

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Zuzana Hlinková

Vliv palce nohy na stabilitu stoje a chůze

Diplomová práce

Praha 2008

Autor práce: Zuzana Hlinková
Vedoucí práce: Mgr. Petra Valouchová, Ph.D.
Oponent práce:
Datum obhajoby:

Hodnocení:

Bibliografický záznam

HLINKOVÁ, Zuzana. *Vliv palce nohy na stabilitu stoje a chůze*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2008. 90 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Petra Valouchová, Ph.D.

Anotace

Diplomová práce „Vliv palce nohy na stabilitu stoje a chůze“ se zabývá funkcí palce nohy ve stoji a chůzi, zejména jeho vlivem na stabilitu zmíněných motorických stereotypů. V teoretické části jsou na základě literární rešerše shrnuty poznatky o anatomii a kineziologii palce. Její součástí je i analýza krokového cyklu a svalových souher, které se v rámci krokového cyklu uplatňují, s důrazem na aktivitu nohy a funkci svalů palce.

Praktická část práce se zabývá objektivizací změn stability a změn zatížení dolních končetin spojených s deformitou hallux valgus pomocí přístrojových vyšetřovacích metod. K měření bylo použito silové plošiny Balance Master® a kontaktního koberce přístroje GaitPlatform FDM. Na silové plošině Balance Master® byly porovnávány parametry spojené s pohybem těžiště těla a udržováním stability stoje, kontaktní koberec byl využit pro měření reakčních sil podložky při chůzi a stoji.

Klíčová slova

palec, hallux valgus, reakční síly, centrum tlakové síly (centre of pressure, COP), centrum gravitační síly (centre of gravity, COG)

Annotation

The diploma thesis „Vliv palce nohy na stabilitu stoje a chůze“ is focused on the function of hallux at stance and through the gait cycle and particularly to hallux influence on stability of the stated motor stereotypes.

The theoretical part summarizes the knowledge gained through literature research on anatomy and kinesiology of hallux. It also contains analysis of gait cycle and muscle coordination through it with emphasis upon activity of foot and function of hallux muscles.

The practical part attempts to objectivize changes in stability and changes of loading of foot with instrumental examination. Force plate Balance Master® and GaitPlatform FDM were used for the measurements. On the force plate the parameters of movement of the centre of mass (COM, COG) and maintenance of stability while standing were compared. GaitPlatform® was used for measurement of ground reaction forces while standing and walking.

Keywords

hallux, hallux valgus, ground reaction force, centre of pressure (COP), centre of gravity (COG)

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci zpracovala samostatně a použila jen uvedené prameny a literaturu. Současně dávám svolení k tomu, aby tato diplomová práce byla umístěna v Ústřední knihovně UK a používána ke studijním účelům.

V Praze dne

Zuzana Hlinková

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala Mgr. Petře Valouchové, Ph.D. za velmi cenné rady a čas, který mi při vedení diplomové práce věnovala. Dále bych chtěla poděkovat všem probandkám, které se zúčastnily výzkumu. Dík za podporu a trpělivost patří také mým blízkým.

Seznam použitých zkratek

ABD	abdukce
ADD	addukce
BMI	index tělesné hmotnosti, body mass index
CNS	centrální nervová soustava
COG	centrum gravitační síly, centre of gravity
COM	těžiště těla, centre of mass
COP	centrum tlakových sil, centre of pressure
EXT	extenze
FFL	fáze reakce na zatížení, foot flat
FL	flexe
H ₀	nulová hypotéza
HL	konečný stoj, heel lift
HS	fáze iniciálního kontaktu, heel strike
LDK	levá dolní končetina
LF	směr doleva dopředu, left forward
LOS	limity stability, limits of stability
PDK	pravá dolní končetina
RB	směr doprava dozadu, right back
RWS	rytmické přenášení hmotnosti, rhythmic weight shift
TO	odval palce, toe off
US	stoj na jedné dolní končetině, unilateral stance
WBS	vyšetření rozložení zatížení dolních končetin, weight bearing/squat
WHO	Světová zdravotnická organizace, World Health Organization
2D, 3D	dvoj-, trojdimenzionální

Obsah

OBSAH	9
ÚVOD	11
1 PŘEHLED POZNATKŮ	12
1.1 Funkční anatomie palce nohy	12
1.2 Palec nohy v nožní klenbě	14
1.3 Řízení volní motoriky.....	15
1.4 Kineziologie – stabilita stoje a chůze	16
1.4.1 Postura	16
1.4.2 Stabilita stoje.....	17
1.4.3 Stabilita chůze	18
1.5 Kineziologie – posturální ontogeneze	19
1.5.1 Diferenciace svalové funkce.....	19
1.5.2 Lokomoce v ontogenezi	20
1.6 Práce nohy při stoji a chůzi.....	22
1.6.1 Funkce nohy při zajišťování stability stoje a chůze	22
1.6.2 Fáze chůze	23
1.6.3 Noha ve stojné fázi	23
1.6.4 Noha ve švihové fázi	27
1.6.5 Palec nohy při chůzi.....	29
1.6.6 Svaly palce při chůzi	31
1.7 Hallux valgus a jeho vliv na chůzi	33
1.7.1 Hallux valgus.....	33
1.7.2 Hallux valgus a chůze	35
1.8 Reakční síly a objektivní metody jejich měření	37
1.8.1 Základní pojmy.....	37
1.8.2 Reakční síly při stoji a chůzi	39
1.8.3 COP při stoji a chůzi.....	41
1.8.4 Konfidenční elipsa COP.....	42
1.8.5 Pohyb COP při chůzi.....	43
1.8.6 Pohyb COP v ontogenezi.....	44
1.8.7 Silové plošiny.....	45
2 CÍLE A HYPOTÉZY	46

2.1	<i>Cíle práce</i>	46
2.2	<i>Hypotézy</i>	46
3	METODIKA VYŠETŘENÍ	47
3.1	<i>Popis přístroje</i>	47
3.1.1	<i>GaitPlatform FDM</i>	47
3.1.2	<i>Balance Master®</i>	48
3.2	<i>Popis souboru</i>	51
3.2.1	<i>Skupina pacientek s hallux vagus</i>	51
3.2.2	<i>Kontrolní skupina</i>	51
3.3	<i>Popis metodiky vyhodnocení výsledků</i>	53
4	VÝSLEDKY	54
5	DISKUZE.....	56
5.1	<i>Diskuze k teoretické části práce</i>	56
5.2	<i>Diskuze k praktické části práce</i>	58
	ZÁVĚR.....	64
	SOUHRN.....	65
	SUMMARY	66
	SEZNAM PŘÍLOH	75
	PŘÍLOHY	76

Úvod

Deformita palce nohy zvaná hallux valgus je poměrně častou poruchou pohybového systému. Obecně je vnímaná jako problém spojený s ženami středního a staršího věku. Jeho výskyt však není výjimkou u mladých žen, které jeho přítomnosti nepřikládají kromě kosmetického žádný další význam.

Palec se přitom významně podílí na funkci nohy při chůzi. Méně významná je jeho role při klidném vzpřímeném stoji, ale při stoji za náročnějších podmínek jeho podíl na zajištění stability nabývá významu. S přítomností deformity hallux valgus dochází nejen ke strukturálním změnám v oblasti prvního metatarzofalangeálního kloubu, ale současně i k funkčním poruchám ve stoji a chůzi.

V této práci jsem se pokusila shrnout poznatky o kineziologii palce nohy a jeho funkci při stoji a chůzi, v praktické části pak objektivizovat změny pohybového stereotypu stoje a chůze spojené s deformitou hallux valgus.

1 Přehled poznatků

1.1 Funkční anatomie palce nohy

Kosti a klouby prstců jsou svou stavbou blízké prstům ruky. Pro svou zásadní funkci nesení těla ve stoji a lokomoci se stavba nohy vyvinula poněkud odlišně. Prstce jsou kratší než prsty ruky, tarzální kosti jsou oproti karpálním mohutnější a zaujímají asi polovinu délky nohy (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004). Metatarzofalangeální a interfalangeální klouby nohy mají oproti ruce menší rozsah pohybu. Tyto klouby mají možnost pohybu směrem do dorzální a plantární flexe, ale jen velmi omezené množství abdukce a addukce (Abrahams, Craven, Lumley, 2005).

Podobně jako na ruce, i na noze je palec funkčně velmi významný. Podílí se na stabilizaci nohy, respektive jejího vnitřního paprsku ve stoji a chůzi, významně se účastní práce nohy při adaptaci na terén, při chůzi svaly palce zabezpečují odvinutí paty (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

Také na noze je palec svou stavbou vzhledem k ostatním prstcům poněkud odlišný. Jeho první metatarzofalangeální kloub je větší než ostatní. Jeho součástí jsou sezamské kosti, které jsou uloženy ve šlachách krátkých svalů. Sezamské kosti tvoří mezi sebou žlábk pro šlachu m. flexor hallucis longus, kterou tím podporují v jejím průběhu a zároveň poskytují ochranu (Abrahams et al., 2005).

Izolovaný pohyb palce je možný, v průběhu života však postupně klesá. Pohyb zajišťují krátké a dlouhé svaly. Mezi dlouhé svaly řadíme m. extensor hallucis longus a m. flexor hallucis longus, krátké svaly palce jsou m. abductor hallucis, m. adductor hallucis, m. extensor hallucis brevis a m. flexor hallucis brevis (viz Příloha č. 1, 2, 3, 4), který je uložen v plantě jako pokračování úponové šlachy m. tibialis posterior (Dylevský et al., 2000; Drake, Vogl, Mitchell, 2004; Gray's Anatomy of Human Body, 2008).

M. flexor hallucis longus je hlavním svalem účastnícím se odrazu nohy v terminální stojné fázi chůze. M. abductor hallucis se významněji než prováděním izolovaného pohybu uplatňuje jako stabilizátor mediálního paprsku nohy při stoji (Dylevský et al., 2000). Při jeho elektrické stimulaci bylo zjištěno zvýšení tlakových sil působících na anteromediální straně plosky (Gaillet et al., 2004). Caput transversum m. adductor hallucis se podílí na udržování příčné klenby nohy (Dylevský et al., 2000; Véle, 2006). Na palec působí také svaly bérce, které se upínají na bázi prvního metatarzu a os cuneiforme mediale - m. tibialis anterior, m. tibialis posterior, m. peroneus longus (Abrahams et al., 2005).

Svalem, který na horní končetině nemá svůj ekvivalent, je na noze m. flexor accessorius. Jde od posteriorní plochy kalkanea do šlach m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus anteriorně a jeho funkcí je napínat dlouhé šlachy flexorů. V případě, že jsou tyto flexory inhibovány (např. v průběhu stejné fáze chůze, kdy je noha nesena přes kotník tahem m. tibialis anterior a extenzorů nohy a prstů), může provádět flexi prstů (Abrahams et al., 2005).

1.2 Palec nohy v nožní klenbě

Hlavička prvního metatarzu společně s hlavičkou pátého metatarzu a hrbolem patní kosti tvoří tři body opory nohy. Tyto body ohraničují prostor pro příčnou a podélnou klenbu nohy (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004; Véle, 2006).

Příčná klenba nohy se rozpíná mezi hlavičkou prvního a pátého metatarzu. Podélnou klenbu tvoří mediální a laterální paprsek. Mediální paprsek klenby je výraznější a rigidnější než laterální a formují jej kostěné struktury talu, os naviculare, ossa cuneiformia, první až třetí metatarz a články prvního až třetího prstce. Laterální paprsek je tvořen kalkaneem, os cuboideum, metatarzy a články čtvrtého a pátého prstce (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004).

Klenba nohy je udržována pasivně stavbou kostí, kloubů a vazů a aktivně prací bérceových svalů a svalů nohy (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004). Tvar klenby je ovlivněn také nastavením proximálních segmentů, např. postavení v kyčelním kloubu. Na aktivních změnách tvaru klenby nohy v závislosti na zatížení nohy se podílí hlavně m. peroneus longus, m. tibialis posterior a caput transversum m. adductor hallucis (Véle, 2006).

Pro udržení klenby je nezbytná pasivní i aktivní komponenta, samotné působení svalové práce nebo pasivních struktur není dostatečné pro pevný a pružný došlap nohy. Elektromyograficky bylo ukázáno, že se svaly nohy zapojují do držení klenby nohy až při zatížení výraznějším, než je běžný stoj a chůze. Svaly tak svou prací poskytují nožní klenbě dynamickou rezervu (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004).

1.3 Řízení volní motoriky

Na řízení lidské motoriky se podílí všechny části centrální nervové soustavy (dále jen CNS), kortikální i subkortikální oblasti (Véle, 2006).

Činnost mozkové kůry je cílená a diferencovaná, její integrační a paměťová funkce hraje hlavní roli v tvorbě pohybových vzorů jako základu pohybových programů. Subkortikální oblasti ovládají zautomatizované pohybové funkce, mají integrační schopnost, ale jejich aktivita je méně diferencovaná. Přípravují tělo pro cílený pohyb a vytvářejí hrubý pohybový záměr. Při zpětnovazebné regulaci pohybu se ve spolupráci s kortexem podílí na jemnějším a přesnějším řízení pohybu (Véle, 2006).

Děje spojené s úmyslnými pohyby můžeme rozdělit do dvou fází – přípravná fáze a realizace pohybu. Na každé fázi se podílejí jiné oblasti CNS (Králíček, 2002).

Při přípravě úmyslného pohybu dochází v CNS k sensorické analýze prostředí a následnému vypracování plánu a konkrétního programu pohybu. V rámci sensorické analýzy se nejvíce uplatňuje zadní parietální (asociační) oblast kortexu, která provádí výběr a zpracování sensorické aference nutné pro provedení zamýšleného pohybu. Informace do této oblasti proudí zejména ze somatosenzorického a zrakového kortexu (Králíček, 2002).

Ze zadního parietálního kortexu a z bazálních ganglií dostává informace prefrontální korová oblast a doplňková motorická oblast kůry. Předpokládá se, že v prefrontálním kortexu probíhá vypracování plánu pohybu. V doplňkové motorické kůře dochází k programování vzorců úmyslných pohybů (Králíček, 2002).

Na realizaci úmyslných pohybů spolupracují premotorická a primární motorická oblast. Premotorická oblast přijímá aferenci převážně ze zadní parietální oblasti, doplňkové motorické oblasti a cerebrálního cerebella. Její aktivita zajišťuje posturu pro úmyslný pohyb a iniciaci pohybu spojenou se stáčením očí, hlavy, trupu a končetin ve směru plánovaného pohybu (Králíček, 2002).

Z primární motorické kůry vychází výsledný signál k provedení pohybu. Tato oblast řídí úmyslný pohyb podle vypracovaného plánu a programu, je rozhodující strukturou zejména pro jemnou akrální motoriku. Neřídí jednotlivé svaly ale komplexní pohyby (Králíček, 2002).

K optimálnímu pohybu je pro jeho řízení nutná spolupráce obou mozkových hemisfér, bez níž není možné optimální vyhodnocení aference a vypracování patřičných motorických programů (Trojan et al., 2005). Provedení pohybových vzorů je vždy jedinečné, protože je vždy ovlivněno aktuální percepcí a stavem mysli (Véle, 2006).

1.4 Kineziologie – stabilita stoje a chůze

Pro chůzi je nezbytné splnění dvou základních požadavků. Prvním je zajištění vzpřímené postury a udržení rovnováhy, druhým je schopnost lokomoce, tzn. schopnost volní iniciace, řízení a terminace rytmické tvorby krokového cyklu.

Dalšími faktory, které ovlivňují chůzi, jsou stav muskuloskeletálního systému, stav CNS, kvalita senzitivních a sensorických vstupů (Molson Medical Informatics Project, 1999).

1.4.1 Postura

Posturou rozumíme jakoukoli klidovou polohu, která je charakterizovaná určitým nastavením segmentů těla. Při zamýšleném pohybu se postura aktivně přenastavuje do účelové polohy, ze které poté pohyb vychází. Tato účelová poloha se nazývá atituda (Véle, 2006). Podle jiné definice je postura orientovaná poloha každého segmentu těla vzhledem k vektoru gravitační síly (Winter, 1995).

Pohybová jistota vychází z kvality postury, ze které pohyb vychází. Tělo je tvořeno segmenty, které jsou pohyblivě spojeny klouby, ve vzpřímené poloze je proto nestabilní. Svalovou aktivitou řízenou CNS lze však tělo stabilizovat průběžnou korekcí a zajistit tak flexibilní mobilitu těla. Vzpřímená poloha je typickým znakem člověka, je druhově specifická. Nastavení vzpřímeného držení těla a nastavení jednotlivých segmentů ukazuje na zdraví, případně poruchu zdraví, ale i na momentální psychický stav jedince (Véle, 2006).

Vzpřímené držení těla se děje na základě geneticky determinovaných svalových souher. Tyto souhry jsou uloženy v CNS jako matrice a s uzráváním CNS se postupně automaticky zapojují do motoriky (Kolář, 2005). Udržování vzpřímené polohy závisí na funkci CNS a fyzikálních parametrech. Mezi fyzikální parametry patří například působení gravitace, hmotnost a výška těla, struktura segmentů, vlastnosti opěrné plochy. Kvalita CNS určuje i kvalitu svalové aktivity (Véle, 2006).

Základním předpokladem vzpřímeného držení těla i veškeré hybnosti je přítomnost svalového tonu. Obecně označujeme jako svalový tonus takový stav, kdy napětí svalu nebylo vyvoláno volním úsilím jedince (Trojan, Druga, Pfeiffer, Votava, 2005). Svalový tonus je proměnlivý a závisí na stavu CNS, jeho prostřednictvím reaguje tělo na zevní podněty. Působí proti pohybu v kloubu, každý pohyb tedy musí být spojen s jeho změnou. Tonus svalu je ovlivňován signalizací z retikulární formace, bazálních ganglií, mozečku a limbického systému (Véle, 2006).

Hovoříme o klidovém svalovém tonu, reflexním svalovém tonu, případně o posturálním tonu. Klidový tonus je vyjádřením reologických vlastností svalu a je udržován

bez elektrické aktivity motorických jednotek. Reflexní svalový tonus je udržován aktivitou motorických jednotek na základě signalizace za svalových vřetének a senzitivní inervace z okolí kloubu. Pojem posturální tonus je používán pro antigravitační izometrickou aktivitu svalů, která na reflexním podkladu zajišťuje vzpřímený stoj (Trojan et al., 2005).

1.4.2 Stabilita stoje

Zachování stability stoje je složitý děj. Pod zpětnovazebnou kontrolou při něm probíhají neustálé změny v rozložení intenzity svalového tonu s cílem udržet průmět těžiště těla v opěrné bázi (Králíček, 2002; Scholz et al., 2007).

K udržování stability stoje a chůze je nutná dostatečná aference. Neexistuje specifický sensorický systém pro informace o poloze a pohybu těla, aference přichází ze tří hlavních sensorických systémů – zrak, vestibulární systém a somatosenzorický systém. Zrak se nejvíc uplatňuje při plánování pohybu a vyhodnocování překážek přítomných v zevním prostředí. Vestibulární systém zprostředkovává informace o lineárním a úhlovém zrychlení a tím také o změně polohy těla v prostoru. Somatosenzorický systém poskytuje informace o kontaktu těla s okolním prostředím, o pohybu a změně polohy v jednotlivých tělesných segmentech i o orientaci těla v gravitačním poli (Winter, 1995; Véle, 2006).

Stabilita vzpřímené polohy závisí na umístění průmětu těžiště v opěrné bázi (centre of gravity, dále jen COG). Nejnižší je stabilita při umístění průmětu těžiště blízko hranice opěrné báze. Při překročení této hranice se stává poloha nestabilní (Véle, 2006; Scolz et al., 2007). Polohu těžiště a jeho průmětu ovlivňují setrvačná síla působící na tělo a setrvačné vlastnosti jednotlivých tělesných segmentů. Předpokládá se, že aferenci nutnou pro vypočítávání umístění výsledného COG vysílají k CNS Golgiho šlachová tělíska (Winter, 1995; Hsu et al., 2007).

Udržování rovnováhy ve stoji je dynamický proces, kterým bráníme pádu (Winter, 1995). Dynamickou stabilizaci vzpřímené polohy těla můžeme sledovat na změnách rozložení zatížení chodidel. Tyto změny rozložení zátěže na chodidlech vznikají působením zevních a vnitřních faktorů. Mezi vnitřní faktory patří tvar klenby nohy, nastavení a konfigurace tělesných segmentů, nastavení osy těla vzhledem k působení gravitace, umístění průmětu těžiště v opěrné bázi, propioceptivní a exteroceptivní informace z planty a svalová aktivita. Významný vliv na rozložení zátěže na chodidle mají tedy pohyby končetin nebo trupu. Zevními faktory jsou vlastnosti opěrné plochy, působení zevních sil, případně vlastnosti obuvi (Véle, 2006).

Zvýšené nároky na stabilitu stoje se projeví rozšířením opěrné báze. Opěrná báze by při stoji měla mít tvar lichoběžníku ohraničeného spojnicí pat, laterálními hranami chodidel a spojnicí hlaviček metatarzů. Báze by se měla směrem dopředu rozšiřovat, osy nohou by měly být vzdáleny od střední čáry 15 - 20° laterálně. Při zvýšených nárocích na udržení stability stoje lze opěrnou bázi rozšířit zvětšením vzdálenosti pat laterálně, zvětšením vzdálenosti chodidel, přenesením váhy těla na prstce nohy nebo nakročením (Véle, 2006).

Ve stoji by měla být zátěž mezi chodidly rozložena téměř symetricky, rozložení zátěže kolísá mezi 5 – 15 % celkové hmotnosti. Na chodidle je rozložení asymetrické, největší část zátěže je rozložena mezi tři body tvořící podporu klenby nohy – hlavičky metatarzů palce a malíku a patu. Paty by měly být zatížené asi 50 % celkové hmotnosti, zbytek zátěže se rozdělí na přednoží. Maximum zátěže přednoží je na hlavičce palcového metatarzu (Véle, 2006).

Při nestabilitě ve stoji dochází ke korekci, která probíhá od distálních k proximálním částem těla. Při mírné nestabilitě probíhají korekční pohyby na periférii, další zvyšování nestability se koriguje i proximálně (Véle, 2006).

Ve stoji při mírné instabilitě probíhají korekční pohyby nejprve na prstcích nohy. Díky převaze m. flexor digitorum longus nad m. flexor digitorum brevis dochází k flektování prstců v distálních i proximálních interfalangeálních kloubech. Dojde k většímu zatížení distálních falangů, a tím i k rozšíření opěrné báze směrem dopředu. Pokud není tento mechanismus dostačující ke zlepšení stability, rozšiřuje se korekční aktivita na lýtkové svaly, dále na svaly stehenní, trupové, svaly horních končetin (Véle, 2006).

1.4.3 Stabilita chůze

Stejně jako stoj, i chůze je řízena z CNS a ovlivňována aferentní signalizací z periferie. Na chůzi může mít vliv nocicepce, bolestivá aference, změna propioceptivní aference, porucha senzomotoriky, omezení rozsahu pohybu v kloubech, změnou nastavení segmentů těla a podobně (Véle, 2006).

Ve srovnání se stojem se při chůzi zvyšují nároky na udržení stability. Důvodem je fakt, že 85 % doby trvání krokového cyklu stojíme na jedné noze (Kolář, 2001). K udržení dynamické stability využíváme dvou systémů, reaktivního a proaktivního. Reaktivní má za úkol vyrovnávat nečekané výchylky z rovnováhy, proaktivní reaguje na známé. Proaktivní systém vyrovnává buď výchylky způsobené vlastní chůzí, nebo ve spolupráci s vizuální pamětí rozpozná již známé překážky a předchází jejich působení na rovnováhu (Molson Medical Informatics Project, 1999).

1.5 Kineziologie – posturální ontogeneze

1.5.1 Diferenciace svalové funkce

V lidském těle rozlišujeme obecně dva svalové systémy, tonický a fázický. Kromě odlišného řídicího motoneuronu a složení svalových vláken existuje mezi oběma systémy důležitý rozdíl v jejich posturální integraci v průběhu ontogeneze. Tonické (posturální) svaly se do posturální funkce zapojují v ontogenezi dříve. Svaly fázické jsou fylogeneticky i ontogeneticky mladší a proto je jejich funkce je náchylnější k porušení. Posturální ontogeneze, při níž člověk získává aktivní schopnost zaujetí polohy v kloubech a schopnost lokomoce, je spojená s postupným zráním CNS, která určuje svalovou diferenciaci (Kolář, 2001, 2002).

Posturální svaly často nacházíme hypertonické, mají tendenci ke zkrácení a hyperaktivitě, případně ke vzniku kontraktur. Naopak fázické svaly mají tendenci k hypotonii, ochabování a hypoaktivitě. Tuto hypertonickou a útlumovou predilekci nalzáme u lézí CNS, ale i u posturálních vad, při únavě a při bolestivých stavech (Kolář, 2001, 2002).

Oba systémy, posturální i fázický, pracují jako jedna funkční jednotka. Poruchou funkce jednoho článku dochází ke změně nastavení příslušného segmentu a následné reflexní iradiaci do celého systému. Při oslabení jednoho ze svalů fázického systému nalzáme oslabení i vzdálených fázických svalů, vznikající decentrované držení jednoho kloubu se automaticky přenáší na ostatní klouby, celkově převažuje aktivita tonického systému nad aktivitou systému fázického (Kolář, 2001, 2002). K převaze tonického systému dochází fyziologicky v průběhu stárnutí (Kolář, 2001).

V průběhu motorické ontogeneze plní svaly funkci fázickou a posturální, ale i morfologickou, ve které se uplatňuje formativní vliv tahu svalů na skelet. Morfologická zralost skeletu je závislá na zapojení fázických svalů do posturální funkce. Průběh motorické ontogeneze tak mimo jiné ovlivňuje kostěnou strukturu nožní klenby (Kolář, 2001, 2002, 2005).

Funkci nohy zásadně ovlivňuje postavení kyčelního a kolenního kloubu. Držení kyčelního kloubu ve vnitřně rotačním postavení se promítá do valgózního postavení kolenního kloubu a do planovalgózního postavení nohy. Tyto změny se samozřejmě projeví i na nastavení osového orgánu a horních končetin (Kolář, 2001, 2002).

Pro funkci palce nohy je důležitá souhra m. abductor a m. adductor hallucis. V této dvojici svalů má m. abductor hallucis tendenci k hypoaktivitě a m. adductor hallucis

k hyperaktivitě. V důsledku této svalové dysbalance dojde k decentrovanému postavení v 1. metatarzofalangeálním kloubu (Arinci Incel, Genç, Erdem, Yorgancioglu, 2003).

1.5.2 Lokomoce v ontogenezi

První spontánní pohyby se u dítěte objevují již v šestém týdnu těhotenství, od sedmého týdne se postupně zvyšuje svalový tonus. Ke konci osmého týdne těhotenství jsou již založeny všechny svaly a začínají se uplatňovat geneticky determinované pohybové vzory, embryo je také schopné reagovat na taktilní podněty. Od třetího měsíce gestace lze pozorovat pohyby končetin, hlavičky a úst, v průběhu šestého až sedmého měsíce je fetus schopen reagovat na taktilní, vizuální, akustické a chuťové podněty. Rané motorické chování je řízeno bulbospinálně, postupně se do řízení motoriky zapojují všechny oddíly CNS (Trojan et al., 2005).

Podle pohybů dolních končetin zjištěných u zdravých dětí i u dětí s anencefalií usuzujeme, že lokomoční vzory jsou vrozené a v průběhu života se tyto existující vzory učíme modulovat. Individuálně tak získáme schopnost druhově specifické bipedální lokomoce, typické pro každého člověka (Leonard, 1995; Věle, 2006).

Motorická ontogeneze směřuje k dosažení vzpřímení osového orgánu a antigravitační funkce svalů. Dosažení tohoto cíle předchází schopnost změny těžiště, jež je automatická, a poprvé se objevuje v 6. týdnu života ve spojení s vizuální orientací. V motorické ontogenezi se postupně objevují lokomoční vzory otáčení, tulenění, lezení po čtyřech, kvadrupedální chůze a volná bipedální chůze (Vojta, Peters, 1995). Dochází tak ke zužování opěrné báze a tím ke zvyšování nároků na posturální kontrolu (Kováčiková, 1998).

K zajištění postury i zajištění pozice v kloubu v průběhu lokomoce je nutná koaktivace antagonistických svalových skupin, která se v ontogenezi začíná objevovat mezi 4. a 6. týdnem života. Rovnovážné mechanismy probíhají právě prostřednictvím této koaktivace. V tomto období se také začínají fázické svaly zapojovat do posturální funkce. V případě nohy dochází k plnému zapojení krátkých svalů nohy a bérceových svalů do posturální funkce až ve čtyřech letech, tím je dokončen vývoj klenby nohy (Kolář, 2005).

Jedním z klíčových období pro motorický vývoj je období 3. měsíce života. Dítě získává schopnost zpevnění a napřímení páteře a centrovaného držení v kořenových kloubech, jehož kvalita určuje kvalitu zajištění postury v dalším vývoji. (Vařeka, 2006). Získáním této schopnosti jsou také vytvořeny předpoklady pro nastavení fyziologické osy dolní končetiny, která ve vzpřímení protíná střed hlavice kyčelního kloubu, prochází středem kolenního a hlezenního kloubu a svírá s vertikálou úhel 3° (Kováčiková, 1998).

Dílčí vzor opory o dolní končetiny se objevuje u dítěte v polovině druhého trimenonu. V poloze na břicho při uchopování předmětu se dítě opře o loket, spinu iliacu anterior superior jedné strany a epicondylus medialis femoris druhé strany. V období 5.- 6. měsíce se objevuje model otáčení. Jeho vývojem se dokončuje reciproční pohybový vzor. Dochází k diferenciaci svalové funkce, jedna končetina se stává opěrnou a opačná ná kročnou (Kolář, 2005).

Ve třetím trimenonu se vyvíjí šikmý sed, od druhé poloviny třetího trimenonu se vyvíjí reciproční kontralaterální lokomoční model (Kolář, 2005), ze šikmého sedu vzniká lezení po čtyřech mezi 6.- 8. měsícem (Vařeka, 2006) respektive v 9. měsíci (Komárek, Zumrová, et al., 2000). Lezení předchází krátké období „tulenění“, které klade relativně malé nároky na zajištění postury. Na konci tohoto trimenonu dítě umí aktivně využít plosky k opoře ve spojení s flexí v kyčelních a kolenních kloubech při pasivním vytažení za ruce do stoje (Vařeka, 2006).

Ve čtvrtém trimenonu dítě získává schopnost kvadrupedální chůze, později bipedální chůze (Kolář, 2005). Jednou z hlavních podmínek nutných pro dosažení bipedální chůze je schopnost zpevnění trupu v kvalitní postuře (Vařeka, 2006).

V počátcích bipedální chůze dochází ke kontaktu nohy s podložkou nejdříve přednožím. Mezi 18. a 24. měsícem se u většiny dětí již objevuje iniciální kontakt patou, výraznější dorzální flexi těsně před kontaktem paty s podložkou dítě většinou nedokáže před 2. rokem života (Vařeka, 2006).

Vývoj chůze vrcholí ve třetím roce života schopností stoje na jedné noze a zvládnutí letové fáze kroku (Kolář, 2005). Od 4 let je chůze dítěte téměř totožná s chůzí dospělého, do 12 let ale není ještě dokonale koordinovaná a je proto stále energeticky náročnější (Vařeka, 2006).

1.6 Práce nohy při stoji a chůzi

1.6.1 Funkce nohy při zajišťování stability stoje a chůze

Funkcí nohy je zajišťovat pevný ale pružný kontakt s podložkou, tvořit oporu ve stoji a při lokomoci, tlumit dopad, přenášet taktilní a proprioceptivní aferenci. Noha má velkou schopnost adaptace na změny terénu. V případě potřeby je schopna nahradit i úchopovou funkci ruky (Véle, 2006).

Při chůzi je noha vystavena prudkým nárazům, které musí tlumit. Na počátku stojné fáze je ve velmi krátkém čase na ipsilaterální dolní končetinu přeneseno asi 60% váhy těla. Tento náraz je postupně tlumen všemi klouby končetiny. Pokud je narušena funkce některého z kloubů, dochází při došlapu k nárůstu reakčních sil a tím k dalšímu přetěžování kloubů dolní končetiny. Ke stejným důsledkům vede i snížená svalová síla nebo porucha svalového tonu končetiny (Bogey, 2007).

Vzhledem k jejich vlivu na chůzi hovoříme na noze o třech významných kloubech - subtalárním, transverzálním tarzálním a metatarzofalangeálním. Subtalární kloub je důležitým článkem v přenosu vertikálního zatížení na horizontální plochu nohy. Na hybnosti hlezenního kloubu se podílí pohybem ve frontální, transverzální i sagitální rovině. Transverzální tarzální kloub (Chopartův) přenáší zatížení dále dopředu na přednoží a podílí se tak na absorpci nárazů při chůzi. Metatarzofalangeální klouby poskytují důležitou oporu přednoží a tvoří osu otáčení, kolem které se odvíjí noha od podložky v terminální fázi stoje. V případě zvýšených nároků na stabilitu se uplatňují ještě proximální články prstců jako prodloužení opory přednoží (Perry, 1992).

Adaptace na terén je zajišťována vnitřními, krátkými svaly nohy. Vnější, dlouhé svaly nohy ovlivňují udržení klenby nohy ve stoji, udržení stability ve vzpřímeném držení a působí při odvíjení chodidla při chůzi (Véle, 2006). Plantární a dorzální flexory nohy hrají dominantní roli při zajišťování anteroposteriorní stability stoje. Pro udržování mediolaterální stability těla ve stoji jsou dominantní svaly kyčelního kloubu, zejména souhra jeho abduktorů a adduktorů. Ve stoji v tandemu naopak dominuje využití kotníkové strategie pro mediolaterální stabilitu, v anteroposteriorním směru je v této poloze více využívána strategie kyčelní (Winter, 1995).

Protože ve vzpřímeném stoji je průmět těžiště do podložky umístěn uvnitř opěrné báze, stačí pro bezpečné udržování stability stoje práce svalů hlezenních kloubů. Při chůzi už jejich aktivita nestačí, průmět těžiště se dostává dopředu mimo opěrnou bázi, tělo se

nachází ve stavu řízeného pádu a pro obnovení stability se stává zásadním umístění švihové dolní končetiny na podložku (Winter, 1995).

1.6.2 Fáze chůze

Krokový cyklus jedné dolní končetiny můžeme rozdělit do dvou hlavních fází, stojné a švihové. Stojná fáze tvoří 60 % krokového cyklu, švihová fáze 40 %. Poměr jednotlivých fází v krokovém cyklu se mění s rychlostí chůze nebo běhu. S rostoucí rychlostí lokomoce klesá podíl stojné fáze v krokovém cyklu (Bogey, 2007, Pribut, 2007). Při běhu mizí fáze dvojí opory (Bogey, 2007) a do krokového cyklu se přidává letová fáze (Pribut, 2007).

1.6.3 Noha ve stojné fázi

Stojná fáze začíná kontaktem paty s podložkou a končí odrazem palce (Pribut, 2007). V jejím průběhu rozlišujeme pět fází: iniciální kontakt, fáze reakce na zatížení, střední stoj, terminální stoj a předšvihová fáze (Molson Medical Informatics Project, 1999, Bogey, 2007).

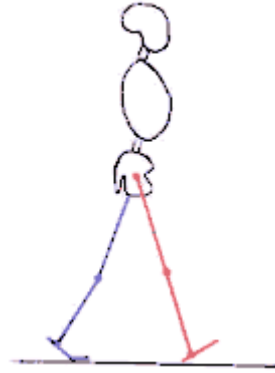
Základním požadavkem pro stojnou fázi chůze je kvalita neuromuskulárního systému, který řídí přenos těžiště dopředu přes stojnou dolní končetinu. Tímto koordinovaným přenosem váhy získá tělo energetickou výhodu z pohybu v režimu převráceného kyvadla (Kurz, Stergiou, 2007).

Na přenosu váhy dopředu se významně podílí noha stojné končetiny. Pro její stabilitu a současně pro stabilitu trupu má velký význam kyčelní kloub stojné dolní končetiny. Význam funkce kyčelního kloubu roste na začátku a konci stojné fáze (Kurz, Stergiou, 2007).

1.6.3.1 Fáze iniciálního kontaktu

Fáze iniciálního kontaktu začíná kontaktem paty s podložkou, končí kontaktem zbytku nohy s podložkou (Pribut, 2007).

Hlezenní kloub je v neutrální pozici, dolní končetina je ve flexi v kyčelním kloubu, extenzi (Molson Medical Informatics Project, 1999) a vnitřní rotaci v kolenním kloubu (Pribut, 2007). Neutrální poloha v hlezenním kloubu je udržována prací dorzálních flexorů až do konce fáze zatěžování (Perry, 1992). Během této fáze dochází k pronaci v subtalárním kloubu. Iniciální bod kontaktu určuje poloha nohy v transverzální rovině v době kontaktu s podložkou. Iniciální bod kontaktu je hlavní determinantou místa maximálního zatížení paty. Optimální místo pro iniciální kontakt je posterolaterálně na patě. Při velmi rychlé chůzi nemusí být iniciální kontakt patou, ale středonožím a poté se zhoupne dozadu na patu, případně se celá pata nedotkne vůbec, např. u sprinterů (Pribut, 2007).

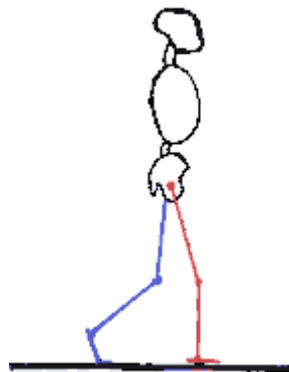


Obr. 1 Fáze iniciálního kontaktu. Červeně označená končetina ve fázi iniciálního kontaktu, modře končetina ve fázi terminálního stoje (Molson Medical Informatics Project, 1999)

1.6.3.2 Fáze reakce na zatížení

Při této fázi je celá ploska v kontaktu s podložkou. Fáze je důležitá pro posun těla vpřed, dochází k přenosu váhy těla na stojnou dolní končetinu (Molson Medical Informatics Project, 1999). Aktivitou zejména m. soleus dochází k plantární flexi hlezenního kloubu (Bogey, 2007; Perry, 1992), noha pružně absorbuje náraz (Pribut, 2007). Na konci fáze dochází ke změně směru tahu dorzálních flexorů, které nyní táhnou distálně směrem k opoře a táhnou tibii vpřed (Perry, 1992).

Iniciální kontakt a reakce na zatížení probíhají v 0 - 10 % doby trvání krokového cyklu (Bogey, 2007).



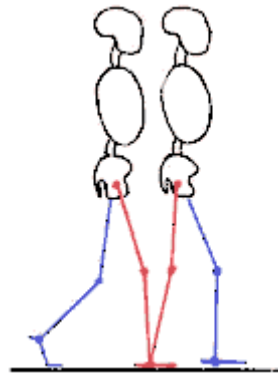
Obr. 2 Fáze reakce na zatížení. Červeně označená končetina ve fázi reakce na zatížení, modře označená končetina v předšvihové fázi. (Molson Medical Informatics Project, 1999)

Iniciálním kontaktem začíná tzv. dvouoporový stoj, který končí odlepením druhostranné končetiny od podložky a startem její švihové fáze (Molson Medical Informatics

Project, 1999). K dvouoporovému stoji dochází v počátečních a závěrečných 20 % stojné fáze (Pribut, 2007).

1.6.3.3 Fáze středního stoje

Fáze středního stoje probíhá v 10 – 30 % trvání krokového cyklu (Bogey, 2007). Začíná kontaktem celé nohy s podložkou. Tibie se spolu se zbytkem těla pohybuje vpřed, váha těla při tom přechází přes chodidlo (Pribut, 2007). Pohyb tibie vpřed brzdí aktivita m. triceps surae (Perry, 1992). Hlezenní kloub je dorzálně flektován (Bogey, 2007). Kyčelní a kolenní kloub jsou extendovány (Molson Medical Informatics Project, 1999). V tuto chvíli je druhá noha ve vzduchu a stojná noha tak nese váhu celého těla. Noha stojné dolní končetiny se mění v nepružnou páku určenou k odrazu těla dopředu (Pribut, 2007).



Obr. 3 Fáze středního stoje červeně označené končetiny. (Molson Medical Informatics Project, 1999)

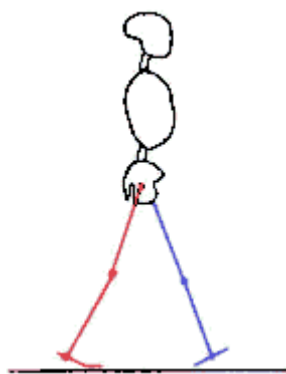
Mezi odlepením švihové končetiny od podložky a jejím iniciálním kontaktem s podložkou probíhá jednooporová fáze chůze druhé dolní končetiny, při které musí mít stojná noha zajištěnou stabilitu (Molson Medical Informatics Project, 1999, Hunt, Smith, Torode, Keenan, 2001).

1.6.3.4 Fáze terminálního stoje

Terminální stoj nastává mezi 30 a 50 % doby trvání krokového cyklu (Bogey, 2007), začíná odlepením paty stojné končetiny a končí iniciálním kontaktem druhostranné končetiny (Molson Medical Informatics Project, 1999). V průběhu fáze se výrazně zvyšuje aktivita plantárních flexorů, na konci fáze však rychle klesá a v předšvihové fázi potom přetrvává pouze minimálně, pro zajištění rovnováhy zůstávají aktivní zejména m. flexor digitorum longus, m. hallucis longus a m. peronei (Perry, 1992). Zvětšuje se extenze v kyčelním kloubu stojné končetiny (Molson Medical Informatics Project, 1999), tělo se pohybuje vpřed.

Druhostranná dolní končetina se dostává ze švihové fáze do fáze stojné a postupně na ní bude přenášená váha těla (Pribut, 2007).

Během fáze musí být subtalární kloub supinován (Pribut, 2007). Tím je dosaženo uzamčení transversálního tarzálního i tarzometatarzálního kloubu a noha se stává stabilnější pro přenos zatížení na přednoží (Perry, 1992; Vařeka, Vařeková, 2005). Postavení v subtalárním kloubu korigují svou funkcí perimaleolární svaly - m. tibialis posterior, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus, m. peroneus longus et brevis (Perry, 1992). Dojde-li k jeho pronaci, bude pravděpodobně prodloužená fáze středního stoje a fáze odrazu a přenos váhy přes přednoží nebude optimální (Pribut, 2007).

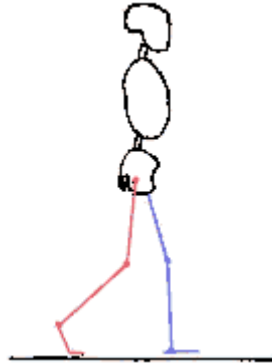


Obr. 4 Terminální stoj červeně označené končetiny, modře označená končetina ve fázi iniciálního kontaktu. (Molson Medical Informatics Project, 1999)

1.6.3.5 Předšvihová fáze

V 50 – 60 % doby trvání krokového cyklu končetina přechází do předšvihové fáze, která je sice označovaná jako subfáze stojné fáze, funkčně je však bližší fázi švihové (Bogey, 2007). Pivot pro pohyb vpřed tvoří první metatarzofalangeální kloub, který zajišťuje kontrolu dopředného momentu trupu (Menz, Lord, 2005). V hlezenním kloubu dochází k rychlému pohybu do plantární flexe (Bogey, 2007), zvyšuje se flexe v kolenním kloubu, snižuje se extenze kyčelního kloubu (Molson Medical Informatics Project, 1999; Perry, 1992). Již v průběhu předšvihové fáze se začínají aktivovat dorzální flexory hlezenního kloubu, zejména m. extensor hallucis longus (Perry, 1992). Fáze končí odlepením prstců stojné nohy, ke kterému dojde při dosažení plantární flexe hlezenního kloubu o velikosti maximálně 30° (Bogey, 2007). Přenos tělesné hmotnosti pokračuje na druhostrannou končetinu (Molson Medical Informatics Project, 1999).

Odlepením prstců stejné nohy končí i druhý dvouoporový stoj v krokovém cyklu, který začal iniciálním kontaktem původně švihové končetiny (Molson Medical Informatics Project, 1999).



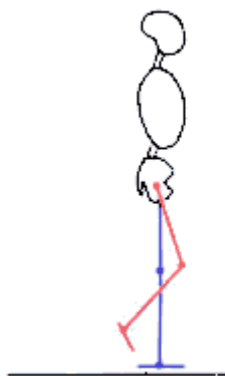
Obr. 5 Předšvihová fáze červeně označené končetiny. Modře označená končetina ve fázi reakce na zatížení. (Molson Medical Informatics Project, 1999)

1.6.4 Noha ve švihové fázi

Švihová fáze začíná odlepením palce od podložky a končí prvním kontaktem paty s podložkou (Pribut, 2007). Stejně jako stojnou můžeme i švihovou fázi rozdělit do subfází: iniciální švih, střední švih, terminální švih (Molson Medical Informatics Project, 1999).

1.6.4.1 Fáze iniciálního švihu

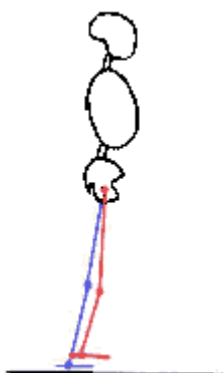
Iniciální švih začíná odlepením prstců od podložky a končí ve chvíli, kdy se švihová končetina dostává vedle stojné (Molson Medical Informatics Project, 1999). K iniciálnímu švihu dochází mezi 60 – 73 % celkového trvání krokového cyklu (Bogey, 2007). Končetina je držena ve flexi v kolenním i kyčelním kloubu. Noha se pohybuje směrem k dorzální flexi tak, aby nedošlo k jejímu kontaktu s podložkou a je nesena vpřed (Molson Medical Informatics Project, 1999, Pribut, 2007). K m. extensor hallucis longus, který je aktivní již v předšvihové fázi, se přidávají i m. tibialis anterior a m. extensor digitorum longus a společně působí směrem do dorzální flexe v hlezenním kloubu (Perry, 1992).



Obr. 6 Iničiální švih červeně označené končetiny. Modře označená končetina ve fázi středního stoje. (Molson Medical Informatics Project, 1999)

1.6.4.2 Fáze středního švihu

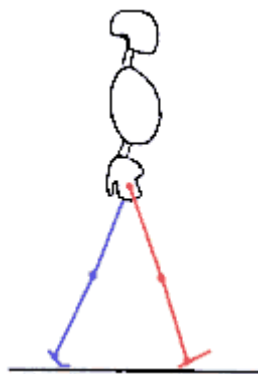
Ve fázi středního švihu mívá švihová končetina stojnou končetinu. Končetina je flektovaná v kyčelním kloubu, v kolenním kloubu směřuje do extenze, v hlezenním kloubu se dostává noha do neutrální pozice (Molson Medical Informatics Project, 1999). Fáze probíhá v 73 – 87 % celkového trvání krokového cyklu (Bogey, 2007) a končí ve chvíli, kdy je tibia ve vertikální poloze (Molson Medical Informatics Project, 1999).



Obr. 7 Fáze středního švihu červeně označené končetiny. Modře označená končetina v závěru středního stoje. (Molson Medical Informatics Project, 1999)

1.6.4.3 Fáze terminálního švihu

V terminální fázi se noha blíží k podložce a polohou je připravená na zatížení, svaly stabilizují tělo pro absorbování nárazu při kontaktu paty (Pribut, 2007), v hlezenním kloubu je aktivitou pretibiálního svalstva udržovaná neutrální pozice (Perry, 1992). Pohyb končetiny vpřed je dokončen extenzí v kolenní kloubu a flexí kyčelního kloubu (Molson Medical Informatics Project, 1999). K terminálnímu švihu dochází mezi 87 % a 100 % trvání krokového cyklu (Bogey, 2007).



Obr. 8 Terminální švih červeně označené dolní končetiny. Modře označená končetina ve fázi terminálního stoje. (Molson Medical Informatics Project, 1999)

1.6.5 Palec nohy při chůzi

V průběhu stojné fáze se maximální zatížení chodidla přesune z posterolaterální oblasti paty ventrálně po laterální části plosky, postupně se stáčí mediálně mezi první a druhý metatarz a končí na palci. V případě hypermobility prvního paprsku nedochází k optimálnímu přenosu zatížení mediálně, maximální zátěž zůstává na plosce více laterálně (Pribut, 2007).

Většinu stojné fáze se noha nachází v pronovaném postavení. Před odlepením palce však musí být dosaženo neutrálního postavení v subtalárním kloubu. Pokud přetrvává pronace, dochází k většímu mediálnímu zatížení. To může působit vznik deformit na palci, případně druhém metatarzu (Pribut, 2007).

Přítomnost deformit nohou přispívá ke zvýšenému riziku pádu, zejména u starších jedinců. Toto riziko je prokazatelně zvýšené u jedinců, kteří mají výrazný hallux valgus, sníženou citlivost v oblasti prvního metatarzofalangeálního kloubu, sníženou flexibilitu hlezenního kloubu, oslabení flexorů prstců nebo udávají bolesti nohou (Menz, Morris, Lord, 2006).

Distribuce zatížení plosky při chůzi se liší u mladších a starších jedinců. U starších jedinců je zatížení chodidla ve fázi iniciálního kontaktu a ve fázi odrazu palce přeneseno více laterálně. Tato změna může narušit stabilitu jedince a schopnost adaptace nohy na terén a přispívat tak ke zvýšenému riziku pádu. Laterálním přenesením zatížení plosky je u starších jedinců snížena schopnost odrazu palce na konci stojné fáze dolní končetiny (Hessert et al., 2005).

Při chůzi dochází k aktivnímu pohybu ve všech metatarzofalangeálních kloubech. Jejich koordinovaná hybnost je zásadní pro odvíjení plosky nohy přes přednoží. Rozsah jejich pohybu je od 25° dorzální flexe při iniciálním kontaktu nohy s podložkou přes neutrální pozici

prstců na konci fáze zatěžování a v průběhu středního stoje, 21° dorzální flexe v terminální fázi stoje až po 55° dorzální flexe (Perry, 1992) až 65° v předšvihové fázi (Vařeka, Vařeková, 2005).

Proti dorzální flexi prstců nohy působí plantární flexory prstců a tah plantární fascie. Ve fázi terminálního stoje a v předšvihové fázi svým napětím fascie pasivně a plantární flexory aktivně zvyšují stabilitu odvíjejícího se přednoží a formují jeho tvar. Její působení se stává významnější při stabilizačně náročnější aktivitě. Práce flexorů prstců také působí přitisknutí proximálních částí proximálních falangů k podložce. Dojde tak k rozložení působícího tlaku na větší plochu plosky a tím ke snížení zátěže hlaviček metatarzů. Na této funkci se svým tahem podílí také plantární fascie napínaná při dorzální flexi v metatarzofalangeálních skloubeních (Perry, 1992).

Jako další prvek stabilizující přednoží v terminální a předšvihové fázi slouží působení m. peroneus longus na první metatarz. Svou aktivitou přitlačuje první metatarz a tím i palec k podložce a zlepšuje tak oporu na mediální straně přednoží. Tato funkce m. peroneus longus se při měření na silové plošině zobrazí jako posun centra tlakové síly mezi první a druhý metatarzofalangeální kloub (Perry, 1992).

První metatarz je posledním místem plosky, na které je přenesená hmotnost těla při odvalu nohy. Palec pak bývá poslední oblast nohy, která je v kontaktu s podložkou. Některé studie však ukázaly i současné odlepení prvního metatarzofalangeálního kloubu a palce (Perry, 1992).

Pro chůzi je důležitý zejména aktivní rozsah pohybu prvního metatarzofalangeálního kloubu, největší význam má rozsah dorzální flexe palce v terminální stojné fázi a předšvihové fázi. Omezení tohoto pohybu působí porušení stereotypu chůze a vytvoření náhradních pohybových mechanismů. Následkem toho dochází k patologickým změnám v kloubu (Nawoczenski, Baumhauer, Umberger, 1999). Omezení aktivního a pasivního pohybu v kloubu dále vede ke zvýšení zatížení plosky v této oblasti a tím ke vzniku bolesti případně ulcerací (Morag, Cavanagh, 1999).

Tlak působící na plosku se při chůzi nerovnoměrně rozkládá mezi první až pátý paprsek nohy. Z hlaviček metatarzů bývají nejvíce zatíženy hlavičky druhého a třetího metatarzu, na prstcích je největší zátěž pod halluxem (Perry, 1992; Hennig, 2002; Gaillet et al., 2004).

Ke zvýšení zatížení pod hlavičkou prvního metatarzofalangeálního kloubu dochází fyziologicky se zvětšující se dorzální flexí v tomto kloubu na konci stojné fáze chůze.

Zvětšení zatížení také nastupuje se zvyšující se rychlostí chůze (Cavanagh et al., 1997; Morag, Cavanagh, 1999).

Zatížení plosky nohy pod prvním metatarzofalangeálním kloubem a zatížení palce dále závisí na strukturálních a funkčních faktorech. Strukturální příčiny mohou vysvětlit asi 35 % ze stavů se změněnou zátěží prvního metatarzofalangeálního kloubu nebo kalkanea při chůzi (Cavanagh et al., 1997; Morag, Cavanagh, 1999).

Ze strukturálních příčin může dojít k přetížení této oblasti například v důsledku inklinace kalkanea v sagitální rovině (tj. větší úhel mezi dlouhou osou kalkanea a horizontálou podložky) a zvýšení mediálního oblouku podélné klenby nohy (například při pes cavus). Naopak při snížení mediálního oblouku klenby je tlak na hlavičku prvního metatarzu malý. Vliv na zvýšení zatížení má také délka palce, menší množství tkáně pod sezamskými kůstkami palce a úhel mezi proximálním a distálním článkem palce (Cavanagh et al., 1997; Morag, Cavanagh, 1999).

Mezi funkční příčiny přetížení prvního metatarzofalangeálního kloubu patří snížená pohyblivost talonavikulárního kloubu, zvýšení aktivního pohybu v talokrurálním kloubu při chůzi, zvýšená aktivita m. gastrocnemius před přenesením zátěže na oblast prvního metatarzofalangeálního kloubu na konci stojné fáze krokového cyklu a omezení aktivního rozsahu pohybu v prvním metatarzofalangeálním kloubu při chůzi spolu s vyšší rychlostí dorzální flexe ve fázi odrazu (Cavanagh et al., 1997; Morag, Cavanagh, 1999).

1.6.6 Svaly palce při chůzi

Svaly palce se při chůzi uplatňují jednak jako dorzální a plantární flexory hlezenního kloubu, jednak jako stabilizátory prvního paprsku nohy. V prvním případě jde zejména o dlouhé svaly palce, v druhém případě se na stabilizaci podílí výrazněji měrou krátké svaly palce (Perry, 1992).

V průběhu švihové fáze se společně aktivují m. tibialis anterior spolu s m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus jako dorzální flexory hlezenního kloubu. M. extensor hallucis longus je aktivní nejdříve, již v předšvihové fázi krokového cyklu. Funkcí všech tří zmiňovaných svalů je v průběhu švihové fáze držet váhu nohy proti gravitaci ve střední poloze v hlezenním kloubu. V této fázi cyklu může být patrná i dorzální flexe prstců. Všechny tři svaly v průběhu fáze středního švihu snižují svou aktivitu. Ve fázi iniciálního kontaktu se jejich aktivita opět zvyšuje a ve fázi reakce na zatížení nastupuje jejich druhý vrchol. Úkolem těchto svalů je nyní brzdit tendenci pohybu do plantární flexe v hlezenním kloubu a zpomalovat přechod zatěžování od kalkanea směrem na přednoží. Tím

dochází k absorpci části energie došlapu a ochraně přednoží před nadměrným zatěžováním. Na konci fáze reakce na zatížení jejich aktivita končí (Perry, 1992).

Mezi plantárními flexory hlezenního kloubu, které se uplatňují převážně ve stejné fázi cyklu, se kromě m. triceps surae řadí tzv. perimaleolární svaly - m. tibialis posterior, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus a mm. peronei. Primární funkce perimaleolárního svalstva je pohyb v subtalárním kloubu a dalších kloubech nohy. Z perimaleolárních svalů má výhodu největšího ramene páky a tudíž největšího momentu síly pro svou práci m. flexor hallucis longus (Perry, 1992).

Perimaleolární svaly se zapojují již ve fázi iniciálního kontaktu. Nejdéle zůstává aktivní m. flexor hallucis longus, který se spolu s m. flexor digitorum longus zapojuje v průběhu fáze středního stoje, během terminálního stoje roste jejich aktivita, která vrcholí v předšvihové fázi cyklu. V této části krokového cyklu zajišťují oba dlouhé flexory prstců spolu s peroneálními svaly stabilitu přednoží pro konečný kontakt plosky s podložkou (Perry, 1992).

Krátké svaly palce se výrazněji aktivují s nástupem fáze středního stoje a ve fázi terminálního stoje. Souhra flexorů prstců zajišťuje ve stejné fázi chůze stabilní opření metatarzofalangeálních kloubů a rozšíření opory až k distálním článkům všech prstců (Perry, 1992).

Ve středním stoji se zapojuje m. flexor hallucis brevis spolu s m. extensor digitorum brevis a m. abductor digiti quinti. Společně s m. flexor hallucis longus se tyto svaly podílí na absorpci energie došlapu v průběhu přenosu zatížení přednoží z laterální na mediální stranu. Ve fázi terminálního stoje se objevuje aktivita m. abductor hallucis ve funkci stabilizátoru přednoží, společně s m. flexor digitorum brevis a mm. interossei. Tyto svaly jsou však schopny vyvinout jen malou sílu, proto se do stabilizace přednoží na konci stejné fáze přidávají i silnější m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus, m. tibialis posterior a m. soleus (Perry, 1992).

1.7 Hallux valgus a jeho vliv na chůzi

1.7.1 Hallux valgus

Hallux valgus je velice častá kloubní deformita nohy. Kromě deformity palce mohou být přítomny i deformity ostatních prstů, nehtů a kožní defekty (Menz, Morris, Lord, 2006). Na jejich vznik mají vliv zevní i vnitřní vlivy. Ty mohou způsobit poruchu ligamentózního nebo svalového aparátu, která se projeví vznikem deformity (Véle, 2006).

Hallux valgus je definován jako mediální deviace prvního metatarzu spojený s laterální deviací palce a (nebo) s rotací palce. Může být navíc přítomno zbytnění měkkých tkání na mediální straně hlavičky prvního metatarzu. Tento stav může způsobovat bolesti při chůzi nebo jiném pohybu, bolesti v obuvi a tím významně ovlivnit samostatnost a soběstačnost pacienta, zejména ve stáří (Abrahams et al., 2005; Ayub, Yale, Bibbo, 2005; Frank, Robinson, 2005; Menz, Munteanu, 2005; Menz et al., 2006).

1.7.1.1 Incidence hallux valgus

Skutečný výskyt hallux valgus nelze přesně určit. Důvodem jsou odlišnosti v kritériích diagnostiky deformity v různých studiích, široké spektrum typů deformity a různá funkční závažnost poruchy (Menz, Munteanu, 2005). Podle statistických údajů americké populace, trpí deformitou hallux valgus 1 % dospělých v USA. Výskyt roste s věkem, takže ve věkovém rozmezí 15 - 30 let mají hallux valgus 3 %, v rozmezí 30 - 60 let 9 % a mezi staršími 60 let má hallux valgus 16 % amerických dospělých (Frank, Robinson, 2005).

Incidence deformity je vyšší u žen než u mužů v poměru od 2:1 do 4:1 (Frank, Robinson, 2005).

1.7.1.2 Diagnostika hallux valgus

Symptomatologie se vyvíjí postupně, obvykle v průběhu několika let. Pacienti s hallux valgus trpí bolestí v oblasti prvního metatarzofalangeálního kloubu při chůzi, může docházet ke zhoršování při některých pohybových aktivitách. Bolestivě také může působit obuv tlačící na mediální stranu kloubu. Při výraznějších deformitách může bolest omezovat pacientovy běžné denní aktivity (Frank, Robinson, 2005).

Přesná diagnostika deformity a stupně její závažnosti je prováděna podle rentgenového snímku nohy. Při hallux valgus svírá dlouhá osa prvního metatarzu s dlouhou osou proximálního článku palce úhel 15° a více. Pro běžné klinické vyšetření uvádí literatura

„manchesterskou škálu“ (viz Příloha č. 14). Je určena pro vyšetření aspektů a tvoří ji sada čtyř fotografií, podle kterých může být hallux zařazen do čtyř skupin dle závažnosti přítomné deformity – žádný, mírný, střední, závažný (Menz, Munteanu, 2005).

1.7.1.3 Etiologie a patogeneze vzniku hallux valgus

Významný zevní faktor ovlivňující vznik hallux valgus je tlak úzké obuvi (Menz, Munteanu, 2005; Véle, 2006). Tento často uváděný zevní faktor však někteří autoři popírají a naopak uvádějí nulový vliv úzké obuvi, případně úzké obuvi na podpatcích na etiologii deformity. Jako důsledek nošení úzké obuvi označují pouze deviaci a mechanické napětí měkkých tkání mediální strany hlavičky prvního metatarzu, bolest zbytnělých tkání a útlak nervu v podmínkách již vytvořené deformity (Frank, Robinson, 2005).

Vnitřní faktory způsobují nevhodné zatěžování při odvíjení nohy při chůzi (Véle, 2006) a řadíme mezi ně flexibilní valgozitu přednoží, plantárně flektovaný první prst nohy (Vařeka, Vařeková, 2005), pronaci zánoží, pes planus, zvětšený úhel mezi prvním a druhým metatarzem (metatarsus primus varus), kontrakturu Achillovy šlachy, generalizovanou kloubní laxicitu, hypermobilitu mediálního metatarzocuneiformiálního kloubu (Joseph, Mroczek, 2007).

Někteří autoři označují za možnou příčinu vzniku deformity svalovou dysbalanci mezi m. abductor hallucis a m. adductor hallucis. V této dvojici svalů má m. abductor hallucis tendenci k hypoaktivitě a m. adductor hallucis k hyperaktivitě. S postupem vývoje deformity dochází k přetažení úponů těchto svalů plantárně, respektive plantomediálně. Současně je m. flexor hallucis brevis přetažen laterálně. Důsledkem mediální deviace prvního metatarzu je výchozí postavení m. adductor hallucis a m. flexor hallucis brevis v protažení, svalová síla m. adductor hallucis klesá. M. abductor hallucis ztrácí vzhledem k poloze svých úponů svou svalovou sílu pro pohyb do abdukce a stává se pomocným flexorem palce. Abnormální aktivitu vykazují i mm. interossei. Tím dochází k významnému prohloubení zmíněných svalových dysbalancí. Ve výše zmíněných svalech byly prokázány i histologické změny (Arinci Incel et al., 2003).

Ke vzniku hallux valgus mohou přispívat další působící biomechanické faktory jako vnitřní rotace kyčelního kloubu, genua valga, torze tibie a podobně (Frank, Robinson, 2005).

Hallux valgus může být přítomen i jako součást systémových onemocnění, například psoriatické artritidy, revmatoidní artritidy, neuromuskulárních onemocnění jako je roztroušená skleróza mozkomíšní, choroba Charcot-Marie-Tooth, při stavu po cévní mozkové příhodě. Může vzniknout také jako následek traumatu nebo strukturální deformity jiného

segmentu, například genu varum nebo valgum. Částečný vliv má pravděpodobně dědičnost (Frank, Robinson, 2005).

1.7.1.4 Terapie hallux valgus

Pacientům s hallux valgus je doporučováno nosit širší, prostornou obuv. Možné je použití korektoru postavení palce, ortézy nebo tapingu. K úlevě od bolesti lze využít procedury fyzikální terapie, jejíž dlouhodobý účinek však nebyl prokázán (Frank, Robinson, 2005).

Deformita není ovlivnitelná farmakologicky. Farmakoterapie je v tomto případě cílená analgeticky a protizánětlivě, případně jako léčba systémového onemocnění, se kterým je hallux valgus spojen. K analgézii jsou využívána nesteroidní analgetika, k současnému protizánětlivému působení je při stavu akutního zánětu kloubu využívána lokální aplikace kortikoidů (Frank, Robinson, 2005).

Operační řešení je indikováno v případech přítomnosti výrazné kloubní deformity, bolestivého pohybu v prvním metatarzofalangeálním kloubu, bolesti případně jiných obtíží spojených s nošením obuvi a výrazného omezení pacientových běžných denních aktivit (Frank, Robinson, 2005).

1.7.2 Hallux valgus a chůze

Všechny deformity nohou významně ovlivňují stabilitu stoje i chůze. S přítomností deformit nohou se zvyšuje riziko pádu, které dále narůstá s rostoucím věkem jedince (Menz, Morris, Lord, 2006).

Při deformitě hallux valgus dochází k laterální deviaci palce, která naruší plynulý přenos hmotnosti těla přes první metatarzofalangeální kloub v předšvihové fázi chůze a vede tak k narušení pohybového stereotypu (Menz, Lord, 2005).

Palec je důležitým článkem předšvihové fáze, podílí se na vyvinutí síly odrazu nohy od podložky. Porušení této jeho funkce při deformitě hallux valgus je příčinou zkracování délky kroku a snižování rychlosti chůze. Na nerovném povrchu dochází vlivem deformity k disharmonické vertikální akceleraci pohybu hlavy a pánevního pletence (Menz, Lord, 2005).

Vnitřní faktory podílející se na vzniku hallux valgus jsou často při chůzi kompenzovány zvýšenou pronací v subtalárním a transverzálním tarzálním kloubu. Nadměrná pronace brání v terminální stojné fázi krokového cyklu supinaci nohy, takže nemůže dojít k uzamčení subtalárního kloubu a vytvoření pevné opory pro propulzi těla přes přednoží

vpřed. Dochází tak k hypermobilitě středonoží, jejímž důsledkem je, že se působením zatěžování posouvá první metatarz mediálním směrem a palec laterálním směrem (Frank, Robinson, 2005).

Zvětšení pronace ve stojné fázi krokového cyklu má ještě jeden vliv na vznik a vývoj hallux valgus. Pro zajištění optimální propulze v terminální fázi cyklu je nutné dosažení 65° dorzální flexe v prvním metatarzofalangeálním kloubu. Samotný pohyb palce je však pouze 20-30°. Pro dosažení dostatečného rozsahu pohybu dochází proto ještě k plantární flexi prvního metatarzu vůči sezamským kostem. Zvětšená pronace při stojné fázi však neumožňuje dostatečnou plantární flexi prvního metatarzu a při přenosu zatížení přes přednoží se zesiluje působení sil v oblasti prvního metatarzofalangeálního kloubu (Deursen, 2004; Frank, Robinson, 2005).

Za fyziologické situace zůstávají prsty a palec ve stojné fázi chůze uloženy paralelně s dlouhou osou nohy bez ohledu na stupeň abdukce nebo pronace přednoží. Tuto polohu zajišťuje koaktivace m. adductor hallucis, m. extensor hallucis longus a m. flexor hallucis longus. Při patofyziologii způsobené hallux valgus však tah těchto svalů dále zvětšuje napětí na mediální straně a tlak na laterální straně metatarzofalangeálního kloubu. Zvýšený tah mediálních kolaterálních ligament způsobuje proliferaci kostní tkáně na dorsomediální straně hlavičky prvního metatarzu. Tlak na laterální stranu kloubu udržuje sezamské kosti v dislokovaném postavení a brání jim tak v pohybu. Tento stav opět podporuje přetrvávání pronace nohy na konci stojné fáze chůze a dále prohlubuje deformitu (Frank, Robinson, 2005).

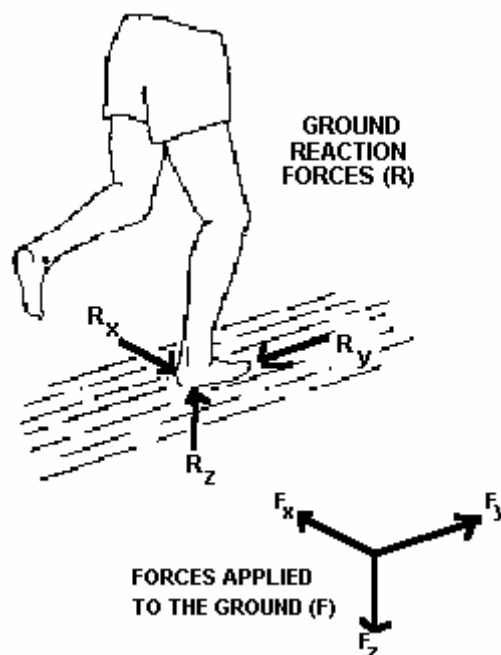
Subluxace prvního metatarzofalangeálního kloubu spolu s laterální subluxací mediální sezamské kosti významně narušuje biomechaniku nohy (Ayub, 2005). Následkem je přenesení hmotnosti těla na laterální stranu plosky, větší zatížení hlaviček metatarzů, které může být spojeno s metatarzalgii a snížení stability zřejmé na akceleraci pohybu hlavy a pánve (Hennig, 2002, Menz, Lord, 2005).

1.8 Reakční síly a objektivní metody jejich měření

1.8.1 Základní pojmy

1.8.1.1 Reakční síly

Reakční síly jsou síly, které vznikají jako odpověď na působení akčních sil. Vznikají v okamžiku kontaktu dvou těles (Winter, 1995). Reakčními silami rozumíme v analýze chůze ty vnější síly, jimiž působí podložka na distální tělesné segmenty (Bogey, 2007). Reakční síly vyjadřují dynamické změny zatížení plosky nohy (Winter, 1995). Velikost reakčních sil podložky je rovna velikosti sil, jimiž působí tělo na podložku, směr jejich působení je opačný. Reakční síly podložky působí na všechny klouby dolní končetiny (Perry, 1992; Thompson, 2002). Síla vyvinutá svaly nebo gravitační síla působící v krátkém čase může velikost reakčních sil ovlivnit více než změna polohy nebo změna rychlosti pohybu jednotlivých segmentů těla (Zajac, Neptune, Kautz, 2003).



Obr. 9 Složky reakčních sil podložky a sil působících na podložku (Thompson, 2002)

F_z - vertikální komponenta, F_y - ventrodorzální komponenta, F_x - mediolaterální komponenta

Měření rozložení a velikosti reakčních sil je využíváno pro vyšetřování rozložení tlakových sil působících na plosku při stoje a chůzi, centra těchto tlakových sil, zobrazení dráhy centra tlakových sil, případně zobrazení výchylek vertikální projekce těžiště těla

na podložce. Z výsledků těchto měření lze usuzovat na poruchy udržování stability stoje a chůze (Han, Paik, Im, 1999).

1.8.1.2 Těžiště (centre of mass, COM)

Stabilita je často spojována s termíny těžiště (centre of mass, COM), vertikální projekce těžiště do podložky (centre of gravity, COG), centrum tlakové síly (centre of pressure, COP) a jejich vztahu k opěrné bázi (Patton, Pai, Lee, 1999).

Těžiště těla je myšlený bod, jehož poloha ukazuje na rozložení hmotnosti těla a který považujeme za působiště tíhové síly (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004). Získáváme jej jako vážený průměr těžišť jednotlivých tělesných segmentů (Winter, 1995). Ve vzpřímeném stoji s horními končetinami volně podél těla je těžiště těla lokalizováno přibližně ve výšce druhého křížového obratle (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004).

Poloha těžiště těla se vzhledem k odlišnému anatomickému tvaru pánve liší u žen a mužů – ženy mají těžiště lokalizováno o 1 – 2 % níže než muži. Změny umístění těžiště pozorujeme také v průběhu ontogeneze. Tyto změny pramení ze změn proporcionality, které v průběhu vývoje probíhají (Patobiomechanika a patokineziologie: Kompendium, 2004).

1.8.1.3 Projekce těžiště do podložky (centre of gravity, COG)

Centre of gravity (dále jen COG) je vertikální projekce těžiště těla do podložky, lze jej chápat jako průmět výslednice působících gravitačních sil do podložky (Winter, 1995; Véle, 2006). Na podložce je COG lokalizováno mírně za vertikální osou procházející středem kyčelního kloubu a před vertikální osou procházející středem kolenního kloubu, při rovnoměrném rozložení tělesné hmotnosti mezi obě dolní končetiny by mělo být umístěno uprostřed opěrné báze (Perry, 1992).

Ve stoji dochází k posturálním výchylkám a tím k jemnému pohybu COG uvnitř opěrné báze ve frontální i sagitální rovině. Tento jemný pohyb je důsledkem srdeční aktivity a nedokonalé propriocepce. Pohyb COG by měl být plynulý, jeho frekvence by se měla pohybovat mezi 4 – 6 kmitů za vteřinu, rozsah výchylek by měl být do 5 mm ve frontální a 8 mm v sagitální rovině (Perry, 1992).

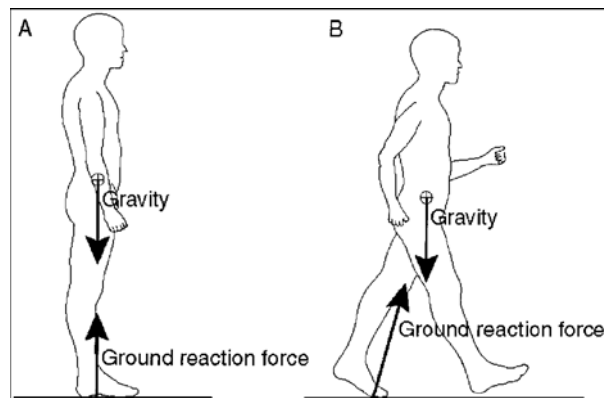
1.8.1.4 Centrum tlakových sil (centre of pressure, COP)

COP je výchozí bod vektoru vertikální složky reakčních sil podložky. Získáváme jej jako vážený průměr všech tlakových sil, kterými působí tělo na podložku v místě vzájemného

kontakty. COP je nezávislé na těžišti těla. Při stoji na jedné noze je COP lokalizováno uvnitř opěrné plochy. Při kontaktu obou nohou s podložkou by výsledné COP leželo mezi opěrnými plochami, proto určujeme COP pro každou nohu zvlášť. Přesná poloha výsledného COP závisí na rozložení tělesné hmotnosti mezi obě dolní končetiny. (Winter, 1995).

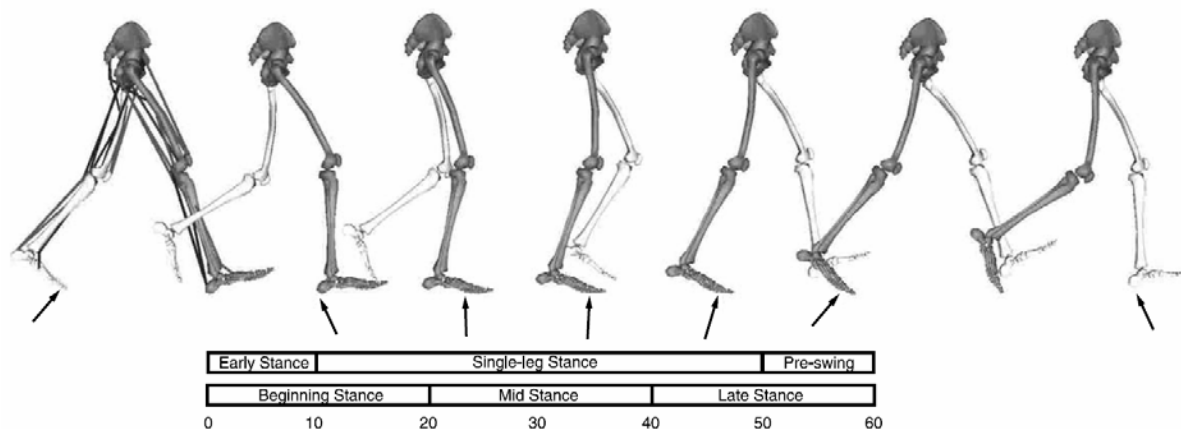
1.8.2 Reakční síly při stoji a chůzi

Ve stoji působí na tělo reakční síly podložky, jejichž velikost je rovná velikosti gravitační síly působící na tělo. V tomto případě dominuje vertikální složka působících reakčních sil, horizontální složky jsou zanedbatelné. Při chůzi se k působení gravitační síly proti podložce přidávají ještě síly spojené s pohybem těla vpřed, velikost reakčních sil se proto zvětšuje (Deursen, 2004).



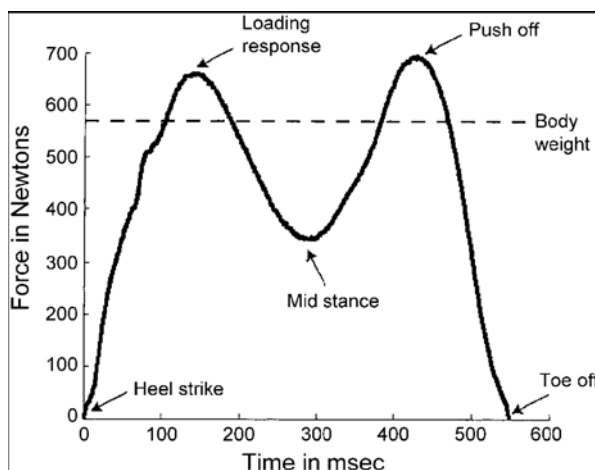
Obr. 10 Směr působení gravitační síly a reakční síly podložky. A ve stoji – stejná velikost sil a opačný směr působení. B při chůzi – rozdílná velikost i směr působení sil (Deursen, 2004)

Při chůzi se mění velikost a směr působení reakčních sil působících na plosku nohy, aktuální velikost reakčních sil se také mění se změnou rychlosti chůze (Perry, 1992). Při volně zvolené rychlosti chůze odpovídá velikost reakčních sil podložky přibližně 1,2 násobku gravitační síly působící na člověka ve stoji. Při rychlé chůzi se udává zvýšení velikosti reakčních sil až na 1,5 násobek (Deursen, 2004).



Obr. 11 Výsledný směr působení reakčních sil podložky v průběhu stojné fáze
krokového cyklu (Zajac, et al., 2003)

Vertikální složka reakční síly má typicky dvouvrcholovou křivku velikosti síly v čase. První vrchol dosáhne křivka ve fázi reakce na zatížení, druhý vrchol v terminální stojné fázi, tzn. v těchto fázích je velikost reakčních sil podložky největší. Při prvním maximu je působiště reakční síly na patě končetiny vstupující do stojné fáze, při druhém maximu působí reakční síly na přednoží téže končetiny a většinou přechází přes oblast hlavičky prvního metatarzu a palec (Deursen, 2004).



Obr. 12 Křivka změny velikosti reakčních sil při chůzi – graf funkce síly a délky
časového intervalu (Deursen, 2004)

Při chůzi také dochází ke zvětšování horizontálních (smykových) složek reakčních sil. Tyto složky směřují posteriorně a anteriorně a jejich velikost může vzrůst až na 25 % velikosti gravitační síly působící na tělo ve stoje (Deursen, 2004).

1.8.3 COP při stoji a chůzi

Podle umístění COP do opěrné plochy a průmětu těžiště do opěrné báze jsou určovány podmínky, ze kterých může být vzpřímené držení těla ve statické poloze stabilní – umístění COM nad opěrnou bází, minimální pohyb COM a COP nebo udržování optimální polohy COM a COP (Patton, Pai, Lee, 1999; Masani et al., 2003). Při dynamické činnosti jsou výše uvedené podmínky porušeny. Stabilita zůstává zachovaná jen pokud nejsou výchylky COM a COP příliš velké a příliš rychlé (Patton, Pai, Lee, 1999).

COP je výsledkem neuromuskulární kontroly těla (Winter, 1995; Masani et al., 2003). Umístění COP pod ploskou přímo ovlivňuje aktivita svalů obou hlezenních kloubů – plantárních flexorů m. triceps surae, m. tibialis posterior, mm. peronei, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a dorzálních flexorů m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. Tyto svaly jsou odpovědné za posun COP anteroposteriorně nebo mediolaterálně (Winter, 1995) a jejich aktivace se objevuje již anticipačně před pohybem COM (Masani et al., 2003).

Posunem COP reagují svaly hlezenního kloubu na pohyb průmětu těžiště těla v opěrné bázi (tj. na pohyb COG). Měření zrychlení pohybu těžiště těla v sagitální rovině ukázala, že pokud je COP umístěno před COG, akcelerace těžiště těla směřuje vzad a naopak. Stejných výsledků bylo dosaženo i při měření v rovině frontální (Winter, 1995).

Výchylky těžiště v anteroposteriorním směru ve stoji jsou regulovány plantárními a dorsálními flexory hlezenních kloubů pomocí pohybu COP, který probíhá téměř symetricky na obou končetinách (Winter, 1995). Sledováním předozadního pohybu COP můžeme ověřovat poruchy posturální stability. Změny pohybu COP v tomto směru mohou ukazovat na únavu nebo poruchu řízení extenzorových svalových skupin udržujících vzpřímené držení těla. Délka dráhy anteroposteriorního pohybu COP významně závisí na velikosti kontaktní plochy plosky, respektive na délce a šířce plosky (Kitabayashi, Demura, Noda, 2003).

V laterolaterálním směru dochází ke kontrole výchylek ve stoji zvětšením zátěže jedné plosky a odpovídajícím kontralaterálním snížením zátěže plosky druhé končetiny. Na tomto mechanismu se na rozdíl od pohybu v sagitální rovině podílí zejména abduktory a adduktory kyčelního kloubu a invertory (m. tibialis anterior a posterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus) a evertory (mm. peronei) hlezenního kloubu (Winter, 1995). Vzhledem k tomu, že v kolenním i hlezenním kloubu je snadnější a větší možnost pohybu v předozadním směru než v laterolaterálním, je i kontrola předozadních výchylek COP snazší než jejich laterolaterální kontrola (Kitabayashi et al., 2003).

Výše zmíněné situace však nenastávají odděleně. Svaly hlezenních kloubů nepracují pouze v jednom směru. Invertory a evertory fungují zároveň jako plantární a dorsální flexory hlezenního kloubu. Pokud je tedy nutné pro korekci výchylek rovnováhy posunout COP směrem vpřed pomocí mm. peronei symetricky pod oběma ploskami, dojde současně k symetrickému posunu COP na obou ploskách směrem mediálním. To samé platí i pro posun COP směrem dorsálním a současnou inverzi hlezenního kloubu. Stejně tak nelze oddělovat funkci svalů kyčelního a hlezenního kloubu při korekci výchylek rovnováhy ve frontální rovině. Invertory a evertory hlezenního kloubu mají vzhledem k rozměrům plosky jen omezené možnosti korekce. Při větších výchylkách by jejich působící síla zapříčinila odlepení mediální respektive laterální hrany plosky. Proto se při větších nárocích na laterolaterální stabilitu zapojují abduktory a adduktory kyčelního kloubu (Winter, 1995).

Ve stoji se při přenášení hmotnosti laterolaterálním směrem pohybuje výsledné COP po spojnici mezi COP pravé a levé plosky. Pokud se tato spojnice nenachází ve frontální rovině a pacient nemá položenou jednu nohu více vpředu, může být příčinou výraznější zapojení plantárních flexorů do posturální funkce na straně, kde je COP lokalizováno více vpředu (Winter, 1995).

Amplituda pohybu COP v předozadním i laterolaterálním směru se zvětšuje při vyloučení zrakové kontroly nebo při stoji na jedné noze. Amplituda pohybu COP se také zvyšuje například při stoji v tandemu nebo při stoji s vnitřní rotací v hlezenních kloubech, velikost výchylek COP významně roste při patologických stavech spojených s poruchami rovnováhy (Winter, 1995).

Frekvence výchylek COP závisí na schopnosti kontroly stability stoje. Vyšší frekvence výchylek odpovídá kratším a rychlejším výchylkám COP, které vypovídají o zhoršených funkčních schopnostech zajištění stability (Kitabayashi et al., 2003).

Lokalizace COP je ovlivněna pohybem všech segmentů těla, promítá se do něj udržování rovnováhy. Proto je měření polohy a pohybu COP využíváno k hodnocení posturální kontroly (Patton et al., 1999; Doyle, Hsiao-Wecksler, Ragan, Rosengren, 2007). Měření pohybu COP je však zatíženo odchylkami, které mohou vzniknout v důsledku různé doby trvání měření a počtu měření (Doyle et al., 2007).

1.8.4 Konfidenční elipsa COP

Při vyhodnocování projekce COP v dvourozměrném prostoru se využívá analýza pomocí konfidenční elipsy. Konfidenční elipsa je obecně elipsa, která obsahuje s určitou pravděpodobností středovou hodnotu výběru. Nejčastěji je využívána 90% nebo 95%

konfidenční elipsa. To znamená, že pravděpodobnost, že elipsa obsahuje středovou hodnotu výběru, je 90 % respektive 95 %. V případě analýzy pohybu COP se jedná o elipsu, ve které je s určitou pravděpodobností lokalizován střed jednotlivých COP získaných v průběhu měření. Vyjadřuje tedy jejich plošnou distribuci (Rocchi et al., 2005).

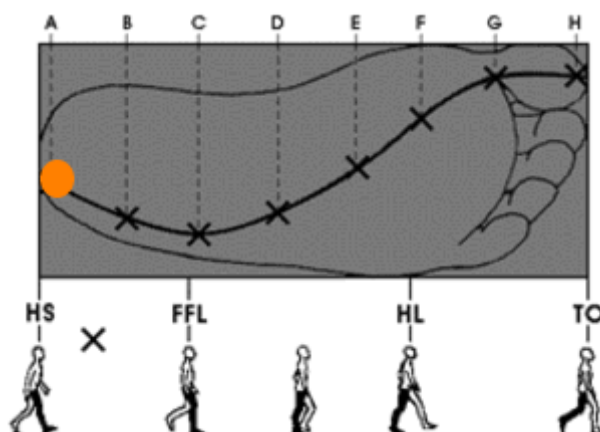
Mezi parametry, kterými se popisuje konfidenční elipsa, patří její šířka a výška, plocha a úhel. Velikost plochy konfidenční elipsy odpovídá energetickému výdeji spojenému s udržováním stabilní polohy (Rocchi et al., 2005).

1.8.5 Pohyb COP při chůzi

1.8.5.1 Stojná fáze chůze

V průběhu stojné fáze se COP pod ploškou stojné dolní končetiny pohybuje od paty podél celé plošky k metatarzofalangeálním kloubům a k proximálním článkům prstců (Perry, 1992). Pohyb COP se obvykle neděje po celé délce chodidla, ale po menší oblasti, která je někdy nazývána funkční opěrná báze. Velikost funkční opěrné báze se mění s věkem, ale předpokládají se i další ovlivňující faktory (Patton et al., 1999).

Na lokalizaci COP má vliv i obuv. Obuv s vysokými podpatky posouvá při chůzi dráhu COP anteromediálním směrem a současně jeho dráhu zkracuje ve směru anteroposteriorním. Obuv na vysokém podpatku také zvyšuje rychlost pohybu COP vpřed v průběhu krokového cyklu ve fázi reakce na zatížení. Noha tak výrazně snižuje svou schopnost absorpce energie dopadu při přechodu ze švihové do stojné fáze chůze (Han et al., 1999).

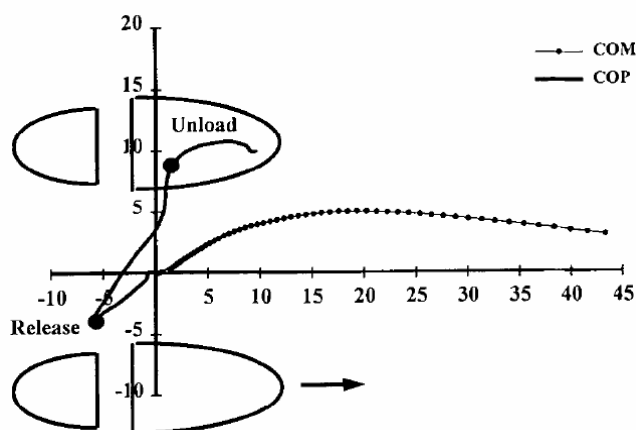


Obr. 13 Dráha COP v průběhu stojné fáze krokového cyklu. HS (heel strike) – fáze iniciálního kontaktu, FFL (foot flat) – fáze reakce na zatížení, HL (heel lift) – konečný stoj, TO (toe off) – odval palce (Pribut, 2007)

1.8.5.2 Iniciale chůze

Společně se začátkem odlepení paty švihové dolní končetiny dochází pod ploskou stojné dolní končetiny k posunu COP směrem dorzálním a mediálním. Dorzální posun COP je reakcí na ventrální směr pohybu těžiště těla při chůzi. Dorzální pohyb COP se děje v důsledku snížení aktivity plantárních flexorů stojné končetiny a zvýšením aktivity jejích dorzálních flexorů. Laterální pohyb COP souvisí se změnou zatížení obou končetin. Na švihové končetině se nejprve na okamžik zvyšuje zatížení, na čemž se podílí abduktory kyčelního kloubu. Následuje výrazné snížení zátěže švihové končetiny spojené s poklesem aktivity abduktorů kyčelního kloubu švihové a nárůstem aktivity abduktorů kyčelního kloubu stojné končetiny. Tento děj je spojen s přesunem COP pod ploskou nohy po typické křivce v průběhu stojné fáze končetiny (Winter, 1995).

Se zvyšující se aktivitou plantárních flexorů stojné dolní končetiny se COP posouvá ventrálně. V této fázi kroku směřuje pohyb těžiště těla a pohyb COP stejným směrem, tedy vpřed (Winter, 1995).



Obr. 14 Trajektorie COP při iniciaci krokového cyklu (Winter, 1995)

1.8.5.3 Terminace chůze

V průběhu terminace chůze se od kontaktu paty s podložkou výrazně zvyšuje aktivita plantárních flexorů a COP se rychle pohybuje směrem vpřed. V průběhu fáze zatěžování se COP přesouvá směrem k bodu ve středu mezi oběma nohama. Následuje dorzální pohyb COP a se zaujetím klidného stoje se COP dostává do pozice před těžištěm těla (Winter, 1995).

1.8.6 Pohyb COP v ontogenezi

V průběhu motorické ontogeneze dochází ke změnám ve velikosti výchylek a rychlosti pohybu COP ve stoji a lokomoci. S věkem dochází ke zmenšování výchylek COP, mezi

4. a 15. rokem klesá rychlost jeho výchylek. K zásadním změnám v řízení a udržování stability a posturálního zajištění dochází mezi 6. a 8. rokem života, kdy dozrávají mozečkové funkce. V 8. roce života je nejmenší variabilita rychlosti pohybu COP (Vařeka, 2006).

V případě patologických stavů s poruchou stability se výchylky COP zvyšují. Ve stáří dochází opět ke zvyšování amplitudy a frekvence pohybu COP (Winter, 1995).

1.8.7 Silové plošiny

K měření reakčních sil, momentů sil, případně oscilací COP při chůzi a stoji jsou využívány silové plošiny (Bogey, 2007).

K měření rozložení tlakových sil ve stoje nebo chůzi jsou nejčastěji používány snímače na piezoelektrickém principu, principu měření elektrického odporu nebo kapacitní snímače. Všechny zmíněné druhy snímačů sledují změny elektrických parametrů na senzorech přístroje, které vznikají jako reakce na zevní mechanické síly působící deformaci senzoru (Hennig, 2002).

2 Cíle a hypotézy

2.1 Cíle práce

Cílem teoretické části práce bylo zpracovat na základě literární rešerše anatomii palce nohy, jeho kineziologii při stoji a chůzi a vliv palce nohy na stabilitu stoje a chůze.

Cílem praktické části práce bylo porovnání skupiny osob s hallux valgus a kontrolní skupiny při vyšetření pomocí kontaktního koberce přístrojem GaitPlatform FDM a přístrojem Balance Master®.

2.2 Hypotézy

- H₀₁: Při stojné fázi kroku se doba kontaktu nohy s podložkou mezi skupinou osob s hallux valgus a kontrolní skupinou neliší.
- H₀₂: Rozložení reakčních sil při stoji se mezi skupinou osob s hallux valgus a kontrolní skupinou neliší.
- H₀₃: Rozložení reakčních sil při stoji na jedné dolní končetině se mezi skupinou osob s hallux valgus a kontrolní skupinou neliší.
- H₀₄: Při měření limit stability na přístroji Balance Master® není mezi skupinou osob s hallux valgus a kontrolní skupinou statisticky významný rozdíl ve vzdálenosti konečného bodu a maximální exkurze.

3 Metodika vyšetření

3.1 Popis přístroje

3.1.1 GaitPlatform FDM

K analýze distribuce statických a dynamických sil ve stoji a v krokovém cyklu byl použit přístroj GaitPlatform FDM. Kontaktní koberec tohoto přístroje obsahuje kapacitní snímače, které prostřednictvím změn elektrických parametrů zaznamenávají tlakové síly působící na jednotlivé senzory, reakční sílu podložky. Počítačový systém WinGaitFDM následně vypočítává jejich výslednici a dále tyto veličiny vyhodnocuje v závislosti na času. Výsledkem je 2D nebo 3D záznam všech měřených veličin.

Vyšetření bylo prováděno na kontaktním koberci o délce 2 m s hustotou senzorů 1 senzor/cm². Koberec byl pevně připevněn k podlaze, stejně jako dvě desky bez senzorů umístěné před a za kontaktním kobercem. Před každým vyšetřením byla provedena kalibrace přístroje.

3.1.1.1 Vyšetření chůze

Při vyšetření chůze byly sledovány tyto parametry: maximální tlaková síla působící na jednotlivé senzory, dráha COP, vertikální reakční síly podložky, doba trvání jednotlivých fází krokového cyklu. Maximální tlaková síla byla zobrazována ve 2D a 3D barevném záznamu kontaktu plošky s podložkou, velikosti tlakových sil nebyly konkrétně vyjádřeny číselnými údaji ale barevnou škálou. Společně s tímto barevným záznamem byla zobrazována i dráha COP. Vertikální reakční síly podložky byly zobrazeny v grafu funkcí síly a délky časového intervalu. Doba trvání jednotlivých fází krokového cyklu byla vyjadřovaná v procentech z celkové doby krokového cyklu.

U každé probandky bylo provedeno měření při chůzi ve třech bezprostředně po sobě následujících pokusech.

Probandky byly instruovány k chůzi přirozeným tempem, rychlostí a délkou kroku. Výchozí místo pro každý pokus bylo před deskami tak, aby první dva až tři kroky byly přes desku bez silových senzorů, dva až tři kroky na kontaktním koberci a poslední dva až tři kroky byly opět na desce bez senzorů. Tím byly redukovány vědomé korekce krokového cyklu, jež by mohly vznikat při soustředění se na umístění kontaktního koberce v průběhu chůze.

3.1.1.2 Vyšetření stoje

Při vyšetření byly sledovány tyto parametry: maximální tlaková síla působící na jednotlivé senzory, vertikální reakční síly podložky, průměrné tlakové síly působící na plošky nohou, rozložení průměrných tlakových sil mezi obě plošky, rozložení tlakových sil na přednoží a zánoží každé plošky.

Maximální tlaková síla byla stejně jako při vyšetření chůze zobrazována ve 2D a 3D barevném záznamu kontaktu plošky s podložkou bez konkrétních číselných údajů. Změny působících vertikálních reakčních sil podložky byly znázorněny v grafu funkcí síly a délky časového intervalu. Rozložení působících tlakových sil mezi obě plošky bylo udávané v procentech, 100 % odpovídalo součtu tlakových sil na obou ploškách. Rozložení tlakových sil na přednoží a zánoží každé plošky bylo také hodnoceno v procentech, 100 % odpovídalo celkovému zatížení dané plošky.

Při vyšetření se probandka volně postavila na určené místo na kontaktním koberci s instrukcemi ke klidnému stoji s horními končetinami volně podél těla. Očima fixovala jeden libovolný bod na stěně přímo před ní. Délka měření byla 20 s.

3.1.1.3 Vyšetření stoje na jedné noze

Kromě hodnot rozložení tlakových sil mezi plošky byly sledované parametry shodné s parametry sledovanými při vyšetření stoje.

Probandka se postavila na určené místo na kontaktním koberci. Poté zaujala polohu ve stoji na jedné noze tak, že volná dolní končetina byla flektovaná v kyčelním kloubu přibližně 45° a volně flektovaná v kolenním kloubu. Držení horních končetin bylo opět volně podél těla. Probandka po celou dobu pokusu očima fixovala jeden libovolný bod na stěně přímo proti sobě. Doba měření byla 10 s.

3.1.2 Balance Master®

K hodnocení stability a motorických funkcí spojených s jejím udržováním byl použit přístroj Balance Master®. Součástí tohoto přístroje je silová plošina. Pod ní jsou umístěné silové senzory, které měří velikosti vertikálních sil působících na plošku nohy.

Přístroj obsahuje dvě paralelně umístěné silové plošiny o rozměrech 22,86 x 152,4 cm. Každá z plošin leží na dvou silových snímačích, obě plošiny jsou uprostřed spojeny kloubem.

Pro práci s přístrojem Balance Master® platí výškové a váhové limity omezující výběr probandů pro vyšetřování. Výška probanda se musí pohybovat v rozmezí 25 – 253 cm, jeho hmotnost nesmí být menší než 18 kg a větší než 136 kg. Vyšetřovaný musí být schopen stát

vzpřímeně bez opory minimálně 2 - 3 min, na pevné nepohyblivé podložce by měl být schopen stabilního stoje s otevřenýma očima.

Součástí systému je databáze normativních dat, se kterými je každé vyšetření porovnáváno a výsledky vyhodnoceny jako v normě nebo mimo normu. Normativní data existují pouze pro věkovou kategorii 20 až 79 let.

Každá probandka byla na přístroji Balance Master® vyšetřena pomocí testu limit stability (limits of stability). Vyšetření limit stability hodnotí celkem pět parametrů - rychlost pohybu COG, reakční čas, kontrola směru pohybu, konečný bod posturálních výchylek, maximální exkurze výchylek. Pro tuto práci byly vybrány a porovnávány pouze dva z nich - konečný bod posturálních výchylek a maximální exkurze výchylek (podrobněji budou popsány dále).

3.1.2.1 Vyšetření limit stability (limits of stability, LOS)

Limity stability určují hranici, ke které je pacient schopen vychýlit své COG, aniž by musel změnit svou opěrnou bázi úkrokem nebo aniž by upadl. K vychýlení COG musí probandka používat pouze kotníkovou strategii, tzn. pohyb musí vycházet z hlezenních kloubů a musí být prováděn s napřímeným trupem bez aktivní účasti horních končetin.

Vyšetření LOS hodnotí schopnost probandky iniciovat a provést cílené výchylky těžiště různými směry s podmínkou udržení stabilního stoje, hodnotí tedy dynamiku udržování stability.

Probandky měly za úkol na daný signál co nejrychleji a nejpříměji vychýlit těžiště přenesením COG těla z výchozí polohy směrem k určenému cíli a zůstat stát s minimem odchylek od dosaženého bodu. Cíle pro každý ze směrů stanovuje přístroj z údajů o výšce pacienta jako odpovídající 100% hodnotu limity stability.

Pohyb musel být proveden při vzpřímeném osovém orgánu, s volně visícími horními končetinami a s oporou o obě celé plošky nohou. Probandka řídí svůj pohyb podle kurzoru na monitoru, který znázorňuje její COG. Pokud není schopna dosáhnout určeného cíle, je jejím úkolem zůstat stát na nejzazším dosaženém místě.

Vyšetřován byl pohyb celkem do osmi směrů – dopředu, vpravo dopředu, vpravo, vpravo dozadu, dozadu, vlevo dozadu, vlevo a vlevo dopředu. Z výchozí polohy bylo každým směrem provedeno vždy jedno opakování, délka jednoho pokusu byla 8 s. Sledovány byly parametry konečný bod výchylky a maximální exkurze výchylky.

Konečný bod výchylky je bod, ve kterém se zastavuje plynulý pohyb směrem k cíli a začínají jemnější korekce k jeho dosažení. Přístroj jej udává jako procento z limity stability v daném směru.

Maximální exkurze výchylky COG je nejvzdálenější bod, kterého je pacient daným směrem schopen dosáhnout a udržet stabilitu. Přístroj její hodnotu udává jako procento z limity stability v daném směru. Malá vzdálenost tohoto bodu svědčí pro fyzické příčiny (např. zkrácení m. triceps surae, svalové oslabení,...), senzitivní poruchy nebo pro nedostatek zkušeností při pohybu k vlastním limitům stability, případně pro obavy z pádu.

3.2 Popis souboru

3.2.1 Skupina pacientek s hallux vagus

Skupina byla tvořena deseti probandkami bez přítomnosti aktuálních akutních zdravotních obtíží. Palpačním vyšetřením byly vyloučeny poruchy senzitivity nohou. Průměrný věk pacientek byl 24,5 let, hodnoty věku se pohybovaly v rozmezí 22 až 29 let. Průměrná hodnota Body mass indexu (dále jen BMI), tj. poměr tělesné hmotnosti uváděné v kilogramech ku druhé mocnině výšky těla v metrech, byla ve skupině 20,98. Rozmezí hodnot BMI bylo 16,4 až 24,7. Průměrná hodnota skupiny odpovídá normě WHO pro tento index, která je stanovená v intervalu 18,5 až 24,9. Dvě probandky dosáhly hodnoty BMI nižší, než je stanovená normou (viz Příloha č.5).

Přítomnost hallux valgus byla hodnocena pomocí goniometru a Manchester scale (viz Příloha č. 14). Dvouramenným goniometrem byl měřen úhel, který svírá dlouhá osa prvního metatarzu s dlouhou osou proximálního článku palce, střed goniometru byl nad prvním metatarzofalangeálním kloubem. Za přítomnost deformity bylo považováno naměření úhlu většího nebo rovného 15° a současně postavení palce odpovídající mírnému, střednímu nebo těžkému hallux valgus dle Manchester scale. Hodnota měřeného úhlu se pohybovala v rozmezí $20 - 25^\circ$ pro levou nohu a $15 - 25^\circ$ pro pravou nohu. Z deseti probandek mělo devět hallux valgus bilaterálně, u jedné byl přítomen pouze na levé noze (viz Příloha č.6).

Všechny probandky byly vybrány mezi studentkami, v jejich pracovní anamnéze nebyla převaha sedu ani stoje. Ve sportovní anamnéze byl převážně pravidelný sport s všestranným zaměřením, ani jedna z probandek se nyní ani v minulosti nevěnovala žádnému sportu vrcholově, čtyři se dříve věnovaly nějakému sportu závodně 2 – 4x týdně.

3.2.2 Kontrolní skupina

Skupina byla stejně jako skupiny s hallux valgus tvořena deseti probandkami bez přítomnosti aktuálních akutních zdravotních obtíží. Také v této skupině byly palpačním vyšetřením vyloučeny poruchy senzitivity nohou. Věk probandek se nacházel mezi 22 a 30 lety, průměrný věk byl 24,8 let. Hodnoty BMI byly ve skupině v rozmezí 18,9 až 28, průměrná hodnota BMI pro tuto skupinu byla 21,78. Průměrná hodnota skupiny odpovídá normě WHO pro tento index, mimo tuto normu byla jediná probandka s hodnotou vyšší než stanovená norma (viz Příloha č.5).

Nepřítomnost hallux valgus byla ověřována pomocí goniometru a Manchester scale stejným postupem, jaký byl použit pro skupinu s hallux valgus. Za nepřítomnost deformity bylo považováno naměření úhlu menšího 15° a současně postavení palce odpovídající stupni 1, tj. „žádný hallux valgus“ dle Manchester scale. Hodnota měřeného úhlu se pohybovala v rozmezí $0 - 10^\circ$ pro obě nohy (viz Příloha č.6).

Také probandky kontrolní skupiny byly vybrány mezi studentkami a v jejich pracovní anamnéze nebyla převaha sedu ani stoje. Ve sportovní anamnéze byl převážně pravidelný sport s všestranným zaměřením. Ani jedna z probandek se nyní ani v minulosti nevěnovala žádnému sportu vrcholově, tři se v minulosti věnovaly sportu závodně 4 – 5x týdně.

3.3 Popis metodiky vyhodnocení výsledků

Skupina osob s hallux valgus i kontrolní skupina byly vybrány náhodným výběrem. U obou statistických souborů byly pomocí t-testu ověřeny hypotézy o shodě středních hodnot za předpokladu rovnosti odchylek. T-testy byly provedeny pomocí statistického programu Statgraphics. Všechny průzkumy byly testovány na 5% hladině významnosti (tj. $\alpha = 0,05$).

Výsledkem testů v Statgraphicsu byla p-hodnota, která byla porovnána s $\alpha = 0,05$. V případech, kdy byla p-hodnota větší než α , test na 5% hladině významnosti nezamítl testovanou hypotézu o rovnosti středních hodnot.

4 Výsledky

Pro ověření hypotézy H_{01} bylo pro porovnání délky stejné fáze chůze mezi oběma skupinami využito kontaktního koberce přístroje GaitPlatform FDM. Průměrná délka stejné fáze byla u skupiny s deformitou hallux valgus 63,9 % doby trvání krokového cyklu pro levou dolní končetinu, respektive 63,6 % pro pravou končetinu. U kontrolní skupiny byla průměrná doba trvání stejné fáze 64 % krokového cyklu pro obě dolní končetiny. Hypotézu o shodě obou skupin jsme nevyvrátili ($p > 0,05$).

Hypotéza H_{02} byla ověřena pomocí vyšetření stoje na kontaktním koberci GaitPlatform FDM. U obou skupin byly měřeny reakční síly působící na přednoží a zánoží obou končetin a výsledky byly statisticky porovnány. Stejně tak byly porovnány i hodnoty tlakových sil působících na jednotlivé dolní končetiny (viz Tab. 1).

V tabulce jsou uvedeny hodnoty aritmetických průměrů skupiny s hallux valgus a kontrolní skupiny. Hodnoty tlakových sil působících na přednoží a zánoží jsou vyjádřené v procentech celkového zatížení plosky nohy – součet hodnoty přednoží a zánoží je roven 100 %. Hodnoty tlakových sil působících na plosku levé a pravé končetiny jsou vyjádřeny v procentech celkového zatížení obou končetin – součet hodnot pro obě končetiny je roven 100 %.

Statistický test prokázal shodu výsledků obou skupin, hypotéza nebyla vyvrácena ($p > 0,05$).

	reakční síla působící na LDK [%]			reakční síla působící na PDK [%]		
	přednoží	zánoží	ploska	přednoží	zánoží	ploska
skupina s hallux valgus	41.34	58.66	49.71	40.05	59.95	50.29
kontrolní skupina	40.03	59.97	50.47	37.48	62.52	49.53

Tab. 1 Rozložení reakčních sil ve stoji.

Statistickým testem výsledků vyšetření stoje na jedné noze pomocí přístroje GaitPlatform FDM (viz Tab. 2) nebyla vyvrácena hypotéza H_{03} – rozložení reakčních sil se mezi oběma skupinami neliší ($p > 0,05$). V tabulce jsou uvedeny hodnoty aritmetických průměrů působících reakčních sil pro obě skupiny. Hodnoty tlakových sil působících na přednoží a zánoží jsou vyjádřené v procentech celkového zatížení plosky nohy – součet hodnoty přednoží a zánoží je roven 100 %.

	reakční síla působící na LDK [%]		reakční síla působící na PDK [%]	
	přednoží	zánoží	přednoží	zánoží
skupina s hallux valgus	61.37	38.63	58.35	41.65
kontrolní skupina	59.96	40.04	59.16	40.84

Tab. 2 Rozložení reakčních sil ve stoji na jedné noze.

Hypotéza H₀₄ byla ověřována na přístroji Balance Master®. Maximální exkurze COG byly vyšetřovány v osmi směrech, z toho byla ve dvou shledána statisticky významná odlišnost. Kontrolní skupina dosáhla významně větší maximální exkurze ve směru doprava dozadu ($p = 0,04$). Vyšetření konečného bodu pohybu COG v osmi různých směrech ukázalo ve směru doleva dopředu významně větší vzdálenost dosaženou ve skupině s hallux valgus ($p = 0,03$). Výsledky statisticky významných měření jsou uvedeny v Tab. 3 - vzdálenost konečného bodu i velikost maximální exkurze COG je udána v procentech limity stability pro daný směr.

	maximální exkurze %	konečný bod %
	RB	LF
skupina s hallux valgus	102.1	97
kontrolní skupina	112.7	83.6

Tab. 3 Vzdálenost konečného bodu a velikost maximální exkurze výchylky COG.

RB – směr doprava dozadu, LF směr doleva dopředu

Ostatní klinická vyšetření ukázala na drobné odlišnosti obou skupin. Rozdíly byly shledány v rozsahu pohybu v prvním metatarzofalangeálním kloubu. Rozsah pohybů měřený při zatížené plosce byl u kontrolní skupiny větší pro pohyb do flexe i extenze (viz Příloha č.7). U skupiny s hallux valgus bylo častěji shledáno příčné i podélné plochnoží (viz Příloha č.8), častější byla i pozitivita Véleho testu (viz Příloha č.9).

5 Diskuze

5.1 Diskuze k teoretické části práce

Cílem teoretické části práce bylo podat ucelený přehled o funkci palce nohy při stoji a chůzi a jeho uplatnění při udržování stability. V popisu analýzy chůze jsem se zaměřila na práci nohy a aktivitu svalů palce v průběhu jednotlivých fází krokového cyklu, zejména jejich významnou funkci při stabilizaci přednoží pro přenesení hmotnosti těla vpřed přes pivot přednoží.

Součástí souhrnu teoretických poznatků je i stručný přehled etiopatogeneze a patokineziologie deformity hallux valgus a důsledku této deformity na funkci nohy při stoji a chůzi. Tato strukturální porucha je poměrně častá, přesto panují o její etiologii nejasnosti. Literatura uvádí několik možných příčin vzniku a vývoje hallux valgus. Autoři si však bohužel někdy protirečí, neshody panují například v otázce vlivu obuvi na vznik deformity.

Otázkou také zůstává, jestli deformita hallux valgus vzniká důsledkem celkových svalových dysbalancí nebo je jejich příčinou. Literatura hovoří o familiárním výskytu této deformity. V rámci rodinné anamnézy ji potvrdily všechny probandky skupiny s hallux valgus, ale i některé probandky kontrolní skupiny.

Současně však jako příčinu nelze vyloučit ani přítomnost svalových dysbalancí. Tuto domněnku můžeme podpořit tím, že zejména u starších pacientek bývají kromě hallux valgus přítomné četné další poruchy posturálního systému. Svalové systémy tonický a fázický, respektive svaly vývojově mladší a vývojově starší, se chovají jako funkčně související celek. Dojde-li k porušení funkce jednoho, reflexně se projeví změnami v ostatních svalech systému.

Převaha tonického systému nad fázickým nastává také fyziologicky, v průběhu procesu stárnutí. Výrazně vyšší výskyt a progresse hallux valgus ve starším věku může být také spojena s prohlubováním svalových dysbalancí a s vlivem vzniklých dysbalancí na patogenezi hallux valgus.

V oblasti palce je nejdůležitější dysbalance uváděná ve vztahu m. abductor hallucis a m. adductor hallucis. V této dvojici má tendenci k oslabení m. abductor hallucis. Arinci Incel (2003) uvádí se zvětšováním deformity spojeným se sublucací prvního metatarzofalangeálního kloubu přetažení úponu m. adductor hallucis, které způsobí výchozí nastavení svalu v protažení. Důsledkem je snížení svalové síly sekundárně i v m. adductor hallucis.

S tímto vysvětlením bychom však mohli polemizovat. Poloha palce při deformitě hallux valgus je v addukci a svědčí tedy pro výchozí polohu m. adductor hallucis spíše ve zkrácení. Důsledkem přetrvávání tohoto stavu je sekundární oslabení m. adductor hallucis ve funkci addukce palce, jedná se však o oslabení ve zkrácení.

Za důležité považují zmínit se i o další funkci m. adductor hallucis, respektive jeho příčné hlavy, a to o jejím podílu na udržování příčné klenby nohy. Ta bývá u pacientů s hallux valgus snižená. Jednou z příčin může být hyperaktivita svalu v jeho fázické funkci, ale nedostatečnost ve funkci posturální. Nedostatečnost posturální funkce může být způsobená tím, že oslabený m. abductor hallucis nedokáže vytvořit adduktoru punctum fixum pro antigravitační tah ve směru klenby nohy a klenba se oplošťuje. Noha tak zpočátku nemusí ztrácet schopnost addukce palce, její dynamická schopnost adaptace na terén však může být porušena. Tím může následně docházet k dalšímu přetěžování nohy při stoji i chůzi a dalšímu zhoršování závažnosti deformity.

Pokud bychom jako možnou příčinu vzniku hallux valgus považovali svalové dysbalance v oblasti palce nohy, našli bychom vzhledem k funkční provázanosti tonického a fázického systému svalové dysbalance i v jiných tělesných segmentech. Toto tvrzení podporuje studie Gaillera et al., který elektrickou stimulací m. abductor hallucis dosáhl nejen změny zatížení plosky nohy, ale i změny v postavení pánve a kyčelního kloubu ve smyslu zvětšení zevní rotace na stimulované straně a současně i změny v nastavení kontralaterální dolní končetiny.

Za důležitý aspekt patogeneze hallux valgus považují také motorickou ontogenezi, jejíž průběh zásadně určuje nejen funkci ale i strukturální vlastnosti segmentů těla. Mimo jiné tak tah svalů v průběhu ontogeneze formuje strukturální základ pro klenbu nohy a dalších anatomických parametrů uplatňujících se při vzniku a vývoji hallux valgus. Kromě svalové funkce a strukturálních podmínek se s vývojem k vertikalizaci postupně vyvíjí i schopnost stereognozie, jež je také nezbytná pro optimální funkci nohy.

Hallux valgus je obecně považován spíše za problém starších osob. Jeho vliv na stabilitu těla byl zkoumán převážně u starších osob ve studiích zabývajících se zejména rizikem pádů a zhoršením stability stoje a chůze v důsledku deformit nohou. Probandy těchto studií jsou spíše osoby se středním až těžkým stupněm deformity, kde je již přítomna subluxace prvního metatarzofalangeálního kloubu. Stejně tak se až pacienti se závažnějším stupněm hallux valgus dostávají do péče lékaře, respektive fyzioterapeuta.

Přestože subluxace prvního metatarzofalangeálního kloubu je přítomna až u závažnějšího stupně deformity, i mírná deviace dlouhé osy proximálního článku palce

znamená změnu výchozího postavení pro svalovou práci, tj. nastavení ramene páky síly, výchozí postavení svalů v protažení respektive zkrácení. Tato situace svědčí pro porušenou centraci metatarzofalangeálního kloubu ve smyslu neideálního rozložení sil působících na kloubní plochy.

V krátkých svalech palce, které se podílí na nastavení polohy v metatarzofalangeálním kloubu, jsou uloženy i sezamské kosti. Mezi nimi probíhá šlacha dlouhého flexoru palce, kterou nejen chrání, ale také ji fixují v jejím průběhu a usnadňují její klouzání po okolních strukturách při aktivitě svalu. Tím napomáhají funkci m. flexor hallucis longus, který se ve stojné fázi chůze podílí na stabilizaci subtalárního kloubu a v terminální stojné fázi a předšvihové fázi chůze se účastní stabilizace přednoží pro plynulý přenos hmotnosti těla vpřed. Pokud dojde k dysbalanci v krátkých svalech palce, mění se i postavení sezamských kostí vzhledem k metatarzofalangeálnímu kloubu i jeho okolním měkkým strukturám. Spolu s laterální dislokací mediální sezamské kůstky dochází ke snížení účinnosti svalové práce m. flexor hallucis longus.

Na základě výše zmíněných skutečností můžeme předpokládat změnu biomechaniky chůze již u počínajících deformit a méně závažných stupňů hallux valgus. Tyto změny mohou vést k dalšímu přetěžování, které svým opakovaným dlouhodobým působením přispívá ke vzniku výraznějších strukturálních změn. V případě vzniku subluxace prvního metatarzofalangeálního kloubu má neinvazivní terapie jen omezené možnosti a její působení mívá často jen dočasný efekt.

5.2 Diskuze k praktické části práce

V klinickém vyšetření nebyl mezi oběma skupinami nalezen významný rozdíl co se týče přítomnosti svalových dysbalancí. Vyšetření a srovnání rozdílů svalových dysbalancí mezi kontrolní skupinou a skupinou s hallux valgus však nebylo cílem této práce, proto nebylo více zpracováno.

Všechny parametry, které byly sledovány v praktické části této diplomové práce, hodnotí rozložení reakčních sil podložky, pohyb COP (centra tlakových sil) a COG (centra gravitační síly) při udržování vzpřímeného stoje a chůze.

I bez působení zevních sil probíhá ve stoji neustálá drobná korekce polohy těla v prostoru. Jedná se zejména o korekci výchylek těžiště těla způsobených dechovými pohyby, vliv má také srdeční akce. Jeden ze způsobů, kterým lze zkoumat klidové výchylky těžiště těla, je měření reakčních sil podložky. Výstupem tohoto měření je poloha a pohyb COP, kterými působí ploska na podložku, respektive reakčních sil podložky na tlakové síly plosky.

Na každé vychýlení COG reaguje COP vychýlením ve stejném směru a větší velikosti, působící reakční síly a tíhová síla mají však opačnou orientaci (viz Reakční síly a objektivní metody jejich měření str.37). Charakteristiky COG a COP jsou zde využity jako objektivní parametry popisující výsledek svalových souher pro udržení stability stoje.

Při vyšetřování chůze na kontaktním koberci nebyla vyvrácena hypotéza H_01 o stejné délce stejné fáze krokového cyklu u skupiny s hallux valgus a kontrolní skupiny (viz Výsledky str. 54). U pěti probandek ve skupině s hallux valgus byl při goniometrickém vyšetření velikosti úhlu mezi prvním metatarzem a dlouhou osou proximálního článku palce nález odlišný na pravé a levé dolní končetině (viz Příloha č.6). U čtyřech z pěti těchto probandek odpovídal výsledek goniometrického vyšetření výsledkům vyšetření stoje na kontaktním koberci, tzn. na končetině se závažnější deformitou palce byla doba trvání stejné fáze delší než na druhé končetině.

Za příčinu minimálních rozdílů mezi oběma skupinami považují fakt, že ve skupině s hallux valgus byly zastoupeny převážně pacientky s mírným, respektive středním stupněm deformity. U těchto stupňů poruchy ještě nemusí docházet k výrazným změnám biomechaniky chůze. Je však pravděpodobné, že již mírná změna postavení v prvním metatarzofalangeální kloubu ovlivní tah svalů palce, které se nezanedbatelně účastní práce nohy při chůzi.

Změny biomechaniky chůze, které mohou být spojeny s méně závažnými stupni hallux valgus, byly shrnuty v Diskuzi k teoretické části práce (viz str. 56-57). Z uvedeného vyplývá, že i při mírné a střední deformitě lze předpokládat porušení koordinovaného a plynulého přenosu hmotnosti přes plošku nohy při chůzi. Tomu odpovídají rozdíly v grafickém zobrazení průběhu COP, které byly zřejmé mezi výsledky obou skupin. Koordinovanému přenosu hmotnosti těla při chůzi odpovídá plynulá křivka COP esovitého tvaru s první konvexitou směrem laterálním (viz Pohyb COP při chůzi str. 43). U čtyř probandek ze skupiny s hallux valgus byla křivka pozměněna. Od svého začátku pod kalkaneem směřovala křivka laterálně a v oblasti hlavičky druhého až třetího metatarzu (v jednom případě až čtvrtého metatarzu) se ve svém průběhu ostře stočila pod hlavičku prvního metatarzu (viz Příloha č.11).

Orientační srovnání grafického zobrazení rozložení a velikostí reakčních sil na barevném záznamu kontaktu plošky s podložkou v průběhu chůze také naznačilo u pěti probandek skupiny s hallux valgus tendenci k přesunu zatížení plošky více laterálně v oblasti přednoží a zároveň tendenci k přesunu zatížení plošky více i do oblasti středonoží (viz Příloha č.11). Odchyly patrné na grafickém znázornění rozložení reakčních sil nevylučují

možnost, že by v početnějším souboru probandek vznikl mezi skupinami výraznější rozdíl ve výsledcích měření.

Za další možnou příčinu minimálních rozdílů výsledků měření považují skutečnost, že měření probíhalo v laboratorních podmínkách. Laboratorní podmínky nekladou na osobu s mírnou nebo střední závažností deformity palce bez poruchy řízení pohybu takové nároky na zajištění stabilní chůze, aby se při tomto vyšetření projevíly ve výsledcích významné změny v trvání stojné fáze. Současně laboratorní podmínky mohou ovlivnit na kontaktním koberci stereotyp chůze.

Hypotéza H_02 byla ověřována pomocí vyšetření stoje na kontaktním koberci. Při tomto vyšetření byly sledovány rozdíly v rozložení reakčních sil mezi přednožím a zánožím. Ve výsledcích měření byl patrný drobný rozdíl mezi skupinami ve smyslu většího zatížení na přednoží u skupiny s hallux valgus (viz Tab.1 str. 54), tyto výsledky však nejsou statisticky významné.

U pěti probandek skupiny s hallux valgus s odlišným stupněm deformity na pravé a levé dolní končetině odpovídal výsledek goniometrického vyšetření výsledkům vyšetření stoje na kontaktním koberci, tzn. na straně s větší deformitou byly naměřeny vyšší hodnoty reakčních sil podložky, respektive vyšší hodnoty působících tlakových sil na podložku.

Při orientačním porovnání barevného grafického záznamu rozložení reakčních sil působících na plošku ve stoji byly mezi skupinami patrné rozdíly. Ve skupině s hallux valgus byly ve většině případů reakční síly podložky lokalizovány i pod laterálním okrajem středonoží na rozdíl od kontrolní skupiny, ve které se jejich působení objevilo v této oblasti jen v několika případech. Obdobně na laterální straně přednoží byly u skupiny s hallux valgus zaznamenány vyšší hodnoty reakčních sil podložky (viz Příloha č.12).

Výše zmíněné podporuje možnost, že by vyšetřování početnějšího souboru osob mohlo mezi oběma skupinami ukázat odlišnosti v rozložení reakčních sil působících ve stoji na plošku nohy.

Hypotéza H_03 o shodě rozložení reakčních sil mezi skupinami při vyšetření stoje na jedné noze nebyla vyšetřením na přístroji GaitPlatform FDM vyvrácena. Výsledky obou skupin se velmi málo lišily. Na velmi malé odlišnosti hodnot ukazuje i fakt, že hodnoty reakčních sil na přednoží byly při vyšetření stoje na levé končetině větší u skupiny s hallux valgus, ale při vyšetření stoje na pravé dolní končetině byly naměřeny vyšší hodnoty u kontrolní skupiny.

Mezi skupinami byly však při orientačním porovnání grafického zobrazení sil patrné rozdíly v působení reakčních sil na palec nohy. Oproti stoji na obou dolních končetinách se

zvýšily hodnoty reakčních sil působících na palec. Toto zvětšení působících sil nabývalo u skupiny s hallux valgus častěji hodnot vyšších než 9 N/cm^2 (viz Příloha č.13). Jako příčinu větších reakčních sil podložky, respektive tlakových sil, kterými působí palec na podložku, lze předpokládat funkci svalů palce změněnou v důsledku deformity. Laterální deviací proximálního článku palce, případně současnou mediální deviací prvního metatarzu se dostává m. abductor hallucis do výchozího postavení, ve kterém ztrácí svou funkci abdukce a stává se z něj pomocný flexor palce. Tím také ztrácí funkci stabilizátoru mediální části přednoží. Noha je tak na mediální straně méně stabilní a pro udržení stability se musí zapojit do stabilizační funkce i další svaly, které předtím v podmínkách stoje na obou dolních končetinách relaxovaly. To se projeví rozšířením opěrné plochy nohy na palec, případně další prstce (aktivitou dlouhých flexorů m. flexor hallucis longus a m. flexor digitorum longus).

Při intraindividuálním porovnávání vyšetření za kontaktním koberci GaitPlatform FDM lze pro hodnocení stoje využít také analýzu konfidenční elipsy COP (její parametry úhel, plocha, šířka a výška blíže popisují pohyb COP v průběhu stoje), délku dráhy COP v průběhu měření, horizontální a vertikální deviaci COP. U osoby s poruchou stability budou větší klidové výchylky COG i COP, což se ukáže na vyšších hodnotách plochy, šířky a výšky konfidenční elipsy, delší dráze pohybu COP, větší deviaci COP. Hodnota úhlu konfidenční elipsy ukazuje přesněji na směr, ve kterém jsou výchylky COG korigovány.

Intraindividuální porovnání výsledků nebylo cílem této práce a pro interindividuální hodnocení jsem tyto parametry bohužel nemohla využít. Parametry konfidenční elipsy u každého člověka ovlivňuje nejenom schopnost udržování stabilního stoje, ale i jeho tělesná výška a délka a šířka plochy nohy. Data jsou zde bohužel vyjádřena ve stupních, respektive milimetrech a přístroj neumožňuje interindividuální srovnání. Pro případné individuální sledování průběhu terapie však mohou být tyto parametry velmi cenné.

Při ověřování hypotézy H_04 ve vyšetření stability na přístroji Balance Master® ukázaly výsledky významný rozdíl mezi skupinami zejména ve směru omezení limit stability (viz Výsledky str. 55). Skupina s deformitou palce prokázala omezení limit stability směrem doprava dozadu, v opačném směru, tj. doleva dopředu dosáhla naopak významně lepších výsledků než kontrolní skupina.

Při vyšetření maximální exkurze ve směru doleva dopředu sice nebyla vyvrácena nulová hypotéza o shodě mezi soubory, výsledky však poukázaly na možný rozdíl. Skupina s hallux valgus dosáhla vyšších hodnot maximální exkurze než kontrolní skupina (viz Příloha č.10). Hodnota významnosti rozdílu mezi skupinou s hallux valgus a kontrolní

skupinou byla $p = 0.051$. To naznačuje možnost, že při zkoumání větších souborů probandek by mohl vzniknout mezi skupinami významný rozdíl.

Příčinou rozdílných výsledků mezi vyšetřeními maximální exkurze a konečného bodu limit stability v různých směrech může být fakt, že pacientky s hallux valgus mají ve stoje tendenci více přenášet zatížení na přední část plosky. Optimální rozložení zatížení je udáváno asi dvěma třetinami hmotnosti těla na zánoží a zbývajících třetinou na přednoží, osoby s hallux valgus mají zatížení přednoží větší než je třetina celkové zátěže plosky. Jejich COG je ve stoji udržováno více vpředu. Možnost dalšího pohybu COG vpřed není tak velká. V případě, že nastane situace vyžadující vyrovnat působení zevních sil a přenést těžiště neboli COG více vpřed, chybí pacientovi s hallux valgus funkční rezerva k vyrovnání výchylky, COG se snáz dostane mimo opěrnou bázi a pacient musí reagovat úkrokem. Vzdálenost konečného bodu a maximální exkurze směrem vpřed tím ale nemusí být ovlivněna.

Na rozdíl od pohybu opačným směrem. Při pohybu směrem vzad musí při vyšetření pacientka nejprve dosáhnout bodu, ve kterém by bylo umístěno její optimální COG pro vzpřímený stoj, teprve další pohyb vzad je přístrojem vyšetřován jako pohyb ke konečnému bodu a do maximální exkurze. Výsledný číselný údaj je tedy menší než reálný pohyb pacientky směrem vzad.

Mezi probandkami skupiny s hallux valgus byl při goniometrickém vyšetření velikosti úhlu mezi prvním metatarzem a dlouhou osou proximálního článku palce nález odlišný na pravé a levé dolní končetině. U pěti z deseti probandek nebyl goniometrickým vyšetřením shledán stranový rozdíl, jedna měla závažnější stupeň hallux valgus na pravé noze, u zbývajících čtyř byl stupeň deformity závažnější na levé dolní končetině (viz Příloha č.6). Stranové rozdíly vyšetření konečného bodu a maximální odchylky si vysvětlují právě vlivem výsledků těchto čtyř probandek.

V průběhu vyšetřování byly u probandek s hallux valgus aspekci zřejmé drobné odlišnosti svalových souher, které byly patrné i na grafickém zobrazení výsledků vyšetření na kontaktním koberci. Tyto změny nejsou zatím natolik závažné, aby se projevíly porušením stability stoje nebo chůze. Probandky při klinickém vyšetření nevykazovaly žádné poruchy centrální ani periferní nervové soustavy ani žádné poruchy řízení pohybové soustavy. Lze usuzovat, že jejich organismus má dobrou schopnost adaptace na drobné poruchy posturální funkce a dokáže je bez obtíží kompenzovat. Pokud se však tyto změny budou nadále prohlubovat, kompenzační možnosti organismu se mohou vyčerpat.

Do souboru pacientek s hallux valgus i do kontrolní skupiny byly vybrány pouze ženy, studentky. Vzhledem k faktu, že deformitou hallux valgus bývají dvakrát až čtyřikrát častěji

postiženy ženy než muži, byl výzkum zaměřen pouze na ženy. Soubor však nereprezentuje dostatečně celou populaci a výsledky výzkumu mohly být jeho výběrem negativně ovlivněny.

Pro další výzkum problematiky poruch stability spojených s deformitou hallux valgus by bylo vhodné získat do souboru větší počet probandek ve větším věkovém rozmezí, případně zařadit do souboru muže i ženy. Nelze vyloučit, že naznačené odlišnosti mezi oběma skupinami, by se na zkoumaných parametrech projeví výrazněji při zkoumání většího vzorku populace.

Závěr

Při zpracovávání teoretických poznatků jsem se setkala s rozporů v terminologii a definování parametrů mezi jednotlivými autory. Velké rozporů panují zejména mezi chápáním centra tlakových sil (COP) a projekce těžiště těla do podložky (COG). Často jsou tyto dva odlišné termíny zaměňovány, stejně jako vyjádření těžiště a jeho vertikální projekce do podložky. V teoretické části práce jsem se proto snažila z dostupných zdrojů utřídit a shrnout tuto problematiku. Současně jsem se v této části práce pokusila podat ucelený přehled o funkci palce ve stoji a v pohybovém stereotypu chůze a ovlivnění této funkce přítomností deformity hallux valgus.

V praktické části práce jsem vyšetřovala pomocí přístrojových vyšetřovacích metod vliv přítomnosti deformity hallux valgus na charakteristiky stoje a chůze. K vyšetření byly použity přístroje GaitPlatform FDM a Balance Master®.

Vyšetřením chůze na kontaktním koberci přístroje GaitPlatform FDM se nepodařilo vyvrátit hypotézu o stejné délce stojné fáze krokového cyklu u kontrolní skupiny i skupiny s hallux valgus. Vyšetření ukázala odchylky v průběhu reakčních sil ve stojné fázi, nikoli však statisticky významné.

Také vyšetření stoje a stoje na jedné noze na kontaktním koberci nevyvrátila výchozí hypotézu o shodě mezi oběma skupinami. V grafickém znázornění výsledků byly patrné drobné rozdíly v rozložení reakčních sil působících na plošku, respektive na obě plošky. Vyšetření stoje na jedné noze akcentovalo některé odchylky mezi skupinami, které byly patrné již ve výsledcích vyšetření stoje. Statistické zpracování dat neukázalo ale významnou odlišnost a potvrdilo shodu mezi oběma skupinami.

Při vyšetření limit stability stoje pomocí přístroje Balance Master® se objevily statisticky významné rozdíly ve výsledcích vyšetření maximální exkurze a konečného bodu pohybu COG ve směru doleva dopředu a vyšetření maximální exkurze ve směru doprava dozadu. U všech třech byla vyvrácena nulová hypotéza o shodě mezi oběma skupinami. Vyšetření ve směru doleva dopředu prokázala vzdálenější hranici limity stability pro skupinu s hallux valgus. Vyšetření v opačném směru, tzn. ve směru doprava dozadu, prokázala větší schopnost maximální exkurze u probandek kontrolní skupiny.

Přístrojové metody neodhalily významné odlišnosti mezi skupinou hallux valgus a kontrolní skupinou. Z některých výsledků měření lze však usuzovat na změny biomechaniky stoje a chůze v důsledku deformity hallux valgus.

Souhrn

V teoretické části práce jsem se pokusila podat ucelený přehled o funkci palce ve stoji a v pohybovém stereotypu chůze a ovlivnění této funkce přítomností deformity hallux valgus. Současně jsou zde na základě dostupných zdrojů shrnuty použité parametry pro analýzu stoje a chůze.

V praktické části práce jsem vyšetřovala pomocí přístrojových vyšetřovacích metod vliv přítomnosti deformity hallux valgus na charakteristiky stoje a chůze. K vyšetření byly použity přístroje GaitPlatform FDM a Balance Master®.

Vyšetření chůze, stoje a stoje na jedné dolní končetině na kontaktním koberci přístroje GaitPlatform FDM neukázalo statisticky významné odchylky ve výsledcích kontrolní skupiny a skupiny s hallux valgus. Vyšetření však naznačila odchylky v průběhu centra tlakových sil ve stojné fázi chůze a drobné rozdíly v rozložení reakčních sil působících na plošku ve stoji. Vyšetření stoje na jedné noze zvýraznilo některé odchylky mezi skupinami, které byly naznačené již ve výsledcích vyšetření stoje.

Při vyšetření limit stability stoje pomocí přístroje Balance Master® se objevily statisticky významné rozdíly ve výsledcích vyšetření maximální exkurze a konečného bodu pohybu centra gravitační síly ve dvou z osmi vyšetřovaných směrů pohybu. Vyšetření ve směru doleva dopředu prokázala vzdálenější hranici limity stability pro skupinu s hallux valgus, vyšetření v opačném směru prokázala větší schopnost maximální exkurze u probandek kontrolní skupiny.

Summary

The theoretical part of this diploma thesis is focused on the function of hallux at stance and through the gait cycle and particularly to hallux influence on stability of the stated motor stereotypes. It summarizes the knowledge gained through literature research on anatomy and kinesiology of hallux and it also contains analysis of gait cycle and muscle coordination through it with emphasis upon activity of foot and function of hallux muscles.

The practical part attempts to objectivize changes in stability and changes of loading of foot with instrumental examination. Force plate Balance Master® and GaitPlatform FDM were used for the measurements.

The assessment of gait, stance and unilateral stance at GaitPlatform FDM has not detected relevant deviations between results in control group and the group with hallux valgus. The assessments have shown some deviations in pathway of centre of pressure while walking and deviations in distribution of ground reaction forces at stance. Some deviations detected at stance have been emphasized at the assessment of unilateral stance.

Relevant deviations between control group and the group with hallux valgus have been detected by measurement at force plate Balance Master®. These deviations were detected at two of eight directions of movement of centre of gravity at the assessment of maximal excursion and end point of limits of stability.

Použitá literatura

ABRAHAMAS, Peter, CRAVEN, John, LUMLEY, John. *Illustrated clinical anatomy*. 6th edition. Great Britain: Hodder Education, 2005. s. 390. ISBN-10: 0 340 80743 1, ISBN-13: 978 0 340 80743

ARINCI INCEL, Nurgul, et al. Muscle Imbalance in Hallux Valgus: An Electromyographic Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 82, no. 5 [cit. 2007-12-20], s. 345-349. Dostupný z WWW:

<http://www.amjphymedrehab.com/pt/re/ajpmr/abstract.00002060-200305000-00003.htm;jsessionid=HXbhd7kvJRvGN9Pv9yqVyVMv4m6HplPbfwgrMSndG23jtnxJf0ZF!1759956393!181195629!8091!-1>

AYUB, Asad, YALE, Steven, BIBBO, Christopher. Common Foot Disorders. *Clinical Medicine & Research* [online]. 2005, vol. 3, no. 2 [cit. 2008-03-20], s. 116-119. Dostupný z WWW:

<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?tool=pmcentrez&artid=1183444>

BOGEY, Ross. *Www.emedicine.cz* [online]. 1996-2008 , Feb 21, 2007 [cit. 2007-09-15]. Dostupný z WWW: <http://www.emedicine.com/pmr/topic225.htm>

CAVANAGH, Peter R., et al. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics* [online]. 1997, vol. 30, no. 3 [cit. 2007-02-22]. Dostupný z WWW:

<http://www.ingentaconnect.com/content/els/00219290/1997/00000030/00000003/art00136;jsessionid=4wu2oe7lrqhq6.victoria> . ISSN 0021-929.

CRAIK, Rebecca L., OATIS, Carol A. *Gait analysis : Theory and application*. 1st edition. LEONARD, C. T. United States of America, St. Louis : Mosby-Year Book, 1995. ISBN 0-8016-6964-2. The neurophysiology of human locomotion, s. 46-64.

DEURSEN, Robert van. Mechanical loading and off-loading of the plantar surface of the diabetic foot. *Clinical Infectious Diseases*, [online]. 2004, vol. 39, no. supplement 2, [cit. 2008-03-08], s. S87-S91. Dostupný z WWW: <http://www.meddb.cn//u/download/2007->

[12/Mechanical%20Loading%20and%20Off-Loading%20of%20the%20Plantar%20Surface%20of%20the%20Diabetic%20Foot-
www.meddb.cn/20.pdf](http://www.meddb.cn/20.pdf)

DOYLE, Richard J., et al. Generalizability of center pressure measures of quiet standing. *Gait and Posture* [online]. 2007, vol. 25, no. 2 [cit. 2007-10-31], s. 166-171. Dostupný z WWW: http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6T6Y-4JS1MS6-1&_user=10&_rdoc=1&_fmt=&_orig=search&_sort=d&view=c&_acct=C000050221&_version=1&_urlVersion=0&_userid=10&md5=2d60009a63dda7b1dfc1c26e94890691

DRAKE, Richard, VOGL, Wayne, MITCHELL, Adam. *Gray's Anatomy for Students*. Churchill Livingstone, 2004. s. 1150. ISBN 0443066124

DYLEVSKÝ, Ivan, DRUGA, Rastislav, MRÁZKOVÁ, Olga. *Funkční anatomie člověka*. Praha, Grada Publishing, 2000. s. 664. ISBN 80-7169-681-1

FRANK, Crista J., ROBINSON, Dan E. *Www.emedicine.com* [online]. 1996-2008, Mar 16, 2005 [cit. 2008-02-22]. Dostupný z WWW: <http://www.emedicine.com/orthoped/fulltopic/topic126.htm>

GAILLET, Jean-Claude, BIRAUD, Jean-Claude, BESSOU, Monique, BESSOU, Paul. Modifications of baropodograms after transcutaneous electric stimulation of the abductor hallucis muscle in humans standing erect. *Clinical Biomechanics* [online]. 2004, vol. 19, is. 10 [cit. 2007-10-17], s. 1066-1069. Dostupný z WWW: http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6T59-4DD9BJW-1&_user=10&_rdoc=1&_fmt=&_orig=search&_sort=d&view=c&_acct=C000050221&_version=1&_urlVersion=0&_userid=10&md5=9e84dae6e4918a6525a8514664504c02

Gray's Anatomy of Human Body [online]. 2008 [cit. 2008-02-08]. Dostupný z WWW: <http://www.bartleby.com/107/131.html>

HAN, Tai Ryoan, PAIK, Nam Jong, IM, Min Sik. Quantification of the path of center of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer. *Gait and Posture* [online]. 1999, vol. 10, no. 3 [cit. 2008-03-27], s. 248-254(7). Dostupný z WWW:

<http://www.ingentaconnect.com/content/els/09666362/1999/00000010/00000003/art00040>

HENNIG, Ewald M.. *The Human Foot During Locomotion : Applied Research for Footwear* [online]. 2002 [cit. 2008-03-07]. Dostupný z WWW:

<http://www.cuhk.edu.hk/puo/weilun/Hennig/Prof%20Hennig.htm>

HESSERT, Mary Josephine, et al. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics* [online]. 2005, vol. 8, no. 5 [cit. 2007-02-20]. Dostupný z WWW:

<http://www.biomedcentral.com/1471-2318/5/8>

HSU, Wei-Li, et al. Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depends on. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2007, vol. 97, no. 4 [cit. 2008-01-20], s. 3024-3035. Dostupný z WWW: <http://jn.physiology.org/cgi/content/abstract/01142.2006v1>

HUNT, Adrienne E., et al. Intersegment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clinical biomechanics* [online]. 2001, vol. 16, no. 7 [cit. 2007-10-31], s. 592-600. Dostupný z WWW:

http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?cmd=Retrieve&db=PubMed&list_uids=11470301&dopt=AbstractPlus

JOSEPH, Thomas N., MROCZEK, Kenneth J. Decision Making in the Treatment of Hallux Valgus. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases* [online]. 2007, vol. 65, no.1 [cit. 2007-08-31], s. 19-23. Dostupný z WWW:

http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=ShowDetailView&TermToSearch=17539757&ordinalpos=2&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum

KITABAYASHI, Tamotsu, DEMURA, Shinichi, NODA, Masahiro. Examination of the factor structure of center of foot pressure movement and cross-validity. *Journal of physiological anthropology and applied human science* [online]. 2003, vol. 22, no. 6 [cit. 2008-03-08], s. 265-272. Dostupný z WWW:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14646260>

KOLÁŘ, Pavel. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 152-164. ISSN: 1211-2658

KOLÁŘ, Pavel. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi* [online]. 2002, roč. 3, č. 3, [cit. 2007-11-26], s.106-109. Dostupný z WWW:
<http://www.solen.cz/pdfs/ped/2002/03/05.pdf>

KOMÁREK, Vladimír, ZUMROVÁ, Alena. *Dětská neurologie : Vybrané kapitoly*. Praha : Galén, 2000. 195 s. ISBN 8072620819.

KOVÁČIKOVÁ, Věra. Diparetický syndrom ICP. *Rehabilitácia*. 1998, roč. 31, č. 2, s. 104-110. ISSN 0375-0922

KRAUS, Josef, et al. *Dětská mozková obrna*. Kolář Pavel. Praha : Grada, 2005. ISBN 80-247-1018-8. Vývojová kineziologie, s. 93-107.

KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Nakladatelství Karolinum, 2004. 230 s. ISBN 80-246-0350-0

KURZ, Max J., STERGIOU, Nicholas. Do horizontal propulsive forces influence the nonlinear structure of locomotion? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2007, vol. 4, is. 1, [cit. 2008-03-17], s. 30. Dostupné z WWW:
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2000468>

MASANI, Kei, POPOVIC, Milos R., NAKAZAWA, Kimitaka, KOUZAKI, Motoki, NOZAKI, Daichi. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *Journal of neurophysiology* [online]. 2003, vol. 90, no. 6, [cit. 2008-01-20], s. 3774-3782. Dostupný z WWW:
<http://jn.physiology.org/cgi/content/full/90/6/3774>

MENZ, Hylton B., LORD, Stephen R. Gait instability in older people with hallux valgus. *Foot & Ankle International* [online]. 2005, vol. 26, no. 6, [cit. 2006-12-20], s. 483-489. Dostupný z WWW:

<http://www.powmri.edu.au/FBRG/PDF%20files/Gait%20instability%20in%20older%20people%20with%20hallux%20valgus.pdf>

MENZ, Hylton B., MUNTEANU, Shannon E. Radiographic validation of the Manchester scale for the classification of hallux valgus deformity. *Rheumatology* [online]. 2005, vol. 44, no. 8, [cit. 2008-02-20], s. 1061-1066. Dostupné z WWW:

<http://rheumatology.oxfordjournals.org/cgi/content/abstract/44/8/1061>

MENZ, Hylton B., MORRIS, Meg E., LORD, Stephen R. Foot and Ankle Risk Factors for Falls in Older People : A Prospective Study. *The Journals of Gerontology : Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2006, vol. 61, no. 8 [cit. 2007-02-22], s. 866-870. Dostupný z WWW:

<http://biomed.gerontologyjournals.org/cgi/content/abstract/61/8/866>

MENZ, Hylton B., et al. Foot pain in community-dwelling people: an evaluation of the Manchester Foot Pain and Disability Index. *Rheumatology* [online]. 2006, vol. 45, no. 7, [cit. 2008-02-20], s. 863-867. Dostupný z WWW:

<http://rheumatology.oxfordjournals.org/cgi/content/abstract/45/7/863>

Molson Medical Informatics Project [online]. 1997-2000 , May 15, 1999 [cit. 2007-09-13]. Dostupný z WWW: <http://sprojects.mmi.mcgill.ca/gait/normal/intro.asp>

MORAG, E., CAVANAGH, Peter R. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of biomechanics* [online]. 1999, vol. 3, no. 4, [cit. 2007-03-08], s. 359-370. Dostupný z WWW:

http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&Cmd=ShowDetailView&TermToSearch=10213026&ordinalpos=36&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum

NAWOCZENSKI, Deborah A., BAUMHAUER, Judith F., UMBERGER, Brian R. Relationship Between Clinical Measurements and Motion of the First Metatarsophalangeal Joint During Gait. *Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 1999, vol. 81, no. 3, [cit. 2007-02-22], s. 370-376. Dostupný z WWW:

http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=PubMed&Cmd=ShowDetailView&TermToSearch=10199275&ordinalpos=1&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVAbstractPlus

Patobiomechanika a patokineziologie : Kompendium [online]. 2004 [cit. 2008-03-24]. Dostupný z WWW: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/dk_noha.php

PATTON, James L., PAI, Yi-Chung., LEE, Wynne A. Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. *Gait and Posture* [online]. 1999, vol. 9, no. 1, [cit. 2007-03-08], s. 38-49. Dostupný z WWW:

http://www.smpp.northwestern.edu/~smpp_pub/PattonPaiLee_ModelEval_preprint_9-98.htm

PERRY, Jacquelin. *Gait analysis. Normal and Pathological Function*. United States of America : SLACK Incorporated, 1992. 524 s. ISBN: 1-55642-192-3

PRIBUT, Stephen M.. *Dr. Stephen M. Pribut's Sport Pages* [online]. 2003-2006 , 09/16/2007 [cit. 2007-10-02]. Dostupný z WWW: <http://www.drpribut.com/sports/spgait.html>

ROCCHI, Marco Bruno Luigi, SISTI, Davide, DITROILO, Massimiliano, CALAVALLE, Annarita, PANEBIANCO, Renato. The misuse of the confidence ellipse in evaluating statokinesigram. *Italian Journal of Sport Sciences* [online]. 2005, vol. 12, no. 2, [cit. 2008-03-08], s. 169-172. Dostupný z WWW:

<http://www.scienzemotorie.univaq.it/download/169-172.pdf>

SCHOLZ, J. P., et al. Motor equivalent control of the center of mass in response. *Experimental Brain Research* [online]. 2007, vol. 180, no. 1 [cit. 2008-03-14], s. 163-179. Dostupný z WWW:

<http://www.ingentaconnect.com/content/klu/221/2007/00000180/00000001/00000848>

THOMPSON, Dave. *Ground reaction force* [online]. 4-3-02 , 4-3-02 [cit. 2007-10-27]. Dostupný z WWW: <http://moon.ouhsc.edu/dthomps/gait/kinetics/GRFBKGND.HTM>

TROJAN, Stanislav, et al. *Lékařská fyziologie*. 4. přepracované a doplněné vyd. Praha : Grada, 2004. 722 s. ISBN 80-247-0512-5

TROJAN, Stanislav, et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. přepracované a doplněné vyd. Praha : Grada, 2005. s. 240. ISBN 80-247-1296-2

VAŘEKA, Ivan, VAŘEKOVÁ, Renata. Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 4, s. 156-166. ISSN 1211-2658

VAŘEKA, Ivan. Revize výkladu průběhu motorického vývoje – monokinetické stadium až batolecí období. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 2, s. 82-91. ISSN: 1211-2658

VÉLE, František. *Kineziologie - Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vyd. Praha: Triton, 2006. s. 375. ISBN 80-7254-837-9

VOJTA, Václav, PETERS, Annegret. *Vojtův princip. Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Praha: Grada Publishing, 1995. s.181. ISBN 80-7169-004-X

WINTER, David A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* [online]. 1995, vol. 3, no. 4, [cit. 2007-10-27], s. 193-214. Dostupný z WWW: http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6T6Y-40T9MNY-1&_user=10&_rdoc=1&_fmt=&_orig=search&_sort=d&view=c&_acct=C000050221&_version=1&_urlVersion=0&_userid=10&md5=82bbd50c14de9e4d5f94b3eb9a9edc9e

WINTER, David A. *A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of Balance During Standing and Walking*. Waterloo, Canada: University of Waterloo, 1995. s. 56. ISBN 0-9699420-0-1

ZAJAC, Felix E., NEPTUNE, Richard R., KAUTZ, Steven A. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture* [online]. 2003, vol. 17, is.1, [cit. 2007-10-17], s. 1-17. Dostupný z WWW: http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6T6Y-47G4602-

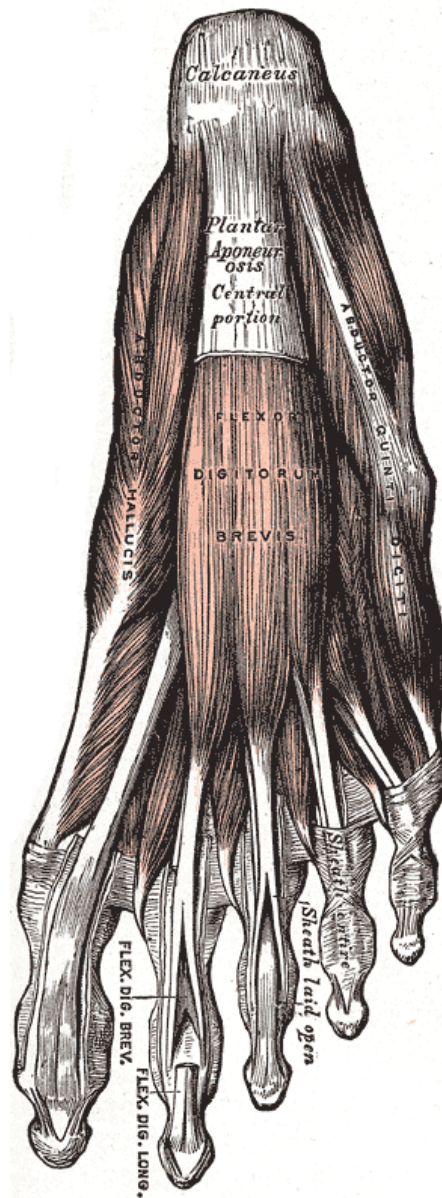
[5&_user=10&_rdoc=1&_fmt=&_orig=search&_sort=d&view=c&_acct=C000050221&_version=1&_urlVersion=0&_userid=10&md5=a794418957458dc747fad33feef7b098](#)

Seznam příloh

Příloha č. 1: Svaly nohy - první vrstva (obrázek).....	76
Příloha č. 2: Svaly nohy - druhá vrstva (obrázek).....	77
Příloha č. 3: Svaly nohy - druhá vrstva (obrázek).....	78
Příloha č. 4: Svaly palce – plantární strana nohy (obrázek).....	79
Příloha č. 5: Anamnestická data skupiny hallux valgus a kontrolní skupiny (tabulka)..	80
Příloha č. 6: Výsledky vyšetření stupně hallux valgus a úhlu svíraného palcem a 1. metatarzem.....	81
Příloha č. 7: Výsledky vyšetření aktivních pohybů v 1. metatarzofalangeálním kloubu (tabulka).....	82
Příloha č. 8: Výsledky vyšetření plochonoží (tabulka).....	83
Příloha č. 9: Výsledky vyšetření grafestézie plosky, vyšetření Véleho testem, vyšetření aktivity palce nohy ve stoji (tabulka).....	84
Příloha č. 10: Výsledky vyšetření limit stability na přístroji Balance Master® (tabulka).....	85
Příloha č. 11: Grafické zobrazení výsledků vyšetření chůze na kontaktním koberci GaitFDM – příklad zobrazení reakčních sil působících na plosku nohy v průběhu stojné fáze (obrázek).....	86
Příloha č. 12: Grafické zobrazení výsledků vyšetření stoje na kontaktním koberci GaitPlatform FDM - příklad zobrazení reakčních sil působících na plosku nohy při stoji (obrázek).....	87
Příloha č. 13: Grafické zobrazení výsledků vyšetření stoje na jedné dolní končetině na kontaktním koberci GaitPlatform FDM - příklad zobrazení reakčních sil působících na plosku nohy při stoji (obrázek).....	88
Příloha č. 14: Manchester scale – obrazová škála pro hodnocení stupně závažnosti hallux valgus (obrázek).....	89
Příloha č. 15: Vyšetření přístrojem GaitPlatform FDM – chůze, stoj, stoj na jedné dolní končetině (fotografie).....	90

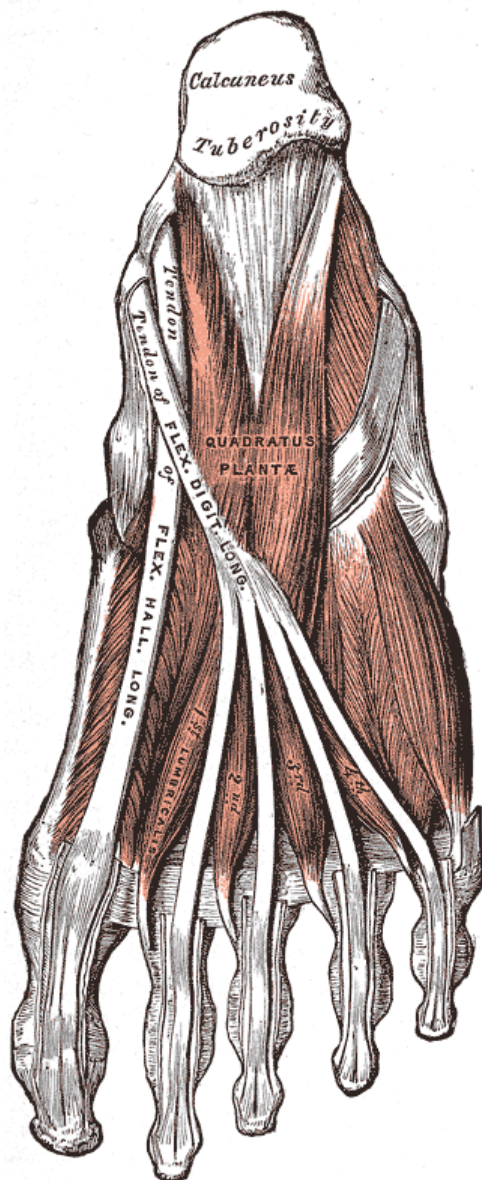
Přílohy

Příloha č. 1: Svaly nohy - první vrstva (obrázek)



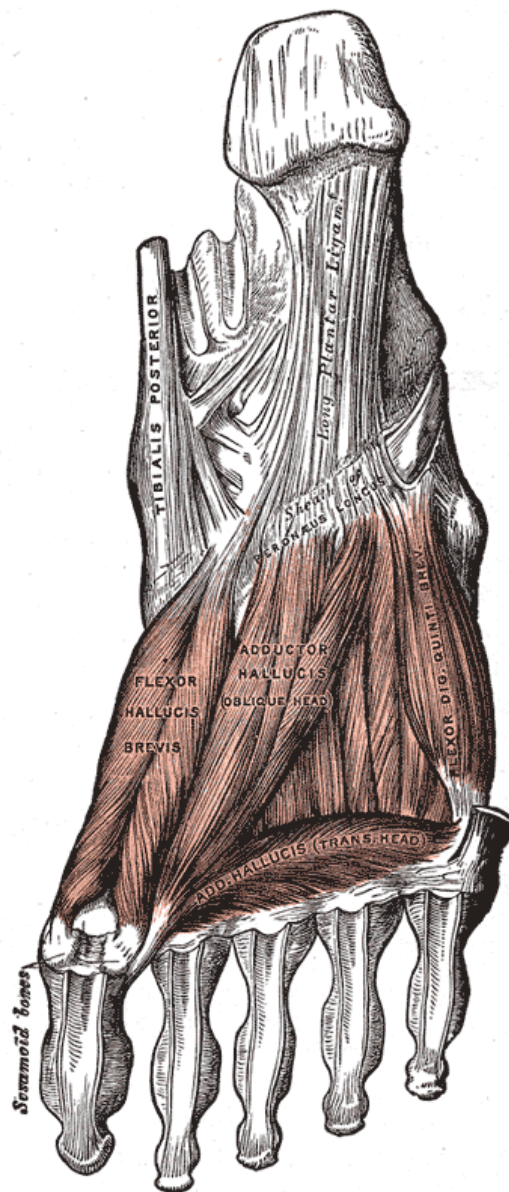
(Gray's Anatomy of Human Body, 2008)

Příloha č. 2: Svaly nohy - druhá vrstva (obrázek)



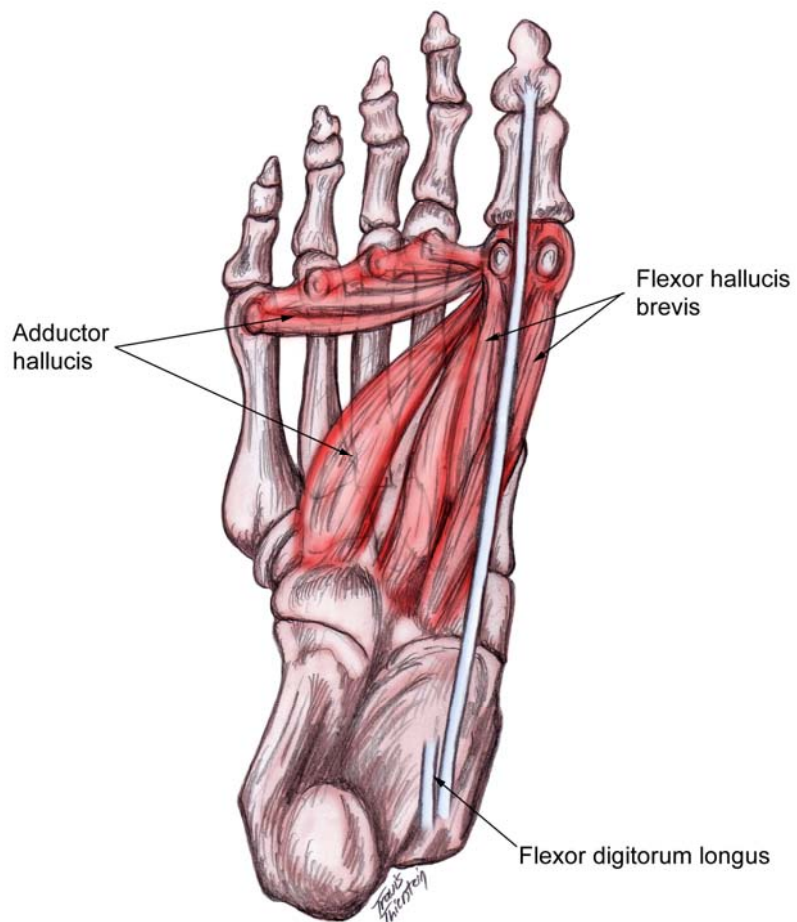
(Gray's Anatomy of Human Body, 2008)

Příloha č. 3: Svaly nohy - druhá vrstva (obrázek)



(Gray's Anatomy of Human Body, 2008)

Příloha č. 4: Svaly palce – plantární strana nohy (obrázek)



(Frank, Robinson, 2005)

Příloha č. 5: Anamnestická data skupiny hallux valgus a kontrolní skupiny (tabulka)

	anamnestická data		
	věk	BMI	výška [cm]
Hallux valgus			
pacientka 1	23	24.3	172
pacientka 2	25	16.4	171
pacientka 3	24	20.7	180
pacientka 4	25	22.8	158
pacientka 5	22	21.8	166
pacientka 6	25	19.3	164
pacientka 7	26	24.7	172
pacientka 8	24	20.8	174
pacientka 9	29	21.5	160
pacientka 10	22	17.5	165
průměr	24.5	20.98	168.2
medián	24.5	21.15	168.5
Kontrolní skupina			
pacientka 11	26	28	165
pacientka 12	24	20.1	161
pacientka 13	22	18.9	172
pacientka 14	25	24.1	163
pacientka 15	25	22.4	173
pacientka 16	23	22.9	166
pacientka 17	24	21.9	157
pacientka 18	30	19.6	169
pacientka 19	24	19.5	168
pacientka 20	25	20.4	170
průměr	24.8	21.78	166.4
medián	24.5	21.15	167

Příloha č. 6: Výsledky vyšetření stupně hallux valgus a úhlu svíraného palcem a 1. metatarzem (tabulka)

Úhel palce byl měřen dvouramenným goniometrem. Stupeň hallux valgus byl hodnocen podle Manchester scale (viz Příloha č. 14).

	vyšetření přítomnosti hallux valgus			
	úhel palce a 1. metatarzu [°]		stupeň hallux valgus	
	levá	pravá	levá	pravá
Hallux valgus				
pacientka 1	25	20	střední	mírný
pacientka 2	20	25	mírný	střední
pacientka 3	20	20	mírný	mírný
pacientka 4	25	20	střední	mírný
pacientka 5	20	20	mírný	mírný
pacientka 6	20	20	mírný	mírný
pacientka 7	20	20	mírný	mírný
pacientka 8	20	10	mírný	žádný
pacientka 9	20	15	mírný	mírný
pacientka 10	25	25	střední	střední
průměr	21.5	19.5		
medián	20	20		
Kontrolní skupina				
pacientka 11	5	5	žádný	žádný
pacientka 12	5	5	žádný	žádný
pacientka 13	5	10	žádný	žádný
pacientka 14	5	10	žádný	žádný
pacientka 15	10	5	žádný	žádný
pacientka 16	10	10	žádný	žádný
pacientka 17	5	5	žádný	žádný
pacientka 18	0	0	žádný	žádný
pacientka 19	10	10	žádný	žádný
pacientka 20	5	5	žádný	žádný
průměr	6	6.5		
medián	5	5		

Příloha č. 7: Výsledky vyšetření aktivních pohybů v 1. metatarzofalangeálním kloubu (tabulka)

Aktivní pohyby byly prováděny ve stoji na zatíženém chodidle. Rozsah aktivních pohybů byl měřen dvouramenným goniometrem.

	vyšetření pohybů v 1.MTP kloubu							
	aktivní FL [°]		aktivní EXT [°]		aktivní ABD [°]		aktivní ADD [°]	
	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK
Hallux								
HV1	20	30	25	35	ne	ne	ne	ne
HV2	10	10	45	45	ne	záškub	záškub	záškub
HV3	10	20	30	45	ano	ne	ne	ano
HV4	25	20	50	45	záškub	záškub	ano	ano
HV5	20	25	45	40	ne	ano	ne	ne
HV6	20	15	30	40	ano	ano	ne	ne
HV7	40	35	55	45	ano	ano	ano	ano
HV8	35	35	55	55	ano	ano	ano	ano
HV9	25	35	45	45	ano	ano	ne	ano
HV10	20	20	25	30	ne	ne	ne	ne
průměr	22.5	24.5	40.5	42.5				
medián	20	22.5	45	45				
Kontrolní								
KO1	15	15	40	40	ano	záškub	ne	ne
KO2	25	20	40	40	záškub	záškub	záškub	ano
KO3	15	20	25	30	ano	ano	ano	záškub
KO4	45	45	55	55	záškub	ano	ano	ano
KO5	25	20	65	60	ne	ne	ne	ne
KO6	35	30	55	55	záškub	záškub	ne	ano
KO7	25	25	50	45	ano	ano	ano	ano
KO8	30	20	55	50	záškub	záškub	ne	ne
KO9	45	45	45	45	záškub	záškub	záškub	záškub
KO10	35	35	35	35	záškub	záškub	ne	záškub
průměr	29.5	27.5	46.5	45.5				
medián	27.5	22.5	47.5	45				

Příloha č. 8: Výsledky vyšetření plochonoží (tabulka)

	plochonoží podélné		plochonoží příčné	
	LDK	PDK	LDK	PDK
Hallux valgus				
pacientka 1	min	min	+	+
pacientka 2	ne	ne	+	+
pacientka 3	ne	ne	+	+
pacientka 4	+	++	++	+
pacientka 5	++	+	++	+
pacientka 6	+	++	+	++
pacientka 7	ne	ne	ne	+
pacientka 8	min	min	+	+
pacientka 9	++	+	++	+
pacientka 10	++	+	++	+
Kontrolní skupina				
pacientka 11	min	min	+	+
pacientka 12	+	+	+	++
pacientka 13	+	+	+	+
pacientka 14	ne	ne	ne	ne
pacientka 15	ne	ne	ne	ne
pacientka 16	min	ne	ne	ne
pacientka 17	ne	ne	min	min
pacientka 18	min	min	min	min
pacientka 19	ne	ne	+	min
pacientka 20	+	+	+	+

LDK – levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina

+ přítomno, - nepřítomno, min – minimálně

Příloha č. 9: Výsledky vyšetření grafestezie plosky, vyšetření Véleho testem, vyšetření aktivity palce nohy ve stoji (tabulka)

	grafestezie		Véleho test		aktivita palce ve stoji	
	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK
Hallux valgus						
pacientka 1	5/5	5/5	výrazně aktivní dlouhé flexory prstů	výrazně aktivní dlouhé flexory prstů	++	+
pacientka 2	5/5	5/5	výrazně aktivní dlouhé flexory prstů	výrazně aktivní dlouhé flexory prstů	++	+
pacientka 3	hypersenzitivita - nevyšetřeno	hypersenzitivita - nevyšetřeno	slabá aktivita	slabá aktivita	++	+
pacientka 4	4/5	4/5	-	-	min	++
pacientka 5	5/5	5/5	-	+	+	++
pacientka 6	5/5	5/5	slabá aktivita	slabá aktivita	+	++
pacientka 7	4/5	3/5	++	+	++	+
pacientka 8	5/5	5/5	+	+	++	+
pacientka 9	5/5	5/5	slabá aktivita	+	+	++
pacientka 10	5/5	4/5	výrazně aktivní dlouhé flexory prstů, maximum na 2. prstci	výrazně aktivní dlouhé flexory prstů, maximum na 2. prstci	+	++
Kontrolní skupina						
pacientka 11	5/5	4/5	+	+	++	++
pacientka 12	5/5	5/5	+	+	+	+
pacientka 13	5/5	5/5	+	+	min	+
pacientka 14	5/5	4/5	+	++	++	+
pacientka 15	4/5	4/5	+	+	+	+
pacientka 16	4/5	4/5	+	+	+	+
pacientka 17	5/5	5/5	+	+	++	+
pacientka 18	5/5	5/5	+	+	+	+
pacientka 19	5/5	5/5	min	+	min	min
pacientka 20	2/5	5/5	+	+	++	+

LDK – levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina

+ přítomno, ++ výrazná aktivita, - nepřítomno, min – minimálně

vyšetření grafestezie plosky – počet rozpoznávaných čísel/počet čísel napsaných na plosku

Příloha č. 10: Výsledky vyšetření limit stability na přístroji Balance Master® (tabulka)

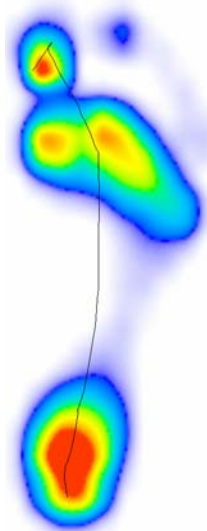
	limity stability		
	konečný bod %	maximální exkurze %	
	LF	RB	LF
Hallux valgus			
pacientka 1	93	108	98
pacientka 2	100	109	100
pacientka 3	107	93	107
pacientka 4	83	99	93
pacientka 5	106	99	106
pacientka 6	105	105	105
pacientka 7	90	84	109
pacientka 8	86	109	103
pacientka 9	104	112	106
pacientka 10	96	103	96
průměr	97	102.1	102.3
medián	100	105	105
směrodatná odchylka	8.7	8.6	5.3
Kontrolní skupina			
pacientka 11	64	94	99
pacientka 12	78	98	80
pacientka 13	72	135	107
pacientka 14	91	107	95
pacientka 15	105	126	105
pacientka 16	89	125	95
pacientka 17	70	112	71
pacientka 18	67	106	86
pacientka 19	103	116	103
pacientka 20	97	108	98
průměr	83.6	112.7	93.9
medián	83.5	110	96.5
směrodatná odchylka	15.3	12.9	11.6
t-test	p = 0.03	p = 0.04	p = 0.051

LF – směr doleva dopředu

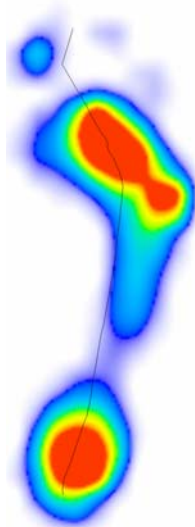
RB – doprava dozadu

Příloha č. 11: Grafické zobrazení výsledků vyšetření chůze na kontaktním koberci GaitFDM – příklad zobrazení reakčních sil působících na plošku nohy v průběhu stojné fáze (obrázek)

A



B



A – probandka z kontrolní skupiny

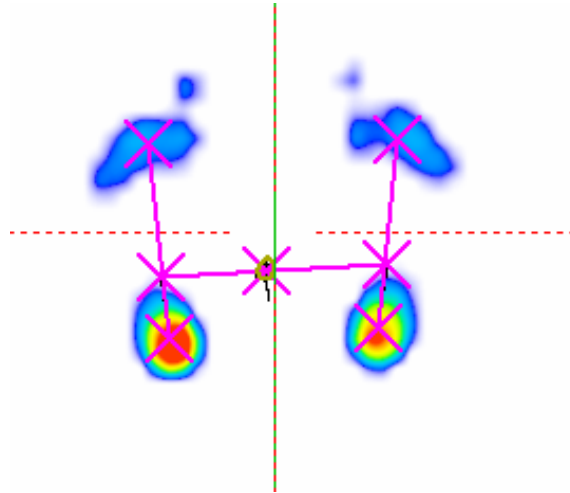
B – probandka s hallux valgus

červená barva odpovídá nejvyšším hodnotám působícího tlaku – 20 N/cm² a více

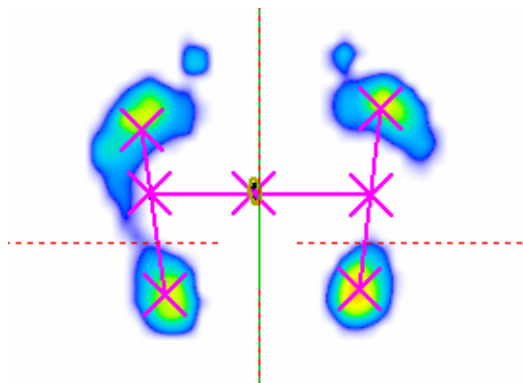
černá linie – linie zobrazující dráhu COP v průběhu stojné fáze chůze

Příloha č. 12: Grafické zobrazení výsledků vyšetření stoje na kontaktním koberci GaitPlatform FDM - příklad zobrazení reakčních sil působících na plošku nohy při stoji (obrázek)

A



B



A – probandka z kontrolní skupiny

B – probandka s hallux valgus

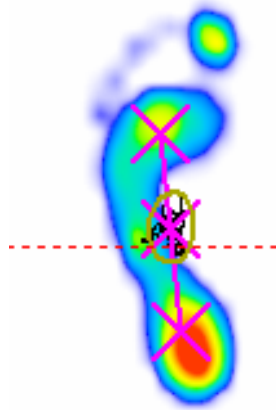
červená barva odpovídá nejvyšším hodnotám působícího tlaku – 10 N/cm² a více

žlutá barva – 8 N/cm²

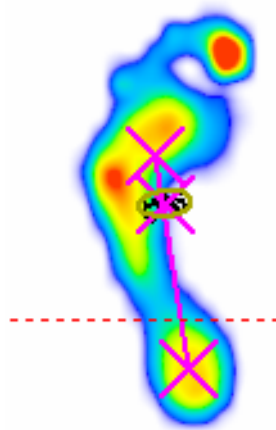
zelená barva – 7 N/cm²

Příloha č. 13: Grafické zobrazení výsledků vyšetření stoje na jedné dolní končetině na kontaktním koberci GaitPlatform FDM - příklad zobrazení reakčních sil působících na plošku nohy při stoji (obrázek)

A



B



A – probandka z kontrolní skupiny

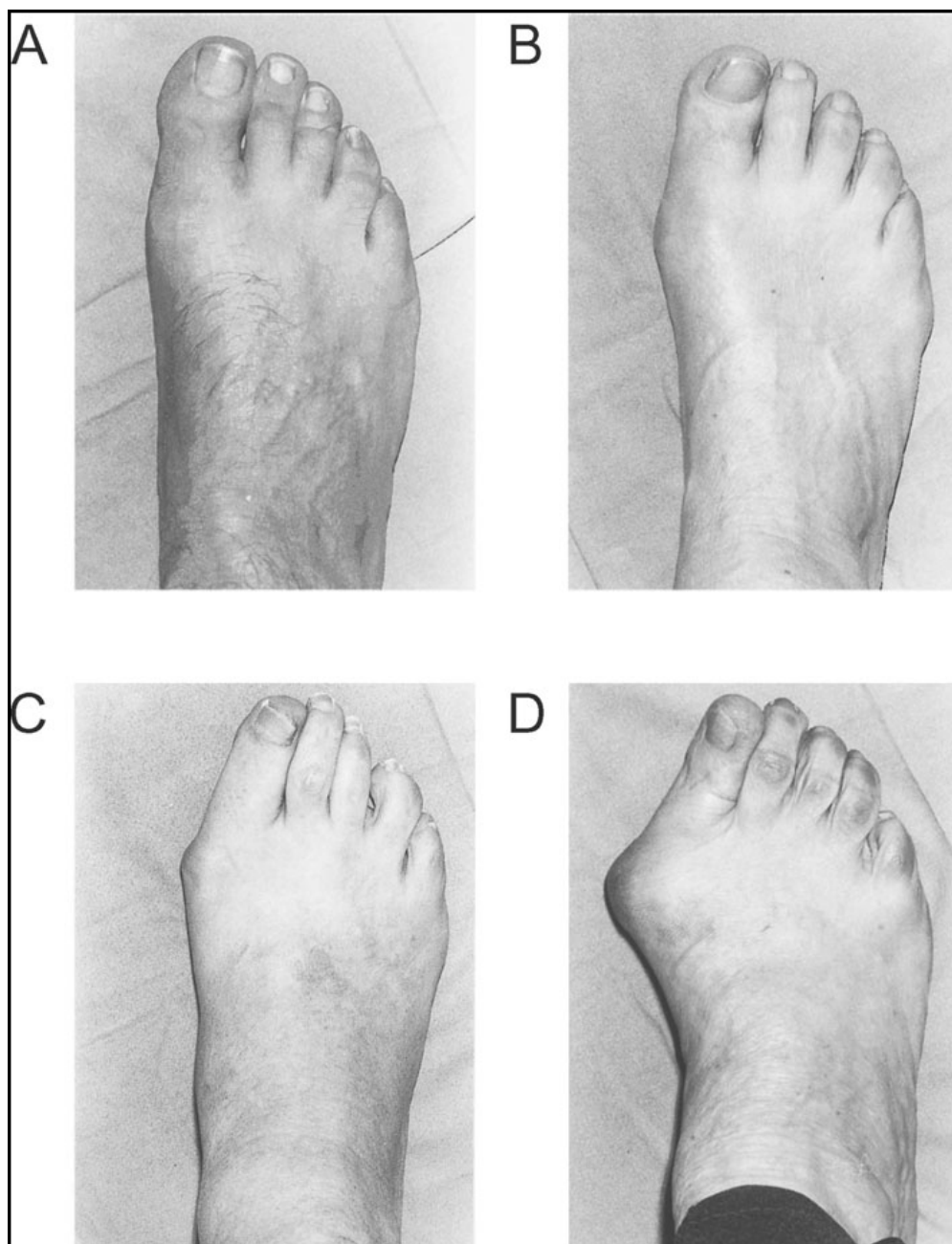
B – probandka s hallux valgus

červená barva odpovídá nejvyšším hodnotám působícího tlaku – 10 N/cm² a více

žlutá barva – 8 N/cm²

zelená barva – 7 N/cm²

Příloha č. 14: Manchester scale – obrazová škála pro hodnocení stupně závažnosti hallux valgus (fotografie)



A – žádný (stupeň 1)

B – mírný (stupeň 2)

C – střední (stupeň 3)

D – závažný (stupeň 4)

(Menz, Munteanu, 2005)

Příloha č. 15: Vyšetření přístrojem GaitPlatform FDM – chůze, stoj, stoj na jedné dolní končetině (fotografie)

