

Univerzita Karlova
Přírodovědecká fakulta

Studijní program: Biologie
Studijní obor: Antropologie a genetika člověka



Bc. Zuzana Morvová

Charakteristika tibiofemorálního úhlu, úhlu paty a klenby nožní u zdravých dětí
ve věku od 6 do 15 let
Characteristics of the tibiofemoral angle, rearfoot angle and plantar arch in healthy
children aged 6 to 15 years

Diplomová práce

Školitelka: RNDr. Daniela Zemková, CSc.

Praha 2018

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 10. 8. 2018

Podpis: _____

Zuzana Morvová

Poděkování

Ráda bych poděkovala školitelce RNDr. Daniele Zemkové, CSc., za cenné rady při odborném vedení mé diplomové práce. Moje poděkování patří také prof. MUDr. Ivo Maříkovi, Mgr. Šárce Petrášové, Bc. Tereze A. a Marii D., jejichž připomínky v mnohém přispěly ke vzniku této práce. Chtěla bych dále poděkovat ředitelům základních škol za jejich ochotu a čas. V neposlední řadě děkuji svým rodičům a blízkým za trpělivost a podporu.

SEZNAM ZKRATEK

AMČ	anatomicky moderní člověk
BKÚ	bikondylární úhel
Ch-Š	Chippaux-Šmířákův index
HAV	<i>hindfoot alignment view</i>
IC	interkondylární vzdálenost
IM	intermaleolární vzdálenost
KDÚ	kolodíafysární úhel
L	vlevo
LAV	<i>long axial view</i>
MV	<i>méary view</i>
NSCP	<i>neutral stance calcaneal position</i> : neutrální statická pozice patní kosti
P	vpravo
RSCP	<i>resting stance calcaneal position</i> : relaxovaná statická pozice patní kosti
SDS	SD skóre, z skóre
TF	tibiofemorální úhel
ÚP	úhel paty

ABSTRAKT

Cílem této práce bylo vytvořit referenční údaje, zjistit variabilitu úhlu paty pro využití v ortopedické praxi a zhodnotit věkové změny úhlu paty dětí od 6 do 15 let. Dále jsme se zaměřili na vztahy mezi tibiofemorálním úhlem, úhlem paty a výškou klenby nožní a zjišťovali závislost tibiofemorálního úhlu, úhlu paty a výšky klenby nožní na BMI a tělesné výšce, a to jak v absolutních hodnotách, tak v SD skóre.

Vyšetřovaný soubor tvořilo 120 zdravých školních dětí ve věku od 6 do 14,99 let. Na základě jejich chronologického věku byly děti rozděleny do tří věkových kategorií: 6–8,99 let, 9–10,99 let a 11–14,99 let. Sběr dat probíhal se souhlasem vedení základních škol a rodičů od března do listopadu 2017 na třech vybraných základních školách v Praze a v Rudné.

Metody zahrnovaly antropometrické měření (výška, výška vsedě, hmotnost), snímání otisku pravé a levé nohy na papír pomocí plantografu a pořizování fotografií dolních končetin za účelem změření tibiofemorálního úhlu a úhlu paty. Výška klenby nožní byla z otisků vypočítána pomocí Chippaux-Šmirákova indexu. Antropometrické body zaměřené na tibiofemorální úhel a úhel paty byly na probandech označeny tenkým fixem a následně změřeny úhloměrem z fotografií. Fotografie byly pořízeny za předem definovaných konstantních podmínek.

Úhel paty se po 6. roce významně neměnil a nelišil se mezi chlapci a dívkami v celém souboru, a to ani v rámci tří věkových kategorií. Pro pravou dolní končetinu dosahoval úhel paty průměrné hodnoty $5,47^\circ \pm 3,44^\circ$, pro levou dolní končetinu $5,97^\circ \pm 3,81^\circ$. Nenalezli jsme klinicky významné korelace mezi tibiofemorálním úhlem, úhlem paty a výškou klenby nožní. Statisticky významný vztah s BMI byl prokázán pouze u levého úhlu paty a levé klenby nožní, nebyl však klinicky významný. S rostoucí výškou SDS se úhel paty obou dolních končetin významně snižoval.

Klíčová slova: tibiofemorální úhel, úhel paty, podogram, klenba nožní, varozita, valgozita

ABSTRACT

The aim of this work was to create reference data, to determine the variability of rearfoot angle for the use in orthopaedic practice and to evaluate the age variations of rearfoot angle from 6 to 15 years. We further focused on the relationship between tibiofemoral angle, rearfoot angle, and height of the foot arch. Finally, we examined the dependence of tibiofemoral angle, rearfoot angle and foot arch on BMI and body height, both in absolute values and SD score.

We measured 120 healthy school children aged 6 to 14,99 years. Based on the chronological age the children were divided into three age categories: 6–8,99 years, 9–10,99 years and 11–14,99 years. The data were collected from March to November 2017 at three selected primary schools in Prague and Rudná, with the approval of the headquarters of those primary schools and of parents.

Methods included anthropometric measurement (height, sitting height, weight), making of static footprints of both feet on paper by a plantograph, and taking photographs of lower limbs to measure tibiofemoral angle and rearfoot angle. The foot arch height was calculated using the Chippaux-Šmirák index. Anthropometric points for tibiofemoral angle and rearfoot angle were marked on probands with a thin marker and then measured by a protractor from photographs. Each photograph was taken under predefined, constant conditions.

The rearfoot angle did not change significantly from 6 to 15 years of age and it did not differ between boys and girls, neither in the whole file, nor in the three age categories. The mean rearfoot angle was $5.47^\circ \pm 3.44^\circ$ for the right lower limb, $5.97^\circ \pm 3.81^\circ$ for the left lower limb. We did not find clinically significant correlations between tibiofemoral angle, rearfoot angle and foot arch height. A statistically significant relationship with BMI was found only with left rearfoot angle of left foot arch height, however neither of them was clinically significant. As the body height (in SD score) increased, rearfoot angle decreased significantly.

Key words: tibiofemoral angle, rearfoot angle, podogram, foot arch, varosity, valgosity

OBSAH

1 Úvod	1
1.1 Tibiofemorální úhel.....	2
1.1.1 Anatomie kolenního kloubu	2
1.1.2 Tibiofemorální úhel a význam jeho měření	3
1.1.3 Vývoj tibiofemorálního úhlu u dětí	5
1.1.4 Metody měření tibiofemorálního úhlu	7
1.1.5 Faktory ovlivňující tibiofemorální úhel	9
1.2 Úhel paty	10
1.2.1 Anatomie a biomechanika kotníku	10
1.2.2 Úhel paty a význam jeho měření	12
1.2.3 Vývoj úhlu paty u dětí	14
1.2.4 Metody měření úhlu paty.....	15
1.2.5 Faktory ovlivňující úhel paty.....	18
1.3 Klenba nožní	18
1.3.1 Anatomie klenby nožní.....	18
1.3.2 Plochá a vysoká noha	19
1.3.3 Vývoj klenby nožní u dětí	21
1.3.4 Metody měření výšky klenby nožní.....	21
1.3.5 Faktory ovlivňující vývoj klenby nožní	22
1.4 Evoluční změny dolních končetin	24
1.5 Vzájemné vztahy mezi sledovanými parametry dolních končetin	26
2. Cíle práce	28
2.1 Hypotézy	28
3. Materiál a metody	29
3.1 Soubor	29
3.2 Metody	29
3.3 Statistické metody	33
3.3.1 Základní statistické charakteristiky	33
3.3.2 Testování statistických hypotéz	34
3.3.3 Korelační analýza	35
3.3.4 Normalizační indexy	36
3.3.5 Spolehlivost měření	36
4. Výsledky	38
4.1 Základní antropometrické parametry.....	38
4.2 Speciálně měřené parametry dolních končetin	38
4.2.1 Tibiofemorální úhel	38

4.2.2 Úhel paty	39
4.2.3 Chippaux-Šmirákův index	39
4.3 Věkové změny úhlu paty	40
4.4 Závislost úhlu paty na pohlaví.....	40
4.5 Vzájemné vztahy sledovaných parametrů dolních končetin	41
4.5.1 Vztah mezi tibiofemorálním úhlem a úhlem paty	41
4.5.2 Vztah mezi tibiofemorálním úhlem a klenbou nožní	41
4.5.3 Vztah mezi úhlem paty a klenbou nožní	41
4.6 Vztah sledovaných parametrů s BMI a tělesnou výškou	42
4.6.1 Korelace s BMI	42
4.6.2 Korelace s tělesnou výškou	42
4.7 Spolehlivost měření.....	43
4.8 Srovnání dvou způsobů měření úhlů	43
5. Diskuze	44
5.1 Variabilita úhlu paty a jeho korelace s věkem	44
5.2 Závislost úhlu paty na pohlaví.....	45
5.3 Vztahy mezi tibiofemorálním úhlem, úhlem paty a klenbou nožní	45
5.3.1 Tibiofemorální úhel a úhel paty.....	45
5.3.2 Klenba nožní a úhel paty	46
5.3.3 Klenba nožní a tibiofemorální úhel	47
5.4 Vliv BMI na tibiofemorální úhel, úhel paty a výšku klenby nožní	48
5.4.1 BMI a tibiofemorální úhel	48
5.4.2 BMI a úhel paty.....	49
5.4.3 BMI a klenba nožní	49
5.5 Vliv tělesné výšky na tibiofemorální úhel, úhel paty a výšku klenby nožní	50
5.5.1 Tělesná výška a tibiofemorální úhel	50
5.5.2 Tělesná výška a úhel paty.....	51
5.5.3 Tělesná výška a klenba nožní	51
6. Závěr	53
7. Seznam literatury	55
8. Přílohy.....	66
8.1 Obrázky.....	66
8.2 Grafy	75
8.3 Tabulky	88
8.4 Informovaný souhlas s měřením.....	94
8.4.1 Dopis pro ředitele	94
8.4.2 Informovaný souhlas pro rodiče	95

1 ÚVOD

U dolních končetin rozpoznáváme v rámci frontální roviny dva úhly – tibiofemorální úhel (TF) se středem v kolenním kloubu a úhel paty (ÚP), který má střed mezi vnitřním a vnějším kotníkem (Souza a kol., 2011; Petrášová a kol., 2012). Frontální rovina dolních končetin tedy zahrnuje vzájemné pozice podélných os stehenní kosti (*femur*), holenní kosti (*tibia*) a patní kosti (*calcaneus*) (Honzíková a kol., 2013). Základním kamenem, od kterého se poloha dolních končetin, ale i postoj celého těla odvíjí, je noha a její klenba (Honzíková a kol., 2013; Truszczyńska-Baszak a kol., 2017).

Osové deformity dolních končetin ve frontální rovině jsou v ortopedické praxi častým problémem, ať už se jedná o vady vrozené, nebo získané, izolované, či sdružené s nějakou chorobou. Klouby jsou u extrémních případů valgozity a varozity přetěžované, což působí jejich opotřebení a bolest. Je proto potřeba tyto oblasti sledovat, včas zachytit případnou odchylku od normy a tím mít možnost správně načasovat chirurgický zákrok, nebo zvolit jiný způsob léčby (Mesa a Yamhure, 2009; Mařík a kol., 2010; Boero a kol., 2011; Abu-Rajab a kol., 2015; de Cesar Netto a kol., 2018).

Vývoj i normy TF a výšky klenby nožní jsou hojně sledovány u nás i v zahraničí (Hicks, 1954; Chen a kol., 2011; Petrášová a kol., 2012; Mathew a Madhuri, 2013; Waseda a kol., 2014; Mohd-Karim a kol., 2015; Stodółka a kol., 2015; Tong a Kong, 2016; Vangara a kol., 2016). Normální rozsah pro ÚP v České republice ovšem neexistuje a nejsou ani zkoumány jeho věkové změny a závislost na pohlaví. Zahraničních studií není dostatečné množství a jsou zastaralé (Sobel a kol., 1999; Waldecker a Drewitz, 2005). Ve většině případů se klade důraz na patologické případy, nebo na dospělé jedince. Kotník je stejně jako koleno velmi složitý a důležitý kloub. Leží na dolní končetině nejnižší a drží váhu celého těla, musí být tedy stabilní. Přitom se ale při chůzi společně s nohou neustále přizpůsobuje nerovnostem povrchu, k čemuž je potřeba pohyblivost a pružnost (Petrovický, 2001; KhamisaYizhar, 2007; Brockett a Chapman, 2016). Kotníku a ÚP by tedy měla být věnována stejná pozornost jako kolennímu kloubu a TF.

U chorob doprovázených deformitami dolních končetin a nohy je mnohdy valgozita kolene umocněna valgozitou paty, naopak varozita kolene se pojí s varozitou paty. Plochá noha, především pak její nejtěžší třetí stupeň, je často doprovázen valgozní

patou, vysoká noha se může vyskytovat ve spojení s varozitou paty (Čihák, 2001; Adamec, 2005; Laradi a kol., 2006; Riegerová a kol., 2006; Fabry, 2010; Mosca, 2010; Dungl, 2014; Khalid a kol., 2015; Povýšil a kol., 2017). Vztahy mezi těmito parametry nejsou u zdravých dětí příliš sledovány. Otázka tedy zní – platí výše zmíněné vztahy i pro zdravé děti, nebo je dolní končetina schopna určitého stupně kompenzace s cílem vyrovnat odchylku?

Na TF, ÚP a klenbu nožní působí kromě patologických stavů mnoho faktorů, jejichž vliv není vyjasněn. Nejpodstatnější z nich je BMI a tělesná výška, u nichž se výsledky jednotlivých studií neshodují (Sobel a kol., 1999; Arazi a kol., 2001; Novotná, 2006; Bafor a kol., 2012; Petrášová a kol., 2012; Chen a kol., 2013; Mathew a Madhuri, 2013; Kuni a kol., 2015; Hawke a kol., 2016). Proto jsme se rozhodli na ně zaměřit.

1.1 Tibiofemorální úhel

1.1.1 Anatomie kolenního kloubu

Kolenní kloub (*articulatio genus*)¹ je složený kloub, ve kterém se stýká stehenní kost (*femur*) s holenní kostí (*tibia*) a českou (*patella*) (Zrzavý, 1985; Čihák, 2001). Skládá se ze dvou kloubů. Prvním z nich je femorotibiální kloub. Kloubní hlavici tvoří *condylus medialis et lateralis femoris*, které zapadají do jamek *facies articularis superior* na *condylus medialis et lateralis tibiae* (Petrovický, 2001). Laterální kondyl femuru je o něco menší než mediální, který je mírně vykloněn dopředu (Petrovický, 2001). To mimo jiné způsobuje mírnou valgozitu kolenního kloubu (Goldblatt a Richmond, 2003). Rozdíly v obou kloubních plochách vyrovnávají menisky z vazivové chrupavky, vložené mezi femur a tibií. Druhým kloubem je kloub patellofemorální, v němž *patella* svým *facies articularis* nasedá zepředu na *facies patellaris femoris* (Petrovický, 2001; Goldblatt a Richmond, 2003). *Patella* má velký význam pro extenzor kolena (*m. quadriceps femoris*), který se na ni svou šlachou upíná. Přenáší sílu působící na koleno ve větší vzdálenosti od osy rotace, čímž zvyšuje otáčivý účinek a snižuje sílu potřebnou k napnutí kolene (Goldblatt a Richmond, 2003). Kolenní kloub je krytý pevným pouzdrem tvořeným dvěma vrstvami – fibrózní a synoviální, které přirůstá k zevnímu obvodu menisků. Pouzdro začíná nad okrajem kloubních ploch femuru, takže

¹ Řecké anatomické názvosloví je v celém textu převzato z Čiháka (2001), latinské anatomické názvosloví převzato ze Zrzavého (1985).

nezahrnuje epikondyly a upíná se po obvodu kloubních ploch tibie, přikrývá také česku (Petrovický, 2001).

Jedná se o velmi složitý kloub z toho důvodu, že musí poskytovat plnou stabilitu a přitom být dostatečně pohyblivý (Masouros a kol., 2010). Stabilita kolene je zajištěna kromě tvaru kloubních ploch kostí také pomocí pasivních (vazy, menisky) a aktivních složek (svaly) (Masouros a kol., 2010). Mezi vazy patří postranní vazy – *ligamentum collaterale mediale et laterale*, zadní vazy – *l. popliteum arcuatum*, *l. popliteum obliquum*, přední a zadní zkřížený vaz – *l. cruciatum anterius et posterius* a přední vaz – *l. patellae* (Petrovický, 2001). *Ligamentum collaterale mediale* zabraňuje vybočení kolene mediálně (valgozitě), *ligamentum collaterale laterale* naopak brání laterálnímu vybočení (varozitě), proto jsou tyto dva vazy klíčové pro udržení správné pozice kolena ve frontální rovině (Petrovický, 2001; Masouros a kol., 2010). Pro stabilitu v sagitální rovině jsou důležité kromě postranních vazů také vazy zkřížené (Čihák, 2001).

Základní pozicí, v níž koleno poskytuje optimální podporu a stabilitu bez přetěžování svalů, je plná extenze. V této pozici jsou podélné a zkřížené vazy napnuté a koleno je uzamknuté (Čihák, 2001; Masouros a kol., 2010). Primární pohyb kolenního kloubu je flexe, která dosahuje pasivně až 160° a extenze. U některých jedinců se vyskytuje hyperextenze do 5°, jíž by měly správně křížové a postranní vazy zabránit (Masouros a kol., 2010). Flexe a extenze je vždy doprovázena určitým stupněm rotace femuru a tibie. Samostatné rotace v rozsahu cca 60° jsou možné jen ve flexi, kdy je koleno odemčené a přední zkřížený vaz je uvolněn (Čihák, 2001; Petrovický, 2001).

1.1.2 Tibiofemorální úhel a význam jeho měření

TF vyjadřuje postavení dolních končetin ve frontální rovině a je definován jako úhel mezi anatomickou osou femuru a tibie protínající se ve středu kolenního kloubu (Yoo a kol., 2008). Je obdobou Q úhlu, který svírají podélné osy *l. patellae* a *m. quadriceps femoris* (Čihák, 2001). Jedná se o jeden z nejspolehlivějších a nejčastěji využívaných nástrojů k určení případné odchylky od normy a stupně desaxace (Bafor a kol., 2012; Böhm a kol., 2015). Vyosení kolene mediálním směrem se nazývá valgozita, laterálním varozita (Cooke a kol., 2007; Ferguson a Fernandes, 2016). Pokud tvoří osa dolní končetiny vertikálu, jedná se o neutrální postavení (Cooke a kol., 2007). Rozsah normálních hodnot TF se v jednotlivých věkových kategoriích liší a budou rozebrány

níže. Platí ale, že u zdravého dospělého by se vnitřní kotníky a vnitřní kondyly femuru ve stoje měly dotýkat (Mařík a kol., 2010).

Vychýlená osa dolních končetin může mít za následek degeneraci kloubů, bolesti kolene a předčasnou osteoartrózu (Mařík a kol., 2010). Také má ale negativní dopad na páteř při snaze o kompenzaci nesprávného postoje a může se projevit skoliózou (Ferguson a Fernandes, 2016). Predispozice ke vzniku a rozvoji degenerativních změn kolene je způsobená především nerovnoměrným rozložením tlaků a zvýšenému zatěžování jedné poloviny kloubu (Böhm a kol., 2015). U varozity dochází k přetěžování mediální chrupavky, u valgozity platí to samé pro laterální stranu, a to jak v klidovém postoji, tak při chůzi (Yang a kol., 2010; Böhm a kol., 2015). Negativní vliv přetěžování se projevuje i u pacientů, kteří již osteoartrózou trpí (Cooke a kol., 1997). S každým stupněm zvýšení valgozity se u nich snižuje chrupavka na laterálním kondylu tibie. S rostoucí varozitou zase klesá objem chrupavky na mediálním kondylu tibie (Cicuttini a kol., 2004; Teichtahl a kol., 2009).

Při hodnocení osy dolních končetin rozlišujeme osu anatomickou a mechanickou (Obr. 1). Mechanická osa vede od středu hlavice stehenní kosti po střed hlezenního kloubu, přičemž protíná střed kolene (Pickering a Armstrong, 2012; Cherian a kol., 2014). Anatomická osa je tvořena dvěma přímkami – první prochází středem diafýzy femuru, druhá středem diafýzy tibie, přičemž se tyto přímky protínají ve středu kolenního kloubu (Engel a Staheli, 1974; Pickering a Armstrong, 2012; Abu-Rajab a kol., 2015). Mechanická osa je shodná s anatomickou pouze pro tibii, u femuru se obě osy liší o cca 5–6° (Cooke a kol., 2007; Pickering a Armstrong, 2012). Pod pojmem TF se většinou myslí úhel mezi anatomickou osou tibie a femuru. Anatomická osa lépe odráží deformity diafýzy femuru a tibie než mechanická (Cherian a kol., 2014).

TF lze zjednodušeně vyjádřit pomocí intermaleolární (IM) a interkondylární vzdálenosti (IC) neboli vzdálenosti mezi vnitřními kotníky u valgozity a mezi vnitřními kondyly femuru u varozity (Cahuzac a kol., 1995). IM i IC významně korelují s TF. Čím větší mají hodnotu, tím větší je valgozita, nebo varozita kolene (Cahuzac a kol., 1995). Zdaleka však nestačí k určení přesné hodnoty TF (Zemková a kol., 2004; Petrášová a kol., 2012).

Měření TF je významným nástrojem pro návrh ortéz, plánování korekčních operací a sledování výsledků léčby (Mesa a Yamhure, 2009; Mařík a kol., 2010; Boero a kol., 2011; Abu-Rajab a kol., 2015). Znalost normálního rozsahu TF v různých věkových kategoriích je podstatná pro rozlišení patologických případů vyžadujících pozornost od zdravých dětí. (Yoo a kol., 2008).

1.1.3 Vývoj tibiofemorálního úhlu u dětí

Osa dolních končetin prochází s věkem fyziologickými změnami, které jsou podmíněné vývojem kostry. Jelikož se prokázala variabilita v TF v závislosti na etnické příslušnosti, existují jeho normální limity pro mnoho zemí (Cahuzac a kol., 1995; Arazi a kol., 2001; Yoo a kol., 2008; Saini a kol., 2010; Mathew a Madhuri, 2013; Ferguson a Fernandes, 2016).

Obecně platí, že během vývoje prochází dolní končetina změnami v postavení od varozního po valgozní (Obr. 2) (Mathew a Madhuri, 2013). Národnosti a etnické skupiny se ovšem liší jak průměrnými hodnotami TF, tak věkem, ve kterém koleno dosahuje maximální valgozity a ve kterém vývoj ukončuje (Cheng a kol., 1991; Yoo a kol., 2008; Saini a kol., 2010; Mathew a Madhuri, 2013; Mohd-Karim a kol., 2015).

U novorozenců je varozita kolen normálním fyziologickým stavem, který je mnohdy spojen s hypermobilitou kloubů (Sherman, 1960). Maximální varozity 12–13° dosahuje koleno mezi narozením a prvním rokem (Yoo a kol., 2008; Oyewole a kol., 2013). Do 18. měsíce je u naprosté většiny dětí přítomná varozita, která ale postupně klesá. Pouze v ojedinělých případech pozorujeme valgozitu kolen (Engel a Staheli, 1974; Vankka a Salenius, 1982). Vývojová varozní kolena se sama spontánně korigují nejpozději do 5. roku (Sherman, 1960; Mařík a kol., 2010).

Předpokládá se, že počátek chůze je jedním z klíčových spouštěčů změn v ose dolních končetin (Yoo a kol., 2008; Oyewole a kol., 2013). Když dítě začíná samostatně chodit, zvyšuje stabilitu tím, že pokládá nohy relativně široko od sebe. Tím dochází ke zvýšení tlaku na laterální ploše epifyzární růstové ploténky tibie. Důsledkem je zpomalení růstu kosti v laterální oblasti vzhledem k mediální a postupný přechod k valgozitě kolene (Oyewole a kol., 2013; Mohd-Karim a kol., 2015). Přetrvávání varozity po druhém roce je u zdravých dětí ojedinělé (Saini a kol., 2010; Oyewole a kol., 2013). V 18 měsících dosahuje TF neutrální hodnoty 0° a kolem druhého roku dochází

k přechodu k valgozitě (Yoo a kol., 2008; Oyewole a kol., 2013; Mohd-Karim a kol., 2015).

Maximální valgozity dosahuje koleno u většiny národností a etnik ve 3 letech a později se samo koriguje (Mařík a kol., 2010; Bafor a kol., 2012; Oyewole a kol., 2013; Mohd-Karim a kol., 2015). U souboru korejských dětí dosahovala valgozita kolene maximálních hodnot $7,8^\circ$ ve 4 letech (Yoo a kol., 2008). U indické populace se maximální valgozita v 6 letech pohybovala mezi $6,7^\circ$ a $7,5^\circ$ u chlapců a $7,25^\circ$ a 9° u dívek (Saini a kol., 2010; Mathew a Madhuri, 2013). U tureckých dětí dosahovalo koleno maximální valgozity $9,7^\circ$ ještě později, a to mezi 6. a 7. rokem (Arazi a kol., 2001).

U všech etnik stupeň valgozity po dosažení maxima klesal, ale finální hodnota se významně lišila a bylo jí dosaženo v různém věku. Čínské děti dosáhly finálního stavu TF 1° v 8 letech (Cheng a kol., 1991). U nigerijských dětí TF průběžně klesal také na průměrný 1° v 10 letech (Bafor a kol., 2012). U indických dětí valgozita postupně klesala na průměrných $4\text{--}5^\circ$ do 10. roku věku, poté došlo k dalšímu poklesu na průměrných $3,15^\circ$ pro chlapce a $4,43^\circ$ pro dívky v dospělosti (Saini a kol., 2010; Mathew a Madhuri, 2013). Francouzské dívky ve věku 10–16 let již měly stabilní TF mezi $5,61^\circ$ a $5,53^\circ$. U chlapců byla hodnota až do 14 let stejná, poté mírně klesala na $4,41^\circ$ v 16 letech (Cahuzac a kol., 1995). U korejských dětí se TF ustálil na průměrných $5\text{--}6^\circ$ v 8 letech (Yoo a kol., 2008). U malajských dětí klesal TF na $6,72^\circ$ v 6 letech, další vývoj do dospělosti nebyl sledován (Mohd-Karim a kol., 2015). U tureckých dětí docházelo k poklesu až po 6. roce, a to na hodnotu $6,6^\circ$ u chlapců a $7,5^\circ$ u dívek v dospělosti (Arazi a kol., 2001).

U českých předškolních dívek se TF pohyboval od průměrných $7,51^\circ$ ve 4 letech po $6,81^\circ$ v 6 letech. Věkové změny nebyly statisticky významné (Dirbáková, 2005). U předškolních chlapců TF dosahoval $6,97^\circ$ ve 4 letech a snížil se signifikantně na $5,02^\circ$ v 6 letech (Petrášová, 2005). Pozdější a rozsáhlejší studie českých dětí zahrnující i předchozí studie předškolních dětí došla k závěru, že průměrný TF ve věku od 4 do 12 let se pohybuje v rozmezí mezi $6,78^\circ$ a $8,00^\circ$ a v tomto období již nedochází ke statisticky významným změnám (Dirbáková, 2005; Petrášová, 2005; Kratochvílová, 2006; Petrášová a kol., 2012).

1.1.4 Metody měření tibiofemorálního úhlu

Do dnešní doby bylo popsáno mnoho metod měření TF a vznikají stále nové (Arazi a kol., 2001; Čulík a Mařík, 2002; Zemková a kol., 2004; Abu-Rajab a kol., 2015). Proband stojí u všech ve vzpřímeném postoji, s rukama podél těla, případně za zády (Cahuzac a kol., 1995). Dolní končetiny nejsou rotované, česky a palce směřují dopředu, kolena i kyčle jsou plně napnuté (Cheng a kol., 1991; Cahuzac a kol., 1995; Zemková a kol., 2004). Postavení pacienta je klíčové, nesprávná pozice dolních končetin nebo jejich aktivní korekce vede k chybnému výsledku (Petrášová a kol., 2005; Schlégl a kol., 2015). Do dvou let věku, dokud dítě není schopno samostatného stabilního postoje, se měření TF provádí vleže v asistované pozici, s napnutými koleny a palci směřujícími dopředu (Omololu a kol., 2003).

Metody lze rozdělit na invazivní a neinvazivní. Invazivním nazýváme měření z rentgenového snímku, které je přesné a vysoce spolehlivé, protože pracuje přímo s anatomickými útvary na kostech (Takahashi a kol., 2004; Yoo a kol., 2008; Mcdaniel a kol., 2010; Abu-Rajab a kol., 2015). Opakované vystavení rentgenovému záření u zdravých dětí je však považováno za zbytečné riziko a přistupuje se k němu pouze v případě výskytu významných abnormalit dolních končetin (Čulík a Mařík, 2002). Při pořizování rentgenu je zdroj záření v předem určené vzdálenosti a výšce. Na snímku je buď pouze koleno a k němu přiléhající krátký úsek těl femuru a tibie, nebo celá dolní končetina včetně pánve (Takahashi a kol., 2004; Mcdaniel a kol., 2010; Abu-Rajab a kol., 2015). I zde se rozlišuje anatomická a mechanická osa, viz výše. Pod pojmem TF se většinou rozumí anatomická osa, ovšem ne ve všech studiích (Teichtahl a kol., 2009; Cherian a kol., 2014; Abu-Rajab a kol., 2015). TF je ze snímku měřen úhломěrem nebo pomocí softwaru k tomu určenému (Obr. 3) (Takahashi a kol., 2004; Mcdaniel a kol., 2010).

Další možností jsou klinické a antropometrické metody, prováděné přímo bez následného snímku. Při klinickém měření jsou na těle probanda tenkou fixou označeny následující anatomické body – *spina iliaca anterior superior*, nebo střední vzdálenost mezi *spina iliaca anterior superior* a velkým chocholíkem (*trochanter major*), hrot česky (*apex patellae*) a střed vzdálenosti mezi vnitřním a vnějším kotníkem (Shultz a kol., 2008). Následně je k označeným bodům přiložen ruční goniometr s roztažitelnými rameny a změřen TF (Obr. 4) (Cahuzac a kol., 1995; Shultz a kol., 2008; Mathew

a Madhuri, 2013). Díky roztažitelným ramenům goniometru se tento nepřikládá pouze ke smyšleným anatomickým osám femuru a tibie, ale ke konkrétním anatomickým bodům, což částečně snižuje chybu měření (Mathew a Madhuri, 2013). Tato metoda je hojně využívána díky snadnému provedení. Klinická měření však nedokáží zcela vyloučit měkké tkáně a určit tak pozici anatomického znaku na kosti s takovou přesností jako rentgen (Yoo a kol., 2008). Názory na její spolehlivost se různí, podle některých je zatížena signifikantní chybou, jiní tvrdí, že je dostatečně přesná a spolehlivá, tím pádem vhodná pro použití v klinické praxi (Cahuzac a kol., 1995; Zemková a kol., 2004; Bafor a kol., 2012; Mohd-Karim a kol., 2015).

Antropometrická metoda podle Maříka a Čulíka pracuje s definovanými vodorovnými a svislými vzdálenostmi na dolní končetině, které jsou na pacientovi označeny fixem a následně antropometricky změřeny (Čulík a Mařík, 2002). Naměřené vzdálenosti jsou dosazeny do matematické rovnice $\alpha = \text{artctg} \frac{0,865a-b}{2l_1} + \text{artctg} \frac{c-b}{2l_2}$, kde a je vodorovná vzdálenost trochanterů femuru, b je vodorovná vzdálenost mezi středy kolenních kloubů, c odpovídá vodorovné vzdálenosti mezi středy hlezenních kloubů, l_1 je svislá vzdálenost mezi trochanterem major a středem kolene a l_2 svislá vzdálenost mezi středem kolene a středem hlezenního kloubu (Čulík a Mařík, 2002). Přesnost této metody byla ověřena srovnáním s TF změřenými z rentgenových snímků. Její výhodou je rychlé určení TF bez nutnosti vystavení rentgenovému záření. Nevýhoda metody spočívá v náročné palpovatelnosti trochanteru major, ke kterému je potřeba mít mnoho zkušeností (Čulík a Mařík, 2002; Zemková a kol., 2004). Metoda nezohledňuje stranové asymetrie dolních končetin (Čulík a Mařík, 2002).

TF vypočtený podle metody Maříka a Čulíka také velmi těsně koreluje s úhlem určeným z fotografie (Čulík a Mařík, 2002; Zemková a kol., 2004). Při fotografických metodách jsou na probandovi označeny stejné anatomické body jako u měření klinického a pacient je fotografován za přesně definovaných podmínek (Engel a Staheli, 1974; Nguyen a kol., 2013). Body mohou být případně doplněny až do hotové fotografie, a to jako střední vzdálenosti horizontály v nejširší oblasti stehna, dále střed mezi kotníky a střed kolene (Schmitt a kol., 2008). Vzdálenost stativu s fotoaparátem se pohybuje mezi 2 a 3 m, aby nedocházelo ke zkreslení výsledných úhlů (Schmitt a kol., 2008; Frouz a Králík, 2015). Stativ s fotoaparátem je nastaven tak, aby byl objektiv ve středu mezi dolními končetinami, kolmo se zemí a paralelně s frontální rovinou probanda.

Anatomické body jsou na fotografii následně spojeny v příslušném programu a změřeny úhloměrem (Petrášová, 2005; Petrášová a kol., 2012). Spolehlivost fotografických metod se pohybuje mezi dobrou a vynikající (Moncrieff a Livingston, 2009). Jejich výhodou je rychlé a snadné provedení a možnost ukládání fotografií za účelem sledování změn (Schmitt a kol., 2008; Moncrieff a Livingston, 2009; Petrášová a kol., 2012).

1.1.5 Faktory ovlivňující tibiofemorální úhel

Mezi faktory, které mohou mít vliv na TF, patří pohlaví, BMI, hmotnost, tělesná výška, laxicitá vazů a patologické stavy. Souvislost laxicity vazů a TF je logická, jelikož právě vazy se ve velké míře podílí na udržení stability kolena (Schipplein a Andriacchi, 1991; Shultz a kol., 2008). U lidí s hyperlaxitou dochází k rozevření kolenního kloubu, následkem čehož veškerá síla působí pouze na jednu část kolene (Schipplein a Andriacchi, 1991). Valgozita kolenou se často vyskytuje u dětí s hyperlaxitou kloubů, určitý stupeň může přetrvávat až do dospělosti (Mařík a kol., 2010). Posilování svalů v oblasti kolene jako aktivní složky podílející se na stabilitě vede ke zvýšení pevnosti kolene (Schipplein a Andriacchi, 1991).

Většina studií dochází k závěru, že rozdíl v TF není mezi pohlavími signifikantní (Engel a Staheli, 1974; Cheng a kol., 1991; Bafor a kol., 2012; Oyewole a kol., 2013). Ostatní nacházejí významný rozdíl pouze v některých věkových kategoriích – 3, 12, 13, 14, 16 let (Arazi a kol., 2001; Yoo a kol., 2008) nebo v období trvajícím několik let. Indické dívky měly signifikantně větší valgozitu než chlapci ve všech věkových skupinách od 2 do 8 let (Mathew a Madhuri, 2013). Po 14. roce došlo k výraznému poklesu valgozity u francouzských chlapců (Cahuzac a kol., 1995).

Otázka korelace TF s tělesnou výškou a hmotností není jednoznačně zodpovězena. Arazi a kol. (2001) a Petrášová a kol. (2012) našli signifikantní pozitivní korelaci. Starší studie korelaci nenachází (Cahuzac a kol., 1995; Saini a kol., 2010). Mathew a Madhuri (2013) pozorovali dokonce signifikantní negativní korelaci TF s tělesnou výškou.

Některé studie nalézají signifikantní pozitivní korelaci mezi TF a BMI (Zemková a kol., 2004; Dirbáková, 2005; Petrášová, 2005; Kratochvílová, 2006; Petrášová a kol., 2012). Jiné dochází k závěru, že u zdravých dětí, jejichž BMI nepřekračuje rámec normy, nemá zvyšující se BMI vliv na zvýšení valgozity kolene (Bafor a kol., 2012). To

samé ovšem neplatí pro děti s nadváhou nebo obezitou, kde byl nalezen signifikantní rozdíl v TF mezi skupinou dětí s normálním BMI a skupinou s nadváhou a obezitou (Kuni a kol., 2015). Ve skupině dětí s nadváhou a obezitou byla také významně větší frekvence výskytu abnormálních odchylek od fyziologického TF (11 %) než u dětí bez nadváhy (< 3,2 %) (Taylor a kol., 2006). To je ve shodě s předpokladem, že se nadváha podílí na rozvoji deformit kolenních kloubů a tím osy dolních končetin (Petrášová a kol., 2012). Valgozní a varozní deformity navíc způsobují muskuloskeletárním nepohodlí a bolesti, výsledkem čehož je ještě větší omezení fyzické aktivity. To vede k dalšímu nárůstu BMI. Nadváha a obezita tedy nejsou pouhou příčinou vzniku, ale i následkem deformit osy dolních končetin (Khalid a kol., 2015).

Dalšími faktory, které mají na TF vliv, jsou etnická a populační příslušnost a patologické stavy. Dislokace kyčelního kloubu, achondroplazie a jiné kostní dysplazie, neuromuskulární poruchy, Marfanův syndrom, , ale i metabolické nemoci, jako jsou hypofosfatemická křivice, vitamin D rezistentní hypokalcemická křivice a mukopolysacharidóza se mohou projevit změnou osy dolních končetin (Yoo a kol., 2008; Mařík a kol., 2010; Schlégl a kol., 2015). Jednostranné deformity mohou být způsobeny např. asymetrickým poškozením růstové chrupavky jako následek úrazu, zánětu kostní dřeně, nádoru, omrznutí či ozáření (Mařík a kol., 2010).

1.2 Úhel paty

1.2.1 Anatomie a biomechanika kotníku

Komplex kotníku a nohy je velmi složitý. V kotníku působí při chůzi síly odpovídající pětinasobku váhy těla, při běhu dokonce jeho třináctinasobku (Brockett a Chapman, 2016). Noha a kotník absorbují síly působící při zátěži a jsou schopny se přizpůsobit nerovnostem povrchu (Khamis a Yizhar, 2007). Zároveň noha funguje jako páka při pohonu, proto je správná funkce kotníku klíčová pro chůzi a stabilitu (Brockett a Chapman, 2016; Fraser a kol., 2016).

Kloub hlezenní (*articulatio talocruralis*) neboli horní kloub zánártní je složeným kloubem (Čihák, 2001). Kost hlezenní (*talus*) se v něm stýká s kostmi bérce (Fraser a kol., 2016). Hlavici tvoří *trochlea tali*, jamku pak *facies articularis* tibie a fibuly. Hlezenní kloub zahrnuje i vzájemné spojení distálních konců tibie a fibuly. Rotační pohyb mezi kostmi bérce je kvůli syndezmóze (*syndesmosis tibiofibularis*) nepatrný, avšak

velmi důležitý pro správnou chůzi (Petrovický, 2001). Kloub je chráněn kolaterálními vazy, které mu dodávají stabilitu. *Ligamentum collaterale mediale et laterale* tvoří silné pruhy mezi kostí patní (*calcaneus*), hlezenní (*talus*) a loďkovitou (*os naviculare*), které redukuje mediální a laterální vybočení talu neboli jeho inverzi a everzi (Petrovický, 2001; Brockett a Chapman, 2016). Základním pohybem v tomto kloubu jsou plantární a dorsální flexe. *Trochlea tali* se směrem dopředu rozšiřuje, což brání přehnané dorsální flexi, ta je proto menší než flexe plantární (Petrovický, 2001). Maximum u dorsální flexe dosahuje 20–25°, plantární flexe 30–35° (Čihák, 2001). V dorsální flexi je také menší rozsah pohybu, což vestoje poskytuje oporu a stabilitu kloubu ve frontální rovině (Brockett a Chapman, 2016).

Dolní kloub zánártní (*articulatio talocalcanea*) spojuje *talus* a *calcaneus*. *Talus*, který tvoří jamku, seshora nasedá na anteromediální část *calcaneu*, tvořícího hlavici (Petrovický, 2001). Kloubní pouzdro je zesíleno pomocí vazů – *ligamentum talocalcaneum posterius, laterale et mediale* a *ligamentum talocalcaneum interosseum* vpředu (Petrovický, 2001). Primárními pohyby v tomto kloubu jsou supinace a pronace, doprovázené vždy plantární a dorsální flexí a určitým stupněm abdukce, nebo addukce (Čihák, 2001; Brockett a Chapman, 2016). Pronace v subtalárním kloubu probíhá vždy společně s vnitřní rotací bérce, supinace je naopak doprovázena vnější rotací bérce (Khamis a Yizhar, 2007). Inverze nohy je pohyb sdružené supinace, plantární flexe a addukce. Everze nohy nastává při spojení pronace, dorsální flexe a abdukce (Čihák, 2001). Ve frontální rovině se rozsah pohybu u zdravých jedinců pohybuje mezi cca 23° inverze a 12° everze, dohromady tedy 35° (Brockett a Chapman, 2016).

Chopartův kloub je funkční a chirurgickou jednotkou, která tvoří přechod mezi zadonožím a středonožím. Skládá se z *articulatio talonavicularis* a *articulatio calcaneocuboidea*. U *articulatio talonavicularis* jamka na *os naviculare* zapadá do hlavice na talu. *Articulatio calcaneocuboidea* je tvořen kloubní ploškou na přední straně patní kosti a jamkou na zadní straně kosti krychlové (*os cuboideum*). V obou kloubech probíhají malé, ale důležité pérovací pohyby, doplňující supinaci a pronaci dolního kloubu zánártního (Petrovický, 2001; Fraser a kol., 2016). Kloub je zesílen o *ligamentum talonaviculare dorsale*, *ligamentum bifurcatum* začínajícím na patní kosti a rozebíhajícím se na *os naviculare* a *os cuboideum*, *ligamentum calcaneonaviculare*

plantare, ligamentum calcaneocuboideum plantare a ligamentum cuboideonaviculare (Petrovický, 2001).

Krokový cyklus je doprovázen střídáním pohybů nohy ve frontální rovině. Na začátku oporné fáze, tedy při dopadu paty, je subtalární kloub v pronaci. V období střední opory před odlepením paty noha přechází do supinace, v níž setrvává až do odrazu a zvednutí špičky palce, čímž končí fáze oporná (Vařeka a Vařeková, 2009). Mezi přechodem od pronace k supinaci v období střední opory zaujímá subtalární kloub na krátkou chvíli neutrální pozici (Aström a Arvidson, 1995). Ve fázi švihové funguje subtalární kloub v otevřeném řetězci, nastává pronace nohy, která přechází do supinace až bezprostředně před dopadem paty na podložku (Kirby, 2000; Vařeka a Vařeková, 2009; Fraser a kol., 2016).

1.2.2 Úhel paty a význam jeho měření

Pro statický ÚP neexistuje jednotná definice. Jedná se o odchylku podélné osy patní kosti od anatomické osy tibie, nebo vertikály ve frontální rovině při vzpřímeném postoji na obou dolních končetinách (Sell a kol., 1994; Sobel a kol., 1999; Cornwall a McPoil, 2004; Buchanan a Davis, 2005; Haight a kol., 2005; Honzíková a kol., 2015). Ideální noha je taková, která během chůze funguje nejefektivněji, stále však neexistuje jednotná definice tzv. ideální nohy (Menz, 1995; Kirby, 2000). Někteří tvrdí, že má vestoje neutrální postavení v subtalárním kloubu (Aström a Arvidson, 1995). Jiní jsou toho názoru, že noha, která funguje při chůzi nejlépe, zaujímá během klidového postoje střední polohu mezi neutrální pozicí a maximální pronací, to znamená určitý stupeň valgozity (Kirby, 2000). Z mnoha studií vyplývá, že neutrální noha se vyskytuje poměrně vzácně a v populaci převažuje určitý stupeň valgozity paty (Aström a Arvidson, 1995; Sobel a kol., 1999; Kanatli a kol., 2006; Honzíková a kol., 2013). To dokládá i fakt, že Waldecker a Drewitz (2005) naměřili neutrální úhel paty 0° pouze u 16 % dospělých probandů (Waldecker a Drewitz, 2005).

Za hypervalgozitu je většinou považována valgozita nad 6°, přičemž za patologickou se považuje nad 10° (Adamec, 2005; Svoboda a kol., 2014; Ribeiro a kol., 2016). Varozita neboli úhel menší než 0° se v dospělosti vyskytuje vzácně (Ribeiro a kol., 2016). Nefyziologické postavení zadonoží působí problémy. Při valgozitě paty, která může být důsledkem snahy o kompenzaci varozity předonoží a jiných deformit

nohy, dochází k extrémní pronaci v subtalárním kloubu. Laterální strana patní kosti se zvedá, důsledkem čehož je mediální část středonoží a zadonoží přetěžována. To může v krajních případech mít za následek nejen bolest, ale i otoky nohy (Honzíková a kol., 2013). Současně může být tento stav doprovázen poklesem podélné klenby nožní, tzv. *pes planovalgus* (Arangio a kol., 2000; Kanatli a kol., 2006; Honzíková a kol., 2013). Varozita zadonoží, která bývá někdy spojena s vysokou nohou, tzv. *pes cavovarus*, se projevuje extrémní supinací nohy. Tlaky působící na chodidlo se posouvají laterálně, proto je tato strana středonoží a zadonoží přetěžována (Hillstrom a kol., 2013).

Ať už přehnaná valgozita, nebo varozita paty může mít za následek sníženou stabilitu kotníku a celé nohy (Reilingh a kol., 2010). Deformity a desaxace nohy mohou mít nepříznivý vliv také na zbylé segmenty těla. Ovlivňují pozici kolena, kyčle, pánve i páteře, je proto velmi důležité sledovat a včas zachytit patologie v této oblasti (Svoboda a kol., 2014). U dětí s valgozitou paty se vyskytuje zvýšená antevertze pánve vestoje i při chůzi (Khamis a Yizhar, 2007; Svoboda a kol., 2014). Signifikantně se při hyperpronaci paty zvyšuje také vnitřní rotace bérce a pánve během klidového postojení (Khamis a Yizhar, 2007; Brockett a Chapman, 2016).

K diagnóze, plánování operací a úspěšné léčbě nebo sledování pokroků léčby je nezbytné určit interval normálního rozsahu statického ÚP (Sobel a kol., 1999; Robinson a kol., 2001; Waldecker a Hoffmann, 2005; Lee a kol., 2017; de Cesar Netto a kol., 2018). Stupeň valgozity paty se také používá jako doplňující metoda diagnózy a hodnocení léčby ploché nohy u dětí a dospělých (Sobel a kol., 1999; Kanatli a kol., 2006; Hillstrom a kol., 2013; Svoboda a kol., 2014; Ribeiro a kol., 2016; de Cesar Netto a kol., 2018).

Přehnaná valgozita nebo varozita paty nenarušuje pouhé uspořádání segmentů při statickém postoji, má za následek i funkční abnormality při pohybu vlivem přetěžování určitých oblastí a projevuje se různými kompenzačními mechanismy (Onodera a kol., 2008; Honzíková a kol., 2015). Je proto důležité sledovat nejen úhel paty v klidovém postoji, ale i změny při chůzi a běhu (Hunt a kol., 2000; Jarvis a kol., 2012; Honzíková a kol., 2015; Takabayashi a kol., 2017). Metody měření rozsahu pohybu zadonoží během dynamických procesů jsou ovšem náročné, proto je sledování statického ÚP v klinické praxi častěji používané (Ribeiro a kol., 2016). Otázka, zda statický ÚP určitým způsobem odráží změny při chůzi a běhu, není prozatím jednoznačně zodpovězena. Honzíková a kol. (2015), dochází k závěru, že statická valgozita paty značně snižuje rozsah pohybu

paty ve frontální i sagitální rovině při chůzi (Honzíková a kol., 2015). Statický ÚP také signifikantně koreluje s maximální hodnotou everze nohy během stojné fáze kroku (Hunt a kol., 2000). Jiné studie naopak tvrdí, že statický ÚP žádným způsobem neodráží rozsah pohybu paty při pohybu (Cornwall a McPoil, 2004).

1.2.3 Vývoj úhlu paty u dětí

Jen málo prací pojednává o vývoji ÚP u zdravých dětí, většina se soustředí na patologické případy nebo na dospělé. Neexistuje ani jednotná, standardizovaná metoda měření ÚP, což značně ztěžuje možnost porovnávání výsledků jednotlivých studií, které jsou mnohdy protichůdné. Výsledky je proto potřeba posuzovat opatrně.

V období mezi 1. a 3. rokem života se u dětí postupně zvětšuje valgozita paty, která je umocněna valgozitou v kolenním kloubu. Ve třech letech dosahuje maximální hodnoty 15° , kterou lze ještě možné považovat za normu (Dungl, 2014). U českých dětí ve věku od 3 do 7 let převažuje statická valgozita paty, dosahující průměrných $6,75^\circ$ (Honzíková a kol., 2013). U 47,7 % vyšetřených dětí se hodnota ÚP pohybovala v rozmezí 0° až 5° , u 52,3 % byl naměřena statický úhel paty mezi 6° a 18° (Honzíková a kol., 2013). V 6. roce dochází spolu s postupným vyrovnáním osy kolen i ke snížení valgozity paty na přibližných 5° , která odpovídá hodnotě v dospělosti (Honzíková a kol., 2013; Dungl, 2014). Sobel a kol. (1999), zkoumající americké děti, dochází k závěru, že se ÚP po 6. roce nemění a pohybuje se ve všech věkových kategoriích až do 16 let na 4° valgozity (Obr. 5). Pouze v 8 letech poukazuje na nepatrný krátkodobý vzrůst na 5° , který po roce opět klesá na 4° (Sobel a kol., 1999). Podobné jsou i výsledky jiných studií, které u dospělých udávají průměrných $5,50^\circ$ – 7° (Aström a Arvidson, 1995; Cornwall a McPoil, 2004; Haight a kol., 2005).

Kanatli a kol., 2006 ve své studii tureckých dětí ve věku 4 až 20 let dochází k průměrné hodnotě úhlu paty $5,2^\circ$. Valgozita paty podle něj nejprve roste z necelých 3° ve 4 letech na 7° v 10 letech, poté dochází k velkému poklesu na 2° ve 13 letech a od 13 do 20 let ÚP mírně stoupá na výslednou hodnotu 3° (Kanatli a kol., 2006).

1.2.4 Metody měření úhlu paty

Měření ÚP je stejně jako u TF úhlu prováděno klinickými, fotografickými a radiologickými metodami.

Radiologické metody jsou invazivní a zahrnují v sobě také počítačovou tomografii (Reilingh a kol., 2010; Boffeli a Waverly, 2016; Burssens a kol., 2016a; b; Lamm a kol., 2016). Rozlišují se tři hlavní metody pořízení rentgenového snímku pro ÚP, tzv. *long axial view* (LAV), *hindfoot alignment view* (HAV) a *Méary view* (MV). Všechny spolu signifikantně korelují, ačkoliv MV má tendenci úhel paty nadhodnocovat a LAV se prokázala jako spolehlivější metoda než HAV (Reilingh a kol., 2010; Neri a kol., 2017). Zdroj rentgenového záření směřuje u všech metod na střed mezi oběma kotníky a je umístěn do vzdálenosti 1 m od probanda. Metody se liší sklonem zdroje rentgenového záření a pozicí kazety, tudíž i výsledným snímekem. U LAV je zdroj záření umístěn ve sklonu 45° se zemí. Kazeta leží horizontálně na zemi a na snímku jsou vidět distální 2/3 tibie. (Reilingh a kol., 2010; Boffeli a Waverly, 2016; Lamm a kol., 2016; Neri a kol., 2017). U HAV svírá zdroj záření se zemí úhel 20°. Kazeta je postavena kolmo na zdroj záření. Na snímku je patrná dolní končetina od poloviny bérce dolů (Obr. 6) (Reilingh a kol., 2010; Lintz a kol., 2017; Neri a kol., 2017). U MV je pod patní kostí veden a otočen ohebný drát z obou stran kolem kotníků (Obr. 7). Zdroj paprsků směřuje horizontálně, paralelně se zemí. Kazeta je umístěna kolmo na zdroj záření (Neri a kol., 2017). Proband stojí při pořizování snímku na vyvýšené plošině s nohama v předem definované vzdálenosti od sebe, v relaxovaném postoji (u MV) nebo tak, aby mediální okraje nohou směřovaly paralelně (u LAV, HAV) (Reilingh a kol., 2010; Burssens a kol., 2018; de Cesar Netto a kol., 2018). Při klasickém LAV stojí proband nakloněn dopředu, aby měl kotníky v 10° dorsiflexy, což neodpovídá přirozenému postoji (Reilingh a kol., 2010; Boffeli a Waverly, 2016). Z toho důvodu vznikají nové metody vycházející z LAV, při nichž ale proband stojí vzpřímeně a obě jeho nohy zaujímají relaxovanou, nebo neutrální pozici (Boffeli a Waverly, 2016; Burssens a kol., 2016; Neri a kol., 2017). Na rentgenovém snímku je ÚP měřen přímo mezi podélnou osou patní kosti a podélnou anatomickou osou tibie, čímž se minimalizuje nepřesnost (Reilingh a kol., 2010; Lamm a kol., 2016). Osa patní kosti se určuje více způsoby. Ve vzdálenostech 7 mm a 20 mm, nebo 7 mm a 30 mm od nejdistanějšího bodu na patní kosti jsou narýsovány dvě vodorovné linie. Přímka ve výšce 20, nebo 30 mm je rozdělena napůl, přímka ve výšce

7 mm je rozdělena v poměru 40 % : 60 %, přičemž 40 % se nachází laterálně (LAV) (Reilingh a kol., 2010; Burssens a kol., 2018). Spojnice získaných bodů tvoří podélnou osu patní kosti. Druhým způsobem je stanovení osy patní kosti jako spojnice středu *trochlea tali* a nejdistančnějšího bodu na patní kosti (HAV). U *Méary view* se osa paty určuje jako přímka mezi středem *trochlea tali* a středem plosky nohy naměřeným jako střední vzdálenost drátu vedeným pod chodidlem (Neri a kol., 2017; Burssens a kol., 2018). Výhodou rentgenologických metod je přesnost a spolehlivost související s tím, že se při nich pracuje přímo s kostí, a ne měkkou tkání. Nevýhodou je finanční náročnost a vystavení zdroji rentgenového záření, což činí tuto metodu nevhodnou pro zdravé jedince.

Fotogrammetrie je cenným nástrojem při diagnóze a měření posturálních změn a je hojně využívána (Souza a kol., 2011). Studií využívajících fotografických metod pro určení ÚP existuje mnoho (Aström a Arvidson, 1995; Sacco a kol., 2007; Santos a kol., 2009; Souza a kol., 2011; Sakalauskaite a Satkunskiene, 2012; Ribeiro a kol., 2016; Klavina a Galeja, 2017; Matsuda a kol., 2017; Slullitel a kol., 2017). Tato metoda je objektivnější a spolehlivější než pouhá vizuální analýza nebo klinické metody. Spolehlivost se pohybuje od přijatelné po velmi dobrou (Santos a kol., 2009; Souza a kol., 2011; de Cesar Netto a kol., 2018). Pouze některé studie dochází k nedostatečné intraindividuální spolehlivosti (Sacco a kol., 2007). Pozice anatomických bodů jsou na probandovi označeny tenkou fixou, nebo jsou značky o malém průměru nalepeny na sledované místo (Sacco a kol., 2007; Santos a kol., 2009; Souza a kol., 2011; Slullitel a kol., 2017). Nejčastěji vyznačenými anatomickými body jsou *tuberositas calcanei posterior*, střed proximálního a distálního konce patní kosti, střed mezi *malleolus medialis et lateralis* a střed distální třetiny bérce (Sacco a kol., 2007, 2012; Souza a kol., 2011; Ribeiro a kol., 2016). Proband stojí při pořizování fotografie vzpřímeně s mediálním okrajem nohou paralelně, nebo v relaxovaném postoji s mírnou zevní rotací (Santos a kol., 2009; Slullitel a kol., 2017). Fotoaparát je umístěn na stativu v předem definované poloze, výšce a vzdálenosti, většinou mezi 2 a 3 m od probanda, aby nedocházelo ke zkreslení úhlů (Sacco a kol., 2007; Santos a kol., 2009; Souza a kol., 2011; Frouz a Králík, 2015; Slullitel a kol., 2017). Fotografie jsou následně upraveny v příslušném programu umožňujícím měření úhlů a lineárních rozměrů (SAPO, Adobe Photoshop). Do fotografií jsou doplněny rovné přímky spojující sledované anatomické

body, což je při klinickém vyšetření vyloučeno (Obr. 8) (Aström a Arvidson, 1995; Santos a kol., 2009; Matsuda a kol., 2017). Jejich výhodou je snadné provedení, nízké náklady, ukládání fotografií v databázi a tím i možnost sledování vývoje (Souza a kol., 2011). Nevýhodou je nejednoznačná spolehlivost metody. Po srovnání s ÚP měřeným z rentgenového snímku (HAV) se také ukázalo, že fotografická metoda ÚP významně podhodnocuje (de Cesar Netto a kol., 2018).

V současnosti jsou pro měření ÚP nejčastěji využívané metody klinické, prováděné přímo na těle probanda, bez následného pořízení snímku. Při klinickém měření ÚP je noha buď v přirozeném, relaxovaném postavení (tzv. *resting calcaneal stance position* – RCSP), nebo tak, aby byl *talus* v neutrální pozici (*neutral calcaneal stance position* – NCSP) (Sell a kol., 1994; Payne a Richardson, 2000; Buchanan a Davis, 2005; Keenan a Bach, 2006). NCSP je nejčastěji zjišťována palpací hlavice talu. Noha je nejprve nastavena do RCSP a rotována, dokud *talus* není mediálně i laterálně stejně prominentní neboli kongruentní (Sell a kol., 1994; Sobel a kol., 1999; Kanatli a kol., 2006). ÚP je následně měřen jako odchylka podélné osy paty od podélné osy bérce (Obr. 9) (Cornwall a McPoil, 2004; Buchanan a Davis, 2005; Haight a kol., 2005; Waldecker a Drewitz, 2005; Keenan a Bach, 2006), nebo od vertikály (u RCSP a NSCP) (Sell a kol., 1994; Sobel a kol., 1999; Hunt a kol., 2000; Honzíková a kol., 2015). Anatomické body, které jsou označeny na kůži pomocí tenkého fixu, odpovídají bodům používaným ve fotogrammetrii. Linie spojující tyto body mohou, ale nemusí být na kůži narýsovány. ÚP je měřen pomocí goniometru nebo úhloměru. Jednou z dalších používaných metod je narýsování bisekce Achillovy šlachy vleže v neutrální pozici a následné změření úhlu, který se vytvoří při zatížení vestoje (Sobel a kol., 1999; Kanatli a kol., 2006). Sobel a kol. (1999) si ve své studii vybírá Achillovu šlachu z důvodu, že nejlépe odpovídá mechanické ose tibie. Výhodou klinických metod je snadné provedení a finanční a časová nenáročnost. Nevýhodou je nespolehlivost a nepřesnost, ačkoliv ta se se zkušeností zvyšuje (Sell a kol., 1994; Waldecker a Hoffmann, 2005). Při značení podélné osy kostí dochází k posunu kůže a měkkých tkání, navíc je téměř nemožné udržet linii rovnou, aby odpovídala skutečné anatomické ose příslušné kosti. Nepřesnost je způsobena mimo jiné i nerovnoměrným povrchem

zadní strany patní kosti (Payne a Richardson, 2000; Haight a kol., 2005; Slullitel a kol., 2017).

1.2.5 Faktory ovlivňující úhel paty

Studii zkoumajících faktory, které by mohly mít vliv na ÚP, není mnoho a jejich výsledky nejsou shodné. Korelace úhlu paty s věkem je sporná. Přestože většina studií dochází k závěru, že není signifikantní, jiní tvrdí že existuje signifikantní negativní korelace úhlu paty s věkem (Sobel a kol., 1999; Waldecker a Drewitz, 2005; Kanatli a kol., 2006).

Co se týče korelace s pohlavím, byl jediným nalezeným vztahem rozsah pohybu v hlezenním kloubu ve frontální rovině. Ten u žen dosahoval podstatně vyšších hodnot a byl spojen se zvýšenou hypermobilitou kloubů. Předpokládaný vliv ženských pohlavních hormonů (estrogen, progesteron) byl ovšem vyloučen (Ericksen a Gribble, 2012; Brockett a Chapman, 2016; Takabayashi a kol., 2017). U statického ÚP korelace s pohlavím nebyla nalezena ani u dětí, ani u dospělých (Sobel a kol., 1999; Kanatli a kol., 2006; McKeon a Hertel, 2009; Hawke a kol., 2016).

Stejně tak ÚP nekoreloval s tělesnou výškou, hmotností, ani BMI (Sobel a kol., 1999; Hawke a kol., 2016). Mezi faktory, které negativně ovlivňují statické postavení patní kosti i rozsah pohybu v kotníku, patří degenerativní procesy postihující nervy, svaly, vazy a kosti a celková flexibilita těla a dolních končetin. Tyto procesy v sobě zahrnují např. tendinopatie, artritidu a chronickou laterální instabilitu hlezna (Waldecker a Hoffmann, 2005; Khalid a kol., 2015; Brockett a Chapman, 2016; Hawke a kol., 2016). Patologické stavy, které mohou být doprovázené nefyziologickou pozicí patní kosti patří např. křivice, achondroplasie, pseudoachondroplasie, hypochondroplasie, mukopolysacharidóza aj. (Laradi a kol., 2006; Dungl, 2014; Povýšil a kol., 2017).

1.3 Klenba nožní

1.3.1 Anatomie klenby nožní

Klenbu nožní můžeme dělit na podélnou a příčnou. Podélná klenba se skládá ze dvou oblouků – mediálního a laterálního. Mediální, který je více vyklenutý, je tvořen kostí hlezenní, loďkovitou, klínovými kostmi a prvními třemi paprsky nártních kostí a prstů. Laterální oblouk se skládá z kosti patní, krychlové a 4. a 5. Paprsku. Příčná klenba

je dána tvarem a uspořádáním klínových kostí (Čihák, 2001; Adamec, 2005). Výsledné stability je dosaženo tím, že se noha opírá o tři body – patní kost a hlavičky první a páté nártní kosti, mezi nimiž je uloženo těžiště (Dylevský a kol., 2000).

Na udržení klenby se kromě tvaru kostry nohy podílí také vazivo – dlouhý chodidlový vaz (*ligamentum plantare longum*), mezikostní vazy, šlachy a plantární aponeuróza (*aponeurosis plantaris*) (Dylevský a kol., 2000). Aponeuróza se při chůzi napíná a zkracuje, tudíž má stejný efekt jako tětiva u luku (Hicks, 1954). Krátké plantární svaly (*m. adductor hallucis*, *m. flexor digitorum brevis*, *m. quadratus plantae*) a svaly bérce (*m. tibialis anterior*, *m. tibialis posterior*, *m. peroneus longus et brevis*, *m. flexor digitorum longus*, *m. flexor hallucis longus*) hrají také svou roli v udržení klenby, ačkoliv menší, než se doposud myslelo (Hicks, 1954; Petrovický, 2001). Zapojení svalů a jejich zkrácení stoupá s rostoucí zátěží na nohu. Posílením svalů chodidla je možné aktivně zvýšit podélnou a příčnou klenbu (Kelly a kol., 2014; Mashhadi, 2017).

1.3.2 Plochá a vysoká noha

Je potřeba rozlišovat mezi poklesem a zvýšením podélné a příčné klenby nožní. Zvýšení podélné klenby má většinou za následek kompenzační snížení příčné a naopak (Vařeka a Vařeková, 2008). Odchytky od normálně klenuté nohy působí negativně na zbylé části těla (Abolarin a kol., 2011; Ezema a kol., 2014; Woźniacka a kol., 2015). Deformity nohy vedou ke svalové nerovnováze, nesprávnému postavení kloubů, kompenzačním mechanismům a abnormalitám při pohybu (Onodera a kol., 2008). Přetrvávající abnormality chodidla mohou vést ke strukturálním změnám skeletu a kloubů, doprovázeným bolestmi (Buldt a kol., 2015).

Plochá noha (*pes planus*) je patologický stav snížené podélné klenby nožní, případně její vymizení (Dungl, 2014). Plochá noha je spojena s mediální rotací talu, tlak a reakční síla země působí více na mediální středonoží. U těžších forem se mění také postavení kosti patní, která se staví do valgozity, vnitřní kotník se tak dostává pod úroveň vnějšího (Obr. 10). Plantární fascie a Achillova šlacha se stává méně elastickou než u zdravé nohy (Sakalauskaite a Satkunskiene, 2012). Stav je doprovázen bolestmi a zhoršením schopnosti udržet rovnováhu (Čihák, 2001; Mosca, 2010; Dungl, 2014; Sung, 2016).

Příčiny vzniku ploché nohy lze rozdělit na vrozené a získané. Mezi vrozené patří např. vrozený strmý *talus* (Němejcová a kol., 2015). Získaná plochá noha může mít několik příčin – první z nich je zvýšená laxicitá vazů, která se projevuje buď samostatně, nebo jako součást syndromů, např. Downův syndrom, Marfanův syndrom, Ehlers-Danlosův syndrom aj. (Adamec, 2005; Mansour a kol., 2017). Dále může být plochá noha způsobena svalovou slabostí či dysbalancí u neurogenně podmíněných chorob, jako jsou dětská mozková obrna, meningomyelokéla nebo diabetická polyneuropatie (Adamec, 2005; Turriago a kol., 2009; Paton a kol., 2016). Také rozvoj kontraktur může mít za následek rozvoj ploché nohy, např. u juvenilní revmatoidní artritidy, nebo peroneální spastické ploché nohy (Adamec, 2005). Příčně plochá noha (*pes transversoplanus*) vzniká většinou v důsledku nošení nevhodné obuvi (Riegerová a kol., 2006).

Rozlišuje se flexibilní a rigidní plochá noha. Flexibilní je charakteristická tím, že při postoji na špičkách se klenba objevuje a mizí jen při plném zatížení (Dungl, 2014; Ezema a kol., 2014; Vangara a kol., 2016). Neexistuje sjednocený názor na to, zda flexibilní plochá noha představuje patologii, nebo pouze variantu normy, a to především z toho důvodu, že ve většině případů je asymptomatická (Onodera a kol., 2008; Mosca, 2010). Tato deformita vzniká v důsledku zvýšené laxicity vazů při růstu nohy (Adamec, 2005). Velké procento případů flexibilní ploché nohy v dětství se spontánně koriguje nejpozději do 15. roku života (Mosca, 2010; Chen a kol., 2013; Woźniacka a kol., 2013).

Vysoká noha (*pes cavus*) je stav zvýšené podélné klenby nožní (Troiano a kol., 2017). Její výskyt byl v mnoha studiích častější než výskyt ploché nohy (Sachithanandam a Joseph, 1995; Woźniacka a kol., 2013, 2015). S vysokou nohou se občas pojí varozita paty (tzv. *pes cavovarus*), ale postavení zadonožní může být také neutrální (Fabry, 2010; Mosca, 2010; Dungl, 2014). *Pes cavovarus* většinou poukazuje na přítomnost závažnější neurologické příčiny, např. u syndromu Charcot-Marie-Tooth (Obr. 11) (Fabry, 2010; Berciano a kol., 2011). *Pes cavus* může vzniknout jako důsledek zkrácení zadní a laterální skupiny svalů bérce, nerovnováhou svalů plosky nohy nebo nošením krátké obuvi (Riegerová a kol., 2006). Doprovází ji přehnaná supinace v subtalárním kloubu a tlaky se posouvají laterálně (Hillstrom a kol., 2013). Zvýšená klenba nožní může také vést k přetěžování předonoží a k rozvoji plantární fasciitidy (Ribeiro a kol., 2016).

1.3.3 Vývoj klenby nožní u dětí

Novorozenec se rodí s plochou nohou. Klenba nožní se začíná vytvářet až koncem prvního roku, kdy si dítě stoupá a učí se chodit (Petrovický, 2001). Podélná klenba se zvedá jako první a působí na formování klenby příčné (Vařeka a Vařeková, 2008). Je založena již u kojenců a batolat, ale je vyplněna tukovým polštářem, který chrání cévy a nervy před extrémním tlakem, dokud se muskuloskeletální systém dostatečně nevyvine (Adamec, 2005; Müller a kol., 2012). Tento tukový polštář postupně mizí mezi 4. a 5. rokem (Woźniacka a kol., 2013).

Dětská noha během růstu konstantně mění tvar (Jiménez-Ormeño a kol., 2013). Obecně platí, že s rostoucím věkem se klenba nožní zvyšuje a výskyt plochonoží klesá, je zde ale velká interindividuální variabilita (Bosch a kol., 2010; Abolarin a kol., 2011; Ezema a kol., 2014; Woźniacka a kol., 2015). Tří- a čtyřleté děti mají větší frekvenci výskytu ploché nohy než děti starší (Onodera a kol., 2008; Chen a kol., 2013). Předškolní a mladší školní věk je kritickou a senzitivní periodou vývoje klenby nožní a během ní dochází k největším změnám (Chen a kol., 2011; Stodółka a kol., 2015; Tong a Kong, 2016; Vangara a kol., 2016). Klenba ovšem pokračuje ve vývoji i ve školním věku (Waseda a kol., 2014). K největšímu zvedání klenby nožní dochází od 1 roku do 6 let věku, poté výška klenby stoupá pomaleji (Müller a kol., 2012). Největší a nejrychlejší nárůst výšky klenby nožní je patrný mezi 3. a 5. rokem (Onodera a kol., 2008; Chen a kol., 2013). Fakt, že v 6 letech je vývoj klenby již téměř ukončen, podporuje i zkušenost, že do této doby je léčba deformit klenby účinnější než v pozdějších letech (Lee a kol., 2017).

U japonských chlapců rostla výška klenby i od 6 do 13 let, poté se růst značně zpomalil, pokračoval však až do 18. roku. Dívky měly růst klenby přibližně o 2 roky urychlen. Probíhal u nich nejrychleji také od 6 do 13 let, finální výšky ale dosáhla již v 16 letech (Waseda a kol., 2014).

1.3.4 Metody měření výšky klenby nožní

Metody určení výšky klenby nožní můžeme dělit na přímé a nepřímé. Do přímých patří vizuální posouzení a somatometrie při klinickém vyšetření, rentgen nebo ultrasonografie. Výška klenby se často měří jako přímá výška *tuberositas navicularis* od země, nebo jako její pokles (tzv. *navicular drop test*) při zatížení (Waseda a kol.,

2014). Pouhé vizuální posouzení je subjektivní a zatížené signifikantní chybou (Razeghi a Batt, 2002).

Nepřímo se dá výška klenby nožní určit ze stop statických a dynamických pomocí úhlů a indexů vypočítaných z poměru šířkových a délkových rozměrů, nebo obsahů ploch. Stopy mohou být pořízeny a zpracovány mnoha způsoby, z nichž některé jsou spolehlivější než jiné (Urry a Wearing, 2005; Morvová, 2016). Jednotlivé anatomické body potřebné k výpočtu indexů nebo rozměrů stop (*pteron*, nejmediálnější bod metatarsu, nejlaterálnější bod metatarsu) mohou být na stopách označeny ještě před zvednutím nohy z podložky, nebo poté (Krishan, 2008). Nejčastěji používanými indexy k posouzení výšky klenby jsou index nohy podle Cavanagha a Rodgerse (tzv. *arch index*) (McCrory a kol., 1997), Staheliho index (Ezema a kol., 2014), Chippaux-Šmírákův index (Ch-Š) (Vařeka a Vařeková, 2008; Chen a kol., 2013), Sztriter-Godunow index (Furgal a Adamczyk, 2008; Woźniacka a kol., 2013; Morvová, 2016) a index, který počítá poměr nekontaktní a kontaktní plochy chodidla s podložkou (tzv. *footprint index*) (Razeghi a Batt, 2002). K určení výšky příčné klenby se používá Weisflog index (Stodółka a kol., 2015; Truszczyńska-Baszak a kol., 2017). K úhlům patří Clarkův úhel, který má vynikající intra- a interindividuální spolehlivost měření (Chuckpaiwong a kol., 2008; Hillstrom a kol., 2013; Woźniacka a kol., 2015). Hodnoty indexů a úhlů jsou rozdělené do individuálních kategorií vymezujících normální plochou a vysokou nohu (McCrory a kol., 1997; Razeghi a Batt, 2002; Onodera a kol., 2008; Vařeka a Vařeková, 2008; Papuga a Burke, 2011; Chen a kol., 2013; Mashhadi, 2017).

Výše popsané RCSP je v pediatrii jednou z doplňujících metod diagnózy ploché nohy, je ale potřeba ji nepoužívat tuto metodu izolovaně (Kanatli a kol., 2006; Langley a kol., 2016; Lee a kol., 2017). RCSP nad 4° valgozity odpovídá ploché noze, více než 0° varozity se řadí k noze vysoké (Razeghi a Batt, 2002).

1.3.5 Faktory ovlivňující vývoj klenby nožní

Mezi faktory ovlivňující vývoj klenby nožní patří věk, pohlaví, tělesná výška, hmotnost, BMI, obuv, fyzická aktivita, chůze naboso a šplhání po stromech, ale také dlouhé stání či nošení těžkých břemen (D'Août a kol., 2009; Vangara a kol., 2016; Hollander a kol., 2017; Truszczyńska-Baszak a kol., 2017).

Výška klenby nožní se u dětí liší podle pohlaví. U chlapců je zvýšený výskyt snížené klenby a plochonoží oproti děvčatům, vysoká noha se naopak častěji vyskytuje u dívek (Ezema a kol., 2014; Woźniacka a kol., 2015; Vangara a kol., 2016). Chlapci mají také ve všech věkových kategoriích v průměru nižší klenbu nožní než dívky (Chen a kol., 2011; Woźniacka a kol., 2013, 2015; Ezema a kol., 2014). To může být způsobeno tím, že je u chlapců vývoj klenby mírně opožděn, ačkoliv trend vývoje je u obou pohlaví stejný (Tong a Kong, 2016; Vangara a kol., 2016). Pohlavní rozdíly ve výšce klenby nožní jsou přítomné i v dospělosti (Troiano a kol., 2017).

U zdravých dětí nenalézá většina studií signifikantní korelaci klenby nožní s BMI (Jiménez-Ormeño a kol., 2013; Vangara a kol., 2016). Nadváha a především obezita ale působí, že jsou dolní končetiny opakovaně vystavované nadměrné zátěži, což může vést k ortopedickým problémům (Chuckpaiwong a kol., 2008). S rostoucí BMI překračující fyziologickou normu, ať už u dětí s nadváhou, nebo obezitou, se zvyšuje frekvence výskytu ploché nohy (Sachithanandam a Joseph, 1995; Chen a kol., 2011, 2013; Ezema a kol., 2014). Novotná (2006) pozorovala významný rozdíl v BMI mezi probandy s těžkým stupněm plochonoží a probandů s vysokou nohou. Signifikantní negativní korelace byla nalezena také mezi množstvím tukové tkáně, tloušťkou kožních řas, hmotností a výškou klenby nožní (Bosch a kol., 2010; Woźniacka a kol., 2015).

Existuje významný rozdíl v tělesné výšce mezi jedinci s plochou a normální nohou (Chen a kol., 2013). Také Vangara (2016) sledoval, že s rostoucí tělesnou výškou klenba nožní stoupá. Novotná (2006) významnou korelaci tělesné výšky ani v SD skóre (SDS) s Ch-Š nenašla.

Dalším z faktorů, které zvyšují riziko vzniku ploché nohy, je hyperlaxita vazů (Sachithanandam a Joseph, 1995; Kanatli a kol., 2006; Chen a kol., 2011; Woźniacka a kol., 2013).

Přiměřená fyzická aktivita je klíčová pro správný vývoj nohy a její klenby. Nedostatečná fyzická aktivita je negativním faktorem spojeným mimo jiné s deformitami nohy (Furgal a Adamczyk, 2008). To potvrzují i studie docházející k výsledkům, že v neaktivní skupině dětí bylo zvýšené procento deformit nohy a plochonoží, zatímco u aktivních dětí převažoval výskyt normální, případně zvýšené klenby nožní (Furgal a Adamczyk, 2008; Truszczyńska-Baszak a kol., 2017).

Obuv je dalším z faktorů, který se podílí na vývoji klenby nožní. Habitualmente neobuté populace mají obecně nižší variabilitu ve výšce klenby a nižší frekvenci výskytu ploché nohy než populace obuté. Chodidlo je u nich flexibilnější, svaly a vazy nejsou ochablé a drží tvar (D'Août a kol., 2009; Hollander a kol., 2017). Na druhou stranu je u neobutých populací zvýšená frekvence výskytu nohy vysoké, a to téměř na 60 %. Důvodem může být hypertrofie svalů způsobená mimo jiné šplháním na stromy a chůzí naboso po drsném terénu (Vangara a kol., 2016). Dá se předpokládat vztah mezi nošením obuvi v raném dětství a plochou nohou. Výskyt ploché nohy je podstatně vyšší u dětí, které začaly nosit boty před 6. rokem života a nosily je více než 8 hodin denně v porovnání s těmi, které s nošením obuvi začaly později (Sachithanandam a Joseph, 1995). Na vývoj klenby nožní má nejspíše vliv také typ obuvi. U dětí preferujících sandály nebo otevřenou obuv je zaznamenán menší výskyt ploché nohy než u dětí nosících obuv s uzavřenou špičkou (Sachithanandam a Joseph, 1995; Tong a Kong, 2016). Také po ukončení růstu nohy může nevhodná obuv, především menší velikost, vést k zatuhnutí nohy a zvýšení klenby nožní (Kadambande a kol., 2006). Naopak jedinci nosící boty s oporou, např. ortopedickou vložkou, své svaly neposilují, ty postupně ochabují a jejich klenba klesá (Fabry, 2010).

1.4 Evoluční změny dolních končetin

Přestavba dolních končetin do podoby typické u anatomicky moderního člověka (AMČ) je evoluční proces spojený s přechodem k bipední lokomoci. S tak specializovanou lokomocí, jako je bipedie, se na kostře objevuje řada anatomických znaků. Dolní končetiny jsou v porovnání s horními delší. Kolenní kloub je schopen plné extenze a je vybaven zámkem (Čihák, 2001; Harcourt-Smith, 2010). Femur je zakřiven a jeho distální konec směřuje mediálně, dolní končetiny a koleno se tím přibližují ke středu těla. Nohy jsou vtaženy téměř pod těžiště, což pomáhá lépe udržet rovnováhu během chůze. Primáti naopak mají koleno během příležitostné bipedie neustále pokrčené, jelikož není schopné plné extenze. Femur lidopů dosahuje cca 85 % délky u AMČ. Chodidlo je u nich na rozdíl od AMČ laterálněji umístěno a leží pod kyčelním kloubem (Tardieu, 1997; Tardieu a Damsin, 1997; Aiello a Dean, 2002)

Osa dolních končetin je ve velké míře ovlivněna přítomností bikondylárního úhlu (BKÚ), který je jedním z hlavních lidských znaků (Shefelbine a kol., 2002). S BKÚ

souvisí také výše popsany TF, který je ale z evolučního hlediska špatně zkoumatelný, jelikož se málokdy vedle femuru zachová i tělo tibie (Tardieu a Damsin, 1997). Jako BKÚ se označuje úhel mezi podélnou osou těla femuru a kolmicí na proximální kloubní plochu tibie vedenou skrz *fossa intercondylaris* femuru (Shefelbine a kol., 2002). U dětí s neuromuskulárními poruchami, například paraplegií, u nichž se nerozvine chůze, se BKÚ nevytvoří. Jeho vývoj je totiž závislý na úrovni a rozložení biomechanické zátěže působící na kolenní kloub (Tardieu a Damsin, 1997; Shefelbine a kol., 2002). BKÚ je u člověka podmíněn zakřivením těla femuru (Tardieu a Damsin, 1997). Při narození je roven 0, mezi 4 a 8 lety dosahuje raně dospělého stadia mezi 6–8°. V dospělosti se u člověka BKÚ pohybuje v průměru kolem 8–11° (Tardieu a Damsin, 1997). Jelikož vývoj BKÚ u dětí souvisí se začátkem a rozvojem chůze, usuzují někteří, že v evoluci byl jeho význam stejný (Tardieu a Damsin, 1997; Harcourt-Smith, 2010).

U šimpanze a gorily je BKÚ mnohem menší než u AMČ a pohybuje se v rozmezí 1–2°, tudíž je podpora při bipedii méně efektivní (Tardieu, 1997). Dětský femur se svou anatomií podobá lidoopímu, kde zátěžová osa vede mediálně od těla femuru (Aiello a Dean, 2002). Orangutan má vyšší BKÚ než šimpanz, jeho hodnota se blíží lidskému, na rozdíl od AMČ je tento jev způsoben nestejnou výškou kondylů femuru (Tardieu, 1997). AMČ má kondyly v jedné rovině a BKÚ je dán pouze zakřivením těla femuru. U jiných primátů se s podobnou věcí nesetkáme, jde tudíž o unikátní lidský znak (Tardieu, 1997; Tardieu a Damsin, 1997). *Orrorin Tugenensis*, který patří mezi nejstarší homininy, měl tvar femuru velmi podobný lidskému (Harcourt-Smith, 2010). *Ardipithecus ramidus* neměl kolena natolik vbočená jako jeho mladší homininy a AMČ (White a kol., 2015). U Australopitéků se BKÚ svou hodnotou 12°–15° již blížil hodnotě AMČ (Obr. 12) (Shefelbine a kol., 2002).

Dalším důležitým znakem, který souvisí s valgozitou kolenního kloubu, je kolodiafysární úhel (KDÚ) (Tardieu a Damsin, 1997; Caetano a kol., 2007). Ten je způsoben zvětšenou hlavicí stehenní kosti a delším krčkem oproti lidoopímu. Krček svírá s podélnou osou stehenní kosti úhel, který má u dospělých jedinců hodnotu v průměru 125°, u dětí pak 150° (Čihák, 2001; Caetano a kol., 2007). V rámci lidské variability se vyskytují odchylky 23°. U lidoopů, stejně jako u fosilních nálezů *A. afarensis*, *H. habilis* a *H. erectus* je KDÚ ostřejší než u AMČ (Aiello a Dean, 2002; White a kol., 2015). Jak BKÚ, tak KDÚ jsou ukazatelem bipední lokomoce, a tudíž i typickým znakem lidské

linie. Zvýšení BKÚ a současné snížení KDÚ během ontogeneze a také fylogeneze posouvá koleno blíže středu těla (Shefelbine a kol., 2002).

Unikátním lidským znakem je také noha s robustní patní kostí, klenbou nožní a přitaženým palcem (Harcourt-Smith a Aiello, 2004; Harcourt-Smith, 2010). První známky klenby nožní a přitaženého palce se objevují již u zástupců *A. afarensis*, teprve u *H. erectus* ale dosahují podoby u AMČ. Oproti tomu u zástupce *Ardipithecus ramidus* a šimpanze se klenba nožní nevyskytuje a palec je odtažený, chápavý (White a kol., 2015; Morvová, 2016).

1.5 Vzájemné vztahy mezi sledovanými parametry dolních končetin

Vztah mezi klenbou nožní a úhlem paty u patologických případů existuje, u zdravých jedinců je sporný. Plochá noha je často doprovázena valgozním postavením patní kosti (Obr. 11) (Čihák, 2001; Adamec, 2005; Riegerová a kol., 2006; Dungl, 2014). S vysokou nohou může být spojena varozita paty (tzv. *pes cavovarus*) (Obr. 12) (Fabry, 2010; Mosca, 2010; Dungl, 2014). Existuje rozdíl ve stupni pronace (ÚP) v klidovém postoji mezi lidmi s vysokou a nízkou nohou, proto je ÚP často využíván při klasifikaci typů nohy. Jedinci s plochou nohou měli signifikantně vyšší pronaci během klidového postoje než jedinci s normální a vysokou klenbou (Hillstrom a kol., 2013). Výše zmíněný vztah je patrný i u dynamických procesů. Lidé s normální klenbou se vyznačují nižším rozsahem pohybu zadonoží při běhu než ti s vysokou, nebo nízkou nohou (Kernozek a Ricard, 1990). Nebyla ovšem nalezena signifikantní korelace mezi výškou klenby nožní a úhlem paty u zdravého souboru jedinců (Kanatli a kol., 2006). Rozdíl ve výšce klenby nožní (Ch-Š) mezi jednotlivými subtypy nohy lišícím se postavením paty, ale i předonoží byl vysoce statisticky významný (Vařeka a Vařeková, 2008).

S plochou nohou se často pojí valgozita kolen (Riegerová a kol., 2006). Studie z roku 2015 dochází k výsledku, že ve skupině probandů s plochou nohou byla významně větší průměrná valgozita kolen než u skupiny s normálně klenutou nohou (Khalid a kol., 2015). U zdravých dětí se však významný vztah mezi TF úhlem a výškou klenby nožní nepotvrdil (Novotná, 2006).

Vztah mezi TF a ÚP se dá předpokládat na základě znalostí patologických případů. Existují choroby, např. křivice, achondroplasie, pseudoachondroplasie,

hypochondroplasie ale i různé metafyzární chondrodysplazie a mukopolysacharidózy, u nichž je varozita kolene umocněna varozitou paty, naopak valgozita kolene se vyskytuje ve spojení s valgozitou paty (Obr. 13, Obr. 14) (Laradi a kol., 2006; Dungl, 2014; Povýšil a kol., 2017). Není však dostatečné množství studií, které by se tématem zabývaly u zdravých jedinců. Některé z nich pozorují rostoucí externí rotaci tibie se zvyšujícím se stupněm supinace a naopak zvýšenou interní rotaci tibie s rostoucím stupněm pronace, nepřesahující limity normálního rozsahu (Arangio a kol., 2000). Khamis a Yizar (2007), dochází k závěru, že hyperpronace (zvýšení ÚP nad normu) vede k výrazně zvýšené vnitřní rotaci tibie, což může působit přetížení kolene a tím mít vliv na TF. Norton a kol. (2015) pozorovali signifikantní negativní korelaci mezi TF a ÚP (Norton a kol., 2015).

2. CÍLE PRÁCE

Cíle diplomové práce byly určeny následovně:

1. Vytvořit referenční údaje a zjistit variabilitu úhlu paty pro využití v ortopedické praxi za účelem odlišení normy od patologie, plánování operací a sledování úspěšnosti léčby.
2. Zhodnotit věkové změny a rozdíl mezi pohlavími u úhlu paty u dětí od 6 do 15 let.
3. Určit vztahy mezi tibiofemorálním úhlem, úhlem paty a výškou klenby nožní.
4. Zjistit závislost tibiofemorálního úhlu, úhlu paty a výšky klenby nožní na BMI a tělesné výšce, a to jak v absolutních hodnotách, tak v SD skóre.

2.1 Hypotézy

Hypotézy jsme na základě teoretických i praktických poznatků z ortopedie a předchozích studií stanovili takto:

1. Úhel paty se po 6. roce již významně nemění a neliší se mezi pohlavími.
2. S rostoucím úhlem paty roste tibiofemorální úhel.
3. S rostoucím tibiofemorálním úhlem a úhlem paty klesá klenba nožní.
4. Se zvyšujícím se BMI (i v SDS) roste tibiofemorální úhel a úhel paty, naopak klenba nožní klesá.
5. Tělesná výška (i v SDS) nemá významný vliv na tibiofemorální úhel, úhel paty a výšku klenby nožní.

3. MATERIÁL A METODY

3.1 Soubor

Vyšetřovaný soubor tvořilo celkem 120 zdravých školních dětí ve věku od 6 do 14,99 let. Na základě chronologického věku byly děti rozděleny do tří věkových kategorií: 6–8,99 let, 9–10,99 let a 11–14,99 let. Věková skupina 6–8,99 let zahrnovala 24 dívek a 21 chlapců, druhá skupina 9–10,99 let 26 dívek a 17 chlapců, třetí kategorie 11–14,99 let pak 18 dívek a 13 chlapců (Tab. 1).

Sběr dat probíhal od března do listopadu 2017 na třech vybraných základních školách v Praze a v Rudné (FZŠ Trávníčkova, FZŠ Chlupova, ZŠ Rudná) se svolením vedení základních škol. Od rodičů všech probandů jsme obdrželi podepsané informované souhlasy s měřením. Děti s deformitami dolních končetin nebo jinými muskuloskeletálními poruchami, které by mohly mít vliv na osu dolních končetin, byly ze studie vyloučeny.

3.2 Metody

Získávání dat probíhalo několika metodami, jež zahrnovaly antropometrické měření, snímání otisku pravé a levé nohy na papír a pořizování fotografií dolních končetin za účelem změření TF a ÚP.

U probandů byly naměřeny základní antropometrické parametry, tj. tělesná hmotnost, tělesná výška a výška vsedě (Martin a Saller, 1957).

Hmotnost byla měřena digitální osobní váhou Soehnle s přesností na 0,1 kg. Váha byla položena na rovném, pevném podkladu. Proband stál při vážení rovně s pažemi volně podél těla a váhou rovnoměrně rozloženou na obou nohách.

Tělesná výška byla měřena antropometrem s přesností na 1 mm jako vertikální vzdálenost od podložky po bod vertex. Proband stál ve vzpřímené poloze na rovné podložce, a to s hlavou v tzv. frankfurtské horizontále. Vnitřní kotníky a kolena bylyu sebe nebo co nejbližše sobě, špičky směřovaly rovně. Paty, hýždě a záda se dotýkaly rovné plochy za probandem (Martin a Saller, 1957).

Body mass index (BMI) byl vypočítán v programu Excel pomocí vzorce $BMI = \text{tělesná hmotnost (kg)} / \text{tělesná výška}^2 \text{ (m)}$ v jednotkách kg/m^2 .

Výška vsedě je definována jako vzdálenost bodu vertex od rovné plochy, na které proband sedí. V našem případě seděl proband na lavičce, s rovnými zády, hlavou ve frankfurtské horizontále a s rukama položenýma volně na stehna. Záda a hýždě byly přisunuty co nejblíže k rovné ploše za probandem. Výška od země po vertex byla změřena antropometrem a následně od ní byla odečtena výška lavičky (Martin a Saller, 1957).

Statické otisky nohou byly vytvořeny na papíru za použití plantografu firmy Sanomed. Na povrch gumové podložky byla v tenké vrstvě pomocí houbičky nanесena černá razítková barva bez oleje, jež byla upřednostněna před inkoustem, protože na rozdíl od něj vydrží velmi dlouho bez popraskání povrchu a tolik se nerozmazává. Probandi stáli při pořizování otisků jednou nohou na gumové podložce plantografu, druhou na zemi ve vzdálenosti šíře ramen. Plantograf byl umístěn na rovném pevném podkladu. Otisky byly obtaženy speciální tenkou obrysovou tužkou. U každého probanda byl zhotoven jeden otisk pravé a jeden otisk levé nohy.

Pro výpočet výšky podélné klenby nožní z otisku nohy jsme zvolili metodu podle Chippauxe a Šmiřáka z důvodu snadného provedení a vysoké spolehlivosti (Vařeka a Vařeková, 2008). Na každém otisku byly tužkou narýsovány kolmice k vnější tečně v nejužším a nejširším místě plantogramu. Ch-Š byl vypočítán jako podíl nejužšího místa střední části otisku a nejširšího místa předonoží. Po vynásobení stem jsme získali procentuální vyjádření Ch-Š (Obr. 15). U nohy vysoké, kde otisk nebyl po celé délce souvislý, byla měřena vzdálenost úseku mezi proximální a distální polovinou otisku. Abychom mohli do statistického zpracování zahrnout i otisky spadající do skupiny vysokých nohou, vyjádřili jsme je místo vzdálenosti v cm jako 0 % (Onodera a kol., 2008). Indexy byly rozděleny do tří skupin podle výšky klenby nožní na vysokou, normální a plochou nohu (Klementa, 1988; Onodera a kol., 2008). Byl-li výsledný podíl od 0,1 % do 45 %, jednalo se o nohu normálně klenutou. Pod 0,1 % se nacházela noha vysoká a nad 45 % noha plochá (Tab. 2).

U každého probanda byly pořízeny dvě fotografie za předem definovaných podmínek a s použitím digitálního fotoaparátu Canon PowerShot G16 (se světelností $f/1,8-2,8$, ohniskovou vzdáleností 6,1–30,5 mm a citlivostí v rozmezí od 80–12800 ISO). Proband byl vyfotografován nejprve zepředu, poté zezadu. Stativ s fotoaparátem byl

postaven na rovnou pevnou plochu do vzdálenosti 2,5 m od probanda. Vzdálenost 2,5 m byla zvolena z důvodu minimalizace zkreslení úhlů na fotografii. Stativ s upevněným fotoaparátem byl nastaven tak, aby objektiv směřoval rovnoběžně s mediální rovinou probanda a kolmo na zem (Souza a kol., 2011; Petrášová a kol., 2012; Frouz a Králík, 2015). Poloha nohou stativu byla na zemi označena fixou, aby byla konstantní. Z důvodu širokého věkového rozpětí, a tudíž velkého rozdílu v tělesné výšce, nebylo možné nastavit jednotnou výšku stativu. U fotografie zepředu jsme se zaměřovali na celou délku dolní končetiny. Stativ byl nastaven do výše kolen, což odpovídalo střední vzdálenosti délky dolních končetin, tím došlo k minimalizaci zkreslení polohy bodů na fotografii. U fotografie zezadu se zkoumané body nacházely v oblasti bérce od kolena po kost patní (*calcaneus*). Stejně jako u fotografie zepředu jsme pro výšku stativu zvolili střední vzdálenost sledovaného úseku dolní končetiny, tj. výšku středu bérce (Frouz a Králík, 2015).

Sběr dat probíhal anonymně, proto byl každý proband označen číslem. Při pořizování fotografie zepředu stál proband na zemi ve vzpřímeném postoji před rovnou stěnou. Patami, hýžděmi a lopatkami se dotýkal rovné plochy za ním, hlava byla ve frankfurtské horizontále. Špičky nohou směřovaly dopředu. Kolena a vnitřní kotníky byly ve fyziologickém postavení, tedy co nejbližše sobě. V ideálním případě, kdy měl proband dolní končetiny ve frontální rovině rovné, se kolena a kotníky dotýkaly. Tento definovaný postoj byl pečlivě kontrolován a dohlíželo se na to, aby si proband sám osu dolních končetin nekorigoval. Na probandovi byly tenkou uměleckou fixou označeny následující antropometrické body – *spina iliaca anterior superior*, *apex patellae* a střední vzdálenost mezi vnitřními a vnějšími kotníky. Střed mezi vnitřními a vnějšími kotníky byl naměřen posuvným měřidlem, ostatní výše zmíněné body byly palpovány. Aby nedocházelo k překrytí vyznačených antropometrických bodů, byly paže a ruce umístěné v mírném odpažení s dlaněmi směřujícími dopředu (Zemková a kol., 2004).

Pro snazší přístup k označovaným bodům na patní kosti byl proband při měření úhlu paty postaven na nízkou lavičku. Na bérce obou dolních končetin byla označena střední vzdálenost mezi mediálními a laterálními kondyly femuru, střední vzdálenost mezi vnitřním a vnějším kotníkem a střed patní kosti ve výšce *tuberositas calcanei* (Souza a kol., 2011). Místo původní střední vzdálenosti v polovině délky bérce jsme se rozhodli měřit střed mezi laterálním a mediálním kondylem femuru z důvodu, že tyto body jsou

palpovatelné, přesněji definované a lépe odpovídají podélné ose tibie. Střední vzdálenosti byly změřeny pomocí posuvného měřidla s přesností na 1 mm. Proband stál během měření a pořizování fotografie vzpřímeně, s nohama na šíři ramen a hlavou ve frankfurtské horizontále. Ruce měl v mírném odpažení, s dlaněmi směřujícími dopředu. Postavení chodidel bylo neutrální, bez zevní nebo vnitřní rotace. Palce nohou směřovaly dopředu, s mediálním okrajem chodidel navzájem rovnoběžně (Souza a kol., 2011). Definovaný postoj byl u každého probanda kontrolován. Jelikož v této pozici nebyla přítomna rovná plocha jako opora pro záda, bylo obzvlášť důležité sledovat, aby nedocházelo k nechtěné rotaci trupu.

Fotografie byly upraveny a zpracovány v programu Zoner photo studio X. Jednotlivé označené body na fotografiích byly barevně zvýrazněny, následně jimi byly manuálně vedeny dvě přímky. Body, které se výrazně odchylovaly od skutečného středu na fotografii, byly opraveny. Na fotografiích TF spojovala první přímka bod *spina iliaca anterior superior* s apexem pately, druhá přímka vedla od apexu pately do středu mezi vnitřním a vnějším kotníkem. Na fotografiích ÚP byla první přímka vedena od středu mezi mediálním a laterálním kondylem femuru po střed mezi zevním a vnitřním kotníkem, druhá přímka spojovala střed mezi kotníky a střed patní kosti ve výšce *tuberositas calcanei posterior*. TF i ÚP byly změřeny ručně úhloměrem s přesností na 0,5° pro obě dolní končetiny zvlášť, aby bylo možné sledovat případnou asymetrii mezi pravou a levou stranou (Obr. 16). Valgozita byla vyjádřena v kladných hodnotách, varozita v záporných.

Úhel mezi oběma přímkami, a to jak pro TF, tak pro ÚP, byl u 20 fotografií změřen kromě ručního měření úhloměrem také druhou metodou v programu SCODIAC. Program fungoval na stejném principu jako při ručním označování bodů a vedení přímek body ale sám propojil přímkami a úhly změřil s přesností na 0,1°. Výsledky obou metod byly porovnány.

Před začátkem měření dětí na základních školách bylo 10 jedinců opakovaně změřeno. Byla u nich vypočtena intraindividuální chyba a spolehlivost měření pro tělesnou výšku, výšku vsedě, TF a ÚP. Mezi dvěma měřeními téhož jedince uběhlo 10 minut, během nichž byly všechny označené body smazány, a proband se během této pauzy prošel po místnosti, aby nestrávil v nastaveném postoji.

3.3 Statistické metody

Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu SPSS Statistics 20 a Excel. Čerpala jsem z literatury statistiky současných autorů (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

3.3.1 Základní statistické charakteristiky

Aritmetický průměr

Získáme ho podílem součtu všech hodnot sledovaného znaku a četnosti souboru. Průměr může být ovlivněn extrémními hodnotami, které se v souboru vyskytují, jelikož každé hodnotě náleží stejná váha (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Minimum

Představuje nejmenší zaznamenanou hodnotu sledovaného znaku v souboru (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Maximum

Představuje největší zaznamenanou hodnotu sledovaného znaku v souboru (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Medián

Patří mezi míry polohy a udává prostřední hodnotu souboru. V uspořádaném seznamu hodnot musí být počet hodnot menších nebo stejných jako medián alespoň takový, jako je počet hodnot větších nebo stejných jako medián (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Směrodatná odchylka (SD)

Jedná se o nejčastěji používanou míru variability. Charakterizuje rozptýlenost měřených hodnot kolem aritmetického průměru a je vyjádřena ve stejných jednotkách jako sledovaná veličina. Současně představuje druhou odmocninu rozptylu (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Střední chyba průměru (SE)

Je to číslo, které udává, s jakou chybou je spočítán průměr. Označuje, do jaké míry se námi vypočítaný náhodně vybraný průměr liší od teoretického průměru základního souboru. Čím je SE menší, tím více se náš spočítaný průměr blíží teoretickému průměru (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Interval spolehlivosti (CI)

Je interval, který s 95% pravděpodobností pokrývá skutečný teoretický průměr sledovaného parametru (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Rozptyl (variance)

Udává míru variability. Jedná se o průměr čtverců odchylek jednotlivých pozorovaných hodnot od aritmetického průměru neboli o čtverec směrodatné odchylky (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

3.3.2 Testování statistických hypotéz

Součástí statistického zpracování dat je testování hypotéz – tvrzení o souboru. Za tímto účelem formulujeme nulovou a alternativní hypotézu. Nulová hypotéza zpravidla říká, že se testované znaky ve vybraných statistických parametrech neliší. Alternativní hypotéza je negací nulové. Nulovou hypotézu můžeme buď zamítnout, nebo ji nezamítnout. Neplatí-li nulová hypotéza, platí alternativní hypotéza. Platnost hypotéz se testuje pomocí tzv. testů významnosti. K tomu je potřeba určit hladinu významnosti α , což je největší dovolená pravděpodobnost, s jakou můžeme nulovou hypotézu zamítnout. Nejčastěji volené hladiny významnosti jsou 0,05 a 0,01 a zpravidla se vyjadřují v procentech, tedy 5 % a 1 %. Dosaženou hladinu testu (p-hodnota) definujeme jako nejmenší hladinu významnosti testu, při níž ještě zamítáme nulovou hypotézu. Platí tedy, že čím nižší je p-hodnota testu, tím menší nám daný test indikuje pravděpodobnost, že platí nulová hypotéza. Podle toho, zda dosažená hodnota testu (p-hodnota) je větší, nebo menší než zvolená hladina testu α , nulovou hypotézu zamítáme, či nezamítáme. Pokud $p > \alpha$, nulovou hypotézu nezamítáme, naopak pokud $p \leq \alpha$, nulovou hypotézu zamítáme (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Dvouvýběrový t-test

Používá se pro testování shody průměrů dvou sledovaných parametrů. Je založen na dvou nezávislých výběrech, jejichž průměry mají normální rozdělení. Rozptyly daného znaku u obou skupin by měly být alespoň přibližně stejné. K posouzení shody rozptylů byl použit Leveneův test. Pokud jsou rozptyly obou souborů shodné, provedeme dvouvýběrový t-test pro soubory se stejným rozptylem. Nulová hypotéza zní,

že průměry obou skupin jsou stejné. Pokud $p \leq \alpha$, nulovou hypotézu zamítáme. Jako α volíme 0,05 nebo 0,01 (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Dvouvýběrový t-test jsme použili ke srovnání průměrných hodnot ÚP mezi pohlavími.

ANOVA

Analýza rozptylu (ANOVA) se využívá k porovnání průměru tří nebo více nezávislých skupin. Je založena na předpokladu, že každý z výběrů pochází z populace s normálním rozdělením, se stejnou směrodatnou odchylkou. Zajímá nás, zda průměry skupin jsou všechny shodné, nebo se navzájem liší. Předpokládáme, že máme náhodný výběr z populace a že jednotlivá pozorování jsou nezávislá. Rozlišujeme při ní variabilitu uvnitř skupin a variabilitu mezi jednotlivými skupinami. Pokud je $p \leq \alpha$, zamítáme nulovou hypotézu, že se průměry jednotlivých skupin neliší, naopak když $p > \alpha$, nulovou hypotézu nezamítáme a docházíme k závěru, že jsou průměry skupin shodné (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Analýzu rozptylu jsme použili k porovnání průměrů ÚP tří věkových kategorií při sledování věkových změn.

Mann-Whitney test

Patří mezi neparametrické testy, které se používají pro porovnání souborů statistických dat, u nichž nelze předpokládat normální rozdělení sledovaného znaku. Mann-Whitney test porovnává shodu tvaru distribuční funkce sledovaných parametrů. Nulová hypotéza předpokládá, že rozdělení sledovaných veličin je shodné. Pokud je $p \leq \alpha$, zamítáme nulovou hypotézu, když $p > \alpha$, nulovou hypotézu nezamítáme (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Mann-Whitney test jsme použili pro porovnání rozdílu ÚP mezi pohlavími v rámci tří věkových kategorií, kde nebyl soubor dostatečně velký pro použití parametrických testů.

3.3.3 Korelační analýza

Korelační analýza se používá k posouzení síly vzájemné závislosti mezi dvojicemi sledovaných veličin. Populační hodnotu korelačního koeficientu neznáme, proto ji odhadujeme z dat, výpočtem tzv. výběrového korelačního koeficientu r . Těsnost lineární závislosti mezi veličinami ukazuje Pearsonův korelační koeficient, jenž se pohybuje

v rozmezí $\langle -1, 1 \rangle$. Při pozitivní korelaci nabývá hodnot $\langle 0, 1 \rangle$, při negativní $\langle -1, 0 \rangle$. Pokud se korelační koeficient rovná 0, mluvíme o dvou nezávislých veličinách. Čím blíže se hodnota korelačního koeficientu blíží 1 nebo -1 , tím je lineární závislost těsnější (Zvára, 2003; Zvárová, 2016).

Do korelační analýzy jsme zahrnuli celý měřený soubor dětí bez rozdělení na jednotlivé věkové kategorie. Při výběru Pearsonova korelačního koeficientu pro porovnávání TF a ÚP jsme vycházeli z následující publikace, která porovnávala více úhlů na noze (Buchanan a Davis, 2005).

3.3.4 Normalizační indexy

SD skóre (z skóre) nám udává, o kolik směrodatných odchylek se jedinec v daném znaku liší od normy neboli referenčního souboru. Od naměřené hodnoty se odečte průměr referenčního souboru a rozdíl se následně vydělí směrodatnou odchylkou referenčního souboru. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky normy jsou určeny pro daný věk a pohlaví. Tento postup převádí znaky na srovnatelné hodnoty, proto je vhodný k vzájemnému srovnání znaků mezi jedinci, nebo k posouzení postavení jedince vzhledem k referenčnímu souboru (Šmahel, 2001).

Výpočet: $SDS = (x_i - \bar{x}) / SD$

Kde: x_i ... naměřená hodnota jednotlivce

$\bar{x}$... průměr referenčního souboru

SD ... směrodatná odchylka referenčního souboru.

3.3.5 Spolehlivost měření

Spolehlivost měření udává míru správné opakovatelnosti měření. Rozlišují se dvě formy, a to intraindividuální, která charakterizuje míru shody opakovaných měření jedním vyšetřujícím. Interindividuální spolehlivost nám udává shodu opakovaných měření dvěma, nebo více vyšetřujícími.

Jelikož jsem všechna měření prováděla samostatně, uvádím ve své práci intraindividuální spolehlivost měření, kterou jsem vyjádřila pomocí koeficientu reliability R. Ten by měl mít hodnotu nad 0,9, a pokud se dostane pod hodnotu 0,8, postrádá měření spolehlivost. Vynásobíme-li koeficient reliability stem, získáme hodnotu, která udává, jaký podíl z celkové variance je způsoben skutečnou biologickou variabilitou (Šmahel,

2001). Stejnou metodu jsme použili pro porovnání shody měření TF a ÚP ručně pomocí úhloměru a v programu SCODIAC.

Vzoreček pro výpočet koeficientu reliability byl následující:

$$R = \frac{s^2_{\text{celk}} - s^2_{\text{chyb}}}{s^2_{\text{celk}}}$$

$$s^2_{\text{chyb}} = \frac{\sum (x_1 - x_2)^2}{2n}$$

Kde: s^2_{celk} celková variance

s^2_{chyb} chybová variance

x_1 hodnota 1. měření

x_2 hodnota 2. měření

n počet měřených jedinců

4. VÝSLEDKY

4.1 Základní antropometrické parametry

Základní statistické charakteristiky standardně měřených antropometrických parametrů jsou uvedeny v tabulce 3. Průměrné hodnoty vyjádřené v SD skóre měly v našem souboru hodnotu $0,05 \pm 0,87$ pro tělesnou výšku, $0,04 \pm 0,92$ pro hmotnost a $-0,05 \pm 0,91$ pro BMI. Průměrná výška vsedě SDS činila $0,02 \pm 1,11$ (Prader a kol., 1989; Vignerová a kol., 2006).

V základních antropometrických parametrech se náš soubor nelišil od hodnot z CAV 2001 (Vignerová a kol., 2006). Nezaznamenali jsme sekulární trend tělesné výšky a neprokázali jsme ani očekávané zvýšení BMI. To si vysvětlujeme tím, že se jednalo o soubor velmi pohybově aktivních dětí. Ze 75 dotazníků na množství pohybu, které jsme obdrželi zpět a které jsme se nakonec rozhodli více nezahrnout do studie, jsme zjistili, že 65 dětí se denně pohybovalo 3 a více hodin venku nebo chodilo do sportovního oddílu.

4.2 Speciálně měřené parametry dolních končetin

Základní statistické charakteristiky TF, ÚP a Ch-Š jsou uvedeny v tabulce 4. Jednotlivé parametry budou popsány níže.

4.2.1 *Tibiofemorální úhel*

Průměrný TF P (vpravo) činil $6,23^\circ \pm 2,19^\circ$ (min. 1° , max. $11,5^\circ$). Průměrný TF L (vlevo) měl hodnotu $4,79^\circ \pm 2,17^\circ$ (min. -1° , max. 11°). TF P a TF L se tedy lišily o $1,43^\circ$. Předpokládáme, že se jedná o odchylku v rámci fyziologické variability dolních končetin. TF P a TF L spolu signifikantně pozitivně korelovaly na 1% hladině významnosti ($r = 0,708$, $p = 0,000$). Korelace TF P s TF L je znázorněna v grafu 1.

Varozita kolene by se po druhém roce života již u zdravých jedinců neměla vyskytovat. To se nám potvrdilo, jelikož v celém souboru byla přítomna pouze u jednoho chlapce ve věku 8,6 let, a to u levé dolní končetiny. Měla hodnotu -1° . Neutrální TF L 0° se vyskytoval u 2 dívek ve věku 7,9 a 9,7 let a jednoho chlapce ve věku 13,9 let. U pravé dolní končetiny neutrální TF naměřen nebyl. U zbylých probandů byl přítomen určitý stupeň valgozity kolene (Graf 2, Graf 3).

4.2.2 Úhel paty

Průměrná hodnota ÚP P činila $5,47^\circ \pm 3,44^\circ$ (min. -2° , max. $15,5^\circ$) a byla o $0,5^\circ$ nižší než průměrný ÚP L, dosahující hodnoty $5,97^\circ \pm 3,81^\circ$ (min. $-3,5^\circ$, max. $14,5^\circ$). ÚP P a ÚP L spolu signifikantně pozitivně korelovaly na 1% hladině významnosti ($r = 0,775$, $p = 0,000$), což je znázorněno v grafu 4.

Varozita paty se vyskytovala u 7 probandů pro ÚP P a u 4 probandů pro ÚP L, přičemž se pohybovala v rozmezí mezi $-3,5^\circ$ a $-0,5^\circ$. Pouze 3 dívky ve věku 10,6 let, 13,4 let a 13,7 let, měly oboustrannou varozitu paty. Neutrální úhel 0° se vyskytoval vzácně a byl naměřen u 7 ÚP P a 9 ÚP L. Z těchto případů neutrálního postavení paty byly pouze 3 oboustranné, a to 2 dívky ve věku 10,7 let a 11,2 let a 1 chlapec ve věku 8,9 let. Zbytek probandů mělo valgozitu paty (Graf 5, Graf 6).

4.2.3 Chippaux-Šmírákův index

Průměrný Ch-Š P byl $29,09 \% \pm 13,73 \%$ (min. 0 %, max. 64 %), průměrný Ch-Š L se rovnal $27,81 \% \pm 15,85 \%$ (min. 0 %, max. 66 %). Průměrná hodnota Ch-Š P byla tedy o 1,28 % větší než u Ch-Š L. Jelikož s rostoucím Ch-Š klesá klenba nožní, odvodili jsme, že pravá noha měla nepatrně nižší klenbu než noha levá a byla nejspíše více zatěžována. Vztah mezi Ch-Š P a Ch-Š L byl významný na 1% hladině ($r = 0,842$, $p = 0,000$). Korelace je ukázána v grafu 7.

Z rozdělení Ch-Š do skupin vysoké, normální a ploché nohy vyplynulo, že na pravé straně se v měřeném souboru vyskytovalo 7 vysokých, 100 normálních a 13 plochých nohou (Graf 8). Na levé straně byl výskyt abnormalit o něco větší, a to 11 případů vysoké nohy a 15 případů nohy ploché, normální klenba byla naměřena u 94 probandů (Graf 9). Na pravé i levé straně převažoval počet ploché nohy nad vysokou. Histogramy pro Ch-Š P a Ch-Š L jsou uvedeny v grafu 10 a 11.

4.3 Věkové změny úhlu paty

ro sledování změn ÚP s věkem byly hodnoty ÚP P a ÚP L rozčleněny do tří věkových kategorií. První věková skupina zahrnovala děti ve věku od 6 do 8,99 let, druhá od 9 do 10,99 let a třetí od 11 do 14,99 let. Kategorie byly vytvořeny tak, aby byl počet probandů mezi nimi rovnoměrně rozdělen.

S věkem jsme sledovali nejprve mírný nárůst ÚP P i ÚP L mezi první a druhou věkovou kategorií. Ve třetí věkové skupině došlo k poklesu na finální hodnotu, která byla nižší než počáteční. Průměrné hodnoty ÚP P pro první, druhou a třetí věkovou kategorii byly $5,42^\circ \pm 3,20^\circ$; $5,92^\circ \pm 3,21^\circ$ a $4,89^\circ \pm 4,05^\circ$. Pro ÚP L činily průměrné hodnoty $5,88^\circ \pm 3,22^\circ$; $6,91^\circ \pm 4,19^\circ$ a $4,77^\circ \pm 3,78^\circ$ následovně. Přes pozorované změny se průměrný ÚP P ani u ÚP L mezi jednotlivými věkovými kategoriemi významně nelišil. Odvodili jsme proto, že od 6. roku života se již ÚP signifikantně neměnil a po celou dobu vývoje od 6 do 15 let si pata zachovávala valgozní postavení. Základní statistické charakteristiky ÚP P a ÚP L a výsledky analýzy rozptylu jsou uvedeny v tabulce 5 a 6. Věkové změny ÚP P a ÚP L jsou znázorněny v grafu 12 a 13.

4.4 Závislost úhlu paty na pohlaví

Základní statistické charakteristiky ÚP P a ÚP L rozdělené podle pohlaví a výsledky dvouvýběrového t-testu jsou uvedeny v tabulce 7 a 8.

Průměrný ÚP P dosahoval u chlapců hodnoty $5,85^\circ \pm 2,79^\circ$ (min. 0° , max. 12°), u dívek $5,18^\circ \pm 3,84^\circ$ (min. -2° , max. 16°), rozdíl činil $0,67^\circ$. Průměrný ÚP L byl u chlapců $6,26^\circ \pm 3,45^\circ$ (min. -1° , max. 14°), u dívek $5,75^\circ \pm 4,06^\circ$ (min. -4° , max. 15°), s rozdílem $0,51^\circ$. Z výsledku vyplývá, že existovaly mírné rozdíly v ÚP P i ÚP L s vyššími hodnotami u chlapců, nebyly však statisticky významné ($p > 0,05$) (Graf 14, Graf 15). Mann-Whitney test nepoukázal na významný rozdíl v ÚP mezi pohlavími ani v rámci tří věkových kategorií (Tab. 9).

4.5 Vzájemné vztahy sledovaných parametrů dolních končetin

o korelační analýzy jsme zahrnuli celý soubor, tzn. všech 120 probandů. Vzájemné korelace mezi TF, ÚP a Ch-Š obou dolních končetin jsou uvedeny v tabulce 10. Vztahy mezi jednotlivými sledovanými parametry budou popsány níže.

4.5.1 *Vztah mezi tibiofemorálním úhlem a úhlem paty*

Jediná nalezená významná korelace byla mezi TF P a ÚP P ($r = -0,245$, $p = 0,007$). S rostoucí valgozitou pravého kolene se tedy významně snižovala valgozita pravé paty (Graf 16). Mezi TF P a ÚP L byla korelace naznačena ($p = 0,067$), avšak ne signifikantní. TF L nekoreloval signifikantně s ÚP P, ani s ÚP L, ačkoliv i zde korelace naznačena byla ($p = 0,056$) a předpokládáme, že u většího souboru probandů by se mohla projevit signifikantně.

4.5.2 *Vztah mezi tibiofemorálním úhlem a klenbou nožní*

Nalezli jsme signifikantní negativní korelaci na 1% hladině významnosti mezi TF P a Ch-Š L ($r = -0,259$, $p = 0,004$). Vztah TF P s Ch-Š P nebyl významný. TF L signifikantně negativně koreloval s Ch-Š P i Ch-Š L, a to na 5% hladině významnosti ($r = -0,186$, $p = 0,042$ pro Ch-Š P, $r = -0,204$, $p = 0,025$ pro Ch-Š L). Korelace mezi TF a Ch-Š byla silnější pro levou nohu. Pro náš soubor tedy platilo, že čím více TF rostl, tím nižší byl Ch-Š. S rostoucím Ch-Š klenba nožní klesá. Z výsledků tudíž vyplývá, že s rostoucí valgozitou kolen se klenba nožní zvedala. Signifikantní korelace mezi TF a Ch-Š jsou znázorněny v grafech 17, 18, 19.

4.5.3 *Vztah mezi úhlem paty a klenbou nožní*

Sledovali jsme statisticky významný vztah mezi ÚP P i ÚP L a Ch-Š P i Ch-Š L. Korelace byla signifikantní na 5% hladině významnosti. Korelační koeficienty byly následující: 0,230 pro ÚP P a Ch-Š P; 0,229 pro ÚP P a Ch-Š L; 0,189 pro ÚP L a Ch-Š P a 0,185 pro ÚP L a Ch-Š L. S rostoucí valgozitou paty obou dolních končetin rostl Ch-Š P i Ch-Š L neboli klenba nožní klesala. Signifikantní korelace jsou zobrazeny v grafech 20, 21, 22, 23.

4.6 Vztah sledovaných parametrů s BMI a tělesnou výškou

V této části jsme sledovali vztah TF, ÚP a Ch-Š s tělesnou výškou a BMI. Kromě absolutních hodnot jsme porovnávali tělesnou výšku a BMI také v SD skóre, abychom vyloučili vliv věku. Do korelační analýzy byl zahrnut celý soubor probandů. Výsledky korelační analýzy jsou shrnuty v tabulce 11.

4.6.1 Korelace s BMI

BMI ani BMI SDS nekorelovalo signifikantně s TF P ani TF L. Z toho předpokládáme, že dokud BMI zásadně nepřekročí hranici normy, nemá jeho růst vliv na zvýšení TF.

Naproti tomu byl nalezen statisticky významný vztah mezi ÚP L a BMI ($r = -0,191$, $p = 0,036$). ÚP P s BMI nekoreloval. BMI SDS nekorelovalo signifikantně s ÚP P ani ÚP L. Z toho vyplývá stejně jako u vztahu s TF, že pokud se BMI pohybuje v rámci normálních hodnot, nemá vliv na ÚP.

BMI ani BMI SDS nekorelovalo s Ch-Š P. Na druhou stranu byla nalezena signifikantní pozitivní korelace s Ch-Š L, a to na 5% hladině významnosti (Graf 24). Korelační koeficient se rovnal 0,216 pro BMI a 0,182 pro BMI SDS.

4.6.2 Korelace s tělesnou výškou

TF P ani TF L nekoreloval s tělesnou výškou (ani v SDS). Tělesná výška tedy neměla vliv na TF.

Tělesná výška (i v SDS) signifikantně negativně korelovala s ÚP L, a to na 1% hladině významnosti. Korelační koeficient měl hodnotu $-0,239$ pro tělesnou výšku a $-0,252$ pro tělesnou výšku SDS. Na druhou stranu výška nekorelovala s ÚP P, ačkoliv zde byl naznačen vztah, který by se při větším vzorku probandů mohl projevit signifikantně ($r = -0,169$, $p = 0,064$). Tomu nasvědčuje i nalezená signifikantní negativní korelace tělesné výšky SDS s ÚP P ($r = -0,183$, $p = 0,045$). Tělesná výška (i v SDS) měla vliv na ÚP. S rostoucí tělesnou výškou (i v SDS) ÚP klesal, tzn. že pata se ve frontální rovině narovnávala. Signifikantní korelace ÚP P a ÚP L s tělesnou výškou SDS jsou znázorněny v grafech 25 a 26.

Nenašli jsme významný vztah mezi tělesnou výškou (ani v SDS) s Ch-Š P a Ch-Š L. Tělesná výška bez vztahu k hmotnosti neměla vliv na výšku klenby nožní.

4.7 Spolehlivost měření

Koeficient reliability se pro všechny parametry pohyboval nad 80 %. Pro tělesnou výšku a výšku vsedě dosahoval hodnot 99 %. Pro TF P, TF L, ÚP P a ÚP L činil 89 %, 96 %, 99 % a 98 % následovně (Tab. 12). Můžeme tedy říct, že intraindividuální spolehlivost měření byla vysoká.

4.8 Srovnání dvou způsobů měření úhlů

Po srovnání ručního měření TF a ÚP úhломěrem a pomocí programu SCODIAC dosahoval koeficient reliability hodnot blízkých 100 %. Rovnal se 99 % pro TF P, TF L, ÚP P i ÚP L (Tab. 13).

5. DISKUZE

5.1 Variabilita úhlu paty a jeho korelace s věkem

Sobel a kol. (1999) naměřili u 150 zdravých amerických dětí ve věku 6–16 let průměrné $4^\circ \pm 1,1^\circ$ valgozity (min. 0° , max. 9°). Varozita nebyla naměřena ani u jednoho probanda. Korelace s věkem nebyla signifikantní ($r = -0,26$) a jednotlivé věkové kategorie (7–9; 10–13; 14–16 let) se významně nelišily ($p = 0,78$).

Waldecker a Drewitz (2005) se ve své studii zaměřili na 550 německých dětí i dospělých ve věku 5–85 let. Ani zde se signifikantní korelace ÚP s věkem nenašla ($r = -0,349$).

Hawke a kol. (2016) ve studii 30 zdravých dětí z Nového Zélandu ve věku od 7 do 15 let sledovali kromě ÚP další parametry, které vypovídají o valgozitě nebo varozitě paty, tzv. *foot posture index*. Také tato studie dochází k závěru, že valgozita paty se s věkem výrazně nemění ($r = -0,01$; $p = 0,98$).

Signifikantní negativní korelace ÚP s věkem byla nalezena pouze ve studii 261 tureckých dětí a dospělých ve věku 4–20 let ($r = -0,212$; $p = 0,005$). Valgozita paty se celkově snižovala. ÚP do 10. roku stoupal, poté výrazně klesal až do dospělosti. Průměrná hodnota ÚP činila $5,2^\circ \pm 3,3^\circ$ (Kanatli a kol., 2006). Je patrné, že se zde vývoj podstatně lišil od studie amerických dětí, ačkoliv průměrná hodnota souboru byla shodná. Možným důvodem rozdílů je odlišná etnická příslušnost a soubor měřených populací.

V našem souboru dosahoval průměrný ÚP hodnoty $5,72^\circ$, která je podobná výsledkům předchozích studií (Sobel a kol., 1999; Kanatli a kol., 2006). ÚP P činil $5,47^\circ$, ÚP L $5,97^\circ$. Asymetrie $0,5^\circ$ mezi pravou a levou dolní končetinou byla nepatrná a považujeme ji za fyziologickou. Varozita paty se vyskytovala u 7 probandů pro ÚP P a 4 probandů pro ÚP L, přičemž se pohybovala v rozmezí mezi $-3,5^\circ$ a $-0,5^\circ$. Neutrální úhel 0° se vyskytoval vzácně a byl naměřen u 7 ÚP P a 9 ÚP L.

Mezi věkové změny, které jsme sledovali, patřil mírný nárůst ÚP P a ÚP L mezi první a druhou věkovou kategorií. Ve třetí věkové skupině došlo k poklesu na finální hodnotu, která byla nižší než počáteční. Průměrný ÚP P ani u ÚP L se mezi jednotlivými věkovými kategoriemi významně nelišil ($p > 0,05$). Odvozujeme tedy, že od 6. roku života se již ÚP signifikantně neměnil a po celou dobu vývoje od 6 do 15 let si pata

zachovávala valgozní postavení. To je ve shodě s výsledky většiny dřívějších studií (Sobel a kol., 1999; Waldecker a Drewitz, 2005; Hawke a kol., 2016).

Domníváme se, že přes morfologické změny jednotlivých kostí v pubertě se jejich vzájemná pozice výrazně nemění, čímž se zachovávají biomechanicky výhodné poměry pro bipedii. Naše výsledky jsou ve shodě s názorem, že noha, která funguje při chůzi nejefektivněji, zaujímá během klidového postoje střední polohu mezi neutrální pozicí a maximální pronací, to znamená určitý stupeň valgozity a že neutrální ÚP se vyskytuje vzácně (Kirby, 2000; Waldecker a Drewitz, 2005).

5.2 Závislost úhlu paty na pohlaví

U statického ÚP nebyla nalezena korelace s pohlavím ani u dětí, ani u dospělých ($p > 0,05$) (Sobel a kol., 1999; Kanatli a kol., 2006; McKeon a Hertel, 2009; Hawke a kol., 2016).

V našem souboru měl průměrný ÚP P u chlapců hodnotu $5,85^\circ$, u dívek $5,18^\circ$, rozdíl činil $0,67^\circ$. Průměrný ÚP L byl u chlapců $6,26^\circ$, u dívek $5,75^\circ$, s rozdílem $0,51^\circ$. Přes vyšší pozorované hodnoty ÚP P i ÚP L u chlapců nebyly tyto rozdíly statisticky významné ($p > 0,05$). Nenalezli jsme významný rozdíl v ÚP mezi pohlavími ani v rámci tří věkových kategorií. Naše výsledky se tedy shodují s výsledky předchozích studií (Sobel a kol., 1999; Kanatli a kol., 2006; McKeon a Hertel, 2009; Hawke a kol., 2016).

5.3 Vztahy mezi tibiofemorálním úhlem, úhlem paty a klenbou nožní

5.3.1 Tibiofemorální úhel a úhel paty

Existují choroby, např. křivice, achondroplasie, pseudoachondroplasie, hypochondroplasie, ale i jiné metafyzární chondrodysplazie a mukopolysacharidózy, u nichž je varozita kolene umocněna varozitou paty, naopak valgozita kolene se vyskytuje ve spojení s valgozitou paty (Laradi a kol., 2006; Dunl, 2014; Povýšil a kol., 2017).

Khamis a Yizar (2007) tvrdí, že zvýšená valgozita paty (hyperpronace nohy) vede k přehnané kompenzační vnitřní rotaci tibie, což může působit přetížení kolenního kloubu a tím mít vliv na změnu TF (Khamis a Yizhar, 2007).

Norton a kol. (2015) sledovali korelaci mezi TF (místo anatomické osy měřili mechanickou) a ÚP u 324 pacientů před celkovou artroplastikou kolene. Úhly byly měřeny z rentgenových snímků dolních končetin. Došli k výsledku, že v celém souboru s rostoucí valgozitou kolene klesá valgozita paty a s rostoucí varozitou kolene naopak klesá varozita paty ($p < 0,001$) (Norton a kol., 2015).

Jediná statisticky významná korelace v našem souboru se vyskytovala mezi TF P a ÚP P ($p = 0,007$). Korelace byla negativní, to znamená, že s rostoucí valgozitou pravého kolene se snižovala valgozita pravé paty. Negativní korelace byla naznačena mezi TF a ÚP obou dolních končetin a předpokládáme, že u většího souboru by se mohla projevit signifikantně. Přes nalezenou statisticky významnou signifikanci nemůžeme tento vztah považovat za klinicky významný.

Negativní korelaci se snažíme vysvětlit následovně. U patologických případů, kde se nachází extrémní valgozita nebo varozita kolene a paty sdružená s nějakou chorobou, již tělo není schopno tyto odchylky kompenzovat tak, aby byla zachována fyziologická osa dolních končetin. U zdravých jedinců by naopak mohla být schopnost kompenzace zachována, tudíž když jeden z úhlů (TF, nebo ÚP) roste, druhý klesá. Tento předpokládaný vztah by stál za další průzkum na větším souboru dětí, případně dospělých jedinců zvláště proto, že se shoduje s výsledky dřívější studie (Norton a kol., 2015).

5.3.2 Klenba nožní a úhel paty

Plochá noha je často doprovázena valgozním postavením patní kosti (Arangio a kol., 2000; Čihák, 2001; Adamec, 2005; Reigerová a kol., 2006; Honzíková a kol., 2013; Dungl, 2014). S vysokou nohou může být naopak spojena varozita paty (Fabry, 2010; Mosca, 2010; Dungl, 2014). Jedinci s plochou nohou mají větší valgozitu paty během klidového postoje než jedinci s normální a vysokou nohou (Hillstrom a kol., 2013).

Na druhou stranu Kanatli a kol. (2006) porovnávali výšku podélné klenby nožní vyjádřené pomocí Staheliho indexu s ÚP u 261 zdravých jedinců a nenalezli mezi nimi signifikantní korelaci ($r = 0,044$; $p = 0,489$).

Z našich výsledků vyplývá, že ÚP P i ÚP L signifikantně pozitivně koreloval s Ch-Š P i Ch-Š L ($p < 0,05$). To znamená, že s rostoucí valgozitou paty oboustranně klesala výška klenby nožní. Na pravé straně byl sledovaný vztah o něco silnější ($p = 0,012$) než vlevo, což by mohlo být způsobeno větším zatěžováním pravé dolní končetiny. Vztah byl ale příliš slabý na to, abychom ho považovali za klinicky významný.

5.3.3 Klenba nožní a tibiofemorální úhel

S plochou nohou se často pojí valgozita kolen (Riegerová a kol., 2006).

Také studie 400 arabských dětí ve věku 11–16 let dochází k závěru, že ve skupině probandů s plochou nohou byla větší průměrná valgozita kolen než u skupiny s normálně klenutou nohou (Khalid a kol., 2015).

Novotná (2006) však významný vztah mezi TF a výškou klenby nožní hodnocenou pomocí 7 různých metod u českých dětí ve věku 7–11 let nenalezla ($p = 0,12$) (Novotná, 2006).

V našem souboru zdravých dětí jsme pozorovali signifikantní negativní korelaci ($p < 0,05$) mezi TF a Ch-Š, kterou jsme ale nepovažovali za klinicky významnou. Nejsilnější vztah byl mezi TF P a Ch-Š L ($p = 0,004$). Jedinou výjimku tvořil TF P a Ch-Š P, mezi nimiž korelace nebyla nalezena. S rostoucím TF se tedy zvyšovala klenba nožní, což se neshoduje s výsledky předchozích studií. Pokud ale sledujeme dolní končetinu jako celek, jsou sledované vztahy logické. Z výsledků víme, že s rostoucím TF klesá ÚP a současně s rostoucím ÚP klesá klenba nožní. Z toho vyplývá, že s rostoucím TF klenba nožní stoupá. Sledování tohoto vztahu by stálo za další výzkum zvláště kvůli stranové asymetrii.

5.4 Vliv BMI na tibiofemorální úhel, úhel paty a výšku klenby nožní

5.4.1 BMI a tibiofemorální úhel

Studie zdravých českých předškolních (4–6,99 let) i školních dětí (4–11,9 let) nachází signifikantní pozitivní korelaci mezi TF a BMI (Arazi a kol., 2001; Zemková a kol., 2004; Dirbáková, 2005; Petrášová, 2005; Kratochvílová, 2006; Petrášová a kol., 2012).

Petrášová a kol. (2012) a další studie sledovali zdravé školní děti ve věku 4–11,9 let a našli významnou pozitivní korelaci mezi BMI a TF. Průměrné BMI činilo $16,24 \text{ kg/m}^2$, BMI SDS bylo 0,45 a průměrné TF mělo hodnotu $7,01^\circ$ (Dirbáková, 2005; Petrášová, 2005; Kratochvílová, 2006; Petrášová a kol., 2012).

Bafor a kol. (2012) naměřili 471 zdravých nigerijských dětí ve věku 3–10 let s BMI pod 85. percentilem. Došli k závěru, že BMI signifikantně negativně koreluje s TF ($r = -0,210$), tedy že BMI nepřekračující hranici normy nemá vliv na zvýšení valgosity kolene (Bafor a kol., 2012).

Taylor a kol. (2006) srovnávali 227 dětí s nadváhou a 128 dětí bez ní, TF byl měřen z rentgenových snímků. Ve skupině dětí s nadváhou a obezitou byla významně větší frekvence výskytu abnormálních odchylek od fyziologického TF (11 %) než u dětí bez nadváhy (< 3,2 %). Nebyl ovšem nalezen signifikantní rozdíl v TF mezi skupinou dětí s nadváhou a bez ní (Taylor a kol., 2006).

Kuni a kol. (2015) na druhou stranu nalézá signifikantní rozdíl v TF mezi 46 dětmi s nadváhou nebo obezitou (> 90. percentil) a 42 dětmi s normálním BMI ($p \leq 0,001$ pro dívky; $p = 0,003$ pro chlapce) (Kuni a kol., 2015).

Nenašli jsme významnou korelaci BMI ani BMI SDS s TF, což je v rozporu s předchozími českými studiemi (Dirbáková, 2005; Petrášová, 2005; Kratochvílová, 2006; Petrášová a kol., 2012). Průměrné BMI v našem souboru dosahovalo hodnot 17 kg/m^2 , BMI SDS bylo lehce podprůměrné, a to $-0,05$. Průměrná hodnota TF pro obě dolní končetiny byla $5,51^\circ$. Naš soubor měl tedy nižší BMI SDS a současně nižší TF než ve studiích dětí stejného věkového rozpětí (Dirbáková, 2005; Petrášová, 2005; Kratochvílová, 2006; Petrášová a kol., 2012). V našem souboru se vyskytovali pouze

3 jedinci s obezitou (BMI SDS > 2). Zajímavé je, že TF se u nich pohyboval v rámci normy a nepřesáhl 7°.

BMI ovšem nedokáže rozlišit svalovou složku od tukové. Víme z dotazníků, že děti v našem souboru byly velmi pohybově aktivní, a tudíž by u nich měla převládat svalová tkáň. Předpokládáme, že dokud BMI výrazně nepřekročí hranici normy (BMI SDS > 2,5), nepůsobí jeho nárůst zvýšenou valgozitou kolen a ani nad touto hranicí deformity působit nemusí. K lepšímu porozumění vlivu obezity na BMI by bylo potřeba srovnat dostatečně velký soubor jedinců s BMI v rámci normy se souborem probandů s nadváhou a obezitou.

5.4.2 BMI a úhel paty

Sobel a kol. (1999) sice přímo nesledovali vztah ÚP s BMI, ale nenalezli signifikantní korelaci s hmotností ($r = 0,094$), ani tělesnou výškou ($r = 0,118$). Ze svých výsledků odvodili, že vyšší a těžší děti neměly vyšší valgozitu paty.

Hawke a kol. (2016) také nenašli významný vztah mezi BMI a valgozitou paty ($r = 0,16$; $p = 0,48$), ačkoliv ve své studii sledoval kromě ÚP dalších 5 parametrů, které definují postavení patní kosti ve frontální rovině, tzv. *foot posture index*.

V našem souboru byla nalezena signifikantní negativní korelace mezi ÚP L a BMI ($r = -0,191$, $p < 0,05$). ÚP P s BMI nekoreloval. BMI SDS významně nekorelovalo s ÚP P ani ÚP L. Výsledky jsou ve shodě s výsledky předchozích studií (Sobel a kol., 1999; Hawke a kol., 2016). Odvodili jsme, že pokud se BMI pohybuje v rámci normálních hodnot, nemá vliv na ÚP.

5.4.3 BMI a klenba nožní

S BMI překračující fyziologickou normu, ať už u dětí s nadváhou, nebo obezitou, se významně zvyšovala prevalence ploché nohy (Sachithanandam a Joseph, 1995; Chen a kol., 2011; Ezema a kol., 2014). Nejvyšší prevalence ploché byla u dětí obézních (53,4 %), nejmenší naopak u dětí podvyživených (13,1 %) (Ezema a kol., 2014).

Chen a kol. (2013) pozoroval signifikantně vyšší BMI u skupiny dětí s plochou nohou než u skupiny s normální klenbou ($p < 0,001$).

Také u španělských dětí ve věku 6–12 let byl významný rozdíl ve výšce klenby nožní mezi dětmi s nadváhou a obezitou, stejně jako byl mezi skupinou s normálním BMI a skupinou obézní (Jiménez-Ormeño a kol., 2013).

Vangara a kol. (2016) sledoval vztah mezi BMI a výškou klenby nožní vyjádřenou pomocí *arch indexu* u 360 zdravých indických dětí ve věku od 3 do 15 let. Korelace nebyla statisticky významná.

Novotná (2006) nenašla signifikantní korelaci BMI (ani v SDS) s Ch-Š. Po porovnání probandů s těžkým stupněm plochonoží a probandů s vysokou nohou našla ovšem významné rozdíly v BMI (i v SDS) ($p < 0,05$).

V našem souboru se vyskytovala statisticky signifikantní pozitivní korelace BMI (i v SDS) s Ch-Š L ($p < 0,05$), nebyla ovšem klinicky významná. To znamená, že s rostoucím BMI (i SDS) klesala levá klenba nožní. Naopak s Ch-Š P se korelace nepotvrdila.

5.5 Vliv tělesné výšky na tibiofemorální úhel, úhel paty a výšku klenby nožní

5.5.1 Tělesná výška a tibiofemorální úhel

U zdravých českých i tureckých dětí ve věku 4–11 let a 3–17 let byla signifikantní pozitivní korelace s tělesnou výškou (i v SDS) přítomna ($p = 0,019$; $p = 0,000$) (Arazi a kol., 2001; Petrášová a kol., 2012). Petrášová a kol. (2012) použili pro měření TF fotografickou metodu, Arazi a kol. (2001) metodu klinickou.

Mathew a Madhuri (2013) naopak u 360 indických dětí od 5. roku výše našli signifikantní negativní korelaci TF s tělesnou výškou ($r = -0,5065$, $p < 0,001$) (Mathew a Madhuri, 2013).

Cahuzac a kol. (1995) sledovali ve své studii 427 evropských dětí ve věku 10–16 let. Saini a kol. (2010) naměřili 215 indických dětí od 2 do 15 let. Obě studie měřily TF klinickou metodou pomocí goniometru u zdravých dětí. Ani jedna neprokázala

signifikantní korelaci mezi TF a tělesnou výškou, a to v žádné věkové kategorii (Cahuzac a kol., 1995; Saini a kol., 2010).

V našem souboru jsme nenalezli signifikantní korelaci mezi TF a tělesnou výškou, ani TF a tělesnou výškou SDS ($p > 0,05$). Naše výsledky se tedy shodují s některými předchozími studiemi (Cahuzac a kol., 1995; Saini a kol., 2010). Možným vysvětlením je, že samotná tělesná výška bez vztahu k hmotnosti neodráží stupeň biomechanické zátěže, která na dolní končetiny působí.

5.5.2 Tělesná výška a úhel paty

Sobel a kol. (1999) dochází ve studii 150 amerických dětí ve věku 6–16 let k výsledku, že ÚP nekoreluje s tělesnou výškou (Sobel a kol., 1999).

Naše výsledky jsou překvapivé a neshodují se s výsledky dřívější studie. Tělesná výška našeho souboru signifikantně negativně korelovala s ÚP L ($p = 0,009$). Na druhou stranu s ÚP P nebyla nalezena významná korelace. Byl zde nicméně naznačen vztah, který by se u většího souboru mohl projevit signifikantně ($p = 0,064$). Tělesná výška v SDS signifikantně negativně korelovala s ÚP P i ÚP L, přičemž korelace s ÚP L byla významnější ($p = 0,045$ pro ÚP P, $p = 0,005$ pro ÚP L). Ani přes statistickou významnost nejsou tyto vztahy klinicky významné.

Rozdíly ve výsledcích mohou být způsobeny podobnými, ale ne zcela shodnými metodami měření ÚP. Sobel (1999) měřil ÚP klinicky z narýsované bisekce Achillovy šlachy, zatímco my jsme použili metodu fotografickou a místo měkkých tkání jsme vycházeli z hmatných útvarů na kostech.

5.5.3 Tělesná výška a klenba nožní

Chen a kol. (2013) našli ve studii 580 dětí ve věku 3 až 5,99 let významný rozdíl v tělesné výšce mezi skupinou s plochou a normální nohou ($p < 0,001$), přičemž jedinci s plochou nohou byli nižší. K rozřazení do skupin podle výšky klenby nožní použili Ch-Š metodu. Nesledovali ovšem přímou korelaci mezi tělesnou výškou a Ch-Š (Chen a kol., 2013).

Vangara a kol. (2016) dochází k podobným výsledkům, a to že s rostoucí tělesnou výškou klenba nožní stoupá ($p = 0,000$). Do své studie zahrnul 360 zdravých indických

dětí ve věku od 3 do 15 let, kteří chodili habituálně neobutí. K posouzení výšky klenby nožní použil jinou metodu než my, tzv. *arch index*.

Novotná (2006) významnou korelaci tělesné výšky (ani v SDS) s Ch-Š nenašla. Ve své práci měřila zdravé české děti ve věku 7–11 let.

V našem souboru nekorelovala tělesná výška (ani v SDS) s Ch-Š P, ani Ch-Š L, výsledky se tedy shodovaly s předchozí českou studií (Novotná, 2006). Zvyšování klenby nožní s rostoucí tělesnou výškou u mladších dětí by mohlo být způsobeno spíše věkovými změnami a vývojem klenby nožní cca do věku 6 let (Chen a kol., 2013; Vangara a kol., 2016). Od 6. roku už se klenba příliš nezvedá, proto jsme významné změny s rostoucí tělesnou výškou nezaznamenali.

6. ZÁVĚR

Na souboru 120 zdravých školních dětí ve věku od 6 do 14,99 let byly změřeny následující parametry – tělesná výška, výška vsedě, hmotnost, TF, ÚP a Ch-Š.

Cílem práce bylo vytvořit referenční údaje a zjistit variabilitu úhlu paty pro využití v ortopedické praxi za účelem odlišení normy od patologie, plánování operací a sledování úspěšnosti léčby. Průměrná hodnota ÚP P činila $5,47^\circ \pm 3,44^\circ$ a byla o $0,5^\circ$ nižší než průměrný ÚP L, dosahující hodnoty $5,97^\circ \pm 3,81$. Varozita paty se vyskytovala u 7 probandů pro ÚP P a u 4 probandů pro ÚP L. Neutrální úhel 0° se vyskytoval vzácně a byl naměřen u 7 ÚP P a 9 ÚP L. Zbytek probandů měl valgozitu paty.

První hypotéza, kterou jsme předpokládali, byla ta, že ÚP se po 6. roce již významně nemění a neliší se mezi pohlavími. Změny, které jsme u průměrných ÚP P a ÚP L sledovali mezi třemi věkovými kategoriemi, nebyly statisticky významné. ÚP se s věkem signifikantně neměnil a pata si zachovávala valgozní postavení. Rozdíl mezi chlapci a dívkami nebyl signifikantní, a to jak v celém souboru, tak v rámci tří věkových kategorií. Hypotéza se nám tudíž potvrdila.

Druhá hypotéza, kterou jsme předpokládali na základě znalosti patologických případů, byla, že s rostoucím ÚP roste TF. Tato hypotéza se nám nepotvrdila. Jediná statisticky významná korelace, kterou jsme našli, byla mezi TF P a ÚP P, byla ale negativní a nepovažujeme ji za klinicky významnou. S rostoucí valgozitou pravého kolene se významně snižovala valgozita pravé paty. U levé dolní končetiny korelace nebyla signifikantní. Je tedy vidět, že u zdravých jedinců jsou vztahy mezi TF a ÚP jiné než u nemocných.

Za třetí jsme předpokládali, že s rostoucím TF a ÚP klesá klenba nožní, stejně jako tomu je u jedinců s plochou nohou. Z našich výsledků vyplývá, že ÚP významně pozitivně koreloval s Ch-Š. S rostoucí valgozitou paty oboustranně rostl Ch-Š, tím pádem klesala výška klenby nožní. Naopak vztah mezi TF a klenbou nožní byl opačný, než jsme očekávali a s rostoucím TF se klenba nožní zvyšovala. Jedinou výjimku tvořil vztah TF P a Ch-Š P, mezi nimiž korelace nebyla nalezena. Ani jeden z výše zmíněných vztahů nebyl

dostatečně silný, abychom ho považovali za klinicky významný. Hypotéza se nám nepotvrdila.

Čtvrtou hypotézou bylo, že se zvyšujícím se BMI (i v SDS) roste tibiofemorální úhel a úhel paty, naopak klenba nožní klesá. Tuto hypotézu jsme předpokládali na základě výsledků dřívějších publikací, ačkoliv u ÚP tato otázka nebyla dostatečně prozkoumána. Nenašli jsme významnou korelaci BMI ani BMI SDS s TF. Stejně tak BMI SDS významně nekorelovalo s ÚP ani jedné dolní končetiny. Naopak byla nalezena signifikantní negativní korelace mezi ÚP L a BMI. ÚP P s BMI nekoreloval. V našem souboru se vyskytovala signifikantní pozitivní korelace BMI i BMI SDS s Ch-Š L. To znamená, že s rostoucím BMI (i SDS) klesala levá klenba nožní. Na druhou stranu s Ch-Š P se korelace nenalezla. Sledované statisticky signifikantní korelace nemůžeme považovat za klinicky významné. Hypotézu jsme nepotvrdili.

Pátá hypotéza, kterou jsme stanovili, byla, že samotná tělesná výška bez vztahu k hmotnosti nemá významný vliv na tibiofemorální úhel, úhel paty, ani na výšku klenby nožní. Nenalezli jsme signifikantní korelaci mezi TF a tělesnou výškou (ani v SDS). Naopak tělesná výška v SDS signifikantně negativně korelovala s ÚP P i ÚP L. Také tělesná výška signifikantně negativně korelovala s ÚP L, s ÚP P se významná korelace nepotvrdila. Přes statistickou významnost mezi některými parametry nejsou tyto vztahy klinicky významné. V našem souboru nekorelovala tělesná výška (ani v SDS) významně s Ch-Š P, ani Ch-Š L. Hypotéza se nám kvůli nalezeným statisticky významným vztahům s ÚP nepotvrdila.

7. SEZNAM LITERATURY

- Abolarin T, Aiyegbusi A, Tella A, Akinbo S. 2011. Predictive factors for flatfoot: The role of age and footwear in children in urban and rural communities in South West Nigeria. *Foot* 21:188–192.
- Abu-Rajab RB, Deakin AH, Kandasami M, McGlynn J, Picard F, Kinninmonth AWG. 2015. Hip–knee–ankle radiographs are more appropriate for assessment of post-operative mechanical alignment of total knee arthroplasties than standard AP knee radiographs. *J Arthroplasty* 30:695–700.
- Adamec O. 2005. Plochá noha v dětském věku – diagnostika a terapie. *Pediatr pro praxi* 4:194–196.
- Aiello L, Dean C. 2002. An introduction to human evolutionary anatomy. London: Elsevier Ltd.
- Anon. 2015. Does BMI variation change the height of foot arch in healthy adults: a cross sectional study. *Foot Ankle Online J* 8.
- Arangio GA, Philippy DC, Xiao D, Gu W-K, Salathe EP. 2000. Subtalar pronation – relationship to the medial longitudinal arch loading in the normal foot. *Foot Ankle Int* 21:216–220.
- Arazi M, Öğün TC, Memik R. 2001. Normal development of the tibiofemoral angle in children: a clinical study of 590 normal subjects from 3 to 17 years of age. *J Pediatr Orthop* 21:264–267.
- Aström M, Arvidson T. 1995. Alignment and joint motion in the normal foot. *J Orthop Sports Phys Ther* 22:216–222.
- Bafor A, Omota B, Ogbemudia AO. 2012. Correlation between clinical tibiofemoral angle and body mass index in normal Nigerian children. *Int Orthop* 36:1247–1253.
- Berciano J, Gallardo E, García A, Pelayo-Negro AL, Infante J, Combarros O. 2011. New insights into the pathophysiology of pes cavus in Charcot-Marie-Tooth disease type 1A duplication. *J Neurol* 258:1594–1602.
- Beynnon BD, Bernstein IM, Belisle A, Brattbakk B, Devanny P, Risinger R, Durant D. 2005. The Effect of Estradiol and Progesterone on Knee and Ankle Joint Laxity. *Am J Sports Med* 33:1298–1304.
- Boero S, Michelis MB, Riganti S. 2011. Use of the eight-plate for angular correction of knee deformities due to idiopathic and pathologic physis: initiating treatment according to etiology. *J Child Orthop* 5:209–216.
- Boffeli TJ, Waverly BJ. 2016. Angle and base of gait long leg axial and intraoperative simulated weightbearing long leg axial imaging to capture true frontal plane tibia to calcaneus alignment in valgus and varus deformities of the rearfoot and ankle. *J Foot Ankle Surg* 55:1043–1051.

- Böhm H, Stief F, Sander K, Hösl M, Döderlein L. 2015. Correction of static axial alignment in children with knee varus or valgus deformities through guided growth: Does it also correct dynamic frontal plane moments during walking? *Gait Posture* 42:394–397.
- 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* 32:564–571.
- Brockett CL, Chapman GJ. 2016. Biomechanics of the ankle. *Orthop Trauma* 30:232–238.
- Büber N, Zanetti M, Frigg A, Saupe N. 2017. Assessment of hindfoot alignment using MRI and standing hindfoot alignment radiographs (Saltzman view). *Skeletal Radiol* 47:19–24.
- Buchanan KR, Davis IS. 2005. The relationship between forefoot, midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. *J Orthop Sports Phys Ther* 35:559–566.
- Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. 2015. Foot posture and function have only minor effects on knee function during barefoot walking in healthy individuals. *Clin Biomech* 30:431–437.
- Burssens A, Van Herzele E, Leenders T, Clockaerts S, Buedts K, Vandeputte G, Victor J. 2018. Weightbearing CT in normal hindfoot alignment – Presence of a constitutional valgus? *Foot Ankle Surg* 24:213–218.
- Burssens A, Peeters J, Buedts K, Victor J, Vandeputte G. 2016. Measuring hindfoot alignment in weight bearing CT: A novel clinical relevant measurement method. *Foot Ankle Surg* 22:233–238.
- Caetano EB, Serafim AG, Padoveze EH. 2007. Study of the collo-diaphyseal angle of the femur of corpses in the anatomy department of the PUC-SP medical school. *Int J Morphol* 25:285–288.
- Cahuzac JP, Vardon D, Gauzy JS. 1995. Developement of the clinical tibiofemoral angle in normal adolescents. A study of 427 normal subjects from 10 to 15 years of age. *J Bone Jt Surg* 77:729–732.
- de Cesar Netto C, Kunas GC, Soukup D, Marinescu A, Ellis SJ. 2018. Correlation of clinical evaluation and radiographic hindfoot alignment in stage II adult-acquired flatfoot deformity. *Foot Ankle Int* 39:771–779.
- Chen KC, Tung LC, Yeh CJ, Yang JF, Kuo JF, Wang CH. 2013. Change in flatfoot of preschool-aged children: a 1-year follow-up study. *Eur J Pediatr* 172:255–260.
- Chen KC, Yeh CJ, Tung LC, Yang JF, Yang SF, Wang CH. 2011. Relevant factors influencing flatfoot in preschool-aged children. *Eur J Pediatr* 170:931–936.
- Cheng JCY, Chan PS, Chaing SC, Hui PW. 1991. Angular and rotational profile of the lower limb in 2630 Chinese children. *J Pediatr Orthop* 11:154–161.

- Cherian JJ, Kapadia BH, Banerjee S, Jauregui JJ, Issa K, Mont MA. 2014. Mechanical, anatomical, and kinematic axis in TKA: concepts and practical applications. *Curr Rev Musculoskelet Med* 7:89–95.
- Chuckpaiwong B, Nunley JA, Mall NA, Queen RM, Krzyzewski MW. 2008. The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait Posture* 28:405–411.
- Cicuttini F, Wluka A, Hankin J, Wang Y. 2004. Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis. *Rheumatology* 43:321–324.
- Čihák R. 2001. *Anatomie 1*. Praha: Grada Publishing.
- Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss U, Bryant T, Costigan P. 1997. Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. *Osteoarthr Cartil* 5:39–47.
- Cooke TD V, Sled EA, Scudamore RA. 2007. Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement. *J Rheumatol* 34:1796–1801.
- Cornwall MW, McPoil TG. 2004. Influence of rearfoot postural alignment on rearfoot motion during walking. *Foot* 14:133–138.
- Čulík J, Mařík I. 2002. Nomogramy pro určování tibiofemorálního úhlu. *Pohyb ústrojí* 9:81–89.
- D'Août K, Pataky TC, De Clercq D, Aerts P. 2009. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Sci* 1:81–94.
- Dirbáková S. 2005. Ověření metody stanovení tibiofemorálního úhlu u dívek v předškolním věku. Diplomová práce. Praha. Přírodovědecká fakulta UK..
- Dungl P. 2014. *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Engel GM, Staheli LT. 1974. The natural history of torsion and other factors influencing gait in childhood: a study of the angle of gait, tibial torsion, knee angle, hip rotation and development of the arch in normal children. *Clin Orthop* 99:12–17.
- Eriksen H, Gribble PA. 2012. Sex differences, hormone fluctuations, ankle stability, and dynamic postural control. *J Athl Train* 47:143–148.
- Ezema CI, Abaraogu UO, Okafor GO. 2014. Flat foot and associated factors among primary school children: A cross-sectional study. *Hong Kong Physiother J* 32:13–20.
- Fabry G. 2010. Clinical practice: Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children. *Eur J Pediatr* 169:529–534.
- Ferguson DO, Fernandes JA. 2016. Lower limb alignment. *Orthop Trauma* 30:539–546.
- Fraser JJ, Feger MA, Hertel J. 2016. Midfoot and forefoot involvement in lateral ankle sprains and chronic ankle instability. Part I: anatomy and biomechanics. *Int J Sports Phys Ther* 11:992–1005.

- Frouz M, Králík M. 2015. Fotografie v biologické antropologii. Brno: Masarykova univerzita.
- Furgal W, Adamczyk A. 2008. Foot arch formation in children depending on physical activity level. *Med Sport* 24:311–317.
- Goldblatt JP, Richmond JC. 2003. Anatomy and biomechanics of the knee. *Oper Tech Sports Med* 11:172–186.
- Haight HJ, Dahm DL, Smith J, Krause DA. 2005. Measuring standing hindfoot alignment: reliability of goniometric and visual measurements. *Arch Phys Med Rehabil* 86:571–575.
- Harcourt-Smith WEH, Aiello LC. 2004. Fossils, feet and the evolution of human bipedal locomotion. *J Anat* 204:403–416.
- Harcourt-Smith WHE. 2010. The first hominins and the origins of bipedalism. *Evol Educ Outreach* 3:333–340.
- Hawke F, Rome K, Evans AM. 2016. The relationship between foot posture, body mass, age and ankle, lower-limb and whole-body flexibility in healthy children aged 7 to 15 years. *J Foot Ankle Res* 9:1–5.
- Hicks JH. 1954. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat* 88:25–30.
- Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, Chow BS, Deland JT. 2013. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture* 37:445–451.
- Hollander K, De Villiers JE, Sehner S, Wegscheider K, Braumann KM, Venter R, Zech A. 2017. Growing-up (habitually) barefoot influences the development of foot and arch morphology in children and adolescents. *Sci Rep* 7:1–9.
- Honzíková L, Kuboňová E, Svoboda Z, Janura M, Rosický J. 2015. Vliv valgozity paty na pohyb nohy při chůzi u dětí ve věku 3 až 8 let. *Česko-Slovenská Pediatr* 70:323–328.
- Honzíková L, Svoboda Z, Janura M, Rosický J, Martinasková E. 2013. Vztah valgozity paty, typologie a biomechaniky nohy u dětí. *Rehabil Fyz Lek* 20:71–76.
- Hunt AE, Fahey AJ, Smith RM. 2000. Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Aust J Physiother* 46:9–16.
- Jarvis HL, Nester CJ, Jones RK, Williams A, Bowden PD. 2012. Inter-assessor reliability of practice based biomechanical assessment of the foot and ankle. *J Foot Ankle Res* 5:1–10.
- Jiménez-Ormeño E, Aguado X, Delgado-Abellán L, Mecerreyes L, Alegre LM. 2013. Foot morphology in normal-weight, overweight, and obese schoolchildren. *Eur J Pediatr* 172:645–652.
- Kadambande S, Khurana A, Debnath U, Bansal M, Hariharan K. 2006. Comparative anthropometric analysis of shod and unshod feet. *Foot* 16:188–191.

- Kanatli U, Gözil R, Besli K, Yetkin H, Bölükbaşı S. 2006. The relationship between the hindfoot angle and the medial longitudinal arch of the foot. *Foot ankle Int* 27:623–627.
- Keenan A, Bach TM. 2006. Clinicians' assessment of the hindfoot: a study of reliability. *Foot Ankle Int* 27:451–460.
- Kelly LA, Cresswell AG, Racinais S, Whiteley R, Lichtwark G. 2014. Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *J R Soc Interface* 11:1–9.
- Kernozek TW, Ricard MD. 1990. Foot placement angle and arch type: effect on rearfoot motion. *Arch Phys Med Rehabil* 71:988–991.
- Khalid Z, Rai MA, Mobeen B, Amjad I. 2015. Pes planus & genu valgum; factors associated. *Prof Med J* 22:1237–1244.
- Khamis S, Yizhar Z. 2007. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture* 25:127–134.
- Kirby K. 2000. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *J Am Podiatr Med Assoc* 90:30–34.
- Klavina A, Galeja Z. 2017. Relationship between postural alignment in standing by photogrammetry and static balance in children with disabilities. *Soc Integr Educ Proc Int Sci Conf* 3:359–367.
- Klementa J. 1988. *Somatometrie nohy*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Kratochvílová M. 2006. Vývoj tibiofemorálního úhlu u dětí ve věku 7 až 11 let. Diplomová práce. Praha. Přírodovědecká fakulta UK..
- Krishan K. 2008. Estimation of stature from footprint and foot outline dimensions in Gujjars of North India. *Forensic Sci Int* 175:93–101.
- Kuni B, Rühling NE, Wagner F, Hegar U, Roth C, Schmitt H. 2015. Do overweight children stand on valgus knees? *Dtsch Z Sportmed* 66:332–336.
- Lamm BM, Stasko PA, Gesheff MG, Bhav A. 2016. Normal Foot and Ankle Radiographic Angles, Measurements, and Reference Points. *J Foot Ankle Surg* 55:991–998.
- Langley B, Cramp M, Morrison SC. 2016. Clinical measures of static foot posture do not agree. *J Foot Ankle Res* 9:1–6.
- Laradi S, Tukul T, Khediri S, Shabbeer J, Erazo M, Chkioua L, Chaabouni M, Ferchichi S, Miled A, Desnick RJ. 2006. Mucopolysaccharidosis type IV: N-acetylgalactosamine-6-sulfatase mutations in Tunisian patients. *Mol Genet Metab* 87:213–218.
- Lee EC, Kim MO, Kim HS, Hong SE. 2017. Changes in resting calcaneal stance position angle following insole fitting in children with flexible flatfoot. *Ann Rehabil Med* 41:257–265.

- Lintz F, Welck M, Bernasconi A, Thornton J, Cullen NP, Singh D, Goldberg A. 2017. 3D biometrics for hindfoot alignment using weightbearing CT. *Foot Ankle Int* 38:684–689.
- Mansour E, Yaacoub JJ, Bakouny Z, Assi A, Ghanem I. 2017. A podoscopic and descriptive study of foot deformities in patients with Down syndrome. *Orthop Traumatol Surg Res* 103:123–127.
- Mařík I, Zemková D, Myslivec R, Petrášová Š, Hyánková E, Maříková A, Hudáková O. 2010. Deformity dolních končetin u dětí: diagnostika, monitorování a léčení. *Vox Pediatr* 10:16–20.
- Martin R, Saller K. 1957. *Lehrbuch der anthroologie in systemtischer darstellung*. Stuttgart: Fisher.
- Mashhadi M. 2017. Foot arch index during Jana's short-foot maneuver in subjects with excessively pronated feet. *Med Sport* 13:2935–2939.
- Masouros SD, Bull AMJ, Amis AA. 2010. Biomechanics of the knee joint. *Orthop Trauma* 24:84–91.
- Mathew SE, Madhuri V. 2013. Clinical tibiofemoral angle in south Indian children. *Bone Joint Res* 2:155–161.
- Matsuda S, Fukubayashi T, Hirose N. 2017. Characteristics of the foot static alignment and the plantar pressure associated with fifth metatarsal stress fracture history in male soccer players: a case-control study. *Sport Med - Open* 3:1–7.
- McCrory JL, Young MJ, Boulton AJM, Cavanagh R. 1997. Arch index as a predictor of arch height. *Foot* 7:79–81.
- Mcdaniel G, Mitchell KL, Charles C, Kraus VB. 2010. A comparison of five approaches to measurement of anatomic knee alignment from radiographs. *Osteoarthr Cartil* 18:273–277.
- McKeon JMM, Hertel J. 2009. Sex differences and representative values for 6 lower extremity alignment measures. *J Athl Train* 44:249–255.
- Menz HB. 1995. Clinical hindfoot measurement: a critical review of the literature. *Foot* 5:57–64.
- Mesa PAS, Yamhure FH. 2009. Percutaneous hemi-epiphysiodesis using transphyseal cannulated screws for genu valgum in adolescents. *J Child Orthop* 3:397–403.
- Mohd-Karim M, Sulaiman A, Munajat I, Syurahbi A. 2015. Clinical measurement of the tibio-femoral angle in Malay children. *Malaysian Orthop J* 9:9–12.
- Moncrieff MJ, Livingston L a. 2009. Reliability of a digital-photographic-goniometric method for coronal-plane lower limb measurements. *J Sport Rehabil* 18:296–315.
- Morvová Z. 2016. Stopy jako ukazatele vlastností homininů a anatomicky moderních lidí. *Bakalářská práce. Praha. Přírodovědecká fakulta UK.*
- Mosca VS. 2010. Flexible flatfoot in children and adolescents. *J Child Orthop* 4:107–121.

- 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* 35:389–394.
- Němejčova E, Chládek P, Rybka D, Schejbalova A, Trč T. 2015. Vertikální talus: střednědobé výsledky operační terapie. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 82:348–352.
- Neri T, Barthelemy R, Tourné Y. 2017. Radiologic analysis of hindfoot alignment: comparison of meary, long axial, and hindfoot alignment views. *Orthop Traumatol Surg Res* 103:1211–1216.
- Nguyen A-D, Boling MC, Slye CA, Hartley EM, Parisi GL. 2013. Various methods for assessing static lower extremity alignment: implications for prospective risk-factor screenings. *J Athl Train* 48:248–257.
- Norton AA, Callaghan JJ, Amendola A, Phisitkul P, Wongsak S, Liu SS, Fruehling-Wall C. 2015. Correlation of knee and hindfoot deformities in advanced knee OA: compensatory hindfoot alignment and where it occurs. *Clin Orthop Relat Res* 473:166–174.
- Novotná E. 2006. Zhodnocení stavu klenby nožní a vybraných parametrů u dětí ve věku 7 až 11 let. Diplomová práce. Praha. Přírodovědecká fakulta UK.
- Omololu B, Tella A, Ogunlade SO, Adeyemo AA, Adebisi A, Alonge TO, Salawu SA, Akinpelu AO. 2003. Normal values of knee angle, intercondylar and intermalleolar distances in Nigerian children. *West Afr J Med* 22:301–304.
- Onodera AN, Sacco ICN, Morioka EH, Souza PS, Sá MR de, Amadio AC. 2008. What is the best method for child longitudinal plantar arch assessment and when does arch maturation occur? *Foot* 18:142–149.
- Oyewole OO, Akinpelu AO, Odole AC. 2013. Development of the tibiofemoral angle in a cohort of Nigerian children during the first 3 years of life. *J Child Orthop* 7:167–173.
- Papuga MO, Burke JR. 2011. The reliability of the associate platinum digital foot scanner in measuring preaviously developed footprint characteristics: a technical note. *J Manipulative Physiol Ther* 34:114–118.
- Paton J, Glasser S, Collings R, Marsden J. 2016. Getting the right balance: insole design alters the static balance of people with diabetes and neuropathy. *J Foot Ankle Res* 9:1–12.
- Payne C, Richardson M. 2000. Changes in the measurement of neutral and relaxed calcaneal stance positions with experience. *Foot* 10:81–83.
- Petrášová Š, Zemková D, Dirbáková S, Mařík I. 2005. Stanovení tibiofemorálního úhlu a naplánování epifyzeodézy: kazuistické sdělení. *Pojivové ústrojí* 12:8–14.
- Petrášová Š, Zemková D, Mařík I. 2012. Vývoj tibiofemorálního úhlu u českých dětí ve věku od 4 do 11,9 let. *Anthropometrická studie. Pohyb ústrojí* 19:63–73.

- Petrášová Š. 2005. Ověření metody stanovení tibiofemorálního úhlu u chlapců v předškolním věku. Diplomová práce. Praha. Přírodovědecká fakulta UK..
- Petrovický P a spol. 2001. Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi I. - pohybové ústrojí. Praha: Osveta.
- Pickering S, Armstrong D. 2012. Focus on alignment in total knee replacement. *J Bone Jt Surg*:1–3.
- Povýšil C, Horák M, Mařík I, Maříková A. 2017. Patomorfologie chorob kostí a kloubů. Praha: Galén.
- Prader A, Largo RH, Molinari L, Issler C. 1989. Physical growth of Swiss children from birth to 20 years of age. First Zurich longitudinal study of growth and development. *Helv Paediatr Acta Suppl* 52:1–125.
- Razeghi M, Batt ME. 2002. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture* 15:282–291.
- Reilingh ML, Beimers L, Tuijthof GJM, Stufkens SAS, Maas M, Van Dijk CN. 2010. Measuring hindfoot alignment radiographically: the long axial view is more reliable than the hindfoot alignment view. *Skeletal Radiol* 39:1103–1108.
- Ribeiro AP, Sacco ICN, Dinato RC, João SMA. 2016. Relationships between static foot alignment and dynamic plantar loads in runners with acute and chronic stages of plantar fasciitis: a cross-sectional study. *Brazilian J Phys Ther* 20:87–95.
- Riegerová J, Přidalová M, Ulbrichová M. 2006. aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu. Olomouc: Hanex.
- Robinson I, Dyson R, Halson-Brown S. 2001. Reliability of clinical and radiographic measurement of rearfoot alignment in a patient population. *Foot* 11:2–9.
- Sacco IC., Albert S, Queuroz BWC, Pripas D, Kieking I, Kimura AA, Sellmer AE, Malvestio RA, Sera MT. 2007. Reliability of photogrammetry in relation to goniometry for postural lower limb assessment. *Rev Bras Fisioter* 11:411–417.
- Sacco ICN, Picon AP, Ribeiro AP, Sartor CD, Camargo-Junior F, Macedo DO, Mori ETT, Monte F, Yamate GY, Neves JG, Kondo VE, Aliberti S. 2012. Effect of image resolution manipulation in rearfoot angle measurements obtained with photogrammetry. *Brazilian J Med Biol Res* 45:806–810.
- Sachithanandam V, Joseph B. 1995. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 1846 skeletally mature persons. *J Bone Joint Surg Br* 77:254–257.
- Saini UC, Bali K, Sheth B, Gahlot N, Gahlot A. 2010. Normal development of the knee angle in healthy Indian children: a clinical study of 215 children. *J Child Orthop* 4:579–586.
- Sakalauskaite R, Satkunskiene D. 2012. The foot arch and viscoelastic properties of plantar fascia and achilles tendon. *J Vibroengineering* 14:1751–1759.

- Santos MM, Silva MPC, Sanada LS, Alves CRJ. 2009. Photogrammetric postural analysis on healthy seven to ten-year-old children: interrater reliability. *Rev Bras Fisioter* 13:350–355.
- Schipplein OD, Andriacchi TP. 1991. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res* 9:113–119.
- Schlégl ÁT, Szuper K, Somoskeöy S, Than P. 2015. Three dimensional radiological imaging of normal lower-limb alignment in children. *Int Orthop* 39:2073–2080.
- Schmitt H, Kappel H, Moser MT, Cardenas-Montemayor E, Engelleiter K, Kuni B, Clarius M. 2008. Determining knee joint alignment using digital photographs. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 16:776–780.
- Sell KE, Verity TM, Worrell T, Pease BJ, Wigglesworth J. 1994. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther* 19:162–167.
- Shefelbine SJ, Tardieu C, Carter DR. 2002. Development of the femoral bicondylar angle in hominid bipedalism. *Bone* 30:765–770.
- Sherman M. 1960. Physiologic bowing of the legs. *South Med J* 53:830–836.
- Shultz SJ, Nguyen A-D, Schmitz RJ. 2008. Differences in lower extremity anatomical and postural characteristics in males and females between maturation groups. *J Orthop Sport Phys Ther* 38:137–149.
- Slullitel GN, Álvarez V, Lopez V, Calvi JP, Belén Calvo A. 2017. How accurate is clinical evaluation in hindfoot coronal alignment? *Foot Ankle Orthop* 2:1–7.
- Šmahel Z. 2001. Principy, teorie a metody auxologie. Praha: Karolinum.
- Sobel E, Levitz S, Caselli M, Brentnall Z, Tran MQ. 1999. Natural history of the rearfoot angle: preliminary values in 150 children. *Foot Ankle Int* 20:119–125.
- Souza JA, Pasinato F, Basso D, Corrêa ECR, da Silva AMT. 2011. Biofotogrammetry: reliability of measurements obtained with a posture assessment software (SAPO). *Rev Bras Cineantropometria e Desempenho Hum* 13:299–305.
- Stodółka J, Stodółka W, Maćkała K. 2015. Structural asymmetry of foot arch formation in early school-age children. *Biomed Hum Kinet* 7:78–86.
- Sung PS. 2016. Kinematic analysis of ankle stiffness in subjects with and without flat foot. *Foot* 26:58–63.
- Svoboda Z, Honzíková L, Janura M, Vidal T, Martinásková E. 2014. Kinematic gait analysis in children with valgus deformity of the hindfoot. *Acta Bioeng Biomech* 16:89–93.
- Takabayashi T, Edama M, Nakamura M, Nakamura E, Inai T, Kubo M. 2017. Gender differences associated with rearfoot, midfoot, and forefoot kinematics during running. *Eur J Sport Sci* 17:1289–1296.

- Takahashi T, Yamanaka N, Komatsu M, Ogawa Y, Yoshida S, Yamamoto H. 2004. A new computer-assisted method for measuring the tibio-femoral angle in patients with osteoarthritis of the knee. *Osteoarthr Cartil* 12:256–259.
- Tardieu C, Damsin JP. 1997. Evolution of the angle of obliquity of the femoral diaphysis during growth - correlations. *Surg Radiol Anat* 19:91–97.
- Tardieu C. 1997. Femur ontogeny in humans and great apes: heterochronic implications for hominid evolution. *Comptes Rendus l'Académie des Sci - Ser IIA - Earth Planet Sci* 325:899–904.
- Taylor ED, Theim KR, Mirch MC, Ghorbani S, Tanofsky-Kraff M, Adler-Wailes DC, Brady S, Reynolds JC, Calis KA, Yanovski JA. 2006. Orthopedic complications of overweight in children and adolescents. *Pediatrics* 117:2167–2174.
- Teichtahl AJ, Physio B, Davies-Tuck ML, Wluka AE, Jones G, Cicuttini FM. 2009. Change in knee angle influences the rate of medial tibial cartilage volume loss in knee osteoarthritis. *Osteoarthr Cartil* 17:8–11.
- Tong JWK, Kong PW. 2016. Medial longitudinal arch development of children aged 7 to 9 years: longitudinal investigation. *Phys Ther* 96:1216–1224.
- Troiano G, Nante N, Citarelli GL. 2017. Pes planus and pes cavus in Southern Italy: a 5 year study. *Ann Ist Super Sanità* 53:142–145.
- Truszczyńska-Baszak A, Drzał-Grabiec J, Rachwał M, Chałubińska D, Janowska E. 2017. Correlation of physical activity and fitness with arches of the foot in children. *Biomed Hum Kinet* 9:19–26.
- Turriago CA, Arbeláez MF, Becerra LC. 2009. Talonavicular joint arthrodesis for the treatment of pes planus valgus in older children and adolescents with cerebral palsy. *J Child Orthop* 3:179–183.
- Urry SR, Wearing SC. 2005. Arch indexes from ink footprints and pressure platforms are different. *Foot* 15:68–73.
- Vangara SV, Gopichand PV, Bedi M, Puri N. 2016. Effect of barefoot walking on foot arch structure in Tribal children. *Asian J Med Sci* 7:108–116.
- Vankka E, Salenius P. 1982. Spontaneous correction of severe tibiofemoral deformity in growing children. *Acta Orthopaedica Scand* 53:567–570.
- Vařeka I, Vařeková R. 2008. The height of the longitudinal foot arch assessed by Chippaux-Šmiřák index in the compensated and uncompensated foot types according to root. *Acta Univ Palacki Olomuc Gymnica* 38:35–41.
- Vařeka I, Vařeková R. 2009. Dynamická funkce nohy při chůzi. In: *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. p 51–63.
- Vignerová J, Riedlová J, Bláha P, Kobzová J, Krejčovský L, Brabec M, Hrušková M. 2006. 6. celostátní antropologický výzkum dětí a mládeže 2001. Praha: PřF UK: SZÚ.

- Waldecker U, Drewitz S. 2005. Clinical investigation on the rearfoot angle in 550 probands. *Fuß Sprunggelenk* 3:224–228.
- Waldecker U, Hoffmann G. 2005. Reliability of the clinical measurement of the tibiocalcaneal axis. *Fuß Sprunggelenk* 3:19–22.
- Waseda A, Suda Y, Inokuchi S, Nishiwaki Y, Toyama Y. 2014. Standard growth of the foot arch in childhood and adolescence—Derived from the measurement results of 10,155 children. *Foot Ankle Surg* 20:208–214.
- White TD, Lovejoy CO, Asfaw B, Carlson JP, Suwa G. 2015. Neither chimpanzee nor human, *Ardipithecus* reveals the surprising ancestry of both. *Proc Natl Acad Sci* 112:4877–4884.
- Woźniacka R, Bac A, Matusik S, Szczygiet E, Ciszek E. 2013. Body weight and the medial longitudinal foot arch: high-arched foot, a hidden problem? *Eur J Pediatr* 172:683–691.
- Woźniacka R, Bac A, Matusik S. 2015. Effect of obesity level on the longitudinal arch in 7- to 12-year-old rural and urban children. *J Am Podiatr Med Assoc* 105:484–492.
- Yang NH, Nayeib-Hashemi H, Canavan PK, Vaziri A. 2010. Effect of frontal plane tibiofemoral angle on the stress and strain at the knee cartilage during the stance phase of gait. *J Orthop Res* 28:1539–1547.
- Yoo JH, Choi IH, Cho T-J, Chung CY, Yoo WJ. 2008. Development of tibiofemoral angle in Korean children. *J Korean Med Sci* 23:714–717.
- Zemková D, Petrášová Š, Dirbáková S, Čulík J, Mařík I. 2004. Tibiofemorální úhel – metody měření u předškolních dětí. *Pohyb ústrojí* 11:278–280.
- Zrzavý J. 1985. *Latinsko-české anatomické názvosloví*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Zvára K. 2003. *Biostatistika*. Praha: Karolinum.
- Zvárová J. 2016. *Základy statistiky pro biomedicínské obory*. Praha: Karolinum.