

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV PATOLOGICKÉHO POSTAVENÍ DĚTSKÉ NOHY
NA JEJÍ ZATÍŽENÍ PŘI CHŮZI

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Eliška Martinásková, Fyzioterapie

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

Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Eliška Martinásková

Název diplomové práce: Vliv patologického postavení dětské nohy na její zatížení při chůzi

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby diplomové práce: 2013

Abstrakt: Pro období dětství je typický klinický obraz plochonoží, který se projevuje při vertikálním zatížení nohy jako valgózní postavení paty. Cílem této práce bylo určit vliv valgózního postavení paty (jak při oboustranné, tak při jednostranné valgozitě paty) na zatížení nohy při chůzi a také určit, zda může valgózní postavení paty ovlivnit i úhlové nastavení kyčelního kloubu a pohyb pánve během krokového cyklu. Výzkumný soubor tvořilo 44 dětí ze dvou mateřských a jedné základní školy ve Frýdku-Místku a pacienti Ortopedické protetiky Frýdek-Místek (průměrný věk $5,15 \pm 1,45$ roku; výška $111,66 \pm 11,56$ cm; hmotnost $19,98 \pm 5,36$ kg). Pro měření zatížení nohy při chůzi byla použita plantografická plošina Footscan® a pro určení vztahu mezi postavením paty a úhlovým nastavením pánve a kyčelních kloubů během krokového cyklu, byl použit optoelektronický systém Vicon MX. Zjistili jsme významný rozdíl ($p < 0,01$) v zatížení hlavičky 1. metatarzu u skupiny experimentální a v zatížení mediální části paty a hlavičky 1. a 3. metatarzu u končetiny s nevalgózním postavením paty. Byl také prokázán významný vztah ($p < 0,05$) mezi valgózním postavením paty a anteverzí pánve. Práce poukazuje na nezbytnost komplexního řešení problému pro zamezení vzniku šíření patologických změn.

Klíčová slova: valgozita paty, vertikální zatížení, krokový cyklus, dynamická plantografie, kinematická 3D analýza

Diplomová práce byla zpracována v rámci projektu „Biomechanika nohy dětí s valgózním postavením paty při chůzi“ (interní grant Fakulty tělesné kultury č.: FTK_2012:008).

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Eliška Martinásková

Title of the thesis: Influence of the Pathological Position of Child's Foot On Its Loading During Gait

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2013

Abstract: Flat foot is typical clinical sign in childhood, which is expressed as a valgus position of heel during vertical loading of a foot. The aim of this dissertation was to determine impact of the valgus position of heel (both bilateral and unilateral valgus position of heel) on foot's loading during gait; moreover, to determine, whether valgus position of heel could affect angular positioning of hip joint and pelvic movement during gait cycle. Research group included 44 children from two kindergartens and one primary school in Frýdek-Místek and patients from Orthopaedic prosthetics of Frýdek-Místek (average age $5,15 \pm 1,45$ year, average high $111,66 \pm 11,56$ cm, average weight $19,98 \pm 5,36$ kg). For measurement of foot loading during gait was used plantographic plate Footscan®. For determination of relation between position of heel and angular positioning of pelvis and hip joints during gait was used optoelectronic system Vicon MX. We have discovered significant difference ($p < 0,01$) in loading of caput of first metatarsal for experimental group, increasing loading of medial heel part and caput of first and third metatarsals for limb with non – valgus position of heel. Furthermore, we have proved significant correlation ($p < 0,05$) of valgus position of heel and pelvic anteversion. This paper refers to necessity of complex solution of the problem to prevent spreading of pathological changes.

Key words: valgus heel, vertical loading, gait cycle, dynamic plantography, kinematic 3D analysis

This dissertation has been developed within the frame of project „ Biomechanics of children feet with valgus position of heel during gait“ (internal grant of Faculty of Physical Culture n.: FTK_2012:008).

I agree with lending of the dissertation within library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr. a konzultanta Mgr. Zdeňka Svobody, PhD., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 4. 1. 2013

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za odborné vedení mé diplomové práce, za trpělivost, vstřícný přístup a cenné rady při jejím zpracování. Děkuji také Ing. Lucii Honzíkovej, Bc. za možnost realizovat tuto práci v rámci výzkumu pod jejím vedením, Mgr. Zdeňku Svobodovi, PhD. za pomoc při zpracování dat a všem osobám, které se zúčastnily výzkumu.

OBSAH

1 ÚVOD.....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Kineziologie pletence dolní končetiny	10
2.1.1 Noha a talokrurální kloub	10
2.1.2 Kolenní kloub	16
2.1.3 Kyčelní kloub	16
2.1.4 Kloubní spojení pánve	17
2.2 Patokineziologie nohy	19
2.2.1.1 Klasická typologie nohy	19
2.2.1.2 Funkční typologie nohy	21
2.2.2 Etiologie vzniku patologického postavení dětské nohy	25
2.2.2.1 Ontogenetické hledisko	25
2.2.2.2 Podélné plochonoží	27
2.2.2.3 Vysoká noha a příčné plochonoží	27
2.2.2.4 Senzorická deprivace.....	27
2.2.2.5 Biopsychosociální faktory	28
2.2.3 Vztah nohy a proximálních segmentů pletence dolní končetiny	29
2.2.3.1 Komplexní svalové řetězce.....	29
2.2.3.2 Směr šíření patologických reakcí	30
2.3 Chůze.....	31
2.3.1 Krokový cyklus	32
2.3.1.1 Stojná fáze chůze.....	32
2.3.1.2 Švihová fáze chůze	33
2.3.2 Vztah jednotlivých segmentů těla při fyziologickém provedení chůze	34
2.3.2.1 Dolní polovina těla	34
2.3.2.2 Horní polovina těla	35

2.3.3 Chůze v patologickém pohybovém stereotypu	36
2.3.3.1 Specifika chůze u klinického obrazu plochonoží.....	36
2.3.3.2 Kompenzační mechanismy vyšších etází	36
2.3.4 Determinanty pro snížení exkurze pohybů těla během chůze.....	38
2.3.5 Specifika chůze dětí.....	39
2.4 Diagnostika zatížení nohy při chůzi.....	40
2.4.1 Dynamická plantografie	40
2.4.2 Kinematická 3D analýza chůze	41
3 CÍLE A HYPOTÉZY	42
Cíle	42
Hypotézy	42
Výzkumné otázky	42
4 METODIKA	43
4.1 Výzkumný soubor	43
4.2 Přístrojové vybavení.....	44
4.2.1 Plantografická plošina Footscan®.....	44
4.2.2 Optoelektronický systém Vicon MX	44
4.3 Organizace sběru dat	45
4.3.1 Odebrání vstupních parametrů	45
4.3.2 Příprava na měření.....	46
4.3.2.1 PlugInGait Model.....	46
4.3.3 Měření	47
4.4 Analýza dat	48
4.4.1 Zpracování záznamu a měřené parametry dynamické plantografie	48
4.4.2 Zpracování záznamu a měřené parametry kinematické 3D analýzy	48
4.4.3 Statistické zpracování dat.....	48

5 VÝSLEDKY	49
5.1 Výsledky k hypotézám	49
5.1.1 Hypotéza H_{01}	49
5.1.1.1 Oblast zánoží.....	49
5.1.1.2 Oblast předonoží	51
5.1.2 Hypotéza H_{02}	54
5.2 Výsledky k výzkumným otázkám.....	55
5.2.1 Výzkumná otázka 1	55
5.2.2 Výzkumná otázka 2	58
6 DISKUZE.....	62
7 ZÁVĚRY	67
8 SOUHRN	69
9 SUMMARY	70
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	71
11 PŘÍLOHY	76

1 ÚVOD

S přibývajícím počtem dětí, které přicházejí do ortopedických ambulancí, s vizuálně rozpoznatelným plochonožím, roste zájem nejenom o hledání co nejúčinnějších možností terapie (Zafiroopoulos et al., 2009), ale také o zjištění příčiny tohoto nárůstu. Jde o jednu z nejčastějších diagnóz dětského věku, která bývá spojována s působením dlouhodobé zátěže v biomechanicky nevýhodném postavení, se zvýšenou laxitou vaziva a s dysfunkcí svalového aparátu (Adamec, 2005). Klinický obraz plochonoží je často spojen s pronací až hyperpronací talu, která se klinicky může projevit jako valgizace paty (Vařeka & Vařeková, 2012). U patologického typu nohy dochází k nerovnoměrnému rozložení tělesné hmotnosti, které se projevuje při působení tíhové síly přes chodidlo do podložky (Vařeka & Vařeková, 2005). Úkol nožní klenby – snížit plantární zatížení na hlavičkách metatarzů – tak selhává a objevuje se zvýšené zatížení převážně v mediální části chodidla (Han et al., 2011; Ledoux & Hillstrom, 2002; Valmassy, 1996; a další).

Lékaři se často v diagnóze plochonoží zaměřují na oblast nohy, méně pak už na proximální segmenty těla. Právě ty mohou být v rámci dysfunkce chodidla postiženy nejenom sekundárně, ale mohou být zdrojem také primárního problému (například v důsledku neadekvátního motorického vývoje v ontogenezi). Duval, Lam a Sanderson (2010), Franz et al. (2009), Khamis a Yizher (2007) a další zdůrazňují u patologie nejenom dětské nohy její vztah k proximálním segmentům a jejich vliv na postavení nohy. Pochopení problematiky nohy, jejího vertikálního zatížení a možných kompenzací v proximálních segmentech dolní končetiny a pánve nám může pomoci předcházet pohybovým dysfunkcím především charakteru svalových dysbalancí dětí v dospělém věku.

Noha by měla být popisována především v zátěži se všemi zahrnujícími kompenzacemi, tedy ve stoji nebo chůzi. Proto je pro posouzení vybraných kinematických parametrů na dolní končetině a pro velikost zátěže jednotlivých segmentů velice často využívána analýza chůze. Výsledky této analýzy nám umožní porozumět fyziologickým vzorům dětské nohy ve srovnání s hodnocením patologie (Haris, Smith & Marks, 2008). Jako důležité pro komplexnost výsledků analýzy se jeví kombinace zejména kinematických a dynamických metod (plantografická plošina, optoelektronický systém), která také byla použita v této práci.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

Pro pochopení problematiky týkající se patologického postavení dětské nohy a jejího vlivu na zatížení nohy při chůzi je důležité hodnotit vzájemné vztahy nejenom v drobných kloubech nohy především při stojné fázi chůze (při masivním vstupu aference), ale také základy vzájemného působení kloubů celé dolní končetiny. Pro rozklíčování patologického pohybu je nutná dobrá znalost pohybu fyziologického (Adler et al, 2008; Bobath, 1987; Carr & Shepherd, 2000; Vojta, 2010).

2.1 Kineziologie pletence dolní končetiny

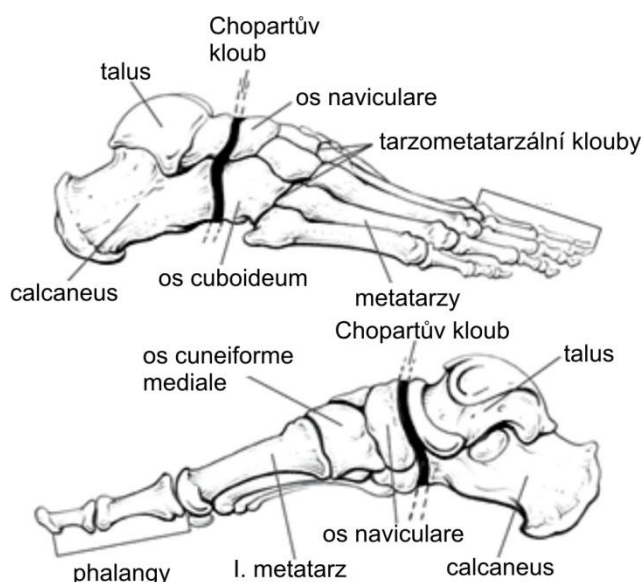
Kineziologie jednotlivých kloubů pletence dolní končetiny a jejich sdružených pohybů se kromě kloubních struktur účastní také měkké tkáně (svaly, fascie, vazy), a nervově cévní tkáně, zajišťující logistiku daných oblastí. Z těchto tkání jsou pro kloubní spojení velmi významné vazivové struktury, zejména pokud se týče jejich podílu na udržení stability v kloubu. Důležitou funkci z hlediska řízení pohybu v kloubech mají svalové struktury pod vlivem centrálního nervového systému (CNS).

2.1.1 Noha a talokrurální kloub

Při popisování vzájemných pohybů kloubů nohy a dalších částí dolní končetiny je nutno dbát na jednotnou terminologii, ale především na vztažnou soustavu – tedy co a vůči čemu popisujeme. Pohyby v kloubech se dějí okolo osy daného kloubu. Ta byla studována na kadaverech (Harris, Smith & Marks, 2008) a má určitý sklon ke všem třem základním rovinám (frontální, sagitální, transversální). Podle toho, jaký svírá osa daného kloubu úhel s rovinou, bude v kloubu probíhat pohyb v daném rozsahu. Čím menší bude daná rovina svírat úhel s osou pohybu, tím menší bude rozsah pohybu kolem této osy v dané rovině. Pohyby v kloubech většinou neprobíhají okolo jedné osy (Vařeka & Vařeková, 2012). Jde spíše o pohyby ve všech třech rovinách, o to více je popis těchto pohybů složitější (Vařeka & Vařeková, 2005).

Významnou součástí kineziologie dolní končetiny jsou funkční vztahy jednotlivých kloubů dolní končetiny, především nohy (Vařeka & Vařeková, 2005). Akra dolních končetin, jako výstupní segmenty, jsou velmi exponovanou částí těla. Základem kineziologie nohy je pochopit úzké vazby mezi postavením předonoží a zánoží. Jde o oblasti důležité pro posturální a lokomoční funkci nohy (Vařeka & Vařeková, 2003). Stěžejní oblastí pro komunikaci předonoží a zánoží je Chopartův kloub (viz. obr. 1). Nejde zde pouze o

terminologické rozdělení předonoží a zánoží, ale o důležitou spojku v rámci kineziologie celé nohy. Chopartův kloub během chůze umožňuje noze po kontaktu zánoží s podložkou i následný kontakt podložky s předonožím. Umožňuje tedy přizpůsobení se plošky nohy terénu a poskytuje chodidlu možnost absorbovat nárazy při dopadu na patu (Harris, Smith & Marks, 2008). Zde se uplatňuje význam podélné osy nohy, která probíhá skrz 2. metatarz a okolo které se noha v tomto kloubu pohybuje, tedy udržuje kontakt s podložkou (Valmassy, 1996).

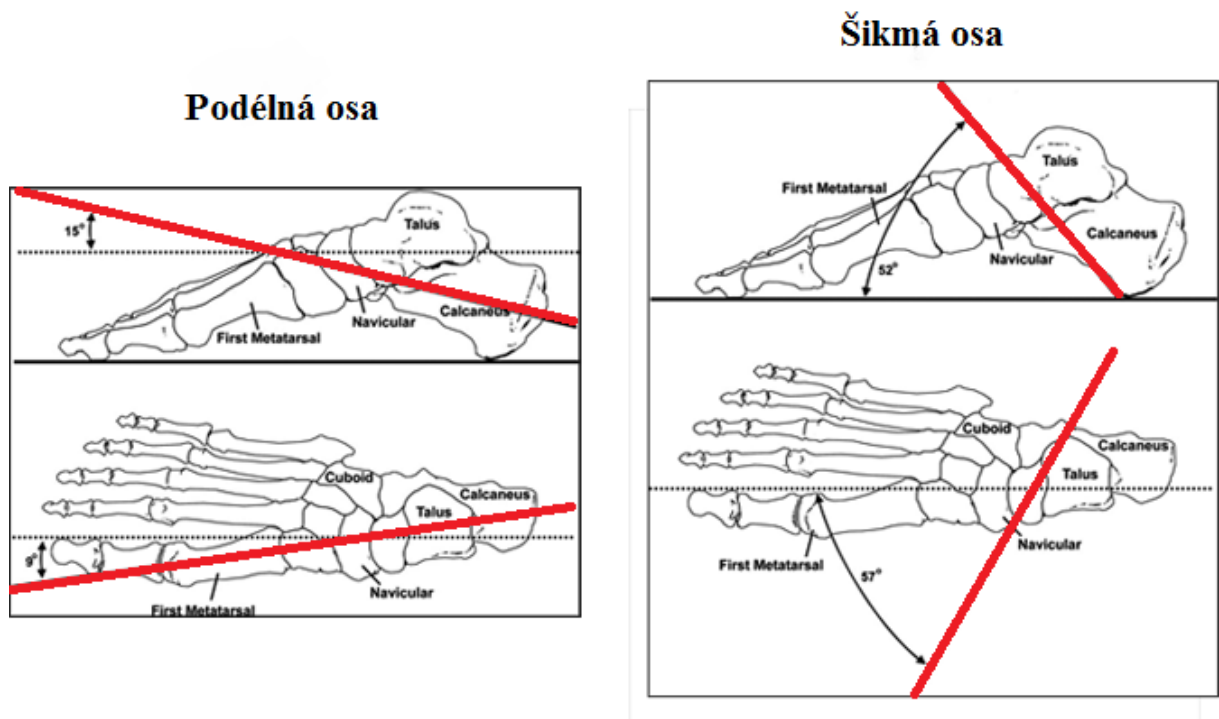


Obr. 1 Chopartův kloub z laterálního i mediálního pohledu (upraveno dle Anonymous, 2012)

Chopartův kloub z hlediska anatomie tvoří 2 skloubení – talonavikulární a calcaneocuboidní. Tato skloubení mají svou úlohu již z doby fylogeneze, kdy se stala součástí dvou funkčních paprsků (*proximomediálního* – talus, os naviculare, ossis cuneiformia a první tři metatarzy, a *distolaterálního* – kalkaneus, os cuboideum a poslední dva metatarzy), tedy součástí průběhu tzv. pronatorního zkrutu, podkladu vzniku nožní klenby (Vařeka & Vařeková, 2005).

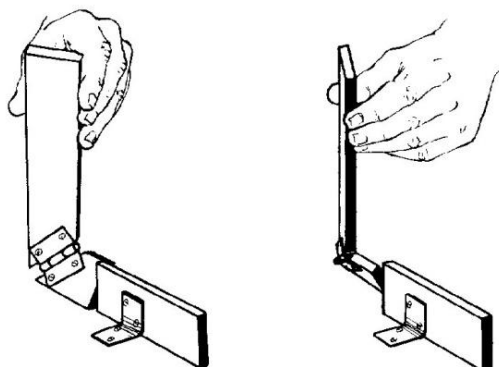
Mezi těmito skloubeními vzniká transverzotarzální kloub (dále TT), nazýván též kloub Chopartův, se svou šikmou a podélnou osou kloubu (Kapandji, 1987). *Podélná osa* (obr. 2) probíhá skrz 2. metatarz, okolo ní se zde děje pohyb v rovině frontální. Právě tato osa umožňuje předonoží zůstat v kontaktu s podložkou, zatímco zánoží sleduje pohyby bérce. Podle této osy se můžeme orientovat, i co se týče postavení hlaviček metatarzů a funkce příčné klenby (Brodtkorb et al., 2008). *Šikmá osa* (obr. 2) se může zdát méně důležitou, v odpružení nohy však hraje klíčovou roli. Kolem této osy probíhá plantární (dále PF) a dorzální flexe (dále DF). Společně s PF pak dochází i k addukci předonoží a s DF k abdukci

předonoží. Při chůzi po dopadu paty musí dojít k odemčení kloubu v této ose pro ztlumení dopadu (Vařeka & Vařeková, 2005).



Obr. 2 Podélná a šikmá osa TT kloubu (upraveno dle Anonymous, 2012)

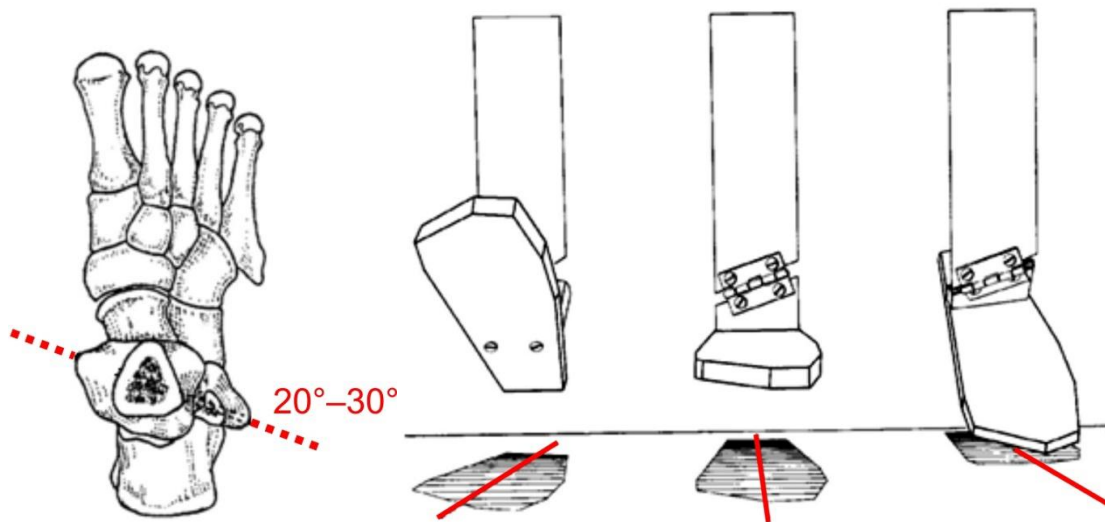
Chodidlu je tak dána určitá možnost jednoduše se adaptovat na terén prostřednictvím klenby nohy (viz. níže) (Kapandji, 1987). Valmassy (1996) popisuje tento pohyb v TT kloubu pomocí modelu pantu s pivotem (viz. obr. 3).



Obr. 3 Model pantu s pivotem (pohyb v TT skloubení) (převzato Valmassy, 1996)

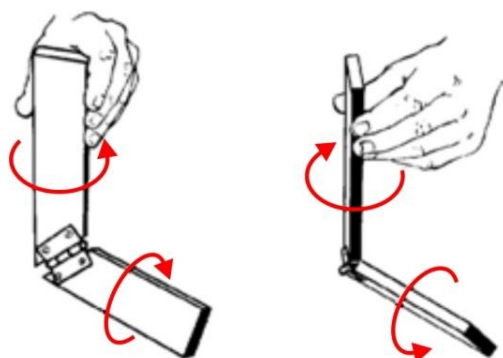
Subtalární kloub představuje spojení mezi talem a kalkaneem, jejichž vzájemná poloha je dána právě dřívějším zastavením pronatorního zkrutu, během fylogeneze. Jde tedy o proximální konce obou výše zmíněných paprsků nohy. Základní pohyby v tomto kloubu se dějí v největší míře ve frontální rovině – pronace a supinace, a v rovině transverzální –

abdukce, addukce (pata ve frontální rovině jde do addukce a talus abdukuje – pozor na vztažnou soustavu). V nejmenší míře se pak projevuje v rovině sagitální. PF a DF spíše přebírá proximálněji uložený talokrurální kloub (dále TC), jehož osa svírá s rovinou sagitální mnohem větší úhel (obr. 4) (Vařeka & Vařeková, 2009).



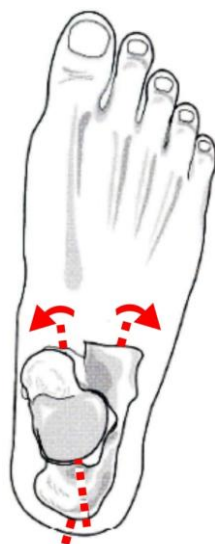
Obr. 4 Osa TC kloubu (vlevo) a pohyb okolo osy TC kloubu (upraveno dle Valmassy, 1996)

ST kloub je důležitou „spojkou v komunikaci“ mezi vertikálním segmentem – bércelem skrz talus a segmentem horizontálním – kalkaneus jako součást chodidla. Talus je zde tedy jakýmsi převodovým uzlem, tzn., co dělá bérce (proximální segment), to dělá talus, tedy i distální segment dolní končetiny – noha. Funkci subtalárního kloubu bychom mohli jednodušeji popsat prostřednictvím tzv. pantového mechanismu (Valmassy, 1996; Vařeka & Vařeková, 2003) (obr. 5), kdy rotace jednoho ramene pantu bezprostředně ovlivní rotaci druhého ramene pantu.



Obr. 5 Pantový mechanismus (pohyb v ST kloubu) (upraveno dle Valmassy, 1996)

V asociaci na ST kloub pak jde o přímou závislost rotace bérce (okolo jeho podélné osy) na pohyb talu v transverzální i frontální rovině. Při pohybu tibie do vnitřní rotace (VR) se talus pohybuje do vnitřní rotace (VR) a addukce v transverzální rovině, kalkaneus ve frontální rovině pronuje (obr. 6). Při zevní rotaci (ZR) tibie pak dochází k supinaci kalkaneu (ve frontální rovině). Tento pohyb zánoží okolo podélné osy subtalárního kloubu tedy určuje postavení zánoží (popis v uzavřeném kinematickém řetězci – dále CKC).



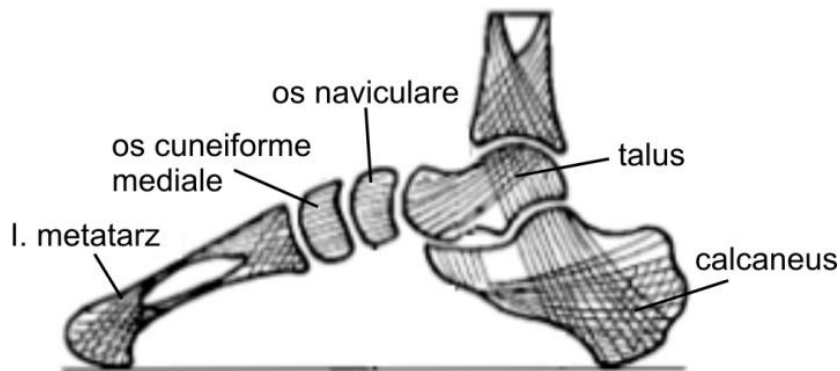
Obr. 6 Vnitřní rotace talu při everzi kalkaneu (upraveno dle Perry & Burnfield, 2010)

2.1.1.1 Klenba nohy

Klenba nohy je důležitou součástí nohy jako útvar sjednocující všechny její elementy (klouby, svaly, vazy) do jednoho systému. Díky svým zakřivením a elasticitě se může nožní klenba přizpůsobit různým nerovnostem terénu a zároveň je schopna převádět svalovou sílu celého těla do podložky. Funguje jako tlumič nezbytný pro zachování flexibility chůze. Jakýkoliv patologický stav tohoto nosníku těla – zvýšení či snížení plantární klenby – může vážně zasáhnout do celkové statiky těla (udržování vzpřímeného držení těla, chůze, běh) (Kapandji, 1987).

Když hovoříme o klenbě, mluvíme o celé nožní klenbě, kterou ohraničují 3 hlavní oblouky, sbíhající se do 3 nosných pilířů (viz. tripodní model nohy – Vařeka, 2003). Největší význam má oblouk mediální, který podélně ohraničuje klenutí nohy (obr. 7). Rozpíná se mezi hlavičkou prvního metatarzu a posteromediálním tuberculem kalkaneu. Anatomicky je tvořen 5 kostmi – 1. metatarssem (dotýkající se svou hlavičkou podložky), os cuneiforme mediale, os naviculare (klenák tohoto oblouku), talem (transformuje všechnu svalovou sílu dolní končetiny do nožní klenby) a kalkaneem (který je zde svým posteriorním výběžkem

v kontaktu s podložkou). Během stoje a lokomoce je vystaven největšímu zatížení (Kapandji, 1987).



Obr. 7 Mediální oblouk podélné klenby (upraveno dle Kapandji, 1987)

Mediální oblouk udržuje svou konkavitu pouze za pomoci ligament a svalů klenby. Tato ligamenta totiž odolávají krátkodobě působícím stresům, zatímco se svaly vyrovnávají s trvalým napětím. Sval, který je nejvíce zahrnut v mediálním oblouku je m. flexor hallucis longus, který má významný vliv na zakřivení oblouku. Tento sval stabilizuje talus zezadu, a zabraňuje os naviculare, aby jej společně s kalkaneem vytlačila posteriorně. M. flexor hallucis longus též svým podběhem pod sustentaculum tali nadzvedává přední polovinu kalkaneu, který je v přímém kontaktu s hlavičkou talu (Kapandji, 1987).

Důležitou roli ve funkci mediálního oblouku hraje m. tibialis posterior, který svým průběhem vytváří jeho mediální část. Táhne posteriorně a inferiorně os naviculare pod hlavičku talu. Během jeho kontrakce tedy dochází ke změně postavení os naviculare. Jeho plantární upevnění (na ossa cuneiformia, os cuboideum, 2.-5. metatarz, tuberositas ossis navicularis) má vliv na postavení 3 středních metatarzálních kůstek. Je tak důležitý pro statiku celé nohy.

Sval, který propojuje laterální a mediální oblouk nožní klenby a tahá za pomyslné „otěže“, je m. peroneus longus (m. PL) (Travell & Simons, 1983). M. PL akcentuje křivku oblouku díky svému úponu na bázi 1. metatarzu a os cuneiforme mediale z laterální strany. Sval přemost'ující celý mediální oblouk je pak m. abductor hallucis (Kapandji, 1987).

2.1.2 Kolenní kloub

Vzhledem k tzv. pantovému mechanismu je třeba zmínit základní pravidla kineziologie pohybu také v kloubu kolenním a kyčelním. Důvodem je vnitřní rotace bérce přímo zasahující do pohybu tibiofemorálního skloubení. Během pohybu z extenze do flexe dochází v oblasti kolene k dvojímu druhu pohybu – konvexní kondyly femuru se valí po konkávních plochách tibie nazad a zároveň dochází k jejich smyku po tibiálním plató vpřed. Větší pohyblivost je strukturálně dána laterálnímu kondylu, který je tímto i méně stabilní. Tím že se laterální kondyl pohybuje více, dochází k rotaci femuru (tedy k pohybu v rovině transverzální). Při pohybu z extenze do flexe v koleni jde o zevní rotaci femuru vůči tibii, která rotuje dovnitř (popis pohybů v CKC) (Kapandji, 1987).

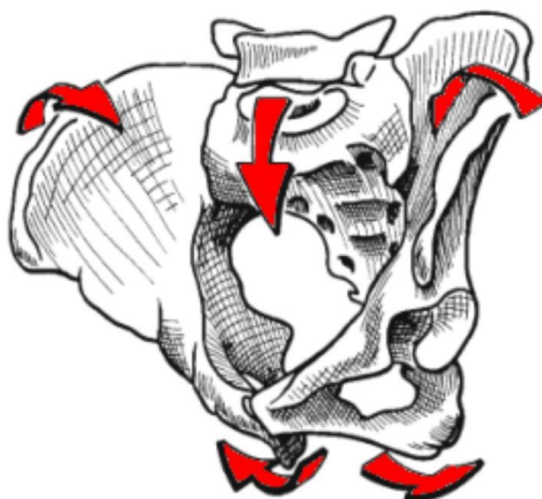
V kolenním kloubu dochází také k minimálním pohybům ve smyslu abdukce a addukce (též označované jako varozita a valgozita) – tedy pohyby v rovině frontální (Kapandji, 1987). Je tomu tak díky již zmíněnému faktu, že se pohyby neodehrávají pouze v jediné rovině, ale jde o pohyby sdružené ve všech třech anatomických rovinách. Během chůze se tedy střídá addukce femuru, uvedení kolene do mírné valgozity či mediálního vychýlení osy kloubu (většinou při stojné fázi chůze), s laterálním vychýlením femuru vůči tibii do abdukce – varozity (většinou při švihové fázi chůze) (Kapandji, 1987). Mírná valgozita kolene je díky postavení diafýzy femuru fyziologická a formuje se během ontogeneze (viz. níže). Bartoníček a Heřt (2004) potvrzují, že v této rovině jde pouze o pohyb pasivní. Jde však o pohyby sdružené, tudíž jsou důležitou komponentou pohybu v koleni.

2.1.3 Kyčelní kloub

Jde o kloub nosný a zároveň balanční. Jsou na něj tedy kladeny vysoké nároky týkající se stability. Je druhým nepohyblivějším kloubem těla, jeho pohyb tedy nutně probíhá ve všech třech rovinách. Pohyb femuru v otevřeném kinematickém řetězci (OKC) vychází primárně z kyčelního kloubu. V uzavřeném kinematickém řetězci je jeho pohyb ovlivňován pohyby okolních segmentů (Dvořák, 2005). Jde o pohyby sdružené. Reakční síla podložky jde distoproximálně přes hlavici femuru až k acetabulu, tedy do oblasti pletence pánevního, kde pohyb v CKC pokračuje (viz. níže). Pohyby v kyčelním kloubu v CKC – 60 % krokového cyklu a jeho stojné fáze chůze – tedy doprovází sdružené pohyby pletence dolní končetiny. Během větší části stojné fáze dochází k zevní rotaci femuru vůči tibii a vnitřní rotaci femuru vůči pánvi (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková 2003, 2009).

2.1.4 Kloubní spojení pánve

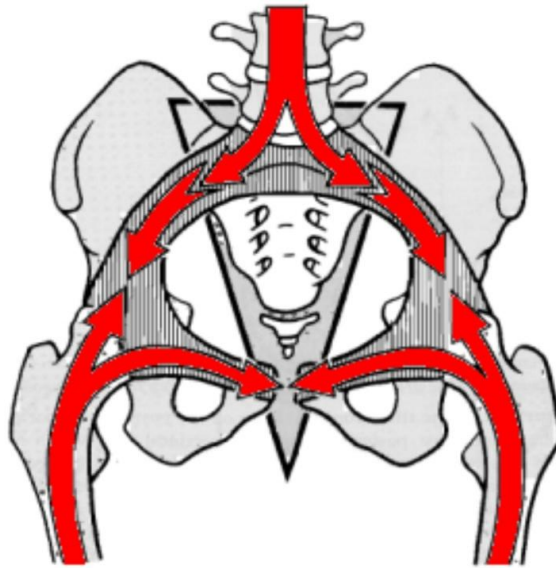
Pohyby přímo v oblasti pánve se dějí na rozhraní 3 skloubení – párového sakroiliakálního (dále SI) skloubení a chrupavčitého spojení symphysis pubica. Symfýza je poměrně pružným propojením pánevních kostí s kloubní štěrbinou (anteriorně). SI skloubení je plochý kloub s krátkým a pevným kloubním pouzdem, zesílený ještě velmi silnými vazy (Dylevský, 2000), což předurčuje jeho minimální pohyblivost. Kapandji (2008) popisuje v tomto kloubu pohyb ve smyslu nutace a kontranutace – „kývavé pohyby“. Jde o vzájemný posun artikulujících kostí, kdy při osovém zatížení dochází k pohybu sacra a jeho promontoria anteriorně a inferiorně (při nutacích), kostrč se pohybuje posteriorně. Pohyb je omezen pánevními ligamenty. Mezitím se kyčelní kosti přibližují, zatímco se sedací hrboly od sebe vzdalují (pohyb ve frontální rovině) (viz. obr. 8). Při kontranutaci jde o opačný směr pohybu (Kapandji, 2008). Dylevský (2000) zdůrazňuje nutnost chápat pohyb v tomto skloubení jako pohyb celého pánevního kruhu. Pohyblivost pánevních spojení je sice minimální, ale má značný význam pro sklon pánve.



Obr. 8 Nutace v SI skloubení bill. (upraveno dle Kapandji, 1987)

Minimální pohyblivost v oblasti SI skloubení na os sacrum a její pohyb. Pohyblivost SI skloubení, spony stydké a vazů zpevňujících tato skloubení tedy významně ovlivňuje a udržuje optimální funkci bederní a dolní hrudní páteře (Dylevský, 2000). Pánev jako celek přenáší hmotnost horní poloviny těla z páteře na dolní končetiny (obr. 9) a vytváří tak jakýsi „převodník zátěže“ mezi osovým orgánem a dolními končetinami (Kapandji, 1987; Véle, 2006). Hmotnost těla je tak rovnoměrně rozkládána mezi obě poloviny sacra a přes tuberositas kostí sedacích jde směrem k acetabulu (ve směru proximodistálním). Část reakční síly podložky (F_{REA}) je pak ve směru distoproximálním přenášena k acetabulu přes hlavici

femuru. Zbytek reakční síly jde horizontálně přes raménka kostí stydkých k symfýze (zde dochází k vyvažování obou F_{REA}) (Kapandji, 2008).



Obr. 9 Přenos váhy těla na dolní končetiny skrz pánev (upraveno dle Kapandji, 1987)

Mezi pohyby pánve jako celku patří v sagitální rovině antevertze (zvětšení bederní lordózy) a retrovertze (zmenšení bederní lordózy), v rovině frontální laterální úklon (za účasti abduktorů a adduktorů kyčelních kloubů) a v rovině transverzální rotace pánve okolo vertikální osy (pohyb probíhá za spolupráce svalstva dolních končetin, pletence pánevního a trupu). Véle (2006) ještě popisuje torzi pánve jako rotaci pánevních kostí vůči sobě (zde přichází uplatnění nutačných pohybů v SI).

Na základě těchto biomechanických a kineziologických aspektů mohou být ovlivňovány postavením pánve i segmenty páteře.

2.2 Patokineziologie nohy

2.2.1 Klasifikace typů nohy

Klasifikace je nutnou součástí diagnostiky, terapie i prevence. Impulsem pro klasifikaci typů nohy byla snaha o vytvoření definice normální, či průměrné nohy, z které by se daly snadněji odvodit případné abnormality a možné zdroje patologických změn a deformit.

Mnoho autorů se snažilo najít nejspolehlivější metodu pro určení typu nohy. Revoluční v určování typologie nohy byla Hissova práce (Hiss in Valmassy, 1996) a její myšlenka, že struktura ovlivňuje funkci a dysfunkce pak vytváří symptomy. Typ nohy ovlivňuje více faktorů a některé typologie tak mohou být zavádějící. Valmassy (1996) uvádí, že typologie by neměla být o pouhém rozřídování, ale měla by být snadno rozpoznatelná zdravotnickými pracovníky. Poukazuje tak na nutnost její jednoduchosti, nejenom pro zvýšení efektivity léčby. Dále uvádí, že klasifikace typů nohy by měla být vytvořena bez ohledu na pohlaví, věk nebo rasu.

Dnešní klasifikace nohou se odvíjí od popisu vzájemného postavení předonoží a zánoží. Stěžejním kloubem v tomto vztahu je Chopartův kloub (transverzotarzální), který zajišťuje kontakt celého chodidla s podložkou. Případné patologie pak Valmassy (1996) přisuzuje nestabilitě či nadměrné stabilitě v tomto skloubení. Chopartův kloub a klinický obraz nohy v zátěži je tak klíčem pro popis patologických změn různých typů nohy. Předonoží a zánoží mohou mít dle Valmassyho (1996) 3 podoby – supinované, pronované a neutrální postavení. Jejich vzájemný vztah je určován dle horizontální (osa předonoží) a vertikální osy (osa zánoží). Sakalauskaitė & Satkunsienė (2012) poukazují na fakt, že dnešní klasifikace typů nohy není tak úplně spolehlivá a je třeba vždy zmínit veškeré limity testování.

2.2.1.1 Klasická typologie nohy

Dle Vařeky a Vařekové (2005) se klasická typologie nohy dá odvodit podle klinického obrazu nožní klenby – mediálního podélného oblouku. Pro jeho objektivní stanovení se využívá podoskop, antropometrická měření nebo plantografické plošiny. I když jde dnes o klasifikaci překonanou, pro svou jednoduchost stále přetrvává. Vychází z tripodního modelu nohy (Vařeka, 2003). Řadíme zde plochou a vysokou nohu. U obou typů nohy dochází k nerovnoměrnému rozložení tělesné hmotnosti, které se projevuje při působení tíhové síly přes chodidlo do podložky.

Plochá noha

Podélný mediální oblouk nožní klenby se stává patrným ve druhém roce života (Sosna et al., 2001). I když je pro dětský věk typické podélné plochonoží (Adamec, 2005; Valmassy, 1996), mediální oblouk by měl být stále patrný. Podélně plochá noha (pes planovalgus) je typická sníženým až vymizelým mediálním obloukem nožní klenby. Dochází k valgotizaci paty v ST kloubu, poklesu talu mediálně a plantárně, k abdukci a dorziflexi předonoží, a oploštění předního laterálního oblouku nohy (Sosna et al., 2001, Valmassy, 1996). Valmassy (1996) charakterizuje plochou nohu též jako celkově pronované chodidlo. Za pronaci chodidla je v tomto případě považována pronace, addukce a PF talu, a také výrazná everze kalkaneu. ST kloub se tak v této situaci stává nestabilním, TT kloub se uzamkne a dochází k šíření patologických změn jak ve směru distálním tak proximálním.

Podélné plochonoží můžeme rozdělit na flexibilní, kdy nacházíme klinický obraz plochonoží pouze ve statickém zatížení (funkční patologie), a rigidní, kdy je mediální klenutí nohy konvexní bez možné pasivní korekce (možné i strukturální změny). Jednoduchým testem je vyšetření obrazu plochonoží při stožení na špičkách, kdy se valgózní pata stává lehce varózní. Flexibilní plochá noha bývá u dětí z počátku asymptomatická, problémy se dostavují až u starších a obézních dětí (Sosna et al., 2001).

Používaná terminologie týkající se označení plochonoží není jednotná. Někdy bývá plochá noha v literatuře označována nejenom jako pes planovalgus, ale též jako pes planus. Výrazný rozdíl mezi těmito dvěma termíny však autoři neudávají. Někteří autoři se u pes planus nezmiňují o postavení paty. Spíše mluví o noze jako jednom komplexu (Lee et al., 2009). Dalším problémem termínu bývá objasnění rozdílu klinického obrazu plochonoží a diagnózy plochá noha. Rozdíl můžeme vidět v tom, že klinický obraz plochonoží může být pouhým přidruženým symptomem jiného primárního problému. Diagnóza plochá noha se pak může jevit jako primární strukturální rigidní záležitost. Z toho následně vyplývají i možnosti terapie.

Většina autorů (Ledoux & Hillstrom, 2002; Lee et al., 2009; Valmassy, 1996; a další) se v této oblasti (pes planus, pes planovalgus) shodují v tom, že patologické postavení nohy (zde snížení podélného mediálního klenutí nohy) vede k patologickému chůzovému stereotypu. Valmassy (1996) poukazuje i na patrné posturální symptomy v důsledku myofasciální tenze (viz. dále). Vařeka a Vařeková (2005) zmiňují propadlý mediální oblouk též jako možnou příčinu metatarzalgie.

Vysoká noha

Vysoká noha neboli pes cavus, je druhým typem klasické typologie nohy. Je pro ni charakteristický obraz vyššího mediálního klenutí nohy. I když tento obraz není tak častý jako pes planus, může způsobit více patologických změn. Dle Valmassyho (1996) vede tento klinický obraz k výrazně abnormálnímu rozložení hmotnosti těla při odvalu chodidla během chůze. Je zde také výrazněji omezená pohyblivost nohy, především dorzální flexe v TC kloubu. Mezi další klinické projevy řadíme i zvýšenou laterální instabilitu kotníku. Sekundárně pak mohou vznikat progresy v oblasti předonoží a zánoží. Jako významnou součást klinického obrazu vysoké nohy pak Vařeka (2005) uvádí snížení příčného klenutí pod hlavičkami metatarzů (anteriorní klenutí nožní klenby).

2.2.1.2 Funkční typologie nohy

Významnou součástí patokineziologie nohy jsou funkční vztahy kloubů dolní končetiny, které tvoří podklad pro funkční typologii nohy (Vařeka & Vařeková, 2005). Nohu jako dynamický komplex zdůrazňuje Lee et al. (2009) i další autoři. Noha by měla být proto popisována v zátěži buď ve stoji, nebo při chůzi od počátečního kontaktu paty po zatížení předonoží současně se zahrnujícími kompenzacemi (Valmassy, 1995).

I když se noha zpravidla dělí na předonoží a zánoží v úrovni Chopartova kloubu, nelze tyto části hodnotit odděleně. Je třeba klinicky vnímat jejich vzájemné postavení. Vztah těchto dvou oblastí je popsán i ve funkční typologii nohy, kde popisujeme jejich postavení ve frontální rovině vůči sobě. Postavení zánoží posuzujeme podle osy dolní 1/3 bérce (vzhledem k vertikále) a u předonoží sledujeme, zda je rovina plosky předonoží shodná s rovinou plosky zánoží (tedy postavení předonoží vůči zánoží) (Valmassy, 1996; Vařeka & Vařeková, 2003, 2005).

Odchytky vedoucí k poruchám funkce nohy pak autoři označují jako „intrinsic foot deformities“. Součástí této typologie je srovnání nálezu jak v zatížení, tak v odlehčení a posouzení případných kompenzačních nálezů (ty se dějí v uzavřeném kinematickém řetězci). Co nejpřesnější posouzení klinického nálezu nohy vyžaduje praktickou zkušenost (Vařeka & Vařeková, 2003, 2005). Funkční typologii nohy dělíme na varózní předonoží, varózní zánoží a valgózní předonoží.

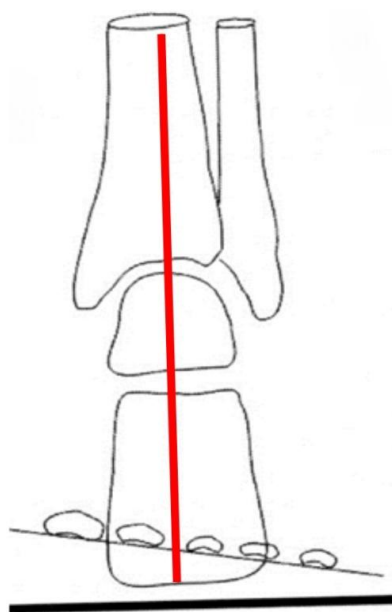
Varózní předonoží

Jde o inverzní postavení předonoží vzhledem k zánoží na úrovni Chopartova kloubu. Vzniká díky neadekvátní torzi talu ve frontální rovině, vyskytující se během vývoje nohy (Valmassy, 1996). Tuto strukturální vadu lze rozpoznat v odlehčení nohy tak, že se jeví předonoží vůči zánoží (v neutrálním či mírně inverzním postavení) v supinaci (Vařeka & Vařeková, 2005).

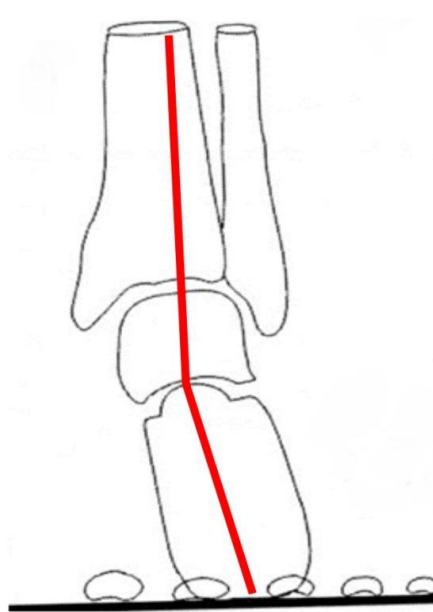
Jako plná kompenzace tohoto typu nohy vzniká při zatížení nohy everze kalkaneu v ST kloubu (Valmassy, 1996) a PF a addukce talu (Vařeka & Vařeková, 2005), která dovoluje předonoží zajistit podporu těla během kontaktu nohy s podložkou (midstance a propulsive phase). Tato kompenzačně vzniklá valgózita paty (rearfoot valgus) může být snadno zaměněna s valgózním zánožím, které primárně není úplně časté. Pronace v ST kloubu je doprovázena pronací i v TT kloubu a plantární flexí prvního prstku. Právě na velikosti pohybu v ST skloubení závisí míra kompenzace v TT kloubu.

Nejčastěji se vyskytující deformitou je kompenzované varózní předonoží (obr. 10). Za kompenzované předonoží je považována situace, kdy je stupeň varozity předonoží stejný jako stupeň everze kalkaneu (Valmassy, 1996). Jako typický obraz kompenzace během zatížení pak vzniká valgotizace paty v důsledku hypermobility TT a předonoží s nestabilním prvním prstkem.

varózní předonoží bez zatížení



kompenzované varózní předonoží



Obr. 10 Varózní předonoží bez zatížení a kompenzované varózní předonoží (upraveno dle Vařeky & Vařekové, 2009)

Vzniká tak obraz nestabilní nohy (Ledoux & Hillstrom, 2002; Valmassy, 1996). Při odrazu noha neplní úlohu rigidní páky a v důsledku tohoto postavení vzniká přetížení mediálního klenutí nohy s dominantními otlaky pod 1. metatarzem. Dochází k přetížení úponů m. peroneus longus, m. tibialis anterior et posterior (Vařeka & Vařeková, 2005).

Supinované předonoží

Pro komplexnost poznatků je důležité uvést rozdíl mezi varózním a supinovaným předonožím. U varózního předonoží jde primárně o předonoží v supinaci – následkem toho pak vznikají kompenzace valgoticizací paty. U supinovaného předonoží primárně vznikla pronace paty a jako kompenzace pak supinace předonoží. To je důležité jak z hlediska diagnostiky, tak z hlediska ortézování. Tento klinický obraz doprovází výrazná zevní rotace špiček při chůzi (Vařeka & Vařeková, 2005).

Varózní zánoží

Jedná se o varózní (supinované) postavení zánoží vůči podložce díky kombinaci frontálního vyklenutí tibie (tibie varum) a dostupného rozsahu pohybu v ST kloubu. Čím vyšší je úhel tibie do varozity, tím více jsou kladeny nároky na pronaci v ST kloubu. Vše s ohledem na udržení kalkaneu ve vertikále (Valmassy, 1996). Dle Vařeky a Vařekové (2005) jde o nejčastější odchylku od ideálního postavení nohy. Pokud při vyšetření zánoží držíme ST kloub v neutrálním postavení a TT kloub je uzamčený, varózní zánoží se projevuje postavením kalkaneu v supinaci – vzhledem k ose dolní 1/3 bérce. Tento obraz se zvýrazní při došlapu, kdy se pata jeví ve valgózním postavení. Vůči bérce je však ve varozitě.

Kompenzace je ovlivněna rozsahem pohybu ST kloubu do dostupné pronace, pro udržení paty ve vertikále a v kontaktu s podložkou. S touto pronací dochází k současné addukci a PF talu, která má vliv na postavení proximálních segmentů dolní končetiny. Míra kompenzace se odvíjí od míry deformity. Pokud je kompenzační mechanismus pronace nedostatečný, uplatňuje se flexe prvního paprsku nohy. Pokud jde o úplnou kompenzaci, mediální okraj nohy je v kontaktu s podložkou a přetrvává po celou dobu fáze opory. Také se zde vyskytuje hypermobilita předonoží (v TT skloubení) pro docílení kontaktu celé nohy s podložkou (Valmassy, 1996).

Harris, Smith & Marks (2008) považují varózní postavení zánoží za častější u dětí s DMO. Uvádějí, že se tato deformita může zhoršit až k druhostranné valgositě nohy během dospívání. To podporuje teorie o častých pohybových kompenzacích, zvláště u dětí. Za

důležitou zde považují úlohu m. tibialis posterior a m. tibialis anterior, které jsou buď přetížené, nebo zcela nefunkční.

Valgózní předonoží

Jde o nejčastější primární deformitu předonoží, kdy předonoží ve frontální rovině pronuje vůči zánoží na úrovni TT kloubu. Toto postavení vzniká při zvýšené torzi talu ve frontální rovině během vývoje nohy. Pro udržení nohy s podložkou pak dochází k inverzi laterálního oblouku nohy. Tento funkční typ nohy má dva podtypy – flexibilní a rigidní (Valmassy, 1996).

Noha je při flexibilní valgozitě předonoží schopna rotovat okolo podélné osy TT skloubení ve smyslu inverze a nemusí si vytvářet kompenzační supinaci v ST kloubu. Při odrazu však nastává problém – předonoží jde do pronace, uzamyká se TT kloub a mediální klenba není schopna plně využít své funkce. Dochází k tzv. „rozplácnutí“ předonoží. U rigidního typu však není kompenzace okolo podélné osy TT kloubu ve smyslu inverze možná, proto může docházet ke klinickému obrazu inverzního postavení kalkaneu s DF a abdukci talu (Valmassy, 1996; Vařeka & Vařeková, 2005).

2.2.2 Etiologie vzniku patologického postavení dětské nohy

Příčiny vzniku různých typů nohy či deformit můžeme rozdělit na vrozené a získané. Deformity strukturálního charakteru vznikají v důsledku vrozených vývojových vad v oblasti dolních končetin (pes valgus, pes rigidus, pes calcaneovalgus), též jako následek poškození centrálního či periferního motoneuronu (DMO, myopatie a další) (Harris, Smith & Marks, 2008). V této kapitole se budeme věnovat etiologii vzniku funkčního klinického obrazu plochonoží a souvisejících kompenzačních mechanismů nohy. Jde tedy spíše o deformity získané.

2.2.2.1 Ontogenetické hledisko

V ontogenezi dochází ke stěžejním vývojovým změnám lidského jedince v důsledku vertikalizace. Období je charakteristické především růstem lidského jedince, který se neustále přizpůsobuje okolnímu prostředí. Vývoj nejenom struktury nohy, ale také funkce nohy je výrazně ovlivněn způsobem zatěžování (zevními vlivy) již od raného dětství. Svalová aktivita (vnitřní vlivy) hraje v ontogenezi významnou roli. Tehdy jsou pasivní subsystemy jako kosti a vazy pomocí tahu svalů utvářeny do určitých formací – centrovaných/decentrovaných postavení (Vařeka & Vařeková, 2009; Vojta, 2010). Během ontogeneze působí na formování celkové postury, tedy i kvalitu pohybů, mnoho faktorů:

- genetické vlivy – zralost tkání pod vlivem genetického předurčení,
- vlivy vnitřního prostředí = svalová aktivita pod vlivem CNS,
- vlivy zevního prostředí = statické a dynamické síly uplatňující se v rámci vertikalizace.

Pokud je některý z těchto faktorů narušen, dojde ke klinické manifestaci v oblasti pohybového systému. Vrozené či dědičné faktory ve výskytu podélného plochonoží reprezentují minimum případů.

Akrum končetin vypovídá dle Vojty (2010) o stavu proximálních částí (týká se horní i dolní končetiny). Můžeme z nich tak odečítat stav těchto proximálních částí. Kraniokaudální vývoj opory o dolní i horní končetiny během vertikalizace je známkou udržení osové stability. Pokud tedy došlo v některé fázi vertikalizace k nekvalitnímu opření o akra – opora o lokty, symfýzu, mediální epikondyly femuru, kolena – byla narušena i opora o dolní končetiny v konečné vertikále. V takových případech můžeme vidět ventrálně klopenou pánev se všemi důsledky. Pokud tak dítě kvalitně neprožije všechna vývojová stádia ontogeneze, projeví se to

na jeho celkovém posturálním vývoji, celkové opoře o dolní končetiny ve vertikále (stoj, chůze, běh).

Postavení paty v průběhu ontogeneze

Je velmi obtížné určit normu pro valgózní postavení paty u dospělých jedinců, natož u dětí, jejichž růst je velmi dynamický. Hodnocení valgozity paty je subjektivní záležitostí, i její míra se tedy může odvíjet od zkušeností vyšetřujícího (Vařeka, 2009). Věk hraje stěžejní roli v charakteru pohybu a jeho utváření, tedy i ve formování postavení paty.

Po narození a v období prvního roku života dítěte převažuje varózní postavení nohy (předonoží i zánoží) a kolenou. Toto varózní postavení je dle Vařeky (2009) dáno absencí vertikálního zatížení chodidla, které přichází až s prvními kroky dítěte, kdy dochází ke změně z varózního na valgózní postavení nohy. Dochází tak k valgotizaci paty – větší zatížení mediální části nohy (předonoží i zánoží) – která je doprovázena valgózním postavením kolenou, a také větší vnitřní rotací v kyčli. Valgozitu v kolenou považuje Vařeka (2009) za kompenzační důsledek antevertze a valgozity krčku femuru. Při větším zatížení mediálního oblouku podélné klenby by dle Adamce (2005) u fyziologické valgozity paty nemělo docházet k úplnému vymizení konkavity mediálního klenutí.

Období šesti let života se jeví u mnoha autorů (Adamec, 2005; Cetin et al., 2011; Dungal, 2005; Pfeiffer et al., 2006; a další) jako mezník pro zpomalení, do té doby dynamického, vývoje, který se týká také postavení paty. V šesti letech dochází k ústupu valgózního postavení pat i kolenou. Pokud se podíváme na tuto problematiku z hlediska rovnováhy, v období šesti let dochází k dojrání mozečku, centra koordinace. Do té doby si tak tělo musí vytvářet vlastní mechanismy pro udržení rovnováhy, mezi něž dle Whittla (1996) může patřit právě valgózní postavení v kolenou, které je fyziologické i v dospělosti (do určité míry) a patří mezi determinanty chůze zajišťující laterální stabilitu těla v prostoru. Jiný názor má Fubry (2010), který jako ukončení fyziologické valgozity v kolenou udává věk sedmi let a od osmi let již dle jeho názoru není možné, aby došlo ke spontánní úpravě případné patologické valgozity v kolenou.

Jako fyziologickou normu pro valgozitu paty považuje Dungal (2005) u dětí mezi 2. až 3. rokem valgozitu do 15°, 20° valgozity paty již hodnotí jako patologii. U dospělých jedinců pak Vařeka (2009) hodnotí jako fyziologickou valgozitu paty do 5°.

2.2.2.2 Podélné plochnoží

Dle Valmassyho (1996) vzniká obraz plochnoží (též everze kalkaneu) jako:

- kompenzace varózního předonoží,
- kompenzace deformit v transverzální rovině,
 - ⇒ vnitřně rotační a zevně rotační postavení femuru
 - ⇒ vnitřní a zevní rotace tibie
- dysfunkce šlachy m. tibialis posterior (a jeho funkce vůči os naviculare),
- rozdílná délka dolních končetin (klinicky nacházíme na delší dolní končetině pronované postavení nohy jako pokus snížit celkovou délku a vyrovnat se tak kratší dolní končetině),
- kompenzace varozity předonoží či supinovaného předonoží,
- funkční instabilita nohy po traumatu.

Lee et al. (2009) a Sosna et al. (2001) jsou názoru, že je obraz plochnoží způsoben vlivem zvýšené laxicity vaziva a objevuje se jako svalová „slabost“ – tedy neschopnost vazů kompenzovat svalovou dysfunkci. Ledoux a Hillstrom (2002) považují plochnoží z velké části za vliv mechanické dysfunkce především m. peroneus longus. Také Kapandji (1987) poukazuje na důležitost m. peroneus longus ve smyslu kontroly pohybu – při udržování podélné klenby. Doplňuje však požadavek o nezbytnost svalové kooperace – a to hlavně m. tibialis posterior, který je i svým průběhem důležitý pro statiku celé nohy. Perry a Burnfield (2010) udávají jako příčinu plochnoží především dysfunkci m. tibialis anterior (jako dysfunkci regulátoru everze v ST kloubu).

2.2.2.3 Vysoká noha a příčné plochnoží

Dle Valmassyho (1996) vzniká obraz vysoké nohy a příčného plochnoží u:

- nestejně délky dolních končetin (klinicky nacházíme na kratší dolní končetině supinované postavení nohy jako pokus zvýšit svou délku),
- nekompensovaného nebo částečně kompenzovaného varózního zánoží,
- kompenzovaného rigidního valgózního předonoží.

2.2.2.4 Senzorická deprivace

Důležitou součástí vývoje tvarování nohy je kvalita aferentního setu. Možnosti, které dětem dnes nabízíme, mají tendenci spíše k sensorické deprivaci. Jde především o strádání v pohybové oblasti, které napomáhá snížení kvality aferentního setu ve smyslu snížení podnětů z plosky nohy nejrůznějšími druhy obuvi. U dětí bez pohybu a se sníženou kvalitou

aferentního vstupu dochází ke vzniku různých patologických pohybových stereotypů (ústní sdělení, Vágner, 2011).

Velký formativní vliv na to, jak bude vypadat dětská noha, má kromě pravidelné sportovní aktivity také kvalitní obuv (Vařeka & Vařeková, 2009). Obuv, která je přes špici úzká, nedovoluje matarazům úplné rozprostření do šířky, tedy ani adekvátní odvinutí planty při chůzi. Příliš tvrdá obuv neumožňuje noze adekvátně se přizpůsobit terénu. Noha je tak ochuzena o spoustu aferentních informací. Proprioceptivní stimulace při chůzi na boso dnes již téměř vymizela. Nohy tak „nemají potřebu“ adaptovat se na různé terény, tedy ani na zátěžové a posturálně náročnější situace. Noha ochuzená o stimuly (významnou část propriocepce a exterocepce) může být náchylná nejenom k patologickému klinickému obrazu, ale také k různým zraněním (Hnízdil et al., 2005; Chuter, & Janse de Jonge, 2012; Vařeka & Vařeková, 2005).

2.2.2.5 Biopsychosociální faktory

Na vzniku deformit nohy se z větší části mohou podílet i biopsychosociální faktory. Se zrychlující se dobou rostou i nároky na společnost. Rodiče pod neustálým tlakem pak mohou do určité míry přenášet stres i na své děti. Rozhodující význam pro harmonický rozvoj osobnosti má právě období dětství. Zásadním faktorem tohoto rozvoje je nekonfliktní a stimulující rodinné prostředí (Hnízdil et al., 2005).

Přes formování osobnosti člověka pak působí biopsychosociální faktory i na držení těla dítěte. Dítě se zdravým sebevědomím a dostatkem pohybu nemá výrazné projevy vadného držení těla. Vágner (ústní sdělení, 2011), (Hnízdil, 2012) i další autoři z oblasti psychosomatické medicíny uvádí dominantní úlohu „psyché“ nad záležitostmi „somato“ a „viscero“. Hnízdil et al. (2005) označuje chabé držení těla za řečový projev spojený se svalovými dysbalancemi. Dle jeho názoru dítě ztělesňuje své problémy do podoby držení těla. Toto držení těla se pak zákonitě projeví i na postavení jednotlivých segmentů dolní končetiny, včetně nohy.

2.2.3 Vztah nohy a proximálních segmentů pletence dolní končetiny

Nejenom Véle (2006) a Kapandji (1987) se shodují v názoru, že rotační pohyby femuru ovlivňují postavení nohy. Například snížený mediální oblouk nohy může vzniknout dle Kapandjiho (1987) vlivem vnitřně rotovaného femuru. Naopak postavení nohy ovlivňuje postavení a pohyby femuru – tedy pohyby v kyčelním kloubu. Vařeka & Vařeková (2005) udávají také patrné změny v proximálních oblastech dolní končetiny a pánve při kompenzované varozitě zánoží či kompenzované varozitě předonoží. Nadměrná pronace zánoží (i jako součást kompenzované varozity předonoží) dle Valmassyho (1996) může způsobit různé patologické stavy na celé dolní končetině – včetně potíží v oblasti kyčle a dolní části beder způsobených vlivem zvýšeného napětí v oblasti sakroiliakálního a lumbosakrálního skloubení. Funkce nohy je tak dle názorů mnoha dalších autorů (Duval, Lam & Sanderson, 2010; Khamis & Yizhar, 2007; Zafiropoulos et al., 2009) ovlivňována pohyby v kyčelním kloubu.

2.2.3.1 Komplexní svalové řetězce

Všechny části dolní končetiny jsou součástí komplexního svalového řetězce (Véle, 2006). Paoletti (2009) řetězec dolní končetiny dokonce zařazuje jako součást komplexního svalově-fasciálního řetězce celého těla, který je odpovědný za udržení postury jako takové. Jeho funkcí je generovat celkovou svalovou sílu a působit jako poskytovatel transmisičních pásů pro přenos jak endogenních, tak exogenních sil. Za fyziologické situace umožňují tyto transmisiční pásy ekonomicky odpovídat na vlivy vnějšího prostředí. Kromě toho však dokážou šířit i patologické řetězové reakce. Valmassy (1996) zjistil, že při funkčním zkrácení délky dolní končetiny jako kompenzace kontralaterálního oploštění mediálního oblouku nohy, dochází k celotělovým posturálním symptomům. Dokazuje to, že změna v segmentu tak stěžejním jako je noha, ovlivňuje statiku i dynamiku celého těla (Kapandji, 1987).

Pro šíření patologických změn z oblasti nohy (ve smyslu nadměrné pronace nohy) uvádí Valmassy (1996) cestu přes laterální část kolene, Vařeka a Vařeková (2009) spíše přes mediální část kolene. V dalším šíření se shodují, a jako převodní systém od kolene směrem k pánvi uvádějí tractus iliotibialis, jehož napětí může zapříčinit i změnu postavení v oblasti pánve (ve smyslu anteverze), též zvýšený rozsah rotace femuru. Oba názory zapadají do koncepce Paolettiho (2009), který popsal nejčastější šíření patologických změn přes fasciální řetězce.

Paoletti (2009) udává, že jednou z nejběžnějších řetězových reakcí je reakce šířící se laterálním řetězcem. Ten začíná na noze a stoupá kraniálně přes laterální fascii bérce ke kolenu, dále pokračuje přes tractus iliotibialis a fascia lata na převodové body na kyčli a pánvi, odkud může pokračovat ještě do dalších proximálních etází. Méně častý přední fasciální řetězec při šíření změn z oblasti nohy stoupá přes anteromediální fascii bérce ke kolenu (jeho mediální části). Od kolene pak může vést stejně jako laterální řetězec přes tractus iliotibialis, nebo se vydá cestou přes fascii mm. adductorius s převodovými body na symfýze a lig. inguinale. Tento přední řetězec koresponduje s názory zvýšené tenze v oblasti mediální části kolene (Vařeka & Vařeková, 2009), též však s Valmassyho (1996) názorem, že oploštění podélného mediálního oblouku může způsobit zvýšenou addukci v kolenou (ve smyslu valgozity) s doprovázející dysfunkcí pánevního dna (převodové body na symfýze a kyčli dle Paolettiho (2009)).

2.2.3.2 Směr šíření patologických reakcí

Tak jako mnozí autoři (Khamis & Yizhar, 2007; Paoletti, 2009; Valmassy, 1996; Vařeka & Vařeková, 2009; Véle, 2006; a další) popisovali vztah nohy a oblasti pánve, je pro nás důležité zjistit i směr šíření těchto patologických reakcí. Hledání tohoto směru můžeme označit také jako hledání primární příčiny obtíží, která nemusí být vždy patrná na první pohled. Její zjištění je však nezbytné pro zvýšení efektivity naší terapie. Většina z těchto autorů se shoduje nejenom na obousměrném šíření řetězových reakcí, ale také na častějším počátku těchto reakcí v oblasti nohy – tedy šíření ve směru distoproximálním.

Dle Véleho (2006) probíhá schopnost udržování stability stoje ve směru proximodistálním. Uvádí, že nejprve dochází ke snižování počtu os v kloubu směrem distálním, tvarováním kostí a zpevněním kloubů pomocí vazivových elementů. To koresponduje i s názorem Vojty (2010), který popisuje kraniokaudální vývoj opor, tedy forem udržování stability. Véle (2006) současně udává, že při nestabilitě ve stoji (i stojné fázi chůze), sledujeme její míru (korekční pohyby) ve směru distoproximálním. Určitá instabilita patrná na pohybovém systému pak označuje místo, kde je tělo nuceno korigovat či kompenzovat nějakou dysfunkci. Dalo by se tedy říci, že zajištění stability probíhá proximodistálně, ale výpadky stability sledujeme distoproximálně. Zásah do těchto řetězců však Véle (2006) nevyloučil v žádném směru. Uvádí, že ovlivňovat funkci celého řetězce se dá z obou etází – jak z nohy, tak z oblasti pánve.

2.3 Chůze

Základním vzorem lokomoce je chůze v její přirozené formě ve směru vpřed (Perry & Burnfield, 2010). I když je chůze běžnou záležitostí, není její definice jednoduchá. Dala by se charakterizovat jako opakování sekvencí svalově kontrolovaných pohybů v kloubech, opakujících se pro každou končetinu, které současně posunují tělo vpřed a udržují stabilitu těla (Perry, 2004). V zahraniční literatuře najdeme chůzi ve dvojitým významu, který někteří autoři smazávají. „Gait“ je popisován jako způsob chůze se svými charakteristickými rysy a termín „walking“ jako popis samotného procesu chůze (Whittle, 1996).

Abychom byli schopni porozumět abnormální chůzi či chůzi v patologickém pohybovém stereotypu, je nutné nejprve porozumět chůzi ve fyziologickém provedení. Při popisu normální chůze se zpravidla nerozlišuje pohlaví, věk, tělesné rozměry apod. Je však nezbytné mít na paměti velkou individualitu provedení. Případné odchylky v chůzi pacientů v jednom případě nemusejí být nežádoucími v případě druhém (Whittle, 1996).

Mezi základní úkoly chůze řadíme schopnost zajistit posturální stabilitu v prostoru, tedy schopnost přizpůsobit se vnějším podmínkám (Perry & Burnfield, 2010; Vojta, 2010), dále umožnění propulze těla vpřed prostřednictvím aktivního odrazu (za účasti dostatečné svalové síly, šlachové elasticity a zaujetí příslušné atitudy) a schopnost minimalizovat nárazy během dopadu na patu („shock absorption“). Díky tomu dochází v optimálním případě (u nepatologického pohybového stereotypu) k redukci a uložení velkého množství energie („energy conservation“), která může být využita pro další pohyb (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus je definován jako časový interval mezi dvěma postupně se opakujícími sekvencemi chůze (Whittle, 1996). Krokový cyklus obvykle začíná počátečním kontaktem paty jedné nohy a končí dalším počátečním kontaktem paty stejné dolní končetiny (Whittle, 1996). Perry a Burnfield však uvádějí, že nelze určit přesný začátek krokového cyklu díky jeho plynulosti. Vzhledem k tomu, že počáteční kontakt paty s podložkou je však nejlépe definovatelný, byl stanoven začátek krokového cyklu právě tímto způsobem.

2.3.1.1 Stojná fáze chůze

Stojná fáze chůze, nazývaná též fáze opory či fáze kontaktu, je označení pro dobu, během které je noha v kontaktu s podložkou. Začíná počátečním kontaktem paty a končí odlepením palce od podložky. Stojná fáze chůze trvá 60 % krokového cyklu. Doba opory, stejně jako švihová fáze, je závislá na rychlosti chůze (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996). Tato fáze je rozdělena na:

- a) počáteční kontakt (initial contact, heelstrike),
- b) postupné zatěžování (loading response) – jde o fázi dvojí opory mezi počátečním kontaktem jedné nohy a odlepením palce druhé nohy,
- c) mezistoj (mid-stance),
- d) konečný stoj (terminal stance),
- e) předšvih (pre-swing).

Stojnou fázi chůze můžeme rozdělit též na tři části podle kontaktu obou nohou s podložkou a jejich vzájemného vztahu. Stojná fáze chůze tak začíná počáteční fází dvojí opory (10 % krokového cyklu), pokračuje vlastní fází opory (40% krokového cyklu) a končí konečnou fází dvojí opory (10 % krokového cyklu) (Perry & Burnfield, 2010). Perry a Burnfield (2010) však upozorňují na chybnou úvahu, že hmotnost těla – ve fázích dvojí opory – nesou stejně obě dolní končetiny. Po většinu této sekvence se tak neděje a hmotnost spočívá více na jedné dolní končetině. Rychlejší chůze prodlužuje jednooporovou stojnou fázi chůze a zkracuje fáze dvojí opory. Vymizení fáze dvojí opory nacházíme při přechodu z chůze do běhu (Whittle, 1996).

2.3.1.2 Švihová fáze chůze

Švihová fáze chůze probíhá od ukončení kontaktu nohy s podložkou (odlepení palce) po počáteční kontakt téže nohy. Švihová fáze chůze trvá 40 % krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996). Je rozdělena na:

- a) počáteční švihovou fází (initial swing),
- b) mezišvih (mid-swing),
- c) konečný švih (terminal swing) (Whittle, 1996).

2.3.2 Vztah jednotlivých segmentů těla při fyziologickém provedení chůze

Během chůze je tělo dle Perry a Burnfield (2010) rozděleno na dvě funkční jednotky: na „pasažéra“ vezoucího se „vozidlem“. Jde o jednotku horní poloviny těla („pasažér“) a jednotku lokomoce (dolní polovina těla – „vozidlo“). Svalová aktivita je typická pro obě části, ale ne ve stejné intenzitě. Funkční jednotka horní poloviny těla je zodpovědná za posturální integritu. Protože mechanika normální chůze je velmi efektivní, jsou požadavky na jednotku horní poloviny těla minimální. Svalová aktivita horní poloviny těla je však důležitou součástí lokomočního systému. Segment, který propojuje horní a dolní polovinu těla, je pánev.

2.3.2.1 Dolní polovina těla

Dolní polovina těla zahrnuje pánev a obě dolní končetiny, tedy 11 hlavních skloubení (Perry & Burnfield, 2010): lumbosakrální kloub, SI skloubení, kyčelní, kolenní, hlezenní, subtalární a metatarzofalangeální klouby. Rozsah pohybu a správný timing kontroluje 57 svalů pracujících ve vybraných pohybových stereotypch. Kostěné segmenty zde působí jako páky. Dolní končetiny přebírají zodpovědnost za podporu horní poloviny těla jak ve stojné, tak ve švihové fázi chůze.

Větší část krokového cyklu se odehrává ve stojné fázi chůze (v uzavřeném kinematickém řetězci). Právě zde se mohou uplatňovat případné kompenzační mechanismy těla (Vařeka & Vařeková, 2005). Popisem vzájemných vztahů (fyziologických) jednotlivých kloubů dolní končetiny můžeme porozumět i vztahům patologickým.

Počáteční kontakt a postupné zatěžování

Během počátečního kontaktu paty s podložkou a během postupného zatěžování nohy přechází v talokrurálním skloubení počáteční dorzální flexe na pasivní plantární flexi, kterou brzdí excentrická kontrakce dorziflexorů nohy. Subtalární kloub je v supinovaném postavení. Vlivem toho kalkaneus pronuje a Chopartův kloub se odemkne. V důsledku pronace kalkaneu dochází k supinaci předonoží pro zachování kontaktu chodidla s podložkou. Pronace kalkaneu je spojena s vnitřní rotací a addukcí talu, a v rámci pantového mechanismu je tibie rotována dovnitř. Tuto vnitřní rotaci tibie doprovází flexe v koleni a pohyb femuru do zevní rotace (vůči tibii). Vzhledem k pánvi však femur rotuje v kyčelním kloubu dovnitř v okamžiku, kdy pánev rotuje směrem ke stojné dolní končetině. Rotace pánve na straně švihové nohy prodlužuje délku kroku (Perry & Burnfield, 2010). Pro určení postavení kyčelního kloubu v transverzální rovině je nezbytné určit vztažnou soustavu (zda femur rotuje vůči tibii či

pánvi.) Během této fáze chůze dochází v kyčelním kloubu zároveň k extenzi (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2003, 2009).

Mezistoj

Krokový cyklus pokračuje ve fázi mezistoje, kdy se na začátku zvyšuje dorzální flexe v hlezenním kloubu, přetrvává supinace v ST skloubení a Chopartův kloub zůstává odemčen pro lepší adaptabilitu předonoží s podložkou. Na konci mezistoje se hmotnost přesouvá na laterální metatarz a dochází k odlehčení a supinaci mediální strany paty. V kolenním kloubu v této fázi vlivem pantového mechanismu a supinace ST skloubení (supinace kalkaneu a abdukce talu) dochází k zevní rotaci tibie a extenzi v koleni. Na začátku stojné fáze a v jejím dalším průběhu celkově převládá zevní rotace femuru vůči tibii a vnitřní rotace femuru vůči pánvi (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2003, 2009).

Fáze aktivního odrazu

Během fáze aktivního odrazu nohy probíhá v talokrurálním skloubení aktivní plantární flexe doprovázená supinací ST skloubení, tedy i uzamčením Chopartova kloubu (pronace předonoží) pro vytvoření rigidní páky. V této fázi je využita lokomoční funkce plantárních flexorů nohy pro odraz nohy. Plantární fascie je napínána přes hlavičky metatarzů a kalkaneus se přibližuje k předonoží. V kolenním i kyčelním kloubu probíhá extenze. V průběhu švihové fáze se pak zevní rotace femuru vůči tibii mění na vnitřní rotaci (Vařeka & Vařeková, 2003, 2009).

2.3.2.2 Horní polovina těla

Součástí této jednotky je hlava, krk, trup a horní končetiny. Tyto segmenty se přímo nepodílejí na procesu chůze, ale svalstvo trupu a krku má vliv na udržení posturální stability při chůzi a na minimalizaci posturálních změn od oblasti pánve až po oblast hlavy. Souhyb paží zahrnuje jak aktivní, tak pasivní prvky. Aktivní prvky se však nutně u normálního stereotypu chůze nemusí objevovat. Struktury horní poloviny těla zahrnují asi 70% tělesné hmotnosti (Perry & Burnfield, 2010). Těžiště těla je tak asi ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle, před oblastí promontoria v malé pánvi (Janura, 2003). Rovnováha horní poloviny těla je při pohybu závislá na okamžité poloze dolních končetin (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.3 Chůze v patologickém pohybovém stereotypu

Abnormality v oblasti chůze mohou být určitými kompenzacemi pacientova problému (Whittle, 1996). K manifestaci těchto kompenzací pak dochází během stejné fáze chůze, tedy v uzavřeném kinematickém řetězci (Vařeka & Vařeková, 2005).

2.3.3.1 Specifika chůze u klinického obrazu plochonoží

Klinický obraz plochonoží – nejčastěji kompenzace varózního předonoží, je během chůze při počátečním kontaktu nohy – a ve fázi postupného zatěžování – charakteristický absencí aktivity dorziflexorů při přibližování nohy k podložce. Aktivní proces jejich excentrické kontrakce je tak zaměněn za pasivní „rozplácnutí nohy o podložku“. Během postupného zatěžování a fáze mezistoje můžeme toto „rozplácnutí“ sledovat pomocí charakteristického snížení mediálního oblouku nohy při neustálém kontaktu předonoží s podložkou (Hoogvliet, 1997, Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 1996). V Chopartově kloubu tak dochází pod vlivem zvýšené laxicity vaziva k určité hypermobilitě (Whittle, 1996).

Další fáze, kde lze postřehnout deficit v důsledku klinického obrazu plochonoží, je fáze aktivního odrazu. Tím, že hypermobilní Chopartův kloub není schopen uvést předonoží – vlivem pronovaného postavení kalkaneu (ST skloubení) v rámci modelu pantu s pivotem – do pronace, zůstává Chopartův kloub uzamčený a ve funkci odrazové rigidní páky zcela nepoužitelný. Nedochozí tak k diferenciovanému odvalu nohy a chůze se jeví jako nepropulzní (Valmassy, 1996). Klíčovou roli zde tedy hraje Chopartův kloub a jeho schopnost vytvořit podmínky během stejné fáze jak pro adekvátní přizpůsobení se předonoží podložce, tak pro aktivní propulzi (Valmassy, 1996).

2.3.3.2 Kompenzační mechanismy vyšších etáží

Při nefyziologickém provedení pohybu nohy může docházet ke kompenzaci dysfunkce chodidla ve vyšších etážích dolní končetiny. Tím, že je kalkaneus v nadměrné pronaci, dochází vlivem pantového mechanismu i ke zvýšené vnitřní rotaci tibie. Dle fyziologického vzoru chůze pak může docházet ve vzoru patologickém k nadměrné, nebo naopak v rámci kompenzace, ke snížené rotaci v oblasti kyčelního kloubu. Whittle (1996) označuje tuto kompenzaci jako abnormální rotaci v kyčli.

Franz et al. (2009) uvádí v rámci kompenzačních mechanismů, že při omezení pohybu v kyčli do extenze (může být způsobena i vlivem nadměrné pronace kalkaneu), dochází ke kompenzaci zvýšenou anteverzí pánve současně se zvýšenou bederní lordózou. Zvýšenou anteverzí pánve Franz popisuje jako nutnost organismu zvýšit pohybový deficit v některé z

pohybově insuficientních oblastí dolní končetiny. Kyčelní kloub nemusí svým abnormálním pohybem kompenzovat primárně pouze dysfunkci chodidla během kontaktu s podložkou, ale může také nahrazovat pohyb při dysfunkci jiného kloubu dolní končetiny, např. kolenního kloubu (Whittle, 1996).

Nejčastěji bývá ve spojitosti s nohou uváděna kompenzace v oblasti kyčelního kloubu (Duval, Lam & Sanderson, 2010; Chuter & Janse de Jonge, 2012; Khamis & Yizhar, 2007; a další). Například u deformity pes valgus dochází dle Whittla (1996) k zevní rotaci celé dolní končetiny. Může jít o kompenzační mechanismy a zvýšení zevní rotace femuru vůči tibii v důsledku pantového mechanismu a zvýšené vnitřní rotace tibie. Dle Valmassyho (1996) souvisí se zevně rotovanými kyčlemi i antevertze pánve a zvýšená bederní lordóza.

Khamis a Yizhar (2007) a Duval, Lam a Sanderson (2010) se shodují, že zvýšená pronace nohy způsobuje v oblasti femuru naopak vnitřní rotaci a antevertzi pánve. V práci Duval, Lam a Sanderson (2010) dokonce nebyla nalezena spojitost mezi postavením pánve a velikostí bederní lordózy. U žádného autora však nebyl kladen důraz na vztažnou soustavu, proto se můžeme jen domnívat, vzhledem k čemu bylo postavení femuru popisováno.

2.3.4 Determinanty pro snížení exkurze pohybů těla během chůze

Za základní faktory, které svou činností minimalizují exkurze těžiště těla a tím i vynaloženou energii při chůzi, bývá označováno šest determinantů. Prvními z nich jsou rotace a sešikmení pánve. Pánev se při chůzi otáčí okolo vertikální osy, naklání se dopředu a dozadu se současnými změnami postavení bederní lordózy (anteverze/retroverze), dochází také k úklonu pánve (Whittle, 1996). Sešikmení (či úklon) pánve se projevuje ve frontální rovině, kdy při stejné fázi dochází k lateralizaci pánve do nejvyššího bodu, při švihové fázi se pánev dostává do nejnižšího bodu. Tato naklonění pánve snižují vertikální vychýlení celého těla během chůze.

Dalším důležitým determinantem je flexe v kolenním kloubu při stejné fázi chůze, která se podílí na přizpůsobení se délce končetiny. Stejnou úlohu mají i kotníkový a chodidlový mechanismus během počátečního kontaktu nohy. Chodidlový mechanismus – na začátku stejné fáze chůze hraje klíčovou roli spíše zánoží, zatímco na konci stejné fáze chůze předonoží. Všechny těchto pět determinantů pracuje se snížením vertikálního rozsahu pohybu těla během chůze (Whittle, 1996).

Posledním determinantem je laterální posun těla do strany. Ten zamezuje nadměrným pohybům ve frontální a horizontální rovině. Zajišťuje udržení rovnováhy těla. Jedním z faktorů pro zajištění této stability je například fyziologická valgozita v kolenním kloubu.

Všechny tyto determinanty kooperují a celkově minimalizují výchylky těla během krokového cyklu, tedy i ekonomizují energetický výdej. Výsledkem je pak plynulejší pohyb těžiště těla bez velkých vychylek. Například vertikální exkurze pohybu tyto determinanty snižují až o 50 % a horizontální o 40 % (Whittle, 1996).

2.3.5 Specifika chůze dětí

V průběhu ontogeneze, se zrání centrálního nervového systému a s rozvojem motorického učení, se snižují oscilace těžiště těla a zvyšuje se celková posturální kontrola. Vývoj odvíjení chodidla od podložky se kvantitativně formuje sice s prvními krůčky dítěte, ale kvalita tohoto odvíjení nohy se mění během celé ontogeneze (viz. výše) (Hallemans, 2006; Vojta, 2010; Vojtová & Vacek, 2012). Způsob chůze dětí se od dospělých liší v:

- širší bázi chůze,
- délce kroku – kratší krok a nižší rychlost kroku (délka krokového cyklu je tak nižší),
- absenci počátečního kontaktu nohy (dle Whittle (1996) dochází hned k „plácnutí nohy o podložku“, tak jako při obrazu plochonoží),
- velmi malé flexi v koleni během stojné fáze chůze,
- v zevní rotaci celé dolní končetiny během švihové fáze,
- v absenci souhybu paží (Whittle, 1996).

2.4 Diagnostika zatížení nohy při chůzi

Chůze je přirozeným pohybem člověka, který se vyznačuje mírou individuálních parametrů. Tyto parametry mohou při podrobnější analýze pohybu sloužit nejenom v rámci diagnostiky patologického pohybového stereotypu chůze, ale také v rámci terapie.

V diagnostice nejčastěji používaná metoda aspekce chůze není náročná na přístrojové vybavení, je však výrazně ovlivněna hodnotícím subjektem (Gross, Fetto & Rosen, 2005). Aby bylo možno poznatky objektivizovat a dále s nimi pracovat, je nutné využít některé z vysoce sofistikovaných metod měření a analýzy chůze. Tyto metody se začaly rozvíjet s pokrokem v oblasti matematické analýzy a matematických modelů (Whittle, 1996). Pro zvýšení reliability klinického vyšetření je využívána také biomechanická analýza chůze (Svoboda & Janura, 2010). Pro možnost komplexního posouzení chůze dochází při biomechanickém výzkumu ke kombinaci metod z různých oblastí – kinematika, dynamika, EMG apod.

2.4.1 Dynamická plantografie

Měření plantárního zatížení je používáno ke kvantifikaci jak dynamického, tak statického (Han et al., 2011) či kvazistatického zatížení nohy během krokového cyklu. K měření tohoto zatížení se využívají tlakové plošiny, které umožňují sledovat změny parametrů zatížení jednotlivých segmentů plosky nohy v závislosti na čase.

Han et al. (2011) využitím dynamické plantografie zjistil nižší zatížení v oblasti 4. a 5. metatarzu při klinickém obrazu plochonoží. Jako důvod udává přesunutí těžiště mediálně a snížení mediální oblouku podélné klenby. Ledoux a Hillstrom (2002) v porovnání plochonoží a normální nohy zjistili jiné významně zvýšené zatížení při plochonoží, a to v oblasti 1. metatarzu.

Aplikací měření plantárního zatížení můžeme rozpoznat například i zvýšenou nestabilitu těla během stoje, která se projevuje rozšířením opěrné báze o prsty. Za fyziologických okolností by měla být ve stoji opěrná báze mimo prsty zatížené končetiny (Véle, 2006). Hodnocení plantárního zatížení je také používáno pro zjištění efektivity nošení obuvi a ortotických zásahů (Han et al., 2011).

Chodidlo jako výstupní segment dolní končetiny je velmi cenným zdrojem informací. Na výstupy z dynamické plantografie bychom se proto neměli dívat jako na informace týkající se pouze nohy, ale jako na výstupy týkající se celého těla. Bez současné analýzy vyšších etází

(například v rámci kinematické analýzy) může být výpovědní hodnota výsledků dynamické plantografie výrazně omezená.

2.4.2 Kinematická 3D analýza chůze

Pohyby v kloubech se nedějí pouze v jedné rovině, ale jde o kombinaci pohybů ve všech třech anatomických rovinách. Osa pohybu jednoho kloubu má určitý vztah k osám pohybu sousedních kloubů. Pro hodnocení kinematických parametrů chůze je proto nezbytné využití prostorové 3D analýzy pohybu. Její aplikací můžeme určit kinematické veličiny, jako dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), čas a zrychlení (úhlové zrychlení). Při analýze chůze se nejedná pouze o kvantitativní a objektivní posouzení abnormální funkce nohy, ale také o hodnocení postavení jednotlivých segmentů vůči sobě (Leardini et al., 2007). Sofistikované kinematické systémy umožňují rychlé a přesné zpracování těchto dat (Svoboda & Janura, 2010).

Optoelektronická zařízení jsou využívána pro komplexní hodnocení pohybu jednotlivých segmentů těla při chůzi. S vysokou přesností dokážou hodnotit polohu reflexních značek v prostoru. Ty jsou umístěny na předem definovaných bodech v oblasti kostěných prominencí, nejčastěji dle dynamických modelů PlugInGait nebo PlugInGait FullBody, které slouží k multisegmentální analýze pohybu (Svoboda & Janura, 2010).

Přesnost výstupních parametrů je podstatně vyšší, než při použití staršího typu této analýzy – videografii. Tím se taky zvyšuje možnost hodnocení pohybů ve frontální i transverzální rovině (rotace segmentů) (Svoboda & Janura, 2010).

Optoelektronické systémy jsou náročné na čas (z hlediska získávání a interpretace výsledků), prostor (nutná laboratoř o velikosti alespoň 8x8 m s minimem vizuálně rušivých faktorů), personální zajištění (nejenom pro obsluhu systému, ale také pro zpracování a interpretaci dat) a finance (cena systému Vicon MX se pohybuje v řádech miliónů korun) (Svoboda & Janura, 2010).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cíle

Zhodnotit rozdíly v zatížení dětské nohy při chůzi při valgózním a nevalgózním postavení paty.

Zhodnotit rozdíly v poloze osy nohy určené na základě jejího zatížení při valgózním a nevalgózním postavení paty.

Určit vliv patologického postavení nohy na polohu proximálních segmentů těla při chůzi u dětí.

Hypotézy

H_{01} – Velikost zatížení dětské nohy s valgózním postavením paty a bez valgózního postavení paty se při chůzi neliší.

a) pro oblast zánoží

b) pro oblast předonoží

H_{02} – Poloha osy nohy určená na základě jejího zatížení se pro valgózní a nevalgózní postavení paty neliší.

H_1 – Velikost zatížení dětské nohy je významně větší při valgózním postavení paty v porovnání s nevalgózním postavením paty.

H_2 – Poloha osy nohy je při valgózním postavení paty více rotována mediálním směrem v porovnání s osou nohy s nevalgózním postavením paty.

Výzkumné otázky

Jak ovlivňuje valgózní postavení paty úhel v kyčelním kloubu v průběhu krokového cyklu?

Jaký je vliv valgózního postavení paty na polohu pánve při chůzi?

Poznámka: Platnost hypotéz byla ověřována pro porovnání skupin bez valgózního a s oboustranným valgózním postavením paty (A) a pro porovnání končetiny bez valgózního a s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgozitou (B).

4 METODIKA

Výzkum byl organizován se souhlasem etické komise (příloha 1) v rámci projektu „Biomechanika nohy dětí s valgózním postavením paty při chůzi“ (interní grant Fakulty tělesné kultury č.: FTK_2012:008). Zúčastnilo se ho celkem 53 dětí ve dvou měřeních s tříměsíčním odstupem. Do této práce byla zahrnuta data pouze z prvního měření. Další měření bude vyhodnoceno v rámci disertační práce.

4.1 Výzkumný soubor

Experimentální skupinu (oboustranné valgózní postavení paty = 6 až 18° valgozity) tvořilo 16 dětí (průměrný věk 5,3±1,3 roku, výška 112±12,2 cm, hmotnost 20,8±6,6 kg), kontrolní skupinu (oboustranné nevalgózního postavení paty = 0 až 5° valgozity) 14 dětí (průměrný věk 4,5±1,2 roku, výška 105,7±8 cm, hmotnost 17,1±3,4 kg) a skupinu s jednostrannou valgozitou paty tvořilo 14 dětí (průměrný věk 5,6±1,6 roku, výška 117,3±10,9 cm, hmotnost 21,6±3,8 kg). Měřený soubor tvořily děti ze dvou mateřských a jedné základní školy ve Frýdku-Místku a pacienti Ortopedické protetiky Frýdek-Místek.

Do zpracování dat kinematické analýzy bylo zahrnuto všech 44 probandů. Kvůli zhoršeným podmínkám vyhodnocování (viz. limity) pak byla využita zpracovaná data pouze 33 probandů. Skupinu experimentální tak tvořilo 11 dětí (průměrný věk 5,4±1,4 roku, výška 114±13,9 cm, hmotnost 22,1±7,5 kg), skupinu kontrolní 8 dětí (průměrný věk 4,8±1,3 roku, výška 106,8±7,4cm, hmotnost 17,2±3,1 kg) a skupinu s jednostrannou valgozitou paty 14 dětí (viz. výše).

4.2 Přístrojové vybavení

4.2.1 Plantografická plošina Footscan®

Pro měření zatížení nohy při chůzi byla použita plantografická plošina Footscan® (RSscan International, Olen, Belgium). Plošina byla dlouhá 2 metry s hustotou senzorů 2,6 senzoru na cm². Pro měření a následné zpracování naměřených dat byl využit Footscan gait software (verze 7.97).

4.2.2 Optoelektronický systém Vicon MX

Pro získání základních kinematických parametrů chůze a pro určení vztahu mezi postavením paty a úhlovým nastavením pánve a kyčelních kloubů během krokového cyklu, byl použit optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, London, Great Britain). Systém Vicon MX umožňuje záznam pohybu pomocí sedmi infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 120 Hz při plném rozlišení 1000 x 1000 pixelů), které v prostoru snímají reflexní značky umístěné na předem definovaných bodech těla. Souřadnice těchto bodů byly získány s využitím software Vicon Nexus.

4.3 Organizace sběru dat

Před samotným měřením byly kontaktovány 2 mateřské a 1 základní škola ve Frýdku-Místku. Se souhlasem vedení škol byl na setkání s rodiči předložen projekt výzkumu. Jako výstup výzkumu byla rodičům nabídnuta možnost dozvědět se více o zdravotním stavu dítěte a případných možnostech prevence či léčby. S jejich souhlasem pak mohl být výzkum uskutečněn.

4.3.1 Odebrání vstupních parametrů

Po úvodním vyplnění informovaného souhlasu (příloha 2) zákonným zástupcem dítěte a anketě týkající se případných traumatických, neurologických či vrozených problémů dítěte, následovalo vstupní vyšetření dítěte. V rámci tohoto vyšetření byly získány údaje o tělesné hmotnosti a tělesné výšce dítěte, proběhlo zhodnocení somatotypu dítěte a orientační vyšetření rozsahu pohybu v kyčlích, kolenou a hlezenních kloubech.

V poloze dítěte vleže na břiše bylo provedeno zhodnocení postavení zánoží vůči předonoží a byla označena linie Achillovy šlachy, pomocí níž jsme úhloměrem určili velikost statické valgozity paty (obr. 11). Na plantoskopu byl pak pořízen snímek pro zhodnocení postavení paty a tvarování podélné klenby nohy (obr. 12).



Obr. 11 Měření statické valgozity paty



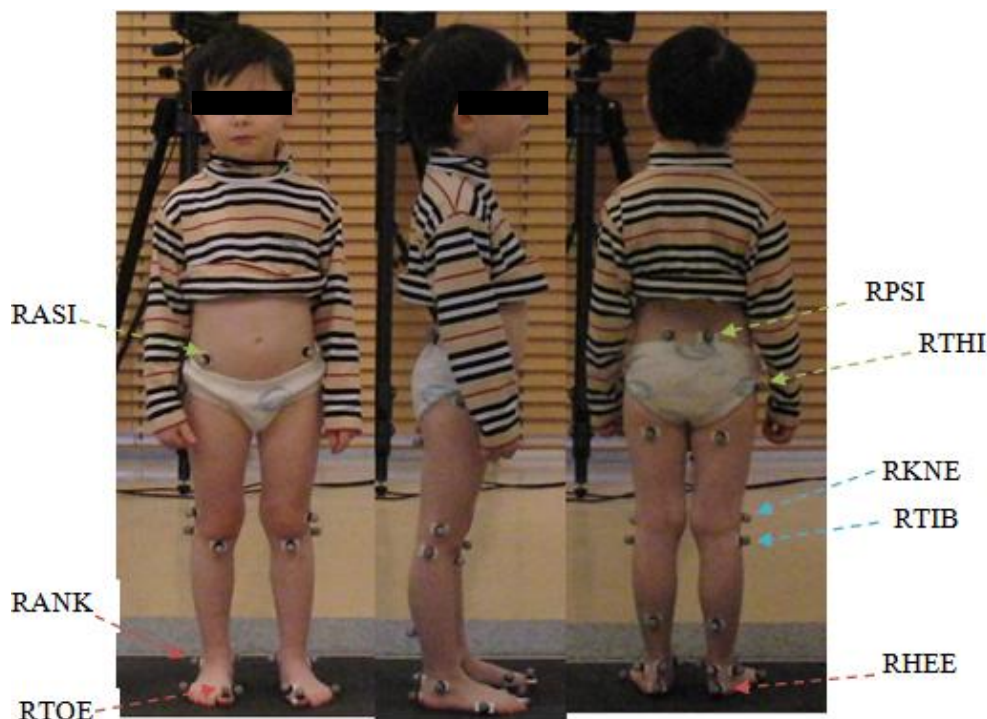
Obr. 12 Zhodnocení tvarování podélné klenby v zatížení nohy

4.3.2 Příprava na měření

Pro následné zpracování dat, především pro výpočet středů kloubů v rámci kinematické 3D analýzy pohybu, bylo nutné odebrat další antropometrické parametry, a to: délku chodidla (od nejdelšího prstu po patu), šířku kotníku a kolene, a anatomickou délku dolní končetiny (vzdálenost od trochanter major po malleolus lateralis). Na kůži jsme poté v místě kostěných prominencí vybraných bodů v oblasti dolních končetin a pánve nalepili 34 reflexních značek. Značky byly nalepeny dle 2 standardních modelů (Foot Model, PlugInGait Model), z kterých jsme pro účely této práce využili PlugInGait Model (8 reflexních značek bilaterálně).

4.3.2.1 PlugInGait Model

- v oblasti pánve: spina iliaca anterior superior (LASI, RASI), spina iliaca posterior superior (LPSI, RPSI),
- v oblasti dolní končetiny: velký trochanter femuru (LTHI, RTHI), laterální epikondyl femuru (LKNE, RKNE), laterální kondyl tibie (LTIB, RTIB), laterální malleolus (LANK, RANK), hlavička II. metatarzu (LTOE, RTOE) a pata (LHEE, RHEE) (viz. obr. 13).



Obr. 13 Označení bodů podle modelu PlugInGait na pravé dolní končetině a pánvi

4.3.3 Měření

Měření bylo realizováno v prostorách Ortopedické protetiky Frýdek-Místek. Po instalaci 7 infračervených kamer systému Vicon MX proběhla kalibrace snímaného prostoru. Vymezený úsek chůze byl cca 8 m dlouhý a zahrnoval prostor s umístěním plantografické plošiny Footscan (viz obr. X). Každý proband absolvoval 1-3 pokusy klidného stoje a 8-10 pokusů pro měření chůze (dle individuálních možností probanda – viz. limity práce).



Obr. 14 Prostor pro realizaci měření

4.4 Analýza dat

4.4.1 Zpracování záznamu a měřené parametry dynamické plantografie

Pro analýzu dat byly použity všechny naměřené pokusy chůze. U každého probanda bylo vyhodnoceno průměrné rozložení tlaku pro jednotlivé části nohy: hlavičky metatarzů (M1, M2, M3, M4, M5), palec (T1), laterální a mediální část paty (HL, HM). Tyto hodnoty byly exportovány do programu Microsoft Office Excel 2007 (OS Windows), kde bylo dopočítáno procentuální vyjádření času zatížení během stojné fáze chůze. Tato základní data pak byla podkladem pro výpočet maximálního okamžitého zatížení – „MaxP“, zatížení v průběhu odvalu nohy („Impuls“) a procentuálního vyjádření doby stojné fáze chůze při MaxP („Time MaxP“). Výpočet byl proveden na obou nohách pro každou z osmi hodnot tlakového zatížení.

4.4.2 Zpracování záznamu a měřené parametry kinematické 3D analýzy

Do analýzy chůze bylo zahrnuto 33 probandů a jejich 5 nejlepších pokusů chůze (z 8 – 10 možných). U každého probanda byly hodnoceny průměrné rozsahy pohybů pánve a kloubů dolních končetin při chůzi ve všech třech anatomických rovinách. Kroková sekvence byla zpracována programem Vicon Nexus, kde byly přiřazeny k odpovídajícím segmentům body dle modelu PlugInGait. Poté byl označen začátek a konec jednoho krokového cyklu, provedena filtrace dat, doplněny začátky a konce dalších krokových cyklů a doplněny středy kloubů s dalšími body, nutnými pro výpočet rotací segmentů. Výsledná data pak byla exportována do formátu c3d ke zpracování v programu Vicon Polygon. Mezi sledované parametry patřily časoprostorové charakteristiky chůze a úhlové parametry chůze. Exportovaná data byla rozdělena pro statistické zpracování dle jednotlivých oblastí pletence dolní končetiny a příslušné anatomické roviny (příloha 3).

4.4.3 Statistické zpracování dat

Naměřená data byla statisticky zpracována v programu STATISTICA (10.0, Stat – Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z naměřených dat byly vypočítány základní popisné charakteristiky (průměr, směrodatná odchylka, medián). K určení rozdílů jednotlivých parametrů tlakového zatížení nohy, kinematických parametrů chůze a jejich možných korelací, byl využit neparametrický test Mann – Whitney, Wilcoxonův párový test a Spearmanův korelační koeficient. Hypotézy byly testovány při hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k hypotézám

5.1.1 Hypotéza H₀₁

Velikost zatížení dětské nohy s valgózním postavením paty a bez valgózního postavení paty se při chůzi neliší.

a) oblast zánoží

b) oblast předonoží

5.1.1.1 Oblast zánoží

A) porovnání skupin oboustranného valgózního a nevalgózního postavení paty

Základní charakteristiky sledovaných parametrů pro skupiny s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 1.

Tab. 1 Hodnoty zatížení zánoží pro skupiny s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty

oblast	parametr	C		V		p
		průměr	SD	průměr	SD	CxV
HM	MaxP [N.cm ⁻²]	37,7	16,41	51,9	30,66	0,112
	Time MaxP [%]	13,2	5,57	10,7	6,11	0,074
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1030,8	503,80	1339,8	833,42	0,265
HL	MaxP [N.cm ⁻²]	24,5	12,40	29,9	17,47	0,365
	Time MaxP [%]	12,1	7,16	10,3	6,74	0,191
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	678,6	408,59	776,1	487,58	0,831

Legenda: C – skupina kontrolní (oboustranně nevalgózní postavení paty), V – skupina experimentální (oboustranně valgózní postavení paty), p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka, HM – mediální část paty; HL – laterální část paty, MaxP – maximální okamžité zatížení, Time MaxP – procentuální vyjádření doby stojné fáze chůze, Impuls – zatížení v průběhu odvalu nohy.

B) porovnání končetin bez valgózního a s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgozitou

Základní charakteristiky sledovaných parametrů pro skupinu s jednostranným valgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 2.

Tab. 2 Hodnoty zatížení zánoží pro končetiny s valgózním a s nevalgózním postavením paty

oblast	parametr	1_0		1_1		p
		průměr	SD	průměr	SD	1_0x1_1
HM	MaxP [N.cm ⁻²]	69,3	25,99	51,0	21,17	0,077
	Time MaxP [%]	12,8	5,05	11,3	5,76	0,701
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1793,1	665,86	1294,0	470,42	0,027
HL	MaxP [N.cm ⁻²]	36,1	11,67	31,2	12,57	0,329
	Time MaxP [%]	14,8	4,38	11,0	7,58	0,306
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	961,5	278,75	862,5	302,85	0,511

Legenda: 1_0 – končetina s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgozitou, 1_1 – končetina s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgozitou, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka, HM – mediální část paty; HL – laterální část paty, MaxP – maximální okamžité zatížení, Time MaxP – procentuální vyjádření doby stejné fáze chůze, Impuls – zatížení v průběhu odvalu nohy.

Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v zatížení dětské nohy v oblasti paty pro skupiny bez valgózního a s oboustranným valgózním postavením paty.

Hypotézu H01A pro oblast zánoží nelze zamítnout.

Existuje statisticky významný rozdíl při zatížení mediální části paty v průběhu odvalu nohy pro parametr „Impuls“ ($p < 0,01$), kdy je větší zatížení u končetiny s nevalgózním postavením paty (skupina 1_0).

Hypotézu H01B pro oblast zánoží zamítáme.

5.1.1.2 Oblast předonoží

A) porovnání skupin oboustranného valgózního a nevalgózního postavení paty

Základní charakteristiky sledovaných parametrů pro skupiny s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 3.

Tab. 3 Hodnoty zatížení předonoží pro skupiny s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty

oblast	parametr	C		V		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	CxV
1T	MaxP [N.cm ⁻²]	13,6	7,72	17,4	11,09	0,141
	Time MaxP [%]	69,9	5,64	69,6	7,15	0,959
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	317,8	183,38	402,1	282,46	0,265
1M	MaxP [N.cm ⁻²]	7,9	5,03	13,9	10,97	0,009
	Time MaxP [%]	58,2	9,13	60,0	8,26	0,512
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	266,3	196,82	472,3	386,11	0,007
2M	MaxP [N.cm ⁻²]	13,8	8,30	18,5	11,80	0,102
	Time MaxP [%]	61,4	5,06	61,0	7,26	0,971
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	445,0	242,72	625,7	394,45	0,069
3M	MaxP [N.cm ⁻²]	14,6	9,42	15,5	11,09	0,664
	Time MaxP [%]	62,8	5,06	62,8	6,80	0,866
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	461,4	291,38	490,6	353,83	0,697
4M	MaxP [N.cm ⁻²]	12,1	5,31	12,5	7,21	0,866
	Time MaxP [%]	60,5	5,87	59,2	6,89	0,457
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	400,7	175,98	407,1	238,01	0,719
5M	MaxP [N.cm ⁻²]	6,9	4,65	6,4	4,32	0,581
	Time MaxP [%]	53,7	9,88	52,7	11,98	0,971
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	225,7	160,53	200,3	128,74	0,643

Legenda: C – skupina kontrolní (oboustranně nevalgózní postavení paty), V – skupina experimentální (oboustranně valgózní postavení paty), p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka, 1T – palec, 1M až 5M – hlavička 1.-5. metatarzu, MaxP – maximální okamžité zatížení, Impuls – zatížení v průběhu odvalu nohy.

B) porovnání končetin bez valgózního a s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgózitou

Základní charakteristiky sledovaných parametrů pro skupinu s jednostranným valgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 4.

Tab. 4 Hodnoty zatížení předonoží pro končetiny s valgózním a s nevalgózním postavením paty

oblast	parametr	1_0		1_1		p
		Průměr	SD	Průměr	SD	1_0x1_1
1T	MaxP [N.cm ⁻²]	19,8	11,21	18,4	8,72	0,603
	Time MaxP [%]	69,8	6,89	70,3	6,14	0,946
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	474,2	288,23	486,5	235,24	0,910
1M	MaxP [N.cm ⁻²]	19,4	16,03	8,1	5,58	0,006
	Time MaxP [%]	60,2	7,58	55,8	11,79	0,125
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	661,2	621,32	296,8	214,22	0,039
2M	MaxP [N.cm ⁻²]	22,7	13,15	16,1	7,76	0,306
	Time MaxP [%]	63,1	6,18	61,9	4,16	0,265
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	744,1	500,35	624,7	346,70	0,982
3M	MaxP [N.cm ⁻²]	21,9	9,64	15,0	6,28	0,044
	Time MaxP [%]	65,1	5,84	63,9	4,45	0,306
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	721,3	385,08	576,7	278,49	0,352
4M	MaxP [N.cm ⁻²]	12,8	7,96	13,5	4,92	0,194
	Time MaxP [%]	57,9	11,21	58,2	7,95	0,804
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	403,7	265,49	510,3	189,20	0,056
5M	MaxP [N.cm ⁻²]	4,9	3,73	9,9	6,75	0,008
	Time MaxP [%]	57,6	13,69	55,0	8,98	0,246
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	130,5	106,62	360,5	286,33	0,002

Legenda: 1_0 – končetina s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgózitou, 1_1 – končetina s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgózitou, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka, 1T – palec, 1M až 5M – hlavička 1.-5. metatarzu, MaxP – maximální okamžité zatížení, Impuls – zatížení v průběhu odvalu nohy.

Existuje statisticky významný rozdíl při zatížení hlavičky prvního metatarzu v průběhu odvalu nohy pro parametr „Impuls“ ($p < 0,01$) a v maximálním okamžitém zatížení pro parametr „MaxP“ ($p < 0,01$), kdy je větší zatížení u skupiny s valgózním postavením paty (skupina V).

Hypotézu H01A pro oblast předonoží zamítáme.

Existuje statisticky významný rozdíl při zatížení hlavičky prvního a třetího metatarzu v maximálním okamžitém zatížení pro parametr „MaxP“ ($p < 0,01$), a při zatížení hlavičky prvního metatarzu v průběhu odvalu nohy pro parametr „Impuls“ ($p < 0,01$), kdy je větší zatížení u končetiny s nevalgózním postavením paty (skupina 1_0). Při zatížení hlavičky pátého metatarzu v maximálním okamžitém zatížení pro parametr „MaxP“ ($p < 0,01$) a v průběhu odvalu nohy pro parametr „Impuls“ ($p < 0,01$), je statisticky významně větší zatížení u končetiny s valgózním postavením paty (skupina 1_1).

Hypotézu H01B pro oblast předonoží zamítáme.

5.1.2 Hypotéza H₀₂

Poloha osy nohy určená na základě jejího zatížení se pro valgózní a nevalgózní postavení paty neliší

A) porovnání skupin oboustranného valgózního a nevalgózního postavení paty

Základní charakteristiky pro polohu osy nohy u skupin s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 5.

Tab. 5 Poloha osy nohy při chůzi pro skupinu s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty

osa nohy [°]	C		V		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	CxV
	7,2	7,48	4,6	17,77	0,601

Legenda: C – skupina kontrolní (oboustranně nevalgózní postavení paty), V – skupina experimentální (oboustranně valgózní postavení paty), p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka.

B) porovnání končetin bez valgózního a s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgozitou

Základní charakteristiky pro polohu osy nohy u končetin s valgózním a s nevalgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 6.

Tab. 6 Poloha osy nohy při chůzi pro končetinu s valgózním a s nevalgózním postavením paty

osa nohy [°]	1_0		1_1		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	1_1x1_0
	8,2	6,72	2,7	6,76	0,009

Legenda: 1_0 – končetina s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgozitou, 1_1 – končetina s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgozitou, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka.

Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v poloze osy nohy na základě jejího zatížení mezi oboustranným valgózním a nevalgózním postavením paty.

Hypotézu H_{02A} nelze zamítnout.

Existuje statisticky významný rozdíl v poloze osy nohy na základě jejího zatížení, kdy je osa rotována více mediálně u končetiny s valgózním postavením paty (skupina 1_1).

Hypotézu H_{02B} zamítáme.

5.2 Výsledky k výzkumným otázkám

5.2.1 Výzkumná otázka 1

Jak ovlivňuje valgózní postavení paty úhel v kyčelním kloubu v průběhu krokového cyklu?

A) porovnání skupin oboustranného valgózního a nevalgózního postavení paty

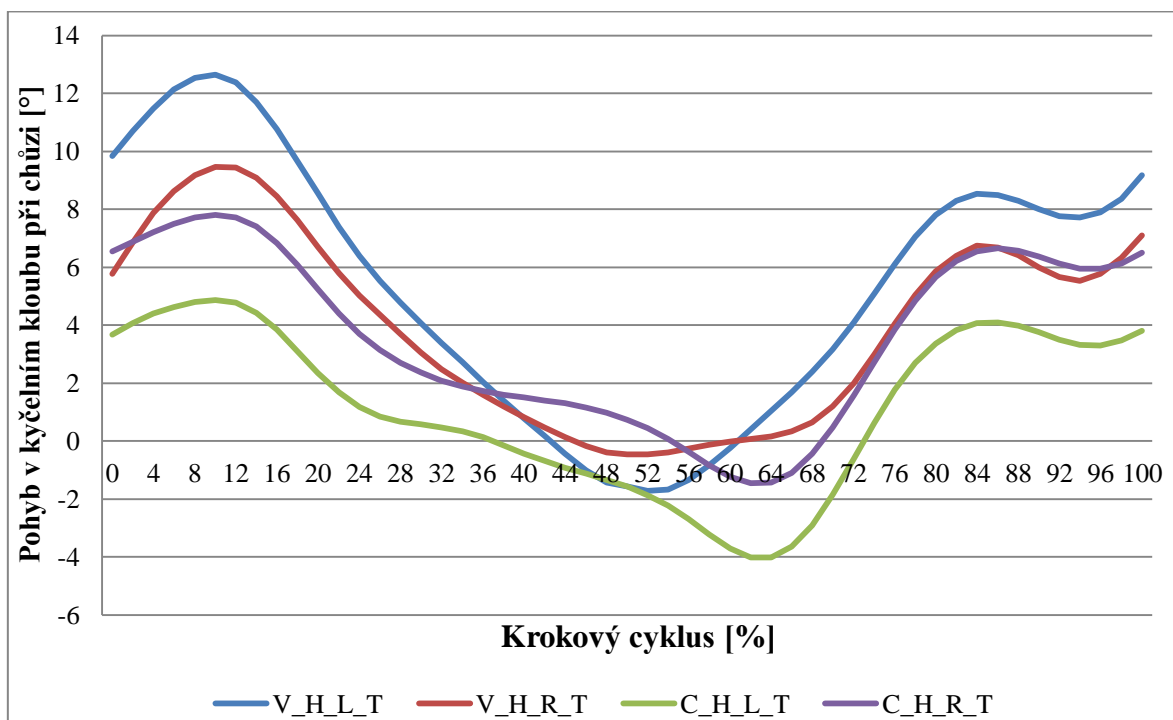
Základní charakteristiky úhlových parametrů v kyčelním kloubu pro skupiny s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 6.

Tab. 6 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu kyčelního kloubu pro skupiny s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty

parametr [°]	C		V		P
	Průměr	SD	Průměr	SD	CxV
H_F	35,0	3,26	33,6	6,27	0,589
H_E	-13,1	4,63	-12,4	5,06	0,549
HR	48,1	3,70	46,1	6,64	0,201
H_F_max	7,7	3,45	6,5	3,17	0,258
H_F_min	-6,9	3,94	-8,0	3,23	0,258
HR_F	14,7	2,70	14,5	2,39	0,529
H_T_max	6,9	4,78	10,1	4,66	0,036
H_T_min	-4,3	4,06	-3,9	4,69	0,849
HR_T	11,2	2,96	14,1	4,64	0,122

Legenda: C – skupina kontrolní (oboustranně nevalgózní postavení paty), V – skupina experimentální (oboustranně valgózní postavení paty), p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka, H_F – maximum flexe v kyčelním kloubu, H_E – maximum extenze v kyčelním kloubu, HR – rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, H_F_max – maximum addukce v kyčelním kloubu, H_F_min – maximum abdukce v kyčelním kloubu, HR_F – rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině, H_T_max – maximum zevní rotace kyčelního kloubu, H_T_min – maximum vnitřní rotace kyčelního kloubu, HR_T – rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině.

Graf 1 Pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině během krokového cyklu u skupin s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty



Legenda: V_H_L_T – skupina experimentální (oboustranně valgózní postavení paty – levá DK), V_H_R_T – skupina experimentální (pravá DK), C_H_L_T – skupina kontrolní (oboustranně nevalgózní postavení paty – levá DK), C_H_R_T – skupina kontrolní (pravá DK).

Velikost zevní rotace je u experimentální skupiny významně větší ($p < 0,05$) v porovnání se skupinou s oboustranným nevalgózním postavením paty (graf 1).

B) porovnání končetiny s valgózním a nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostranným valgózním postavením paty

Základní charakteristiky sledovaných parametrů v kyčelním kloubu pro skupinu s jednostranným valgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 7.

Tab. 7 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu kyčelního kloubu pro končetiny s valgózním a s nevalgózním postavením paty

parametr [°]	1_0		1_1		P
	Průměr	SD	Průměr	SD	1_1x1_0
H_F	33,3	5,78	33,1	6,54	0,874
H_E	-11,2	6,65	-12,5	6,88	0,769
HR	44,6	8,23	45,5	7,44	0,769
H_F_max	7,1	3,78	8,8	4,06	0,511
H_F_min	-7,0	4,45	-5,8	3,92	0,635
HR_F	14,1	3,23	14,6	3,98	0,982
H_T_max	7,4	4,21	8,3	4,41	0,603
H_T_min	-4,9	4,94	-4,4	3,31	0,910
HR_T	12,3	3,54	12,7	4,81	0,667

Legenda: 1_0 – končetina s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgózitou, 1_1 – končetina s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgózitou, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka, H_F – maximum flexe v kyčelním kloubu, H_E – maximum extenze v kyčelním kloubu, HR – rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, H_F_max – maximum addukce v kyčelním kloubu, H_F_min – maximum abdukce v kyčelním kloubu, HR_F – rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině, H_T_max – maximum zevní rotace kyčelního kloubu, H_T_min – maximum vnitřní rotace kyčelního kloubu, HR_T – rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině.

Ve skupině jednostranné valgozity není v porovnání končetin s valgózním a s nevalgózním postavením paty statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$).

C) určení závislosti mezi stupněm valgozity a velikostí úhlových parametrů v kyčelním kloubu

Porovnání závislosti mezi velikostí valgozity a pohybem v kyčelním kloubu jsme provedli s využitím korelační analýzy. Do porovnávaného souboru byly zařazeny všechny končetiny s valgózitou bez ohledu na to, zda se jednalo o jednostrannou nebo oboustrannou valgozitu paty. Statisticky významnou se ukázala hodnota korelačního koeficientu 0,278 pro vztah mezi zevní rotací v kyčelním kloubu a stupněm valgozity paty.

5.2.2 Výzkumná otázka 2

Jaký je vliv valgózního postavení paty na polohu pánve při chůzi?

A) porovnání skupin oboustranného valgózního a nevalgózního postavení paty

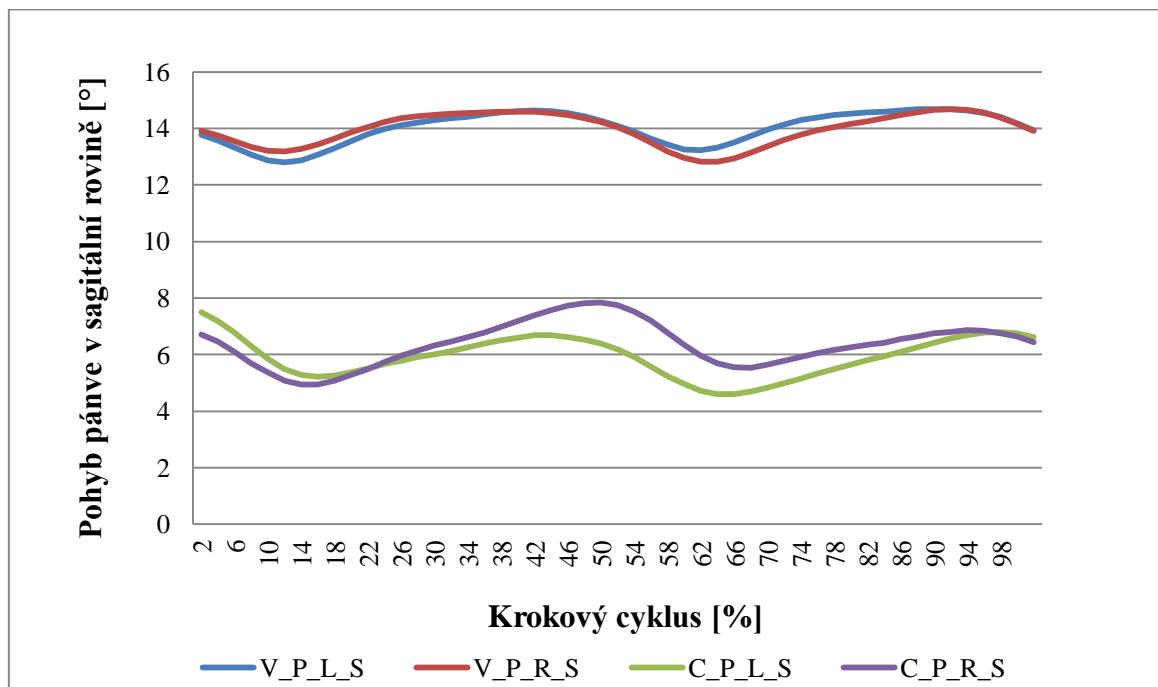
Základní charakteristiky úhlových parametrů pánve pro skupiny s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 8.

Tab. 8 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu pánve pro skupiny s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty

parametr [°]	C		V		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	CxV
P_S_max	7,7	3,82	15,3	4,92	0,000
P_S_min	6,5	3,68	13,8	4,70	0,000
PR_S	5,1	1,18	5,0	1,36	0,569
P_F_max	4,1	2,43	4,3	2,56	0,759
P_F_min	-4,3	2,20	-4,2	2,52	1,000
PR_F	8,3	1,62	8,5	2,48	0,895
P_T_max	8,0	5,22	7,4	4,72	0,919
P_T_min	-7,3	5,39	-6,2	4,63	0,737
PR_T	15,3	2,82	13,6	4,26	0,162

Legenda: C – skupina kontrolní (oboustranně nevalgózní postavení paty), V – skupina experimentální (oboustranně valgózní postavení paty), p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka, P_S_max – maximum antevertze pánve, P_S_min. – maximum retrovertze pánve, PR_S – rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, P_F_max – maximum elevace pánve, P_F_min – maximum deprese pánve, PR_F – rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, P_T_max – maximum vnitřní rotace pánve, P_T_min – maximum zevní rotace pánve, PR_T – rozsah pohybu pánve v transverzální rovině.

Graf 2 Pohyb pánve během krokového cyklu v sagitální rovině u skupin s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty



Legenda: V_P_L_S – skupina experimentální (oboustranně valgózní postavení paty – levá DK), V_P_R_S – skupina experimentální (pravá DK), C_P_L_S – skupina kontrolní (oboustranně nevalgózní postavení paty – levá DK), C_P_R_S – skupina kontrolní (pravá DK).

Velikost antevertze pánve je u experimentální skupiny významně větší ($p < 0,05$) v porovnání se skupinou s oboustranným nevalgózním postavením paty (graf 2).

B) porovnání končetiny s valgózním a nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostranným valgózním postavením paty

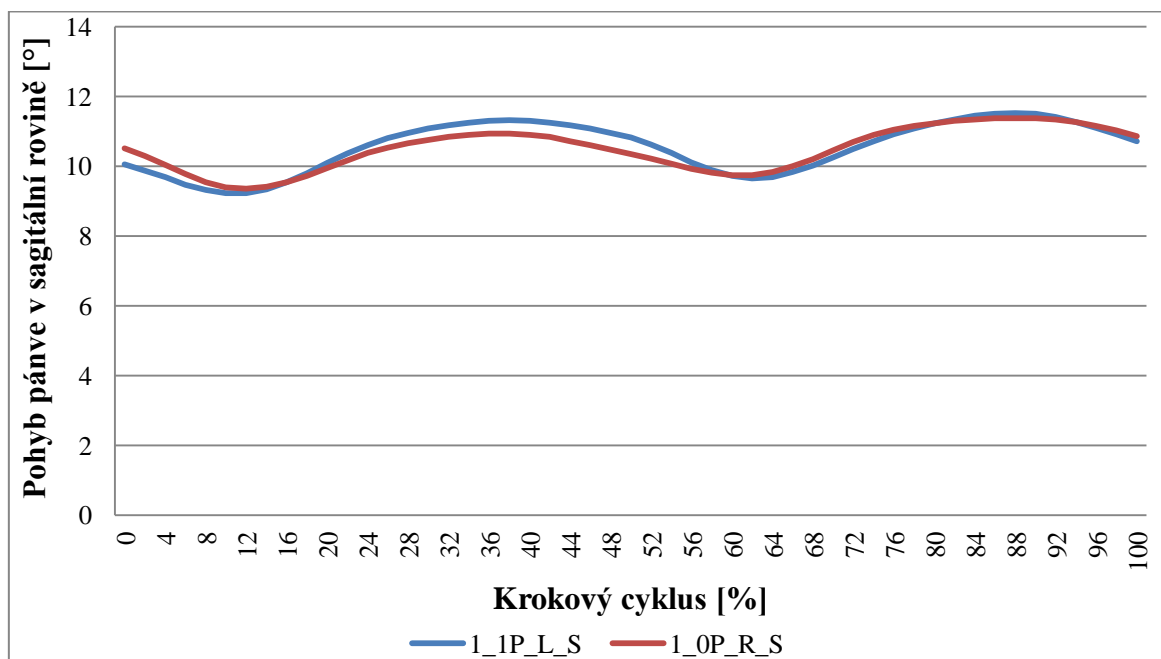
Základní charakteristiky úhlových parametrů pánve pro skupinu s jednostranným valgózním postavením paty jsou uvedeny v tab. 9.

Tab. 9 Úhlové hodnoty rozsahu pohybu pánve pro končetiny s valgózním a s nevalgózním postavením paty

parametr [°]	1_0		1_1		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	1_1x1_0
P_S_max	11,1	1,86	12,9	1,98	0,024
P_S_min	10,9	1,88	10,7	2,64	0,804
PR_S	5,0	1,49	5,1	1,54	0,635
P_F_max	4,5	2,24	3,9	2,50	0,701
P_F_min	-3,7	2,39	-4,4	2,45	0,454
PR_F	8,2	3,30	8,3	3,50	1,000
P_T_max	9,0	2,81	8,0	2,39	0,376
P_T_min	-6,9	2,15	-7,9	2,77	0,137
PR_T	15,9	3,23	15,9	3,68	0,874

Legenda: 1_0 – končetina s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgózitou, 1_1 – končetina s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgózitou, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka, P_S_max – maximum antevertze pánve, P_S_min. – maximum retrovertze pánve, PR_S – rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, P_F_max – maximum elevace pánve, P_F_min – maximum deprese pánve, PR_F – rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, P_T_max – maximum vnitřní rotace pánve, P_T_min – maximum zevní rotace pánve, PR_T – rozsah pohybu pánve v transverzální rovině.

Graf 3 Pohyb pánve během krokového cyklu v sagitální rovině u končetin s valgózním a s nevalgózním postavením paty



Legenda: 1_IP_L_S – končetina s valgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgozitou, 1_OP_R_S – končetina s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostrannou valgozitou.

Ve skupině jednostranné valgozity je u končetiny s valgózním postavením paty velikost antevertze pánve významně větší ($p < 0,05$) v porovnání s končetinou s nevalgózním postavením paty (graf 3).

C) určení závislosti mezi stupněm valgozity a velikostí úhlových parametrů při pohybu pánve

Porovnání závislosti mezi velikostí valgozity paty a pohybem v pánvi jsme provedli s využitím korelační analýzy. Do porovnávaného souboru byly zařazeny všechny končetiny s valgozitou paty bez ohledu na to, zda se jednalo o jednostrannou nebo oboustrannou valgozitu paty. Statisticky významnou se ukázala hodnota korelačního koeficientu 0,509 pro vztah mezi antevertzí pánve a stupněm valgozity paty.

6 DISKUZE

Při patologickém postavení nejenom dětské nohy dochází k nerovnoměrnému rozložení tělesné hmotnosti. Ta se projevuje při působení tíhové síly přes chodidlo do podložky (Vařeka & Vařeková, 2005). Zvýšené zatížení v oblasti mediální části chodidla se objevuje při selhání funkce nožní klenby (Han et al., 2011; Ledoux & Hillstrom, 2002; Valmassy, 1996; a další). Neadekvátní rozložení tlaku v oblasti nohy, často s klinickým obrazem valgotizace paty, může způsobit deviaci osy nohy mediálním směrem a mít vliv i na postavení proximálních segmentů těla, především v oblasti kyčelního kloubu a pánve (Duval, Lam & Sanderson, 2010; Franz et al., 2009; Khamis & Yizher, 2007; a další). Větší část krokového cyklu se totiž odehrává ve stejné fázi chůze a právě zde se uplatňují případné kompenzační mechanismy těla (Vařeka & Vařeková, 2005). Abnormality v oblasti chůze tak mohou být určitými kompenzacemi pacientova problému (Whittle, 1996).

V této práci byly prokázány rozdíly v zatížení dětské nohy mezi valgózním a nevalgózním postavením paty při chůzi, kdy bylo při porovnání oboustranného valgózního a nevalgózního postavení paty zjištěno zvýšené zatížení v oblasti předonoží – v oblasti hlavičky 1. metatarzu u experimentální skupiny. Dominantní otlaky pod 1. metatarzem vidí Vařeka a Vařeková (2005) jako důsledek přetížení mediálního klenutí nohy. Oboustranné valgózní a nevalgózní postavení paty porovnávali také Han et al. (2011) a Ledoux a Hillstrom (2002). Han et al. (2011) zjistili významné snížení zatížení nohy v oblasti 4. a 5. metatarzu, také v oblasti laterální části paty u oboustranného plochonoží. V oblasti 1. metatarzu tento rozdíl nebyl nalezen. Ledoux a Hillstrom (2002) zjistili zvýšené zatížení pod palcem u oboustranného valgózního postavení paty, s celkovým přetížením 1. paprsku nohy. Jejich závěr koreluje s výsledky naší studie.

Předonoží tak v našem případě, podobně jako podle Ledoux a Hillstroma (2002), se u oboustranného plochonoží, či klinicky se projevující valgotizace paty, stává místem pro možné kompenzace v zatížení. Výsledkem je nerovnoměrné rozložení hmotnosti do chodidla, které se projevuje v dysfunkci normální funkce celého chodidla (Brotkorb et al., 2008). Zánoží není schopno s předonožím kooperovat a zamezit tak jeho neadekvátnímu zatížení.

Při porovnání končetin s valgózním a s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostranným valgózním postavením paty došlo k významným změnám jak v oblasti předonoží, tak v oblasti zánoží. Původně jsme očekávali zvýšené zatížení spíše u končetiny s valgózním postavením paty. Významně vyšší zatížení jsme však na této končetině našli

pouze v oblasti 5. metatarzu. Důvodem může být nutnost rozšíření opěrné báze v důsledku nestability postižené nohy. Tento výsledek koresponduje s výzkumem Hoogvlieta (1997), který u problematické končetiny zjistil zvýšené zatížení 5. metatarzu jako mechanismus pro udržení balance během stojné fáze chůze, nejspíše právě jako rozšíření opěrné báze (Véle, 2006). Aplikací měření plantárního zatížení tak můžeme sledovat i zvýšenou nestabilitu těla během stoje.

Překvapivé je zjištěné zvýšené zatížení mediální části paty a oblasti hlavičky 1. a 3. metatarzu u končetiny s nevalgózním postavením paty. Například Vařeka (2009) udává zvýšené zatížení mediální části paty, ale jako důsledek valgózního postavení paty. Důvodem našich výsledků může být zvýšená míra kompenzace končetiny s nevalgózním postavením paty, která se snaží „přizpůsobit“ končetině s valgózním postavením paty. Tak jako Valmassy (1996) uvádí obraz kompenzace plochonoží ve vertikále – tedy snížení mediálního oblouku v důsledku například kratší končetiny, může v našem případě jít o formu kompenzace v horizontále, kdy se nepostižená končetina přizpůsobuje nabídnutým podmínkám.

Zvýšené zatížení v oblasti hlavičky 3. metatarzu je v souladu s názorem Vařeky a Vařekové (2005), kdy je snížený mediální oblouk spojován s metatarzalgii, nejčastěji s bolestmi v oblasti hlavičky 2. a 3. metatarzu. To všechno však na končetině převážně s valgózním postavením paty (pravděpodobně jak u jednostranné, tak u oboustranné valgosity paty). Výzkumy a vědecké práce, které by se zabývaly porovnáním končetin u jednostranné valgosity paty, nejsou řešeny a tato klinika není zohledňována.

Při porovnávání polohy osy nohy určené na základě jejího zatížení jsme zjistili významný rozdíl u skupiny s jednostranným valgózním postavením paty, kdy byla osa nohy rotována více mediálním směrem u končetiny s valgózním postavením paty. To koreluje s výsledky Hana et al. (2011), který uvádí mediální deviaci nohy u klinického obrazu plochonoží. Han et al. (2011) však popisuje výsledky z porovnání oboustranného valgózního a nevalgózního postavení paty. V našem výzkumu byly také nalezeny tendence k posunu osy nohy mediálním směrem u oboustranného valgózního postavení paty, nebyly však prokázány jako statisticky významné.

V oblasti kyčelního kloubu jsme v porovnání skupin s oboustranným valgózním a s nevalgózním postavením paty zjistili během krokového cyklu zvýšenou zevní rotaci u experimentální skupiny. Tento výsledek nám potvrdila i významná korelace mezi velikostí valgosity a úhlem zevní rotace v kyčelním kloubu. Zevní rotace femuru vůči tibii a vnitřní

rotace femuru vůči pánvi v průběhu krokového cyklu by však měla převládat za fyziologických okolností (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2003, 2009; Whittle, 1996). V rámci kompenzačních mechanismů tak pravděpodobně může dojít ke zvýšené pohyblivosti v kyčelním kloubu, která nahrazuje nedostatečný pohyb chodidla při odvíjení plosky nohy (zhoršená fáze aktivního odrazu). To potvrzuje i Vařeka a Vařeková (2003), kteří popisují u klinického obrazu plochonoží nápadnou zevní rotaci špiček nohou, tedy zevní rotaci v kyčelních kloubech. Whittle (1996) popisuje jako jedno ze specifíků dětské chůze nadměrnou zevní rotaci celé dolní končetiny během švihové fáze chůze. Nepřímo tak i on potvrzuje, že je u klinického obrazu plochonoží (charakteristické pro období dětství) očekávána zvýšená zevní rotace v kyčelním kloubu v průběhu krokového cyklu.

Rozdílný názor uvádějí Duval, Lam a Sanderson, (2010), Khamis a Yizhar (2007), Zafiroopoulos et al. (2009), kteří se shodují, že zvýšená pronace nohy způsobuje výraznější vnitřní rotaci v oblasti femuru. Všechny tyto tři výzkumy však mají společné rysy, a to především statický charakter měření. Měření byla v těchto studiích prováděna ve stoje nebo vleže na břiše.

V oblasti pánve byl prokázán vliv valgózního postavení paty na polohu pánve při chůzi, a to jak při porovnání skupin oboustranného valgózního a nevalgózního postavení paty, tak při porovnání končetin u skupiny s jednostranným valgózním postavením paty – anteverze pánve u experimentální skupiny a u končetiny s valgózním postavením paty. Tyto výsledky jsou shodné v porovnání s výsledky většiny autorů, zabývajících se touto problematikou (Duval, Lam & Sanderson, 2010; Franz et al., 2009; Khamis & Yizhar, 2007; Valmassy, 1996; Vařeka & Vařeková, 2012; a další). Tito autoři se shodují v tom, že klinický obraz plochonoží – hyperpronace talu či valgózita paty ovlivňují postavení pánve, a to ve smyslu zvýšení její anteverze. Jde tak o kompenzaci patologického postavení nohy na úrovni pánve, tedy na úrovni pohybového segmentu, který propojuje horní a dolní polovinu těla (Perry & Burnfield, 2010). Zvýšený pohyb pánve v sagitální rovině nejspíše kompenzuje pohybový deficit z pohybově insuficientní oblasti – nohy (Franz et al., 2009). Důvodem může být dle Whittla (1996) také kompenzační funkce pánve v rámci vertikálních determinantů chůze. Pánev za fyziologických podmínek „pracuje svým pohybem“ se snížením vertikálního rozsahu pohybu těla během chůze. Za patologické situace může tuto činnost provádět ve smyslu zvýšení rozsahu pohybu pánve, kdy pravděpodobně kompenzuje vertikální snížení mediálního oblouku u klinického plochonoží.

Anteverze pánve je v mnoha studiích (Duval, Lam & Sanderson, 2010; Franz et al., 2009; Chuter & Janse de Jonge, 2012; Song et al., 2012; Valmassy, 1996; Vařeka & Vařeková, 2012; Whittle, 1996; a další) sledována v souvislosti se zakřivením bederní páteře. Franz et al. (2009) prokázal závislost zvýšení bederní lordózy na zvýšené anteverzi pánve. Stejný vztah potvrzují ve své práci i Duval, Lam a Sanderson (2010), Valmassy (1996) a Vařeka a Vařeková (2012). Song et al. (2012) zkoumali závislost low back pain (LBP) na pohybu pánve, přičemž prokázal větší mobilitu pánve v transverzální a frontální rovině u pacientů bez LBP. Naopak Chuter a Janse de Jonge (2012), nereprezentují vztahy lumbo – pelvic – hip komplexu jako průkazné, nicméně úplně nevyvracejí vztah mezi pletencem dolních končetin a bederní oblastí páteře co se týče zajištění proximální stability pro distální mobilitu.

V naší studii jsme zjistili, že existují vztahy mezi vertikálním zatížením chodidla a valgózním postavením paty – v důsledku nerovnoměrného rozložení hmotnosti do chodidla vzniká u skupiny s oboustranným valgózním postavením paty přetížení v oblasti předonoží. Také zdánlivě nepostižená končetina v rámci kompenzačních mechanismů vykazuje zvýšené zatížení v oblasti mediální části paty a prvního metatarzu. Tento poznatek má důležitou úlohu v širším pochopení problematiky plochonoží. Ukazuje na nesprávné vnímání problému plochonoží jako lokálního postižení nohy. Tuto tezi potvrzují i další výsledky, které se týkají kyčelního kloubu a pánve, tedy „vzdálených“ segmentů, některými lékaři považovaných za segmenty s nohou nesouvisející (Fubry, 2010). Noha jako výstupní segment je však důležitou součástí posturálního systému celého těla, nejde jenom o oblast dolních končetin. Proto je důležité sledovat tyto vztahy v širších souvislostech, zejména v případech, kde je noha stěžejním segmentem v dynamice celého těla (Chuter & Janse de Jonge, 2012; Kapandji, 1987; Lewit & Lepšíková, 2008; Vařeka & Vařeková, 2012).

Pochopení výše uvedených souvislostí by mělo být dalším vodítkem k efektivnější léčbě patologií v oblasti nohy nejenom u dětí, ale i u dospělých jedinců. U dětí můžeme navíc včasnou diagnostikou a správnou léčbou (ortotika + aktivní cvičení) snížit rozsah možných kompenzací pohybového systému v dospělosti, kdy je lidské tělo v neadekvátním nastavení jednotlivých segmentů vystavováno nejenom fyzické, ale i psychické námaze. Minimalizujeme tak rozsah možných obtíží dětí v dospělém věku jako jsou různé traumatické, ale i neurochirurgické záležitosti. I když Cetin et al. (2011) uvádí, že 90 % plochonoží u dětí není třeba léčit, není dobré na tento problém nahlížet jako na výhradní záležitost růstu. Navíc se domníváme, že se toto číslo bude rychle snižovat v důsledku dnešní epidemie pohybové deprivace dětí.

Jako limity práce uvádíme nedostatky ve sběru dat, které byly dány převážně charakteristikou výzkumného souboru (děti ve věku 3 – 8 let). Velikost nohy byla problémem jak u realizace měření (reflexní značky byly nalepeny těsně u sebe a dítě značky nalepené na mediální straně nohy během chůze odkoplo druhou končetinou), tak při vyhodnocování v programu Vicon Nexus 1.7.1. Velká hustota umístění reflexních značek vedle sebe zvyšovala nároky na záznamovou techniku. To se projevilo v tom, že vyhodnocování jednoho z pokusů někdy trvalo až několik hodin. Dalším očekávaným problémem byla v některých případech horší spolupráce ze stran dětí. Nebylo tedy vždy pořízeno všech 8 – 10 pokusů. Vzhledem ke zhoršenému vyhodnocování dat jsme se tak u kontrolní skupiny ($n = 8$) nedostali ani na plánovaný počet 10 probandů. Ve vstupním vyšetření bylo také možné, pro komplexnost poznatků a následnou analýzu dat, zařadit v rámci odebrání anamnézy otázky ohledně psychomotorického vývoje dítěte či laterality. Také jsme v této práci nesrovnávali statickou valgozitu paty a valgozitu paty v odlehčení – a její případné vztahy k zatížení nohy.

7 ZÁVĚRY

1. Byly prokázány rozdíly v zatížení dětské nohy mezi valgózním a nevalgózním postavením paty při chůzi:

A) oboustranné valgózní a nevalgózní postavení paty:

- zvýšení zatížení v oblasti hlavičky 1. metatarzu u skupiny experimentální.

B) porovnání končetiny s valgózním a s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostranným valgózním postavením paty:

- zvýšení zatížení v oblasti mediální části paty u končetiny s nevalgózním postavením paty,
- zvýšení zatížení v oblasti hlavičky 1. a 3. metatarzu u končetiny s nevalgózním postavením paty,
- zvýšení zatížení v oblasti hlavičky 5. metatarzu u končetiny s valgózním postavením paty.

2. Byl prokázán rozdíl v poloze osy nohy určené na základě jejího zatížení u skupiny s jednostranným valgózním postavením paty:

B) porovnání končetiny s valgózním a s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostranným valgózním postavením paty:

- osa nohy je rotována více mediálním směrem u končetiny s valgózním postavením paty.

3. Byl prokázán vliv patologického postavení dětské nohy na polohu proximálních segmentů těla při chůzi:

A) porovnání skupin oboustranného valgózního a nevalgózního postavení paty:

- zvýšení zevní rotace v kyčelním kloubu u experimentální skupiny,
- zvýšení antevertze pánve u experimentální skupiny.

B) porovnání končetiny s valgózním a s nevalgózním postavením paty u skupiny s jednostranným valgózním postavením paty:

- zvýšení antevertze pánve u končetiny s valgózním postavením paty.

Chodidlo jako výstupní segment dolní končetiny je cenným zdrojem informací. Na výstupy z dynamické plantografie bychom se proto neměli dívat jako na informace týkající se pouze nohy, ale jako na údaje, které se vztahují k celému tělu. Bez současné analýzy vyšších etází (například v rámci kinematické analýzy) však může být výpovědní hodnota výsledků dynamické plantografie výrazně omezená.

Tato práce poukazuje na nezbytnost komplexního řešení problému, nejen z hlediska polohy a zatížení jednotlivých segmentů lidského těla a vztahů mezi nimi. Neméně důležité je také hodnocení změn, ke kterým dochází v průběhu vývoje jedince. Bylo by proto zajímavé (z hlediska hlubšího pochopení problematiky nezbytné) provést v horizontu minimálně 5 let obdobná měření u stejného souboru dětí. Výhledově se tento postup jeví jako nevyhnutelný.

8 SOUHRN

Klinický obraz plochonoží se projevuje při vertikálním zatížení nohy jako valgózní postavení paty s částečným vymizením konkavity mediálního klenutí nohy. Jde o jednu z nejčastějších diagnóz dětského věku. V této práci jsme porovnávali skupiny s oboustranným valgózním a nevalgózním postavením paty, a také končetiny s jednostranným valgózním a nevalgózním postavením paty. Toto porovnání jsme využili při zatížení nohy během chůze, určení polohy osy nohy na základě jejího zatížení a při určení vlivu a závislostí valgózního postavení paty na polohu kyčelního kloubu a pánve. Výzkumný soubor tvořilo 44 dětí ze dvou mateřských a jedné základní školy ve Frýdku-Místku a pacienti Ortopedické protetiky Frýdek-Místek. Děti byly rozděleny do tří skupin: experimentální skupinu (oboustranné valgózní postavení paty) tvořilo 16 dětí (průměrný věk $5,3 \pm 1,3$ roku, výška $112 \pm 12,2$ cm, hmotnost $20,8 \pm 6,6$ kg), kontrolní skupinu (oboustranné nevalgózního postavení paty) 14 dětí (průměrný věk $4,5 \pm 1,2$ roku, výška $105,7 \pm 8$ cm, hmotnost $17,1 \pm 3,4$ kg) a skupinu s jednostrannou valgozitou paty tvořilo 14 dětí (průměrný věk $5,6 \pm 1,6$ roku, výška $117,3 \pm 10,9$ cm, hmotnost $21,6 \pm 3,8$ kg). Pro měření zatížení nohy při chůzi byla použita plantografická plošina Footscan® a pro určení vztahu mezi postavením paty a úhlovým nastavením pánve a kyčelních kloubů během krokového cyklu, byl použit optoelektronický systém Vicon MX. Zjistili jsme významný rozdíl ($p < 0,01$) v zatížení hlavičky 1. metatarzu u skupiny experimentální, v zatížení hlavičky 5. metatarzu u končetiny s valgózním postavením paty ($p < 0,01$), a zvýšené zatížení mediální části paty a hlavičky 1. a 3. metatarzu u končetiny s nevalgózním postavením paty. Další významný rozdíl ($p < 0,01$) byl zjištěn u mediální deviace osy nohy určené na základě jejího zatížení u končetiny s valgózním postavením paty. Konečně byl prokázán také významný vztah ($p < 0,05$) mezi valgózním postavením paty a zevní rotací kyčle u experimentální skupiny a valgózním postavením paty a antevertzí pánve jak u experimentální skupiny, tak u končetiny s valgózním postavením paty ($p < 0,05$). Tato práce poukazuje na nezbytnost komplexního řešení problému, nejen z hlediska polohy a zatížení jednotlivých segmentů lidského těla a vztahů mezi nimi.

9 SUMMARY

Clinical picture of flat foot is expressed during vertical loading of foot as a valgus position of heel with partial disappearance of concavity of medial foot arch. It is one of the most frequent diagnoses in childhood. In this dissertation we have compared groups with bilateral valgus and non – valgus position of heel, furthermore, limbs with unilateral valgus and non – valgus position of heel. This comparison have been used for foot loading during gait, for determination of axis foot position on the basis of its loading; furthermore, for determination of impact and correlation of valgus position of heel on position of hip joint and pelvis. Research group included 44 children from two kindergartens and one primary school in Frýdek-Místek and patients from Orthopaedic prosthetics of Frýdek-Místek. Children have been divided into three groups: experimental group (bilateral valgus position of heel) formed 16 children (average age $5,3\pm 1,3$ year, average high $112\pm 12,2$ cm, average weight $20,8\pm 6,6$ kg), control group (bilateral non – valgus position of heel) 14 children (average age $4,5\pm 1,2$, average high $105,7\pm 8$ cm, average weight $17,1\pm 3,4$ kg) and group with unilateral valgus position of heel was formed by 14 children (average age $5,6\pm 1,6$, average height $117,3\pm 10,9$ cm, average weigh $21,6\pm 3,8$ kg). For measurement of foot loading during gait was used plantographic plate Footscan®. For determination of relation between position of heel and angular positioning of pelvis and hip joints during gait was used optoelectronic system Vicon MX. We have discovered significant difference ($p < 0,01$) in loading of caput of first metatarsal for experimental group, in loading of fifth metatarsal caput of limb with valgus position of heel ($p < 0,01$) and increasing loading of medial heel part and caput of first and third metatarsals for limb with non – valgus position of heel. Moreover, it has been proved significant difference ($p < 0,01$) in medial deviation of the foot axis determined its loading for limb with valgus position of heel. Finally, it has been proved significant correlation ($p < 0,05$) between valgus position of heel and external rotation of hip joint in experimental group and valgus position of heel and pelvic anteversion both for experimental group and for limb with valgus position of heel ($p < 0,05$). This dissertation refers to necessity of complex problem solution, not only form aspect of positioning and loading of particular segments of human body and relation of them.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adamec, O. (2005). Plochá noha v dětském věku: Diagnostika a terapie. *Pediatric pro praxi*, 5(4), 194-196.
- Adler, S. S., Beckers, D., & Buck, M. (2008). *PNF in Practise* (3rd ed.). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.
- Bobath, B. (1990). *Hemiplegia: Evaluation and Treatment*. Oxford: Butterworth-Heinemann Ltd.
- Brodtkorb, T. H., Kogler, G. F., & Arndt, A. (2008). The influence of metatarsal support height and longitudinal axis position on plantar foot loading. *Clinical Biomechanic*, 23(5), 640-647. Retrieved 2. 12. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003307002197#>
- Carr, J. H., & Shepherd, R. B. (2000). *Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Cetin, A., Sevil, S., Karaoglu, L., & Yucekaya, B. (2011). Prevalence of flat foot among elementary school students, in rural and urban areas and at suburbs in anatolia. *European Journal od Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 21(5), 327-331. Retrieved 2. 12. 2012 from Web of Science database on the World Wide Web: <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00590-010-0717-2>
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Duval, K., Lam, T. & Sanderson, D. (2010). The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & Posture*, 32(4), 637-640. Retrieved 28. 5. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210002572>
- Dvořák, R. (2005). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12 (1), 12-17.
- Dylevský, I. (2000). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Franz, J. R., Paylo, K. W., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvic kinematics with mode of locomotion. *Gait & Posture*,

- 29(3), 494-498. Retrieved 25. 4. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636208003809>
- Fubry, G. (2010). Clinical practise: static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children. *European Journal of Pediatrics*, 169(5), 529-534. Retrieved 2. 12. 2012 from Academic Search Complete database on the World Wide Web: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&hid=110&sid=cd9d93f7-af48-4f20-b0a0-f9febd7c2e7e%40sessionmgr110>
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Výšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Hallems, A., Clercq, D. D., Van Dongen, S., & Aerts, P. (2006). Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait & Posture*, 23(2), 142-148. Retrieved 29. 5. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620500007X>
- Han, J. T., Koo, H. M., Jung, M. J., Kim, Y. J., & Lee, J. H. (2011). Differences in plantar foot pressure and COP between flat and normal feet during walking. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(4), 683-685. Retrieved 29. 5. 2012 from SPORTDiscus on the World Wide Web: http://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/23/4/23_4_683/_pdf
- Haris, G. F., Smith, P. A., & Marks, R. M. (2008). *Foot and Ankle Motion Analysis*. London: CRC Press.
- Hesar, N. G. Z., et al. (2009). A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for lower leg overuse injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 43, 1057-1061. Retrieved 29. 5. 2012 from SPORTDiscus database on the World Wide Web: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&hid=122&sid=c9d38127-051f-4d4d-a1dc-2c996098ba31%40sessionmgr111>
- Hnízdil, J. (2010). *Mým marodům aneb jak vyrobit pacienta*. Praha: Nakladatelství Lidové noviny.
- Hnízdil, J., Chválová, O., & Šavlík, J. (2005). *Vadné držení těla dětí*. Praha: Triton.
- Hoogvliet, P., van Duyl, W. A., de Bakker, J. V., Mulder, P. G. H., & Stam, H. J. (1997). A model for the relation between the displacement of the ankle and the center of pressure in the frontal plane, during one-leg stance. *Gait & Posture*, 6(1), 39-49. Retrieved 25. 4.

- 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663629601096X>
- Chuter, V. H., & Janse de Jonge, X. A. K. (2012). Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait & Posture*, *36*(1), 7-15. Retrieved 25. 4. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212000409>
- Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints: Volume Two, Lower Limb* (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kapandji, I. A. (2008). *The Physiology of the Joints: Volume Three, The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head* (6th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Khamis, S., & Yizhar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & Posture*, *25*(1), 127-134. Retrieved 25. 4. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206000373>
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Natio, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, *25*(3), 453-462. Retrieved 25. 4. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206001603>
- Ledoux, W. R., & Hillstrom, H. J. (2002). The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait & Posture*, *15*(1), 1-9. Retrieved 8. 12. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001655#>
- Lee, J. H., Sung, I., Y., & Yoo, J. Y. (2009). Clinical or radiologic measurements and 3-D gait analysis in children with pes planus. *Pediatrics International*, *51*(2), 201-205. Retrieved 8. 12. 2012 from Academic Search Complete database on the World Wide Web:
<http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&hid=126&sid=f89e792d-60fc-4a3f-aae2-d7b9bbc32d47%40sessionmgr111>
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *15*(3), 99-104.

- Paoletti, S. (2009). *Fascie*. Olomouc: Poznání.
- Perry, J. (2004). Normal Gait. In D. G. Smith, J. W. Michael, & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles (3rd ed.)* (pp. 367-384) Rosemont, USA: AAOS.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK.
- Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledl, T., Hauser, G., & Sluga, M. (2006). Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*, 118(2), 634-639. Retrieved 28. 5. 2012 from Web of Science database on the World Wide Web: <http://pediatrics.aappublications.org/content/118/2/634.full.pdf+html>
- Sakalauskaitė, R., & Satkunskienė, S. (2012). Inconsistencies of foot type classification. *Sportas*, 3(86), 81-86. Retrieved 2. 12. 2012 from SPORTDiscus database on the World Wide Web: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&hid=112&sid=a5403e25-2bb0-447b-8a8c-8e2c6558f4b9%40sessionmgr112>
- Song, A. Y., Jo, H. J., Sung, P. S., & Kim, Y. H. (2012). Three-dimensional kinematic analysis of pelvic and lower extremity differences during trunk rotation in subjects with and without chronic low back pain. *Physiotherapy*, 98(2), 160-166. Retrieved 28. 5. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031940611000484>
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém VICON MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31.
- Travell, J. G., & Simons D. G. (1983). *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual: Volume 2, Lower Half of Body*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Valmassy, R. L. (1996). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities*. St. Louis, MO: Mosby-Year Book, Inc.
- Vařeka, I. (2003). Dynamický model „tříbodové“ opory nohy. *Pohybový systém*, 10(3+4), 193-198.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94-102.

- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2005). Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(4), 156-166.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2012). Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 19(1), 13-17.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Vojta, V. (2010). *Vojtův princip*. Praha: Grada.
- Vojtová, M., Vacek, J. (2012). Změny hybnosti nohy v dospělosti a ve stáří při srovnání stoje a chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 19(3), 103-111.
- Wang, R., & Gutierrez-Farewik, E. M. (2011). The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus and gastrocnemius during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, 34(1), 29-35. Retrieved 25. 4. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636211000804>
- Whittle, M. M. (1996). *Gait Analysis: an Introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Zafiroopoulos, G., Prasad, K. S. R. K., Kouboura, T., & Danis, G. (2009). Flat foot and femoral anteversion in children – a prospective study. *The Foot*, 19(1), 50-54. Retrieved 29. 5. 2012 from ScienceDirect database on the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0958259208000886>

11 PŘÍLOHY

Příloha 1 Souhlas etické komise



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 20.12.2011 byl projekt výzkumné práce (aplikovaného výzkumu) autora **Mgr. Zdeňka Svobody, PhD.**

s názvem **Biomechanika nohy dětí s valgózním postavení paty při chůzi**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 58/2011
dne: 27.12.2011.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 2 Souhlas a poučení zákonného zástupce dítěte

Univerzita Palackého Olomouc

Fakulta tělesné kultury

Katedra přírodních věd v kinantropologii

Tř. Míru 115

77111 Olomouc

Ve spolupráci s

Ortopedickou protetikou Frýdek-Místek

Dr. Jánského 3238

73801 Frýdek-Místek

SOUHLAS A POUČENÍ ZÁKONNÉHO ZÁSTUPCE DÍTĚTE

Zákonný zástupce dítěte souhlasí s provedením diagnostického vyšetření a měření pro účely biomechanického výzkumu FTK UP v Olomouci ve spolupráci s Ortopedickou protetikou Frýdek-Místek.

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

Ve Frýdku-Místku dne

Podpis zákonného zástupce.....

Příloha 3 Úhlové parametry pohybů v kloubech pletence dolní končetiny při chůzi

	kotník	koleno	kyčel	pánev
Sagitální rovina	A_PF1	K_max1	H_F	P_S_max
	A_DF	K_min1	H_E	P_S_min
	A_PF2	K_max2	HR	PR_S
	AR	K_min2		
		KR		
Frontální rovina	A_F_max	K_F_max	H_F_max	P_F_max
	A_F_min	K_F_min	H_F_min	P_F_min
	AR_F	KR_F	HR_F	PR_F
Transverzální rovina	A_T_max	K_T_max	H_T_max	P_T_max
	A_T_min	K_T_min	H_T_min	P_T_min
	AR_T	KR_T	HR_T	PR_T

Legenda: A_PF1 – první maximum plantární flexe v hlezenním kloubu, A_DF – maximum dorzální flexe, A_PF2 – druhé maximum plantární flexe v hlezenním kloubu, AR – rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině, A_F_max – maximum varozity v hlezenním kloubu, A_F_min – maximum valgozity v hlezenním kloubu, AR_F – rozsah pohybu hlezenního kloubu ve frontální rovině, A_T_max – maximum vnitřní rotace v hlezenním kloubu, A_T_min. – maximum zevní rotace v hlezenním kloubu, AR_T – rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině, K_max1 – první maximum flexe v kolenním kloubu, K_min1 – první maximum extenze v kolenním kloubu, K_max2 – druhé maximum flexe v kolenním kloubu, K_min2 – druhé maximum extenze v kolenním kloubu, KR_S – rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině, K_F_max – maximum varozity v kolenním kloubu, K_F_min. – maximum valgozity v kolenním kloubu, KR_F – rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině, K_T_max – maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu, K_T_min. – maximum zevní rotace v kolenním kloubu, KR_T – rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině, H_F – maximum flexe v kyčelním kloubu, H_E – maximum extenze v kyčelním kloubu, HR – rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, H_F_max – maximum addukce v kyčelním kloubu, H_F_min – maximum abdukce v kyčelním kloubu, HR_F – rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině, H_T_max – maximum zevní rotace kyčelního kloubu, H_T_min. – maximum vnitřní rotace kyčelního kloubu, HR_T – rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině, P_S_max – maximum antevertze pánve, P_S_min. – maximum retrovertze pánve, PR_S – rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, P_F_max – maximum elevace pánve, P_F_min – maximum deprese pánve, PR_F – rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, P_T_max – maximum vnitřní rotace pánve, P_T_min – maximum zevní rotace pánve, PR_T – rozsah pohybu pánve v transverzální rovině.