapu u osob s HV bylo maximum plantární flexe po aplikaci menší jak ve stojné, tak ve švihové fázi ($p < 0,01$).

Velikost maxima dorzální flexe byla u osob s HV statisticky významně menší oproti kontrolní skupině ($p < 0,01$) a zůstávala menší i po aplikaci tapu ($p < 0,01$).

U osob s HV byla velikost maxima dorzální flexe po aplikaci tapu významně větší než před jeho aplikací ($p < 0,05$).

Při hodnocení celkového rozsahu pohybu v hlezenním kloubu jsme nenašli žádné statisticky významné rozdíly.



Graf 1. Pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině

Legenda: z – kontrolní skupina, h – osoby s hallux valgus, t – osoby s hallux valgus s aplikovaným tapem.

Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině

Při posuzování maximálních hodnot flexe jsme zjistili statisticky významné rozdíly mezi kontrolní skupinou a osobami s HV před i po aplikaci tapu jak ve stojné, tak ve švihové fázi krokového cyklu. Ve všech případech byly naměřené hodnoty ve srovnání s kontrolní skupinou menší ($p < 0,01$).

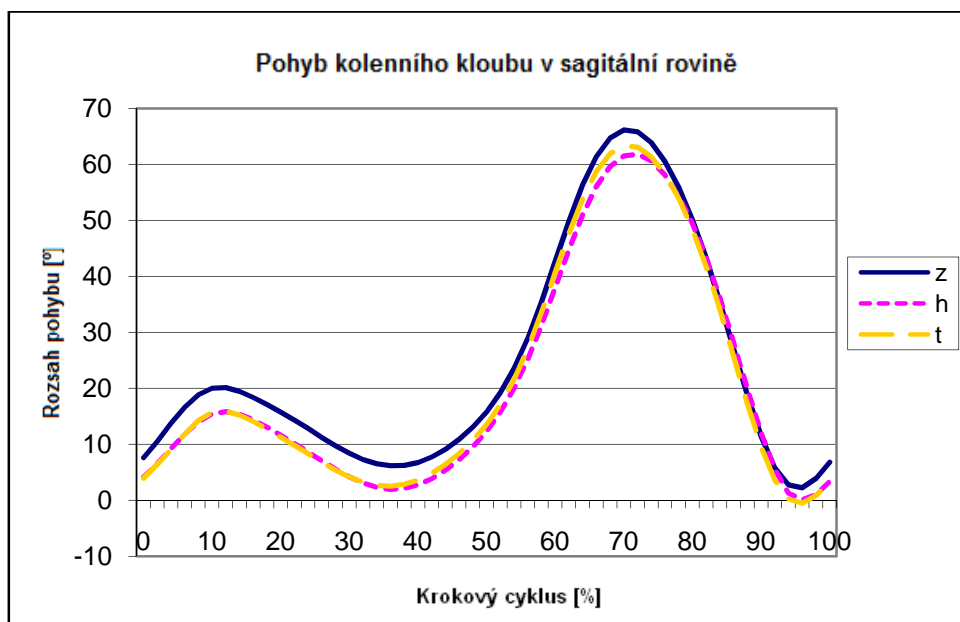
V případě porovnání velikostí maxima flexe u osob s HV před a po aplikaci tapu jsme našli významný rozdíl ve švihové fázi, kde se po aplikaci tapu velikost flexe zvýšila ($p < 0,05$).

Při hodnocení extenze jsme našli statisticky významné rozdíly mezi kontrolní skupinou a osobami s HV před i po aplikaci tapu jak ve stojné, tak švihové fázi. Ve všech případech byla velikost maxima extenze větší ($p < 0,01$).

V případě porovnání velikosti extenze před a po aplikaci tapu u osob s HV jsme žádný statisticky významný rozdíl nenašli.

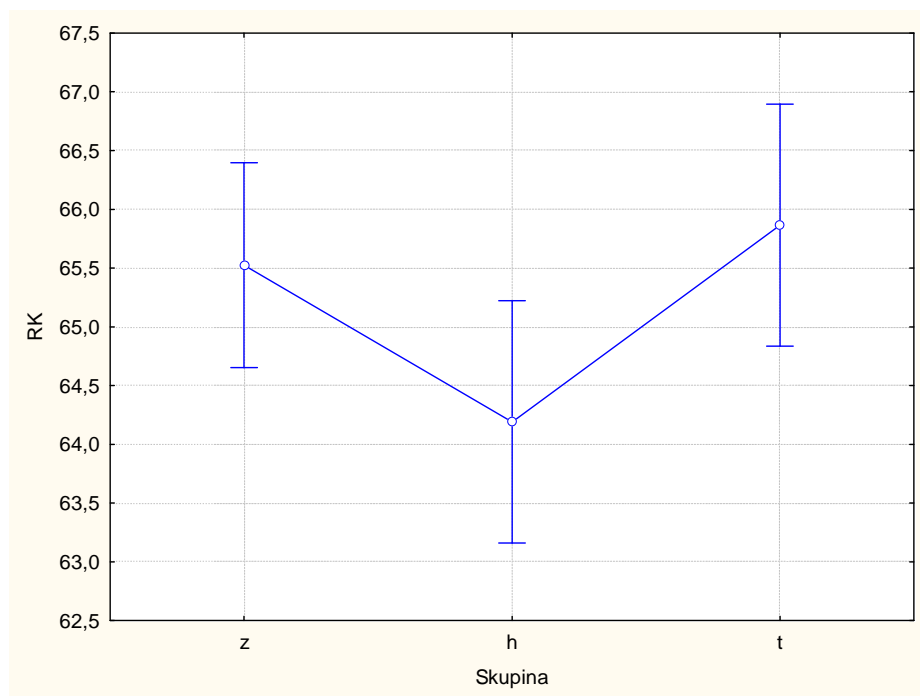
Při hodnocení celkového rozsahu pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině se ukázal statisticky významný rozdíl mezi osobami s HV před a po aplikaci tapu. Celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu byl u osob s HV redukován oproti zdravým osobám

(nevýznamný rozdíl), avšak po aplikaci tapu se rozsah pohybu v kolenním kloubu významně zvýšil ($p < 0,01$; graf 2b).



Graf 2a. Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině

Legenda: z – kontrolní skupina, h – osoby s hallux valgus, t – osoby s hallux valgus s aplikovaným tapem.



Graf 2b. Celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině (RK)

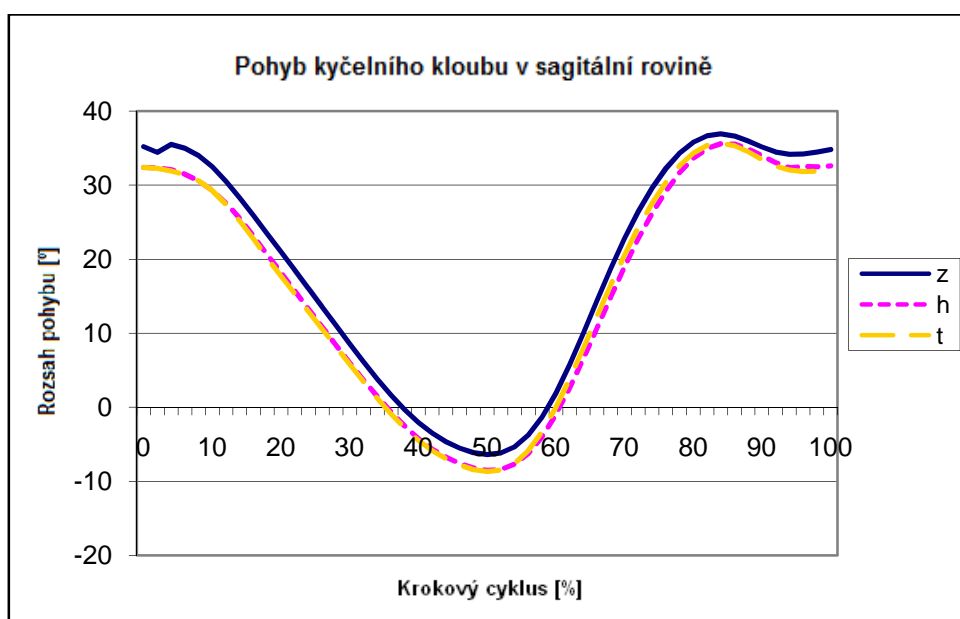
Legenda: z – kontrolní skupina, h – osoby s hallux valgus, t – osoby s hallux valgus s aplikovaným tapem.

Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině

Při hodnocení mezi jednotlivými skupinami jsme v pohybu kyčelního kloubu do flexe nezaznamenali žádné statisticky významné rozdíly.

Po aplikaci tapu však byl patrný statisticky významný rozdíl vzhledem ke kontrolní skupině, kdy došlo ke zvětšení extenze na konci stejné fáze krokového cyklu ($p < 0,01$).

Rozdíly mezi jednotlivými skupinami v celkovém rozsahu pohybu v kyčelním kloubu nebyly významné.



Graf 3. Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině

Legenda: z – kontrolní skupina, h – osoby s hallux valgus, t – osoby s hallux valgus s aplikovaným tapem.

Pohyb pánve v sagitální rovině

Celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině byl u skupiny osob s hallux valgus i po aplikaci tapu větší než u zdravé skupiny. Tyto rozdíly ale nebyly statisticky významné.

Pohyb pánve ve frontální rovině

Při zkoumání celkového rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině se u skupiny osob s hallux valgus a dále i po aplikaci tapu jevil pohyb větší než u kontrolní skupiny. Rozdíly ale nebyly statisticky významné.

Pohyb pánve v transverzální rovině

Celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině byl ze všech skupin nejvyšší u skupiny osob s hallux valgus. Rozdíly ale mezi jednotlivými skupinami nebyly statisticky významné.

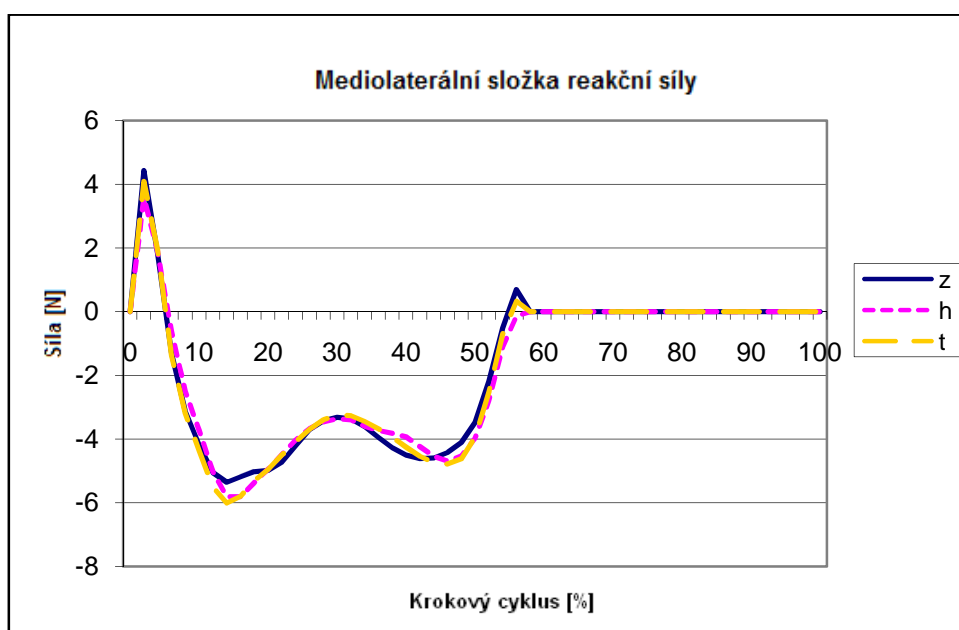
5.3 Posouzení jednotlivých složek reakční síly

Anteroposteriorní složka reakční síly

Výsledky u této složky neukázaly žádné statisticky významné rozdíly.

Mediolaterální komponenta reakční síly podložky

U této složky byly zaznamenány statisticky významné rozdíly u maximálních hodnot v akcelerační fázi mezi skupinou kontrolní a osobami s hallux valgus před i po aplikaci tapu. Tyto hodnoty byly naměřeny menší než u kontrolní skupiny ($p < 0,01$).



Graf 5. Mediolaterální složka reakční síly podložky

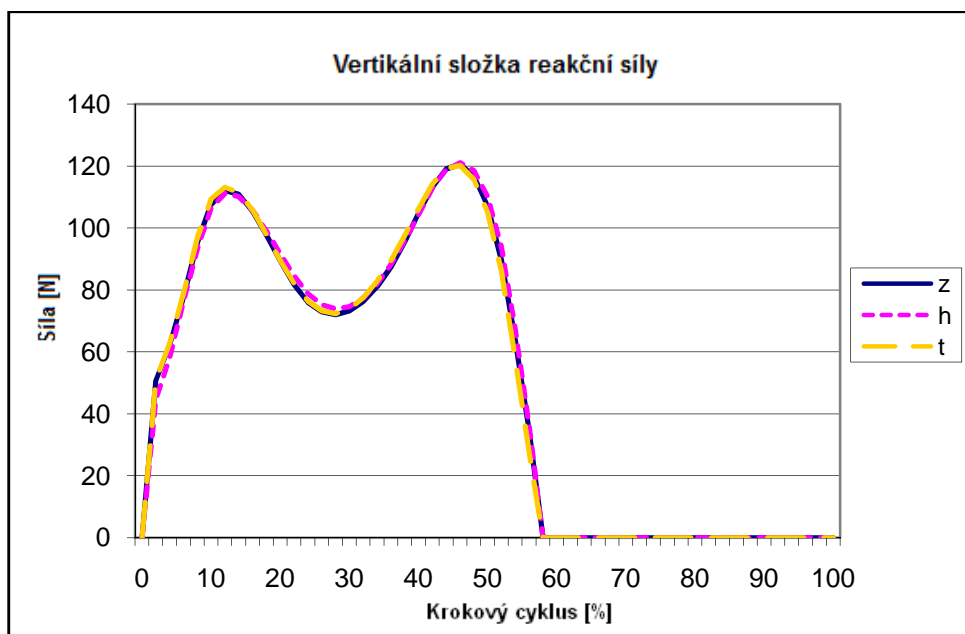
Legenda: z – kontrolní skupina, h – osoby s hallux valgus, t – osoby s hallux valgus s aplikovaným tapem.

Vertikální složka reakční síly podložky

Zde jsme zjistili významný rozdíl u skupiny hallux valgus ve srovnání před a po aplikaci tapu u maxima této složky v první polovině stojné fáze. Hodnoty byly

před aplikací tapu nižší ve srovnání s kontrolní skupinou (statisticky nevýznamné), ale po aplikaci tapu se významně zvýšily ($p < 0,01$).

Dále jsme zaznamenali signifikantní rozdíl minima této složky mezi skupinou kontrolní a skupinou s hallux valgus. Hodnoty minima této složky byly u skupiny hallux valgus v porovnání s kontrolní skupinou vyšší ($p < 0,01$).



Graf 6. Vertikální složka reakční síly podložky.

Legenda: z – kontrolní skupina, h – osoby s hallux valgus, t – osoby s hallux valgus s aplikovaným tapem.

5.4 Hodnocení vstupního dotazníku a kineziologického rozboru u probandů s hallux valgus

Uvádíme následující:

- v 9 z 10 případů probandi uvedli pozitivní rodinnou anamnézu na přítomnost deformity HV,
- všichni probandi byli výhradní praváci,
- u všech probandů se vyskytoval egyptský typ nohy,
- u 9 z 10 probandů bylo přítomné příčné plochonoží, vyšetřované v zatížení, z toho u jednoho z nich bylo přítomné i podélné plochonoží, u posledního probanda bylo přítomné pouze podélné plochonoží,
- pouze u jednoho probanda se vyskytovaly kladívkovité prstce,

- abdukce palce byla schopna pouze polovina probandů, z toho navíc u jednoho z nich pouze na jedné noze,
- pozitivní Věleho test vykazovali 4 probandi.

6 DISKUZE

V této práci jsme prováděli analýzu velmi individuálního a přitom nejpřirozenějšího pohybového projevu každého člověka, jakým je chůze, u diagnózy, která se vyskytuje poměrně často, především u žen (Frank et al., 2012). Hallux valgus patří mezi statické deformity předonoží, která vzniká na podkladě dědičných predispozic, a její rozvoj dále ovlivňují faktory jako hypermobilita prvního paprsku u addukčního předonoží, abnormální pronace subtalárního kloubu (Valmassy, 1996), mechanické poruchy v I. MTP kloubu (Glasoe et al., 2010), tvar hlavičky prvního metatarzu (Mancusco et al., 2003), pes planus (Joseph & Mroczek, 2007) a v neposlední řadě také nevhodná obuv, která již tak zamezuje využití mohutnou exteroceptivní a proprioceptivní signalizaci z chodidla. Pokud není tato deformita včas zachycena a ovlivněna terapeutickým zásahem, dochází postupně k jejímu rozvoji s vážnými dopady na chůzi. Ta může být velmi bolestivá až znesnadněná a problematicky se poté řeší samozřejmě i výběr obuvi. Důležitá je tudíž správná péče o nohy, jejich stimulace, udržení protažlivosti měkkých tkání, svalové síly a pohyblivosti jednotlivých kloubů (Kolář, 2009). Další možnost při léčbě představuje taping. Tato metoda je v současnosti dostupná a poměrně rozšířená. Možností jak „zatapovat“ nohu s deformitou hallux valgus je několik, záleží na metodice a variabilitě klinického nálezu na noze. Použit lze v různých stádiích deformity, nejlépe však v kombinaci s kinezioterapií jako pravidelného prostředku prevence progresu již v počátcích této deformity.

Pro analýzu chůze a zhodnocení vlivu tapu na chůzi u hallux valgus jsme si vybrali osoby s mírným až středně těžkým stupněm této deformity. Kinematikou chůze u osob s juvenilním typem hallux valgus se zabývali Janura et al. (2008) a jak z této studie vyplývá, i mírné stupně deformity, jako je tento typ hallux valgus, ovlivňují parametry a charakteristiky chůze. Další studie zabývající se problematikou hallux valgus jsou zaměřené více na rozložení tlaků pod ploskou při chůzi. Studie týkající se dynamiky nebo kinematiky chůze u osob s hallux valgus jsou velmi ojedinělé a většina z nich se soustředí hlavně na pooperační stavy.

Z výsledků vyplývá, že se liší vybrané parametry chůze u segmentů dolních končetin u osob s hallux valgus proti osobám z kontrolní zdravé skupiny. Nejvíce změn jsme zaznamenali v oblasti hlezenního a kolenního kloubu. U hlezenního kloubu jsme sledovali maxima dorzální flexe ve stojné fázi a plantární flexe ve stojné i ve švihové fázi. Perry & Burnfield (2010) udává průměrnou velikost prvního maxima plantární flexe v KC 5°. Dochází

k němu ve fázi postupného zatěžování. V našem případě tohoto vrcholu dosáhla kontrolní skupina. U osob s HV byly hodnoty vyšší, a to $8,8^\circ$. U dorzální flexe uvádí Perry & Burnfield (2010) maximum 10° v 45 % KC. U kontrolní skupiny došlo k maximu v této části KC, ovšem hodnota dosahovala $16,6^\circ$. Průměrná hodnota u skupiny s HV byla $14,2^\circ$. Vzhledem k naší kontrolní skupině byla tato hodnota významně nižší. K druhému maximu plantární flexe dochází dle Perry & Burnfield (2010) na začátku počátečního švihů a jeho velikost udává 15° . U naší kontrolní skupiny jsme naměřili hodnoty $18,8^\circ$. Ovšem u skupiny s hallux valgus se hodnoty pohybovaly až okolo $22,1^\circ$, což je významně vyšší hodnota.

Janura et al. (2008) naměřili ve své studii u oboustranného juvenilního typu HV signifikantně vyšší plantární flexi pouze ve fázi postupného zatěžování. Hwang et al. (2006) uvádějí na základě 3D analýzy pohybu multisegmentového modelu nohy sníženou dorzální a plantární flexi hlezna u osob s hallux valgus, nejvíce v závěru stojné fáze. Podobný výzkum Deschamps et al. (2010) uvádí výraznou plantární flexi předonoží v předšvihové fázi, další významné rozdíly v této studii jsou patrné v jiných kloubech nohy a rovinách pohybu. V obou posledních zmiňovaných pracích se autoři zaměřili i na rozsah pohybu v I. MTP kloubu a uvádí, že u skupiny probandů s vbočeným palcem docházelo k výraznému zvýšení dorzální flexe v závěru stojné fáze.

Nadměrná plantární flexe hlezenního kloubu se odrazí na zkrácení délky kroku a snížení rychlosti chůze. Důsledkem větší plantární flexe ve fázi iniciálního kontaktu a postupného zatěžování je snížení velikosti flexe kolene, což se u našich probandů také projevilo (Perry & Burnfield, 2010).

V kolenním kloubu jsme u probandů s hallux valgus zaznamenali kromě snížení velikosti flexe jak ve stojné, tak ve švihové fázi i větší velikost extenze kolenního kloubu v obou fázích. Tyto změny byly ale ve srovnání s kontrolní skupinou rovnoměrné a tudíž se neprojevily na celkovém rozsahu pohybu. Perry & Burnfield (2010) uvádí první maximum flexe kolenního kloubu o velikosti 20° . Probandi z kontrolní skupiny dosahovali této úrovně ($20,4^\circ$), u probandů byla naměřená flexe významně nižší, a to $16,2^\circ$. Perry & Burnfield (2010) k flexi ve fázi postupného zatěžování dodávají, že její velikost je významně ovlivněna rychlostí chůze, a to především zpomalení jejího tempa. Ve srovnání s chůzí o rychlosti 90 m/min chůze o rychlosti 60 m/min snižuje velikost flexe na 67 %. Ze zmíněného se lze domnívat, že probandi ze skupiny s hallux valgus mohli jít nižší rychlostí.

K prvnímu minimu flexe kolenního kloubu dochází v polovině konečného stoje a průměrnou hodnotu uvádějí Perry & Burnfield (2010) jako 5°. Zdraví jedinci v naší studii dosahovali hodnoty 5,8°, probandi s HV hodnoty významně nižší, a to 1,7°. Druhý vrchol flexe se objevuje ve fázi iniciálního švihů. Průměrná hodnota je autorkou Perry (1992) udávána jako 65°, Whittle (1997) uvádí rozpětí 60–70°. V kontrolní skupině dosáhli probandi průměrné hodnoty 66,6°. Významně nižší hodnoty se ukázaly u osob s hallux valgus (62,6°). Přestože jsou hodnoty vzhledem ke skupině zdravých jedinců signifikantně nižší, stále se pohybují v uvedených průměrech. Druhé minimum flexe se objevuje těsně před koncem švihové fáze, kdy dosahuje plné extenze 0°. Zde kontrolní skupina dosahovala hodnot 1,6°. U výzkumného souboru byly hodnoty extenze kolene signifikantně vyšší, a to -1,1°.

Janura et al. (2008) vyhodnotili u osob s oboustranným juvenilním typem HV u druhého vrcholu flexe naopak zvýšené hodnoty. Stejně tak zaznamenali u stejné skupiny osob zvýšenou flexi kyčelního kloubu.

V oblasti kyčelního kloubu a pánve u našich probandů nevykazovaly hodnoty žádné významné rozdíly, vybrané parametry se tedy od zdravé populace nelišily. Lze se domnívat, že u mírných stupňů deformity hallux valgus u jinak zdravých mladých lidí nemusí docházet ke kompenzačním změnám v této oblasti pohybového systému, které by se promítly na chůzi.

Co se týče dynamiky chůze, byly v oblasti minima vertikální složky reakční síly naměřeny vyšší hodnoty u probandů s hallux valgus. V této fázi dochází k extenzi kolenního kloubu, těžiště je v nejvyšší poloze z celého krokového cyklu, tělo je přenášeno přes stojnou nohu, která brzdí tíhu těla. Extenze kolenního kloubu zabraňuje nadměrnému snížení těžiště těla při pohybu těla vpřed. Zánoží se postupně abdukuje a tento pohyb se odehrává kolem metatarzophalangeálního kloubu (Valmassy, 1996). Jestliže je změněná biomechanika metatarzophalangeálního kloubu palce, můžeme se domnívat, že zatížení chodidla na konci středního stoje bude u osob s hallux valgus přetrvávat v oblasti středonoží, což přispěje i k vyšším hodnotám minima vertikální složky reakční síly.

U mediolaterální složky reakční síly jsme u probandů s hallux valgus naměřili snížené hodnoty maxima v době akcelerační fáze, které zůstali beze změn i s aplikovaným tapem. Domníváme se, že snížené hodnoty v této fázi poukazují na změny v zatížení chodidla u osob s hallux valgus. Síla působí více v laterálním směru, což znamená, že probandi méně zatěžovali palec a první metatarzus při odšlapu. Dostupná literatura uvádí, že na noze

s deformitou hallux valgus se zatížení přenáší více přes laterální metatarzy než přes první a druhý prst (Waldecker, 2004).

Jednou z možností, jak konzervativním způsobem ovlivnit deformitu hallux valgus je taping. Zajímalo nás, zda se jeho aplikace nějakým způsobem projeví při chůzi u těchto osob. Vybrali jsme si pevný tape, který působí ihned po nalepení, na rozdíl od elastického materiálu, který dává organismu větší prostor pro přizpůsobení se nové situaci (Vrbová, Pavlů & Pánek, 2011).

Z výsledků vyplývá, že se díky aplikaci tapu v několika parametrech měřené hodnoty přibližovaly hodnotám kontrolní skupiny a to v oblasti segmentů dolních končetin. Ve švihové fázi u kolenního a ve stojné fázi u kyčelního kloubu jsme zaznamenali tendenci ke zvýšení extenze oproti kontrolní skupině i oproti hodnotám před aplikací tapu. U kolenního kloubu se po aplikaci navíc zvýšila hodnota flexe ve švihové fázi. Zvýšení těchto hodnot se pak projevilo v celkovém rozsahu pohybu kolenního kloubu, který se v porovnání před aplikací zvětšil. Jelikož studie k této problematice nejsou v této době dostupné, nemáme pro naše výsledky žádné srovnání.

Soubor probandů v našem výzkumu tvořil z hlediska klinických nálezů sourodou skupinu. Z důvodu zachování homogenity byl všem probandům aplikován tape stejným způsobem. V praxi je pak vhodnější k tapování přistupovat individuálně dle nálezu.

V odborné literatuře se setkáváme s názorem, že hallux valgus je často spojen s pes planus (Joseph & Mroczek, 2007). Z tohoto důvodu jsme u probandů zařadili i tape na příčnou a podélnou klenbu. Před vlastním měřením jsme se setkali s 9 z 10 případů s příčným plochonožím, ale pouze se 2 případy podélného plochonoží. Bylo by proto také zajímavé zjistit, zda by aplikace tapu pouze na příčnou klenbu, vykazovala stejné výsledky jako aplikace tapu v naší studii.

Z hlediska platnosti výsledků této práce bychom pro příští studie doporučovali vyzkoušet jiné typy tapovacích pásek a způsoby jejich aplikace na větším počtu probandů a ověřit, zda by neměly lepší výsledky, případně zhodnotit, které z nich by nejlépe ovlivňovaly tuto deformitu a v kterých stádiích deformity hallux valgus by bylo ještě možné docílit pozitivních změn. Myslíme si, že by bylo vhodné také vyzkoušet, jak by se na parametrech chůze projevilo dlouhodobé pravidelné aplikování tapu, a zda by se případně ukázaly tendence ke zpomalování progresu této deformity. Pokud by se prokázaly pozitivní

změny, znamenalo by to bezesporu velkou pomoc a snad by bylo možné snížit počet operativních korekcí.

Tapování by mělo být považováno za dílčí, ale důležitý článek v komplexním přístupu k léčbě hallux valgus. Na rozdíl od operativního zásahu nepředstavuje tak velkou finanční zátěž.

Dnešní doba díky technické vyspělosti umožňuje analyzovat efekty v praxi fyzioterapie, a lze tak vyhovět současným požadavkům medicíny založené na důkazu, což je důležité pro rozvoj tohoto oboru. Dynamická a kinematická analýza patří mezi neinvazivní metody, pomocí nichž je možné odhalit i zkušeným okem přehlédnutelné nálezy, které mohou vést k poruchám v pohybovém systému s případným řetězením.

7 ZÁVĚR

Z výsledků naší studie je patrné, že deformita hallux mírného stupně ovlivňuje pohyb segmentů dolních končetin a mění i jednotlivé složky reakční síly podložky. Z našich měření vybraných dynamických a kinematických parametrů chůze u probandů s hallux valgus vyplývá:

- snížená velikost dorzální flexe nohy v hlezenním kloubu ve stojné fázi,
- zvýšená velikost plantární flexe nohy v hlezenním kloubu ve stojné i švihové fázi,
- snížená velikost flexe kolenního kloubu ve stojné i ve švihové fázi,
- zvýšená velikost extenze kolenního kloubu ve stojné i švihové fázi,
- snížení velikosti maxima mediolaterální složky reakční síly podložky v akcelerační fázi,
- zvýšení hodnoty minima vertikální složky reakční síly podložky ve fázi mezistoje.

Po aplikaci tapu u probandů s deformitou hallux valgus došlo ke:

- snížení velikosti plantární flexe nohy v hlezenním kloubu ve stojné fázi,
- snížení velikosti plantární flexe nohy v hlezenním kloubu ve švihové fázi k hodnotám kontrolní skupinou,
- zvýšení velikosti dorzální flexe nohy v hlezenním kloubu ve stojné fázi,
- zvýšení velikosti flexe kolenního kloubu ve švihové fázi,
- zvýšení celkového rozsahu pohybu kolenního kloubu,
- zvýšení extenze kyčelního kloubu na konci stojné fáze,
- zvýšení maxima vertikální složky reakční síly podložky v první polovině stojné fáze směrem k hodnotám kontrolní skupiny.

8 SOUHRN

V této práci jsme analyzovali vybrané dynamické a kinematické parametry chůze u osob s deformitou hallux valgus. V teoretické části uvádíme přehled poznatků o kineziologii kloubů dolních končetin, o typologiích nohy, charakteristikách chůze a krokového cyklu a možnostech analýzy chůze. Dále jsme se zabývali problematikou hallux valgus, a to patogenezí, etiologií, chůzí u osob s touto deformitou, diagnostikou a možnostmi terapie. V praktické části uvádíme metodiku výzkumu, kde popisujeme charakteristiku výzkumného souboru, přípravu a vlastní měření.

Cílem výzkumu bylo jednak srovnání sledovaných parametrů u osob s hallux valgus s kontrolní skupinou, ale především posouzení rozdílů ve sledovaných parametrech před a po následné aplikaci pevného tapu u osob s hallux valgus. U všech vyšetřovaných osob byly vyloučeny jakékoli jiné faktory (úrazy, onemocnění apod.), které by ovlivnily jejich chůzi.

Pro objektivní zhodnocení chůze jsme vybrali systém Vicon MX synchronizovaný se dvěma tenzometrickými plošinami značky Kistler. Výzkumný soubor tvořilo 10 osob (8 žen, 2 muži) s oboustranným výskytem hallux valgus I. MTP kloubu v rozsahu mírné až středně těžké deformity. Průměrná hodnota byla $18,7^\circ$. Kontrolní skupinu tvořilo 14 osob (11 žen a 3 muži). Věkový průměr všech osob byl 24,5 let. Získaná data byla statisticky zpracována v programu Statistica pomocí neparametrického nepárového Mann-Whitneyova testu a neparametrického párového Znaménkového testu.

Výsledky našeho výzkumu ukázaly, že aplikovaný tape u osob s hallux valgus významně ovlivňuje při chůzi některé dynamické i kinematické parametry kloubů dolních končetin v sagitální rovině. Aplikace tapu u našich probandů způsobila v hlezenním kloubu snížení velikosti plantární flexe v obou fázích krokového cyklu a zvýšení velikosti dorzální flexe ve stojné fázi. U kolenního kloubu došlo ke zvýšení flexe ve švihové fázi a zvýšení celkového rozsahu pohybu na úroveň kontrolní skupiny. U kyčelního kloubu způsobil aplikovaný tape zvýšení extenze. U dynamických parametrů došlo ke zvýšení maxima vertikální složky reakční síly podložky v první polovině stojné fáze k hodnotám kontrolní skupiny.

Uvedené výsledky práce naznačují, že tapování v terapii hallux valgus může pozitivně ovlivnit provedení chůze.

9 SUMMARY

This study analyzes selected dynamic and kinematic gait parameters in patients suffering from hallux valgus deformity. The theoretical part summarizes kinesiological information about lower extremity joints, feet typology, gait and gait cycle characteristics and the possibilities of gait analysis. Furthermore the issue of hallux valgus deformity is addressed, specifically pathogenesis, etiology, gait in persons suffering from this deformity, diagnosis and treatment options. The practical part describes the research methodology, the characteristics of the research sample, the preparations and the measurement as such.

The aims of the research are to compare the monitored parameters in patients suffering from hallux valgus deformity and in persons in the control group and primarily to assess the differences in the monitored parameters before and after the non-elastic tape application in persons suffering from hallux valgus deformity. In all participants any other factors (injury, illness, etc.) that would affect their gait were excluded.

For the impartial assessment of gait the Vicon MX system synchronized with two Kistler force platforms was chosen. The research sample consisted of 10 persons (8 women, 2 men) suffering from mild to medium-severe stage of bilateral hallux valgus deformity in I. MTP joint. The average value was 18.7 °. The control group consisted of 14 persons (11 women and 3 men). The average age of all participants was 24.5 years. The data obtained were statistically processed using the Statistica program, the unpaired non-parametric Mann-Whitney test and the paired non-parametric sign test.

The results of the research show that tape application in patients suffering from hallux valgus significantly affects certain dynamic and kinematic parameters of the lower extremity joints in the sagittal plane. Tape application in our patients resulted in reducing the size of the plantar flexion in the ankle joint during both phases of the gait cycle, increasing the size of dorsiflexion in the stance phase. As far as the knee joint is concerned, the flexion in the swing phase increased and the overall range of motion augmented to the level of the control group. Tape application to the hip joint caused an increase of extension. As for dynamic parameters, the maximum of the vertical component of the ground reaction force in the first half of the stance phase was increased towards the values of the control group.

The results of the study suggest that taping as a part of the treatment of hallux valgus deformity can positively influence the gait performance.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

1. Anonymous 1. (2011). *Dynamická plantografie*. Retrieved 15. 12. 2011 from the World Wide Web: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>
2. Anonymous 2. (2008). *Vicon Plug-in Gait Product Guide – Foundation Notes Revision 1.0*. Oxford: Vicon motion systems.
3. Barnicot N., A., & Hardy R., H. (1955). The position of the hallux in West Africans. *J. Anat.* 89, 355–361.
4. Bayar, B., Erel, S., Şimsek, İ. E., Sümer, E., Bayar, K. (2011). The effects of taping and foot exercises on patients with hallux valgus: a preliminary study. *Turk J Med Sci*, 41(3), 403–409.
5. Coughlin M. J., & Thompson F. M. (1994). The high price of high-fashion footwear. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 76(10), 1586–1593.
6. Čihák, R. (2001). *Anatomie 1*. Praha: Grada Publishing.
7. Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
8. Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
9. Fallat, L. (2010). Expert insights on performing the Akin osteotomy. *Podiatry Today*, 23(1), 22–30.
10. Ferrari, J., Higgins J. P., & Prior, T. D. (2012). Interventions for treating hallux valgus (abductovalgus) and bunions. *Cochrane Database Syst Rev*, 2. Retrieved 14. 2. 2012 from Word Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19370560>
11. Flandera, S. (2006). *Tejpování: prevence poruch pohybového aparátu: příručka pro maséry a fyzioterapeuty*. Olomouc: Poznání.
12. Flandera, S., & Hrdlička, L. (2001). *Taping: prevence a léčba poruch pohybového aparátu*. Olomouc: Poznání.
13. Frank, C. J., Satake, N., Robinson D. E., Gentchos, C. E. Hallux valgus [online] Available from: <http://emedicine.medscape.com/article/1232902-overview> Updated: Feb 17, 2012.
14. Giannini, S., Catani, F., Benedetti, M. G., Leardini, A. (1994). Gait analysis. Methodologies and clinical applications. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems.

15. Gilheany M. F., Landorf K. B., & Robinson P. (2008). Hallux valgus and hallux rigidus: a comparison of impact on health-related quality of life in patients presenting to foot surgeons in Australia. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1(14).
16. Glasoe, W. M., Nuckley, D. J., & Ludewig, P. M. (2010) Hallux valgus and the first metatarsal arch segment: a theoretical biomechanical perspective. *Physical Therapy*, 90(1), 110–120.
17. Glasoe, W. M., Yack, H. J., & Saltzman, CH., L. (1999). Anatomy and Biomechanics of the First Ray. *Physical Therapy*, 79(9), 854–859.
18. Hardy, R. H., & Clapham, J. C. R. (1951). Observations on hallux valgus based on a controlled series. *J. Bone Joint Surg.*, 33, 376.
19. Hermachová, H. (1996). O fenoménu bariéry. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 3(2), 81–85.
20. Ishizuka, T. (2000). International perspectives. Hallux valgus in Japan (pp. 529–539). In V. J. Hetherington (Ed.), *Hallux valgus and forefoot surgery*. Cleveland: Ohio College of Podiatric medicine.
21. Janura, M. (2001). Videografická vyšetřovací metoda, její limity a možnosti využití. Habilitační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc, Česká republika.
22. Janura, M., Zahálka F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
23. Janura, M., Porada, V., & Zahálka, F. (2007). Vymezení základních pojmů kinematické analýzy pohybu člověka pro potřeby kriminalistické identifikace. *Karlovarská právní revue* 3(4), 29–47.
24. Janura, M., Cabell, L., Svoboda, Z., Kozáková, J., Gregorková, A. (2008). Kinematic Analysis of Gait in Patients with Juvenile Hallux Valgus Deformity. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 3(3), 390–398.
25. Jones, S., Al Hussainy, H. A., Ali, F., Betts, R. P., Flowers, M. J. (2004). Scarf osteotomy for hallux valgus: a prospective clinical and pedobarographic study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 86-B, 830–836.
26. 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.
27. Kapandji, I., A. (1991). *The physiology of the joints*. Vol. 2, Lower limb. Edinburgh: Churchill Livingstone.

28. Kato T, & Watanabe S. (1981). The etiology of hallux valgus in Japan. *Clin. Orthop.* 157, 78–81.
29. Khamis, S., & Yizmar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture*, 25(1), 127–134.
30. Kilmartin, T. E., & Wallace, W. A. (1992). The significance of pes planus in juvenile hallux valgus. *Foot Ankle*, 13(2), 53–56.
31. Klenerman, L., Wood, B., & Griffin, N., L. (2006). *The Human Foot*. London: Springer-Verlag London Limited.
32. Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
33. 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.
34. Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bertinelli, D., Natio, R. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*, 25(3), 453–462.
35. Matějovský, Z. (2002). Statické deformity přednoží. Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. Retrieved 27. 2. 2008 from the World Wide Web: <http://www.cls.cz/dp>
36. Matějů, H. (2006). Vliv funkčního tapu na interakci chodidla s podložkou během chůze. *Mladí Evropané ve vědě 2005. Sborník příspěvků mezinárodní studentské vědecké konference*. Praha: UK v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 90–96.
37. Michaud, C., T. (1997). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Massachusetts: Newton.
38. Menz, H. B., & Lord, S. R. (2005). Gait instability in older people with hallux valgus. *Foot Ankle Int.* 26(6), 483–489.
39. NGuyen, U. S. D. T., Hillstrom, H. J., Li, W., Dufour A. B., Kiel, D. P., Procter-Gray, E., Gaqnon, M. M., Hannan, M. T. (2010). Factors associated with hallux valgus in a population-based study of older women and men: the MOBILIZED Boston Study. *Osteoarthritis and Cartilages*, 18(1), 41–46.
40. Panchbhabhi, V. K. *Hallux valgus osteotomy* [online] Available from: <http://emedicine.medscape.com/article/2000519-overview> Updated: Aug 2, 2011.
41. Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, N. J.: Slack Incorporated.
42. Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, N. J.: Slack Incorporated.

43. 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 Ankle Surgery*, 46(3), 149–154.
44. Pilný, J. a kol. (2007). *Prevence úrazů pro sportovce*. Praha: Grada Publishing.
45. Quill, G. E. (2012). Juvenile and adolescent hallux valgus. Retrieved 24. 2. 2012 from World Wide Web: https://www.louortho.com/documents/quill_juvenile.pdf
46. Regnauld, B. (2000). International perspectives. Surgical treatment in hallux valgus (pp. 552–560). In V. J. Hetherington (Ed.), *Hallux valgus and forefoot surgery*. Cleveland: Ohio College of Podiatric medicine.
47. Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
48. Robinson, A. H. N., & Limbers, J. P. (2005). Modern concepts in the treatment of hallux valgus. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 87-B, 1038–1045.
49. Rose, J., & Gamble, J. (1994). *Human walking*. Baltimore, Maryland: Williams and Wilkins.
50. Saragas, N. P., & Becker P. J. (1995). Comparative radiographic analysis of parameters in feet with and without hallux valgus. *Foot Ankle Int*, 16(3), 139–143.
51. Saro, C. (2007). *Hallux valgus surgery – epidemiological aspects and clinical outcome*. Akademisk Avhandling, Karolinska Institutet, Stockholm.
52. Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg*, 35-A, 543–558.
53. Shine, I. B. (1965). Incidence of Hallux Valgus in a Partially Shoe-wearing Community. *British Medical Journal*, 1, 1648–1650.
54. Skoták, M., & Běhounek, J. (2006). Scarf osteotomie a její použití u postižení předonoží. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechosl*, 73, 18–22.
55. Smidt, G. L. (1990). *Gait in rehabilitation*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
56. Sosna, A. a kol. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
57. Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace-Systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26–31.
58. Teodoro, E. C. M., Tomazini, J. E., & Nascimento, L. F. C. (2007). Hallux valgus and flat feet: Are plantar forces equal? *Acta Ortopédica Brasileira*, 15(5), 242–245.
59. Tanaka, Y., Takakura, Y., Kumai, T., Samoto, N., Tamai, S. (1995). Radiographic analysis of hallux valgus. A two-dimensional coordinate system. *J. Bone Joint Surg.*, 77A, 205.

60. Thomas, S., & Barrington, R. (2003). Hallux valgus. *Current Orthopaedics*, 17, 299–307.
61. Toppischová, M., & Šnoplová, A. (2008). Funkce nohy. *Bolest*, 2, 109–111.
62. Torkki, M. (2004). *Surgery for hallux valgus*. Academic Dissertation, Medical Faculty of the University of Helsinki, Helsinki.
63. Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. Missouri: Mosby.
64. Vařeka, I., & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabil. fyz. lék.*, 8(1), 33–37.
65. Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94–102.
66. Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita. Část 1. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115–121.
67. Vařeka, I. (2004). Pronace/everze v subtalárním kloubu vyvolaná flexí v kolenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(4), 163–168.
68. Vařeka, I., & Vařeková, R. (2005). Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(4), 156–166.
69. Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
70. Vaughan, L., Brian, L. D., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.
71. Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Katedra fyzioterapie Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy.
72. Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
73. Vrbová, M., Pavlů, D., & Pánek, D. (2011). Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 18(2), 87–96.
74. Wai-Hang, J. L. (2004). *Are you left handed? Footedness questionnarire*. Retrieved 20. 4. 2008 from World Wide Web: http://www.jackielam.net/handedness/test_foot.htm
75. Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis: an introduction* (2nd ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.
76. Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.
77. Wu, D., & Louie L. (2010). Does Wearing High-heeled Shoe Cause Hallux Valgus? A Survey of 1,056 Chinese Females. *The Foot and Ankle Online Journal* 3(5): 3.

11 ZKRATKY

| | |
|------|-----------------------------------|
| 2 D | dvojdimenzionální |
| 3 D | trojdimenzionální |
| BMI | body mass index |
| COP | centre of pressure |
| DK | dolní končetina |
| DKK | dolní končetiny |
| DMAA | distal metatarsal articular angle |
| GRF | ground reaction force |
| HV | hallux valgus |
| HAV | hallux abductovalgus |
| HVA | hallux valgus angle |
| IM | intermetatarzální |
| IMA | intermetatarsal angle |
| KC | krokový cyklus |
| m. | musculus |
| mm. | musculi |
| MTP | metatarzophalangeální |
| PC | počítač, počítačov/é/ý/á |
| TV | televizní |

12 PŘÍLOHY

Seznam příloh

Příloha 1 – Funkční vztahy kloubů dolních končetin v otevřeném a uzavřeném řetězci (upraveno dle Vařeky & Vařekové, 2009)

Příloha 2 – Radiologické hodnocení úhlů u hallux valgus dle vybraných autorů

Příloha 3 – Příklady tapování hallux valgus

Příloha 4 – Informovaný souhlas

Příloha 5 – Vstupní dotazník

Příloha 6 – Zkrácený kineziologický rozbor

Příloha 1.

| Otevřený řetězec | | | Uzavřený řetězec | |
|----------------------|------------------------------|-----------------------------|--|--|
| noha | supinace nohy | pronace nohy | supinace zánoží | pronace zánoží |
| předonoží | supinace | pronace | (relat.) pronace | (relat.) supinace |
| | plantiflexe | dorziflexe | (relat.) plantiflexe | (relat.) dorziflexe |
| | addukce vzhledem k zánoží | abdukce vzhledem k zánoží | (addukce v T rovině) vzhledem k zánoží | (abdukce v T rovině) vzhledem k zánoží |
| kalkaneus | supinace | pronace | supinace | pronace |
| | plantiflexe | dorziflexe | dorziflexe | plantiflexe |
| | addukce vzhledem k talu | abdukce vzhledem k talu | (abdukce v T rovině) | (addukce v T rovině) |
| talus | plantiflexe vzhledem k bérci | dorziflexe vzhledem k bérci | abdukce v T rovině (resp. zevní rotace) vzhledem ke kalkaneu | addukce v T rovině (resp. vnitřní rotace) vzhledem ke kalkaneu |
| bérec | | | zevní rotace | vnitřní rotace |
| | | | mediální inklinace vzhledem k noze | laterální inklinace vzhledem k noze |
| koleno | | | extenze | flexe |
| kyčel | | | zevní rotace | vnitřní rotace |
| pánev | | | retroverze | anteverze |
| bederní páteř | | | oploštění | lordotizace |

Příloha 2.

Dungl (2005):

norma: IMA 0–14°, HVA nepřevyšuje 16°,

mírná deformita: HVA 17–25°,

závažná: HVA 26–35°,

subluxace: HVA nad 35°.

Joseph & Mroczek (2007):

norma: IMA do 9°, HVA do 15°, DMAA do 10°,

1. stupeň: IMA do 11°, HVA do 20°, DMAA dále neuvádí,

2. stupeň: IMA do 16°, HVA 20–40°,

3. stupeň: IMA nad 16°, HVA nad 40°.

Regnauld (2000):

1. stupeň: obsahuje metatarzus primus varus, IMA 5–20°, HVA 10–20°,

2. stupeň: IMA 20–30°, HVA 20–40°,

3. stupeň: IMA nad 30°, HVA nad 40°.

Robinson & Limbers (2005):

norma: IMA do 9°, HVA do 15°, DMAA do 10°,

mírná deformita: IMA do 13°, HVA do 19°,

střední: IMA 14–20°, HVA 20–40°,

závažný: IMA nad 20°, HVA nad 40°.

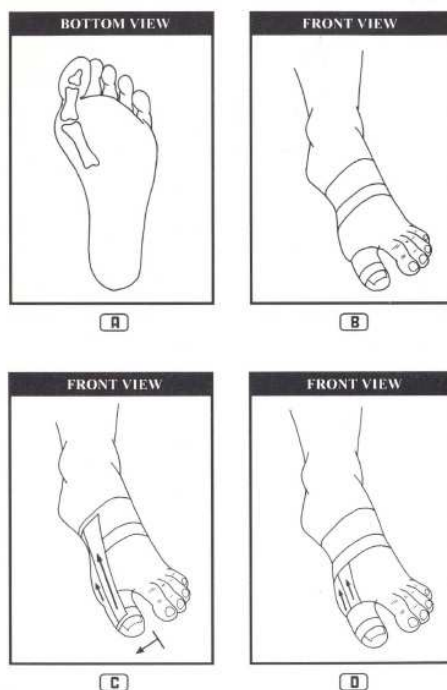
Příloha 3.



a) Tapování hallux valgus z Medical Tape Concept, možno nalepit dvojitě (vlastní foto)



b) Zdroj:http://www.naturheilpraktik.net/website/cms/index.php?option=com_content&view=article&id=12&Itemid=12



c) Tento typ tapu je uveden v knize: Kennedy, R. (1995). *Mosby's sports therapy taping guide*. St. Louis: Mosby-Year Book.

Příloha 4.

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI – FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

Informovaný souhlas

Vliv tapu na dynamické a kinematické parametry chůze u osob s deformitou hallux valgus

Jméno:

Datum narození:

Účastník je do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Vstupní dotazník

(vybranou odpověď zakroužkujte)

Jméno a příjmení:

Datum narození:

-
- **Úrazy či operace na dolních končetinách, pánvi, páteři:**
ne ano: (čeho a kdy?).....
.....
 - **Onemocnění nebo další vady dolních končetin, pánve nebo páteře:**
ne ano: (jaké?).....
.....
 - **Jiné onemocnění (napiš):**
.....
 - **Bolí vás dnes něco?**
ne ano (lokalizace bolesti):.....
 - **Provozujete sport?:**
ano: ne
rekreačně (jaký, jak často?).....
závodně (jaký):
 - **Přítomnost deformity hallux valgus:**
ne ano: oboustranně jednostranně: vpravo vlevo
 - **Diagnostikovaná deformita hallux valgus na rtg:**
ano ne
 - **Přítomnost deformity hallux valgus v rodině:**
ne ano (u koho):.....
 - **Dominance dolní končetiny** (český překlad dotazníku Footedness questionnaire /Wai-Hang, 2004/ k určení dominance dolní končetiny)

Bodové hodnocení:

- Kterou nohou kopnete do míče, abyste trefili cíl? levá 1, obě 2, pravá 3
- Kterou nohu použijete na zvednutí malého kamínku prsty? levá 1, obě 2, pravá 3
- Kterou nohou zašlápnete hmyz? levá 1, obě 2, pravá 3
- Kterou nohou vystoupíte první na židli? levá 1, obě 2, pravá 3

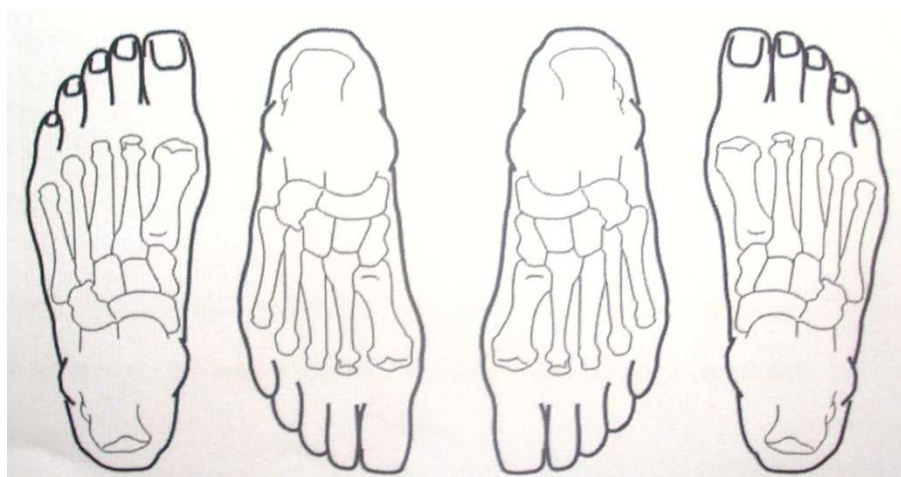
Výsledky:

- 11-12 výhradní pravák
- 9-10 smíšené praváctví
- 8 ambidexter
- 6-7 smíšené leváctví
- 4-5 výhradní levák

- **Vyšetření nohy:**

| | Pravá | Levá |
|-------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|
| Anatomický typ | Egyptský/Řecký/Polynéský/ Jiný | Egyptský/Řecký/Polynéský/ Jiný |
| Hallux (3) | valG/ N/ vaR/ VR | valG/ N/ vaR/ VR |
| I. metatarz (4) | N/ MPV | N/ MPV |
| Prsty | Normální/ Kladívkovité | Normální/ Kladívkovité |
| Podélná klenba | Norma/ Snížená | Norma/ Snížená |
| Příčná klenba (v zatížení) | Norma/ Snížená | Norma/ Snížená |
| Schopnost abdukce halluxu | Ano/ Ne | Ano/ Ne |

- **Lokalizace otlaků**



- **Véleho test:** vpravo: norma/ pozitivní vlevo: norma/ pozitivní

Legenda:

- (1) VR – vnitřní rotace; N – neutrální; ZR – zevní rotace
- (2) valG – valgózní postavení, vaR – varózní postavení
- (3) valG – valgózní; N – neutrální; vaR – varózní; VR – vnitřní rotace
- (4) N – neutrální; MPV – metatarsus primus varus