

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**STATICKÁ VALGOZITA PATY A JEJÍ VLIV NA ZATÍŽENÍ A POHYB
DOLNÍ KONČETINY PŘI CHŮZI U DĚTÍ VE VĚKU 3 AŽ 8 LET**

Disertační práce

Autor: Ing. et Bc. Lucie Honzíková

Pracoviště: Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Ing. et Bc. Lucie Honzíková
Název disertační práce: Statická valgozita paty a její vliv na zatížení a pohyb dolní končetiny při chůzi u dětí ve věku 3 až 8 let
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Školitel: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
Rok obhajoby: 2017

Abstrakt:

Hlavním cílem práce bylo určit vztah mezi valgozitou paty a vybranými dynamickými a kinematickými parametry chůze u dětí ve věku 3 až 8 let. Studie se zúčastnilo 44 dětí, které jsme rozdělili do tří skupin (oboustranně valgózní, jednostranně valgózní a kontrolní). Zatížení nohy na kontaktu s podložkou jsme hodnotili dynamickou plantografií (Footscan®). Pohyb dolní končetiny a pánve jsme sledovali 3D kinematickou analýzou (Vicon MX). U skupin dětí s valgozitou paty jsme prokázali odlišný způsob zatížení nohy i pohyb jednotlivých segmentů dolní končetiny při chůzi. V porovnání s kontrolní skupinou jsme u dětí s valgozitou paty zjistili významně nižší variabilitu relativní doby kontaktu v oblasti hlavičky 1. a 5. metatarzu, nižší rozsah pohybu v oblasti zadonoží v sagitální rovině, nižší rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální i frontální rovině a vyšší antevertzi pánve. Výsledky dále poukázaly na asymetrické zatížení a pohyb dolních končetin u skupiny dětí s jednostrannou valgozitou paty. Po 2,5 roce došlo u sledovaných dětí ke snížení počtu varózního předonoží, k významnému snížení tlakového zatížení mediální části předonoží a k laterálnímu posunu trajektorie CoP. Získali jsme nové poznatky nejen o způsobu zatížení a pohybu segmentů dolní končetiny s valgozitou paty při chůzi u dětí, ale také o možných změnách postavení segmentů nohy a jejich zatížení během růstu dítěte.

Klíčová slova:

dětská noha, chůze, valgozita paty, dynamická plantografie, 3D kinematická analýza

Disertační práce byla zpracována za podpory vnitřního grantu Univerzity Palackého IGA FTK_2012_008 „Biomechanika nohy dětí s valgózním postavením paty při chůzi“.

Souhlasím s půjčováním disertační práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Ing. et Bc. Lucie Honzíkóv
Title of the doctoral thesis: The static heel valgus and its influence on loading and movement of the lower limb during the gait in children aged 3 to 8 years
Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology
Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
The year of presentation: 2017

Abstract:

The main aim of this doctoral thesis was to determine the relationship between heel valgus and some dynamic and kinematics parameters of the gait in children aged 3 to 8 years. The research included 44 children which were divided into three groups (bilateral and unilateral heel valgus and control). We evaluated foot loading during the stance phase of the gait cycle by dynamic plantography (Footscan®). The movement of individual segments of the lower limb and pelvis we observed by 3D kinematic analysis (Vicon MX). In comparison to control group, in children with heel valgus we found significantly lower variability relative time of contact in the area of the heads of the 1st and 5th metatarsals, lower range of rearfoot motion in the sagittal plane, lower range of knee joint motion in both sagittal and frontal plane and higher anteversion of the pelvis. In group of children with unilateral heel valgus, the results pointed to asymmetric foot loading and lower limbs movement. 2.5 years later we discovered lower number of the forefoot varus, significantly lower loading on the medial part of the forefoot and lateral shift of the CoP trajectory in children. We have obtained new knowledge not only about the foot loading and the movement of individual segments of the lower limb in children with heel valgus during the gait, but also about possible changes in foot segments position and their loading during the growth of the child.

Keywords:

children's foot, gait, heel valgus, dynamic plantography, 3D kinematic analysis

This doctoral thesis was prepared with the support of the internal grant of Palacky University FTK_2012_008 "Biomechanics of children's foot with heel valgus during gait".

I agree with lending of this thesis paper within the library service.

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracovala samostatně pod odborným vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 28. dubna 2017

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za trpělivost, podporu, vstřícnost a cenné rady nejen při vedení disertační práce, ale v průběhu celého postgraduálního studia. Děkuji Ing. Jiřímu Rosickému, CSc. za podporu a možnost realizace měření na Ortopedické protetice ve Frýdku-Místku. Za pomoc v průběhu měření, se zpracováním a statistickým vyhodnocením dat děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi, Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D., Mgr. Elišce Kuboňové a Tabatě Vidal. Také rodičům dětí a všem zúčastněným dětem děkuji za spolupráci a ochotu podstoupit měření. Děkuji svým kolegům v práci, kteří měli se mnou trpělivost a zastupovali mě v průběhu mé absence. Na závěr děkuji mým nejbližším, kteří měli po celou dobu studia trpělivost a pochopení.

OBSAH

1	Úvod	10
2	Přehled poznatků	11
2.1	Noha – její funkce a stavba	11
2.1.1	Funkce nohy	11
2.1.2	Stavba nohy a význam jednotlivých částí.....	11
2.2	Vývoj dolní končetiny po narození.....	22
2.2.1	Vývoj nohy.....	22
2.2.2	Vývoj kolenního a kyčelního kloubu.....	24
2.3	Valgózní postavení paty u dětí	26
2.3.1	Etiologie.....	26
2.3.2	Biomechanická interpretace valgozity paty při zatížení	28
2.3.3	Možné důsledky pes planovalgus.....	30
2.3.4	Možnosti řešení valgózního postavení paty	31
2.4	Vývoj chůze u dětí	32
2.4.1	Chůze batolete	32
2.4.2	Chůze dětí ve věku 3 až 8 let	33
2.5	Biomechanická analýza chůze.....	34
2.5.1	Fáze krokového cyklu.....	34
2.5.2	Dynamická analýza.....	35
2.5.3	3D kinematická analýza.....	37
2.5.4	Reliabilita a validita.....	39
3	Cíle práce	42
3.1	Hlavní cíl.....	42
3.2	Dílčí cíle	42
3.3	Vědecké otázky.....	42
4	Metodika	43
4.1	Studie I	43
4.1.1	Výzkumný soubor	43
4.1.2	Měřicí procedury	44
4.1.3	Průběh měření	44
4.1.4	Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry.....	48
4.1.5	Statistické zpracování dat	54

4.2 Studie II.....	56
4.2.1 Výzkumný soubor	56
4.2.2 Měřicí procedury	56
4.2.3 Průběh měření	56
4.2.4 Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry.....	57
4.2.5 Statistické zpracování dat	57
5 Výsledky	59
5.1 Vědecká otázka 1	59
5.2 Vědecká otázka 2	60
5.3 Vědecká otázka 3	67
5.4 Vědecká otázka 4.....	76
5.5 Vědecká otázka 5.....	77
6 Diskuse.....	81
6.1 Funkční typ nohy, statická valgozita paty a úhel odvíjení nohy	81
6.2 Dynamické parametry chůze u skupin dětí s valgozitou paty	82
6.3 Kinematické parametry pánve a segmentů dolní končetiny.....	85
6.4 Změna postavení segmentů nohy za dobu 2,5 roku.....	88
6.5 Změny dynamických parametrů za dobu 2,5 roku	89
6.6 Limity práce.....	91
7 Závěr	92
7.1 Přínos pro praxi.....	93
8 Souhrn	95
9 Summary	97
10 Referenční seznam.....	99
11 Přílohy	107

Seznam použitých zkratek a symbolů

2D	dvoudimenzionální (rovinný)
3D	trojdimenzionální (prostorový)
α	hladina statistické významnosti
ABD	abdukce
ADD	addukce
CMC	mnohonásobný korelační koeficient
CoP	působíště reakční síly podložky
CT	počítačová tomografie
CV	variační koeficient
d	Cohenovo d (věcná významnost)
DF	dorzální flexe
DT	drsnatina tibie
EV	everze
FP	flexe palce
HF	hlavička fibuly
HL	laterální část paty
HLX	distální článek palce
HM	mediální část paty
ICC	vnitrotřídní korelační koeficient
IN	inverze
K	střed zadního okraje kalkanea
kk	kalkaneokuboidní
LAT	laterální
LEP	laterální epikondyl femuru
lig.	ligamentum
LM	laterální malleolus
LK	laterální okraj kalkanea
M	aritmetický průměr
m.	musculus
M1	hlavička 1. metatarzu
M2	hlavička 2. metatarzu
M3	hlavička 3. metatarzu

M4	hlavička 4. metatarzu
M5	hlavička 5. metatarzu
MED	mediální
MEP	mediální epikondyl femuru
MK	mediální okraj kalkanea
MM	mediální malleolus
<i>N</i>	celkový počet
<i>p</i>	statistická významnost
PF	plantární flexe
PO	podélná osa Chopartova kloubu
<i>R</i>	korelační koeficient
RTG	rentgenový
SD	směrodatná odchylka
SP	supinace předonoží
SR	subtalární rotace
ŠO	šikmá osa Chopartova kloubu
T1	palec
T2	2. prst
T5	5. prst
tn	talonavikulární
TN	torze nohy
TTF	tibio-talární flexe

1 Úvod

Lidská noha je důležitou součástí pohybového aparátu. Vytváří kontakt těla s podložkou a v průběhu tohoto kontaktu informuje řídicí centrum o pozici těla a o vlastnostech terénu.

Morfologie lidské nohy vznikala dlouhodobým fylogenetickým vývojem člověka. Zásadní vliv na tvar a funkci nohy mělo období postupného vzpřimování člověka a přechod z kvadrupedální na bipedální lokomoci (D'Août & Aerts, 2008). V průběhu ontogeneze může být tvar nohy, stejně tak i její stavba, ovlivněn dvěma hlavními faktory, kterými jsou působení svalové síly a zevních sil při opakovaném zatížení během stojné fáze krokového cyklu. Velikost účinku těchto sil je modifikována způsobem obouvání (tvar obuvi, její velikost, materiál apod.) a úrovni zátěže daného jedince (Dungl et al., 2005). Fyziologicky vyvinutá struktura nohy umožňující plnou funkci a rozsah pohybu je zásadní pro plnohodnotný život každého člověka. Vývin struktur nohy současně podmiňuje vývoj proximálnějších částí dolní končetiny a naopak.

Pediatři a ortopedi se ve své praxi běžně setkávají se zvýšenou valgozitou patní kosti, která je, ve spojení s oploštěním mediální podélné klenby, často spojována s plochou nohou (Adamec, 2005). Valgozita paty je součástí kompenzace strukturální nebo funkční poruchy proximálních popř. distálních částí dolní končetiny (Vařeka & Vařeková, 2009). Z hlediska kineziologického, biomechanického i klinického se problematika valgózní paty považuje za významnou. Přehlížení této problematiky u dětí může vést k mechanickým i morfologickým změnám, které jsou v pozdějším věku zdrojem vážnějších zdravotních potíží nebo omezení. Proto se jako aktuální jeví fáze vývoje nohy u dětí předškolního a mladšího školního věku, kdy dochází k dynamickému vývoji pohybového aparátu.

V současné klinické praxi se stav nohou často hodnotí subjektivně pouze při statickém zatížení. Subjektivní hodnocení nelze zpravidla využít k porovnání nebo posouzení výsledků dalšího vyšetření. Proto je důležité pokusit se využít takové metody, které umožní vyhodnotit a kvantifikovat zatížení nohy během stojné fáze chůze a pohyb vybraných segmentů těla v průběhu cyklu chůze. Získání reliabilních dat, která umožní porozumět biomechanice dětské nohy s valgózním postavením paty při chůzi, může pomoci nasměrovat péči o nohu tak, aby zohledňovala jak správný vývoj dětské nohy, tak i ostatních segmentů dolní končetiny.

2 Přehled poznatků

2.1 Noha – její funkce a stavba

2.1.1 Funkce nohy

Funkce nohy se dělí podle způsobu zatížení na statickou a dynamickou. V obou případech noha poskytuje (Dungl et al., 2005; Eils et al., 2004):

- vnímání terénu (přizpůsobivost nerovnostem povrchu),
- práci se zatížením (tlumení a přenos zátěže),
- stabilitu při odvalu (udržení rovnováhy).

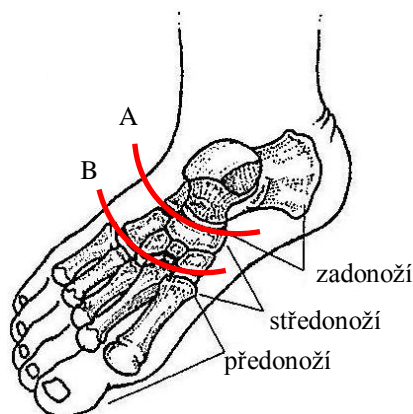
Předpokladem pro zajištění správné funkce nohy, ale i dalších segmentů dolní končetiny a pánve při chůzi, je přítomnost odpovídajících anatomických a biomechanických parametrů (Pratt, 1995; Pratt & Sanner, 1996).

2.1.2 Stavba nohy a význam jednotlivých částí

Funkční stavba nohy je přizpůsobena pro bipedální lokomoci. Pro přehlednější popis se noha často dělí na 3 oddíly:

- zadonoží,
- středonoží,
- předonoží.

Klíčovou roli v tomto dělení nohy hraje Chopartův kloub (articulatio tarsi transversa, Obrázek 1A) a tarzometatarzální skloubení (articulationes tarsometatarsales, součást komplexu Lisfrankova kloubu, Obrázek 1B). Chopartův kloub odděluje zadonoží od středonoží a tarzometatarzální skloubení středonoží od předonoží (Wernick & Volpe, 1996).

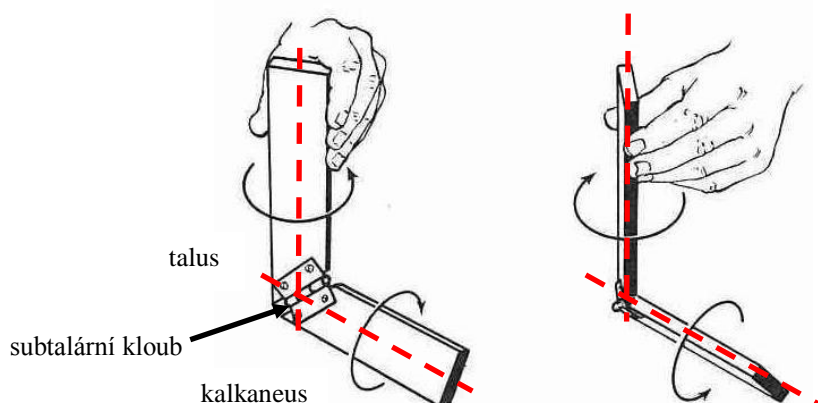


Obrázek 1. Rozdělení nohy na tři základní oddíly pomocí Chopartova (A) a tarzometatarzálního skloubení (B) (převzato a upraveno z Michaud, 1997)

Zadonoží

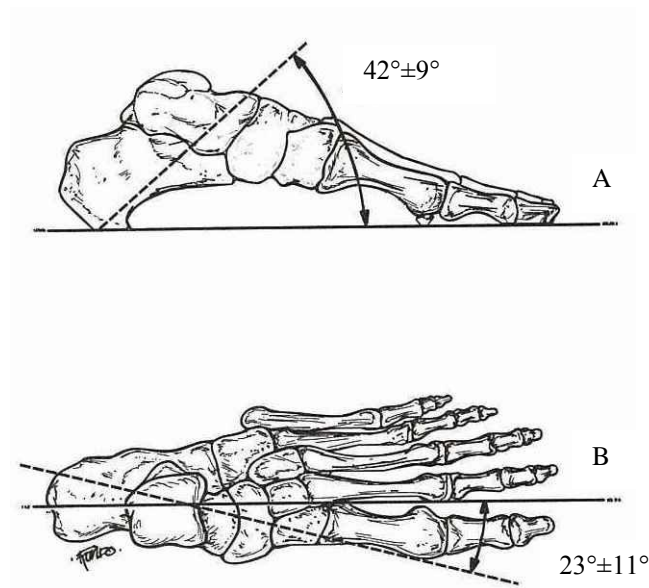
Zadonoží se skládá z kostí talus a kalkaneus (calcaneus) vytvářející subtalární kloub (articulatio talocalcanea, neboli articulatio subtalaris), který tvoří zadní oddíl dolního zánártního kloubu. Jde o skloubení tří facet na spodním povrchu talu a tří facet na horním povrchu kalkanea. Zadní faceta obou kostí je nejširší. Obecně platí, že talus je velmi vratkým článkem skeletu nohy, proto jeho pozice musí být stabilizována rozsáhlým systémem vazivových struktur (Dylevský, 2009). Vazy subtalárního kloubu jsou považovány za krátké a silné struktury, které dobře odolávají větší zátěži (Brown & Yavorsky, 1987; Wernick & Volpe, 1996).

Subtalární kloub je jednoosý kloub. Lze jej přirovnat k jednoduchému pantu, který spojuje dvě ramena nacházející se ve dvou na sebe kolmých rovinách. Mechanismus pohybu v subtalárním kloubu při uzavřeném kinematickém řetězci, kde rotace jednoho ramene kolem své dlouhé osy vyvolá rotaci druhého ramene kolem své dlouhé osy, je znázorněn na Obrázku 2 (Wernick & Volpe, 1996).



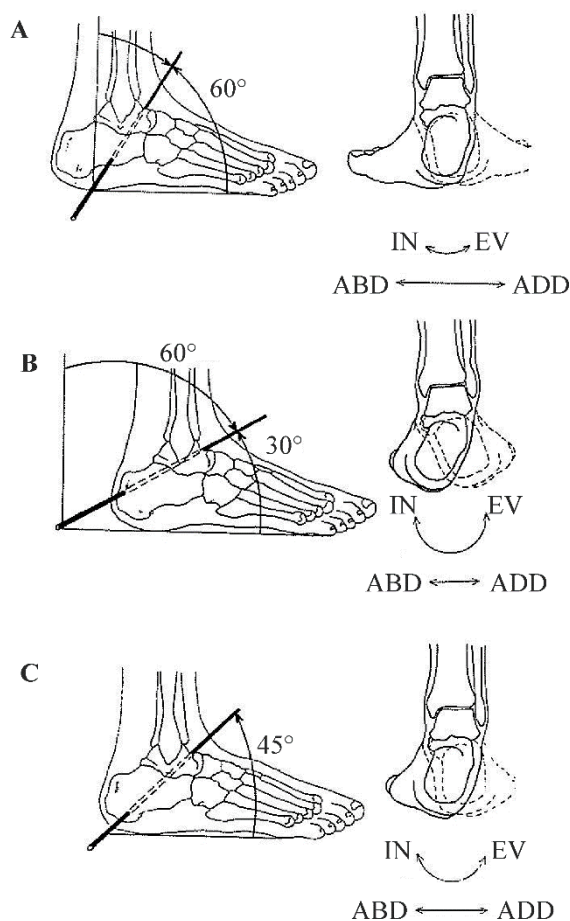
Obrázek 2. Znárodnění kloubního spojení talu a kalkanea (převzato a upraveno z Wernick & Volpe, 1996)

Pohyb v subtalárním kloubu se odehrává kolem osy, jejíž průmět do roviny sagitální svírá s transverzální rovinou 42° (Obrázek 3A), průmět do transverzální roviny svírá s dlouhou osou nohy úhel 23° (Obrázek 3B) (Michaud, 1997; Wernick & Volpe, 1996).



Obrázek 3. Osa subtalárního kloubu s průmětem do sagitální (A) a transverzální (B) roviny (převzato a upraveno z Wernick & Volpe, 1996)

Pozice osy umožňuje pohyb ve třech anatomických rovinách, ve frontální a transverzální rovině jsou pohyby výraznější. Ve frontální rovině se jedná o everzi/inverzi, v transverzální rovině o abdukci/addukci. V sagitální rovině probíhají plantární/dorzální flexe, které jsou podstatně menší než v hlezenním kloubu, se kterým tvoří subtalární kloub funkční jednotku se vzájemnou funkční kompenzací (Dylevský, 2009; Michaud, 1996; Wernick & Volpe, 1996). Poloha osy se může lišit v závislosti na typu nohy (Vařeka & Vařeková, 2009). Tyto rozdíly ovlivňují rozsah pohybu v subtalárním kloubu (Obrázek 4).



Obrázek 4. Různé pozice osy subtalárního kloubu pravé nohy a její vliv na rozsah pohybu – (A) je-li osa více vertikálně, v subtalárním kloubu je menší rozsah inverze/everze, ale větší abdukce/addukce; (B) je-li osa více horizontálně, v subtalárním kloubu je větší inverze/everze, ale menší abdukce/addukce; (C) svírá-li osa s horizontální rovinou úhel 45°, je rozsah pohybu v transverzální a frontální rovině téměř stejně velký (převzato a upraveno z Wernick & Volpe, 1996)

Vysvětlivky: IN – inverze; EV – everze; ABD – abdukce; ADD – addukce.

Subtalární kloub umožňuje noze měnit se během chůze z flexibilní struktury přizpůsobující se nerovnostem terénu na rigidní páku při přenosu sil (Khamis & Yizhar, 2007; Perry, 1992).

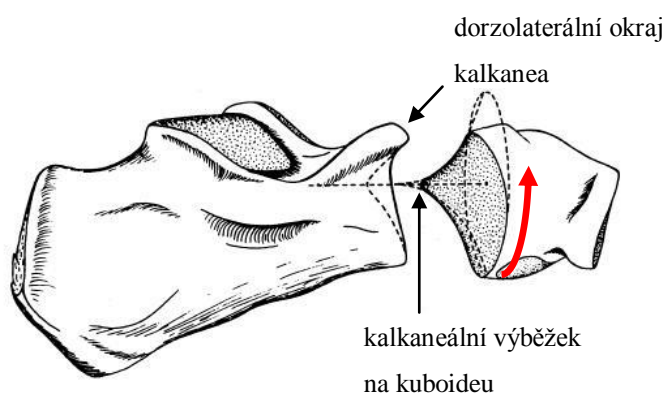
V otevřeném kinematickém řetězci se kalkaneus a noha pohybují kolem stabilního talu. Při supinaci v subtalárním kloubu jdou kalkaneus a noha do plantární flexe (dále PF), addukce a inverze. Při pronaci naopak do dorzální flexe (dále DF), abdukce a everze (Brown & Yavorsky, 1987; Wernick & Volpe, 1996).

V uzavřeném kinematickém řetězci se supinace v subtalárním kloubu skládá z inverze kalkanea, abdukce a DF talu. Složkami pronace jsou everze kalkanea, addukce a PF talu (Wernick & Volpe, 1996).

Středonoží

Středonoží je tvořeno souborem pěti zánártních kostí (os naviculare, os cuboideum, os cuneiforme laterale, intermedium a mediale). Proximálně jej ohraničuje Chopartův kloub a distálně tarzometatarzální skloubení.

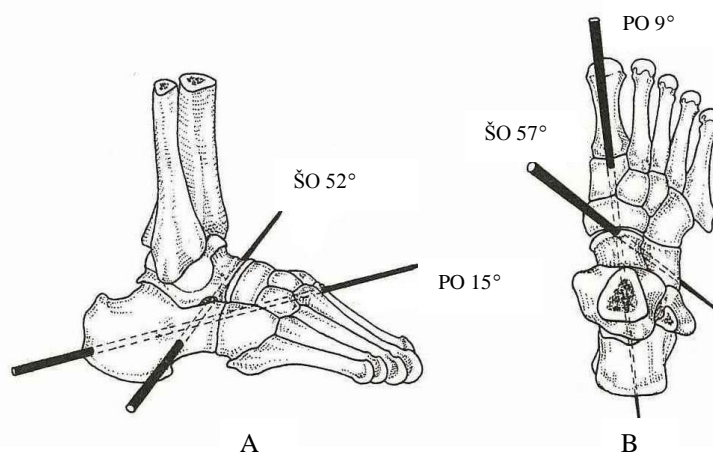
Chopartův kloub tvoří převážnou část předního oddílu dolního zánártního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009). Skládá se ze dvou anatomicky oddělených kloubních spojení, talonavikulární (articulatio talonavicularis) a kalkaneokuboidní (articulatio calcaneocuboidea), která společně vytvářejí transverzotarzální linii a pracují jako jedna jednotka. Zastupuje funkční spojení mezi zadonožím a středonožím (Wernick & Volpe, 1996). Krátké a dlouhé vazy (lig. plantare longum a brevis, lig. calcaneonaviculare plantare a lig. bifurcate) spolu s tvarem kloubních ploch kalkaneokuboidního kloubu a synergickou činností m. (musculus) tibialis posterior, m. peroneus brevis a m. peroneus longus, vytvářející mechanismus tzv. kostního uzamčení, který zajišťuje limitaci pohybů předonoží vůči zadonoží (Bojsen-Møller, 1979). Ke kostnímu uzamčení dochází při pronaci kuboidea vůči kalkaneu, kdy kontrakcí m. peroneus longus dojde ke stočení kuboidea (os cuboideum) směrem nahoru a pohyb je zastaven dorzolaterálním okrajem kalkanea přesahujícím nad kuboideem (Obrázek 5).



Obrázek 5. Pravostranný kalkaneokuboidní kloub, pohled z laterální strany, červená šipka naznačuje pronační pohyb kuboidea vůči kalkaneu (převzato a upraveno z Bojsen-Møller, 1979)

Kostní uzamčení předonoží vůči zadonoží v kalkaneokuboidním kloubu je nezbytným předpokladem pro fyziologickou chůzi s minimálním svalovým napětím a optimálním přenosem sil přes uzamčený laterální sloupec. Je-li vertikální osa paty kolmá k podložce nebo plocha předonoží je rovnoběžná s plochou zadonoží, dochází k uzamčení nohy, které stabilizuje předonoží vůči zadonoží (Michaud, 1997).

Chopartův kloub má dvě odlišné osy pohybu (Obrázek 6) (Wernick & Volpe, 1996).



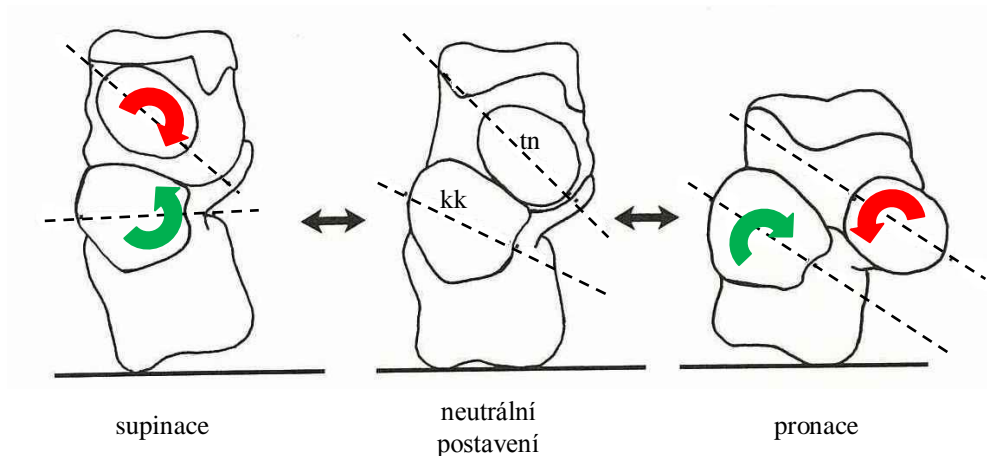
Obrázek 6. Osy pohybu Chopartova kloubu, podélná osa (PO), šikmá osa (ŠO), a jejich úhlové odchylky od transverzální (A) a sagitální (B) roviny (převzato a upraveno z Wernick & Volpe, 1996)

Průměrná odchylka podélné osy od transverzální roviny je 15° a od sagitální roviny 9°. Pohyb kolem této osy proto probíhá zejména ve frontální rovině (IN/EV), což je významné pro chůzi po nerovném povrchu.

Průměrná odchylka šikmé osy od transverzální roviny je 52° a od sagitální roviny 57°. Pohyby kolem této osy se vyskytují převážně v transverzální a sagitální rovině, jedná se o DF spojenou s ABD a PF spojenou s ADD. Díky tomu získala tato osa název „sekundární hlezenní kloub“, protože omezení pohybu v hlezenním kloubu (articulatio talocruralis) je často kompenzováno právě šikmou osou Chopartova kloubu. Stejně jako v případě subtalárního kloubu zvýšená odchylka šikmé osy od transverzální roviny má za následek větší ABD a ADD. Zvýšená odchylka šikmé osy od sagitální roviny má za následek větší DF a PF (Michaud, 1997).

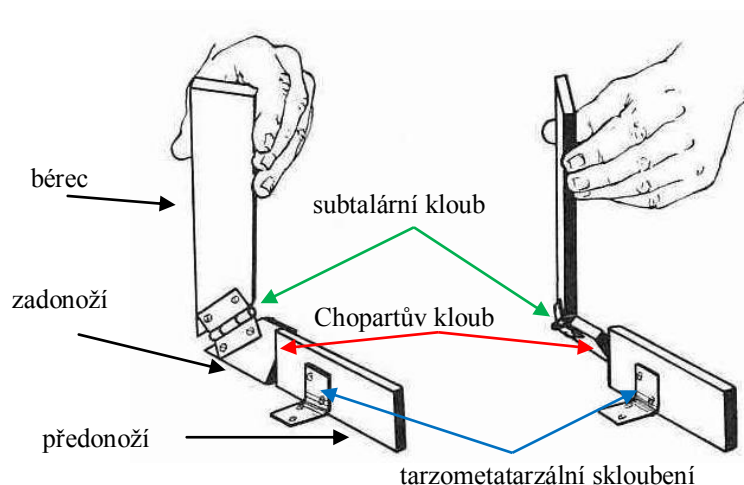
Rozsah pohybu v Chopartově kloubu je ovlivněn postavením v subtalárním kloubu (Obrázek 7). Při pronaci v subtalárním kloubu jsou osy kloubních ploch talonavikulárního a kalkaneokuboidního kloubu více paralelní oproti neutrálnímu

postavení v subtalárním kloubu a zvyšuje se tak rozsah pohybu segmentů nohy. Při supinaci v subtalárním kloubu svírají osy talonavikulárního a kalkaneokuboidního kloubu větší úhel oproti neutrálnímu postavení v subtalárním kloubu, což snižuje rozsah pohybu segmentů nohy (Wernick & Volpe, 1996).



Obrázek 7. Přední pohled na talus a kalkaneus a jejich vzájemný pohyb při pronaci a supinaci. Červená šipka naznačuje pohyb talu, zelená pohyb kalkanea, tn – podélná osa talonavikulárního kloubu; kk – šikmá osa kalkaneokuboidního kloubu (převzato a upraveno z Michaud, 1997)

Funkční vztah mezi Chopartovým kloubem a subtalárním kloubem je znázorněn na Obrázku 8. Díky součinnosti subtalárního kloubu a Chopartova kloubu je možná rotace bérce i zadonoží, aniž by došlo k „odtržení“ předonoží od podložky (Wernick & Volpe, 1996).



Obrázek 8. Znázornění vztahu mezi bérce, zadonožím a předonožím při omezení pohybu v tarsometatarzálním skloubení (převzato z Wernick & Volpe, 1996)

Tarzometatarzální skloubení (složený plochý kloub) je tvořené třemi zánártně-nártními kloubními jednotkami. Jedná se o klouby mezi (Dylevský, 2009):

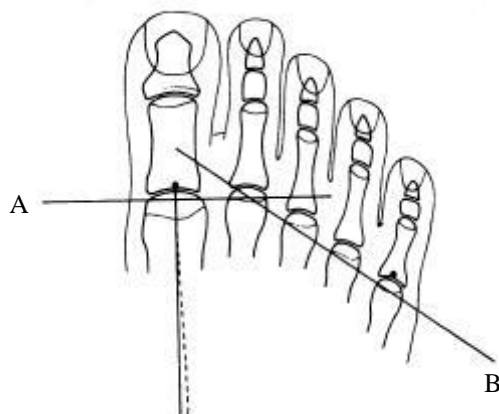
1. mediální klínovitou kostí (os cuneiforme mediale) a bazí 1. metatarzu (basis metatarsale I),
2. střední a laterální klínovitou kostí (os cuneiforme intermedium a laterale) a bázemi 2. a 3. metatarzu (basis metatarsale II a III)
3. kuboideem a bázemi 4. a 5. metatarzu (basis metatarsale IV a V).

Klouby jsou zesíleny dorzálními, plantárními a mezikostními vazy zajišťujícími poměrně velkou kloubní stabilitu. Díky vzájemnému propojení bází čtyř vnějších metatarzů jde v této oblasti pouze o drobné vzájemné posuny. Výjimku tvoří 1. tarzometatarzální kloub, v němž je možná PF, DF i rotace (Dylevský, 2009).

Předonoží

Předonoží se skládá ze souboru pěti metatarzů (ossa metatarsi I až V) a čtrnácti kostí prstů (ossa digitorum) tvořící metatarzofalangeální a interfalangeální klouby.

Základním pohybem v metatarzofalangeálních kloubech je PF/DF s malým rozsahem. V 1. metatarzofalangeálním kloubu je navíc možná i rotace. Bojsen-Møller (1979) definoval 2 osy otáčení v metatarzofalangeální linii, příčnou, procházející hlavičkou 1. a 2. metatarzu, a šikmou, definovanou spojnicí hlaviček 2. až 5. metatarzu (Obrázek 9).



Obrázek 9. Příčná (A) a šikmá (B) osa pohybu v metatarzofalangeální linii (převzato z Bojsen-Møller, 1979)

Obě osy mají významnou roli při odvalu chodidla. Nejdříve dochází k odvíjení přes šikmou osu. Aktivací m. peroneus longus dochází ke kostnímu uzamčení laterálního

sloupce. Zátěž se přesouvá mediálně. Dorzální flexí v 1. metatarzofalangeálním kloubu a supinací kalkanea dochází k aktivaci tzv. kladkového mechanismu plantární aponeurózy. Tím je zajištěna rigidní páka nohy a odraz je proveden přes příčnou osu. Tato páka umožní vyvinout větší moment síly (Michaud, 1997, Vařeka & Vařeková, 2009).

Nožní klenba

Hlavní funkcí nožní klenby je chránit měkké tkáně plosky nohy a umožnit pružný nášlap.

Z hlediska statiky je klenba útvar, který přenáší zatížení na pilíře. Ve vrcholu klenby se nachází klenák stabilizující celou konstrukci. Klenba nohy má tři opěrné pilíře (hlavičky 1. a 5. metatarzu a dorzální hrbol patní kosti), do kterých se sbíhají tři hlavní oblouky ohraničující celou nožní klenbu. Jedná se o příčné a podélné klenutí nohy (Dylevský, 2009).

Příčné klenutí je tvořeno několika oblouky, které mají různý tvar a stavbu podle místa řezu. Pro přehlednost se rozlišují tři základní oblouky: přední, střední a zadní. Přední oblouk se klene mezi hlavičkami 1. metatarzu, který je v kontaktu s podložkou sezamskými kůstkami, a 5. metatarzu, který se podložky dotýká svou hlavičkou. Oblouk je relativně plochý a je vyplněn měkkými tkáněmi spočívajícími na podložce. Střední oblouk je nejvíce zřetelný. Skládá se z kostí klínovitých a kuboidea. Klenákem je střední klínovitá kost a spolu s 2. metatarzem tvoří dlouhou osu nohy. Zadní oblouk se nachází v úrovni kosti navikulární a kuboidea. Příčnou klenbu tahem nadzvedává tzv. šlašitý třmen tvořený m. tibialis anterior a m. peroneus longus (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

Podélné klenutí se skládá z pěti oblouků, jejichž základem jsou paprsky jednotlivých metatarzů (Vařeka & Vařeková, 2009). Tyto oblouky tvoří základ pro mediální (tzv. dynamický) a laterální (tzv. statický) sloupec nohy. Jsou významné při stoji a lokomoci (Dungl et al., 2005; Michaud, 1997).

Mediální sloupec zahrnuje články 1. až 3. prstu, 1. až 3. metatarz, klínovité kosti, kost navikulární a talus. Laterální sloupec je složen z článků 4. a 5. prstu, 4. a 5. metatarzu, kuboidea a kalkanea (Dylevský, 2009).

Hlavní mediální oblouk podélné klenby se klene mezi hlavičkou 1. metatarzu a hrbolem patní kosti. Je nejvyšší, nejdelší a současně je vystaven největšímu zatížení při stoji i během lokomoce. Oblouk je tvořen pěti kostmi (Vařeka & Vařeková, 2009):

- 1. metatarz,
- vnitřní kost klínovitá,
- kost navikulární, sloužící jako klenák,
- talus, který přenáší síly z vyšších etáží na klenbu.

Hlavní laterální oblouk se rozpíná mezi hlavičkou 5. metatarzu a hrbolem patní kosti. Tvoří jej tři kosti (Vařeka & Vařeková, 2009):

- 5. metatarz,
- kuboideum,
- kalkaneus, který svými výběžky vytváří zadní opěrný bod.

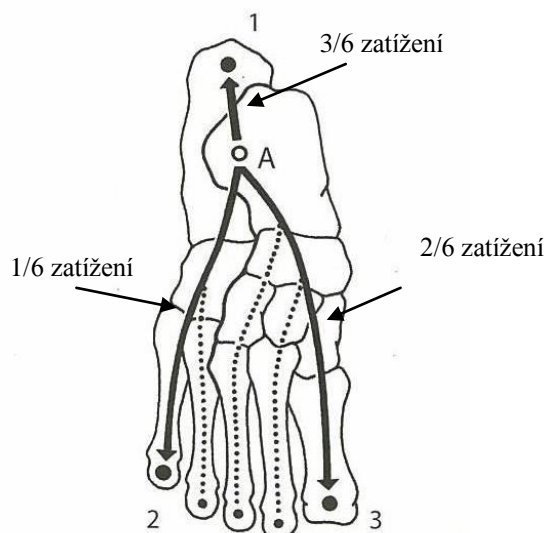
Laterální oblouk je vyplněn měkkými tkáněmi, které jsou za fyziologických podmínek v kontaktu s podložkou.

Udržení integrity a pružnosti příčné a podélné klenby je pro stoj i lokomoci velmi důležité a závisí na čtyřech faktorech (Dylevský, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009):

- tvar a architektura jednotlivých kostí nohy,
- vazivový systém nohy, zvládající silné statické zatížení,
- svaly, které představují dynamickou rezervu uplatňující se při zvýšené zátěži,
- propriocepce.

Zatížení nožní klenby je rozloženo do tří směrů k hlavním opěrným plochám nohy (Obrázek 10) (Dylevský, 2009; Kapandji, 1987):

1. dozadu přes tělo talu a subtalární kloub na kalkaneus, 3/6 zatížení,
2. anterolaterálně přes hlavici talu a sustentakulum tali k hlavičce 5. metatarzu, 1/6 zatížení,
3. anteromediálně přes krček talu k hlavičce 1. metatarzu, 2/6 zatížení.



Obrázek 10. Hlavní (plná čára) i vedlejší (tečkovaná linie) oblouky vytvářející dva základní funkční sloupce nohy (mediální a laterální) a způsob zatížení nožní klenby. A – oblast trochlea tali, hlavní směr zatížení, 1 až 3 – trojbodový přenos zatížení (převzato z Dylevský, 2009)

Vzhledem k tomu, že patní kost tvoří kratší zadní rameno podélné klenby, je zde vyvíjen větší podíl zatížení, než je v mediálním a laterálním oblouku podélné klenby. Proto se na rozložení tlaku při stoji a počátečním kontaktu paty s podložkou při chůzi podílí nejen architektura patní kosti, ale i podkožní vazivově-tuková tkáň (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2 Vývoj dolní končetiny po narození

2.2.1 Vývoj nohy

Noha kojence

Po narození je skelet nohy chrupavčitý s osifikačními centry kalkanea, talu, kuboidea, metatarzů a článků prstů (Obrázek 11) (Pratt & Sanner, 1996; Stanley, 1998). Ve výskytu osifikačních jader mohou být rozdíly interindividuální (nepatrné), intersexuální (větší) a vývojové (kdy se může jednat i o roční rozdíl z důvodu např. malnutrice). Osifikace neprobíhá ve všech kostních elementech stejnou rychlostí, nejdříve začíná v talu (Dungl et al., 2005).



Obrázek 11. Schéma RTG snímku nohy kojence – dorzoplantární schéma (vlevo, převzato z Dungl et al., 2005) a fotografie nezatížené nohy kojence v charakteristickém supinačním postavení (vpravo)

V průběhu prvního roku života dítěte je zadní část nohy ve varozitě a často ještě s varózním předonožím (Dungl et al., 2005; Michaud, 1997; Tax, 1989). Celá noha je tak stočena do supinace. Souběžným nálezem je varozita kolenních kloubů (genua vara) (Dungl et al., 2005).

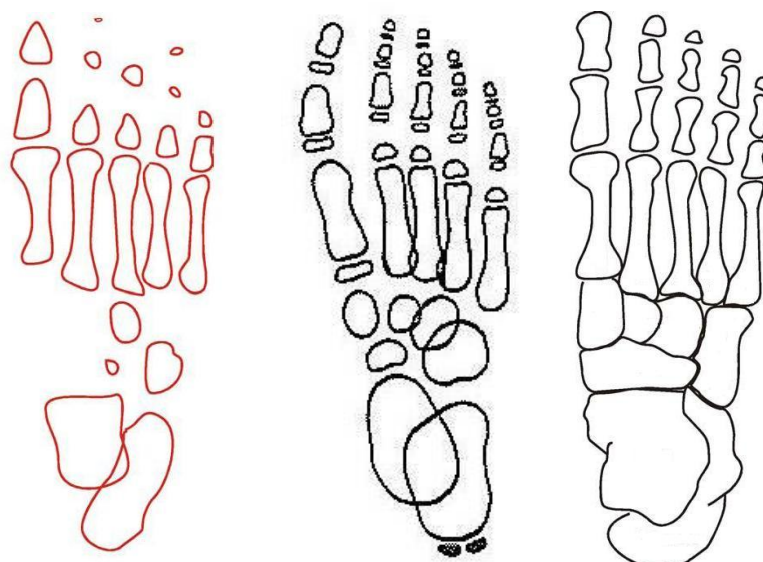
Noha kojence vykazuje v porovnání s dospělým jedincem vyšší rozsahy pohybu a obsahuje více podkožní tukové tkáně, která chrání vyvíjející se kostní a kloubní struktury (Gore & Spencer, 2004).

Noha batolete a dítěte předškolního věku

Noha batolete je charakteristická především svou flexibilitou. Kolem 1. roku věku, kdy dítě začíná chodit, se chodidlo skládá z řady částečně osifikovaných kostí obalených měkkými tkáněmi. Dalším důležitým znakem nohy batolete je přetrvávající absence viditelnosti podélné klenby. Aby se uchránily chrupavčité struktury, je pod plantou nohy přítomný tukový polštář (Hallemans, De Clercq, Van Dongen & Aerts, 2006). Studie Riddiford-Harlandové, Steelové a Baurové (2007) uvádí tloušťku tukového polštáře u dětí ve věku 3 let v rozsahu 3,0 – 5,1 mm. Osifikace a tvarování kostí nohy u batolat a předškoláků probíhá souběžně se vstřebáváním tukového polštáře (Hallemans et al., 2006). V tomto období může být předonoží stále v mírné varozitě (Tax, 1989). Derotace varózního předonoží do neutrálního postavení probíhá až do 5. roku věku dítěte (Michaud, 1997; Valmassy, 1996).

Vývoj podélné klenby

Již při narození je založen kostní základ podélné klenby. Vývoj kostních struktur podélné klenby začíná přibližně 1 rok po narození, kdy se dítě učí vzpřímenému postoji a samostatné chůzi, a trvá až do 5. roku věku dítěte (Hallemans et al., 2006). Anatomie nohy dětí (ve stáří batolete a věku 6 let) a dospělého jedince je zobrazena na Obrázku 12.

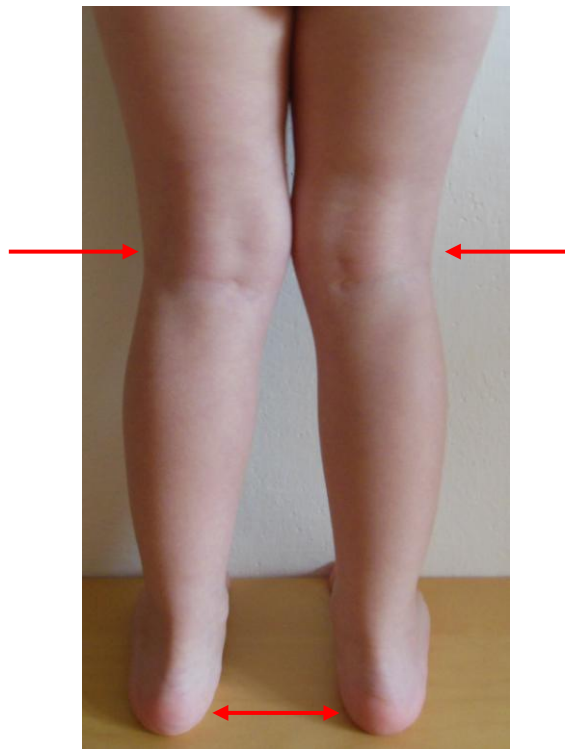


Obrázek 12. Srovnání schémat RTG snímků nohy batolete (vlevo, Hallemans et al., 2006), dítěte ve věku 6 let (uprostřed, Dungal et al., 2005) a dospělého (vpravo, Hallemans et al., 2006)

Mediální oblouk podélné klenby se stává zřetelným kolem 2. a 3. roku života (Dungl et al., 2005). Období předškolního věku (3 – 5 let) představuje primární vývojové období mediální podélné klenby, při níž hraje důležitou roli také svalová aktivita (Chen, Yeh, Tung, Yang & Wang, 2011).

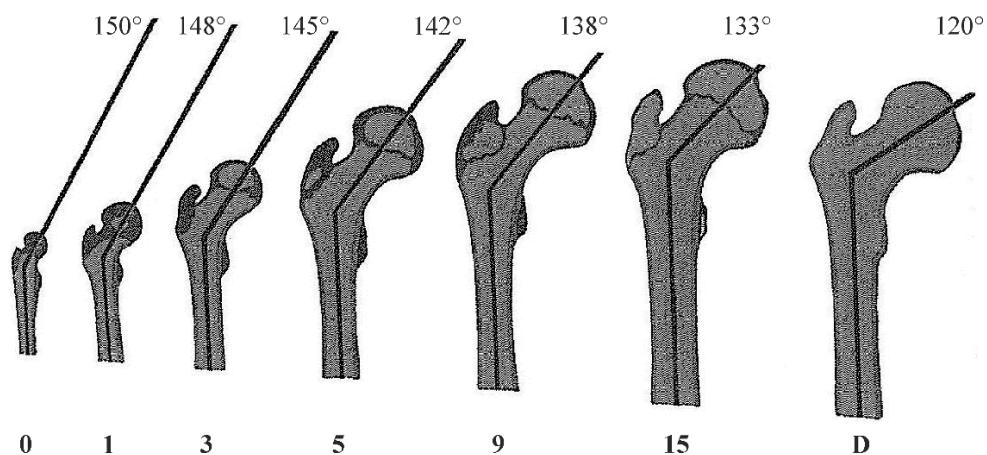
2.2.2 Vývoj kolenního a kyčelního kloubu

Na přelomu 1. a 2. roku života se v souvislosti se vzpřímeným stojem a chůzí můžeme setkat s valgozitou kolenních kloubů (genua valga, Obrázek 13), která zesiluje valgózní postavení paty (Dungl et al., 2005).



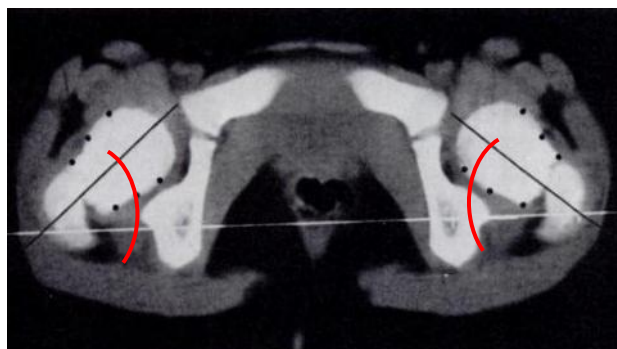
Obrázek 13. Valgózní postavení kolenních kloubů u dítěte ve věku 3 let

Největší fyziologická valgozita kolen se projeví mezi 3. až 5. rokem. Za jednu z příčin valgózního postavení kolenního kloubu se uvádí kompenzace valgozity krčku femuru, tj. kolodiafyzární úhel větší než 135° (Dungl et al., 2005). Vývoj kolodiafyzárního úhlu od novorozence po dospělého jedince je zobrazen na Obrázku 14.



Obrázek 14. Hodnoty úhlu mezi dlouhou osou krčku a dlouhou osou diafýzy femuru (tzv. kolodiafyzární úhel) od narození až po dospělost (Dungl et al., 2005)

V období kolem 2. a 3. roku věku se vyskytuje také větší antevertní úhel femuru (Obrázek 15), který vede k vnitřní rotaci dolní končetiny v kyčelním kloubu, což se projevuje chůzí špičkami dovnitř (Eis, 1976).



Obrázek 15. Označení antevertních úhlů femuru dítěte na snímku CT. Dlouhá osa krčku femuru (černá linie) a frontální rovina proložená kondyly femuru (bílá linie) svírají úhel o velikosti 61° u pravé a 64° u levé končetiny (převzato a upraveno z Gelberman et. al., 1987)

Při narození je antevertze krčku 40° – 50° a fyziologická retrovertze snižuje vrozenou antevertzi na 10° – 15°. V průběhu růstu dochází ke dvěma fázím maximálního zmenšování antevertze krčku. První je v období kolem 5. a 8. roku věku a druhá v pubertě. Rychlost změny antevertního úhlu závisí na výchozí velikosti kolodiafyzárního úhlu (Matovinović, Nemeč, Gulan, Sestan & Ravlič-Gulan, 1998). Definitivní kolodiafyzární a antevertní úhel se objevuje ve 12 letech. Oba úhly jsou významné pro správné zakloubení a funkčnost kyčelního kloubu (Dylevský, 2009; Eis, 1976).

2.3 Valgózní postavení paty u dětí

Na přechodu 2. a 3. roku věku je normální nález valgozity paty do 15°. Hodnoty nad 20° v předškolním věku jsou brány jako patologické. Odchylka paty by měla nabývat hodnoty dané pro období dospělosti, kde je uváděn „normální“ rozsah 5° (Dungl et al., 2005; Mooney & Campbell, 2006).

2.3.1 Etiologie

Dětské plochonoží

Valgozita paty je často spojována s plochou nohou. Dětské plochonoží (pes planovalgus) je deformita nohy v období růstu, kdy dochází k oploštění mediální podélné klenby a ke zvýšené valgozitě patní kosti (Dungl et al., 2005). Je běžným problémem, se kterým se lékaři setkávají v ambulanci ortopedické praxi (Adamec, 2005; Dungl et al., 2005; García-Rodríguez et al., 1999; Harris et al., 2004; Chen et al., 2011; Pfeiffer, Kotz, Ledl, Hauser & Sluga, 2006; Staheli, Chew & Corbett, 1987; Wenger, Mauldin, Speck, Morgan & Lieber, 1989). Příčina plochonoží není zcela jednotná. Za hlavní faktor vzniku se považuje laxicita vazů (Dungl et al., 2005; Chen et al., 2011; Root, Orien & Weed, 1977). Wenger et al. (1989) pokládají flexibilní plochou nohu u dětí za důsledek vzpřímeného stoje a chůze po nedostatečně zpevněném skeletu nohy. Při vertikálním zatížení vznikají síly, které i při malém oslabení podpůrného vazivového aparátu mají za následek pokles zadonoží do valgozity (Mooney & Campbell, 2006). Dalšími možnými faktory jsou věk, pohlaví, nadváha, oslabení při celkových onemocněních, dlouhodobé nošení nevhodné obuvi nebo malnutrice (Adamec, 2005; Dungl et al., 2005; García-Rodríguez et al., 1999; Chen et al., 2011; Pfeiffer et al., 2006; Rao & Joseph, 1992; Staheli et al., 1987; Wenger et al., 1989).

Vazba s kolenním a kyčelním kloubem

Valgózní postavení kolen je u dětí v rámci vývoje kyčelního kloubu fyziologické a zesiluje valgózní postavení paty. Kolem 6. roku věku dochází současně s ústupem valgozity kolen také k ústupu valgozity paty. Přetrvává-li valgozita v kolenním kloubu po 8. a 9. roce věku, může způsobovat klinické potíže (Dungl et al., 2005).

Funkční typ nohy

Poměrně významným, ale v klinické praxi přehlíženým faktorem je postavení segmentů (zadonoží/předonoží) nezátížené nohy ve frontální rovině. Na tomto základě definoval M. L. Root v 50. a 60. letech 20. století funkční typy nohy (Vařeka & Vařeková, 2009). Touto problematikou se zabývali také Valmassy (1996), Scherer a Morris (1996). Vytvořili tzv. maticovou klasifikaci, kterou následně aplikovali do klinické praxe (Obrázek 16).

		Předonoží					
		valgozita		neutrální		varozita	
Zadonoží	varozita						
	neutrální						
	valgozita						

Obrázek 16. Maticová klasifikace nohy (podle Valmassy, 1996)

Maticová klasifikace popisuje stav nezátížené nohy ve frontální rovině při neutrálním postavení v subtalárním kloubu a kostním uzamčení kalkaneokuboidního kloubu. Hodnotí se postavení osy paty vůči ose bérce (pozice zadonoží) a postavení plantární plochy linie hlaviček metatarzů vůči plantární ploše paty (pozice předonoží).

Michaud (1997) a Valmassy (1996) uvádějí, že valgozita paty při zatížení je následek kompenzace funkčního typu nohy s varozitou předonoží nebo varozitou zadonoží.

Klinický obraz nohy s varozitou zadonoží a neutrálním předonožím je inverzní postavení osy paty vůči ose bérce. Příčinou je neúplná derotace zadní části kalkanea, která probíhá v dětském věku (Brown & Yavorsky, 1987). Tento typ deformity bývá přítomen také u rigidního pes cavus nebo rigidní PF prvního paprsku. Jednostranná

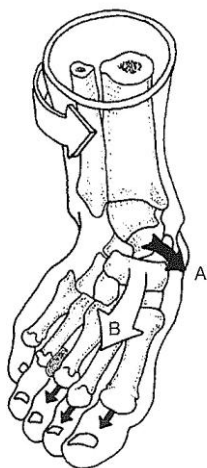
inverze paty se může projevat jako kompenzace pro kratší končetinu (Valmassy, 1996). Kompenzací varózního zadonoží při zatížení je nadměrná pronace v subtalárním kloubu. Během počátečního kontaktu s podložkou dochází u nohy s varózním zadonožím a neutrálním předonožím k nadměrné pronaci v subtalárním kloubu, aby se docílilo plného kontaktu paty s podložkou. Významnou roli u tohoto typu nohy hraje varozita tibie a rozsah everze v subtalárním kloubu. Větší stupeň varozity tibie vytváří větší požadavek na everzi v subtalárním kloubu. Při ukončení kontaktu paty s podložkou zůstává noha s varozitou paty a neutrálním předonožím částečně pronovaná, supinace nastává později, ale v době odrazu má už noha neutrální postavení obou segmentů (Brown & Yavorsky, 1987; Michaud, 1997).

Pro nohu s neutrálním zadonožím a varozitou předonoží je charakteristická inverze předonoží vůči zadonoží v úrovni podélné osy Chopartova kloubu. Toto postavení je způsobeno nepřiměřenou nebo chybnou torzí hlavice a krčku talu (Brown & Yavorsky, 1987). Často se vyskytuje u dětí (Michaud, 1997; Valmassy, 1996). Pro kompenzaci této deformity je nejběžnější nadměrná pronace předonoží při ukončení kontaktu paty s podložkou v průběhu stejné fáze chůze. Po kontaktu paty s podložkou nastává v subtalárním kloubu pronace. Ta pokračuje i v době plného kontaktu, aby se docílilo kontaktu prvního paprsku s podložkou. V okamžiku ukončení kontaktu paty s podložkou je noha v maximální pronaci (Brown & Yavorsky, 1987). Nedochozí ke kostnímu uzamčení laterálního sloupce nohy, které je důležité při odrazu (Bojsen-Møller, 1979). V závislosti na postavení metatarzů pak mohou vznikat odlišné deformity prvního metatarzofalangeálního kloubu. Jsou-li metatarzy podélně, vzniká hallux limitus/rigidus, jsou-li metatarzy v addukci, vzniká hallux abducto valgus. Patologická mechanika kompenzace varozity předonoží je závažnější než u varozity zadonoží (Brown & Yavorsky, 1987; Michaud, 1997).

2.3.2 Biomechanická interpretace valgozity paty při zatížení

Valgozita paty je součástí hyperpronačního syndromu projevující se při zatížení jako kompenzace strukturálních nebo funkčních poruch v distálních i proximálních segmentech dolní končetiny (Vařeka & Vařeková, 2009).

Nadměrná pronace v subtalárním kloubu při zatížení a její řetězení distálním směrem je znázorněna na Obrázku 17.



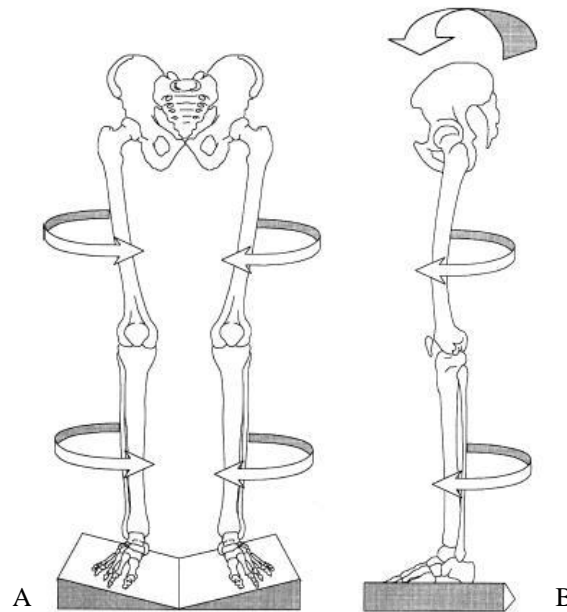
Obrázek 17. Hyperpronační syndrom a jeho vliv na postavení jednotlivých segmentů nohy (převzato z Michaud, 1997)

V oblasti nohy při nadměrné pronaci v subtalárním kloubu dochází k everzi paty, addukci a PF talu (Obrázek 17-A). To způsobí dopředný pohyb talu, který tlačí na navikulární kost. Ta prostřednictvím klínovité kosti vyvíjí tlak na první tři mediální paprsky (Obrázek 17-B). Dochází k prodloužení mediálního sloupce nohy. To přetěžuje mediální plantární fascii, která ztrácí svou pružnost (Michaud, 1997). Předonoží je obvykle v abdukci. Tím se vytváří konvexní val na vnitřní straně středonoží, tvořený hlavicí talu a kostí navikulární, který se dostává do kontaktu s podložkou a účastní se přenosu zátěže (Dungl et al., 2005). Dochází k mediálnímu posunu tlakového zatížení. Pokud toto mediální zatížení přetrvává po celou dobu odvalu nohy, subtalární kloub neumožňuje, aby se noha během chůze měnila z flexibilní struktury přizpůsobující se nerovnostem terénu na rigidní páku při přenosu sil (Khamis & Yizhar, 2007).

Některé studie poukazují na to, že valgozitou paty není ovlivněno pouze zatížení chodidla, ale také rozsahy pohybu jednotlivých částí nohy vůči sobě (Hösl, Böhm, Multerer & Döderlein, 2014; Hunt & Smith, 2004; Leardini et al., 2007; Ness, Long, Marks & Hariss, 2008; Simon et al., 2006). Nadměrná pronace v subtalárním kloubu usnadňuje odemčení Chopartova kloubu a dochází ke zvýšenému rozsahu pohybu předonoží vůči zadonoží (Wernick & Volpe, 1996).

Několik prací dále prokázalo vliv valgozity paty na postavení dolní končetiny včetně pánve (Duval, Lam & Sanderson, 2010; Khamis & Yizhar, 2007; Pinto et al., 2008; Tateuchi, Wada & Ichihashi, 2011; Twomey & McIntosh, 2012; Zafirooulos, Prasad,

Kouboura & Danis, 2009). Studie Duvala et al. (2010), Khamise a Yizhara (2007), Pinta et al. (2008), Tateuchiho et al. (2011) posuzují daný vztah pouze při statickém zatížení a při simulaci everze pomocí laterálních klínů vkládaných pod chodidlo po celé jeho délce (Obrázek 18). Tyto studie prokázaly, že valgozita paty významně zvýšila vnitřní rotaci dolní končetiny, s čímž také souvisí zvýšená antevertze pánve (Khamis & Yizhar, 2007; Tateuchi et al., 2011; Zafiroopoulos et al. 2009).



Obrázek 18. Naznačení změn polohy proximálních částí dolní končetiny a pánve z předního (A) a bočního (B) pohledu při simulaci valgózního postavení paty pomocí laterálních klínků vkládaných po celé délce chodidla během statického zatížení (převzato z Khamis & Yizhar, 2007)

2.3.3 Možné důsledky pes planovalgus

Lin, Lai, Kuan & Chou (2001) upozorňují na to, že valgozita v oblasti zadonoží u ploché nohy není pouze problémem postavení určitých segmentů hlezenního kloubu a nohy při statickém zatížení. Za vážnější označují následné funkční abnormality při dynamickém zatížení v podobě mechanického přetěžování určitých oblastí nohy.

Přirozenou ochranou dětské nohy před přetížením mediálního okraje chodidla je v první fázi chůze špičkami dovnitř, čímž se těžnice posouvá zpět laterálně. S trváním hyperpronačního syndromu se vyvíjí myostatická kontraktura m. triceps surae, kalkaneus a s ním i talus se sklání do plantiflexe. Valgozita paty se v zátěži dále zvětšuje a schopnost kompenzace chůzí špičkami dovnitř už dále není možná (Dungl et al., 2005). Následkem toho se v nejvíce zatěžovaných oblastech začínají vyskytovat

náznaky přetěžování. Ze začátku jde např. o zarudnutí v dané oblasti, tvorbu otlaků, mozolů. Dlouhodobým působením zátěže v biomechanicky nevhodném postavení dochází k fixaci patologického postavení kostí s postupným omezením hybnosti, k bolestivosti a strukturálním změnám nohy (Adamec, 2005; Valmassy, 1996). Noha však zůstává až do vývoje sekundárních anatomických změn flexibilní (Dungl et al., 2005).

2.3.4 Možnosti řešení valgózního postavení paty

Indikace k léčení je nejednotná a spíše závislá na osobní zkušenosti a postoji lékaře. Nejčastěji se doporučuje obuv s pevným vedením paty, s dostatečně pevnou a přitom pružnou podrážkou a dobře ohebným svrškem (Dungl et al., 2005). Dále se předepisují ortopedické vložky, které by měly zamezit nadměrné pronaci v subtalárním kloubu během chůze. Kirby (1996), Michaud (1997) a Olson (1996) ve svých pracích uvádějí, že biomechanická kontrola nohy pomocí ortotických klínů má široké využití při léčbě řady abnormalit v oblasti nohy jako je např. varózní předonoží/zadonoží, valgózní předonoží/zadonoží a nadměrná pronace nohy. Primární funkcí tohoto klínu je zlepšit skeletální postavení za účelem optimalizovat statické (stoj) i dynamické (např. chůze) zatížení nohy. Účinná vložka musí držet patu v korigovaném neutrálním popř. mírně inverzním postavení, mediální klenba je podepřena a supinačním účinkem na předonoží se koriguje abdukce (Dungl et al., 2005). Další možností jsou senzomotorické vložky. Aminian et al. (2013) usuzují, že senzomotorická vložka, která stimuluje receptory na plosce nohy, může pozměnit odezvu planty nohy a to může vést ke změnám v parametrech tlakového zatížení u flexibilní ploché nohy.

Důležitou součástí řešení valgózního postavení paty a plochonoží u dětí tvoří doporučení různých rehabilitačních cviků, které mají za úkol nejen aktivovat svaly na plosce nohy, ale také naučit se nohu ovládat vůlí. Tuto schopnost ztrácíme díky tomu, že jsou děti obouvány již od okamžiku, kdy se postaví. Rao a Joseph (1992) poukázali na to, že nošení obuvi v batolecím období významně ovlivňuje vývoj podélné klenby. Plochonoží se nejčastěji vyskytovalo u dětí, které nosily uzavřenou a pevnou obuv, menší výskyt byl u dětí nosících otevřenou obuv a nejmenší výskyt ploché nohy byl u dětí, které chodily naboso. Ve studii však nebyl zmíněn typ povrchu, po kterém děti chodily.

2.4 Vývoj chůze u dětí

Lidská chůze jako způsob lokomoce umožňuje přesun z místa na místo a je v celé živočišné říši zcela jedinečná a specifická. Vzpřímená bipední chůze se děje optimální rychlostí s minimálním energetickým výdejem u každého jedince individuálně, s variacemi podle věku a pohlaví (Dungl et al., 2005).

Chůze malého dítěte se odlišuje od chůze dospělého v trvání krokového cyklu, rychlosti pohybu, koordinaci a rozsahu pohybu končetin (Slaton, 1985). Podle Sutherlanda (1997) dochází ke změnám stereotypu chůze u dětí na základě dozrávání CNS a samotného růstu jedince až do období kostní zralosti.

Na základě kinematického sledování dětského stereotypu krokového cyklu lze vývoj chůze rozdělit na rychlou vývojovou fázi, zahrnující prvních 3 až 5 měsíců po zahájení samostatné chůze, a pomalejší fázi, trvající až do 8 let věku (Hallemans et al., 2006).

Způsob provedení chůze dítěte se mění s věkem (Smith, 1996). Zráním CNS, získáváním motorických zkušeností a učením se stává pohyb i posturální rovnováha více automatizovaná. Jedinci s vyvrálým vzorcem chůze jsou schopni se pohybovat při různých rychlostech bezpečně a rovnoměrně (Rose-Jacobs, 1983).

2.4.1 Chůze batolete

Rovnováha a koordinace pohybu batolete jsou nezralé (Hallemans et al., 2006; Sutherland, 1997). Důkazem toho je široká báze opory, typické postavení horních končetin, kdy jsou lokty drženy ve flexi a reciproční pohyb paží ještě není vyvinut (Dungl et al., 2005; Hallemans et al., 2006; Smith, 1996). Kadence je vysoká, délka kroku je malá. Rychlost chůze je zhruba poloviční než průměrná rychlost dospělých (Dungl et al., 2005). Trvání cyklu chůze se výrazně prodlužuje během počátečního období vývoje nezávislé chůze do 3 let věku (Sutherland, 1997).

Chůze batolete je charakteristická tím, že chybí typický odval pata-špička (Smith, 1996). Počáteční kontakt s podložkou je uskutečněn prostřednictvím celého chodidla nebo předonožím (Hallemans et al., 2006). Kontakt paty chybí u dětí v prvním roce věku, je mírně vyvinut u dětí ve věku 1,5 roku. Křivka plantární/dorzální flexe v hlezenním kloubu je zaznamatelná u dětí od prvního roku věku, ovšem s absencí plantárně flekčního momentu při počátečním kontaktu nohy s podložkou (Sutherland, 1997). Až do 2 let věku je velmi výrazná vnější rotace nohy. Do 4 let věku dítěte není zřetelná počáteční flexe v kolenním kloubu, která je řízena excentrickou kontrakcí

čtyřhlavého stehenního svalu a slouží k tlumení rázu (Sutherland, 1997). Fáze dvojitá opory je prodloužená (Hallemans et al., 2006).

Ve švihové fázi kroku je malá aktivní dorzální flexe v hlezenním kloubu, která se objevuje jen na počátku švihové fáze, při došlapu je noha v plantární flexi (Dungl et al., 2005; Sutherland, 1997). Flexe v kolenním kloubu je u dětí kolem 1 roku věku menší (65°) oproti starším dětem. V rozmezí 1 roku až 7 let jsou rozdíly v rozsahu flexe velmi malé, průměrná velikost je kolem 72° (Sutherland, 1997).

Velikost tlakového zatížení při chůzi v oblasti paty a hlaviček metatarzů je menší ve srovnání s dospělými jedinci. To může souviset s malou průměrnou rychlostí chůze pozorovanou u dětí. Flexibilní charakter nohy batolete, s velkým zastoupením měkkých tkání na ploše a nízkým poměrem tělesné hmotnosti na plochu kontaktu, jsou další důležité faktory snižující velikost tlakového zatížení. Na druhé straně jsou tlaky vyšší pod oblastí středonoží z důvodu absence podélné klenby (Hallemans et al., 2006).

2.4.2 Chůze dětí ve věku 3 až 8 let

U tříletého dítěte je již chůze velmi podobná chůzi dospělého jedince (Smith, 1996). V průběhu třetího roku života se vyvíjí reciproční pohyb ramenou a paží, kadence se snižuje, délka kroku se zvyšuje, báze chůze je užší, rychlost chůze je vyšší (Dungl et al., 2005; Rose-Jacobs, 1983).

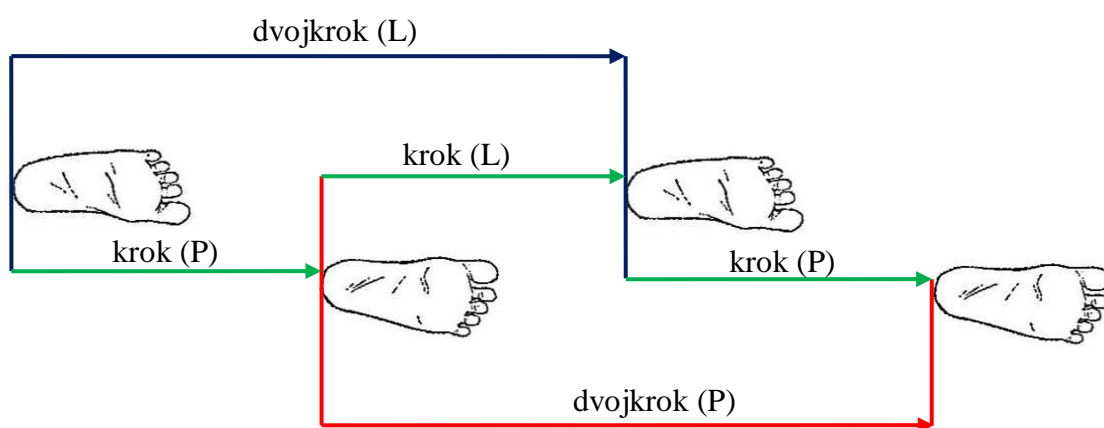
K vývoji řízeného pohybu a k eliminaci nežádoucích pohybů dochází v období předškolního věku dítěte (Rose-Jacobs, 1983). Rotace pánve v transverzální rovině a pohyb dolních končetin je již podobný chůzi dospělých, objevuje se aktivní dorzální flexe hlezna a krokový cyklus začíná nášlapem na patu (Dungl et al., 2005). Vertikální silové zatížení u dětí ve věku 2 až 7 let se vyznačuje vyššími hodnotami ve střední fázi stoje, druhé maximum síly u mladších dětí nepřesahuje 100 % hmotnosti. To naznačuje, že faktor zrání chůze může být spojen s koncentrickou činností plantárních flexorů hlezenního kloubu v konečné fázi stoje (Sutherland, 1997).

Ve věkovém období 6 až 8 let si dítě vytváří stereotyp chůze, který je typický pro období dospělosti (Dungl et al., 2005; Smith, 1996).

2.5 Biomechanická analýza chůze

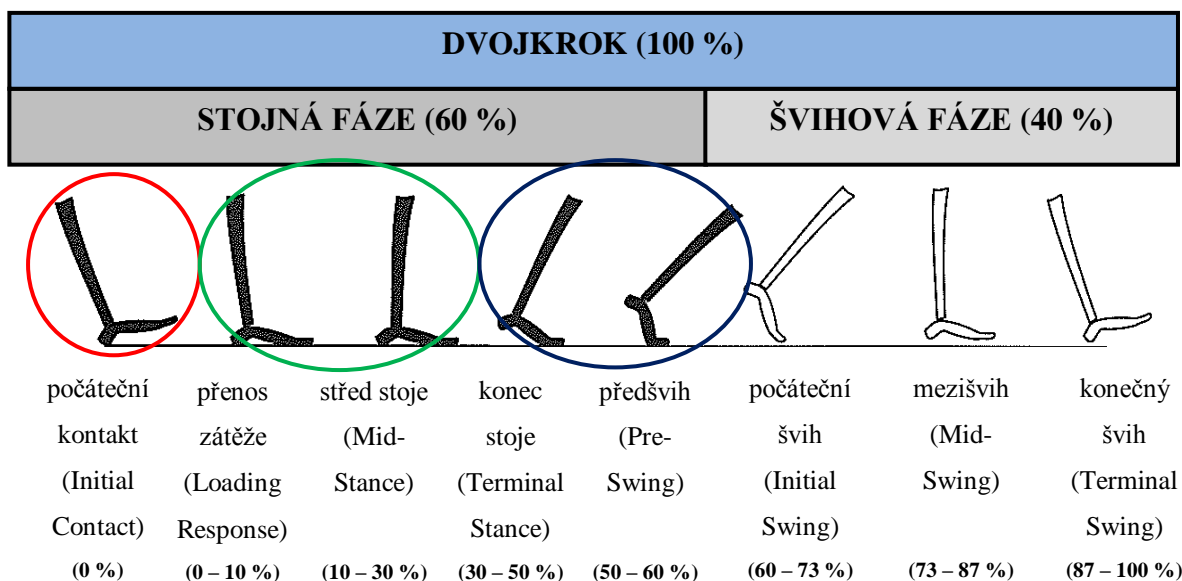
2.5.1 Fáze krokového cyklu

Cyklus chůze (dvojkrok) probíhá v časovém intervalu mezi opakovaným počátečním kontaktem stejného chodidla s podložkou (Obrázek 19). Krok je zahájen kontaktem jednoho chodidla s podložkou a končí kontaktem druhého chodidla s podložkou. V rámci jednoho kroku je jedna dolní končetina stojná a druhá švihová. Stojná dolní končetina je v kontaktu s podložkou, přenáší zátěž, udržuje stabilitu a provádí odraz. Švihová končetina není v kontaktu s podložkou a posouvá se směrem dopředu (Perry, 1992).



Obrázek 19. Zobrazení dvojkroku a kroku (L – levá, P – pravá)

Nejpoužívanějším názvoslovím popisujícím jednotlivé fáze krokového cyklu je podle Perry (1992). Autorka uvádí, že dvojkrok se skládá ze stojné fáze trvající přibližně 60 % z daného dvojkroku a švihové fáze představující 40 % z daného cyklu chůze. Stojná fáze začíná počátečním kontaktem chodidla s podložkou. Od tohoto okamžiku a v průběhu přenosu zátěže jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou (tzv. počáteční fáze dvojí opory). Následuje střed stoje a konec stoje, kdy je v kontaktu s podložkou pouze jedna dolní končetina (tzv. jednooporová fáze). Poslední část stojné fáze je předšvih, kde jsou opět v kontaktu s podložkou obě dolní končetiny (tzv. konečná fáze dvojí opory). V okamžiku ukončení kontaktu palce s podložkou končí stojná fáze a začíná fáze švihová. Její součástí je počáteční švih, mezišvih a konečný švih. Švihová fáze trvá až do doby počátečního kontaktu končetiny s podložkou. Podrobný popis jednotlivých fází cyklu chůze je uveden na Obrázku 20.



Obrázek 20. Schéma cyklu chůze – popis jednotlivých částí včetně anglické terminologie s procentuálním zastoupením (upraveno podle Perry, 1992)

Pozn.: U stojné fáze chůze jsou zakroužkovány tři podfáze: počáteční kontakt – červeně; plný kontakt – zeleně a kontakt předonoží – modře.

2.5.2 Dynamická analýza

Dynamická analýza se zabývá silami a z ní odvozenými veličinami (např. tlak, moment síly), které jsou příčinou pohybu. Nejčastěji se hodnotí reakční síla podložky na silových plošinách (dynamografie) a distribuce tlaku v jednotlivých částech plošky nohy v závislosti na čase v průběhu stojné fáze chůze (Kirtly, 2006).

Dynamografie

Pro měření reakční síly v průběhu stojné fáze chůze se nejčastěji využívají silové plošiny. Pomocí tříosých silových snímačů umístěných v každém rohu silové plošiny se měří vektor reakční síly podložky, který je charakterizován (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004):

- vzájemně kolnými složkami silového vektoru (F_x , F_y , F_z),
- souřadnicemi x , y , z , určujícími působišť reakční síly podložky (Centre of Pressure, CoP) vzhledem k počátku vztažné soustavy silové plošiny,
- vzájemně kolnými momenty sil (M_x , M_y , M_z) určenými vzhledem k počátku vztažné soustavy silové plošiny.

Počátek vztažné soustavy silové plošiny je lokalizován uprostřed silové plošiny.

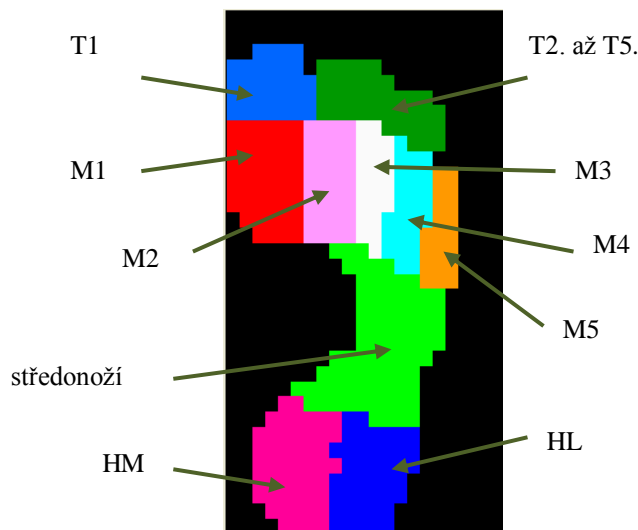
Silové plošiny lze synchronizovat s optoelektronickým systémem pro rozšíření výstupů kinematické analýzy (např. časoprostorové parametry, momenty sil v kloubech dolní končetiny). Tento výzkum se v klinické praxi při hodnocení pohybu moc nevyužívá. Důvodem je vyšší pořizovací cena (pro hodnocení chůze se zpravidla využívají dvě plošiny), časová náročnost na zpracování dat a nutnost obsluhy proškoleným personálem.

Dynamická plantografie

Dynamická plantografie je vyšetřovací metoda využívající tlakové plošiny, popř. měřící stélky do bot. Hodnotí se rozložení, velikost a doba působení tlaku pod ploskou nohy při zatížení v průběhu stejné fáze chůze (Kirtly, 2006; Perry, 1992). Jedná se o jednoduchou, rychlou a snadno dostupnou metodu pro hodnocení vad nohou a k určení přetěžovaných oblastí nohy (např. u diabetiků).

Zatížení plosky chodidla lze měřit jako celek nebo je možné ji rozdělit do několika oblastí. V případě systému Footscan[®] se jedná o rozdělení chodidla do deseti oblastí (Obrázek 21):

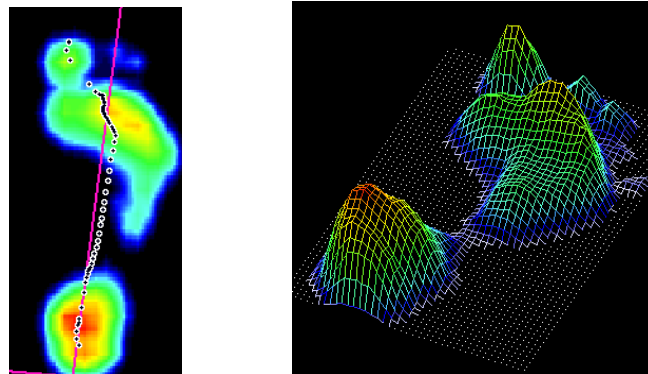
- zadonoží – mediální a laterální část paty,
- středonoží,
- předonoží – hlavička 1., 2., 3., 4. a 5. metatarzu, palec a oblast 2. až 5. prstu.



Obrázek 21. Znárodnění jednotlivých oblastí plosky nohy (zadonoží, středonoží, předonoží) při měření tlakového zatížení plosky nohy

Vysvětlivky: HM – mediální část paty; HL – laterální část paty; M1 až M5 – hlavička 1. až 5. metatarzu; T1 – palec; T2 až T5 – 2. až 5. prst.

Předností této metody je možnost využití jak pro vědecké zkoumání zatížení nohy, tak i pro klinickou praxi. Poměrně rychle a snadno se získávají data, která se ukládají do databáze a je možné je exportovat, použít později nebo vzájemně porovnávat. Výhodou pro klinickou praxi je také názornost naměřených dat v podobě barevného rozlišení velikosti tlaků, pohybu CoP nebo programem vytvořeného 3D modelu zatížení nohy (Obrázek 22).



Obrázek 22. Ukázky grafického zobrazení naměřených dat

Výhodou měřících stélek je hodnocení rozložení tlaků mezi obuví a ploškou nohy. Jsou vhodné pro posouzení účinku např. ortopedických vložek nebo obuvi odlišné stavby (běžecká obuv antipronační/antisupinační nebo diabetická obuv). Umožňují zaznamenávat data během delší doby pohybu, ta se zobrazují v reálném čase nebo se ukládají do sběrnice dat daného zařízení, které je připojeno k měřící stélce.

Nevýhodou dynamické plantografie je náchylnost na poškození senzorů a krycí tkaniny pokrývající senzory např. ostrým předmětem. Dalším rizikovým místem je kabelové propojení plošiny. Nejen v místě vyústění kabelu z plošiny může dojít k nadměrnému ohybu kabelu a k jeho poškození, ale i v místě samotného spojení, kde nevhodnou manipulací může dojít k ohybu spojovacích konektorů. Nevýhodou měřících stélek je limitace velikostní řady (dosud nejsou dostupné měřící stélky pro děti).

2.5.3 3D kinematická analýza

Kinematická analýza se zabývá pohybem bez ohledu na příčiny (síly), které ho způsobují. Podstatou 3D kinematické analýzy je hodnocení pohybu důležitých bodů, vybraných segmentů nebo celého těla ve všech anatomických rovinách (Janura & Zahálka, 2004).

Optoelektronický systém

Optoelektronické systémy jsou v současné době nejpoužívanějším zařízením pro 3D kinematickou analýzu. Sestávají se ze soustavy kamer, vysílajících záření ve směru optické osy kamery, a reflexních značek umístěných na těle probanda. Generované záření kamer se od reflexní značky odrazí zpět do kamery, kde prochází optickým filtrem propouštějícím světlo se stejnou charakteristikou jako světlo vyzařované (Tebbutt, Wood & King, 2002).

U kamer v optoelektronických systémech lze nastavit intenzitu snímání a práh citlivosti. Maximální hodnota intenzity snímání není žádoucí v případě výskytu velkého množství rušivých vlivů ve snímaném prostoru a při snímání velmi rychlého pohybu. Díky možnosti nastavení prahu citlivosti kamery můžeme vyloučit rušivé vlivy jako odlesk světla od pokožky apod. (tzv. podprahové světlo) (Tebbutt et al., 2002).

Před samotným měřením je nutné definovat prostor pro záznam pohybu. Důležité je správné rozmístění kamer kolem snímaného prostoru. Pro záznam pohybu se nejčastěji využívá 6 a více kamer a jejich umístění se řídí těmito pravidly (Janura & Zahálka, 2004; Kirtly, 2006):

- poloha – kamery by neměly stát v jedné rovině, ale měly by být umístěny např. do oblouku,
- orientace – viditelnost každého vyhodnocovaného bodu minimálně ze dvou kamer v průběhu celého pohybu,
- fixace (stacionární kamery) – po jejich nastavení se s nimi nesmí pohnout.

Rozmístění kamer úzce souvisí s kalibrací snímaného prostoru. Dříve zdlouhavý a časově náročný postup byl nahrazen automatickými postupy, které značně zkrátily čas potřebný k určení souřadnic sledovaných objektů (Svoboda & Janura, 2010).

Základem kalibrace prostoru je nasnímání kalibračního tělesa známých rozměrů (např. kalibračních tyčí) ze všech kamer a určení souřadného systému (počátku) sledovaného prostoru pomocí kalibračního trojúhelníku (Janura & Zahálka, 2004; Kirtly, 2006).

Optoelektronický systém umožňuje komplexní hodnocení pohybu jednotlivých segmentů lidského těla při pohybu v rámci jednoho měření (Svoboda & Janura, 2010). Poloha segmentů těla je určována pomocí vybraných anatomických bodů, na jejichž projekci na povrch těla jsou před samotným měřením umístěny reflexní značky (Janura

& Zahálka, 2004; Svoboda & Janura, 2010). Pomocí příslušného softwaru získáme prostorové souřadnice označených referenčních bodů, informace o poloze značek v reálném čase. Součástí těchto systémů mohou být modely, které byly vytvořeny na základě definování pozic referenčních značek a antropometrického měření probanda. Pro detailnější hodnocení pohybu jednotlivých částí nohy při pohybu jsou využívány také „multisegmentální“ modely nohy, jako jsou např. modely Oxford, Milwaukee nebo Heidelberg (Hösl et al., 2014; Ness et al., 2008; Simon et al., 2006).

Hlavní výhodou optoelektronických systémů je automatické hodnocení polohy kontrastních značek v prostoru s vysokou přesností. Další předností tohoto systému je, že pracuje prakticky v reálném čase (Svoboda & Janura, 2010).

Naopak limitací těchto systémů je velmi vysoká pořizovací cena a omezené použití mimo laboratorní podmínky kvůli velkému množství rušivých vlivů (pozadí, definování prostoru, vliv počasí, světelné podmínky apod.). Obecně hlavním zdrojem chyb nebývá technický stav optických systémů měřících polohu reflexních značek na kůži, ale určování antropometrických charakteristik subjektu (např. výška postavy, šířka kloubů, délka dolních končetin) a pohyb měkkých tkání, na kterých jsou umístěny reflexní značky (Svoboda & Janura, 2010).

2.5.4 Reliabilita a validita

Reliabilita

Reliabilita se vztahuje k opakovatelnosti měřících procesů a je podmínkou validity (měřící systém s nízkou reliabilitou nemůže být validní). Při analýze chůze mají na reprodukovatelnost měření vliv dva hlavní faktory. Prvním je variabilita jedince v provedení pohybu. Druhý faktor se vztahuje k chybám, které se mohou vyskytnout v průběhu měření. Tyto chyby mohou mít řadu zdrojů, jako je např. definování referenčních bodů, umístění značek, pohyb značek na těle jedince a samotná validita systému hodnotícího pohyb (Tsushima, Morris & McGinley, 2003). Použití měřícího systému s nízkou reliabilitou v klinickém výzkumu může vést k podhodnocení nebo chybnému posouzení významných změn (McGinley, Baker, Wolfe & Morris, 2009).

V případě v práci použitého systému pro hodnocení tlaků (systém Footscan®) potvrzují vysoké hodnoty korelací ($ICC > 0,75$) dobrou opakovatelnost měření velikosti

sil a plantárních tlaků ve všech oblastech nohy (Low & Dixon, 2010). Sofková a Přidalová (2013) uvádějí, že hodnocení stability dynamických parametrů pomocí koeficientu reliability je dobré.

Z přehledové studie McGinleyové et al. (2009) vyplývá, že při použití optoelektronických systémů je ve většině studií největší reliabilita u pohybu v kyčelním a kolenním kloubu v sagitální rovině, s nejnižšími chybami v pohybu pánve ve frontální a transverzální rovině a v abdukci v kyčelním kloubu. Nejmenší reliabilita a největší chyby se často vyskytovaly v pohybu kyčelního a kolenního kloubu v transverzální rovině.

Tsushima et al. (2003) hodnotili reliabilitu pomocí mnohonásobného korelačního koeficientu (CMC), který hodnotí konzistenci kinematických proměnných mezi hodnotiteli (inter-tester) a mezi jednotlivými měřeními (test-retest). Uvádějí vysokou inter-tester i test-retest reliabilitu výsledků pohybu v sagitální rovině ($R = 0,971$ až $0,994$), frontální rovině ($R = 0,759$ až $0,977$) i transverzální rovině ($R = 0,729$ až $0,899$), vyjma náklonu pánve. Oproti tomu Yavuzer, Öken, Elhan a Stam (2008) ve studii zaměřené pouze na pohyb dolní končetiny včetně pánve v sagitální rovině uvádějí vysokou reliabilitu mnohonásobného korelačního koeficientu ($R = 0,85$ až $0,95$). Gorton, Stevens, Masso a Vannah (1997) našli vysokou opakovatelnost kinematických dat (CMC = $0,791$ až $0,999$) u dětí ve věku 5 a 6 let.

Validita

Při porovnání velikosti síly získané dynamickou plantografií s velikostí síly na silové plošině byl zjištěn významný rozdíl. Velikost síly naměřené při dynamické plantografii byla menší (Low & Dixon, 2010; Castro, Soares & Machado, 2011). Autoři vysvětlují tento rozdíl odlišným výpočtem vektoru síly. U dynamické plantografie se vektor síly počítá z každého senzoru a skládáním jednotlivých dílčích vektorů síly se získá výsledný vektor síly. Obě studie proto nedoporučují porovnávat výsledky z dynamické plantografie (systém Footscan®) s jinými systémy.

V případě validity dat z optoelektronických systémů existuje řada studií zabývajících se porovnáním různých systémů kinematické analýzy, např. Gait Mat II, 3-D PAT – 3D Posture Analysis Tool, Actiwatch-Score, Microsoft Kinect, se systémem Vicon (Barker, Craik, Freedman, Herrmann & Hillstrom, 2006; Brink et al., 2013; Gironda, Lloyd,

Clark & Walker, 2007; Mentiplay et al., 2013), nebo klinicky často využívaného prostého pozorování průběhu pohybu se systémem Vicon (Greenberg, Gronley, Perry & Lawthwaite, 1996). Ve všech výše zmíněných studiích byl systém Vicon považován za systém referenční.

3 Cíle práce

3.1 Hlavní cíl

Určit vztah mezi valgózním postavením paty, zatížením nohy a kinematikou dolních končetin a pánve při chůzi u dětí ve věku 3 až 8 let.

3.2 Dílčí cíle

1. Posoudit funkční typ nezatížené nohy a jeho projev při statickém a dynamickém zatížení.
2. Analyzovat a interpretovat rozdíly v dynamických parametrech při odvalu nohy mezi experimentální skupinou (děti s valgozitou paty) a kontrolní skupinou (děti bez valgozity paty).
3. Analyzovat a interpretovat rozdíly v kinematických parametrech pohybu pánve a segmentů dolní končetiny při chůzi mezi experimentální skupinou (děti s valgozitou paty) a kontrolní skupinou (děti bez valgozity paty).
4. Posoudit změnu funkčního typu nezatížené nohy u dětí v průběhu sledovaného období.
5. Posoudit změny v dynamických parametrech při odvalu nohy při chůzi v průběhu sledovaného období.

3.3 Vědecké otázky

- V1 Existuje vztah mezi funkčním typem nohy, valgozitou paty a úhlem odvíjení nohy?
- V2 Jak ovlivní postavení paty dynamické parametry při odvalu nohy v průběhu stejné fáze chůze?
- V3 Jak ovlivní postavení paty kinematické parametry pánve a segmentů dolní končetiny v základních anatomických rovinách při chůzi?
- V4 Dojde ke změně postavení segmentů nohy u sledovaných dětí za dobu 2,5 roku?
- V5 Změní se dynamické parametry při odvalu nohy ve stejné fázi chůze u sledovaných dětí za dobu 2,5 roku?

4 Metodika

4.1 Studie I

4.1.1 Výzkumný soubor

Metodika výzkumu byla schválena etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1). Se souhlasem zákonného zástupce každého dítěte se do studie zapojilo 44 dětí (věk $5,2 \pm 1,5$ roku; výška $111,7 \pm 11,6$ cm; hmotnost $20,0 \pm 5,3$ kg) ze dvou mateřských škol a jedné základní školy ve Frýdku-Místku. Před zahájením experimentu byli zákonní zástupci každého dítěte seznámeni s podmínkami a průběhem měření. Po zodpovězení dotazů podepsal zákonný zástupce každého dítěte souhlas s účastí dítěte na měření (Příloha 2). Děti s neurologickým nebo traumatickým postižením a s vrozenými vývojovými vadami jsme do studie nezahrnuli.

Pro zpracování dat dynamické plantografie jsme do výzkumu zahrnuli všech 44 dětí, které jsme podle výskytu statické valgozity paty rozdělili do tří skupin (Tabulka 1).

Tabulka 1. Rozdělení dětí podle výskytu statické valgozity paty pro zpracování dat dynamické plantografie

Skupina	Počet	Věk [rok]	Výška [cm]	Hmotnost [kg]
2_0	14	$4,5 \pm 1,2$	$105,7 \pm 8,0$	$17,3 \pm 3,7$
2_1	16	$5,3 \pm 1,3$	$112,0 \pm 12,2$	$20,9 \pm 6,6$
1_1/1_0	14	$5,6 \pm 1,7$	$117,3 \pm 10,9$	$21,6 \pm 3,8$

Výsvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty.

Zhoršené podmínky při záznamu a vyhodnocení dat pro potřeby kinematické analýzy umožnily zpracování dat pouze u 27 dětí (viz kapitola 6.7 Limity práce). Také v tomto případě jsme účastníky rozdělili podle výskytu statické valgozity paty do tří skupin (Tabulka 2).

Tabulka 2. Rozdělení dětí podle výskytu statické valgozity paty pro zpracování dat kinematické analýzy

Skupina	Počet	Věk [rok]	Výška [cm]	Hmotnost [kg]
2_0	7	4,9±1,5	109,6±8,3	19,2±3,4
2_1	8	5,4±1,4	113,4±13,5	22,7±8,1
1_1/1_0	12	5,6±1,6	116,9±11,3	21,4±3,9

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty.

4.1.2 Měřící procedury

Dynamická plantografie – systém Footscan®

Tlakové zatížení nohy při chůzi jsme hodnotili pomocí pedobarografické plošiny Footscan® (RSscan International, Olen, Belgie) dlouhé 2 m s hustotou senzorů 2,6 senzoru na cm², s citlivostí senzorů v rozsahu 0,27 – 127 N/cm² a frekvencí snímání 126 Hz. Součástí systému je také 2D propojovací box, který převádí data z tlakové desky do počítače.

3D kinematická analýza – optoelektronický systém Vicon MX

K získání základních kinematických parametrů chůze jsme použili optoelektronický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie). Reflexními značkami ve tvaru koule o průměru 14 mm jsme označili referenční body na těle probanda. Pomocí šesti infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 200 Hz při plném rozlišení 1000 x 1000 pixelů) jsme zaznamenávali pohyb (chůze).

4.1.3 Průběh měření

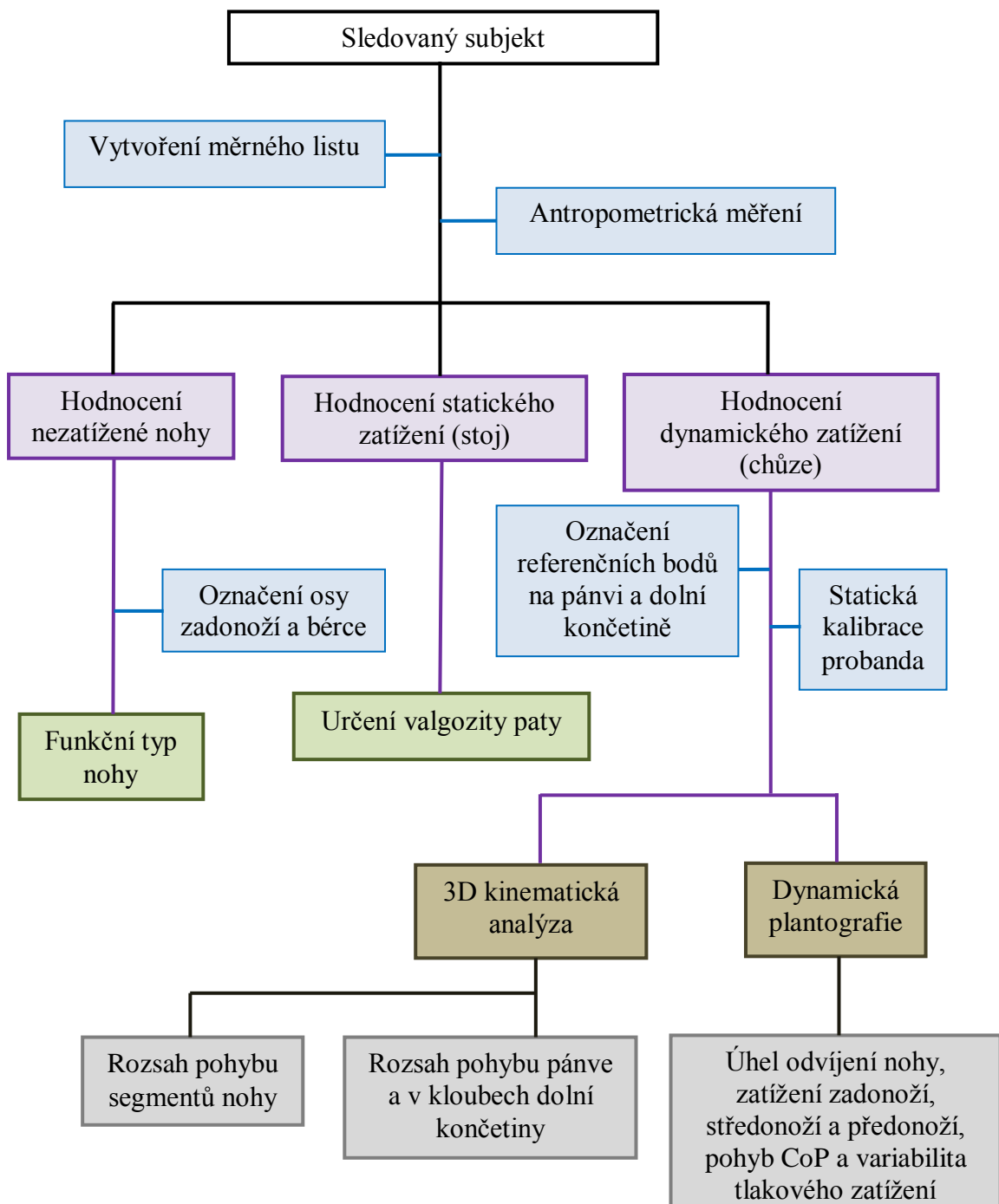
Měření probíhalo v prostorách Ortopedické protetiky ve Frýdku-Místku. Dráha pro záznam chůze byla dlouhá 8 m a její součástí byla pedobarografická plošina Footscan®.

Před zahájením měření jsme definovali prostor pro měření s ohledem na požadavky optoelektronického systému Vicon MX i systému Footscan®.

Každému dítěti jsme zhotovili měrný list (Příloha 3), do kterého jsme zapisovali osobní údaje (jméno a příjmení, datum narození), hodnoty antropometrického měření a informace z hodnocení nezatížené a staticky zatížené nohy. Součástí měrného listu

byla anketa dotazující se na poruchy pohybového aparátu (trauma, vrozené vývojové vady, neurologické poškození apod.) a na aktuální zdravotní stav dítěte.

Měření probíhalo ve třech fázích. Nejdříve jsme hodnotili nohu bez zatížení, následovalo hodnocení statické valgozity paty při stoji. Poté jsme zaznamenávali pohyb pánve a segmentů dolní končetiny a způsob zatížení nohy při chůzi. Grafické znázornění průběhu měření je zobrazeno na Obrázku 23.

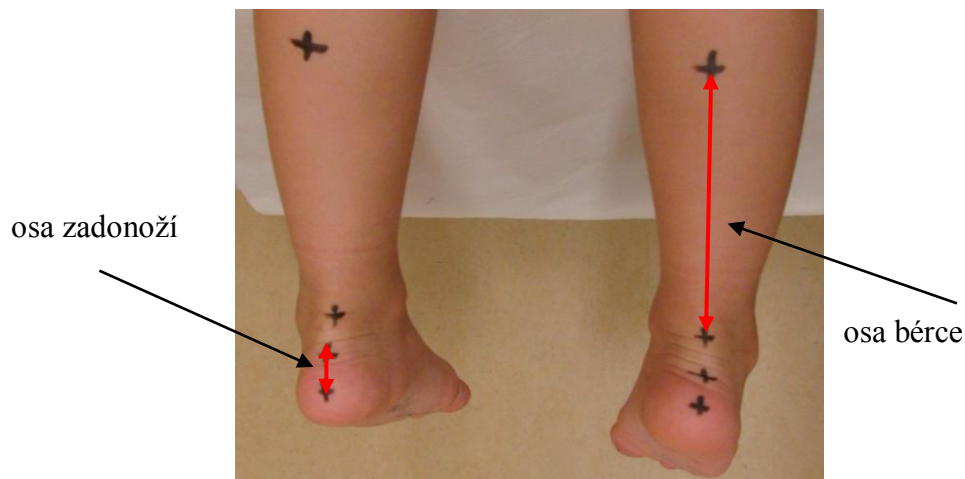


Obrázek 23. Schéma průběhu měření a získávání dat Studie I

Nezatížená noha – funkční typ nohy

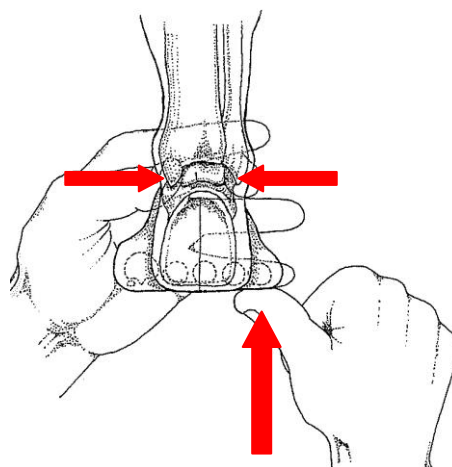
Každému měřenému jedinci jsme v poloze vleže na břiše označili 4 referenční body na zadní straně dolní končetiny, které definovaly (Obrázek 24):

- osu zadonoží – body v polovině spodního a horního okraje kalkanea,
- osu dolní 1/3 bérce – jeden bod v polovině Achillovy šlachy v úrovni mediálního a laterálního malleolu a druhý distálně v 1/3 délky bérce (v místě rozestupu hlav m. gastrocnemius).



Obrázek 24. Označení referenčních bodů definujících osu zadonoží a bérce

Následovalo určení funkčního typu nezatížené nohy při neutrálním postavení v subtalárním kloubu. Nejdříve jsme jednou rukou vypalpovali hlavičku talu, na mediální straně nohy palcem a na laterální straně ukazováčkem nebo prostředníkem. Palcem druhé ruky jsme na plantě nohy zatlačili na hlavičku 5. metatarzu (Obrázek 25).

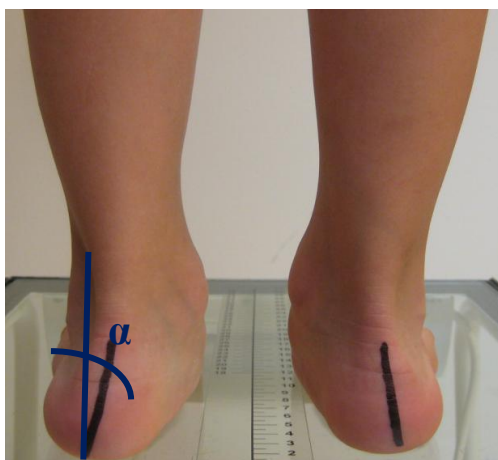


Obrázek 25. Znárodnění úchopu hlavičky talu a působení tlaku na hlavičku 5. metatarzu při určení funkčního typu nezatížené nohy (převzato a upraveno z Michaud, 1997)

Tlak na hlavičku 5. metatarzu jsme zvolili tak, aby prominence hlavice talu byla na laterální a mediální straně shodná. Tímto způsobem bylo vymezeno neutrální postavení v subtalárním kloubu, při kterém jsme hodnotili postavení osy zadonoží vůči ose bérce a postavení plantární plochy předonoží vůči plantární ploše zadonoží. Výsledek jsme zaznamenali do měrného listu.

Statické zatížení – určení statické valgozity paty

Při statickém zatížení nohy (stoj) jsme pomocí goniometru změřili odchylku osy zadonoží od vertikály (Obrázek 26).



Obrázek 26. Určení statické valgozity paty (úhel α)

Na základě studie Mooney a Campbell (2006) jsme odchylku paty větší než 5° považovali za valgózní. U všech dětí s valgozitou pat jsme provedli test stoje na špičkách, kterým jsme ověřovali, zda se jedná o flexibilní postavení paty. U flexibilního stavu se při stoji na špičkách pata vtáčí do varozity a tvaruje se podélná klenba (Valmassy, 1996).

Dynamické zatížení při chůzi

Pro možnost 3D kinematické analýzy pohybu dolní poloviny těla jsme ve stoji označili reflexními značkami referenční body (prominence kostěných struktur na povrchu těla) definující:

- pánev – levá a pravá spina iliaca posterior superior, levá a pravá spina iliaca anterior superior,
- dolní končetinu – levý a pravý trochanter major, střed levého a pravého kolenního kloubu (lokalizován 1 cm nad kloubní štěrbinou v poměru

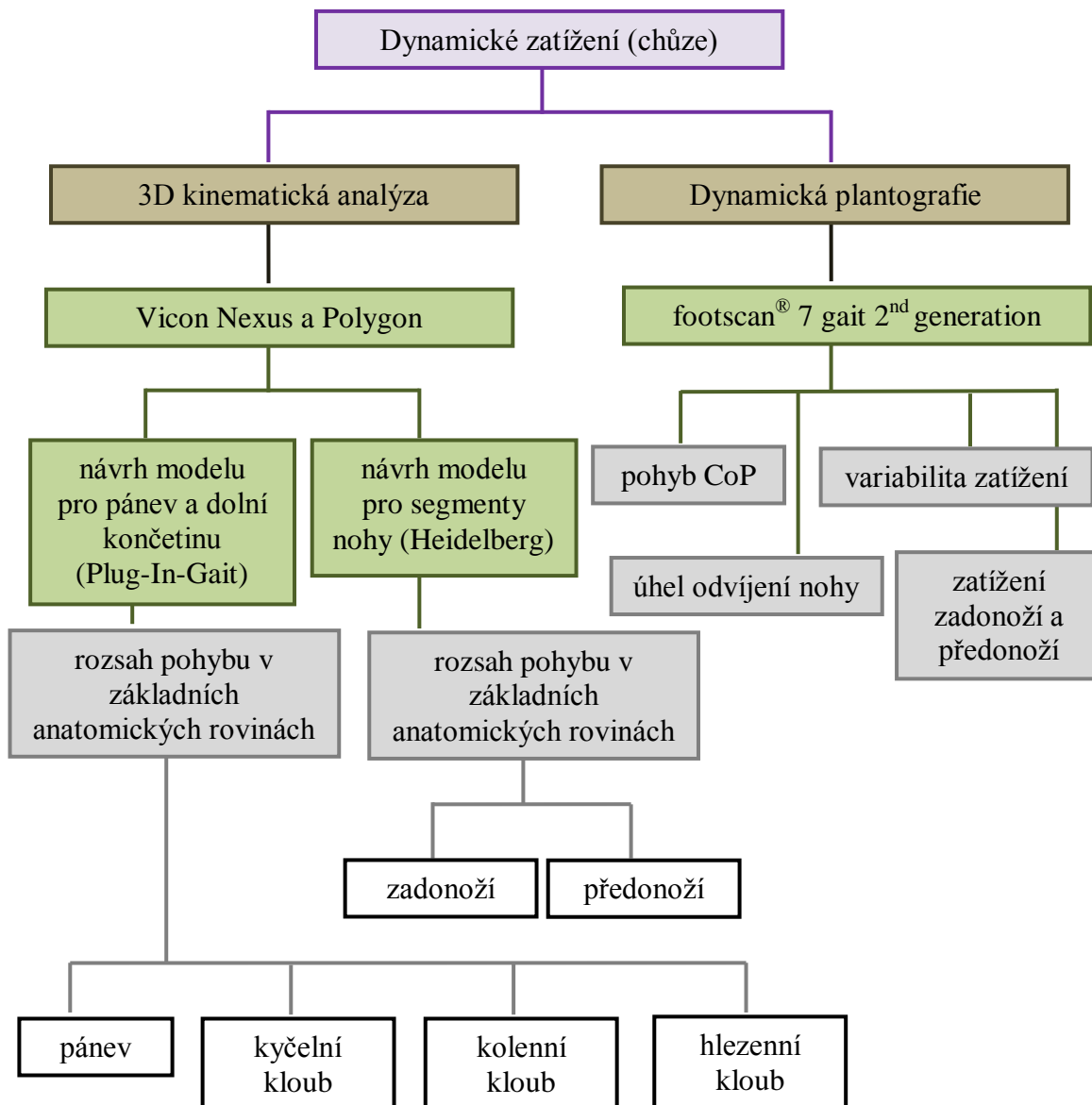
60 (anteriorně) : 40 (posteriorně) předozadní rozteče), levá a pravá hlavička fibuly, levá a pravá drsnatina tibie, bod na zadní straně bérce umístěn distálně v místě 1/3 z celkové délky bérce, levý a pravý laterální malleolus,

- nohu – mediální a laterální okraj kalkanea, polovina zadního okraje kalkanea, hlavička 1. metatarzu, hlavička 5. metatarzu, distální článek palce.

V programu Vicon Nexus jsme u každého probanda zvolili model a doplnili do něj údaje antropometrického měření. Tím jsme obecný model přizpůsobili konkrétnímu jedinci. Následovala statická kalibrace subjektu (1 až 3 pokusy při klidném stoji) s následným přiřazením názvů sledovaných bodů do modelu. Tuto statickou pozici subjektu jsme při vyhodnocování pohybu jednotlivých segmentů dolní končetiny v základních anatomických rovinách zadali jako referenční. Následně děti absolvovaly podle individuálních možností 8 až 10 pokusů chůze naboso po dráze.

4.1.4 Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry

Záznamy chůze jsme zpracovávali a vyhodnocovali pomocí programů footscan 7 gait 2nd generation verze 7.97 (dynamická plantografie) a Vicon Nexus a Vicon Polygon (3D kinematická analýza). Poté jsme exportovali data do programu Microsoft Office Excel (Obrázek 27).



Obrázek 27. Schéma zpracování dat dynamického zatížení (chůze)

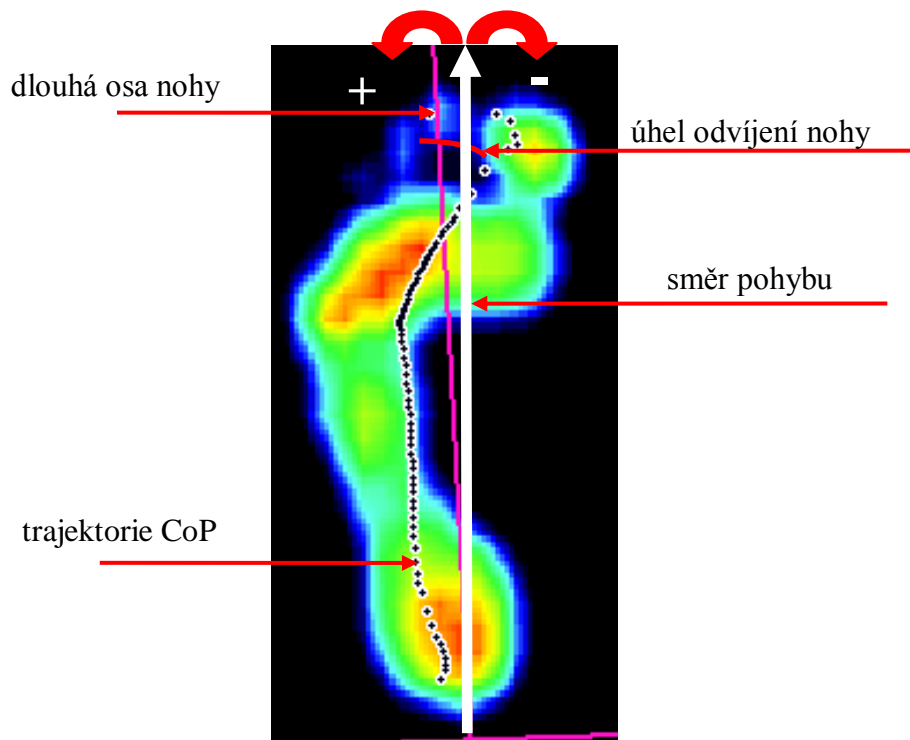
Dynamická plantografie – systém Footscan®

Jedním přechodem dítěte přes měřicí pedobarografickou plošinu jsme získali 3 až 4 dynamické záznamy plošky nohy. Samostatně jsme hodnotili každý pár (tj. dva po sobě jdoucí snímky), který představoval stojnou fázi levé a pravé nohy v rámci cyklu chůze.

Úhel odvíjení nohy

Úhel odvíjení nohy je úhlová odchylka dlouhé osy nohy od směru pohybu, kterou z rozložení tlaků na kontaktu s podložkou generuje program (Obrázek 28). Výchylku

osy od směru pohybu laterálně jsme označili znaménkem plus (vnější rotace nohy), výchylku osy mediálně znaménkem minus (vnitřní rotace nohy).



Obrázek 28. Snímek záznamu z pedobargrafické plošiny – znázornění úhlu odvíjení nohy

Tlakové zatížení zadonoží, středonoží a předonoží

Z hodnot tlakového zatížení pro jednotlivé oblasti jsme odvodili následující parametry:

- hodnota maximálního tlaku v dané oblasti (Max P; [N.cm⁻²]),
- relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze (tMax P; [%]),
- relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze (Contact; [%]),
- velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy v dané oblasti (Impuls; [N.s.cm⁻²]).

Variabilita tlakového zatížení

Variabilitu tlakového zatížení jsme vyjádřili pomocí variačního koeficientu (CV):

$$CV = SD / M * 100 \%,$$

kde SD je směrodatná odchylka a M je aritmetický průměr sledovaného parametru. Hodnotili jsme variabilitu tMax P, Contact, Max P a Impuls pro jednotlivé oblasti zadonoží, středonoží a předonoží.

Pohyb CoP

Na základě trajektorie CoP jsme odvodili parametry CoP v mediolaterálním a předozadním směru:

- rozsah pohybu CoP,
- rychlost pohybu CoP,
- maximální výchylku CoP od dlouhé osy nohy v laterálním (kladné hodnoty) a mediálním (záporné hodnoty) směru (Obrázek 26).

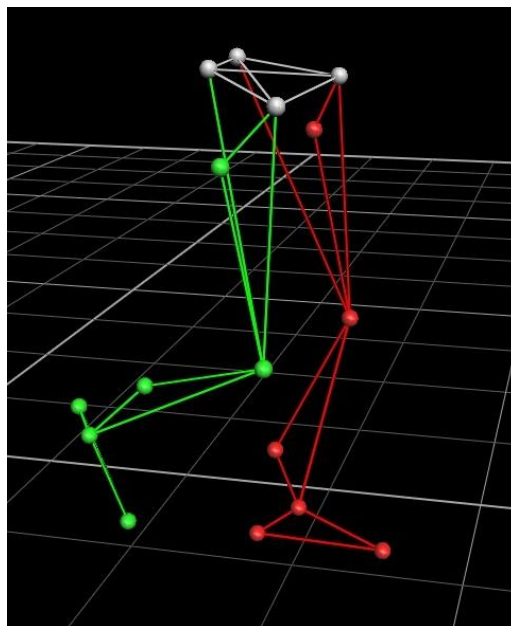
3D kinematická analýza – optoelektronický systém Vicon MX

Z osmi až deseti pokusů jsme u každého dítěte hodnotili pět vybraných záznamů chůze. Při vyhodnocování záznamů jsme označili začátek a konec jednoho krokového cyklu. Poté jsme doplnili středy kloubů s ostatními body potřebnými pro výpočet rotace daných segmentů. Následovala filtrace dat, jejich export do formátu C3D a následné zpracování v programu Vicon Polygon.

Pánev a dolní končetina

K hodnocení pohybu pánve a dolní končetiny jsme použili standardní model Plug-In Gait (Low Body Model, Obrázek 29).

Sledovali jsme úhlové parametry segmentů dolní končetiny a pánve (Příloha 4).

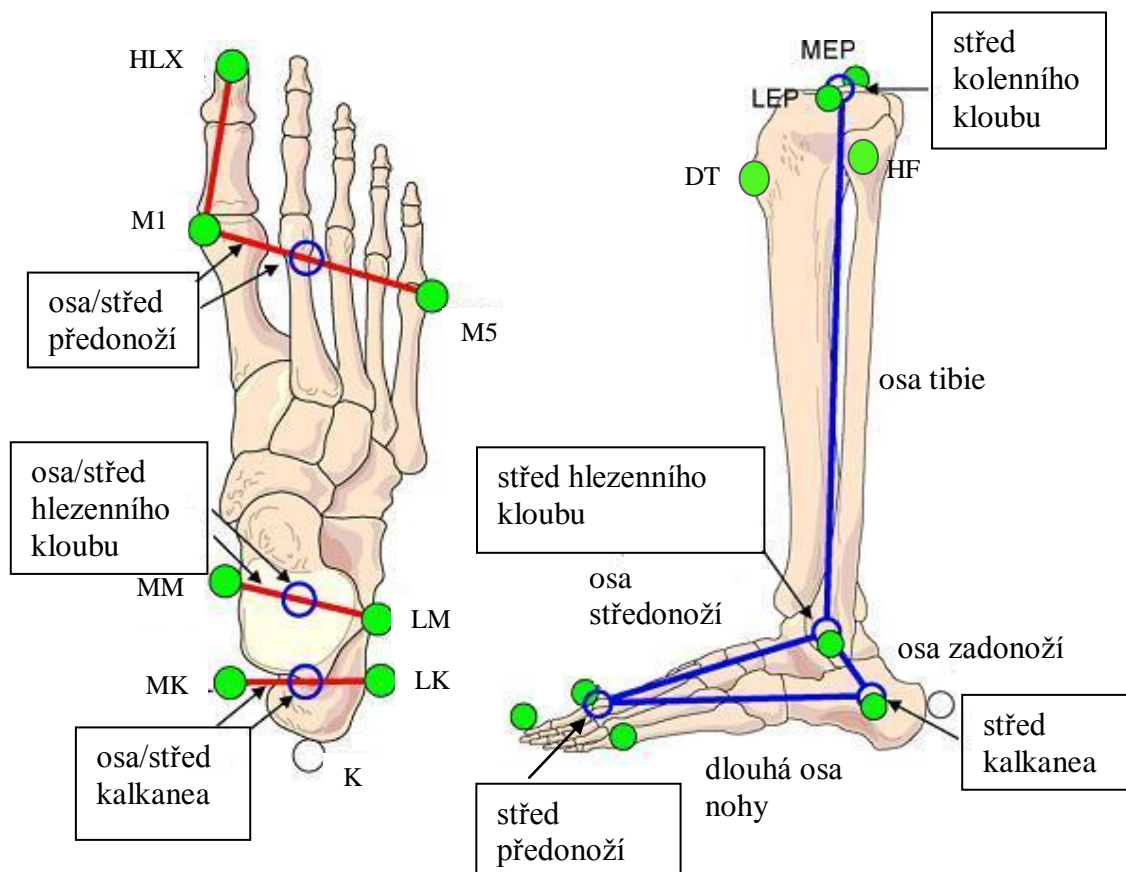


Obrázek 29. Ukázka modelu PlugInGait (Low Body Model) pro pánev a dolní končetinu v programu Vicon u vybraného probanda

Noha – model Heidelberg

K určení pohybu jednotlivých segmentů nohy byl použit multisegmentální model Heidelberg, který do klinické praxe uvedli Simon et al. (2006). Upravená verze modelu podle Wolfa et al. (2008), který byl použit k posouzení pohybu jednotlivých segmentů nohy při chůzi u dětí, je zobrazena na Obrázku 30.

Z důvodu valgózního postavení kolen u sledovaných dětí jsme na tělo probanda nemohli umístit značku mediálního epikondylu femuru. Souřadnice horního bodu osy tibie jsme proto definovali pomocí hlavičky fibuly (předozadní a vertikální souřadnice) a drsnatiny tibie (mediolaterální souřadnice).



Obrázek 30. Upravený multisegmentální model nohy pro 3D kinematickou analýzu (Wolf et al., 2008)

Vysvětlivky k referenčním značkám: HLX – distální článek palce; M1 – hlavička 1. metatarzu; M5 – hlavička 5. metatarzu; MM – mediální malleolus; LM – laterální malleolus; MK – mediální okraj kalkanea; LK – laterální okraj kalkanea; K – střed zadního okraje kalkanea; LEP – laterální epikondyl femuru; MEP – mediální epikondyl femuru; HF – hlavička fibuly; DT – drsnatina tibie.

Ze souřadnic bodů umístěných na těle jsme stanovili tyto proměnné:

- plantární/dorzální flexi v hlezenním kloubu (PF/DF) – pohyb osy tibie vzhledem k dlouhé ose nohy kolem osy hlezenního kloubu (sagitální rovina),
- tibio-talární flexi (TTF) – pohyb osy tibie vůči ose zadonoží kolem osy hlezenního kloubu (sagitální rovina),
- subtalární rotaci (SR) – inverze/everze kalkanea, pohyb osy kalkanea vůči ose hlezenního kloubu kolem osy zadonoží (frontální rovina),
- flexi palce (FP) – pohyb osy středonoží vůči ose palce kolem osy předonoží (sagitální rovina),

- torzi nohy (TN) – abdukce/addukce předonoží, pohyb osy předonoží vůči ose zadonoží kolem dlouhé osy nohy (transverzální rovina),
- supinaci předonoží (SP) – pohyb osy předonoží vůči ose hlezenního kloubu kolem osy středonoží (frontální rovina).

Zpracováním dynamických a kinematických proměnných, jejich exportem a úpravou v programu Microsoft Office Excel, jsme získali soubory dat pro statistické hodnocení daných proměnných u sledovaných skupin dětí.

4.1.5 Statistické zpracování dat

Ke statistickému hodnocení jsme využili program STATISTICA (verze 9.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). K posouzení normálního rozložení dat jsme aplikovali Shapiro-Wilkův test normality. U proměnných, které nevykazovaly normální rozložení, jsme pro statistické hodnocení použili neparametrické testy. Za statisticky významné jsme považovali rozdíly na hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$.

Dynamická plantografie – systém Footscan®

Porovnání četností měřených proměnných jsme hodnotili metodou kontingenčních tabulek a použitím Pearsonova chí-kvadrátu. Podskupiny vytvořené na základě hodnocených parametrů jsme porovnávali pomocí McNemarova testu se stupněm volnosti 1.

Z hodnot úhlu odvíjení nohy, tlakového zatížení jednotlivých oblastí, pohybu CoP a variability tlakového zatížení ve vybraných pokusech jsme stanovili základní statistické charakteristiky (průměr, směrodatná odchylka).

Pro hodnocení dynamických proměnných mezi skupinami oboustranně a jednostranně valgózní s kontrolní skupinou jsme využili neparametrický Mann-Whitney U test. Pro hodnocení statisticky významných rozdílů mezi končetinami s valgozitou a bez valgozity paty u jednostranně valgózní skupiny jsme aplikovali párový Wilcoxonův test. Věcnou významnost rozdílů mezi skupinami jsme posuzovali pomocí Cohenova d ($0,2 < d < 0,5$ malý efekt; $0,5 < d < 0,8$ střední efekt nebo $d > 0,8$ velký efekt) (Cohen, 1988).

3D kinematická analýza – optoelektronický systém Vicon MX

U jednotlivých měření každého sledovaného subjektu jsme určili maxima, minima a rozsah pohybu pánve, v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu a jednotlivých segmentů nohy. Z těchto hodnot jsme stanovili základní statistické charakteristiky (průměr, směrodatná odchylka).

Pro hodnocení rozdílů daných kinematických parametrů mezi skupinami oboustranně a jednostranně valgózní s kontrolní skupinou jsme použili neparametrický Mann-Whitney U test. K určení statisticky významných rozdílů mezi končetinami s valgozitou a bez valgozity paty u jednostranně valgózní skupiny jsme aplikovali Wilcoxonův párový test. Věcnou významnost rozdílů mezi skupinami jsme posuzovali pomocí Cohenova d ($0,2 < d < 0,5$ malý efekt; $0,5 < d < 0,8$ střední efekt nebo $d > 0,8$ velký efekt) (Cohen, 1988).

4.2 Studie II

4.2.1 Výzkumný soubor

Metodika výzkumu byla schválena etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1). Se souhlasem zákonného zástupce každého dítěte se do studie dobrovolně zapojilo 32 dětí, které podstoupily první měření (Tabulka 3). Před zahájením experimentu byli zákonní zástupci každého dítěte seznámeni s podmínkami a průběhem měření. Po zodpovězení dotazů podepsal zákonný zástupce každého dítěte souhlas s účastí dítěte na měření (Příloha 2).

Tabulka 3. Přehled základních dat sledované skupiny dětí a jejich změny

Měření	Počet	Věk [rok]	Výška [cm]	Hmotnost [kg]
1	32	5,3±1,5	112,6±11,7	19,7±4,9
2	32	7,9±1,5	127,6±12,1	27,2±7,9
Rozdíl		2,7±0,1	16,1±2,6	8,4±3,6
Průměrná změna za rok			6,0±0,9	3,1±1,3

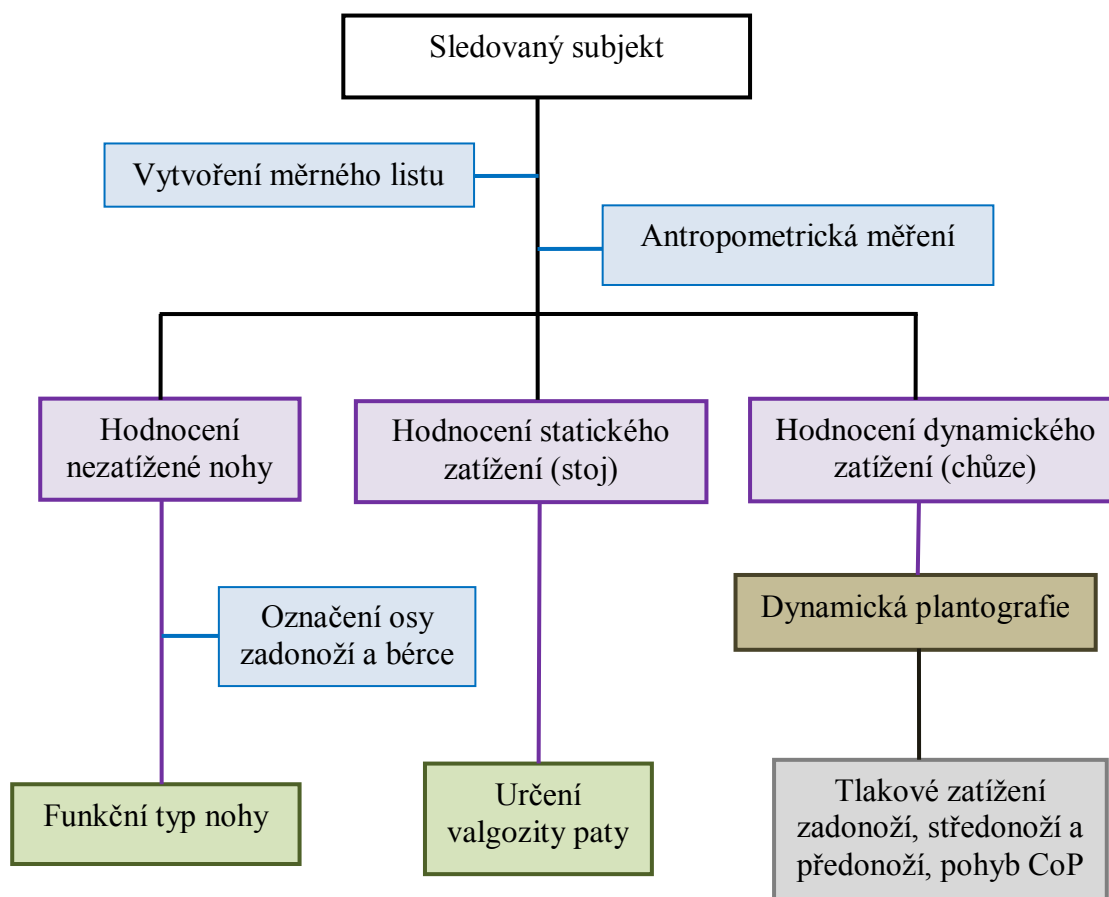
4.2.2 Měřicí procedury

Dynamická plantografie – systém Footscan®

Tlakové zatížení nohy při chůzi jsme hodnotili stejnou metodou jako ve Studii I.

4.2.3 Průběh měření

Měření probíhalo stejným způsobem jako ve Studii I bez záznamu chůze pomocí 3D kinematické analýzy (Obrázek 31).



Obrázek 31. Schéma průběhu měření a získávání dat Studie II

4.2.4 Zpracování a vyhodnocení dat, měřené parametry

Postup zpracování a vyhodnocení dat z dynamické plantografie je totožný se Studií I.

4.2.5 Statistické zpracování dat

Ke statistickému hodnocení jsme využili program STATISTICA (verze 9.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). K posouzení normálního rozložení dat jsme aplikovali Lillieforsův test normality. U proměnných, které nevykazovaly normální rozložení, jsme pro statistické hodnocení použili neparametrické testy. Za statisticky významné jsme považovali rozdíly na hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$.

Z hodnot tlakového zatížení jednotlivých oblastí nohy a pohybu CoP v jednotlivých pokusech jsme stanovili základní statistické charakteristiky (průměr, směrodatná odchylka).

Statisticky významné rozdíly v zatížení jednotlivých částí nohy mezi prvním a druhým měřením jsme hodnotili pomocí neparametrického párového Wilcoxonova testu. K hodnocení statisticky významných rozdílů pohybu CoP mezi prvním a druhým měřením jsme použili parametrický párový t-test. Věcnou významnost rozdílů mezi skupinami jsme posuzovali pomocí Cohenova d ($0,2 < d < 0,5$ malý efekt; $0,5 < d < 0,8$ střední efekt nebo $d > 0,8$ velký efekt) (Cohen, 1988).

5 Výsledky

5.1 Vědecká otázka 1

Znění vědecké otázky 1: „Existuje vztah mezi funkčním typem nohy, valgozitou paty a úhlem odvíjení nohy?“

U sledované skupiny dětí se vyskytovaly tyto dva funkční typy nezatížené nohy:

- neutrální zadonoží a neutrální předonoží,
- neutrální zadonoží a varózní předonoží.

„Nohy“ dětí jsme rozdělili na skupinu s valgozitou paty a bez valgozity paty.

Zastoupení výše uvedených funkčních typů nezatížené nohy u skupiny nohou se statickou valgozitou paty a bez statické valgozity paty je uvedeno v Tabulce 4.

Tabulka 4. Četnosti pozice předonoží vůči neutrálnímu zadonoží nezatížené nohy u skupiny nohou se statickou valgozitou paty a bez statické valgozity paty

Skupina	Postavení předonoží (N; %)		Celkem (N; %)	p
	neutrální	varózní		
Bez valgozity	12 (13,6)	30 (34,1)	42 (47,7 %)	0,794
S valgozitou	12 (13,6)	34 (38,6)	46 (52,3 %)	
Celkem (N; %)	24 (27,3 %)	64 (72,7 %)	88 (100 %)	

Vysvětlivky: N – absolutní četnost, % – relativní četnost, p – statistická významnost pro Pearsonův chí-kvadrát.

Z celkového počtu 44 dětí („88 nohou“) bylo 72,7 % nohou s neutrálním zadonožím a varózním předonožím a 27,3 % nohou s neutrálním postavením obou segmentů nezatížené nohy.

Při statickém zatížení jsme u 52,3 % nohou naměřili statickou valgozitu paty v rozsahu 6° až 18° a u 47,7 % hodnoty úhlu pod 6°.

Při porovnání podskupin vytvořených na základě postavení paty a předonoží jsme našli významně větší počet nohou s valgózním postavením paty a varózním předonožím než počet nohou s neutrálním postavením obou segmentů ($p = 0,002$).

Počet nohou s negativním a pozitivním úhlem odvíjení nohy u nohou s neutrálním zadonožím a neutrálním/varózním předonožím nezatížené nohy je uveden v Tabulce 5.

Tabulka 5. Četnosti negativního a pozitivního úhlu odvíjení nohy u nohou s neutrálním zadonožím a neutrálním/varózním předonožím nezatížené nohy

Poloha úhlu odvíjení nohy	Postavení předonoží (N; %)		Celkem (N; %)	p
	neutrální	varózní		
Negativní úhel	12 (13,6)	16 (18,2)	28 (31,8 %)	0,025
Pozitivní úhel	12 (13,6)	48 (54,6)	60 (68,2 %)	
Celkem (N; %)	24 (27,2 %)	64 (72,8 %)	88 (100 %)	

Vysvětlivky: N – absolutní četnost, % – relativní četnost, p – statistická významnost pro Pearsonův chí-kvadrát.

Na základě statistického porovnání jsme našli významný vztah mezi varózním postavením předonoží nezatížené nohy a pozitivním úhlem odvíjení nohy ($p = 0,025$).

5.2 Vědecká otázka 2

Znění vědecké otázky 2: „*Jak ovlivní postavení paty dynamické parametry při odvalu nohy v průběhu stejné fáze chůze?*“

Tlakové zatížení zadonoží, středonoží a předonoží

Hodnoty sledovaných parametrů tlakového zatížení u jednotlivých skupin jsou uvedeny v Příloze 5. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi jednotlivými skupinami je v Příloze 6.

Průměrné hodnoty vybraných parametrů tlakového zatížení pro určité oblasti nohy u jednotlivých skupin jsou uvedeny v Tabulce 6. Statistická a věcná významnost rozdílů vybraných parametrů tlakového zatížení mezi sledovanými skupinami je uvedena v Tabulkách 7 a 8.

Tabulka 6. Průměrné hodnoty vybraných parametrů tlakového zatížení daných oblastí nohy pro jednotlivé skupiny dětí

Oblast nohy	Parametr	2_0		2_1		1_0		1_1	
		<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
HL	Max P [N.cm ⁻²]	6,49*	1,51	7,12	1,59	6,92⁺	0,85	7,57*⁺	1,43
HM	Max P [N.cm ⁻²]	8,96*	2,12	9,88	2,49	10,99⁺	2,27	10,43*⁺	2,13
Středonoží	Contact [%]	57,51	12,29	55,80	11,53	57,56⁺	13,87	49,60⁺	16,20
M1	Contact [%]	66,21*	10,71	75,82*	7,90	72,08	7,77	72,77	7,36
	Max P [N.cm ⁻²]	4,61*	1,40	6,00*	2,07	5,26	1,95	4,62	1,45
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,91*	0,35	1,27	0,58	1,09	0,49	0,99	0,34
M3	Max P [N.cm ⁻²]	8,08	2,44	7,11	2,38	6,57⁺	2,19	8,31⁺	2,06
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,59	0,59	1,40	0,52	1,29⁺	0,51	1,74⁺	0,46
M4	Contact [%]	64,54	11,62	65,03	9,24	63,16⁺	11,63	69,81⁺	9,54
	Max P [N.cm ⁻²]	6,20*	2,34	5,19*	1,98	5,03	2,93	6,26	2,31
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,19	0,50	0,99	0,41	0,94⁺	0,65	1,28⁺	0,54
M5	Contact [%]	47,64	12,49	49,51	12,42	42,78⁺	12,30	54,99⁺	13,33
	Max P [N.cm ⁻²]	2,07	1,31	1,90	1,13	1,75⁺	1,28	3,15⁺	2,37
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,34	0,24	0,31	0,22	0,26⁺	0,21	0,57⁺	0,58
T1	tMax P [%]	81,48*	2,91	83,69*	2,45	81,60	4,26	81,87	3,07

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; *M* – průměr; *SD* – směrodatná odchylka; HL – laterální část paty; HM – mediální část paty; M1, M3, M4 a M5 – hlavička 1., 3., 4. a 5. metatarzu; T1 – palec; Impuls [N.s.cm⁻²] – velikost tlakového zatížení v dané oblasti v průběhu odvalu nohy; Contact [%] – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze; Max P [N.cm⁻²] – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; tMax P [%] – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze. Označení statisticky významných rozdílů ($p < 0,05$) – * Mann-Whitney U test, + Wilcoxonův test.

Tabulka 7. Statistická a věcná významnost rozdílů vybraných parametrů tlakového zatížení mezi sledovanými skupinami

Oblast nohy	Parametr	2_0 x 2_1		2_0 x 1_1	
		<i>p</i>	<i>d</i>	<i>p</i>	<i>d</i>
HL	Max P [N.cm ⁻²]	0,130	0,40*	0,026	0,73**
HM	Max P [N.cm ⁻²]	0,212	0,40*	0,033	0,69**
M1	Contact [%]	0,000	1,03***	0,063	0,67**
	Max P [N.cm ⁻²]	0,003	0,77**	0,906	0,01
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,013	0,74**	0,189	0,22*
M4	Max P [N.cm ⁻²]	0,037	0,47*	0,968	0,02
T1	tMax P [%]	0,004	0,83***	0,296	0,13

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; HL – laterální část paty; HM – mediální část paty; M1 a M4 – hlavička 1. a 4. metatarzu; T1 – palec; Impuls [N.s.cm⁻²] – velikost tlakového zatížení v dané oblasti v průběhu odvalu nohy; Contact [%] – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze; Max P [N.cm⁻²] – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; tMax P [%] – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze; *p* – statistická významnost pro Mann Whitney U test; *d* – věcná významnost rozdílů mezi skupinami Cohenovo *d* (* 0,2 < *d* < 0,5 malý efekt; ** 0,5 < *d* < 0,8 střední efekt a *** *d* > 0,8 velký efekt).

U skupiny s oboustrannou valgozitou paty jsme našli ve srovnání s kontrolní skupinou významně vyšší relativní dobu dosažení hodnoty maximálního tlakového zatížení v oblasti palce ($p = 0,004$; $d = 0,83$). V oblasti hlavičky 1. metatarzu jsme u skupiny s oboustrannou valgozitou paty naměřili významně vyšší relativní dobu kontaktu ($p < 0,001$; $d = 1,03$), hodnotu maximálního tlaku ($p = 0,003$; $d = 0,77$) a velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy ($p = 0,013$; $d = 0,74$) v porovnání s kontrolní skupinou. Dále jsme našli významně menší hodnotu maximálního tlaku pro oblast hlavičky 4. metatarzu ($p = 0,037$; $d = 0,47$) u oboustranně valgózní skupiny v porovnání s kontrolní skupinou.

U končetiny s valgozitou paty u jednostranně valgózní skupiny jsme v porovnání s kontrolní skupinou našli významně vyšší hodnotu maximálního tlaku v oblasti laterální části paty ($p = 0,026$; $d = 0,73$) i mediální části paty ($p = 0,033$; $d = 0,69$).

Tabulka 8. Statistická a věcná významnost rozdílů vybraných parametrů tlakového zatížení mezi končetinami u jednostranně valgózní skupiny

Oblast nohy	Parametr	1_0 x 1_1	
		<i>p</i>	<i>d</i>
HL	Max P [N.cm ⁻²]	0,005	0,56 ^{**}
HM	Max P [N.cm ⁻²]	0,041	0,26 [*]
Středonoží	Contact [%]	0,002	0,53 ^{**}
M3	Max P [N.cm ⁻²]	0,013	0,82 ^{***}
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,002	0,95 ^{***}
M4	Contact [%]	0,005	0,63 ^{**}
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,019	0,58 ^{**}
M5	Contact [%]	0,003	0,95 ^{***}
	Max P [N.cm ⁻²]	0,022	0,74 ^{**}
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,006	0,72 ^{**}

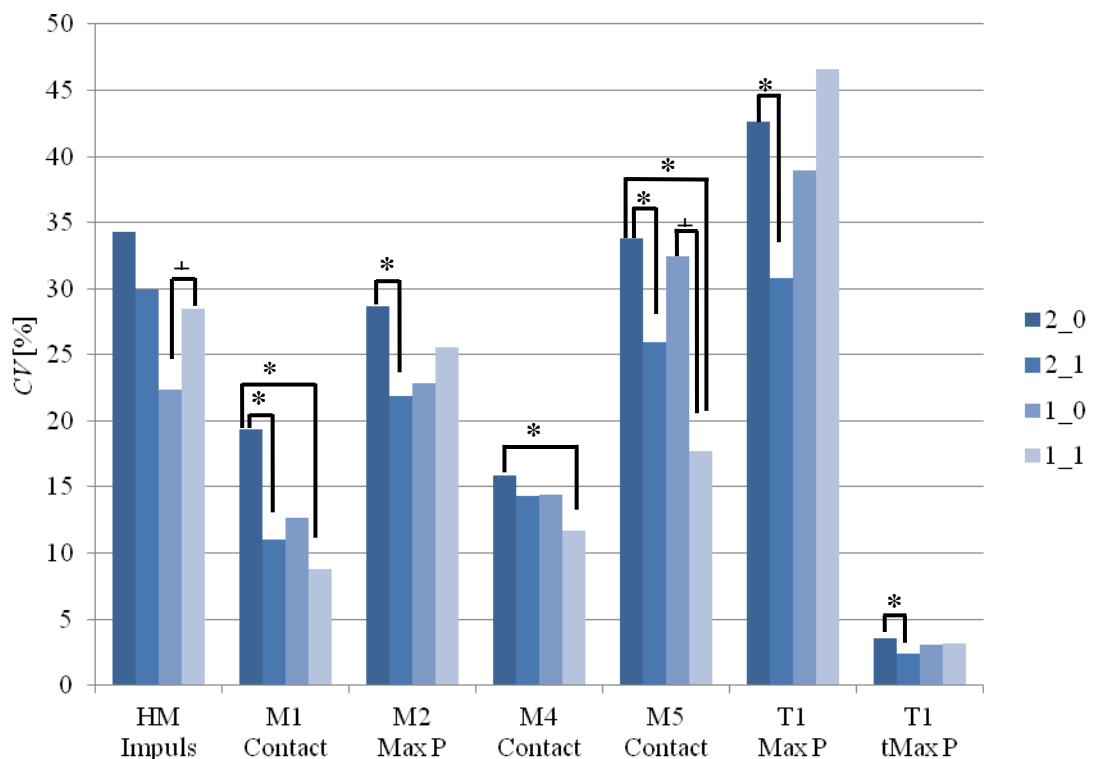
Vysvětlivky: 1_0 – končetina bez valgózní paty u skupiny s jednostrannou valgózní patou; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgózní patou; HL – mediální část paty; HM – mediální část paty; M3, M4 a M5 – hlavička 3., 4. a 5. metatarzu; Impuls [N.s.cm⁻²] – velikost tlakového zatížení v dané oblasti v průběhu odvalu nohy; Contact [%] – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stojné fáze chůze; Max P [N.cm⁻²] – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; *p* – statistická významnost pro Wilcoxonův párový test; *d* – věcná významnost rozdílů mezi skupinami Cohenovo *d* (* 0,2 < *d* < 0,5 malý efekt; ** 0,5 < *d* < 0,8 střední efekt a *** *d* > 0,8 velký efekt).

V jednostranně valgózní skupině jsme u končetiny s valgózní patou naměřili významně vyšší hodnotu maximálního tlaku v oblasti laterální části paty ($p = 0,005$; $d = 0,56$) a významně nižší hodnotu maximálního tlaku v oblasti mediální části paty ($p = 0,041$; $d = 0,26$) v porovnání s končetinou bez valgózní paty. V oblasti hlavičky 3. metatarzu jsme u končetiny s valgózní patou zjistili významně vyšší hodnotu maximálního tlaku ($p = 0,013$; $d = 0,82$) a velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy ($p = 0,002$; $d = 0,95$) v porovnání s končetinou bez valgózní paty. Dále jsme u končetiny s valgózní patou naměřili významně vyšší hodnotu relativní doby kontaktu v oblasti hlavičky 4. metatarzu ($p = 0,005$; $d = 0,63$) i hlavičky 5. metatarzu ($p = 0,003$; $d = 0,95$) a velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy v oblasti hlavičky 4. metatarzu ($p = 0,019$; $d = 0,58$) i hlavičky 5. metatarzu ($p = 0,006$; $d = 0,72$) v porovnání s končetinou bez valgózní paty. Pro hlavičku 5. metatarzu jsme

u končetiny s valgozitou paty zjistili významně vyšší hodnotu maximálního tlaku ($p = 0,022$; $d = 0,74$) v porovnání s končetinou bez valgozity paty. V oblasti středonoží jsme objevili významně nižší hodnotu relativní doby kontaktu ($p = 0,002$; $d = 0,53$) u končetiny s valgozitou paty v porovnání s končetinou bez valgozity paty.

Variabilita tlakového zatížení

Hodnoty parametrů variability tlakového zatížení u daných skupin jsou uvedeny v Příloze 7. Statistická a věcná významnost rozdílů variability tlakového zatížení mezi skupinami je v Příloze 8. Porovnání vybraných parametrů variability tlakového zatížení u skupin s označením statisticky významných rozdílů je zobrazeno na Obrázku 32.



Obrázek 32. Grafické porovnání variačních koeficientů (CV) vybraných parametrů tlakového zatížení mezi jednotlivými skupinami

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgozitou patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; HM – mediální část paty; M1, M2, M4 a M5 – hlavička 1., 2., 4. a 5. metatarzu; T1 – palec; Impuls – velikost tlakového zatížení v dané oblasti v průběhu odvalu nohy; Contact – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Max P – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; tMax P – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze. Označení statisticky významných rozdílů ($p < 0,05$) – * Mann-Whitney U test, + Wilcoxonův test.

U skupiny s oboustrannou valgozitou a u končetiny s valgozitou paty z jednostranně valgózní skupiny jsme ve srovnání s kontrolní skupinou našli významně menší variabilitu doby kontaktu s podložkou v oblasti hlavičky 1. metatarzu ($p = 0,008$; $d = 0,63$ pro skupinu s oboustrannou valgozitou paty a $p = 0,005$; $d = 0,77$ pro končetinu s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou paty) i v oblasti hlavičky 5. metatarzu ($p = 0,033$; $d = 0,58$ pro skupinu s oboustrannou valgozitou paty a $p = 0,001$; $d = 1,27$ pro končetinu s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou paty). U končetiny s valgozitou paty z jednostranně valgózní skupiny jsme dále našli významně nižší variabilitu doby kontaktu s podložkou v oblasti hlavičky 4. metatarzu ($p = 0,035$; $d = 0,50$) v porovnání s kontrolní skupinou.

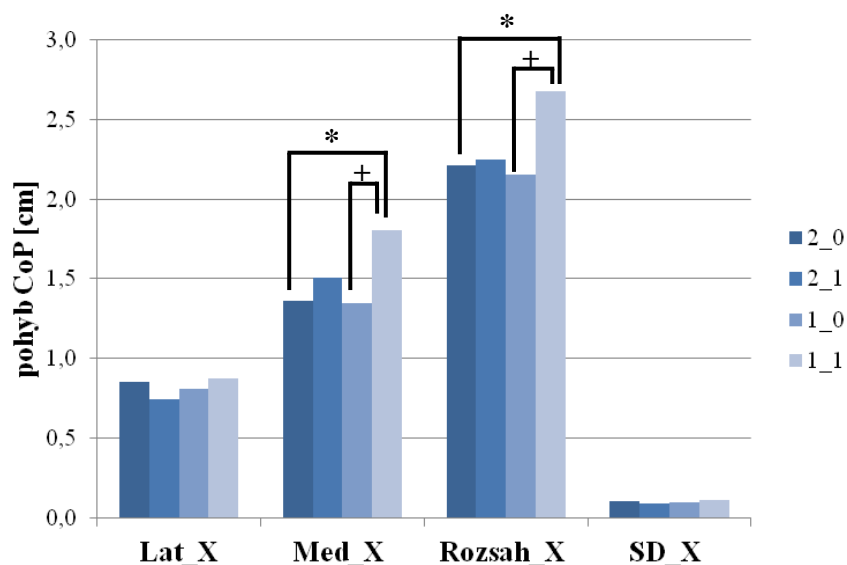
U skupiny s oboustrannou valgozitou paty jsme ve srovnání s kontrolní skupinou dále naměřili významně nižší variabilitu maximálního tlakového zatížení v oblasti hlavičky 2. metatarzu ($p = 0,015$; $d = 0,69$) i palce ($p = 0,009$; $d = 0,67$) a také významně nižší variabilitu doby maximálního zatížení palce ($p = 0,044$; $d = 0,70$).

Při vzájemném porovnání končetin ve skupině s jednostrannou valgozitou jsme u končetiny s valgozitou paty našli významně vyšší variabilitu zatížení mediální části paty v průběhu odvalu nohy ($p = 0,030$; $d = 0,58$) a významně nižší variabilitu doby kontaktu 5. metatarzu ($p = 0,026$; $d = 0,97$) v porovnání s končetinou bez valgozity paty.

Pohyb CoP

Hodnoty sledovaných parametrů pohybu CoP u jednotlivých skupin jsou zaznamenány v Příloze 9. Statistická a věcná významnost rozdílů pohybu CoP mezi sledovanými skupinami je v Příloze 10.

Porovnání vybraných parametrů pohybu CoP u sledovaných skupin s označením statisticky významných rozdílů je znázorněno na Obrázku 33.



Obrázek 33. Porovnání vybraných parametrů pohybu CoP u sledovaných skupin

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; Lat_X [cm] – maximální výchylka CoP od dlouhé osy nohy při chůzi v laterálním směru; Med_X [cm] – maximální výchylka CoP od dlouhé osy nohy při chůzi v mediálním směru; Rozsah_X [cm] – rozsah pohybu CoP v mediolaterálním směru; SD_X [cm] – směrodatná odchylka pohybu CoP v mediolaterální směru. Označení statisticky významných rozdílů ($p < 0,05$) – * Mann-Whitney U test, + Wilcoxonův test.

U končetiny s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou jsme naměřili významně větší rozsah pohybu CoP v mediolaterálním směru ($p = 0,009$; $d = 0,99$) i významně větší pohyb CoP v mediálním směru ($p = 0,010$; $d = 0,95$) v porovnání s kontrolní skupinou.

Při vzájemném hodnocení končetin ve skupině s jednostrannou valgozitou jsme našli významně větší rozsah pohybu CoP v mediolaterálním směru ($p = 0,001$; $d = 0,93$) i významně větší pohyb CoP v mediálním směru ($p = 0,001$; $d = 0,77$) u končetiny s valgozitou paty v porovnání s končetinou bez valgozity paty.

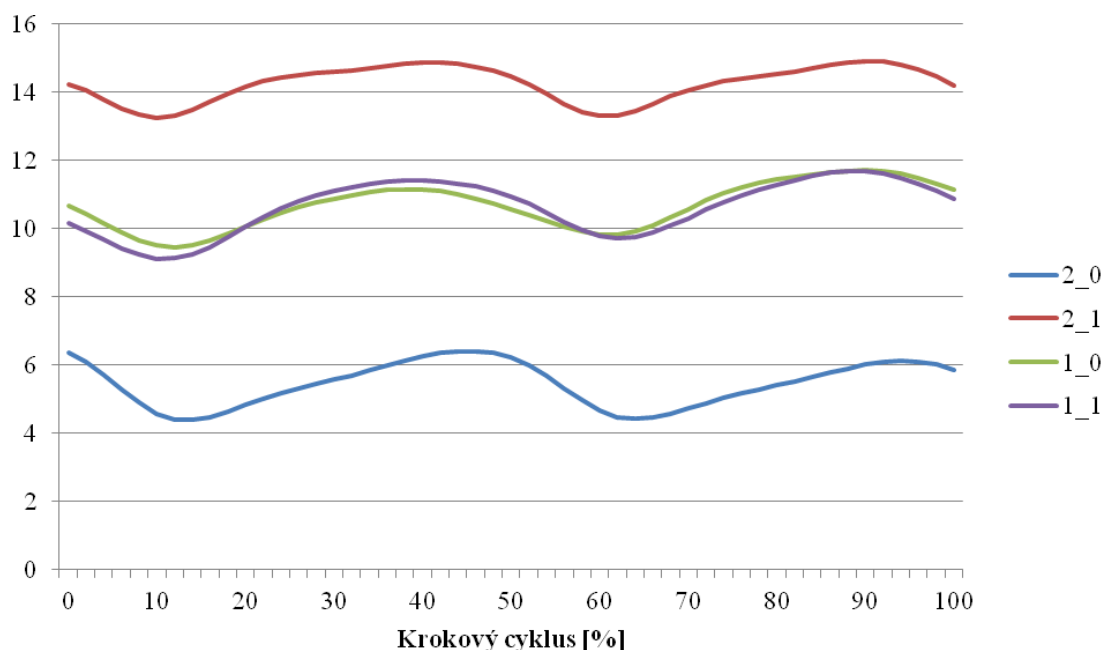
5.3 Vědecká otázka 3

Znění vědecké otázky 3: „*Jak ovlivní postavení paty kinematické parametry pánve a segmentů dolní končetiny v základních anatomických rovinách při chůzi?*“

Hodnoty sledovaných kinematických parametrů pánve a dolní končetiny u jednotlivých skupin jsou uvedeny v Příloze 11. Statistická a věcná významnost rozdílů kinematických parametrů pánve a dolní končetiny mezi jednotlivými skupinami je v Příloze 12.

Pánev

Pohyb pánve v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 34.



Obrázek 34. Pohyb pánve v sagitální rovině [°] v průběhu krokového cyklu u sledovaných skupin dětí

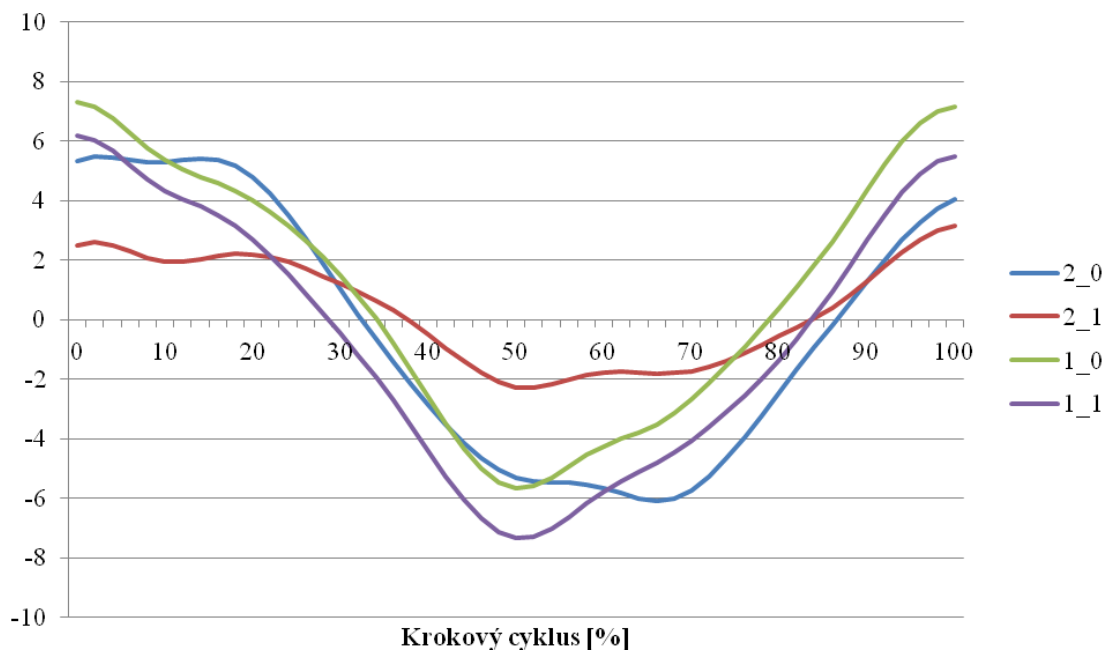
Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; kladné hodnoty – antevertze.

U skupiny s oboustrannou valgozitou paty jsme našli významně větší maximální hodnotu antevertze pánve ($p < 0,001$; $d = 1,94$) i maximální hodnotu retrovertze pánve ($p < 0,001$; $d = 1,91$) v porovnání se skupinou kontrolní.

Také u končetiny s valgózní patou ve skupině s jednostrannou valgozitou paty jsme naměřili významně větší maximální hodnotu antevertze pánve ($p < 0,001$; $d = 2,03$) i maximální hodnotu retrovertze ($p = 0,001$; $d = 1,58$) v porovnání s kontrolní skupinou.

Ve skupině s jednostrannou valgozitou jsme u končetiny s valgozitou paty našli významně větší hodnotu maximální antevertze ($p = 0,003$; $d = 0,83$) na konci stojné fáze chůze v porovnání s končetinou bez valgozity paty.

Pohyb pánve v transverzální rovině v průběhu krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 35.



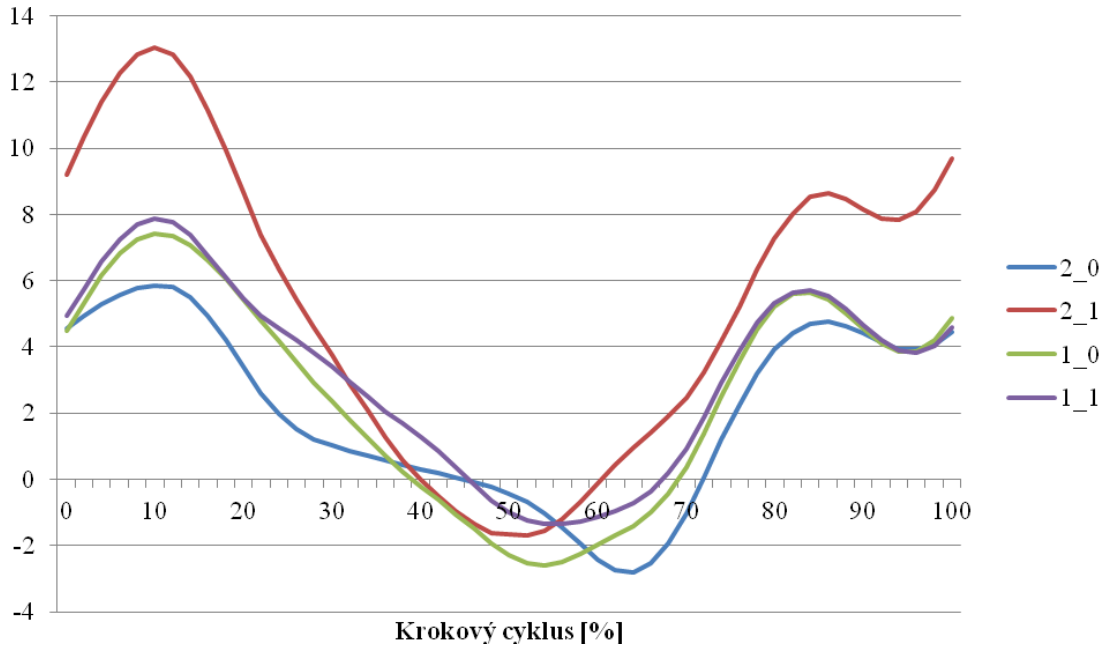
Obrázek 35. Pohyb pánve v transverzální rovině [°] v průběhu krokového cyklu u sledovaných skupin dětí

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; kladné hodnoty – vnitřní rotace.

U oboustranně valgózní skupiny jsme naměřili významně nižší rozsah pohybu pánve v transverzální rovině ($p = 0,031$; $d = 0,92$) v porovnání s kontrolní skupinou.

Kyčelní kloub

Pohyb v kyčelním kloubu v transverzální rovině v průběhu krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 36.



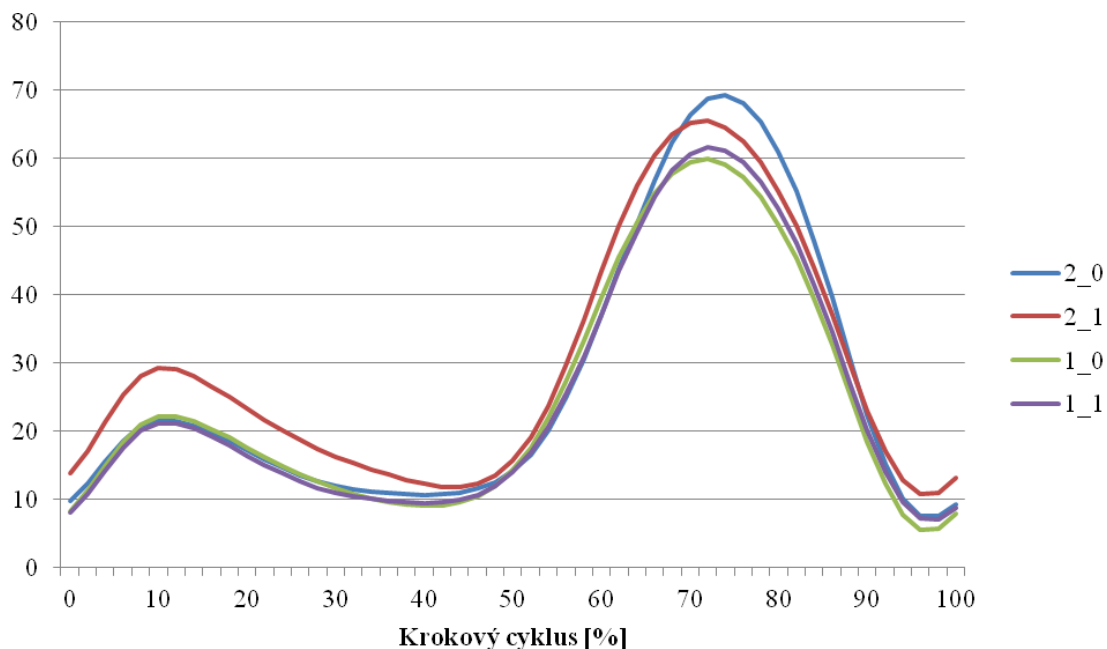
Obrázek 36. Pohyb v kyčelním kloubu v transverzální rovině [°] v průběhu krokového cyklu u sledovaných skupin dětí

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; kladné hodnoty – větší rotace.

U skupiny s oboustrannou valgozitou paty jsme našli významně větší rozsah pohybu v kyčelním kloubu ($p = 0,034$; $d = 0,98$) v transverzální rovině a větší vnější rotaci v kyčelním kloubu ($p = 0,008$; $d = 1,00$) v porovnání s kontrolní skupinou.

Kolenní kloub

Pohyb v kolenním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 37.

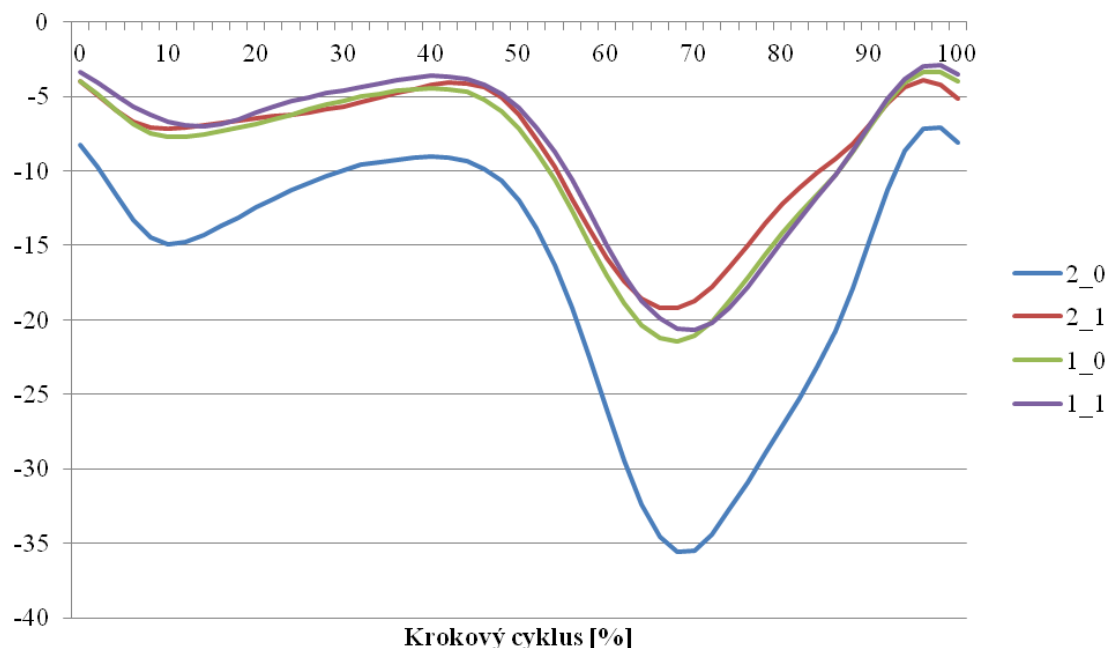


Obrázek 37. Pohyb v kolenním kloubu v sagitální rovině [°] v průběhu krokového cyklu u sledovaných skupin dětí

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; kladné hodnoty – flexe.

V porovnání s kontrolní skupinou jsme naměřili významně nižší rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině u skupiny s oboustrannou valgozitou ($p = 0,019$; $d = 0,96$) i u končetiny s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou ($p = 0,020$; $d = 0,99$). Dále jsme u oboustranně valgózní skupiny našli významně vyšší hodnotu maximální flexe ve stejné fázi chůze ($p = 0,019$; $d = 0,97$) v porovnání s kontrolní skupinou. U končetiny s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou jsme naměřili významně nižší hodnotu maximální flexe ve švihové fázi chůze ($p = 0,001$; $d = 1,51$) v porovnání s kontrolní skupinou.

Pohyb v kolenním kloubu ve frontální rovině v průběhu krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 38.

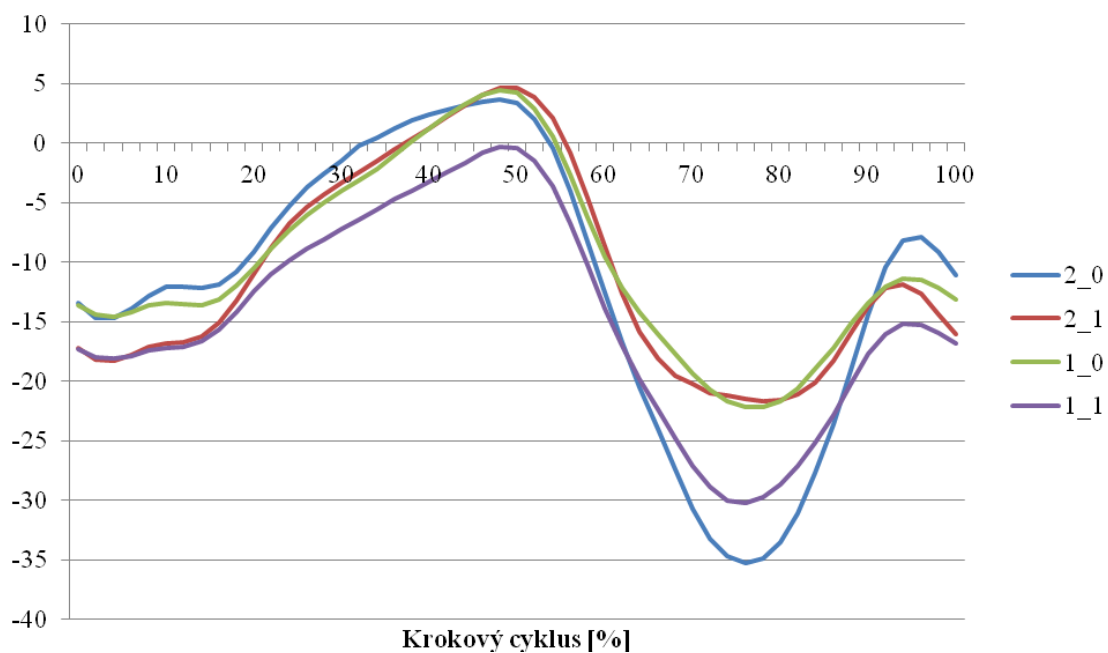


Obrázek 38. Pohyb v kolenním kloubu ve frontální rovině [°] v průběhu krokového cyklu u sledovaných skupin dětí

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; záporné hodnoty – valgozita.

V porovnání s kontrolní skupinou jsme našli významně nižší rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině u skupiny s oboustrannou valgozitou paty ($p = 0,003$; $d = 1,16$) i u končetiny s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou paty ($p = 0,017$; $d = 1,10$). Dále jsme zjistili významně nižší hodnotu valgozity v kolenním kloubu u oboustranně valgózní skupiny ($p = 0,002$; $d = 1,32$) i u končetiny s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou paty ($p = 0,013$; $d = 1,16$) v porovnání s kontrolní skupinou.

Pohyb v kolenním kloubu v transverzální rovině v průběhu krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 39.



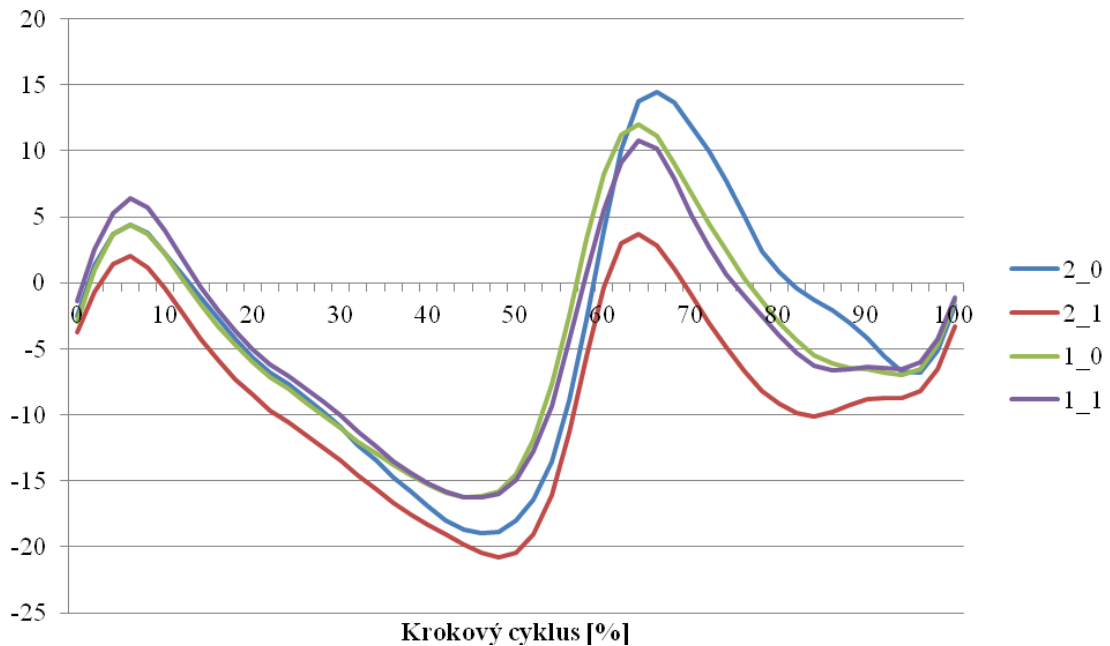
Obrázek 39. Pohyb v kolenním kloubu v transverzální rovině [°] v průběhu krokového cyklu u sledovaných skupin dětí

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; záporné hodnoty – vnější rotace.

Ve skupině s jednostrannou valgozitou jsme u končetiny s valgozitou paty našli významně nižší hodnotu vnitřní rotace ($p = 0,23$; $p = 0,79$) a významně vyšší hodnotu vnější rotace ($p = 0,004$; $d = 1,22$) v porovnání s končetinou bez valgozity paty.

Hlezenní kloub

Pohyb v hlezenním kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 40.

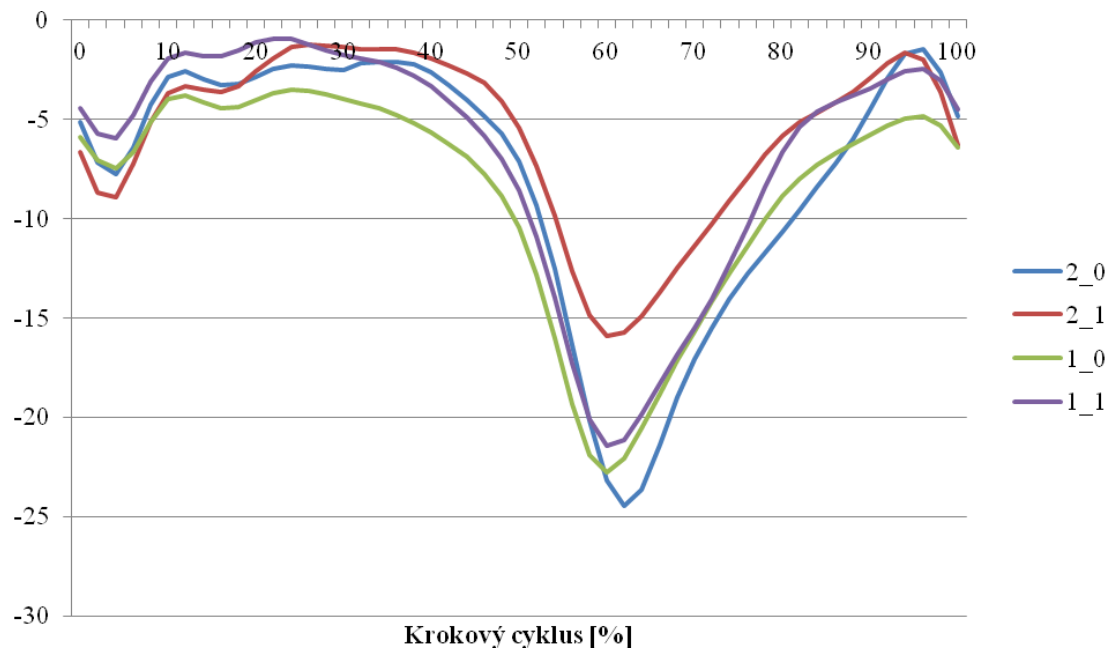


Obrázek 40. Pohyb v hlezenním kloubu v sagitální rovině [°] v průběhu krokového cyklu u sledovaných skupin dětí

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; kladné hodnoty – plantární flexe.

V porovnání s kontrolní skupinou jsme u oboustranně valgózní skupiny našli významně nižší rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině ($p = 0,005$; $d = 1,26$) a významně nižší hodnotu maximální plantární flexe na konci stojné fáze chůze ($p = 0,002$; $d = 1,63$).

Pohyb v hlezenním kloubu v transverzální rovině během krokového cyklu je znázorněn na Obrázku 41.



Obrázek 41. Pohyb v hlezenním kloubu v transverzální rovině [°] v průběhu krokového cyklu u sledovaných skupin dětí

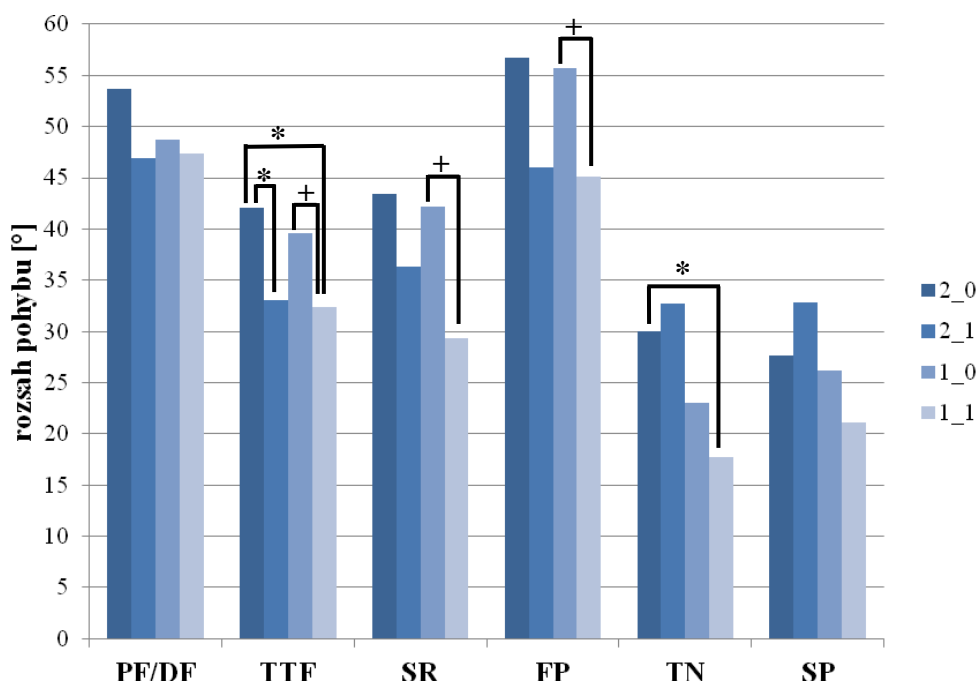
Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgózitou paty; 1_0 – končetina bez valgózy paty u skupiny s jednostrannou valgózitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgózitou paty; záporné hodnoty – vnější rotace.

U oboustranně valgózní skupiny jsme našli statisticky významně menší rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transverzální rovině ($p = 0,003$; $d = 1,33$) a menší hodnotu vnější rotace na konci stojné fáze ($p = 0,003$; $d = 1,25$) v porovnání s kontrolní skupinou.

Noha – model Heidelberg

Hodnoty sledovaných kinematických parametrů segmentů nohy jsou uvedeny v Příloze 13. Statistická a věcná významnost rozdílů mezi jednotlivými skupinami je v Příloze 14.

Grafické porovnání rozsahů pohybu segmentů nohy s označením statisticky významných rozdílů je znázorněno na Obrázku 42.



Obrázek 42. Porovnání rozsahu pohybu segmentů nohy [°] pro sledované skupiny dětí *Vysvětlivky*: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – skupina s oboustrannou valgozitou paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; PF/DF – plantární/dorzální flexe v hlezenním kloubu (pohyb osy tibie vzhledem k dlouhé ose nohy kolem osy hlezenního kloubu – sagitální rovina); TTF – tibio-talární flexe (pohyb osy tibie vůči ose zadonoží kolem osy hlezenního kloubu – sagitální rovina); SR – subtalární rotace (inverze/everze kalkanea, pohyb osy kalkanea vůči ose hlezenního kloubu kolem osy zadonoží – frontální rovina); FP – flexe palce (pohyb osy středonoží vůči ose palce kolem osy předonoží – sagitální rovina); TN – torze nohy (abdukce/addukce předonoží, pohyb osy předonoží vůči ose zadonoží kolem dlouhé osy nohy – transversální rovina); SP – supinace předonoží (pohyb osy předonoží vůči ose hlezenního kloubu kolem osy středonoží – frontální rovina). Označení statisticky významných rozdílů ($p < 0,05$) – * Mann-Whitney U test, + Wilcoxonův test.

Významně menší rozsah tibio-talární flexe jsme zjistili u skupiny s oboustrannou valgozitou paty ($p = 0,009$; $d = 0,99$) a u končetiny s valgozitou paty ze skupiny

s jednostrannou valgozitou ($p = 0,027$; $d = 1,09$) v porovnání se skupinou kontrolní. U končetiny s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou byl dále významně menší rozsah torze nohy ($p = 0,015$; $d = 1,02$) oproti skupině kontrolní.

U skupiny s jednostrannou valgozitou paty byla u končetiny s valgózní patou významně menší tibio-talární flexe ($p = 0,028$; $d = 0,96$), subtalární rotace ($p = 0,041$; $d = 0,49$) a flexe palce ($p = 0,008$; $d = 1,05$) v porovnání s končetinou bez valgozity paty.

5.4 Vědecká otázka 4

Znění vědecké otázky 4: „Dojde ke změně postavení segmentů nohy u sledovaných dětí za dobu 2,5 roku?“

Z celkového počtu 44 dětí z prvního měření se ke druhému měření dostavilo 32 dětí (tj. 72,7 % z původního počtu sledovaných dětí). U dětí jsme určili tyto dva funkční typy nezatížené nohy:

- neutrální zadonoží a neutrální předonoží,
- neutrální zadonoží a varózní předonoží.

„Nohy“ dětí jsme rozdělili na skupinu s valgozitou paty a bez valgozity paty. Zastoupení výše uvedených funkčních typů nezatížené nohy u skupiny nohou se statickou valgozitou paty a bez statické valgozity paty je uvedeno v Tabulce 9.

Tabulka 9. Četnosti pozice předonoží vůči neutrálnímu zadonoží nezatížené nohy u nohou se statickou valgozitou paty a bez statické valgozity paty při 1. a 2. měření

Skupina	Postavení předonoží (N; %)				Celkem (N; %)	
	neutrální		varózní		(1)	(2)
	(1)	(2)	(1)	(2)		
Bez valgozity	6 (9,4)	19 (29,7)	25 (39,0)	7 (10,9)	31 (48,4)	26 (40,6)
S valgozitou	10 (15,6)	10 (15,6)	23 (35,9)	28 (43,8)	33 (51,5)	38 (59,4)
Celkem (N; %)	19 (29,7)	29 (45,3)	45 (70,3)	35 (54,7)	64 (100)	64 (100)

Vysvětlivky: N – absolutní četnost; % – relativní četnost; (1) – první měření; (2) – druhé měření.

Při druhém měření jsme zjistili větší zastoupení nohou se statickou valgozitou paty o 7,9 % oproti prvnímu měření. Rozsah naměřené valgozity byl 6° až 18°, stejně jako v prvním měření.

U skupiny nohou bez statické valgozity paty došlo při druhém měření ke snížení počtu nohou s neutrálním postavením zadonoží a varozitou předonoží nezatížené nohy o 28,1 % a ke zvýšení počtu nohou s neutrálním postavením obou segmentů nezatížené nohy o 20,3 % v porovnání s prvním měřením. U skupiny nohou se statickou valgozitou paty se v porovnání s prvním měřením zvýšilo zastoupení nohou s neutrálním postavením zadonoží a varozitou předonoží nezatížené nohy o 7,9 %.

5.5 Vědecká otázka 5

Znění vědecké otázky 5: *„Změní se dynamické parametry při odvalu nohy ve stojné fázi chůze u sledovaných dětí za dobu 2,5 roku?“*

Tlakové zatížení zadonoží, středonoží a předonoží

Hodnoty sledovaných parametrů dynamické plantografie pro první i druhé měření a statistická a věcná významnost jejich rozdílů jsou zaznamenány v Příloze 15.

Hodnoty vybraných parametrů dynamické plantografie prvního i druhého měření a statistická i věcná významnost jejich rozdílů jsou uvedeny v Tabulce 10.

Tabulka 10. Průměrné hodnoty vybraných parametrů dynamické plantografie 1. a 2. měření a statistická i věcná významnost jejich rozdílů

Oblast nohy	Parametr	M_1	M_2	SD_1	SD_2	p	d
HL	Max P [N.cm ⁻²]	7,17	9,71	1,44	2,26	0,000	1,34 ^{***}
	tMax P [%]	15,99	12,77	5,37	4,79	0,000	0,63 ^{**}
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,17	1,65	0,37	0,96	0,000	0,66 ^{**}
HM	Max P [N.cm ⁻²]	9,89	13,17	2,25	2,28	0,000	1,45 ^{***}
	tMax P [%]	15,37	13,83	4,47	4,42	0,037	0,35 [*]
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,57	2,16	0,50	1,13	0,000	0,68 ^{**}
Středonoží	Contact [%]	56,22	50,02	13,61	10,87	0,003	0,50 [*]
	Max P [N.cm ⁻²]	1,38	2,32	0,74	1,72	0,000	0,71 ^{**}
	tMax P [%]	34,44	26,21	9,41	7,14	0,000	0,99 ^{***}
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,25	0,47	0,18	0,90	0,009	0,34 [*]
M1	Max P [N.cm ⁻²]	5,01	4,38	1,81	5,01	0,002	0,36 [*]
	tMax P [%]	66,99	70,31	6,17	66,99	0,001	0,55 ^{**}
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,04	0,92	0,49	1,04	0,036	0,26 [*]
M2	Contact [%]	73,10	76,20	7,84	8,29	0,003	0,38 [*]
	tMax P [%]	73,44	77,69	4,69	4,53	0,000	0,92 ^{***}
M3	Contact [%]	71,36	76,15	9,67	9,17	0,000	0,51 ^{**}
	tMax P [%]	70,95	73,90	6,04	9,55	0,000	0,37 [*]
M4	Contact [%]	65,26	69,82	10,91	13,48	0,001	0,37 [*]
M5	Contact [%]	48,35	55,19	13,58	17,38	0,000	0,44 [*]
	Max P [N.cm ⁻²]	2,24	3,13	1,67	3,17	0,014	0,35 [*]
	tMax P [%]	56,86	51,72	11,62	14,77	0,032	0,39 [*]
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,37	0,98	0,36	2,79	0,001	0,31 [*]
T1	Max P [N.cm ⁻²]	5,00	6,02	1,66	2,26	0,001	0,51 [*]
	tMax P [%]	82,33	83,34	3,20	3,88	0,022	0,28 [*]
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,64	0,75	0,30	0,34	0,010	0,34 [*]

Vysvětlivky: M_1 – aritmetický průměr 1. měření; SD_1 – směrodatná odchylka 1. měření; M_2 – aritmetický průměr 2. měření; SD_2 – směrodatná odchylka 2. měření; HL – laterální část paty; HM – mediální část paty; M1 až M5 – hlavička 1. až 5. metatarzu; T1 – palec; Contact [%] – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Max P [N.cm⁻²] – hodnota maximálního zatížení v určité oblasti; tMax P [%] – relativní doba dosažení hodnoty maximálního zatížení v dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Impuls [N.s.cm⁻²] – velikost zatížení v průběhu odvalu nohy; p – statistická významnost pro Wilcoxonův párový test; d – věcná významnost Cohenovo d (* $0,2 < d < 0,5$ malý efekt; ** $0,5 < d < 0,8$ střední efekt a *** $d > 0,8$ velký efekt).

V porovnání s prvním měřením jsme u druhého měření naměřili významně vyšší hodnotu maximálního tlaku (Max P) v oblasti laterální i mediální části paty ($p < 0,001$ pro obě oblasti; $d = 1,34$ pro laterální část; $d = 1,45$ pro mediální část), středonoží ($p < 0,001$; $d = 0,71$), hlavičky 5. metatarzu ($p = 0,014$; $d = 0,35$) i palce ($p = 0,001$; $d = 0,51$). Dále jsme u druhého měření našli významně nižší hodnotu maximálního tlaku v oblasti hlavičky 1. metatarzu ($p = 0,002$; $d = 0,36$) ve srovnání s prvním měřením.

U relativní doby dosažení hodnoty maximálního tlaku (tMax P) jsme u druhého měření našli významně nižší hodnoty v oblasti laterální části paty ($p < 0,001$; $d = 0,63$), mediální části paty ($p = 0,037$; $d = 0,35$), středonoží ($p < 0,001$; $d = 0,99$) a hlavičky 5. metatarzu ($p = 0,032$; $d = 0,39$) v porovnání s prvním měřením. U druhého měření jsme v porovnání s prvním měřením dále zjistili významně vyšší hodnoty relativní doby dosažení maximálního tlaku v oblasti hlaviček 1. metatarzu ($p = 0,001$; $d = 0,55$), 2. metatarzu ($p < 0,001$; $d = 0,92$) i 3. metatarzu ($p < 0,001$; $d = 0,37$) a palce ($p = 0,022$; $d = 0,28$).

Velikost zatížení v průběhu odvalu nohy (Impuls) jsme u druhého měření naměřili významně vyšší v oblasti laterální i mediální části paty ($p < 0,001$ pro obě oblasti; $d = 0,66$ pro laterální část; $d = 0,68$ pro mediální část), středonoží ($p = 0,009$; $d = 0,34$), hlavičky 5. metatarzu ($p = 0,001$; $d = 0,31$) a palce ($p = 0,010$; $d = 0,34$) v porovnání s prvním měřením. U druhého měření jsme zjistili významně nižší velikost zatížení v průběhu odvalu nohy v oblasti hlavičky 1. metatarzu ($p = 0,036$; $d = 0,26$) oproti prvnímu měření.

Relativní dobu kontaktu vzhledem ke stejné fázi chůze (Contact) jsme u druhého měření naměřili významně vyšší v oblasti hlaviček 2. metatarzu ($p = 0,003$; $d = 0,38$), 3. metatarzu ($p < 0,001$; $d = 0,51$), 4. metatarzu ($p = 0,001$; $d = 0,37$) a 5. metatarzu ($p < 0,001$; $d = 0,44$) v porovnání s prvním měřením. Dále jsme u druhého měření našli významně nižší relativní dobu kontaktu vzhledem ke stejné fázi chůze v oblasti středonoží ($p = 0,003$; $d = 0,50$) v porovnání s prvním měřením.

Pohyb CoP

Hodnoty sledovaných parametrů pohybu CoP pro první i druhé měření a statistická i věcná významnost jejich rozdílů jsou uvedeny v Tabulce 11.

Tabulka 11. Porovnání hodnot pohybu CoP 1. a 2. měření u sledovaných dětí

Proměnná	M_1	M_2	SD_1	SD_2	p	d
Lat_X [cm]	0,83	1,49	0,24	0,71	0,000	0,77 ^{**}
Med_X [cm]	1,43	1,20	0,54	0,70	0,009	0,28 [*]
Rozsah_X [cm]	2,26	2,69	0,52	0,63	0,000	0,57 ^{**}
SD_X [cm]	0,09	0,11	0,03	0,03	0,041	0,06
SD_Y [cm]	0,21	0,24	0,06	0,05	0,000	0,11
v_X [cm/s]	6,91	7,96	1,46	1,53	0,000	0,84 ^{***}
v_Y [cm/s]	30,89	34,72	4,70	3,08	0,000	1,69 ^{***}

Výsvětlivky: M_1 – aritmetický průměr 1. měření; SD_1 – směrodatná odchylka 1. měření; M_2 – aritmetický průměr 2. měření; SD_2 – směrodatná odchylka 2. měření; Lat X [cm] – maximální výchylka CoP od osy chodidla při chůzi v laterálním směru; Med X [cm] – maximální výchylka CoP od osy chodidla při chůzi v mediálním směru; Rozsah_X [cm] – rozsah pohybu CoP v mediolaterálním směru; SD_X [cm] – směrodatná odchylka pohybu CoP v mediolaterální směru; SD_Y [cm] – směrodatná odchylka pohybu CoP v předozadním směru; v_X [cm/s] – průměrná rychlost pohybu CoP v mediolaterálním směru; v_Y [cm/s] – průměrná rychlost pohybu CoP v předozadním směru, p – statistická významnost pro párový t-test; d – věcná významnost Cohenovo d (* $0,2 < d < 0,5$ malý efekt; ** $0,5 < d < 0,8$ střední efekt a *** $d > 0,8$ velký efekt).

U druhého měření jsme v porovnání s prvním měřením zjistili významné snížení pohybu CoP v mediálním směru ($p = 0,009$; $d = 0,28$) v porovnání s prvním měřením. Naopak významné zvýšení jsme u druhého měření našli u pohybu CoP v laterálním směru ($p < 0,001$; $d = 0,77$), rozsahu pohybu CoP v mediolaterálním směru ($p < 0,001$; $d = 0,57$), rychlosti pohybu CoP v mediolaterálním ($p < 0,001$; $d = 0,84$) i předozadním směru ($p < 0,001$; $d = 1,69$). V porovnání s prvním měřením jsme u druhého měření našli statisticky významně vyšší směrodatnou odchylku pohybu CoP v mediolaterálním i předozadním směru ovšem s velmi malou hodnotou věcné významnosti ($p = 0,041$; $d = 0,06$ pro mediolaterální směrodatnou odchylku a $p < 0,001$; $d = 0,11$ pro předozadní směrodatnou odchylku).

6 Diskuse

6.1 Funkční typ nohy, statická valgozita paty a úhel odvíjení nohy

V předkládané práci se u sledovaného souboru dětí nejčastěji vyskytoval funkční typ nezatížené nohy s neutrálním postavením zadonoží a varózním předonožím (72,7 %). Studie, které se zabývaly postavením segmentů nezatížené nohy (pozice zadonoží/předonoží) a jeho projevem při zatížení uvádějí, že varózní/valgózní předonoží/zadonoží mění nejen postavení jednotlivých segmentů nohy, ale také způsob zatížení nohy při statickém a dynamickém zatížení (Michaud, 1997; Pratt & Sanner, 1996; Valmassy, 1996; Vařeka & Vařeková, 2009). Jako jedna z možností kompenzace varozity předonoží se uvádí hyperpronační syndrom, se kterým se pojí, vlivem nadměrné pronace v subtalárním kloubu, valgózní postavení paty. V naší práci jsme ale nenalezli významný vztah mezi varozitou předonoží a statickou valgozitou paty. Při vzájemném porovnání skupin nohou s valgozitou a bez valgozity paty bylo zastoupení varózního postavení předonoží podobné a v porovnání s neutrálním postavením předonoží u obou skupin výrazně vyšší. Vysoký výskyt varozity předonoží u sledovaných dětí může souviset s nedokončenou, opožděnou nebo chybnou torzí hlavičky a krčku talu (Brown & Yavorsky, 1987). Dalším důvodem může být přestavba měkkých tkání, která je způsobena dlouhodobou hyperpronací zadonoží v rámci deformity nohy nebo poruchou postavení proximálních segmentů dolní končetiny. V takovém případě se hovoří o supinovaném předonoží, které se častěji vyskytuje u dospělých (Vařeka & Vařeková, 2009).

Při sledování vztahu mezi varozitou předonoží a úhlem odvíjení nohy se u dětí můžeme často setkat s proměnlivým úhlem odvíjení nohy při chůzi. Po problematice ploché nohy je to další hodně diskutované téma u pediatrů, ortopedů a fyzioterapeutů. Za příčinu těchto změn se obvykle uvádí věk a s tím související vývoj kyčelního kloubu a celé dolní končetiny. Ho, Lin, Chou, Su a Lin (2000) uvádějí, že změny v úhlu odvíjení nohy jsou „cílené“ a dočasné z důvodu vývoje kostních struktur. Výsledky této disertační práce poukazují na významný vztah mezi varozitou předonoží a vnější rotací nohy při chůzi. Pratt a Sanner (1996) uvádějí, že nadměrná pronace vyvolaná varózním předonožím může mít za následek zvýšenou rotaci dolní končetiny v transverzální rovině. Lin et al. (2001) našli u dětí s flexibilní plochou nohou významný vztah mezi flexibilní plochou nohou a vnější rotací nohy.

6.2 Dynamické parametry chůze u skupin dětí s valgozitou paty

Tlakové zatížení zadonoží, středonoží a předonoží

Autoři řady odborných prací, sledujících zatížení nohy s valgózní patou, našli mediální posun tlakového zatížení v oblasti předonoží (Chuckpaiwong, Nunley, Mall & Queen, 2008; Ledoux & Hillstrom, 2002; Woodburn & Helliwell, 1996). Ledoux a Hillstrom (2002) porovnávali skupinu dospělých osob s oboustranným plochonožím, jehož součástí byla valgozita paty, s oboustranně normálně klenutou nohou. U skupiny s plochonožím našli významně větší zatížení palce a významně nižší zatížení laterální části předonoží. Také Chuckpaiwong et al. (2008) hodnotili chůzi dospělých jedinců s plochou nohou a normálně klenutou nohou a zjistili významně nižší zatížení hlavičky 5. metatarzu u osob s plochonožím. Obě studie uvádějí, že u nohou s poklesem mediálního klenutí dochází k odlišnému mechanismu zatížení předonoží, s přetížením prvního prstku. S tím se shodují výsledky předkládané disertační práce, kde jsme u oboustranně valgózní skupiny dětí zjistili významně vyšší hodnotu maximálního tlaku i relativní dobu kontaktu v oblasti hlavičky 1. metatarzu a významně nižší hodnotu maximálního tlaku v oblasti hlavičky 4. metatarzu. Podle Perry (1992) se jedná o pronační zatížení. Nedochozí k dostatečně stabilní opoře předonoží, která je důležitá pro odraz. Michaud (1997) toto pronační zatížení zdůvodňuje mediolaterální nestabilitou subtalárního kloubu a nedostatečným kostním uzamčením kalkaneokuboidního kloubu.

U skupiny s jednostrannou valgozitou jsme u končetiny s valgózní patou našli významně vyšší hodnotu maximálního tlaku v oblasti paty v porovnání s kontrolní skupinou. Stejně zatížení jsme našli i u oboustranně valgózní skupiny, ovšem výsledky jsou statisticky nevýznamné. Perry (1992) ve své publikaci uvádí, že rázy při počátečním kontaktu paty s podložkou a při přenosu zátěže do okamžiku kontaktu předonoží jsou tlumeny pronací v subtalárním kloubu v rozsahu 4° až 6°. Je to dáno postavením těla kalkanea, které je při počátečním kontaktu s podložkou posunuté laterálně vzhledem k dlouhé ose tibie. Končetina s valgózní patou ztrácí schopnost tlumit počáteční ráz pomocí pronace v subtalárním kloubu, protože už našlapuje v pronačním postavení a možný rozsah pronace je tímto snížen. Také Ogon, Aleksiev, Pope, Wimmer a Saltzman (1999) ve své studii uvádějí, že noha s nízkou klenbou hůře tlumí rázy a dochází k většímu zatížení vnitřní části zadonoží. U skupin s valgózní patou jsme naměřili statisticky nevýznamně nižší relativní dobu kontaktu v oblasti paty

i středonoží v porovnání s kontrolní skupinou. Naproti tomu jsme našli větší statisticky nevýznamnou relativní dobu kontaktu ve všech oblastech hlaviček metatarzů. Tyto výsledky naznačují rychlejší plný kontakt chodidla s podložkou s přenosem zátěže do oblasti předonoží u skupiny dětí s valgózním postavením paty z důvodu snížené stability v oblasti zadonoží (Hallemans et al., 2006).

Zajímavé zjištění jsme našli při vzájemném porovnání nohou u skupiny dětí s jednostrannou valgozitou paty. U této skupiny dětí jsme našli významné rozdíly v zatížení ve všech oblastech nohy. Dochází zde k asymetrickému zatížení dolních končetin, které může mít negativní dopad na proximální části dolní končetiny i horní polovinu těla. U končetiny s valgózní patou dochází k překvapivě většímu zatížení laterálního okraje paty i předonoží, což je naopak náznak supinačního zatížení nohy. V tomto případě se může dolní končetina s valgozitou paty přizpůsobovat kontralaterální dolní končetině bez valgozity paty a podle Valmassy (1996) se tímto chováním funkčně prodlužuje. Odlišné zatížení nohy může být ovlivněno svalovou silou, která se snaží danou asymetrii postavení paty kompenzovat rozdílnou aktivitou supinátorů a pronátorů. Nejedná se o supinační postavení nohy v případě končetiny s valgozitou paty, ale spíše o „přitlačení“ laterální části předonoží k podložce pomocí svalové aktivity supinátorů. Ve studii Ledoux a Hillstrom (2002) je zmíněn vliv tahu m. peroneus longus na zatížení prvního paprsku. Při nadměrném tahu dochází ke zvýšení pronace a plantární flexe nohy, což má za následek výrazné zatížení prvního paprsku při chůzi. Naopak nedostatečný tah m. peroneus longus snižuje pronaci i plantární flexi nohy a tím i zatížení prvního paprsku. Autoři Murley, Landorf, Menz a Bird (2009) ve své přehledové studii uvádějí, že pronovaná noha je spojena s menší aktivitou pronátorů nohy (m. peroneus longus) a větší aktivitou supinátorů nohy (m. tibialis posterior a anterior, m. flexor hallucis longus) v porovnání s normální nohou.

Variabilita tlakového zatížení

Největší změny variability tlakového zatížení jsme pozorovali při vzájemném hodnocení skupiny s oboustrannou valgozitou paty se skupinou kontrolní. U skupiny s oboustrannou valgozitou se vyskytla významně nižší variabilita v oblasti předonoží (relativní doba kontaktu hlavičky 1. a 5. metatarzu a maximální okamžité zatížení hlavičky 2. metatarzu a palce). Končetina s valgozitou paty u skupiny s jednostrannou

valgozitou měla významně nižší variabilitu relativní doby kontaktu hlavičky 1., 4. a 5. metatarzu v porovnání s kontrolní skupinou. Li, Haddad a Hamill (2005) a Hausdorff (2007) uvádějí, že variabilita může být ukazatelem flexibility a míry schopnosti adaptace na změny prostředí při lokomoci. Výsledky předkládané práce mohou naznačovat, že předonoží u nohou s valgozitou paty ztrácí svou schopnost přizpůsobit se terénu při přenosu zátěže. Důvodem může být limitace pohybu v jednotlivých segmentech nohy vlivem valgózního postavení zadonoží (Valmassy, 1996) a pronačním zatížením nohy. Dlouhotrvající pronace nohy způsobuje málo dynamický odraz na konci stojné fáze (Bertani, Cappello, Benedetti, Simoncini & Catani, 1999). Velké zatížení na vnitřním okraji chodidla tedy limituje přirozený odval chodidla a naproti tomu výraznější odlehčení vnějšího okraje zamezí dostatečnému kontaktu této oblasti. Dalším důvodem nižší variability tlakového zatížení v oblasti předonoží u nohou s valgozitou paty může být celkové snížení nebo asymetrická percepce „nezralého“ a často obouvaného chodidla (Bertsch, Unger, Winkelmann & Rosenbaum, 2004; Lewit & Lepšíková, 2008).

Zajímavé výsledky jsme našli při vzájemném porovnání končetin u skupiny s jednostrannou valgozitou paty. Zjistili jsme významně nižší variabilitu relativní doby kontaktu vnější části předonoží a významně vyšší variabilitu impulsu mediální části paty u končetiny s valgozitou paty v porovnání s končetinou bez valgozity paty. Podle Li et al. (2005) může snížení variability jednoho segmentu vést ke zvýšení variability druhého segmentu. To mohlo nastat právě u dětí ze skupiny s jednostrannou valgozitou paty.

Pohyb CoP

V předkládané práci jsme se dále zabývali pohybem CoP v mediolaterálním a předozadním směru. Michaud (1997) a Valmassy (1996) popisují trajektorii působitě reakční síly při chůzi následovně. Při nášlapu na patu je CoP laterálně od střední linie paty. Při přenosu zátěže a při plném kontaktu chodidla s podložkou se působitě reakční síly posouvá přes laterální část středonoží až k hlavičce 5. metatarzu. Po ukončení kontaktu paty se CoP přesouvá do střední části předonoží, dále k hlavičkám prvních dvou metatarzů a končí u posledního článku palce nohy. Perry (1992) ve své publikaci uvádí, že poloha CoP na kontaktu chodidla s podložkou nemusí nutně souviset s největším tlakovým zatížením. Winter (1995) uvádí, že pozice CoP je výsledkem

neuromuskulární kontroly těla a ovlivňuje ji pozice těžiště a aktivita svalů bérce. Pokud dochází k nárůstu aktivity pronátorů nohy, CoP se přesouvá k mediálnímu okraji chodidla, pokud je větší aktivita supinátorů, CoP směřuje k laterálnímu okraji chodidla. Výsledky disertační práce naznačují nevýznamně větší mediální vychýlení CoP od dlouhé osy nohy u skupiny s oboustrannou valgozitou paty v porovnání s kontrolní skupinou. Významné rozdíly jsme ale našli u končetiny s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou. Rozsah pohybu CoP a mediální pohyb CoP od dlouhé osy nohy byly u této skupiny významně větší u končetiny s valgozitou paty ve srovnání s kontrolní skupinou i při vzájemném porovnání s končetinou bez valgozity paty. Výsledky naší práce korelují se studiemi Kothari, Kerr, Stebbins, Zavatsky a Theolis (2014) a Westberry et al. (2013). Westberry et al. (2013) hodnotili průběh pohybu CoP u symptomatické ploché nohy u dětí před a po operačním zákroku. Kothari et al. (2014) porovnávali pohyb CoP u dětí s flexibilní plochou nohou s normálně klenutou nohou. Obě studie potvrzují mediální posun CoP u dětí s plochou nohou, která se klinicky projevuje kromě poklesu mediálního klenutí nohy také valgozitou paty.

6.3 Kinematické parametry pánve a segmentů dolní končetiny

Pánev

Několik odborných prací prokázalo významný vztah mezi valgozitou paty a postavením dolní končetiny včetně pánve (Duval et al., 2010; Khamis & Yizhar, 2007; Pinto et al., 2008; Smith, Louw, & Brink, 2016; Tateuchi et al., 2011; Twomey & McIntosh, 2012).

V rámci disertační práce jsme zjistili významně větší antevertzi pánve jak u skupiny s oboustrannou valgozitou paty, tak u končetiny s valgózní patou ve skupině s jednostrannou valgozitou ve srovnání s kontrolní skupinou. Tyto výsledky se shodují s výsledky výše zmíněných studií. U oboustranně valgózní skupiny jsme dále našli významně nižší rozsah pohybu pánve v transverzální rovině. Franz, Payl, Dicharry, Riley a Kerrigan (2009) a Riegerová, Přidalová a Ulbrichová (2006) ve studiích uvádějí, že v důsledku antevertzního postavení pánve se zvyšuje bederní lordóza. Antevertzní postavení pánve a zvýšení bederní lordózy by mohlo být příčinou snížení rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině, který jsme naměřili u oboustranně valgózní skupiny dětí v porovnání s kontrolní skupinou.

Kyčelní kloub

V předkládané práci jsme našli významně větší vnější rotaci v kyčelním kloubu na začátku stojné fáze (počáteční kontakt a přenos zátěže) a na konci švihové fáze cyklu chůze. Tyto výsledky se shodují se studií Twomey a McIntosh (2012), která sledovala kinematické parametry v průběhu celého krokového cyklu u dětí s plochou nohou ve věku 11 až 12 let. Whittle (1996) uvádí, že zvýšená vnější rotace v kyčelním kloubu může být z důvodu oslabení svalů např. mediálních hamstringů (m. semitendinosus, m. semimembranosus), flexorů kyčelního kloubu (m. quadriceps femoris) nebo svalů bérce (m. tibialis anterior i posterior a m. triceps surae). Naopak u studií Duval et al. (2010), Khamis a Yizhar (2007), Pinto et al. (2008) a Tateuchi et al. (2011) autoři u nohou s valgozitou paty zjistili významně větší vnitřní rotaci v kyčelním kloubu. Tato rozdílnost může být dána odlišnými podmínkami měření. Později zmíněné studie byly realizovány při statickém zatížení a při simulaci everze/inverze pomocí laterálních/mediálních klínů vkládaných pod chodidlo po celé jeho délce. Výsledky disertační práce i studie Twomey a McIntosh (2012) vycházejí z dynamického zatížení nohy při chůzi.

Kolenní kloub

V oblasti kolenního kloubu jsme našli významné rozdíly v pohybu ve všech anatomických rovinách. U dětí s valgozitou paty jsme naměřili nižší rozsahy pohybu v sagitální a frontální rovině v porovnání s kontrolní skupinou. U oboustranně valgózní skupiny dětí jsme zjistili vyšší hodnotu maximální flexe ve stojné fázi chůze. Podle Perry (1992) a Ounpuu, Gage a Davis (1991) může být důvodem snížená schopnost nohy tlumit počáteční ráz při kontaktu paty s podložkou nebo snížení plantární flexe v hlezenním kloubu při přenosu zátěže. Naopak zjištěná nižší maximální flexe ve švihové fázi chůze u dětí s valgozitou paty v porovnání s kontrolní skupinou může být dána málo dynamickým odrazem a nedostatečnou aktivitou flexorů kyčelního kloubu (Perry, 1992).

Hlezenní kloub

V předkládané práci jsme našli významný rozdíl v rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině při porovnání skupin s valgozitou a bez valgozity paty. U dětí s oboustrannou valgozitou jsme naměřili významně nižší plantární flexi při přenosu

zátěže i na konci stojné fáze v porovnání s kontrolní skupinou. Podle Perry (1992) následkem snížení plantární flexe při přenosu zátěže může docházet ke zvýšení maximální flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi chůze, což se projevilo u oboustranně valgózní skupiny. Snížená plantární flexe na konci stojné fáze může být ukazatelem málo dynamického odrazu vlivem oslabení lýtkových svalů nebo pronačním zatížením předonoží (Ounpuu et al., 1991). Dále jsme u oboustranně valgózní skupiny zjistili významně nižší rozsah pohybu v transverzální rovině a nižší hodnotu maximální vnější rotace v hlezenním kloubu na konci stojné fáze v porovnání s kontrolní skupinou. Výsledky naznačují, že valgozita paty snižuje rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální i transverzální rovině, což potvrzují i výsledky studie Hösl et al. (2014) a Ness et al. (2008).

Noha – model Heidelberg

Pro podrobnější analýzu pohybu segmentů nohy jsme využili multisegmentální model Heidelberg, který do klinické praxe aplikovali autoři studie Simon et al. (2006). V několika studiích, které pracovaly s tímto modelem, byl nalezen vztah mezi valgozitou paty a pohybem v hlezenním, subtalárním i Chopartově kloubu, který se projevil změnou rozsahů pohybů distálních i proximálních segmentů nohy vůči sobě v průběhu krokového cyklu (Hösl et al., 2014; Hunt & Smith, 2004; Leardini et al., 2007; Ness et al., 2008; Simon et al., 2006).

Výsledky studie Hunt a Smith (2004) ukazují malé rozdíly v rozsahu pohybu zadonoží u dospělých jedinců s oslabením stabilizátorů zadonoží v průběhu stojné fáze chůze. Hösl et al. (2014) a Ness et al. (2008) uvádějí, že u osob s plochou nohou je snížena dorzální flexe zadonoží. V předkládané práci jsme naměřili statisticky nevýznamně nižší pohyb v hlezenním kloubu v sagitální rovině u skupin s valgozitou paty. Dále jsme zjistili významně menší rozsah tibio-talární flexe u skupin s bilaterálně a jednostranně valgózní patou v porovnání s kontrolní skupinou. Při vzájemném porovnání končetin s jednostrannou valgozitou paty jsme u končetiny s valgozitou paty našli také významně menší rozsah tibio-talární flexe a navíc i subtalární rotace. Snížená pohyblivost zadonoží může být kompenzována zvýšením rozsahu pohybu v oblasti předonoží (Hösl et al., 2014; Valmassy, 1996), avšak závěry různých studií nejsou v tomto směru jednotné. Ness et al. (2008) u osob s valgozitou paty poukázali na sníženou plantární flexi a supinaci předonoží. Hösl et al. (2014) naopak našli

zvýšenou pohyblivost předonoží, větší dorzální flexi a supinaci. Tato rozdílnost může být dána odlišným typem sledované skupiny. Ness et al. (2008) hodnotili dospělé osoby, jejichž stav nohy může být „rigidnější“ než u dětí, které posuzovali Hösl et al. (2014). Výsledky naší práce poukazují na větší rozsah pohybu předonoží ve frontální rovině u skupiny s oboustrannou valgozitou paty v porovnání s kontrolní skupinou, což se přiklání k výsledkům studie Hösl et al. (2014). Oproti tomu u skupiny s jednostrannou valgozitou paty byl pohyb předonoží ve frontální rovině na končetině s valgozitou paty statisticky nevýznamně menší v porovnání s kontrolní skupinou. Dále jsme u končetiny s valgózní patou naměřili významně menší rozsah pohybu předonoží v transverzální rovině v porovnání s kontrolní skupinou. Výše uvedené výsledky se shodují s výstupy studií Ness et al. (2008) a Twomey, McIntosh, Simon, Low a Wolf (2010).

Ve skupině s jednostrannou valgozitou paty jsme u končetiny s valgozitou paty našli významně menší rozsah flexe palce v porovnání s končetinou bez valgozity paty. Rozsah pohybu palce při chůzi může být ovlivněn postavením předonoží vůči zadonoží, které je v případě valgozity zadonoží v inverzi. Michaud (1997) ve své publikaci uvádí, že inverze předonoží značně snižuje pohyb prvního metatarzofalangeálního kloubu a na základě postavení metatarzů pak mohou vznikat různé deformity palce (hallux limitus/rigidus, hallux abducto valgus). Snížený rozsah pohybu palce může mít podle Ness et al. (2008) za následek málo dynamický odraz.

6.4 Změna postavení segmentů nohy za dobu 2,5 roku

U sledovaných dětí byl při opakovaném měření po 2,5 roce rozsah valgozity stejný (6° až 18°), ale došlo k mírnému nárůstu „počtu nohou“ s valgozitou paty (o 7,9 %). Ke vzniku nebo prohloubení valgózního postavení zadonoží při zatížení (např. u dětí s hraniční hodnotou valgozity paty 5° v prvním měření) může přispívat řada faktorů. Jedním z nich je laxicita vazů, která je u dětí běžná z důvodu růstu, a slabá aktivita svalů (Dungl et al., 2005; Root et al., 1977). Síly působící při zatížení nohy mohou vlivem oslabení podpůrného vazivového a svalového aparátu mít za následek pokles zadní části nohy do valgozity (Mooney & Campbell, 2006). S tímto faktorem je úzce spojeno zvýšení zátěže dítěte, které může souviset s nárůstem tělesné hmotnosti, nošením těžších břemen nebo s nadměrnou jednostrannou pohybovou aktivitou. Například s nástupem dítěte do školy se zvyšují nároky na pohybový aparát při nošení

školní aktovky nebo u mladších žáků, kteří se věnují sportu, se zvyšují tréninkové dávky. Pokud není dítě fyzicky zdatné nebo byly u něj dříve objeveny odchylky v oblasti nohy, mohou se tyto odchylky vlivem většího zatížení pohybového aparátu prohloubit. Průměrný hmotnostní přírůstek za rok byl u sledovaných dětí 3,1 kg. Allenová a Marotzová (2002) uvádějí roční průměrný přírůstek hmotnosti 2,4 kg pro děti ve věku od 3 let až do období puberty, což je o 0,7 kg méně než zjištěná hodnota v této disertační práci. Spolu s hmotnostním přírůstkem jsme zhodnotili také průměrný roční výškový přírůstek u sledovaných dětí, který byl 6 cm. To se shoduje s prací Allenová a Marotzová (2002), které uvádějí stejný roční průměrný výškový přírůstek u dětí od 3 let až do období puberty.

Významným faktorem majícím vliv na postavení zadonoží při zatížení je funkční typ nohy. Po 2,5 roce se u dětí vyskytovaly stejné funkční typy nezatížené nohy jako u prvního měření, tj. s neutrálním postavením zadonoží vůči ose bérce a neutrálním postavením předonoží vůči zadonoží, nebo s neutrálním postavením zadonoží vůči ose bérce a varózním postavením předonoží vůči zadonoží. Při prvním měření byl u nohou bez statické valgozity paty vysoký výskyt funkčního typu nohy s varozitou předonoží a neutrálním zadonožím. Při druhém měření se počet těchto nohou snížil o 28,1 %. Změnu pozice předonoží nezatížené nohy si vysvětlujeme přirozenou flexibilitou dětské nohy reagující na pokračující vývoj dolní končetiny (Dungl, 2005). Jde o nefixovanou „deformitu“ předonoží, jejíž stav se v průběhu vývoje dítěte může dále měnit. Výsledky poukazují na možnost změny postavení jak jednotlivých segmentů nezatížené nohy u dětí, tak i postavení zadonoží při statickém zatížení.

6.5 Změny dynamických parametrů za dobu 2,5 roku

Tlakové zatížení zadonoží, středonoží a předonoží

U sledované skupiny dětí jsme po 2,5 roce naměřili statisticky významné změny v zatížení ve všech oblastech nohy při kontaktu chodidla s podložkou. Došlo k významnému nárůstu zatížení v oblasti zadonoží, středonoží i předonoží v porovnání s prvním měření. Bosch, Gerstl a Rosenbaum (2010) ve své studii hodnotící tlakové zatížení nohou zdravých dětí ve věku od 1 roku až po dovršení 10 let našli postupné zvyšování tlakového zatížení v oblasti zadonoží a předonoží. Také Müller, Calson, Müller, Baur a Mayer (2012), kteří hodnotili dynamické zatížení u dětí ve věku 1 rok až 13 let, zjistili vzrůstající trend tlakového zatížení v oblasti zadonoží a předonoží

s rostoucím věkem dětí. Změny v zatížení nohy při kontaktu s podložkou dávají autoři do souvislosti s vývojem nohy, tvarováním podélné klenby, posílením svalů, se zpevňováním vazů a se zlepšováním motorických dovedností. Nižší hodnoty tlakového zatížení u malých dětí přisuzují většímu obsahu tukového polštáře na plosce nohy, který chrání vyvíjející se struktury nohy před přetížením a účastní se tak přenosu zátěže. S ústupem tohoto tukového polštáře se postupně „vynoří“ struktury zadonoží i předonoží a tvaruje se podélná klenba. Kontakt středonoží s podložkou se snižuje a dochází k většímu zatížení oblasti zadonoží a předonoží. Pro oblast středonoží obě výše zmíněné studie nenaměřily rovnoměrně klesající trend tlakového zatížení s přibývajícím věkem dítěte. Do sedmi let mělo tlakové zatížení středonoží klesající tendenci, pak se ale zvyšovalo. Při hodnocení nebylo ve studiích zohledněno to, jestli sledované děti zatěžují více mediální nebo laterální část nohy. Proto za významné považujeme zjištění, že v oblasti hlavičky 5. metatarzu a středonoží jsme v naší práci našli statisticky významné změny u všech hodnot sledovaných parametrů. Větší hodnoty maximálního tlaku a nižší relativní doba kontaktu v oblasti středonoží může mít souvislost s větším zatížením hlavičky 5. metatarzu, ve smyslu zatížení laterální části středonoží. Také významné snížení velikosti tlakového zatížení v oblasti hlavičky 1. metatarzu je možným ukazatelem snížení pronačního zatížení předonoží. Významné zvýšení relativní doby kontaktu v oblasti předonoží (oblast hlavičky 2. až 5. metatarzu) u sledovaných dětí poukazuje na stabilnější kontakt předonoží s podložkou v porovnání s prvním měřením. Podle Eils et al. (2004) je posun zatížení do celé oblasti předonoží ukazatelem lepší svalové kontroly předonoží a vede ke zvýšení stability při odvalu nohy. Bosch, Gerss a Rosenbaum (2007) uvádějí, že postupné zvyšování tlakového zatížení v oblasti zadonoží a předonoží u dětí je dáno dynamičtějším odvalem nebo se vzorec zatížení chodidla při kontaktu s podložkou začíná podobat vzorci zralého chodidla.

Pohyb CoP

V této disertační práci jsme se také zabývali změnou pohybu CoP na kontaktu chodidla s podložkou. Hsue, Miller a Su (2009) ve své studii uvádějí, že hodnocení pozice CoP při odvalu chodidla se využívá k posouzení míry posturální kontroly a stability. Za významné považujeme snížení mediální výchylky CoP a výrazné zvýšení laterální výchylky CoP u druhého měření. Podle studie Hallemsans et al. (2006)

je snížení mediolaterální odchylky CoP ukazatelem lepší stability při chůzi. V naší studii rozsah mediolaterální odchylky oproti prvnímu měření vzrostl, ale spolu s ním vzrostla také rychlost pohybu CoP v mediolaterálním i předozadním směru. Odval byl oproti prvnímu měření dynamičtější, což je dáno posílením lýtkových svalů, a stabilnější díky lepší kontrole supinátorů a pronátorů (Hsue et al., 2009; Winter, 1995).

6.6 Limity práce

Jedním z limitů práce je sestavení výzkumného souboru dětí. Ten nebyl vytvořen v souladu s pravidly náhodného výběru. Výzkumu se dobrovolně účastnily děti, jejichž rodiče zpozorovali nějakou odchylku na noze nebo se chtěli dozvědět informace o vývoji dětské nohy, aby možným rizikům spojeným s plochonožím předcházeli. Osloveni byli rodiče dětí ze dvou mateřských škol a jedné základní školy. Dané výsledky disertační práce tedy odrážejí stav výběrové skupiny dětí a nelze je zobecnit. Ovšem můžeme v nich nalézt informace, které lze uplatnit při hodnocení nohou a chůze dětí v klinické praxi a při návrhu ortotické léčby.

Další omezení se týká odlišného počtu dětí při hodnocení dat kinematické analýzy v porovnání s dynamickou plantografií. I přesto, že všechny děti kinematickou analýzu podstoupily, některé nebyly do hodnocení zahrnuty. Jedním z důvodů bylo nadměrné pocení dítěte, kdy se referenční značky z těla v průběhu měření odlepovaly, a vzhledem k časové náročnosti nebylo možné měření provést v plném rozsahu. Další příčinou byla zvýšená citlivost dítěte na lepidlo, kterým se značky připevňovaly na tělo. Z tohoto důvodu nebylo možné u těchto dětí značky použít.

Dalším limitem práce bylo nedostatečné množství studií, které se zabývaly hodnocením jak tlakového zatížení jednotlivých oblastí nohy, tak pohybem jednotlivých segmentů nohy při chůzi u dětí. Proto jsou v diskuzi zmíněny také studie, které sledovaly chůzi u dospělých osob s plochonožím.

7 Závěr

U sledovaného souboru dětí ve věku 3 až 8 let jsme zjistili vysoký výskyt varozity předonoží s neutrálním zadonožím u nezatížené nohy (72,7 %) a vyšší počet nohou se statickou valgozitou paty (52,3 %). Neprokázali jsme vztah mezi varozitou předonoží a statickou valgozitou paty, ale zjistili jsme významný vztah mezi varozitou předonoží a vnější rotací nohy. S využitím dynamické plantografie a kinematické analýzy jsme prokázali odlišné zatížení nohou a rozdílnost v provedení pohybu segmentů dolní končetiny včetně pánve při chůzi u skupin dětí s oboustrannou a jednostrannou valgozitou paty v porovnání s kontrolní skupinou.

U dětí s oboustrannou valgozitou paty došlo ke snížení rozsahu pohybu zadonoží (významně v sagitální rovině, nevýznamně ve frontální rovině), čímž se snížila schopnost nohy tlumit rázy při počátečním kontaktu s podložkou a při přenosu zátěže. Tyto rázy se tlumily v kolenním kloubu, který vykazoval větší hodnotu počáteční flexe ve fázi přenosu zátěže. V oblasti předonoží došlo u oboustranně valgózní skupiny k výraznému pronačnímu zatížení a ke snížení variability tlakového zatížení v porovnání s kontrolní skupinou. Při pronačním zatížení nebyla noha schopna se zpevnit a vytvořit tak optimální podmínky pro odraz. V případě oboustranně valgózní skupiny snížení pohyblivosti v oblasti zadonoží vedlo ke zvýšení rozsahu pohybu v oblasti předonoží i v proximálních segmentech dolní končetiny, v tomto případě v oblasti pánve (zvýšená anteverze) a kyčelního kloubu v transverzální rovině.

U jednostranně valgózní skupiny dětí byl u končetiny s valgozitou paty podobně jako u dětí s oboustrannou valgozitou paty snížený rozsah pohybu v oblasti zadonoží (významně v sagitální rovině, nevýznamně ve frontální rovině) v porovnání s kontrolní skupinou. Snížená schopnost tlumení rázu při počátečním kontaktu s podložkou a při přenosu zátěže se projevila velkým zatížením v oblasti paty, vyšším v oblasti mediální části. Snížením pohyblivosti v oblasti zadonoží i předonoží u končetiny s valgozitou paty se zvýšil rozsah pohybu pánve (zvýšená anteverze).

U skupiny dětí s jednostrannou valgozitou paty jsme prokázali odlišné zatížení nohou i způsob provedení pohybu segmentů dolní končetiny včetně pánve v průběhu chůze při vzájemném porovnání končetin s valgozitou a bez valgozity paty. U končetiny s valgozitou paty jsme zaznamenali větší zatížení laterální části zadonoží i předonoží a nižší hodnoty rozsahu pohybu v oblasti zadonoží (významně v sagitální a frontální

rovině). Dále jsme u končetiny s valgozitou paty našli větší antevertzi pánve a větší vnější rotaci v kolenním kloubu v porovnání s končetinou bez valgozity paty.

Výsledky Studie I naznačují, že každá sledovaná skupina dětí s valgozitou paty reaguje na daný stav jiným způsobem.

V rámci Studie II jsme potvrdili, že u dětí došlo v průběhu sledovaného období ke změně postavení jednotlivých segmentů nohy a k významným změnám v zatížení chodidla při kontaktu s podložkou. Významně se snížil počet nohou s varózním postavením předonoží u nezatížené nohy (28,1 %) a mírně narostl počet nohou se statickou valgozitou paty (7,9 %). U hodnocení tlakového zatížení jsme prokázali významné změny ve všech částech nohy při kontaktu s podložkou. U sledovaných dětí došlo ke snížení zatížení vnitřního okraje předonoží a k laterálnímu posunu trajektorie CoP. Odval nohy se stal stabilnější a dynamičtější.

Výsledky této práce potvrzují důležitost sledování postavení jednotlivých částí nohy, hodnocení jejich pohybu i zatížení v průběhu chůze u dětí. Díky výstupům z dynamické plantografie a kinematické analýzy jsme získali komplexnější pohled na často diskutovanou problematiku valgózního postavení paty u dětí. Výsledky práce také prokázaly, že výskyt valgozity paty způsobuje nestejně zatížení nohou a pohyb segmentů dolních končetin při chůzi.

7.1 Přínos pro praxi

V současné klinické praxi zaměřené na vyšetření nohou nejen dětí, ale i dospělých se setkáváme s hodnocením nohou podle statického plantogramu (stavu mediálního a příčného klenutí) a postavení paty při statickém zatížení. V oblasti ortézování (ortopedické vložky) posouzení nohy při statickém zatížení nestačí. Je důležité znát projev postavení jednotlivých segmentů nohy v rámci celé dolní končetiny, pánve popř. i horní poloviny těla při pohybu. Tak získáme informaci o tom, zda jde o vadu jednoduchou nebo kombinovanou a kompenzovanou nebo částečně kompenzovanou, popř. rigidní. Proto předkládaná disertační práce nabízí jednu z možností metodického postupu hodnocení nohou. Tento způsob hodnocení nohou je úspěšně aplikován již třetím rokem v klinické praxi.

Dále jsme získali nové poznatky nejen o způsobu zatížení nohy s valgozitou paty, ale také segmentů dolní končetiny a segmentů nohy (zadonoží a předonoží) u dětí s valgozitou paty při chůzi. Výsledky poukazují na možné riziko asymetrického zatížení levé a pravé poloviny těla u jednostranně valgózní skupiny sledovaných dětí.

Dalším přínosem předkládané práce je využití dynamické plantografie spolu s kinematickou analýzou pro klinické hodnocení zatížení nohy a pohybu segmentů těla při lokomoci. Díky kombinaci těchto dvou biomechanických metod získáváme ucelený obraz o projevu vybraných vad nohou při pohybu. To nám usnadní návrh nebo posouzení vhodnosti zvolené intervence (rehabilitace, ortotické vybavení apod.). Dynamická plantografie se začíná v klinické praxi využívat, ale bez znalostí a dobré interpretace výstupních dat neposkytuje požadované informace. Použití 3D kinematické analýzy v klinické praxi je limitováno z důvodu časové náročnosti vyhodnocování dat a vysoké pořizovací ceny. Lze ji nahradit video-analýzou, která je při vhodné volbě softwaru pro klinickou praxi dostačující.

8 Souhrn

Valgozita paty u dětí je často diskutovanou problematikou v klinické praxi ortopedů, rehabilitačních lékařů, fyzioterapeutů a ortotiků. Je spojována nejen s flexibilním plochonožím, ale také s chybným postavením předonoží/zadonoží nezatížené nohy. Sledování této problematiky je důležité pro správný vývoj a fyziologické zatěžování dolních končetin a následně celého těla. Z tohoto důvodu bylo hlavním cílem disertační práce zjistit vztah mezi valgozitou paty a vybranými kinematickými a dynamickými parametry chůze u dětí ve věku 3 až 8 let. Dále jsme se zabývali možnými změnami funkčního typu nohy, statické valgozity paty a dynamického zatížení nohy během růstu.

První studie se zúčastnilo celkem 44 dětí (věk $5,2 \pm 1,5$ roku; výška $111,7 \pm 11,6$ cm; hmotnost $20,0 \pm 5,3$ kg), které byly rozděleny podle statické valgozity paty do tří skupin (oboustranně valgózní, jednostranně valgózní a kontrolní). Dynamické parametry chůze jsme sledovali pomocí 2 m dlouhé tlakové plošiny Footscan[®] (RSscan International, Olen, Belgie). Kinematické parametry jsme získali pomocí optoelektronického systému Vicon MX (Vicon Motion System, Oxford, Velká Británie). Měření probíhalo v prostorách Ortopedické protetiky ve Frýdku-Místku. Děti absolvovaly podle individuálních možností 8 až 10 pokusů chůze naboso. Zjistili jsme velké zastoupení varozity předonoží s neutrální patou (72,7 %) a vyšší výskyt statické valgozity paty (52,3 %). Nalezli jsme významný vztah mezi varozitou předonoží a vnější rotací nohy. U dětí s valgozitou paty jsme v porovnání s kontrolní skupinou zjistili při chůzi významně nižší variabilitu relativní doby kontaktu v oblasti hlavičky 1. a 5. metatarzu, nižší rozsah pohybu v oblasti zadonoží v sagitální rovině, nižší rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální i frontální rovině a zvýšenou antevertzi pánve.

Výsledky první studie poukazují na nižší pohyblivost zadonoží u dětí s valgozitou paty a tedy i nižší schopnost tlumení rázu při počátečním kontaktu chodidla s podložkou a při přenosu zátěže. U skupiny dětí s oboustrannou valgozitou tlumení rázu probíhalo v kolenním kloubu, kde jsme naměřili vyšší flexi v kolenním kloubu v průběhu stejné fáze chůze. U dětí s jednostrannou valgozitou paty docházelo k velkému tlakovému zatížení v oblasti zadonoží (větší na vnitřní části) v porovnání s kontrolní skupinou. Při přenosu zátěže byl u oboustranně valgózní skupiny v porovnání s kontrolní skupinou přetěžován mediální okraj předonoží (hlavička 1. metatarzu). Snížením pohyblivosti v oblasti zadonoží se u skupiny s oboustrannou valgozitou paty zvýšil rozsah pohybu pánve (antevertze) i rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině a zvýšila se

maximální flexe v kolenním kloubu ve stejné fázi chůze. U končetiny s valgozitou paty ve skupině s jednostrannou valgozitou se snížením pohyblivosti v oblasti zadonoží zvýšil rozsah pohybu pánve (anteverze), snížil se rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální i sagitální rovině.

Při vzájemném porovnání končetin u skupiny dětí s jednostrannou valgozitou jsme zjistili odlišný způsob zatížení a pohyb jednotlivých segmentů nohy i proximálních částí dolní končetiny. U končetiny s valgozitou paty docházelo v porovnání s končetinou bez valgozity paty k většímu zatížení laterální části zadonoží i předonoží. Dále jsme u končetiny s valgozitou paty v porovnání s končetinou bez valgozity paty našli nižší rozsah pohybu v oblasti zadonoží i předonoží, vyšší vnější rotaci v kolenním kloubu a také vyšší anteverzii pánve.

Druhá studie probíhala za dobu 2,5 roku a zúčastnilo se jí 32 dětí (věk $7,9 \pm 1,5$ roku; výška $127,6 \pm 12,1$ cm; hmotnost $27,2 \pm 7,9$ kg), které podstoupily první měření. Po 2,5 roce došlo u sledovaných dětí ke snížení počtu varózního předonoží u nezatížené nohy o 28,1 % a k nárůstu počtu nohou se statickou valgozitou paty o 7,9 %. Z pohledu dynamického zatížení jsme u druhého měření zjistili laterální posun trajektorie CoP a výrazné snížení tlakového zatížení mediální části předonoží. Odval nohy byl u dětí v rámci druhého měření stabilnější a dynamičtější.

Výsledky disertační práce potvrdily nejen odlišný způsob zatížení nohy i pohyb segmentů dolní končetiny při chůzi u dětí s valgozitou paty, ale také možné změny postavení segmentů nohy a způsobu zatížení nohy v průběhu růstu dítěte. Proto je komplexnější hodnocení této problematiky u dětí z hlediska vývoje velmi důležité.

9 Summary

The heel valgus in children is often discussed in clinical orthopaedic, rehabilitation and orthotic practise. It is associated not only with flexible flat foot but also with incorrect position of the forefoot/rearfoot unloading foot. Observation of this issue is necessary for the correct development and physiological loading of the lower limbs and subsequently the whole body. For this reason, the main aim of this doctoral thesis was to determine the relationship between heel valgus and soma dynamic and kinematics parameters of the gait in children aged 3 to 8 years. Further, we focussed on possible changes of functional foot type, static heel valgus and dynamic loading on the foot during the growth of the child.

The first study involved 44 children (age 5.2 ± 1.5 year; height 111.7 ± 11.6 cm; weight 20.0 ± 5.3 kg) which were divided according to static heel valgus into three groups (bilateral and unilateral heel valgus and control). We observed dynamic parameters of the gait using 2 m long pressure plate Footscan[®] (RSscan International, Olen, Belgium). The kinematic parameters we obtained using optoelectronic Vicon MX (Vicon Motion System, Oxford, Great Britain). The measurement was performed at Ortopedicka protetika Frydek–Mistek and children underwent 8 to 10 trials to walk barefoot. We found a large representation of the forefoot varus with the neutral rearfoot (72.7 %) and higher incidence of static heel valgus (52.3 %). We found significant relationship between forefoot varus and external rotation of the lower limb. In comparison to control group we found in children with heel valgus significantly lower variability relative time of contact in the area of the heads of the 1st and 5th metatarsals, lower range of rearfoot motion in the sagittal plane, lower range of knee joint motion in both sagittal and frontal plane and higher anteversion of the pelvis.

The results of the first study of this doctoral thesis pointed to lower mobility of the rearfoot in children with heel valgus, and thus lower ability to absorb the impacts of the initial contact and loading response during the gait. In children with bilateral heel valgus impacts were absorbed by the knee joint, where we measured higher flexion during the stance phase of the gait cycle in comparison to the control group. In children with unilateral heel valgus there was high pressure loading in the area of the rearfoot (higher on the medial part) in comparison to the control group. During the loading response the medial part of the forefoot was overloaded (head of the 1st metatarsal) in group with bilateral heel valgus in comparison to the control group. By decreasing the

rearfoot movement in group with bilateral heel valgus increased range of motion of the pelvis (anteversion), hip rotation and flexion in the knee joint during the stance phase of the gait cycle occurred. By decreasing the rearfoot movement in group with unilateral heel valgus, in the limb with heel valgus increased the range of motion of the pelvis (anteversion) and decreased range of motion in the knee joint in both frontal and sagittal plane occurred.

When comparing limbs in the group of children with unilateral heel valgus we found differences in pressure loading and the movement of the individual segments of the foot and proximal parts of the lower limb. In the limb with heel valgus there was higher loading of the lateral part of the rearfoot and forefoot in comparison to the limb without heel valgus. Furthermore, in the limb with heel valgus we found out lower range of motion in the area of the rearfoot and forefoot, higher external rotation in the knee joint and higher anteversion of the pelvis in comparison with the limb without heel valgus.

The second study was conducted for a period of 2.5 years and involved 32 children (age 7.9 ± 1.5 year; height 127.6 ± 12.1 cm; weight 27.2 ± 7.9 kg), who have undergone the first measurement. 2.5 years later the number of forefoot varus reduced by 28.1 % and increased in the number of the feet with static heel valgus by 7.9 %. From the point of view of dynamic loading at the second measurement we found out a lateral shift of the trajectory of the CoP and a significant reduction of the pressure loading on the medial part of the forefoot. The heel to toe roll-over pattern in children in the second measurement was more stable and the gait was more dynamic in comparison with the first measurement.

The results of this doctoral thesis have confirmed not only differences in the loading of the foot and the movement of individual segments of the lower limb during the gait in children with heel valgus, but possible changes of the foot segments position and their loading during the growth of the child. Therefore, we consider this comprehensive evaluation of children's development issue to be very important.

10 Referenční seznam

- Adamec, O. (2005). Plochá noha v dětském věku – diagnostika a terapie. *Pediatric pro praxi*, 5(4), 194–196.
- Allen, K. E., & Marotz, L. R. (2002). *Přehled vývoje dítěte od prenatálního období do 8 let* (P. Vlčková, Trans.). Praha: Portál.
- Aminian, G., Safaeepour, Z., Farhoodi, M., Pezeshk, A. F., Saeedi, H., & Majddoleslam, B. (2013). The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(3), 227–232.
- Barker, S., Craik, R., Freedman, W., Herrmann, N., & Hillstrom, H. (2006). Accuracy, reliability, and validity of a spatiotemporal gait analysis system. *Medical Engineering & Physics*, 28(5), 460–467.
- Bertani, A., Cappello, A., Benedetti, M. G., Simoncini, L., & Catani, F. (1999). Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clinical Biomechanics*, 14(7), 484–493.
- Bertsch, C., Unger, H., Winkelmann, W., & Rosenbaum, D. (2004). Evaluation of early walking patterns from plantar pressure distribution measurements. First year result of 42 children. *Gait & Posture*, 19(3), 235–242.
- Bojsen-Møller, F. (1979). Calcaneocuboid joint and stability of the longitudinal arch of the foot at high and low gear push-off. *Journal of Anatomy*, 129(1), 165–176.
- Bosch, K., Gerss, J., & Rosenbaum, D. (2007). Preliminary normative values for foot loading parameters of the developing child. *Gait & Posture*, 26(2), 238–247.
- Bosch, K., Gerss, J., & Rosenbaum, D. (2010). Development of healthy children's feet – Nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. *Gait & Posture*, 32(4), 564–571.
- Brink, Y., Louw, Q., Grimmer, K., Schreve, K., van der Westhuizen, G., & Jordaan, E. (2013). Development of a cost effective three-dimensional posture analysis tool: Validity and reliability. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 14(335), 1–10.
- Brown, L. P., & Yavorsky, P. (1987). Locomotor biomechanics and pathomechanics: A review. *Journal of Orthopaedic and Sport Physical Therapy*, 9(1), 3–10.
- Castro, M., Soares, D., & Machado, L. (2011). Comparison of vertical GRF obtained from force plate, pressure plate and insole pressure system. In J. P. Vilas-Boas, L. Machado, W. Kim, A. P. Veloso, F. Alves, R. J. Fernandes, & F. Conceicao (Eds.),

- Proceedings of the 29th International Conference on Biomechanics in Sports* (pp. 849–852). Konstanz: The University of Konstanz. Retrieved from <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/4966/4608>
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral science* (2nd ed.). Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- D'Août, K., & Aerts, P. (2008). The evolutionary history of the human foot. In K. D'Août, K. Lescrenier, B. Van Gheluwe, & D. De Clercq (Eds.), *Advances in plantar pressure measurements in clinical and scientific research* (pp. 44–68). Maastricht: Shaker Publishing BV.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie* (2nd rev. ed.). Praha: Grada.
- Duval, K., Lam, T., & Sanderson, D. (2010). The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & Posture*, 32(4), 637–640.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Eils, E., Behrens, S., Mers, O., Thorwesten, L., Völker, K., & Rosenbaum, D. (2004). Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. *Gait & Posture*, 20(1), 54–60.
- Eis, E. (1976). *Ortopedie*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Franz, J. R., Paylo, K. W., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait & Posture*, 29(3), 494–498.
- García-Rodríguez, A., Martín-Jiménez, F., Carnero-Varo, M., Gómez-Gracia, E., Gómez-Aracena, J., & Fernández-Crehuet, J. (1999). Flexible flat feet in children: A real problem? *Pediatrics*, 103(6), 1–3.
- Gelberman, R. H., Cohen, M. S., Desai, S. S., Griffin, P. P., Salamon, P. B., & O'Brien P. M. (1987). Femoral anteversion. A clinical assessment of idiopathic intoeing gait in children. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 69-B(1), 75–79.
- Gironda, R. J., Lloyd, J., Clark, M. E., & Walker, R. L. (2007). Preliminary evaluation of reliability and criterion validity of Actiwatch-Score. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 44(2), 223–230.
- Gore, A. I., & Spencer, J. P. (2004). The newborn foot. *American Family Physician*, 69(4), 865–872.
- Gorton, G. E., Stevens, C. M., Masso, P. D., & Vannah, W. M. (1997). Repeatability of the walking patterns of normal children. *Gait & Posture*, 5(2), 155.

- Greenberg, M. B., Gronley, J. A., Perry, J., & Lawthwaite, R. (1996). Concurrent validity of observation gait analysis using the vicon motion analysis system. *Gait & Posture*, 4(2), 167–168.
- Halleman, A., De Clercq, 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.
- Harris, E. J., Vanore, J. V., Thomas, J. L., Kravitz, S. R., Mendelson, S. A., Mendicino, R. W., Silvani, S. H., & Gassen, S. C. (2004). Diagnosis and treatment of pediatric flatfoot. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 43(6), 341–373.
- Hausdorff, J. M. (2007). Gait dynamics, fractal and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*, 26(4), 555–589.
- Ho, C.-S., Lin, C.-J., Chou, Y.-L., Su, F.-C., & Lin, S.-C. (2000). Foot progression angle and ankle joint complex in preschool children. *Clinical Biomechanics* 15(4), 271–277.
- Hösl, M., Böhm, H., Multerer, Ch., & Döderlein, L. (2014). Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flat feet using the Oxford foot model. *Gait & Posture*, 39(1), 23–28.
- Hsue, B.-J., Miller, F., & Su, F.-Ch. (2009). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait & Posture*, 29(3), 465–470.
- Hunt, A. E., & Smith, R. M. (2004). Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 391–397.
- Chen, K. Ch., Yeh, Ch. J., Tung, L. Ch., Yang, J. F., & Wang, Ch. H. (2011). Relevant factors influencing flatfoot in preschool-aged children. *European Journal of Pediatrics*, 170(7), 931–936.
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., Mall, N. A., & Queen, R. M. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture*, 28(3), 405–411.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of the joints. Volume two. Lower limb* (5th ed.). London: Churchill Livingstone.

- Khamis, S., & Yizhar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & Posture*, 25(1), 127–134.
- Kirby, K. A. (1996). Troubleshooting functional foot orthoses. In R. L. Valmassy (Ed.), *Clinical biomechanics of the lower extremities* (pp. 327–348). St. Louis, MO: Mosby, Inc.
- Kirtly, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Kothari, A., Kerr, C., Stebbins, J., Zavatsky, A., & Theolis, T. (2014). Centre of pressure progression and gait parameter deviations may be related to second rocker dysfunction in children with flat feet [Abstract]. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(Suppl. 1), A4. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4101275/#B1>
- 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.
- 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.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 99–104.
- Li, L., Haddad, J. M., & Hamill, J. (2005). Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. *Human Movement Science*, 24(2), 257–267.
- Lin, Ch. J., Lai, K. A., Kuan, T. S., & Chou, Y. L. (2001). Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *Journal of Orthopaedics*, 21(3), 378–382.
- Low, D. C., & Dixon, S. J. (2010). Footscan pressure insoles: Accuracy and reliability of force and pressure measurements in running. *Gait & Posture*, 32(4), 664–666.
- Matovinović, D., Nemeč, B., Gulan, G., Sestan, B., & Ravlić-Gulan, J. (1998). Comparison in regression of femoral neck anteversion in children with normal, intoeing and outtoeing gait – prospective study. *Collegium Antropologicum*, 22(2), 525–532.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360–369.

- Mentiplay, B. F., Clark, R. A., Mullins, A., Bryant, A. L., Bartold, S., & Paterson, K. (2013). Reliability and validity of the Microsoft Kinect for evaluating static foot posture. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6(14), 1–10.
- Michaud, T. C. (1997). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Newton, MA: Thomas C. Michaud.
- Mooney, J., & Campbell, R. (2006). General foot disorders In D. Lomier, G. French, M. O'Donnell, J. G. Burrow, & B. Wall (Eds.), *Neale's disorders of the foot* (7th ed., pp. 89–164). Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Müller, S., Carlsohn, A., Müller J., Baur, H., & Mayer, F. (2012). Static and dynamic foot characteristics in children aged 1-13 years: A cross-sectional study. *Gait & Posture*, 35(3), 389–394.
- Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Bird, A. R. (2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(2), 172–187.
- Ness, M. E., Long, J., Marks, R., & Harris, G. (2008). Foot and ankle kinematics in patients with posterior tibial tendon dysfunction. *Gait & Posture*, 27(2), 331–339.
- Ogon, M., Aleksiev, A. R., Pope, M. H., Wimmer, C., & Saltzman, C. L. (1999). Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? *Foot & Ankle International*, 20(4), 263–266.
- Olson, W. R. (1996). Orthotic materials. In R. L. Valmassy (Ed.), *Clinical biomechanics of the lower extremities* (pp. 295–306). St. Louis, MO: Mosby, Inc.
- Ounpuu, S., Gage, J. R., & Davis, R. B. (1991). Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 11(3), 341–349.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
- Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledl, T., Hauser, G., & Sluga, M. (2006). Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*, 118(2), 634–639.
- Pinto, R. Z. A., Souza, T. R., Trede, R. G., Kirkwood, R. N., Figueiredo, E. M., & Fonseca, S. T. (2008). Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual Therapy*, 13(6), 513–519.
- Pratt, D. J. (1995). Functional foot orthoses. *Foot*, 5(3), 101–110.
- Pratt, D. J., & Sanner, W. H. (1996). Paediatric foot orthoses. *Foot*, 6(3), 99–111.

- Rao, U. B., & Joseph, B. (1992). The influence of footwear on the prevalence of flat foot: A survey of 2300 children. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 74-B(4), 525–527.
- Riddiford-Harland, D., Steele, J. R., & Baur, L. (2007). The use of ultrasound imaging to measure midfoot plantar fat pad thickness in children. *Journal of Orthopaedic & Sport Physical Therapy*, 37(10), 644–647.
- Riegerová, J., Přidalová, M., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu* (3rd ed.). Olomouc: Hannex.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Root, M. L., Orien, W. P., & Weed, J. H. (1977). Abnormal motion of the foot. In M. L. Root, J. H. Weed, & W. P. Orien (Eds.), *Normal and abnormal function of the foot – clinical biomechanics volume II* (pp. 295–348). Los Angeles, CA: Clinical Biomechanics.
- Rose-Jacobs, R. (1983). Development of gait at slow, free, and fast speed in 3- and 5-year-old children. *Physical Therapy*, 63(8), 1251–1259.
- Scherer, P. R., & Morris, J. L. (1996). The classification of human foot types, abnormal foot function, and pathology. In R. L. Valmassy (Ed.), *Clinical biomechanics of the lower extremities* (pp. 85–93). St. Louis, MO: Mosby, Inc.
- Simon, J., Doederlein, L., McIntosh, A. S., Metaxiotis, D., Bock, H. G., & Wolf, S. I. (2006). The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment. *Gait & Posture*, 23(4), 411–424.
- Slaton, D. S. (1985). Gait cycle duration in 3-year-old children. *Physical Therapy*, 65(1), 17–21.
- Smith, L. P (1996). Limp and the pediatric patient. In R. L. Valmassy (Ed.), *Clinical biomechanics of the lower extremities* (pp. 223–242). St. Louis, MO: Mosby, Inc.
- Smith, Y., Louw, Q., & Brink, Y. (2016). The three-dimensional kinematics and spatiotemporal parameters of gait in 6–10 year old typically developed children in the Cape Metropole of South Africa – a pilot study. *BMC Pediatrics*, 16, 200.
- Sofková, T., & Přidalová, M. (2013). Sledování reliability u vybraných parametrů nohy prostřednictvím footscan system u žen středního věku. *Česká antropologie*, 63(1), 33–39.

- Staheli, L. T., Chew, D. E., & Corbett, M. (1987). The longitudinal arch: A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 69-A(3), 426–428.
- Stanley, D. (1998). Paediatric foot injuries. *Foot*, 8(1), 9–16.
- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait & Posture*, 6(2), 163–170.
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26–31.
- Tateuchi, H., Wada, O., & Ichihashi, N. (2011). Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Human Movement Science*, 30(3), 566–573.
- Tax, H. R. (1989). Conservative treatment of flatfoot in the newborn. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 6(3), 521–536.
- Tebbutt, P., Wood, J., & King, M. (2002). *The Vicon manual*. Retrieved from http://www.biomech.uottawa.ca/english/teaching/apa6905/lectures/vicon_manual_v1_2.pdf
- Tsushima, H., Morris, M. E., & McGinley, J. (2003). Test-retest reliability and inter-tester reliability of kinematic data from a three-dimensional gait analysis system. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*, 6(1), 9–17.
- Twomey, D., & McIntosh, A. S. (2012). The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. *Foot*, 22(2), 60–65.
- Twomey, D., McIntosh, A. S., Simon, J., Lowe, K., & Wolf, S. I. (2010). Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. *Gait & Posture*, 32(1), 1–5.
- Valmassy, R. L. (Ed.). (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, MO: Mosby, Inc.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3), 94–102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Wenger, D. R., Mauldin, D., Speck, G., Morgan, D., & Lieber, R. L. (1989). Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 71-A(6), 800–810.

- Wernick, J., & Volpe, R. G. (1996). Lower extremity function and normal mechanics. In R. L. Valmassy (Ed.), *Clinical biomechanics of the lower extremities* (pp. 1–58). St. Louis, MO: Mosby, Inc.
- Westberry, D. E., Davids, J. R., Anderson, J. P., Pugh, L. I., Davis, R. B., & Hardin, J. W. (2013). The operative correction of symptomatic flat foot deformities in children. The relationship between static alignment and dynamic loading. *Bone and Joint Journal, 95-B(5)*, 706–713.
- Whittle, M. W. (1996). *Gait analysis: An introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture, 3(4)*, 193–214.
- Wolf, S., Simon, J., Patikas, D., Schuster, W., Armbrust, P., & Döderlein, L. (2008). Foot motion in children shoes – a comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait & Posture, 27(1)*, 51–59.
- Woodburn, J., & Helliwell, P. S. (1996). Relation between heel position and the distribution of forefoot plantar pressures and skin callosities in rheumatoid arthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases, 55(11)*, 806–810.
- Yavuzer, G., Öken, Ö., Elhan, A., & Stam, H. J. (2008). Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait & Posture, 27(1)*, 31–35.
- Zafiroopoulos, G., Prasad, K. S. R. K., Kouboura, T., & Danis, G. (2009). Flat foot and femoral anteversion in children – a prospective study. *Foot, 19(1)*, 50–54.

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 směrnici 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

Jméno a příjmení 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 zdravotnické dokumentace dítěte v rozsahu
nezbytně nutném, anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel
ochrany osobních dat. Účast dítěte ve studii mohu kdykoliv přerušit nebo od studie
odstoupit. Účast dítěte ve studii je dobrovolná.

Ve Frýdku-Místku dne

Podpis zákonného zástupce.....

Osobní údaje

Jméno a příjmení	Datum narození	Výška [cm]	Hmotnost [kg]

Anketa

Poruchy pohybového aparátu:

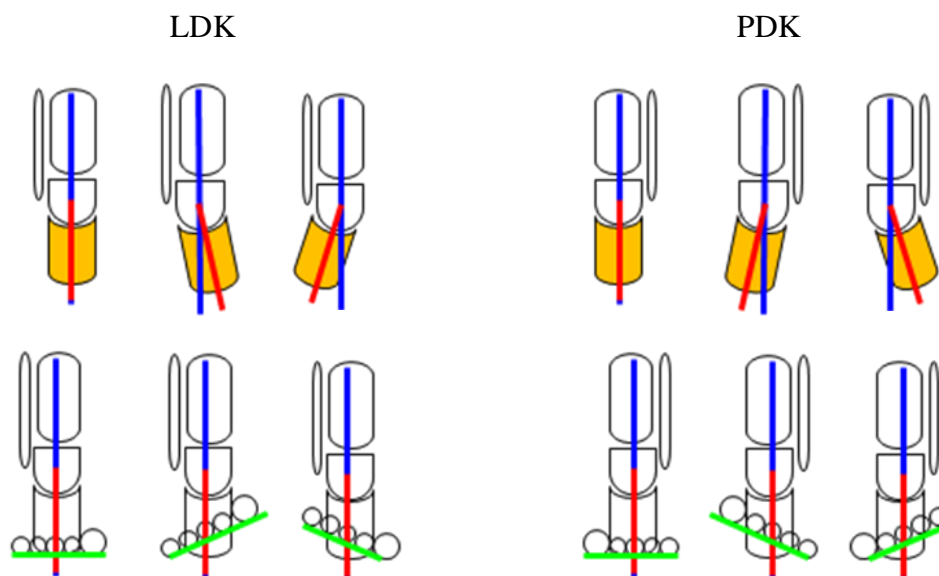
vrozená vývojová vada úraz neurologické poškození

Aktuální zdravotní potíže s pohybovým aparátem:

ANO NE

Pokud ANO, jaké (vypsat):

Funkční typ nezatížené nohy



Statická valgozita paty [°]

LDK:

PDK:

Rozeč [cm]

kolenní kloub:

hlezenní kloub:

Kontakt na rodiče

e-mail:

tel.:

Příloha 4. Sledované kinematické parametry pánve a v kloubech dolní končetiny v rámci krokového cyklu

		Pánev	Kloub		
			kyčelní	kolenní	hlezení
Anatomická rovina	sagitální	P_S_max	H_S_max	K_S_max_1	A_S_max_1
		P_S_min	H_S_min	K_S_min_1	A_S_min
		PR_S	HR_S	K_S_max_2	A_S_max_2
				K_S_min_2	AR_S
				KR_S	
	frontální	P_F_max	H_F_max	K_F_max	A_F_max
		P_F_min	H_F_min	K_F_min	A_F_min
		PR_F	HR_F	KR_F	AR_F
	transverzální	P_T_max	H_T_max	K_T_max	A_T_max
		P_T_min	H_T_min	K_T_min	A_T_min
		PR_T	HR_T	KR_T	AR_T

Vysvětlivky: 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 vnější rotace pánve; PR_T – rozsah pohybu pánve v transverzální rovině; H_S_max – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi; H_S_min – maximum extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi; HR_S – rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině; H_F_max – maximum addukce v kyčelním kloubu při fázi přenosu zátěže; H_F_min – maximum abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švih; HR_F – rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině; H_T_max – maximum vnější rotace kyčelního kloubu; H_T_min – maximum vnitřní rotace kyčelního kloubu; HR_T – rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině; K_S_max_1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi; K_S_min_1 – maximum extenze v kolenním kloubu v konečném stoji; K_S_max_2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi; K_S_min_2 – maximum extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze; 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 během krokového cyklu; K_T_min. – maximum vnější rotace v kolenním kloubu během krokového cyklu; KR_T – rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině; A_S_max_1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu při fázi přenosu zátěže; A_S_min – maximum dorzální flexe při konečném stoji; A_S_max_2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze; AR_S – 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 ve stojné fázi; A_T_min – maximum vnější rotace v hlezenním kloubu na konci stojné fáze; AR_T – rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině.

Příloha 5. Průměrné hodnoty sledovaných parametrů tlakového zatížení v daných oblastech nohy u jednotlivých skupin dětí (Studie I)

Oblast nohy	Parametr	2_0		2_1		1_0		1_1	
		<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
HL	Contact [%]	50,30	8,36	49,53	6,45	48,13	9,09	46,72	6,30
	Max P [N.cm ⁻²]	6,49*	1,51	7,12	1,59	6,92⁺	0,85	7,57^{*+}	1,43
	tMax P [%]	17,30	5,75	15,75	4,96	15,16	6,38	15,10	5,27
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,12	0,46	1,16	0,38	1,15	0,30	1,18	0,26
HM	Contact [%]	51,13	8,32	51,06	7,16	49,62	9,84	47,79	6,24
	Max P [N.cm ⁻²]	8,96*	2,12	9,88	2,49	10,99⁺	2,27	10,43^{*+}	2,13
	tMax P [%]	16,05	4,80	15,72	4,68	16,12	5,38	16,59	4,01
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,49	0,51	1,61	0,61	1,76	0,62	1,58	0,44
Středonoží	Contact [%]	57,51	12,29	55,80	11,53	57,56⁺	13,87	49,60⁺	16,20
	Max P [N.cm ⁻²]	1,41	0,65	1,36	0,79	1,35	0,75	1,26	0,95
	tMax P [%]	35,79	10,33	34,42	9,25	36,07	11,07	34,93	8,41
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,25	0,13	0,24	0,19	0,27	0,21	0,24	0,23
M1	Contact [%]	66,21*	10,71	75,82*	7,90	72,08	7,77	72,77	7,36
	Max P [N.cm ⁻²]	4,61*	1,40	6,00*	2,07	5,26	1,95	4,62	1,45
	tMax P [%]	65,60	7,27	69,26	5,65	67,75	7,46	66,46	4,60
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,91*	0,35	1,27	0,58	1,09	0,49	0,99	0,34
M2	Contact [%]	70,16	8,43	73,69	7,01	73,13	8,92	74,10	6,61
	Max P [N.cm ⁻²]	8,14	2,04	8,08	2,24	8,11	2,06	8,22	1,71
	tMax P [%]	71,75	4,84	74,11	4,19	74,71	4,85	73,70	3,53
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,61	0,59	1,61	0,59	1,64	0,58	1,79	0,57
M3	Contact [%]	69,69	10,20	70,13	8,71	72,08	10,54	73,89	8,43
	Max P [N.cm ⁻²]	8,08	2,44	7,11	2,38	6,57⁺	2,19	8,31⁺	2,06
	tMax P [%]	70,71	5,58	70,70	5,54	69,68	7,73	71,31	5,55
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,59	0,59	1,40	0,52	1,29⁺	0,51	1,74⁺	0,46

Pokračování tabulky

Oblast nohy	Parametr	2_0		2_1		1_0		1_1	
		<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
M4	Contact [%]	64,54	11,62	65,03	9,24	63,16⁺	11,63	69,81⁺	9,54
	Max P [N.cm ⁻²]	6,20[*]	2,34	5,19[*]	1,98	5,03	2,93	6,26	2,31
	tMax P [%]	65,00	8,40	63,54	8,76	60,58	14,26	62,40	10,96
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,19	0,50	0,99	0,41	0,94⁺	0,65	1,28⁺	0,54
M5	Contact [%]	47,64	12,49	49,51	12,42	42,78⁺	12,30	54,99⁺	13,33
	Max P [N.cm ⁻²]	2,07	1,31	1,90	1,13	1,75⁺	1,28	3,15⁺	2,37
	tMax P [%]	58,97	10,08	57,11	9,66	54,95	15,90	55,24	11,90
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,34	0,24	0,31	0,22	0,26⁺	0,21	0,57⁺	0,58
T1	Contact [%]	49,34	10,69	49,98	9,88	49,73	14,33	48,02	8,95
	Max P [N.cm ⁻²]	5,05	2,04	5,86	1,80	4,98	2,04	5,15	1,80
	tMax P [%]	81,48[*]	2,91	83,69[*]	2,45	81,60	4,26	81,87	3,07
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,65	0,32	0,73	0,32	0,68	0,41	0,65	0,24
T2 až T5	Contact [%]	38,35	10,97	35,27	10,67	37,64	13,17	40,51	11,48
	Max P [N.cm ⁻²]	1,43	0,80	1,17	0,63	1,31	0,82	1,39	0,77
	tMax P [%]	78,34	4,31	80,73	3,56	78,36	4,91	79,24	3,14
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,18	0,13	0,13	0,08	0,16	0,12	0,17	0,11

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou patou; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou patou; *M* – aritmetický průměr; *SD* – směrodatná odchylka; HL – laterální část paty; HM – mediální část paty; M1 až M5 – hlavička 1. až 5. metatarzu; T1 – palec; T2 až T5 – 2. až 5. prst; Contact [%] – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Max P [N.cm⁻²] – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; tMax P [%] – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Impuls [N.s.cm⁻²] – velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy. Označení statisticky významných rozdílů ($p < 0,05$) – * Mann-Whitney U test, + Wilcoxonův test.

Příloha 6. Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů tlakového zatížení daných oblastí nohy mezi sledovanými skupinami dětí (Studie I)

Oblast nohy	Parametr	2_0 x 2_1		2_0 x 1_1		1_0 x 1_1	
		p_1	d	p_1	d	p_2	d
HL	Contact [%]	0,622	0,10	0,119	0,46*	0,433	0,18
	Max P [N.cm ⁻²]	0,130	0,40*	0,026	0,73**	0,005	0,56**
	tMax P [%]	0,306	0,29*	0,238	0,39*	0,551	0,01
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,612	0,10	0,296	0,15	0,510	0,10
HM	Contact [%]	0,901	0,01	0,155	0,43*	0,272	0,22*
	Max P [N.cm ⁻²]	0,212	0,40*	0,033	0,69**	0,041	0,26*
	tMax P [%]	0,774	0,07	0,906	0,12	0,730	0,10
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,643	0,20*	0,484	0,18	0,056	0,33*
Středonoží	Contact [%]	0,643	0,14	0,163	0,58**	0,002	0,53**
	Max P [N.cm ⁻²]	0,439	0,06	0,452	0,20	0,594	0,10
	tMax P [%]	0,601	0,14	0,885	0,09	0,730	0,12
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,306	0,09	0,376	0,06	0,245	0,12
M1	Contact [%]	0,000	1,03***	0,063	0,67**	0,683	0,09
	Max P [N.cm ⁻²]	0,003	0,77**	0,906	0,01	0,363	0,37*
	tMax P [%]	0,069	0,57**	0,968	0,13	0,470	0,21*
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,013	0,74**	0,189	0,22*	0,433	0,24*
M2	Contact [%]	0,102	0,46*	0,155	0,50*	0,433	0,12
	Max P [N.cm ⁻²]	0,854	0,03	0,742	0,04	0,594	0,06
	tMax P [%]	0,077	0,52**	0,348	0,44*	0,363	0,24*
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,947	0,01	0,272	0,30*	0,074	0,26*
M3	Contact [%]	0,971	0,05	0,189	0,44*	0,272	0,19
	Max P [N.cm ⁻²]	0,072	0,40*	0,644	0,10	0,013	0,82***
	tMax P [%]	0,877	0,00	0,802	0,11	0,331	0,24*
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,154	0,34*	0,272	0,28*	0,002	0,95***

Pokračování tabulky

Oblast nohy	Parametr	2_0 x 2_1		2_0 x 1_1		1_0 x 1_1	
		p_1	d	p_1	p_1	d	p_1
M4	Contact [%]	0,763	0,05	0,218	0,48*	0,005	0,63**
	Max P [N.cm ⁻²]	0,037	0,47*	0,968	0,02	0,064	0,47*
	tMax P [%]	0,633	0,17	0,571	0,28*	0,331	0,14
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,074	0,44*	0,644	0,18	0,019	0,58**
M5	Contact [%]	0,820	0,15	0,171	0,58**	0,003	0,95***
	Max P [N.cm ⁻²]	0,797	0,14	0,163	0,62**	0,022	0,74**
	tMax P [%]	0,357	0,19	0,238	0,35*	0,975	0,02
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,571	0,15	0,284	0,59**	0,006	0,72**
T1	Contact [%]	0,686	0,06	0,864	0,13	0,433	0,14
	Max P [N.cm ⁻²]	0,072	0,42*	0,802	0,05	0,826	0,08
	tMax P [%]	0,004	0,83***	0,296	0,13	0,683	0,07
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,389	0,23*	0,742	0,02	0,638	0,10
T2 až T5	Contact [%]	0,405	0,29*	0,742	0,19	0,221	0,23*
	Max P [N.cm ⁻²]	0,259	0,36*	0,927	0,06	0,730	0,09
	tMax P [%]	0,115	0,61**	0,702	0,23*	0,510	0,21*
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,108	0,51**	0,968	0,09	0,730	0,09

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou patou; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou patou; HL – laterální část paty; HM – mediální část paty; M1 až M5 – hlavička 1. až 5. metatarzu; T1 – palec; T2 až T5 – 2. až 5. prst; Contact [%] – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Max P [N.cm⁻²] – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; tMax P [%] – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Impuls [N.s.cm⁻²] – velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy; p_1 – statistická významnost pro Mann-Whitney U test, p_2 – statistická významnost pro Wilcoxonův test; d – věcná významnost Cohenovo d (* $0,2 < d < 0,5$ malý efekt; ** $0,5 < d < 0,8$ střední efekt a *** $d > 0,8$ velký efekt).

Příloha 7. Průměrné hodnoty variability tlakového zatížení [%] daných oblastí nohy u sledovaných skupin dětí (Studie I)

Oblast nohy	Parametr	2_0		2_1		1_0		1_1	
		<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
HL	Contact	13,22	8,74	15,00	7,26	13,23	7,51	15,19	6,32
	Max P	23,74	15,96	22,43	10,86	20,14	9,08	22,90	10,99
	tMax P	41,56	23,72	45,29	28,33	47,16	23,62	53,94	33,48
	Impuls	31,91	21,34	31,03	15,50	30,15	14,40	26,91	12,63
HM	Contact	12,74	8,70	14,23	7,50	12,43	6,99	16,06	6,91
	Max P	22,81	15,49	20,26	10,14	15,63	6,62	19,63	8,37
	tMax P	45,86	28,97	38,29	24,74	25,06	14,20	35,87	26,69
	Impuls	34,29	20,97	29,94	16,76	22,37⁺	9,65	28,46⁺	11,43
Středonoží	Contact	19,61	11,23	20,08	14,29	17,78	14,28	24,68	15,37
	Max P	43,52	20,76	45,71	21,90	46,98	25,56	48,98	31,85
	tMax P	25,46	11,20	26,51	12,23	28,80	17,03	27,38	14,33
	Impuls	52,63	22,17	55,23	24,71	55,80	25,83	53,78	32,29
M1	Contact	19,33[*]	15,75	11,05[*]	9,48	12,67	7,19	8,81[*]	6,79
	Max P	40,10	24,08	30,24	11,11	37,27	14,85	42,44	11,77
	tMax P	11,69	12,49	9,73	9,55	10,99	11,87	13,09	11,91
	Impuls	47,45	27,10	37,50	16,43	43,78	16,98	45,76	14,94
M2	Contact	12,64	5,92	11,43	8,23	9,85	5,96	10,78	10,19
	Max P	28,66[*]	11,05	21,89[*]	8,31	22,81	8,04	25,53	12,13
	tMax P	7,10	5,70	5,73	4,66	6,46	2,69	5,23	2,40
	Impuls	34,84	10,67	30,84	13,13	28,34	10,68	32,50	13,46
M3	Contact	12,79	6,76	12,57	8,10	10,24	8,71	10,41	9,79
	Max P	30,81	11,01	28,31	11,08	30,43	9,58	27,46	15,16
	tMax P	8,89	7,47	8,70	7,19	12,27	9,87	9,38	8,55
	Impuls	35,85	13,77	34,91	13,42	31,29	15,15	34,65	16,80

Pokračování tabulky

Oblast nohy	Parametr	2_0		2_1		1_0		1_1	
		<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
M4	Contact	15,83*	7,61	14,35	7,59	14,38	9,07	11,69*	9,70
	Max P	40,08	15,86	34,98	12,60	39,72	16,28	35,89	19,46
	tMax P	12,59	11,52	13,03	10,00	17,15	16,91	15,30	11,58
	Impuls	46,71	20,46	41,99	14,62	44,33	20,07	44,15	23,45
M5	Contact	33,83*	13,49	25,94*	13,88	32,41⁺	18,53	17,76*⁺	10,59
	Max P	51,88	20,69	48,88	19,47	64,38	25,43	57,47	29,16
	tMax P	14,92	8,73	15,63	9,11	23,89	22,65	20,64	13,72
	Impuls	62,24	27,34	56,28	19,98	75,64	33,07	63,88	28,71
T1	Contact	21,86	12,92	23,04	11,32	26,23	20,36	26,15	14,96
	Max P	42,60*	20,31	30,84*	13,95	38,90	20,06	46,62	25,21
	tMax P	3,57*	2,20	2,38*	0,76	3,08	1,70	3,16	2,18
	Impuls	50,21	26,72	40,98	19,34	50,47	27,06	55,54	26,56
T2 až T5	Contact	33,13	19,91	38,72	21,77	31,96	13,87	24,08	9,21
	Max P	54,52	21,42	48,41	24,59	49,23	17,49	42,76	18,96
	tMax P	5,68	4,45	5,30	4,44	7,62	8,97	4,81	2,52
	Impuls	64,86	27,70	63,66	31,03	58,35	21,46	53,06	18,81

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; *M* – aritmetický průměr; *SD* – směrodatná odchylka; HL – laterální část paty; HM – mediální část paty; M1 až M5 – hlavička 1. až 5. metatarzu; T1 – palec; T2 až T5 – 2. až 5. prst; Contact – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Max P – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; tMax P – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Impuls – velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy. Označení statisticky významných rozdílů ($p < 0,05$) – * Mann-Whitney U test, + Wilcoxonův test.

Příloha 8. Statistická a věcná významnost rozdílů variability tlakového zatížení pro dané oblasti nohy mezi sledovanými skupinami dětí (Studie I)

Oblast nohy	Parametr	2_0 x 2_1		2_0 x 1_1		1_0 x 1_1	
		p_1	d	p_1	d	p_2	d
HL	Contact	0,253	0,22*	0,228	0,24*	0,272	0,28*
	Max P	0,924	0,10	0,702	0,06	0,730	0,27*
	tMax P	0,752	0,14	0,218	0,46*	0,300	0,23*
	Impuls	0,675	0,05	0,762	0,26*	0,272	0,24*
HM	Contact	0,259	0,18	0,080	0,40*	0,140	0,52**
	Max P	0,643	0,19	0,722	0,23*	0,084	0,53**
	tMax P	0,512	0,28*	0,296	0,35*	0,198	0,51**
	Impuls	0,484	0,23*	0,702	0,31*	0,030	0,58**
Středonoží	Contact	0,752	0,04	0,296	0,40*	0,056	0,47*
	Max P	0,697	0,10	0,589	0,22*	0,594	0,07
	tMax P	0,854	0,09	0,885	0,16	0,778	0,09
	Impuls	0,697	0,11	0,742	0,05	0,975	0,07
M1	Contact	0,008	0,63**	0,005	0,77**	0,074	0,55**
	Max P	0,102	0,51**	0,228	0,11	0,177	0,39*
	tMax P	0,947	0,18	0,702	0,11	0,875	0,18
	Impuls	0,191	0,44*	0,664	0,07	0,551	0,12
M2	Contact	0,247	0,17	0,171	0,25*	0,975	0,11
	Max P	0,015	0,69**	0,284	0,28*	0,683	0,26*
	tMax P	0,272	0,26*	0,553	0,38*	0,109	0,48*
	Impuls	0,223	0,34*	0,468	0,20	0,221	0,34*
M3	Contact	0,797	0,03	0,126	0,31*	0,826	0,02
	Max P	0,373	0,23*	0,189	0,27*	0,397	0,23*
	tMax P	0,982	0,03	0,968	0,06	0,140	0,31*
	Impuls	0,877	0,07	0,571	0,08	0,875	0,21*

Pokračování tabulky

Oblast nohy	Parametr	2_0 x 2_1		2_0 x 1_1		1_0 x 1_1	
		p_1	d	p_1	d	p_2	d
M4	Contact	0,622	0,20	0,035	0,50*	0,433	0,29*
	Max P	0,278	0,35*	0,321	0,25*	0,300	0,21*
	tMax P	0,466	0,04	0,260	0,23*	0,683	0,13
	Impuls	0,551	0,26*	0,722	0,12	0,397	0,01
M5	Contact	0,033	0,58**	0,001	1,27***	0,026	0,97***
	Max P	0,422	0,15	0,722	0,24*	0,433	0,25*
	tMax P	0,763	0,08	0,147	0,55**	0,510	0,17
	Impuls	0,313	0,25*	0,989	0,06	0,177	0,38*
T1	Contact	0,512	0,10	0,390	0,32*	0,826	0,00
	Max P	0,009	0,67**	0,722	0,18	0,551	0,34*
	tMax P	0,044	0,70**	0,452	0,18	0,826	0,04
	Impuls	0,181	0,39*	0,468	0,20	0,875	0,19
T2 až T5	Contact	0,247	0,27*	0,260	0,52**	0,084	0,67**
	Max P	0,196	0,27*	0,085	0,57**	0,363	0,35*
	tMax P	0,808	0,09	0,989	0,22*	0,397	0,43*
	Impuls	0,708	0,04	0,249	0,46*	0,510	0,26*

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; HL – laterální část paty; HM – mediální část paty; M1 až M5 – hlavička 1. až 5. metatarzu; T1 – palec; T2 až T5 – 2. až 5. prst; Contact – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Max P – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; tMax P – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Impuls – velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy; p_1 – statistická významnost pro Mann-Whitney U test, p_2 – statistická významnost pro Wilcoxonův test; d – věcná významnost Cohenova d (* $0,2 < d < 0,5$ malý efekt; ** $0,5 < d < 0,8$ střední efekt a *** $d > 0,8$ velký efekt).

Příloha 9. Průměrné hodnoty parametrů pohybu CoP v mediálním a laterálním směru pro sledované skupiny dětí (Studie I)

Skupina	2_0		2_1		1_0		1_1	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Lat_X [cm]	0,85	0,23	0,75	0,26	0,81	0,29	0,87	0,23
Med_X [cm]	1,36*	0,40	1,51	0,65	1,34+	0,62	1,81**	0,58
Rozsah_X [cm]	2,21*	0,42	2,25	0,57	2,16+	0,56	2,68**	0,57
SD_X [cm]	0,10	0,04	0,09	0,04	0,10	0,03	0,11	0,04
SD_Y [cm]	0,19	0,05	0,20	0,04	0,23	0,07	0,23	0,07
v_X [cm/s]	6,66	1,26	6,63	1,16	7,19	1,55	7,53	1,71
v_Y [cm/s]	28,89	3,64	30,71	3,64	32,74+	5,51	31,98+	5,40

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; *M* – aritmetický průměr; *SD* – směrodatná odchylka; Lat_X [cm] – maximální výchylka CoP od dlouhé osy nohy při chůzi v laterálním směru; Med_X [cm] – maximální výchylka CoP od dlouhé osy nohy při chůzi v mediálním směru; Rozsah_X [cm] – rozsah pohybu CoP v mediolaterálním směru; SD_X [cm] – směrodatná odchylka pohybu CoP v mediolaterálním směru; SD_Y [cm] – směrodatná odchylka pohybu CoP v předozadním směru; v_X [cm/s] – průměrná rychlost pohybu CoP v mediolaterálním směru; v_Y [cm/s] – průměrná rychlost pohybu CoP v předozadním směru. Označení statisticky významných rozdílů ($p < 0,05$) – * Mann-Whitney U test, + Wilcoxonův test.

Příloha 10. Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných parametrů pohybu CoP mezi sledovanými skupinami dětí (Studie I)

Porovnání skupin	2_0 x 2_1		2_0 x 1_1		1_0 x 1_1	
	p_1	d	p_1	d	p_2	d
Lat_X [cm]	0,090	0,43*	0,885	0,10	0,272	0,23*
Med_X [cm]	0,686	0,26*	0,010	0,95***	0,001	0,77**
Rozsah_X [cm]	0,936	0,08	0,009	0,99***	0,001	0,93***
SD_X [cm]	0,130	0,34*	0,906	0,17	0,363	0,34*
SD_Y [cm]	0,414	0,20	0,147	0,58**	0,925	0,07
v_X [cm/s]	0,982	0,03	0,133	0,61**	0,245	0,21*
v_Y [cm/s]	0,186	0,50*	0,067	0,72**	0,026	0,14

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; Lat_X [cm] – maximální výchylka CoP od dlouhé osy nohy při chůzi v laterálním směru; Med_X [cm] – maximální výchylka CoP od dlouhé osy nohy při chůzi v mediálním směru; Rozsah_X [cm] – rozsah pohybu CoP v mediolaterálním směru; SD_X [cm] – směrodatná odchylka pohybu CoP v mediolaterálním směru; SD_Y [cm] – směrodatná odchylka pohybu CoP v předozadním směru; v_X [cm/s] – průměrná rychlost pohybu CoP v mediolaterálním směru; v_Y [cm/s] – průměrná rychlost pohybu CoP v předozadním směru; p_1 – statistická významnost pro Mann-Whitney U test, p_2 – statistická významnost pro Wilcoxonův test; d – věcná významnost Cohenovo d (* $0,2 < d < 0,5$ malý efekt; ** $0,5 < d < 0,8$ střední efekt a *** $d > 0,8$ velký efekt).

Příloha 11. Průměrné hodnoty sledovaných kinematických parametrů [°] pro pánev a segmenty dolní končetiny u jednotlivých skupin dětí (Studie I)

Proměnná	2_0		2_1		1_0		1_1	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
A_S_max_1	5,53	8,03	3,07	5,21	5,39	6,33	7,42	5,25
A_S_min	-19,91	6,58	-22,47	6,53	-17,25	6,63	-17,86	10,24
A_S_max_2	17,80*	8,94	5,07*	7,11	13,52	11,34	12,94	10,95
AR_S	38,04*	6,11	30,07*	6,46	32,60	5,99	32,42	6,92
A_T_max	2,70	4,67	2,11	4,39	-0,07	3,70	2,00	4,92
A_T_min	-27,23*	7,28	-18,71*	6,46	-24,71	10,18	-23,68	6,68
AR_T	29,93*	7,26	20,82*	6,56	24,64	8,25	25,68	5,40
K_S_max_1	22,13	6,95	29,89*	8,86	22,72	4,51	21,73	9,59
K_S_min_1	9,50	5,60	10,93	7,30	9,21	5,08	8,69	7,53
K_S_max_2	70,54*	4,12	66,36	6,99	60,32	4,47	62,51*	6,43
K_S_min_2	6,58	5,42	10,12	6,94	4,79	6,15	6,31	7,88
KR_S	64,83*	7,05	58,89*	5,34	56,21	6,59	57,89*	7,01
K_F_max	-5,01	6,00	-0,75	3,77	-1,57	4,01	-0,76	6,25
K_F_min	-36,43*	13,04	-20,57*	11,03	-21,86	8,38	-22,82*	10,00
KR_F	31,42*	9,90	19,82*	10,05	20,29	5,71	22,06*	6,40
K_T_max	5,80	9,09	6,44	7,33	6,08⁺	4,74	1,46⁺	6,73
K_T_min	-33,15	12,50	-30,10	10,75	-25,19⁺	6,98	-33,61⁺	6,84
KR_T	38,95	10,36	36,54	14,24	31,27	9,56	35,07	9,42
H_S_max	34,87	3,36	33,89	7,34	34,59	5,14	34,12	6,44
H_S_min	-13,61	4,74	-13,12	5,47	-10,91	4,48	-12,41	5,66
HR_S	48,48	3,75	47,01	7,51	45,51	7,16	46,53	6,38
H_F_max	7,86	3,66	6,27	3,39	7,01	3,44	8,61	3,64
H_F_min	-6,54	3,96	-8,31	3,46	-7,80	4,06	-6,51	3,46
HR_F	14,40	2,73	14,59	2,78	14,81	2,70	15,12	3,93
H_T_max	6,26*	4,72	10,85*	4,47	7,43	4,51	8,70	4,59
H_T_min	-4,48	4,25	-3,98	5,21	-5,19	5,11	-4,71	3,35
HR_T	10,75*	2,92	14,83*	5,01	12,62	2,99	13,41	4,49
P_S_max	6,99	3,55	15,62*	5,11	11,37⁺	1,88	13,03⁺	2,11
P_S_min	5,86*	3,42	14,20*	5,04	11,18	1,93	10,87*	2,85
PR_S	5,11	1,24	4,97	1,56	5,08	1,48	5,20	1,53

Pokračování tabulky

Proměnná	2_0		2_1		1_0		1_1	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
P_F_max	3,83	2,08	4,22	2,75	4,81	2,29	3,96	2,57
P_F_min	-4,11	1,83	-4,17	2,59	-3,83	2,38	-4,73	2,52
PR_F	7,94	1,35	8,39	2,71	8,63	3,20	8,70	3,47
P_T_max	7,73	5,33	6,76	5,34	9,55	2,26	8,26	2,46
P_T_min	-7,46	5,49	-5,44	5,01	-6,94	2,33	-8,39	2,19
PR_T	15,20*	3,01	12,20*	3,48	16,49	2,71	16,65	2,99

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; *M* – aritmetický průměr; *SD* – směrodatná odchylka; A_S_max_1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu při fázi přenosu zátěže; A_S_min – maximum dorzální flexe při konečném stojí; A_S_max_2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze; AR_S – 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 ve stojné fázi; A_T_min – maximum vnější rotace v hlezenním kloubu na konci stojné fáze; AR_T – rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině; K_S_max_1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi; K_S_min_1 – maximum extenze v kolenním kloubu v konečném stojí; K_S_max_2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi; K_S_min_2 – maximum extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze; 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 během krokového cyklu; K_T_min. – maximum vnější rotace v kolenním kloubu během krokového cyklu; KR_T – rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině; H_S_max – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi; H_S_min – maximum extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi; HR_S – rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině; H_F_max – maximum addukce v kyčelním kloubu při fázi přenosu zátěže; H_F_min – maximum abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švihu; HR_F – rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině; H_T_max – maximum vnější rotace kyčelního kloubu; H_T_min – maximum vnitřní rotace kyčelního kloubu; HR_T – rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině; P_S_max – maximum anteverze pánve; P_S_min – maximum retroverze 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 vnější rotace pánve; PR_T – rozsah pohybu pánve v transverzální rovině.

Příloha 12. Statistická a věcná významnost rozdílů sledovaných kinematických parametrů pro pánev a segmenty dolní končetiny mezi skupinami (Studie I)

Proměnná	2_0 x 2_1		2_0 x 1_1		1_0 x 1_1	
	p_1	d	p_1	d	p_2	d
A_S_max_1	0,522	0,39*	0,169	0,29*	0,594	0,35*
A_S_min	0,637	0,39*	0,602	0,23*	0,534	0,07
A_S_max_2	0,002	1,63***	0,310	0,48*	0,790	0,05
AR_S	0,005	1,26***	0,058	0,85***	0,534	0,03
A_T_max	0,837	0,13	0,551	0,15	0,209	0,48*
A_T_min	0,003	1,25***	0,242	0,51**	0,638	0,12
AR_T	0,003	1,33***	0,178	0,66**	0,695	0,15
K_S_max_1	0,019	0,97***	0,781	0,05	0,480	0,13
K_S_min_1	0,697	0,22*	0,705	0,12	0,814	0,08
K_S_max_2	0,077	0,72**	0,001	1,51***	0,158	0,40*
K_S_min_2	0,131	0,56**	0,899	0,04	0,071	0,22*
KR_S	0,019	0,96***	0,020	0,99***	0,480	0,25*
K_F_max	0,052	0,86***	0,095	0,69**	0,433	0,15
K_F_min	0,002	1,32***	0,013	1,16***	0,638	0,10
KR_F	0,003	1,16***	0,017	1,10***	0,347	0,29*
K_T_max	0,837	0,08	0,198	0,54**	0,023	0,79**
K_T_min	0,347	0,26*	0,755	0,05	0,004	1,22***
KR_T	0,205	0,19	0,671	0,39*	0,084	0,40*
H_S_max	0,951	0,17	0,297	0,15	0,875	0,08
H_S_min	0,608	0,09	0,560	0,23*	0,158	0,29*
HR_S	0,608	0,24*	0,374	0,38*	0,308	0,15
H_F_max	0,275	0,45*	0,667	0,20	0,388	0,45*
H_F_min	0,110	0,48*	0,820	0,01	0,695	0,34*
HR_F	0,951	0,07	0,820	0,21*	0,875	0,09
H_T_max	0,008	1,00***	0,131	0,52**	0,754	0,28*
H_T_min	0,886	0,11	0,705	0,06	0,695	0,11
HR_T	0,034	0,98***	0,131	0,71**	0,388	0,21*
P_S_max	0,000	1,94***	0,000	2,03***	0,003	0,83***
P_S_min	0,000	1,91***	0,001	1,58***	0,480	0,13
PR_S	0,448	0,10	0,980	0,07	0,937	0,08

Pokračování tabulky

Proměnná	2_0 x 2_1		2_0 x 1_1		1_0 x 1_1	
	p_1	d	p_1	d	p_2	d
P_F_max	0,667	0,16	0,899	0,06	0,347	0,35*
P_F_min	0,886	0,02	0,742	0,29*	0,433	0,37*
PR_F	0,984	0,20	0,860	0,30*	0,875	0,02
P_T_max	0,886	0,18	0,527	0,12	0,182	0,54**
P_T_min	0,377	0,39*	0,252	0,21*	0,209	0,64**
PR_T	0,031	0,92***	0,231	0,48	0,530	0,06

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; A_S_max_1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu při fázi přenosu zátěže; A_S_min – maximum dorzální flexe při konečném stoji; A_S_max_2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze; AR_S – 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 ve stojné fázi; A_T_min – maximum vnější rotace v hlezenním kloubu na konci stojné fáze; AR_T – rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině; K_S_max_1 – maximum flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi; K_S_min_1 – maximum extenze v kolenním kloubu v konečném stoji; K_S_max_2 – maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi; K_S_min_2 – maximum extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze; 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 během krokového cyklu; K_T_min. – maximum vnější rotace v kolenním kloubu během krokového cyklu; KR_T – rozsah pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině; H_S_max – maximum flexe v kyčelním kloubu ve švihové fázi; H_S_min – maximum extenze v kyčelním kloubu ve stojné fázi; HR_S – rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině; H_F_max – maximum addukce v kyčelním kloubu při fázi přenosu zátěže; H_F_min – maximum abdukce v kyčelním kloubu při počátečním švih; HR_F – rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině; H_T_max – maximum vnější 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 vnější rotace pánve; PR_T – rozsah pohybu pánve v transverzální rovině; p_1 – statistická významnost pro Mann-Whitney U test, p_2 – statistická významnost pro Wilcoxonův párový test, d – věcná významnost Cohenovo d (* $0,2 < d < 0,5$ malý efekt; ** $0,5 < d < 0,8$ střední efekt a *** $d > 0,8$ velký efekt).

Příloha 13. Průměrné hodnoty sledovaných kinematických parametrů [°] segmentů nohy u jednotlivých skupin (Studie I)

Skupina	2_0		2_1		1_0		1_1	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Rozsah pohybu	53,71	10,45	46,89	12,74	48,75	13,21	47,41	11,01
PF/DF	53,71	10,45	46,89	12,74	48,75	13,21	47,41	11,01
TTF	42,08*	9,07	33,09*	9,67	39,62⁺	8,43	32,33*⁺	6,74
SR	43,40	26,13	36,38	21,67	42,16⁺	26,93	29,36⁺	24,96
FP	56,73	13,39	46,04	15,83	55,65⁺	8,38	45,11⁺	11,45
TN	30,02*	13,35	32,76	22,26	23,05	13,05	17,76*	11,04
SP	27,70	23,43	32,84	23,93	26,16	16,59	21,06	14,43

Vysvětlivky k tabulce: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; *M* – aritmetický průměr; *SD* – směrodatná odchylka. PF/DF – plantární/dorzální flexe v hlezenním kloubu (pohyb osy tibie vzhledem k dlouhé ose nohy kolem osy hlezenního kloubu – sagitální rovina); TTF – tibio-talární flexe (pohyb osy tibie vůči ose zadonoží kolem osy hlezenního kloubu – sagitální rovina); SR – subtalární rotace (inverze/everze kalkanea, pohyb osy kalkanea vůči ose hlezenního kloubu kolem osy zadonoží – frontální rovina); FP – flexe palce (pohyb osy středonoží vůči ose palce kolem osy předonoží – sagitální rovina); TN – torze nohy (abdukce/addukce předonoží, pohyb osy předonoží vůči ose zadonoží kolem dlouhé osy nohy – transverzální rovina); SP – supinace předonoží (pohyb osy předonoží vůči ose hlezenního kloubu kolem osy středonoží – frontální rovina). Označení statisticky významných rozdílů ($p < 0,05$) – * Mann-Whitney U test, ⁺ Wilcoxonův test.

Příloha 14. Statistická a věcná významnost rozdílů kinematických parametrů segmentů nohy mezi sledovanými skupinami (Studie I)

Porovnání skupin	2_0 x 2_1		2_0 x 1_1		1_0 x 1_1	
	p_1	d	p_1	d	p_2	d
PF/DF	0,077	0,53**	0,462	0,43*	0,937	0,11
TTF	0,009	0,99***	0,027	1,09***	0,028	0,96***
SR	0,400	0,34*	0,176	0,51**	0,041	0,49*
FP	0,093	0,57**	0,095	0,72**	0,008	1,05***
TN	0,886	0,50*	0,015	1,02***	0,308	0,53**
SP	0,525	0,14	0,742	0,96***	0,530	0,44*

Vysvětlivky: 2_0 – kontrolní skupina; 2_1 – oboustranná valgozita paty; 1_0 – končetina bez valgozity paty u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; 1_1 – končetina s valgózní patou u skupiny s jednostrannou valgozitou paty; PF/DF – plantární/dorzální flexe v hlezenním kloubu (pohyb osy tibie vzhledem k dlouhé ose nohy kolem osy hlezenního kloubu – sagitální rovina); TTF – tibio-talární flexe (pohyb osy tibie vůči ose zadonoží kolem osy hlezenního kloubu – sagitální rovina); SR – subtalární rotace (inverze/everze kalkanea, pohyb osy kalkanea vůči ose hlezenního kloubu kolem osy zadonoží – frontální rovina); FP – flexe palce (pohyb osy středonoží vůči ose palce kolem osy předonoží – sagitální rovina); TN – torze nohy (abdukce/addukce předonoží, pohyb osy předonoží vůči ose zadonoží kolem dlouhé osy nohy – transverzální rovina); SP – supinace předonoží (pohyb osy předonoží vůči ose hlezenního kloubu kolem osy středonoží – frontální rovina); p_1 – statistická významnost pro Mann-Whitney U test, p_2 – statistická významnost pro Wilcoxonův test; d – věcná významnost Cohenova d (* $0,2 < d < 0,5$ malý efekt; ** $0,5 < d < 0,8$ střední efekt a *** $d > 0,8$ velký efekt).

Příloha 15. Průměrné hodnoty tlakového zatížení daných oblastí nohy u sledovaných dětí 1. a 2. měření a statistická i věcná významnost rozdílů (Studie II)

Oblast nohy	Parametr	M_1	M_2	SD_1	SD_2	p	d
HL	Contact [%]	48,61	47,02	7,33	7,69	0,253	0,21*
	Max P [N.cm ⁻²]	7,17	9,71	1,44	2,26	0,000	1,34***
	tMax P [%]	15,99	12,77	5,37	4,79	0,000	0,63**
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,17	1,65	0,37	0,96	0,000	0,66**
HM	Contact [%]	49,76	48,39	7,54	8,59	0,487	0,17
	Max P [N.cm ⁻²]	9,89	13,17	2,25	2,28	0,000	1,45***
	tMax P [%]	15,37	13,83	4,47	4,42	0,037	0,35*
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,57	2,16	0,50	1,13	0,000	0,68**
Středonoží	Contact [%]	56,22	50,02	13,61	10,87	0,003	0,50*
	Max P [N.cm ⁻²]	1,38	2,32	0,74	1,72	0,000	0,71**
	tMax P [%]	34,44	26,21	9,41	7,14	0,000	0,99***
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,25	0,47	0,18	0,90	0,009	0,34*
M1	Contact [%]	72,25	71,18	9,57	72,25	0,499	0,10
	Max P [N.cm ⁻²]	5,01	4,38	1,81	5,01	0,002	0,36*
	tMax P [%]	66,99	70,31	6,17	66,99	0,001	0,55**
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,04	0,92	0,49	1,04	0,036	0,26*
M2	Contact [%]	73,10	76,20	7,84	8,29	0,003	0,38*
	Max P [N.cm ⁻²]	8,27	8,60	2,21	2,59	0,209	0,14
	tMax P [%]	73,44	77,69	4,69	4,53	0,000	0,92***
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,68	1,72	0,61	0,67	0,552	0,06
M3	Contact [%]	71,36	76,15	9,67	9,17	0,000	0,51**
	Max P [N.cm ⁻²]	7,80	8,60	2,54	3,09	0,229	0,28*
	tMax P [%]	70,95	73,90	6,04	9,55	0,000	0,37*
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,55	1,78	0,57	0,82	0,065	0,33*

Pokračování tabulky

Oblast nohy	Parametr	M_1	M_2	SD_1	SD_2	p	d
M4	Contact [%]	65,26	69,82	10,91	13,48	0,001	0,37*
	Max P [N.cm ⁻²]	5,87	5,83	2,50	2,54	0,583	0,02
	tMax P [%]	63,45	63,37	10,28	12,64	0,654	0,01
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	1,12	1,22	0,54	0,71	0,630	0,16
M5	Contact [%]	48,35	55,19	13,58	17,38	0,000	0,44*
	Max P [N.cm ⁻²]	2,24	3,13	1,67	3,17	0,014	0,35*
	tMax P [%]	56,86	51,72	11,62	14,77	0,032	0,39*
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,37	0,98	0,36	2,79	0,001	0,31*
T1	Contact [%]	48,66	50,66	10,81	11,37	0,309	0,18
	Max P [N.cm ⁻²]	5,00	6,02	1,66	2,26	0,001	0,51*
	tMax P [%]	82,33	83,34	3,20	3,88	0,022	0,28*
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,64	0,75	0,30	0,34	0,010	0,34*
T2 až T5	Contact [%]	37,88	42,25	11,58	12,84	0,113	0,36*
	Max P [N.cm ⁻²]	1,32	1,35	0,70	0,65	0,678	0,04
	tMax P [%]	79,25	79,50	4,13	5,81	0,231	0,05
	Impuls [N.s.cm ⁻²]	0,16	0,16	0,11	0,09	0,831	0,04

Vysvětlivky: M_1 – aritmetický průměr pro 1. měření; SD_1 – směrodatná odchylka pro 1. měření; M_2 – aritmetický průměr pro 2. měření; SD_2 – směrodatná odchylka pro 2. měření; HL – laterální část paty; HM – mediální část paty; M1 až M5 – hlavička 1. až 5. metatarzu; T1 – palec; T2 až T5 – 2. až 5. prst; Contact [%] – relativní doba kontaktu dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Max P [N.cm⁻²] – hodnota maximálního tlaku v dané oblasti; tMax P [%] – relativní doba dosažení hodnoty maximálního tlaku v dané oblasti vzhledem k trvání stejné fáze chůze; Impuls [N.s.cm⁻²] – velikost tlakového zatížení v průběhu odvalu nohy; p – statistická významnost Wilcoxonova párového testu (označení statisticky významných rozdílů pro $p < 0,05$); d – věcná významnost Cohenova d (* $0,2 < d < 0,5$ malý efekt; ** $0,5 < d < 0,8$ střední efekt a *** $d > 0,8$ velký efekt).