

Univerzita Karlova

Přírodovědecká fakulta

Studijní program: Biologie

Studijní obor: Antropologie a genetika člověka



Bc. Simona Čerevková

Odhad biomechanických parametrů transverzálních průřezů stehenní kosti
u nedospělých jedinců: efekt anatomické lokalizace

The estimation of cross-sectional properties of femur
in non-adult individuals: effect of anatomical localization

Diplomová práce

Školitel: doc. Mgr. Vladimír Sládek, Ph.D.

Praha, 2017

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, 14. 8. 2017

Podpis: _____

Simona Čerevková

Poděkování

Děkuji školiteli doc. Mgr. Vladimíru Sládkovi, Ph.D. za vedení práce a cenné rady poskytované během konzultací. Poděkování patří také kolegům z Laboratoře antropologie kostní tkáně, zejména Veronice za její rady a připomínky k práci. Další poděkování patří Mgr. Ondřeji Šebestovi za vytvoření makra EPJMacro. Zvláštní poděkování věnuji mamince za její podporu, trpělivost a péči, a nejlepšímu příteli H. Charlesovi za jeho existenci.

Praktická část této práce vznikla za podpory Grantové agentury Univerzity Karlovy (GAUK 150631: Ontogeneze kostní tkáně: Mikro-CT analýza geometrických vlastností průřezů dlouhých kostí končetin nedospělých jedinců ze sklonku Velké Moravy) a projektu CEITEC 2020 (LQ1601) s finanční podporou Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy v rámci projektu Národní program udržitelnosti II.

SEZNAM ZKRATEK

%PE	<i>percentage prediction error</i> : procentuální predikční chyba
μ CT, mikro-CT	<i>micro-computed tomography</i> : mikro-počítačová tomografie
95% LA	95% limity shody
A	plocha
aa	automatický periost, automatický endost
abs%PE	absolutní procentální predikční chyba
ae	automatický periost, semiautomatický endost Ellipse
am	automatický periost, manuální endost
ant.	<i>anterior</i> : přední
AP	anteroposteriorní
as	automatický periost, semiautomatický endost Spline
CA	<i>cortical area</i> : plocha hutné kostní tkáň
CSG	<i>cross-sectional geometry</i> : geometrie transversálního průřezu
CT	<i>computed tomography</i> : počítačová tomografie
Diff	rozdíl
FEM	<i>finite element model</i> : model konečných prvků
I	kvadratický moment plochy průřezu
I_{\max}	kvadratický moment plochy průřezu k ose s maximální odolností
I_{\max}/I_{\min}	index cirkularity
I_{\min}	kvadratický moment plochy průřezu k ose s minimální odolností
I_x	kvadratický moment plochy průřezu k ose x
I_y	kvadratický moment plochy průřezu k ose y
J	polární kvadratický moment plochy průřezu
lat.	<i>lateralis</i> : zevní
MA	<i>medullary area</i> : plocha dřevné dutiny
ma	manuální periost, automatický endost
max	maximální
me	manuální periost, semiautomatický endost typ Ellipse
min	minimální
ML	mediolaterální
mm	manuální periost, manuální endost
ms	manuální periost, semiautomatický endost typ Spline
N	počet
n.m.	nepublikovaný manuskript
NA	<i>neutral axis</i> : neutrální osa
pQCT	<i>peripheral quantitative computed tomography</i> : periferní kvantitativní počítačová tomografie
ROI	<i>region of interest</i> : selekce periostu a endostu v makru EPJMacro
SD	směrodatná odchylka
SMA	<i>second moment of area</i> : kvadratický moment plochy průřezu
TA	<i>total area</i> : celková plocha průřezu

x	mediolaterální (osa)
y	anteroposteriorní (osa)
Z	průřezový modul
Z_p	polární průřezový modul
Z_x	průřezový modul k ose x
Z_y	průřezový modul k ose y

Abstrakt

Různé techniky ohraničení vnější a vnitřní hranice plochy hutné kostní tkáně (manuální, automatická, semiautomatická) nebo jejich kombinace mohou přinášet rozdílné hodnoty biomechanických (CSG) parametrů z transverzálních průřezů podél délky stehenní kosti u dospělých jedinců. Různé techniky ohraničení hutné kostní tkáně se používají také u nedospělých jedinců, ačkoli spolehlivost odhadu CSG parametrů podél délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců není známá. V této studii zjišťujeme, zda manuální ohraničení hutné kostní tkáně v 80 % délky diafýzy nedospělých jedinců lze nahradit jiným typem ohraničení ve vztahu k odhadu CSG parametrů. Zároveň prověříme efekt anatomické lokalizace na spolehlivost odhadu CSG parametrů diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců.

Zdigitalizovali jsme vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáně z mikro-CT snímků transverzálních průřezů diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců raně středověké populace (N = 46). Digitalizace a výpočty CSG parametrů byly zhotoveny v programu Fiji s implementací makra EPJMacro. Spolehlivost odhadu jsme stanovili na základě průměrné procentuální predikční chyby (%PE) a limitů shody. Průměrnou %PE jsme vztahovali k akceptované chybě 5 % z hodnoty parametru získaného manuálním ohraničením hutné kostní tkáně. Porovnali jsme %PE odhadu CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy stehenní kosti Wilcoxonovým testem.

Nejvyšší spolehlivosti odhadu biomechanických parametrů transverzálního průřezu v 80 % délky diafýzy stehenní kosti dosáhneme za použití automatické digitalizace vnější hranice a manuální digitalizace vnitřní hranice hutné kostní tkáně, čímž částečně můžeme zvýšit efektivitu analýzy CSG parametrů u nedospělých jedinců. Odhad všech CSG parametrů kromě plochy dřevné dutiny vykazuje nižší spolehlivost v transverzálním průřezu lokalizovaném v 80 % oproti lokalizaci v 50 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců.

Klíčová slova:

nedospělí jedinci, stehenní kost, CSG parametry, anatomická lokalizace, mikro-CT, EPJMacro

Abstract

Different tracing techniques of the subperiosteal and endosteal contours (manual, automatic, semi-automatic) or their combinations taken along femoral length in adult individuals can produce different values of cross-sectional geometric (CSG) parameters. Various tracing techniques are widely used in CSG studies of non-adult individuals as well, however, the accuracy of CSG parameters estimated along femoral diaphysis is not yet known for non-adult individuals. In this study, we investigate whether the manual tracing of the subperiosteal and endosteal contours taken at 80% of the femoral diaphyseal length in non-adult individuals can be replaced by another type of tracing in relation to CSG parameters estimation. We examine the effect of anatomical localization on accuracy of the CSG parameters estimated in non-adult individuals femora.

We digitized the subperiosteal and endosteal contours in the micro-CT scans from femoral diaphyseal cross-sections in Early Medieval sample of non-adult individuals (N = 46). The digitization and computation of CSG parameters were made in Fiji software with EPJMacro implementation. The assessment of estimates' accuracy was expressed by percentage prediction error (%PE) and limits of agreement. Five percent of CSG parameter obtained from manually traced contours was used as acceptable error. Differences in %PEs of CSG parameters estimates in cross-sections at 50% and 80% of femoral diaphyseal length were assessed using Wilcoxon test.

The highest accuracy of CSG parameters estimation is observed in combination with automatically traced subperiosteal contours and manually traced endosteal contours in cross-section at 80% of femoral diaphyseal length in non-adult individuals. Thus, we can increase the effectiveness of obtaining CSG parameters in non-adult individuals. All CSG parameters except the medullary area are estimated with lower accuracy in the cross-section at 80% than in the cross-section at 50% of femoral diaphyseal length in non-adult individuals.

Key words:

non-adult individuals, femur, CSG parameters, anatomical localization, micro-CT, EPJMacro

Obsah

1. ÚVOD.....	1
1.1. Kost jako materiál	3
1.2. Kost jako nosník.....	4
1.3. Biomechanické parametry transversálního průřezu kosti (CSG parametry)	6
1.3.1. Plošné parametry.....	6
1.3.2. Kvadratický moment plochy průřezu	7
1.3.3. Průřezové moduly	8
1.4. Způsoby analýzy CSG parametrů dlouhých kostí.....	10
1.5. Efekt anatomické lokalizace	13
2. CÍLE PRÁCE.....	15
3. MATERIÁL A METODY	16
3.1. Soubor	16
3.2. Získání transversálních průřezů stehenních kostí	16
3.3. Digitalizace μ CT snímků	17
3.3.1. Postup digitalizace snímků v EPJMacro.....	18
3.3.2. Úprava snímků pro automatickou digitalizaci	19
3.3.3. Intraobservační chyba manuální digitalizace.....	20
3.4. Měřené CSG parametry.....	22
3.5. Statistické metody	22
3.5.1. Procentuální predikční chyba.....	22
3.5.2. Porovnání CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy stehenní kosti..	23
3.5.3. Limity shody a rozdílový graf	23
4. VÝSLEDKY	25
4.1. Procentuální predikční chyba (%PE) v 80 % délky diafýzy	25
4.2. Porovnání %PE mezi 50 % a 80 % délky diafýzy	27
4.3. Limity shody v 80 % délky diafýzy	28

4.4.	Porovnání limitů shody mezi 50 % a 80 % délky diafýzy	29
4.5.	Porovnání indexu cirkularity mezi 50 % a 80 % délky diafýzy.....	29
5.	DISKUZE	30
6.	ZÁVĚR	36
7.	SEZNAM LITERATURY	38
8.	PŘÍLOHY	45
	Obrázky.....	47
	Grafy	55
	Tabulky	59

1. ÚVOD

Jednotlivé způsoby analýzy biomechanických parametrů transverzálních průřezů dlouhých kostí využívají různé techniky ohraničení vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáně (manuální, automatická, semiautomatická), resp. jejich kombinace.

Způsob snímání transverzálních průřezů pomocí počítačové tomografie se stává dostupnou a preferovanou metodou pro analýzu biomechanických parametrů transverzálních průřezů dlouhých kostí. Výhody počítačové tomografie jsou neinvazivita a schopnost záznamu vnitřní struktury kosti (Ruff, 2008). Biomechanické parametry transverzálního průřezu kosti můžeme s pomocí počítačového programu dopočítat na základě vnějšího a vnitřního ohraničení hutné kostní tkáně. Programy se navzájem liší způsobem získání hranic hutné kostní tkáně průřezu kosti. Jedná se o manuální ohraničení pozorovatelem [např. program SLICE (Nagurka and Hayes, 1980); CT-i (Sailer et al., 2003)] nebo automatické ohraničení pomocí algoritmu založeném na prahování [např. makro MomentMacroJ (Ruff, 2006)], přičemž se předpokládá, že jsou vzájemně zaměnitelné (Cowgill, 2010; Ruff et al., 2015; Osipov et al., 2016). Navíc, například snímání transverzálních průřezů pomocí planární radiografie využívá semiautomatickou techniku ohraničení, která spočívá v určení bodů na vnitřním okraji hutné kostní tkáně pozorovatelem s následným automatickým ohraničením oblasti dřevné dutiny geometrickým útvarem (např. elipsou; Trinkaus and Ruff, 1989; Stock, 2002). Automatické a semiautomatické metody jsou výhodné pro svou přesnost a časovou nenáročnost. V oblasti dřevné dutiny dlouhých kostí nedospělých jedinců je vyšší výskyt trámčiny než u dospělých jedinců, a to zejména v koncových oblastech diafýz (Gosman et al., 2013; Cunningham et al., 2016). Také tvar transverzálního průřezu se liší s anatomickou lokalizací u dospělých a nedospělých jedinců. Jsou doloženy studie zabývající se porovnáním různých technik získávání vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáně v transverzálním průřezu podél délky stehenní kosti a dopadem různých technik na odhad biomechanických parametrů transverzálního průřezu u dospělých jedinců (Stock, 2002; Sládek et al., 2010; Sparacello and Pearson, 2010; Macintosh et al., 2013). Podobné metodické studie analýzy biomechanických parametrů transverzálních průřezů stehenní kosti zaměřené na nedospělé jedince chybí.

Teoretická část práce je zaměřena na poznatky o analýze biomechanických parametrů transverzálního průřezu stehenní kosti. Nejprve se práce věnuje složení a tvaru dlouhé kosti v následné souvislosti s biomechanickými vlastnostmi. Dále jsou

v práci zahrnuty definice biomechanických parametrů transverzálního průřezu s příklady využití v antropologických aplikacích. Následně jsou popsány způsoby analýzy biomechanických parametrů transverzálního průřezu se zaměřením na stehenní kost, přičemž je uveden efekt anatomické lokalizace transverzálního průřezu stehenní kosti na odhad biomechanických parametrů.

1.1. Kost jako materiál

Hlavní funkce kosterní soustavy je mechanická opora těla. Kost vyniká svými mechanickými vlastnostmi, především svou pružností a pevností (Ruff, 2008). Zároveň je kostní tkáň živá, neustále podléhá přestavbám a změnám a navíc zajišťuje další funkce, jako je například zásoba minerálů (Carter and Beaupré, 2001).

Kost je jedním z mechanicky nejodolnějších biologických materiálů (White, 2012). Kost je na molekulární úrovni tvořena ze dvou hlavních molekul: kolagenu a hydroxyapatitu (White, 2012). Ty spolu vytváří základní stavební jednotku kostní tkáně, což jsou mineralizované kolagenové fibrily (Weiner and Wagner, 1998). Kolagen je protein tvořící až 90 % organické složky kostní tkáně (White, 2012). Krystaly minerálu hydroxyapatitu ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})$) jsou součástí anorganické složky kosti. Jsou inkrustovány do kolagenu, ale nachází se také volně v extracelulární matrix (Currey, 2006). Anorganická a organická složka kosti ve vzájemné kombinaci zajišťují vysokou pružnost, pevnost a odolnost kosti (Currey, 2006).

Rozlišujeme tři typy kostních buněk podílejících se na dynamické výstavbě a přestavbě kosti: osteoblasty, osteocyty a osteoklasty. Osteoblasty produkují mezibuněčnou hmotu bohatou na kolagen, která postupně kalcifikuje pomocí hydroxyapatitu (White, 2012). Osteoblasty se diferencují v osteocyty, které zajišťují kontakt s okolními typy buněk a regulují kostní metabolismus (Currey, 2006), například iniciací výstavby nebo destrukce kostní hmoty (shrnutí např. v Bonewald, 2011; Compton and Lee, 2014). Osteoklasty jsou schopné degradace kostní hmoty, čímž přispívají k přestavbě kosti (White, 2012). Jejich aktivace či deaktivace je mimo jiné nepřímo řízena osteoblasty (Pearson and Lieberman, 2004).

Kostní tkáň se z hlediska mechanické funkce rozděluje na trámčitou a hutnou kostní tkáň (Currey, 2006). Konce dlouhých kostí, těla obratlů, krátké kosti a místa kostních drsnatin při úponu svalů jsou charakteristické přítomností trámčité kostní tkáně (White, 2012). Hutná kostní tkáň se nachází ve stěnách těl dlouhých kostí a na povrchu kloubních ploch (Currey, 2006). Molekulární a buněčné složení hutné a trámčité kosti se neliší a jejich rozlišení je makroskopicky dáno porozitou (White, 2012). Porozita trámčité kostní tkáně se pohybuje okolo 50 % a může být opticky zaměnitelná s hutnou kostní tkání s více otvory (Currey, 2006).

Na transverzálním průřezu dlouhé kosti rozlišujeme plochu obsahující hutnou kostní tkáň a dřeňovou dutinu kosti. Hutná kostní tkáň je po vnějším obvodu obklopena periostem. Periost je vazivový obal kryjící povrch kosti. Oblast dřeňové dutiny je od kostní tkáně oddělena endostem, který je také vazivového původu (Carter and Beaupré, 2001). Do dřeňové dutiny vybíhají spikuly trámčité kosti, což je patrné zejména u nedospělých jedinců (Currey, 2006).

Kost během růstu dynamicky reaguje a remodeluje se za současného zachování mechanických vlastností (Pearson and Lieberman, 2004). Kost a její struktura se adaptuje na mechanické namáhání, což je označováno jako „funkční adaptace kosti“ (Ruff et al., 2006b). Kostní tkáň při zvýšené zátěži reaguje zvýšením výstavby kostní hmoty, následkem čehož dochází k relativnímu snížení zátěže a k dosažení optimální úrovně zátěže na kost. Podobně při snížení zátěže je kostní hmota redukována, čímž se relativní zátěž zvýší a opět dojde k nastavení optima (Ruff et al., 2006b).

Morfologie kosti neodpovídá pouze na mechanické působení, ale je výsledkem kombinace mechanických a dalších faktorů (Ruff et al., 2006b), jako jsou např. výživa (Himes et al., 1975; Hummert, 1983), hormony (Petit et al., 2004; Bechtold et al., 2005) a genetické pozadí (Slemenda et al., 1996; Judex et al., 2004).

1.2. Kost jako nosník

Nosník je charakterizován jako strukturální jednotka, jejíž délka několiknásobně přesahuje šířku a hloubku (Gere and Goodno, 2009). Dlouhá kost se vzhledem podobá nosníkům typu lešenářské trubky, která se skládá z pláště (hutná kostní tkáň) a dutiny (dřeňová dutina; Currey, 2006). Vlastnosti nosníků, jako je například odolnost vůči zátěži, se ve strojírenství vypočítávají z transverzálního průřezu na základě teorie nosníku (Gere and Goodno, 2009).

Teorie nosníku se využívá v biomechanické analýze zátěže působící na kost (Kimura, 1971; Huiskes, 1982; Larsen, 1997; Ruff, 2008). Dlouhé kosti jsou při pohybu vystaveny několika typům zátěže nebo jejich kombinacím, jako jsou například tlak, tah, smyk, ohyb a torze (Larsen, 1997). Tlakem je nazýváno působení sil kolmých na průřez nosníku směrem k sobě. Tah, opačný jev tlaku, vzniká při působení protilehlých sil. Síly rovnoběžné s průřezem nosníku působící v opačném směru způsobí smyk. Ohyb je kombinace tahu a tlaku, přičemž v konkávní oblasti působí tlak a v konvexní tah. Torze vzniká kroucením materiálu okolo osy, přičemž zároveň působí tah, tlak a smyk

(Larsen, 1997; Gere and Goodno, 2009). Schématické znázornění typů zátěže na kost je zobrazeno na Obrázku 1. Nejčastější a největší podíl na zátěži kosti mají ohyb a torze (Larsen, 1997).

Teorie nosníku umožňuje stanovit a kvantifikovat odolnost vůči zátěži. Ke kvantifikaci se používá plocha průřezu nosníku kolmá k neutrální ose. V neutrální ose nepůsobí na nosník žádné síly (Gere and Goodno, 2009). Neutrální osa se vztahuje pro konkrétní typ zátěže, např. viz Obrázek 1B s umístěním neutrální osy v ohybu (Gere and Goodno, 2009). V bioarcheologických studiích se nejčastěji kvantifikuje zátěž s použitím transverzálního průřezu těla či diafýzy dlouhých kostí končetin (Ruff, 2008; Cowgill, 2010; Trinkaus and Ruff, 2012; Sládek et al., 2016b), krčku kosti stehenní (Ruff and Hayes, 1983a; Ruff and Higgins, 2013) a těla dolní čelisti (Daegling, 1989; Biknevicius and Ruff, 1992). Vhodnost použití modelu nosníku u stehenní kosti byla doložena experimentálně (Huiskes, 1982) i na základě matematických modelů (Rybicki et al., 1972; Brassey et al., 2013). Rybicki a kolektiv (1972) zjistili, že při modelování sil působících na stehenní kost není vhodné pracovat s teorií nosníku v oblastech velkého chocholíku, hlavice kosti stehenní a svalových úponů.

Kombinace tlaku a ohybu působící na kost způsobuje, že skutečná neutrální osa je vychýlená od neutrální osy modelované na základě teorie nosníku, což bylo doloženo experimentálně *in vivo* na holenních kostech ovcí (Lieberman et al., 2004). Mechanická zátěž působící na kost během pohybu je komplexnější, než lze pomocí teorie nosníku obsáhnout, avšak zůstává vhodným ukazatelem relativní odolnosti vůči deformaci a zlomení (Ruff et al., 2006b).

Další teoretická metoda, která hodnotí biomechanické chování kosti, je model konečných prvků (*finite element model*, FEM). Model konečných prvků spočívá v rozčlenění oblasti zájmu (např. povrch kosti), která je kontinuální, na konečný počet menších ploch, pro které jsou vypočteny biomechanické vlastnosti zvlášť (Richmond et al., 2005). Huiskes (1982) ve své studii porovnal model konečných prvků s modelem využívajícím teorii nosníku a u stehenní kosti nenalezl rozdíly v jejich použití. V recentní práci (Brassey et al., 2013) je doporučeno použití FEM zejména pro mezidruhové srovnávání. Brassey a kol. (2013) dále zdůrazňují, že aplikace teorie nosníku na kosti odlišující se svým tvarem od nosníku (zvířecí kosti, např. stehenní kost plameňáka karibského), může vést k chybám odhadu neznámého rozsahu.

1.3. Biomechanické parametry transverzálního průřezu kosti (CSG parametry)

Biomechanické vlastnosti transverzálního průřezu kosti umožňují vyjádřit tlak působící uvnitř materiálu vyvolaný vnější zátěží (Larsen, 1997). Kosterní materiál má dvě hlavní vlastnosti, které vystihují odolnost vůči zhroucení (resp. zlomení) objektu. První vlastností je pružnost (*rigidity*), která předchází okamžiku zhroucení a vyjadřuje odolnost struktury vůči deformaci (Ruff, 2008). Druhá vlastnost je pevnost (*strength*), což je schopnost materiálu odolat zlomení (Ruff, 2008). Biomechanické parametry transverzálního průřezu kosti¹ (CSG parametry) lze rozdělit do tří skupin na plošné parametry, kvadratické momenty plochy průřezu a průřezové moduly (viz níže a Tabulka 1). V této diplomové práci je používán pojem „biomechanický parametr“ ve významu označení měřené nebo odhadované veličiny, která nabývá biomechanických vlastností. Morfologie průřezu dlouhých kostí a jejich biomechanické vlastnosti jsou předmětem antropologického zkoumání, například ve vztahu k pohlavním rozdílům (Kimura, 1971; Ruff and Hayes, 1983b; Ruff, 1987), ontogenezi (Ruff, 2003; Cowgill, 2010; Gosman et al., 2013; Eleazer and Jankauskas, 2016), chování populací (Ruff and Hayes, 1983b; Ruff, 1987; Sládek et al., 2006; Marchi, 2008) nebo porovnávání současných a minulých populací (Kimura, 1971; Trinkaus and Ruff, 1989, 2012; Trinkaus et al., 1999; Pearson, 2000; Holliday, 2002; Shackelford, 2007; Ruff et al., 2016). V rámci skupin CSG parametrů jsou uvedeny a popsány vybrané příklady.

1.3.1. Plošné parametry

Plošné parametry vyjadřují informaci o množství kostní hmoty v průřezu a mají převážně morfologický význam (Ruff, 2008). Plocha pod vnější hranicí průřezu kosti je nazývána subperiostální plocha nebo častěji celková plocha průřezu (*total area*, TA; Larsen, 1997). Endost tvoří přirozené ohraničení oblasti dřevné dutiny diafýzy či těla dlouhé kosti (White, 2012). Plocha dřevné dutiny (*medullary area*, MA) se nachází pod ohraničením vymezeném endostem v rámci plochy transverzálního průřezu dlouhé kosti (Larsen, 1997). Plocha hutné kostní tkáně (*cortical area*, CA) je v průřezu ohraničena vně periostem a uvnitř endostem. Pevnost a pružnost ve vztahu k tahu a tlaku jsou vlastnosti proporcí k ploše hutné kostní tkáně (Ruff, 2008).

¹ V anglicky psané literatuře je vžitě označení *cross-sectional geometry* (CSG), které odkazuje na souvislost vlastností s tvarem transverzálního průřezu kosti, ale také *cross-sectional properties* nebo *cross-sectional parameters* (např. Ruff and Hayes, 1983a; Ruff, 2008; Sládek et al., 2010).

TA, CA a MA transverzálních průřezů podél celé délky diafýzy stehenní kosti se u nedospělých jedinců graduálně zvětšuje s věkem (Pearson and Lieberman, 2004; Gosman et al., 2013). TA a MA průřezu v polovině délky stehenní kosti narůstá v dospělosti s věkem a to u obou pohlaví (Ruff and Hayes, 1983b; Ruff, 2008). U jedinců spadajících do kategorie starší čtyřiceti let je doložen relativně vyšší nárůst MA průřezu v polovině délky stehenní kosti, tj. větší ztráta hutné kostní tkáně, u žen než u mužů (Ruff and Hayes, 1982, 1983b). Kimura (1971) zaznamenal u sbírky recentní japonské populace, že TA a CA průřezu poloviny holenní kosti jsou u žen nižší než u mužů. Stejný trend zjistili Ruff a Hayes (1983b) u severoamerické zemědělské populace Pecos Pueblo (17.–19. století), ve které byl pohlavní dimorfismus signifikantní v plošných parametrech průřezu stehenní a holenní kosti.

Zkoumání charakteristik založených na habituálním chování populací na základě biomechanických vlastností je ztíženo, protože jednotlivé populace se mohou lišit tvarem těla (Roberts, 1953; Ruff, 1991; Holliday, 2002, 2012). Proto v případě plochy hutné kostní tkáně, která odráží vnější působení tlaku na stehenní kost, je vhodné adjustovat hodnoty parametru na (odhadovanou) tělesnou hmotnost (Trinkaus et al., 1999; Ruff, 2000; Holliday, 2002; Shackelford, 2007).

1.3.2. Kvadratický moment plochy průřezu

Torze a ohyb mechanicky ovlivňují kost více než působení tahu a tlaku (Larsen, 1997). Kvadratické momenty plochy průřezu vyjadřují odolnost vůči deformaci (pružnost) při ohybu (Gere and Goodno, 2009). Značeny bývají SMA (*second moment of area*) nebo I (*area moment of inertia*; tj. plošný moment setrvačnosti) s indexem příslušné osy (viz níže). Polární kvadratický moment plochy průřezu (značeno J) vyjadřuje odolnost vůči deformaci při torzi a průměrnou odolnost průřezu vůči deformaci při ohybu (Ruff, 2008). Vztah odolnosti vůči deformaci při ohybu se určuje vzhledem k libovolné ose procházející průřezem a vzhledem ke geometrickému středu plochy (centroidu) při torzi (Gere and Goodno, 2009). Zpravidla se používají anatomické osy mediolaterální (ML, x) a anteroposteriorní (AP, y) a osy s minimální (min) a maximální (max) odolností vůči deformaci při ohybu (Ruff, 2008).

Vzorec pro výpočet kvadratických momentů plochy průřezu k osám x a y :

$$I_x = \int y^2 dA \quad (1),$$

$$I_y = \int x^2 dA \quad (2),$$

y , resp. x , je kolmá vzdálenost ze středu plochy A k ose x , resp. y (Gere and Goodno, 2009). Polární kvadratický moment plochy průřezu je dán součtem dvou kvadratických momentů plochy průřezu jejichž osy jsou na sebe kolmé, tj. $J = I_x + I_y$ nebo $J = I_{\min} + I_{\max}$ (Larsen, 1997). Tvar průřezu kosti (index cirkularity) je vyjadřován poměrem kvadratických momentů plochy průřezu na sebe kolmých, tj. I_{\max}/I_{\min} a I_x/I_y (Larsen, 1997; Ruff, 2008). Na základě indexu cirkularity odhadujeme rozložení hutné kostní tkáně vzhledem k hlavní ose (Davies et al., 2012). Poměr I_{\max}/I_{\min} blízký hodnotě 1,0 naznačuje kruhový tvar průřezu kosti, kdežto poměr mnohem větší než 1,0 naznačuje vychýlení od kruhového tvaru ve směru největšího zatížení (Ruff and Hayes, 1983a; Stock and Shaw, 2007).

Tvar průřezu se v populaci Pecos Pueblo signifikantně liší v polovině délky stehenní kosti mezi muži ($I_{\max}/I_{\min} = 1,48$) a ženami ($I_{\max}/I_{\min} = 1,29$), avšak v 80 % délky stehenní kosti nebyly rozdíly nalezeny (Ruff and Hayes, 1983b). Index cirkularity průřezu v proximální polovině délky stehenní kosti se u dospělých jedinců nemění s věkem (Ruff and Hayes, 1983b). U nedospělých jedinců také nebyla nalezena korelace věku a tvaru průřezu v polovině délky stehenní kosti (Gosman et al., 2013).

1.3.3. Průřezové moduly

Průřezové moduly (Z) a polární průřezový modul (Z_p) charakterizují odolnost kosti vůči zlomení (pevnost) v ohybu (a v torzi pro Z_p) a jsou odvozeny z kvadratických momentů plochy průřezu (Ruff, 2008). Hutná kostní tkáň, která je nejvíce vzdálená od osy či centroidu v transverzálním průřezu kosti, je vystavena největší zátěži při ohybu nebo torzi (Currey, 2006). Výpočet Z je výsledkem podílu kvadratického momentu plochy průřezu k zvolené ose (x , y , \min , \max) a vzdálenosti od zvolené osy k vnějšímu okraji hutné kostní tkáně průřezu kosti. Analogicky je polární průřezový modul vypočten jako podíl polárního kvadratického momentu plochy průřezu a vzdálenosti od centroidu k vnějšímu okraji (Ruff, 2008). Polární průřezový modul je vhodným ukazatelem pro interpretaci zátěže působící na dolní končetinu, jelikož na kost převážně

působí ohyb a torze (Carter, 1978; Larsen, 1997; Pearson and Lieberman, 2004). K odstranění efektu velikosti a tvaru těla se používá relativní odolnost vůči zlomení určená hodnotou průřezového modulu vztaženého na součin (odhadované) tělesné hmotnosti a délky kosti (Ruff, 2000).

Polární průřezový modul nabývá významu v evolučním kontextu, např. u studia lokomočního chování zástupců homininů. Poměr průřezových modulů pažní a stehenní kosti fosilního nálezu *Australopithecus afarensis* A.L. 288-1 naznačuje vyšší svalové zatížení horních končetin než je typické pro zástupce *Homo erectus* nebo anatomicky moderního člověka (Ruff et al., 2016). Mobilita populací či jedince a její změna se odráží ve změně ohybu působícího na průřez poloviny délky kostí dolní končetiny (Holt, 2003; Ruff et al., 2006a, 2015; Sládek et al., 2006; Marchi, 2008). Postupné snižování mobility je na základě průřezových modulů dokumentováno od poslední doby ledové (Holt, 2003) a je patrné také v období neolitu, ve kterém je ovlivněn změnou subsistence (Ruff et al., 2015). Mobilita, resp. odolnost vůči zlomení v ohybu v anteroposteriorním a mediolaterálním směru, poslední dva tisíce let stagnuje. Mechanizace a automatizace posledních staletí nemá stejný dopad na relativní Z_x a Z_y průřezů kostí končetin jako přechod k zemědělství (Ruff et al., 2015).

V longitudinální studii nedospělých jedinců současné populace nebyly nalezeny rozdíly mezi pohlavími v parametru Z_p (Ruff, 2003). Avšak v průřezové studii dětí ve věku okolo pěti let bylo zjištěno, že mezi dětmi se stejnou fyzickou aktivitou dosahovali chlapci vyšších hodnot biomechanických parametrů včetně Z než dívky (Janz et al., 2004). Zároveň autoři studie dodávají, že příčinnost mezi biomechanickými parametry a pohlavím jedinců nemůže být potvrzena (Janz et al., 2004).

1.4. Způsoby analýzy CSG parametrů dlouhých kostí

Biomechanické parametry transversálního průřezu dlouhé kosti lze vypočítat na základě teorie nosníku (Huiskes, 1982). Jak vyplývá z definic jednotlivých parametrů (viz výše), k výpočtům je zapotřebí získat informaci o celkové ploše průřezu, ploše hutné kostní tkáně a umístění os maximální a minimální odolnosti vůči zátěži (Nagurka and Hayes, 1980).

Existuje několik přístupů, jak získat a analyzovat transversální průřez dlouhé kosti. Důležité pro získání transversálního průřezu je orientace dlouhé kosti podle anatomických os (viz Obrázek 2; Ruff and Hayes, 1983a; Ruff, 2002). Poté jsou snímky průřezu získány v standardizovaných anatomických lokalizacích (Sumner et al., 1985), což pro stehenní kost nejčastěji představuje oblast poloviny délky kosti (Sládek et al., 2006, 2010; Sparacello and Pearson, 2010; Davies et al., 2012; Osipov et al., 2016). Určení délky stehenní kosti není jednotné, používá se např. maximální délka stehenní kosti (Stock and Pfeiffer, 2001; Hill et al., 2016) nebo biomechanická délka stehenní kosti (Obrázek 2; Ruff and Hayes, 1983a; Sládek et al., 2006; Macintosh et al., 2013).

Metody získávání snímku se liší dle zásahu do kosti na invazivní a neinvazivní (souhrn viz Tabulka 2; Ruff, 2008). Invazivní metody zahrnují řezání kostí v konkrétní anatomické lokalizaci za účelem biomechanické analýzy (Kimura, 1971; Ruff and Hayes, 1983a; Stock, 2002; Lieberman et al., 2004; Sparacello and Pearson, 2010; Eleazer and Jankauskas, 2016), snímání již zlomených kostí (Trinkaus and Ruff, 1999) nebo řezání kostí spojené s histologickým zpracováním (Eleazer and Jankauskas, 2016; Jindrová et al., 2016). V případě snímání již zlomených kostí je důležité, aby zlom odpovídal přibližně transversálnímu řezu k longitudinální ose kosti (Ruff, 2008). Výstupem invazivních metod je zpravidla snímek či fotografie transversálního průřezu kosti, ze kterých lze určit ohraničení hutné kostní tkáně přímo (Jindrová et al., 2016).

Neinvazivní metody zahrnují měření vnějších rozměrů kosti (Hill et al., 2016), periostální modelování (Trinkaus and Ruff, 1989, 1999; O'Neill and Ruff, 2004; Cowgill, 2010; Ruff et al., 2015) a přístrojová měření (Sumner et al., 1985; Stock, 2002; Sládek et al., 2006; Cowgill, 2010; Davies et al., 2012; Macintosh et al., 2013; Baker et al., 2017). Metoda měření vnějších rozměrů přímo odečítá obvod kosti a vnější AP a ML rozměr kosti v příslušné anatomické délce (Hill et al., 2016). Periostální modelování využívá modelovací hmotu (např. ze silikonu), kterou se kost obalí a po

ztvrdnutí snadno odstraní. Jedná se tak o rychlou a levnou metodu získání přesného tvaru periostu v příslušné délce kosti (Cowgill, 2010). Přístrojová měření zahrnují metody: bi-planární radiografii, počítačovou tomografii (CT), mikro-počítačovou tomografii (μ CT, mikro-CT), periferní kvantitativní počítačovou tomografii (pQCT) a 3D laserové skenování. Bi-planární radiografie je založená na rentgenových snímcích z anteroposteriorní a mediolaterální anatomické roviny. Ze snímků obou rovin lze odečíst tloušťku hutné kostní tkáně, resp. určit vnitřní rozměry oblasti dřevné dutiny a vnější rozměry průřezu kosti v anatomických osách (O'Neill and Ruff, 2004). Na základě metody bi-planární radiografie nemůžeme určit přesné tvary periostu a endostu, můžeme je však nahradit dvěma excentrickými nebo koncentrickými elipsami (Stock, 2002; O'Neill and Ruff, 2004). Často se využívá kombinace metody periostálního modelování, pro získání přesného vnějšího ohraničení hutné kostní tkáně, s bi-planární radiografií pro endosteální ohraničení (Trinkaus and Ruff, 1989, 1999; Stock, 2002; Holt, 2003; O'Neill and Ruff, 2004; Stock and Shaw, 2007; Marchi, 2008; Cowgill, 2010). Počítačová tomografie (CT, μ CT, pQCT) jako jediná z neinvazivních metod dokáže věrně reprodukovat vnější i vnitřní hranice hutné kostní tkáně v transverzálním průřezu kosti (Sumner et al., 1985; Sládek et al., 2010; Sparacello and Pearson, 2010; Macintosh et al., 2013; Ruff et al., 2015; Jindrová et al., 2016; Osipov et al., 2016; Sládek et al., 2016b). Metoda μ CT skenování se používá v analýzách s vyššími požadavky na rozlišení, například u kostí malých velikostí (Jindrová et al., 2012). Metoda pQCT se uplatňuje zejména v *in vivo* měřeních a její výhodou je současné měření kostní hustoty (Baker et al., 2017). Metoda 3D laserového skenování je založena na snímání povrchu kosti a získává informace pouze o periostálním ohraničení průřezu kosti (Davies et al., 2012; Osipov et al., 2016).

Výstupem invazivních a neinvazivních metod je snímek transverzálního průřezu kosti v požadované délce s vnějším a případně vnitřním ohraničením hutné kostní tkáně. Požadované biomechanické parametry lze dopočítat přímo, například v případě modelování excentrických a koncentrických elips (Stock, 2002; O'Neill and Ruff, 2004). Mnohem častěji se k výpočtu biomechanických parametrů používá specializovaný počítačový program či makro (Nagurka and Hayes, 1980; Sailer et al., 2003; Ruff, 2006; Sylvester et al., 2010; Davies et al., 2012; Eleazer and Jankauskas, 2016). Před výpočtem biomechanických parametrů kosti ze snímku transverzálního průřezu je zapotřebí vyznačit vnější (dále zkráceně periost) a vnitřní (endost) hranice

hutné kostní tkáň. Periost a endost lze vyznačit manuálně přímo ze snímku nebo např. prostřednictvím tabletu či sensorické desky, na kterých pozorovatel bodově vyznačuje hranice hutné kostní tkáň na snímku průřezu kosti (Ruff and Hayes, 1983b; Stock, 2002; Sládek et al., 2006; Cowgill, 2010). Dále lze vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáň transverzálního průřezu nechat vygenerovat automaticky ze snímku pomocí algoritmu (např. prahování; Keller et al., 1981), který bývá součástí maker pro výpočet biomechanických parametrů transverzálního průřezu kosti (Sailer et al., 2003; Ruff, 2006; Sylvester et al., 2010). Periost či endost může být vyznačen automaticky generovaným geometrickým útvarem (např. elipsou), která je umístěna v oblasti definované čtyřmi body manuálně umístěnými pozorovatelem na okraji hutné kostní tkáň na místě průniku s AP a ML rovinami. Tento semiautomatický přístup se používá např. u metody bi-planární radiografie (Stock, 2002; O'Neill and Ruff, 2004). Metoda 3D skenování využívá jako vstupní hodnoty pro výpočet biomechanických parametrů přímo data 3D koordinát (Davies et al., 2012).

Jak je uvedeno výše, některé metody odhadu biomechanických parametrů transverzálního průřezu kosti nepoužívají k výpočtu ohraničení plochy dřevné dutiny (O'Neill and Ruff, 2004; Stock and Shaw, 2007; Sparacello and Pearson, 2010; Davies et al., 2012; Macintosh et al., 2013). Sparacello a Pearson (2010) ve své studii zjistili, že vliv měření plochy dřevné dutiny na polární kvadratický moment plochy průřezu je velmi nízký, což lze využít pro studie věnující se srovnávání mezi populacemi. Avšak variabilita v relativní ploše hutné kostní tkáň v rámci populace je vyšší než mezi populacemi, proto je zahrnutí měření endostu stále podstatné, např. ve studiích zaměřených na porovnání jedinců nebo na vývoj nedospělých jedinců (Stock and Shaw, 2007; Sparacello and Pearson, 2010).

Studie populací z geograficky rozsáhlých oblastí, z dlouhých časových období či vzácných fosilních nálezů se musí potýkat se srovnáváním biomechanických parametrů, které jsou získané různými metodami (Cowgill, 2010; Ruff et al., 2015; Osipov et al., 2016). Akceptovaná chyba dána nepřesnostmi v odhadu periostu a endostu je určená hranicí 5 % (Stock, 2002; O'Neill and Ruff, 2004). Pětiprocentní hranice byla poprvé zmíněna v souvislosti s odhadem vnitřních hranic hutné kostní tkáň transverzálního průřezu kosti snímané metodou bi-planární radiografie (Trinkaus and Ruff, 1989). Endost byl v této studii vyznačen čtyřmi body (v místech protnutí vnitřního ohraničení hutné kostní tkáň s AP a ML rovinami), které byly navzájem spojeny přibližně paralelně vůči periostu, resp. s ohledem na tvar periostu (Trinkaus and Ruff, 1989).

Metoda periostálního modelování v kombinaci s bi-planární radiografií poskytuje srovnatelné výsledky biomechanických parametrů jako metoda řezání kosti nebo CT snímání v polovině délky kosti (Stock, 2002; O'Neill and Ruff, 2004). Metoda bi-planární radiografie s koncentrickými elipsami představující periost a endost obecně nadhodnocuje skutečné hodnoty biomechanických parametrů (Stock, 2002; O'Neill and Ruff, 2004).

1.5. Efekt anatomické lokalizace

Biomechanické parametry stehenní kosti se odvíjejí od anatomické lokalizace transverzálního průřezu, tj. v které části délky kosti je průřez umístěn (Currey, 2006). Transverzální průřez je snímán v místě definovaném vzdáleností od distálního konce stehenní kosti v procentech délky kosti, viz Obrázek 2. Proximální konec stehenní kosti představuje 100 % délky stehenní kosti (Ruff and Hayes, 1983a). Jako délka stehenní kosti bývá použita maximální délka nebo biomechanická délka stehenní kosti (Ruff and Hayes, 1983a; Stock and Pfeiffer, 2001; Sládek et al., 2006, 2010; Stock and Shaw, 2007; Mongle et al., 2015).

Měření biomechanických parametrů v průřezích může být zatíženo chybou, pokud je nutné délku stehenní kosti odhadnout, což je časté u prehistorických nálezů (Ruff, 2000; Mongle et al., 2015). Nepřesné určení biomechanické délky stehenní kosti a posun určení její poloviny o 1 % již znamená signifikantní rozdíl v odhadu plochy hutné kostní tkáně (Sládek et al., 2010; ale viz Mongle et al., 2015). Avšak odhad CA , J a I_{max}/I_{min} ve vzdálenosti ± 5 % délky od poloviny biomechanické délky stehenní kosti je spolehlivý v rámci akceptované chyby 5 % (Sládek et al., 2010; Mongle et al., 2015).

Umístění průřezu má vliv i na adjustaci biomechanických parametrů. V 50 % délky stehenní kosti je vhodné vztahovat průřezové moduly na tělesnou hmotnost a délku kosti (Ruff, 2000). Kdežto v 80 % délky se již mění rameno momentu působící na průřez, a proto se používá místo délky kosti bi-iliacká šíře (Ruff, 2000).

Určení periostu a endostu v transverzálním průřezu stehenní kosti podél její délky má dopad na odhad biomechanických parametrů. Nedávná studie (Macintosh et al., 2013) se zabývala porovnáním odhadu biomechanických parametrů získaných pouze z periostu či z periostu a endostu. V oblasti od poloviny průřezu směrem ke koncům stehenní kosti se chyba odhadu J , Z_p a I_{max}/I_{min} zvětšuje. Odhad J , Z_p a I_{max}/I_{min} pouze se

znalostí vnějšího ohraničení průřezu ve vzdálenosti 80 % délky stehenní kosti převyšuje hodnotu akceptované chyby 5 % (Macintosh et al., 2013).

Diafýzy stehenních kostí nedospělých jedinců srůstají s epifýzami přibližně od 14. roku života (Cunningham et al., 2016). Růst stehenní kosti do délky je až ze 70 % zajištěn distální epifýzou (Cunningham et al., 2016). V archeologickém záznamu jsou nalézány diafýzy stehenních kostí bez epifýz, např. v důsledku přemístování hrobu (Lewis, 2007). Anatomická lokalizace transverzálních průřezů stehenních kostí nedospělých jedinců je absencí epifýz ztížena. Ruff (2003) v longitudinální studii nedospělých jedinců stanovil u dětí od tří do sedmi let kalendářního věku oblast poloviny délky stehenní kosti jako oblast 45,5 % délky diafýzy. Tato korekce měření 50 % délky stehenní kosti pro diafýzu stehenní kosti se používá v ontogenetických studiích minulých populací, avšak bez rozdílu věku (Cowgill, 2010; Eleazer and Jankauskas, 2016; Osipov et al., 2016).

Odhad plochy dřevné dutiny, a tudíž jiný než manuální typ ohraničení vnitřní hranice hutné kostní tkáně, bývá u dospělých jedinců největším zdrojem chyb při používání různých metod snímání průřezu kosti (Sparacello and Pearson, 2010). Nedospělí jedinci vykazují v transverzálním průřezu v oblasti dřevné dutiny výskyt trámčité kostní tkáně, což je nejvíce patrné v 80 % délky kosti (Gosman et al., 2013). Jedním z řešení je trámčitou kost digitálně odstranit (Eleazer and Jankauskas, 2016), což však snižuje efektivitu automatického ohraničování endostu.

Vliv různých metod odhadu periostu a endostu (automatické, semiautomatické) na odhad CSG parametrů u nedospělých jedinců v různých anatomických lokalizacích nebyl prozkoumán.

2. CÍLE PRÁCE

Různé techniky ohraničení vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáně (manuální, automatická, semiautomatická), resp. jejich kombinace, mohou přinášet rozdílné výsledky při výpočtu biomechanických parametrů z transverzálních průřezů stehenní kosti.

Prvním cílem diplomové práce je zjistit, zda lze manuální ohraničení hutné kostní tkáně transverzálního průřezu v 80 % délky diafýzy stehenní kosti nahradit některou ze sedmi kombinací typů ohraničení hutné kostní tkáně u nedospělých jedinců. Spolehlivost ohraničení hutné kostní tkáně jiným než manuálním typem ohraničení budeme sledovat na odhadu biomechanických (CSG) parametrů transverzálních průřezů diafýzy stehenní kosti. Pokud bychom prokázali, že lze spolehlivě nahradit manuální ohraničení hutné kostní tkáně jiným typem ohraničení, bylo by možné zefektivnit získávání dat CSG parametrů u nedospělých jedinců v 80 % délky diafýzy. Dále by bylo možné navzájem porovnávat výsledky CSG parametrů mezi studii, které používají rozdílné techniky analýzy transverzálních průřezů. Spolehlivost odhadu CSG parametrů prověříme statisticky a vzhledem k akceptované chybě 5 % z hodnoty parametru získaného manuálním ohraničením hutné kostní tkáně. Na základě teoretických předpokladů se domníváme, že automatické ohraničení vnější hranice hutné kostní tkáně bude vykazovat nízkou chybu odhadu. Dále předpokládáme, že automatické ohraničení vnitřní hranice hutné kostní tkáně bude mít nižší spolehlivost než semiautomatické ohraničení, především z důvodu výskytu trámčité kosti v oblasti dřevné dutiny nedospělých jedinců.

Druhým cílem této práce je zjistit, jaký je efekt anatomické lokalizace na spolehlivost odhadu CSG parametrů z transverzálního průřezu u nedospělých jedinců. Vzhledem k vyššímu výskytu trámčiny v oblasti dřevné dutiny v 80 % předpokládáme, že odhad všech CSG parametrů bude méně spolehlivý v 80 % délky diafýzy než v 50 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců.

Posledním cílem této práce je zjistit, zda se u nedospělých jedinců liší tvar průřezu diafýzy stehenní kosti (I_{\max}/I_{\min}) v 50 % a 80 % délky diafýzy. Na základě literatury se domníváme, že v 80 % délky diafýzy bude zvětšená distribuce hutné kostní tkáně ve směru osy I_{\max} a že rozdíly I_{\max}/I_{\min} mezi 50 % a 80 % délky diafýzy stehenní kosti budou signifikantní.

3. MATERIÁL A METODY

3.1. Soubor

Zkoumaným materiálem byly stehenní kosti 54 nedospělých jedinců z naleziště v Mikulčicích. Naleziště je datováno do období raného středověku, tj. 9.–10. století našeho letopočtu (Poláček, 2008). Odhad věku nedospělých jedinců byl zpracován v rámci studie Sládka a kol. (nepublikovaný manuskript; n.m.). Na základě odhadu dentálního věku (Ubelaker, 1989) byli jedinci rozděleni do věkových kategorií Fetus, Infans Ia, Infans Ib, Infans II a Juvenis (Sládek et al., n.m.). V rámci této diplomové práce byly zpracovány snímky stehenních kostí jedinců z věkových kategorií Infans Ib a Infans II. Zbylé věkové kategorie z důvodu nedostatečného početního zastoupení jedinců nebyly zařazeny do statistického zpracování. Kategorie Infans Ib zahrnuje jedince z věkového rozmezí 1–6,99 let a kategorie Infans II jedince ve věkovém rozsahu 7–12 let. Celý soubor zahrnoval 46 nedospělých jedinců, z toho 26 jedinců ve věkové kategorii Infans Ib a 20 jedinců v kategorii Infans II. Biomechanické parametry stehenní kosti vykazují nízkou pravolevou asymetrii (Ruff and Hayes, 1983b; Auerbach and Ruff, 2006). Z důvodu zachování početnosti souboru byla ke zpracování zvolena levá diafýza, což až na jednoho jedince představovalo všechny použité diafýzy. Analyzovány byly μ CT snímky transversálních průřezů stehenní kosti v 50 % a 80 % délky diafýzy. Délka diafýzy byla určena maximální délkou diafýzy mezi nejvíce distálně a proximálně umístěnými body na diafýze paralelní k longitudinální ose (Sládek et al., n.m.). Proximální část stehenní kosti má malý podíl na délkovém růstu (Cunningham et al., 2016), a proto předpokládáme, že 80 % délky diafýzy odpovídá lokalizaci 80 % délky stehenní kosti. Tento předpoklad je v souladu se studií Gosmana a kol. (2013), ve které upravili lokalizaci 80 % délky stehenní kosti na 80,90 % délky diafýzy.

3.2. Získání transversálních průřezů stehenních kostí

Transverzální průřezy stehenních kostí jsme získali snímáním pomocí mikro-počítačové tomografie. Všechny kosti byly snímány μ CT přístrojem GE v|tome|x L240 na pracovišti Středoevropského technologického institutu (CEITEC VUT, Vysoké učení technické v Brně, Technická 3058/10, 616 00, Brno, Česká republika). Mikro-CT přístroj byl vybaven rentgenovou trubicí o výkonu 240 kV/320 W. V závislosti na

věkové kategorii a velikosti diafýzy bylo použito rozlišení o velikosti voxelu 0,05–0,186 mm (Sládek et. al., n.m.). Kostí byly při skenování umístěny v kartonových tubusech, v každém tubusu bylo 4–7 kostí. Přibližně v 50 % své délky byly stehenní kosti uchyceny v kruhovém držáku z tvrzeného polystyrénu různé tloušťky dle délky skenovaných kostí. Pro zajištění stability během snímání byly kosti zajištěny v držáku vatou, buničinou a lepicí páskou. Každá kost byla virtuálně upravená do anatomické polohy s ohledem na longitudinální osu a frontální a sagitální rovinu (Ruff and Hayes, 1983a) v programu VGStudio Max v2.2 a v3.0. Snímky transverzálního průřezu byly exportovány ve formátu DICOM. Snímky použité v analýze měly rozlišení o velikosti pixelu 0,090–0,142 mm v závislosti na velikosti diafýzy. Výsledný soubor snímků pro jednu kost se pohyboval v rozmezí 890–2764 snímků (Sládek et al., n.m.). Program VGStudio byl využit ke zpětné vizualizaci kostí z μ CT snímků (3D rekonstrukce), v případě že byly během následného zpracování zjištěny nesrovnalosti (např. nezachycení celé délky kosti při skenování, kontrola zachovalosti kosti). Snímání kostí bylo zhotoveno v rámci studie Sládka a kol. (n.m.) zabývající se biomechanickými parametry stehenních kostí nedospělých jedinců z nalezišť v Mikulčicích a na Pohansku (Macháček et al., 2016; Sládek and Macháček, 2017).

3.3. Digitalizace μ CT snímků

Biomechanické parametry transverzálních průřezů stehenních kostí je možné určit z vnějšího a vnitřního obrysu hutné kostní tkáně (Ruff, 2008). Pojem digitalizace periostu a endostu v této práci vyjadřuje proces, při kterém vzniká digitální záznam o vnější a vnitřní hranici hutné kostní tkáně z μ CT snímku transverzálního průřezu kosti. Digitalizace periostu a endostu a následný výpočet biomechanických parametrů byli zhotovené prostřednictvím programu Fiji (Schindelin, 2012) s makrem EPJMacro (Sládek et. al., n.m.). EPJMacro je makro pro program ImageJ (Schindelin, 2015), resp. Fiji (Schindelin, 2012), vytvořené v rámci studie Sládka a kol. (n.m.). Makro EPJMacro umožňuje výběr z několika typů digitalizace periostu a endostu (viz níže). Výpočty biomechanických parametrů v makru EPJMacro jsou založeny na vzorcích výpočtů CSG parametrů z makra MomentMacroJ (Ruff, 2006). Z nabídky EPJMacro jsme pro účely této diplomové práce využili celkem osm kombinací typu digitalizace periostu a endostu, čímž jsme zachovali protokol použitý v práci Sládka a kol. (n.m.). Pro digitalizaci periostu jsme zvolili typ manuálního a automatického ohraničení. Manuální

digitalizace periostu spočívala v ohraničení vnější hranice hutné kostní tkáně pozorovatelem. Automatická digitalizace periostu byla založena na automatickém prahování každého snímku, na jehož základě bylo vyznačeno vnější ohraničení hutné kostní tkáně (princip prahování a užití pro CT snímky viz Keller et al., 1981). Digitalizaci endostu jsme uskutečnili pomocí manuálního, automatického a semiautomatického typu ohraničení. Manuální a automatický typ digitalizace endostu je analogický jako u periostu. Použili jsme dva typy semiautomatické digitalizace: typ Ellipse a typ Spline (viz níže). Semiautomatická digitalizace byla založena na manuálním určení čtyř bodů pozorovatelem, které definovaly umístění automaticky vytvořeného geometrického tvaru (popis viz níže). Celkem bylo možné zvolit osm kombinací digitalizace periostu a endostu: mm, ma, me, ms, aa, am, ae, as, přičemž první písmeno značí typ digitalizace periostu, druhé písmeno typ digitalizace endostu (přehled viz Tabulka 3, vizualizace viz Obrázek 3, Obrázek 4 a Obrázek 5).

3.3.1. Postup digitalizace snímků v EPJMacro

Snímek získaný počítačovou tomografií byl zpracován v prostředí obrazového programu Fiji (Schindelin, 2012) s implementací makra EPJMacro (Sládek et. al., n.m.). Pozorovatel si nahrál snímek do programu Fiji a v Nastavení (*Options*, přístup skrz numerickou klávesu 3) zvolil požadovanou kombinaci periostu (*Outer selection type*) a endostu (*Inner selection type*).

Snímky ve formátu DICOM byly použity pro výpočet biomechanických parametrů pro první zpracovávanou kombinaci, manuální periost a manuální endost. Po stisknutí kláves 1 (pro jeden snímek) nebo 0 (pro více snímků) se objevilo dialogové okno vybízející k manuálnímu vyznačení periostu a poté endostu. V programu Fiji bylo manuální vyznačení periostu a endostu prováděno nástrojem „*Polygon selections*“, pozorovatel tak vyznačil obrys periostu nebo endostu body, které byly navzájem propojeny (Obrázek 3 a Obrázek 5A). Vzniklý mnohoúhelník byl označen přibližně 70–100 body v závislosti na velikosti průřezu v 80 % délky diafýzy. Jednotlivé body byly umístěny tři až sedm pixelů od sebe, v zakřivených částech průřezu byla hustota bodů vyšší než v částech rovných. Periost a endost byl ohraničen při zvětšení 800 %. Hodnoty biomechanických parametrů byly vypočítány na základě algoritmu makra EPJMacro a exportovány do textového souboru ve formátu TXT. Zpracované

snímky byly exportovány ve formátu TIFF a jednotlivé selekce periostu a endostu (*region of interest*, ROI) ve formátu ZIP. Snímky byly manuálně digitalizovány jednou.

Digitalizace snímků v kombinacích ma a me vycházela ze snímků z digitalizace manuálního periostu a manuálního endostu (formát TIFF), přičemž zůstala zachována grafická informace o polohách os I_{\max} a I_{\min} . Automatická digitalizace snímků byla umožněna na základě prahování (*Threshold*) v prostředí Fiji, kdy hranice mezi hutnou kostní tkání a okolím byla automaticky určena na základě prahového odstínu šedé barvy. V Nastavení byl zvolen typ prahování *Minimum*, což představovalo přibližně hodnotu 200 pro snímky 8-bitové šedé škály. Semiautomatická digitalizace endostu typu Ellipse nebo Spline byla v okně Nastavení pro *Inner selection type* zvolena jako možnost *EllipseFromPoints* nebo *SplineFromPoints*. Pozorovatel manuálně vyznačil čtyři body s použitím nástroje „*Multi-point*“. Body byly umístěny v místě křížení vnitřní hranice hutné kostní tkáně s osami I_{\max} a I_{\min} . Následně byla čtyřmi body proložena elipsa nebo křivka polynomu třetího stupně, v programu Fiji, respektive v makru EPJMacro, definováno příkazem „*FitEllipse*“ a „*FitSpline*“. Digitalizace periostu a endostu v kombinacích ms, aa, am, ae a as vycházela ze snímků z kombinace me (s uloženými výběry manuálního periostu, manuálního endostu a navolenými čtyřmi body pro semiautomatický endost).

3.3.2. Úprava snímků pro automatickou digitalizaci

Automatickou digitalizaci periostu v makru EPJMacro nebylo možné aplikovat na snímky s nedostatečným zachycením plochy hutné kostní tkáně (například snímky s prasklinou v kortikální oblasti, Obrázek 6A, či snímky s velmi úzkou plochou hutné kostní tkáně v posteriorní oblasti, Obrázek 7A). Jednotně definované prahování „*Minimum*“ neumožní rozeznání poškození periostu, a proto periost nebyl adekvátně zachycen jako vnější ohraničení hutné kostní tkáně. Ze 46 snímků použitých ke konečné analýze bylo potřeba graficky upravit 24 snímků (16 snímků pro věkovou kategorii Ib, 8 snímků pro věkovou kategorii II). Úprava snímků byla provedena v programu Fiji přebarvením hraničních pixelů. Pomocí nástroje „*Wand Tool*“ byl označen pixel z analyzovaného snímku transverzálního průřezu s nadprahovým odstínem šedé, přičemž hodnota prahového odstínu se pohybovala okolo hodnoty 200 v závislosti na minimálním prahování konkrétního snímku. Poté byl použit nástroj „*Flood Fill Tool*“ a vybarveny praskliny nebo hraniční pixely (Obrázek 6B). Rozdíly mezi manuální a

automatickou digitalizací periostu transversálních průřezů stehenních kostí nedospělých jedinců z nalezišť v Mikulčicích a na Pohansku v 50 % délky diafýzy jsou velmi nízké (Sládek et. al., n.m.). Snímky transversálních průřezů v 50 % délky diafýzy nebyly upravovány (Sládek et. al., n.m.), z čehož usuzujeme, že přímý vliv digitální úpravy snímků na výpočet biomechanických parametrů bude zanedbatelný.

3.3.3. *Intraobservační chyba manuální digitalizace*

Obrázky transversálních průřezů diafýz stehenních kostí nedospělých jedinců v oblasti 80 % délky diafýzy se potýkají s vysokým výskytem pozitivního a negativního reliéfu, jak při tvoření obrysu periostu, tak především při ohraničování endostu. Pozorovatel by měl při manuální digitalizaci postupovat směrem k dosažení uniformity postupu mezi jednotlivými měřeními stejného objektu. Akceptovaná chyba mezi měřeními jednoho objektu na základě empirického pozorování je stanovena na hranici 5 % (Trinkaus and Ruff, 1989). Vlastnosti snímků průřezu kosti v 80 % délky diafýzy nedospělých jedinců jako je např. vysoký výskyt trámčiny v oblasti dřeňové dutiny (Obrázek 7B), by mohly ovlivnit opakovatelnost provedení manuální digitalizace, z tohoto důvodu jsme před analýzou provedli test intraobservační chyby.

Test intraobservační chyby byl proveden na 28 snímcích (dvě skupiny, každá se 14 snímky). Snímky byly vybrány náhodně, nebyly rozlišovány věkové kategorie ani strana kosti. Použity byly snímky, které nebylo potřeba před digitalizací upravit v obrazovém editoru. První skupina 14 snímků byla manuálně digitalizována třikrát (Měření 1 a Měření 2). Druhá digitalizace proběhla po deseti dnech od první digitalizace, třetí digitalizace po pěti dnech od druhé digitalizace. Druhá skupina 14 snímků (Měření 3) byla manuálně digitalizována dvakrát, mezi digitalizacemi byl časový interval pět dní.

Intraobservační chyba byla vyjádřena pomocí procentuální predikční chyby (%PE; viz kap. 3.5.1 Procentuální predikční chyba) pro CSG parametry použité pro analýzu (viz kap. 3.4 Měřené CSG parametry). Výsledky testu intraobservační chyby jsou shrnuté v Tabulce 4. Výsledky Měření 1 ukazují, že nejvyšších průměrných hodnot %PE dosahuje CA (až 30 %) a mezi první a druhou digitalizací jsou rozdíly signifikantní (p -hodnota $< 0,05$) ve všech parametrech. Vzhledem k nízké hodnotě %PE pro TA (0,17 %) je největší rozpor mezi jednotlivými digitalizacemi v označování endostu. Měření 1 zároveň posloužilo k analýze obrazových výstupů a ustanovení

obecných doporučení pro manuální označování periostu a endostu pro snímky transverzálních průřezů v 80 % délky diafýzy (viz níže). Výsledky Měření 2 ukazují, že za pomoci obecných doporučení postupu lze snížit intraobservační chybu vyjádřenou jako %PE. Navíc, jak ukázali ve své práci Jindrová a kol. (2012), s procvičováním manuálního ohraničování periostu a endostu dochází ke snížení intraobservační chyby. Průměrná hodnota %PE pro CA v Měření 2 byla rovna 1,08 %. Abychom se ujistili, že nedocházelo k učení konkrétních snímků zpaměti, provedli jsme Měření 3. Nejvyšší průměrnou hodnotu %PE jsme sledovali v parametru Z_x (1,01 %), v rámci Měření 3 byly průměrné hodnoty %PE pod hranicí 5 %.

Aby bylo zajištěno, že bude docházet k minimálním odchylkám při opakované manuální digitalizaci, byla sepsána obecná doporučení, jak postupovat při digitalizaci periostu a endostu transverzálních průřezu kostí nedospělých jedinců v 80 % délky diafýzy stehenní kosti. Je nutno dodat, že ohraničení endostu v 80 % délky diafýzy stehenní kosti je komplikovanější než ohraničení periostu. Endost přibližně odpovídá paralelnímu tvaru periostu (Trinkaus and Ruff, 1989). Rozlišení vnitřní hranice hutné kostní tkáně bývá ztíženo výskytem trámčité kosti (Obrázek 7B), případně výskytem zeminy (Obrázek 7C) v oblasti dřevné dutiny. Některé snímky vykazovaly velmi úzkou plochu hutné kostní tkáně v posteriorní oblasti (např. Obrázek 7A), pozorovatel by v těchto případech měl označit zjevnou plochu hutné kostní tkáně, popř. nezbytné minimum.

Shrnutí obecných doporučení pro manuální digitalizaci:

Periost

- zachování skutečného tvaru průřezu kosti
- případný negativní a pozitivní reliéf spojit přímou linkou: umístit dva body při okraji na anatomickou část periostu (pozitivní reliéf periostu viz Obrázek 8A)
- konvexní tvar periostu

Endost

- negativní a pozitivní reliéf spojit přímou linkou (negativní reliéf endostu viz Obrázek 8B)
- hutná kostní tkáň zpravidla nejméně porézní
- úzká CA: označit nezbytné minimum (minimální tloušťka 2–3 pixely)
- konvexní tvar endostu

3.4. Měření CSG parametry

Biomechanické parametry transversálního průřezu použité pro analýzu a srovnání v této práci jsou celková plocha transversálního průřezu kosti (TA), plocha hutné kostní tkáně (CA), plocha dřevné dutiny (MA), průřezový modul k ose x a y (Z_x a Z_y), polární průřezový modul (Z_p) a index cirkularity (I_{max}/I_{min}). Definice jednotlivých parametrů jsou shrnuté v kapitole 1.3 a v Tabulce 1. Celková plocha průřezu byla porovnána jen mezi TA_mm a TA_aa, jelikož hodnota parametru se odvíjí pouze od vnějšího ohraničení hutné kostní tkáně. Podobně plocha dřevné dutiny byla porovnána v kombinacích MA_mm, MA_ma, MA_me a MA_ms, protože jsme sledovali rozdíly v odhadu ohraničení endostu. Ostatní parametry byly porovnány v osmi kombinacích digitalizace periostu a endostu. Přehled kombinací digitalizace periostu a endostu a příslušných CSG parametrů vypočítaných pro danou kombinaci je uveden v Tabulce 3. Tvar průřezu v 80 % délky diafýzy stehenní kosti jsme určili na základě hodnoty indexu cirkularity. Index cirkularity jsme vyjádřili poměrem I_{max} a I_{min} . Pokud je hodnota I_{max}/I_{min} výrazně větší než 1, je transversální průřez vychýlen od kruhového tvaru ve směru největšího zatížení. Porovnali jsme hodnoty indexu cirkularity v 50 % a v 80 % průřezu diafýzy stehenní kosti za účelem zhodnocení tvaru v těchto anatomických lokalizacích u nedospělých jedinců. Statistickou významnost hodnot indexu cirkularity získaných v 50 % a 80 % délky diafýzy stehenní kosti jsme prošetřili t-testem.

3.5. Statistické metody

Hodnoty CSG parametrů byly spravovány v tabulkovém editoru Excel 2016 (Microsoft, 2016). Následná analýza byla vypracována v programu Excel 2016 a Statistica 64 (Dell Inc., 2016). Všechny analýzy byly vypracovány pro soubor všech nedospělých jedinců („celý soubor“; $N = 46$) a také zvlášť ve věkové kategorii Infans Ib ($N = 26$) a Infans II ($N = 20$). Nulová hypotéza, že hodnoty biomechanických parametrů získané manuální digitalizací periostu a endostu (mm) a jinou kombinací digitalizace periostu a endostu (ma, me, ms, aa, am, ae, as) se neliší, byla prověřena na základě analýzy rozptylu s opakovanými měřeními s Tukeyho HSD post-hoc testem.

3.5.1. Procentuální predikční chyba

Direkcionální chybu odhadu sledujeme pomocí procentuální predikční chyby (%PE). Jinými slovy zjišťujeme, zda a o kolik procent vybraný typ digitalizace

nadhodnocuje nebo podhodnocuje hodnoty parametru námi zvolené metody vůči manuální metodě ohraničení periostu a endostu. Vzorec pro procentuální predikční chybu (Macintosh et al., 2013; Sládek et al., 2016a):

$$\%PE = \frac{"true" - predicted}{predicted} \times 100 \quad (3),$$

„*true*“ udává hodnotu CSG parametru (TA, CA, MA, Z_x , Z_y , Z_p) získanou z kombinace manuálně označených hranic hutné kostní tkáně (mm), *predicted* vyjadřuje hodnotu biomechanického parametru získanou jednou ze sedmi kombinací metod ohraničení (ma, me, ms, aa, aa, ae, as). Přehled digitalizace periostu a endostu a jejich kombinace u CSG parametrů je uveden v Tabulka 3. Kladné hodnoty %PE vyjadřují, že námi zvolený typ digitalizace periostu a endostu pro daný parametr (např. Z_{p_ae}) podhodnocuje hodnotu „*true*“ (Z_{p_mm}). Naopak záporné hodnoty %PE vyjadřují nadhodnocování hodnoty „*true*“ parametru.

3.5.2. Porovnání CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy stehenní kosti

Data biomechanických parametrů transversálních průřezů v 50 % délky diafýzy stehenní kosti byla poskytnuta ze studie Sládka a kol. (n.m.). Pro účely této diplomové práce byli do analýzy zahrnuti pouze stejní jedinci jako v případě průřezů z 80 % délky diafýzy stehenní kosti (Infans Ib = 26, Infans II = 20). Data CSG parametrů v 50 % délky diafýzy stehenní kosti pro všechny kombinace ohraničení periostu a endostu byla zhotovena autorkou této diplomové práce. Porovnali jsme hodnoty %PE v rámci konkrétních kombinací periostu a endostu v 50 % a 80 % délky diafýzy, např. jsme porovnali %PE MA_ma v 50 % a %PE MA_ma v 80 % délky diafýzy stehenní kosti. Statisticky jsme zhodnotili střední hodnoty %PE pomocí párového Wilcoxonova testu.

3.5.3. Limity shody a rozdílový graf

Skutečná hodnota (*true value*) při odhadu zůstává neznámá, a proto je průměr hodnot dvou metod odhadu parametru nejbližší odhad skutečné hodnoty, který je k dispozici (Bland and Altman, 1986). Regresní koeficient vyjadřuje sílu vztahu dvou veličin a není vhodným ukazatelem shody dvou měření (Bland and Altman, 1986). Z tohoto důvodu jsme použili metodu limitů shody, která aplikuje přístup porovnání

dvou metod na základě rozdílu výsledných hodnot. Pro každou dvojici naměřených hodnot jsme získali jejich rozdíl (*Diff*):

$$Diff = "true" - predicted \quad (4),$$

„*true*“ představuje hodnotu parametru získanou manuálním ohraničováním periostu a endostu, *predicted* je hodnota parametru získaná kombinací manuálního, automatického nebo semiautomatického ohraničování (kombinace ma, me, ms, aa, am, ae, as).

Průměrné hodnoty *Diff* a směrodatné odchytky průměrů *Diff* pro jednotlivé parametry byly vypočítány. Dále byly vypočteny hodnoty 95% limitů shody, které vyjadřují interval, ve kterém očekáváme 95 % námi naměřených rozdílů hodnot. Vzorec pro výpočet limitů shody ($\pm 95\%$ LA):

$$\pm 95\% LA = Diff \text{ průměr} \pm (1,96 \times Diff SD) \quad (5),$$

přičemž *Diff průměr* představuje průměr všech rozdílů a *Diff SD* je směrodatná odchytky všech rozdílů. Použili jsme rozdílový graf (Bland and Altman, 1986) ke znázornění a porovnání hodnot CSG parametrů získaných plně manuální a plně automatickou digitalizací v 80 % délky diafýzy stehenní kosti. V rozdílovém grafu na osu x byly vyneseny průměrné hodnoty rozdílů a na osu y rozdíl naměřených hodnot. Data použitá v rozdílovém grafu byla logaritmičsky transformována za účelem odstranění efektu velikosti.

4. VÝSLEDKY

Popisná statistika hodnot biomechanických parametrů transversálních průřezů v 80 % délky diafýzy stehenní kosti a indexu cirkularity získaných manuální digitalizací periostu a endostu (tj. „true“, viz Tabulka 3) je uvedena v Tabulce 5. Průměrné hodnoty CSG parametrů v 80 % délky diafýzy se dle očekávání zvyšují s věkem. Zároveň lze sledovat nárůst směrodatné odchylky parametrů mezi věkovou kategorií Infans Ib a Infans II. Průměrné hodnoty celkové plochy průřezu, průřezových modulů k_x a k_y a polárního průřezového modulu jsou větší v proximální části diafýzy než v jejím středu, což sledujeme jak v celém souboru, tak zvláště v jednotlivých věkových kategoriích. Průměrná hodnota plochy dřevné dutiny (179 mm^2) u celého souboru (Total) je větší než průměrná hodnota plochy kortikální kosti (89 mm^2) v 80 % délky diafýzy stehenní kosti. Naopak v 50 % délky diafýzy převažuje průměrná hodnota CA (100 mm^2) nad MA (58 mm^2). Vyjádřeno v procentech celkové plochy průřezu, v 80 % délky diafýzy zaujímá kortikální kost na transversálním průřezu průměrně 33 % celkové plochy v celém souboru, kdežto v polovině délky diafýzy okolo 62 % plochy. Zároveň se procentuální zastoupení kortikální kosti v celkové ploše transversálního průřezu zvyšuje s věkem, na proximálním konci průměrně o necelá 4 % mezi věkovými kategoriemi Infans Ib a Infans II.

Porovnali jsme absolutní hodnoty biomechanických parametrů všech osmi kombinací ohraničování periostu a endostu analýzou rozptylu s opakovanými měřeními a následným Tukeyho HSD post-hoc testem (Tabulka 6, Tabulka 7 a Tabulka 8). V celém souboru jsme zjistili signifikantní rozdíl pro parametry TA a Z_x . Zamítli jsme, že hodnota „true“ se neliší od hodnot parametrů TA_aa a Z_x v kombinacích se semiautomatickým ohraničením endostu v celém souboru. Nalezli jsme signifikantní rozdíl mezi průměrnými hodnotami Z_x_{me} , Z_x_{ms} , Z_x_{aa} a Z_x_{mm} v kategorii Infans Ib. V kategorii Infans II rozdíl hodnot TA_mm a TA_aa signifikantní není. V parametrech CA a Z_p signifikantní rozdíly byly nalezeny, ale nebyly signifikantní pro námi pozorované dvojice kombinací.

4.1. Procentuální predikční chyba (%PE) v 80 % délky diafýzy

Průměrné směrodatné procentuální predikční chyby odhadovaných biomechanických parametrů transversálního průřezu v 80 % délky diafýzy stehenní

kosti jsou uvedeny v Tabulce 6 (celý soubor), Tabulce 7 (Infans Ib) a Tabulce 8 (Infans II). Přehled porovnávaných kombinací pro jednotlivé CSG parametry je uveden v Tabulce 3. Nejmenší průměrná %PE v celém souboru je v celkové ploše průřezu (0,31 %), což platí i zvláště ve věkových kategoriích. Průměrná %PE celkové plochy průřezu se snižuje s věkem z 0,51 % (Infans Ib) na 0,06 % (Infans II). Naopak největší průměrná %PE v celém souboru se vyskytuje v průřezovém modulu k mediolaterální ose (průměrná %PE $Z_x_aa = 16,64$ %). Parametr Z_x_aa výrazně více podhodnocuje hodnotu „true“ parametru v mladší věkové kategorii (30,89 %) než ve starší věkové kategorii (-1,88 %). Kombinace automatického periostu a automatického endostu vykazuje u CSG parametrů v celém souboru (Graf 1) nejvyšší průměrnou %PE (4,05 %–16,63 %). Výjimku tvoří parametry TA a MA, u nichž má vliv na výpočet digitalizace pouze vnější nebo vnitřní obrys hutné kostní tkáně (automatické ohraničení periostu nebo endostu). Nejnižší průměrné %PE (0,93–2,94 %) se zároveň nejnižšími hodnotami směrodatné odchylky (2,48 %–4,23 %) mezi jednotlivými kombinacemi obrysu v rámci CSG parametrů dosahuje kombinace automatického periostu a manuálního endostu v celém souboru. Sledujeme snížení průměrných %PE a SD pro CA_am , Z_x_am , Z_y_am a Z_p_am s věkem. Průměrné hodnoty %PE plochy dřevové dutiny jsou nejnižší (1,30 %) pro kombinaci MA_ma v celém souboru. Podobně ve věkové kategorii Ib je průměrná %PE nejnižší u automatické digitalizace endostu (-2,22 %), avšak zde sledujeme posun k mírnému nadhodnocování parametru. Opačný efekt v parametru MA_ma sledujeme v starší věkové kategorii (průměrná %PE = 5,88), ve které dochází k podhodnocování hodnoty parametru. Zároveň ve věkové kategorii Infans II pro parametr MA dosahuje automatická digitalizace endostu větší průměrnou %PE než digitalizace endostu typu Ellipse nebo Spline. Automatickou digitalizací endostu lze v celém souboru a věkové kategorii Infans Ib v parametru MA dosáhnout méně než 5 % směrodatné chyby, ale ve věkové kategorii Infans II pětiprocentní hranici %PE mírně přesahuje. Semiautomatické metody ohraničení endostu typu Ellipse a Spline dosahují podobných hodnot průměrné %PE a SD v parametrech CA, MA, Z_x a Z_p pro celý soubor a zvláště pro věkové kategorie, přičemž typ Spline vykazuje mírně nižší hodnoty průměrné %PE a mírně vyšší hodnoty SD než typ Ellipse. Rozdíly mezi typem obrysu Ellipse a Spline (přes 2 %) v průměrné %PE jsou v parametru Z_y , například mezi Zy_me (-0,09 %) a Zy_ms (2,34 %) v mladší věkové kategorii. Pětiprocentní hranici akceptované chyby nepřekračují hodnoty průměrných %PE žádné z kombinací se semiautomatickým typem endostu

v parametrech CA, MA, Z_y a Z_p v celém souboru ani ve věkových kategoriích, viz Graf 2A pro parametr CA a Graf 2B pro parametr Z_p . Hodnoty směrodatných odchylek %PE jsou pro tyto kombinace vysoké (10–26 %). Průměrné %PE parametru Z_x (okolo 10 %) přesahují pětiprocentní hranici direkcionální chyby v celém souboru a v jednotlivých věkových kategoriích. Vliv semiautomatické digitalizace na průměrnou %PE v 80 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců se snižuje s věkem.

4.2. Porovnání %PE mezi 50 % a 80 % délky diafýzy

Průměrné procentuální predikční chyby biomechanických parametrů transverzálního průřezu v polovině délky diafýzy včetně p-hodnot Wilcoxonova testu pro porovnání hodnot %PE dané kombinace příslušného parametru mezi 50 % a 80 % délky diafýzy jsou znázorněny v Tabulce 6, Tabulce 7 a Tabulce 8 a graficky pro vybrané kombinace a parametry v Grafu 1 a Grafu 2. Efekt automatické digitalizace na odhad celkové plochy transverzálního průřezu kosti v 50 % a 80 % délky diafýzy stehenní kosti je nízký (0,06–0,51 %) a signifikantně se neliší. V celém souboru je průměrná procentuální chyba plochy hutné kostní tkáně průřezu v proximální části diafýzy stehenní kosti (0,93–4,05 %) mírně vyšší než ve středu délky diafýzy (0,44–2,58 %). Rozdíly v odhadu CA mezi 50 % a 80 % délky diafýzy stehenní kosti v celém souboru nejsou signifikantně významné. Avšak v mladší a starší věkové kategorii se automatický odhad periostu a endostu (CA_ma a CA_aa) liší mezi proximálním umístěním a středem délky diafýzy. Průměrná %PE plochy dřevné dutiny v 80 % délky diafýzy (1,30 %–2,63 %) je nižší než v polovině délky diafýzy (3,12–5,78 %) v celém souboru a podobně v mladší věkové kategorii. V kategorii Infans Ib jsme zjistili signifikantní rozdíl v automatickém ohraničování endostu v parametru MA mezi proximálním koncem a středem kosti, přičemž v 80 % délky dochází k mírnému nadhodnocování a v 50 % délky k podhodnocování parametru. Věková kategorie Infans II vykazuje vyšší hodnotu průměrné %PE v parametru MA_ma v 80 % (5,88 %) než v 50 % (3,48 %) délky diafýzy stehenní kosti.

Průměrné %PE a SD v parametrech Z_x , Z_y a Z_p jsou vyšší v 80 % než v 50 % délky diafýzy stehenní kosti v celém souboru a ve věkových kategoriích Infans Ib a II. Rozdíly %PE průřezového modulu v mediolaterální ose mezi 50 % a 80 % délky diafýzy jsou signifikantní pro všechny kombinace ohraničování v celém souboru. Efekt automatického ohraničování periostu a endostu na odhad parametrů Z_x , Z_y a Z_p ve

věkové kategorii Ib je vysoký (12,19 %–30,89 %) pro oblast 80 % délky diafýzy a ve srovnání s hodnotami %PE v polovině délky kosti jsou rozdíly v těchto parametrech signifikantní. Průměrné %PE parametrů v kombinacích se semiautomatickým odhadem endostu jsou převážně vyšší v 80 % než v 50 % délky diafýzy. Směr odhadu hodnoty „true“ (nadhodnocování) se s anatomicou lokalizací průřezu v celém souboru nemění v parametrech CA a Z_p (Graf 2). Endost průřezu v proximální části diafýzy stehenní kosit je lépe odhadován typem ohraničování Spline, kdežto v polovině délky diafýzy stehenní kosti dosahujeme vyšší spolehlivosti s typem ohraničování Ellipse.

4.3. Limity shody v 80 % délky diafýzy

Přehledy průměrů rozdílů (*Diff průměr*) a 95 % limitů shody jsou uvedeny v Tabulce 9, Tabulce 10 a Tabulce 11. Data s logaritmickou transformací pro parametry TA, CA, MA a Z_p pro rozdíly mezi manuální a automatickou digitalizací periostu a endostu jsou znázorněny v rozdílových grafech (Graf 3 a Graf 4). Absolutní hodnoty rozdílů zvýrazňují efekty sledované u direkcionální procentuální predikční chyby. Automatický odhad plošných parametrů má nejnižší vliv na odhad celkové plochy průřezu (Graf 3A). Průměrný rozdíl manuální a automatické digitalizace periostu TA se snižuje s věkem (1,07 mm² a 0,18 mm²). Hodnoty průměrných rozdílů a limitů shody pro parametry CA a MA v kombinacích ma, me a ms jsou inverzní, což vychází ze vzájemného vztahu zkoumaných plošných parametrů. Sledujeme rozdíl mezi věkovými kategoriemi v automatické digitalizaci periostu a endostu v průřezových modulech, přičemž v mladší věkové kategorii dochází spíše k podhodnocování, kdežto ve starší věkové kategorii k nadhodnocování parametru (viz Graf 4B).

Kombinace automatického periostu a manuálního endostu oproti ostatním kombinacím vykazuje v CSG parametrech CA, Z_x , Z_y a Z_p nejvyšší spolehlivost odhadu v celém souboru a v obou věkových kategoriích. Použití kombinace am vede k mírnému podhodnocování CSG parametrů. Vliv automatického endostu nebo automatického periostu a endostu na odhad CA, Z_x , Z_y a Z_p je mírnější, než je vliv semiautomatického endostu v celém souboru, ve kterém kromě parametru CA dochází k podhodnocování parametru. Avšak efekty nejsou mezi věkovými kategoriemi shodné. Ve věkové kategorii Infans Ib jsou hodnoty průměrných rozdílů kombinace ma a aa kladné a nejvyšší v rámci zkoumaných kombinací. Naopak ve věkové kategorii Infans II jsou hodnoty průměrných rozdílů záporné a výrazně se neodlišují od ostatních kombinací.

V případě semiautomatického odhadu endostu dochází k nadhodnocování parametru CA, Z_x , Z_y a Z_p v celém souboru, obdobně v jednotlivých věkových kategoriích. Typ ohraničování Spline má mírně vyšší spolehlivost odhadu hodnoty „true“ než typ Ellipse a podobnou spolehlivost jako typ Ellipse.

4.4. Porovnání limitů shody mezi 50 % a 80 % délky diafýzy

Přehledy průměrů rozdílů (*Diff průměr*) a 95 % limitů shody jsou uvedeny v Tabulce 9, Tabulce 10 a Tabulce 11. Hodnoty průměrů rozdílů v 80 % délky diafýzy stehenní kosti jsou vyšší než v 50 % délky diafýzy ve všech parametrech s výjimkou CA_aa v celém souboru. Nejvýraznější rozdíly pozorujeme mezi hodnotami směrodatné odchylky průměru rozdílů. Zejména v kombinacích se semiautomatickým ohraničováním endostu je SD průměru rozdílů i více než desetinásobně vyšší v 80 % ($Z_{p_ae} = 103,16 \text{ mm}^3$) než v 50 % délky diafýzy stehenní kosti ($Z_{p_ae} = 8,09 \text{ mm}^3$). Nejnižší absolutní rozdíly v průměrných rozdílech odhadovaných hodnot CSG parametrů mezi 50 % a 80 % délky diafýzy pozorujeme v parametrech s kombinací automatického periostu a manuálního endostu.

4.5. Porovnání indexu cirkularity mezi 50 % a 80 % délky diafýzy

Hodnoty cirkularity průřezu definované vztahem I_{max}/I_{min} jsou shrnuty v Tabulce 5. V celém souboru je index cirkularity je signifikantně vyšší v 80 % (1,484) než v 50 % délky diafýzy stehenní kosti (1,216). V proximální části diafýzy stehenní kosti sledujeme nárůst průměrné hodnoty indexu cirkularity s věkem. V mladší věkové kategorii dosahuje průměrné hodnoty 1,349 a ve starší věkové kategorii hodnoty 1,659 v 80 % délky diafýzy stehenní kosti. Opačný trend vykazují průměrné hodnoty indexu cirkularity v polovině délky diafýzy, ve které hodnota indexu cirkularity s věkem klesá. Rozdíly mezi I_{max}/I_{min} v 50 % a v 80 % délky diafýzy stehenní kosti jsou signifikantní v obou věkových kategoriích.

5. DISKUZE

Prvním cílem práce bylo zjistit, zda lze manuální digitalizaci periostu a endostu nahradit jinou digitalizací z celkem sedmi kombinací typu ohraničování periostu a endostu („Obrys“: ma, me, ms, aa, am, ae, as) ve vztahu k šesti biomechanickým parametrům (TA, CA, MA, Z_x , Z_y , Z_p) v 80 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců. Z našich výsledků vyplývá, že nejspolehlivějšího odhadu biomechanických parametrů transverzálního průřezu v 80 % délky diafýzy stehenní kosti dosáhneme za použití kombinace automatické digitalizace periostu a manuální digitalizace endostu.

Signifikantní rozdíly mezi skutečnou („*true*“) a odhadovanou (*predicted*) hodnotou CSG parametru nebyly nalezeny pro žádnou kombinaci v parametrech CA, MA, Z_y a Z_p v celém souboru. Naopak naměřené hodnoty TA_aa a Z_x v kombinacích me, ms, ae, as se významně lišily od hodnot parametrů získaných z manuální digitalizace obrysu hutné kostní tkáně. Na základě těchto výsledků bychom mohli usoudit, že manuální digitalizaci periostu lze nahradit plně automatickou digitalizací pro CSG parametry kromě parametru TA pro transverzální průřezy v 80 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců ve věku 1–12 let. Avšak průměrná procentuální chyba odhadu plochy hutné kostní tkáně a průřezových modulů z plně automatického ohraničování periostu a endostu je nejvyšší ze všech srovnávaných kombinací typu ohraničování. Navíc, například odhad průřezových modulů pomocí automatického ohraničování převyšuje hranici pětiprocentní akceptované chyby v celém souboru (7–16 %).

Výsledky průměrné %PE naznačují, že kombinace automatického ohraničení periostu a manuálního ohraničení endostu poskytuje nejspolehlivější odhad měřených parametrů v transverzálním průřezu v 80 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců, a to v celém souboru i zvláště ve věkových kategoriích Infans Ib a Infans II. Toto tvrzení je v souladu s výsledky průměrné %PE pro TA (0,06–0,51 %) a patrně z rozdílového grafu pro TA_aa (Graf 3A). Celkem bylo potřeba před automatickou digitalizací digitálně upravit 24 snímků (viz kap. 3.3.2 Úprava snímků pro automatickou digitalizaci). Usuzujeme, že praktické použití kombinace automatického periostu a manuálního endostu se odvíjí od zachovalosti povrchu kosti a od kvality analyzovaného snímku v proximální oblasti diafýzy nedospělých jedinců. Zároveň provedené digitální úpravy snímku neovlivňují spolehlivost automatického ohraničení vnější hranice hutné kostní tkáně.

Rozdíl v průměrné direkcionalní chybě mezi CA_ma (10,83 % pro Infans Ib; -7,65 % pro Infans II) a MA_ma (-2,22 % pro Infans Ib; 5,88 % pro Infans II) se zmenšuje s věkem, avšak absolutní rozdíly CA a MA jsou v dané věkové kategorii shodné (4,21 mm², resp. -10,29 mm²). Tato diskrepance se dá částečně vysvětlit relativním a absolutním zvětšováním CA s věkem. Odhad plochy hutné kostní tkáně v mladší věkové kategorii je více citlivý na automatické ohraničení endostu než ve starší věkové kategorii, což sledujeme i v ostatních parametrech. Nízká spolehlivost odhadu zřejmě souvisí s problematickým určením vnitřní hranice hutné kostní tkáně, která je ve věkové kategorii Ib úzká zejména v posteriorní oblasti průřezu (viz Obrázek 7A). Vysoká citlivost odhadu CA a MA na automatickou a semiautomatickou digitalizaci endostu způsobuje nízkou spolehlivost odhadu parametrů. Bylo by vhodné pro odhad CSG parametrů v transverzálním průřezu v 80 % délky diafýzy upřednostnit manuální digitalizaci endostu před jiným typem ohraničení.

Direkcionalní chyba odhadu polárního průřezového modulu pouze z periostu v proximální části stehenní kosti dospělých jedinců je nízká (%PE $Z_p = 0,36$ %; Macintosh et al., 2013), přičemž námi zjištěná nejnížší průměrná %PE odhadu Z_p pro celý soubor nedospělých jedinců je z automatického periostu a manuálního endostu (1,92 %). Předmětem další studie by mohlo být prověření, zda zahrnutí automatického nebo semiautomatického endostu zvyšuje spolehlivost odhadu průřezových modulů oproti odhadu pouze z periostu u nedospělých jedinců.

Semiautomatické metody ohraničení endostu dosahují méně než 5 % průměrné direkcionalní chyby ve všech parametrech kromě Z_x , přičemž průměrná %PE se snižuje s věkem. Naše výsledky průměrné %PE odhadu plošných parametrů (CA, MA) ze semiautomatického endostu v 80 % délky diafýzy stehenní kosti pro nedospělé jedince jsou mírně nižší než u dospělých jedinců (O'Neill and Ruff, 2004). Periostální modelování je technika snímání průřezu, ve které je elipsa vyznačena na místě endostu na základě AP a ML rentgenových snímků a je analogická kombinací ohraničení ae. Průměrná direkcionalní chyba periostálního modelování dosahovala hodnot -8,6 % (MA) a 4,3 % (CA; O'Neill and Ruff, 2004), což představuje přibližně 6 %, resp. 1,5 % rozdíl oproti námi získaným hodnotám. Semiautomatická metoda odhadu endostu typu Spline dosahuje mírně nižších hodnot průměrné %PE než typ Ellipse (kromě parametru Z_y), což může mít souvislost s tvarem plochy dřevné dutiny odlišným od kruhového či elipsového v 80 % délky diafýzy stehenní kosti zejména u mladších jedinců (viz Obrázek 5 nebo např. snímky průřezů stehenních kostí nedospělých jedinců str. 777,

Gosman et al., 2013). Existuje vysoká variabilita v odhadu CSG parametrů na základě semiautomatického ohraničení endostu, tudíž typ ohraničení Ellipse a Spline nemohou spolehlivě odhadnout tvar dřevné dutiny jako manuální ohraničení.

Druhým cílem práce bylo zjistit efekt anatomické lokalizace transversálního průřezu diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců na odhad biomechanických parametrů. Efekt anatomické lokalizace jsme posoudili na základě statistického porovnání průměrných hodnot procentuální predikční chyby odhadu CSG parametrů transversálních průřezů v 50 % a 80 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců Wilcoxonovým testem a také ve vztahu k pětiprocentní akceptované chybě odhadu. Z našich výsledků vyplývá, že odhad námi měřených CSG parametrů ve všech kombinacích ohraničení periostu a endostu je v 80 % délky diafýzy stehenní kosti méně spolehlivý než odhad příslušných parametrů v 50 % délky diafýzy stehenní kosti u nedospělých jedinců.

Průměrné hodnoty %PE ve věkové kategorii Infans Ib se statisticky lišily mezi 50 % a 80 % délky diafýzy pro kombinace s automatickým ohraničováním endostu. Ve starší věkové kategorii byly statisticky významné rozdíly průměrné %PE v CA s automatickým ohraničením endostu a v Z_x se semiautomatickým ohraničením endostu. Bez ohledu na statistickou signifikanci byla ve všech případech odhadu CSG parametrů průměrná %PE větší v 80 % než v 50 % délky diafýzy kromě MA.

Vliv automatického ohraničování periostu (TA_aa) je v 50 % a 80 % délky diafýzy nízký a srovnatelný, což je patrné z Grafu 1. Citlivost na automatický odhad endostu (MA_aa) je v proximální části diafýzy nižší než v její polovině. Tento jev si vysvětlujeme větší velikostí plochy dřevné dutiny v 80 % délky diafýzy než v 50 % délky diafýzy, tudíž nízký absolutní rozdíl bude tvořit nižší %PE než stejný rozdíl v 50 % délky diafýzy (viz Graf 1).

Odhad biomechanických parametrů v 50 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců na základě automatického ohraničení periostu a automatického a semiautomatického ohraničení endostu je spolehlivé, vykazuje nízké hodnoty %PE a SD a většinou je hodnota průměrné %PE nižší než 5 % (Sládek et. al., n.m.), což se ukazuje také v souboru vybraných nedospělých jedinců z věkové kategorie Infans Ib a II v této práci. Odhad CA, Z_y a Z_p v 80 % délky diafýzy je pro některé kombinace ohraničení periostu a endostu také pod pětiprocentní hranicí akceptované chyby, ale na rozdíl od průměrné %PE v 50 % délky diafýzy dosahuje vysokých hodnot SD (viz Graf 2).

Odhad CSG parametrů transverzálního průřezu v oblasti 80 % délky diafýzy stehenní kosti v celém souboru obecně nevykazuje jednostranné tendence k nadhodnocování nebo podhodnocování, směr odhadu se liší dle parametru a kombinace. Naopak v 50 % délky diafýzy stehenní kosti dochází v celém souboru k mírnému podhodnocování CSG parametrů pro automatické ohraničení periostu a k nadhodnocování odhadu CA , Z_x , Z_y a Z_p s automatickým a semiautomatickým ohraničením endostu. Tvar dřevové dutiny je v proximální části diafýzy i v rámci věkové kategorie více variabilní a obsahuje větší množství trámčité kosti, než je tomu v polovině délky diafýzy (Gosman et al., 2013). Nespolehlivost ohraničení endostu na základě prahování či dosažení pravidelného tvaru (např. elipsa) tak bude více nesystematická v 80 % než v 50 % délky diafýzy.

Posledním cílem práce bylo statistické porovnání tvaru transverzálního průřezu mezi 80 % délky diafýzy stehenní kosti a v polovině délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců. Index cirkularity (I_{max}/I_{min}) průřezu je signifikantně větší v 80 % než v 50 % délky diafýzy stehenní kosti v celém souboru a obou věkových kategoriích. Naše hodnoty I_{max}/I_{min} pro nedospělé jedince v obou anatomických lokalizacích jsou v souladu s literaturou (Gosman et al., 2013). V 80 % délky diafýzy stehenní kosti je tvar průřezu ve vztahu k osám I_{max} a I_{min} s věkem méně cirkulární ($I_{max}/I_{min} = 1,29-1,56$; Gosman et al., 2013). Signifikantní rozdíl ve tvaru transverzálních průřezů mezi 50 % a 80 % délky diafýzy by mohl částečně vysvětlit rozdíl v průměrné %PE odhadu CSG parametrů na základě semiautomatické digitalizace endostu. Avšak případný vztah tvaru průřezu v konkrétní anatomické lokalizaci a odhadu biomechanických parametrů ze semiautomatického ohraničení vnitřní hranice hutné kostní tkáně nelze na základě našich výsledků určit.

Použití průměrné procentuální predikční chyby ke zjištění spolehlivosti odhadu CSG parametrů diafýzy stehenní kosti má několik praktických úskalí. Přímé porovnávání procentuální predikční chyby mezi studii mnohdy není relevantní, protože direkcionální chyba odhadu je v metodologických studiích biomechanických vlastností průřezu kosti vyjádřena různě. Kromě vzorce %PE (3) užitého v této práci (a také např. v Macintosh et al., 2013; Sládek et al., 2015) se používá výpočet: $\%PE = [(predicted - „true“) / „true“] \times 100$ (např. v O'Neill and Ruff, 2004; Sparacello and Pearson, 2010; Davies et al., 2012; Mongle et al., 2015). Procentuální

predikční chyby vypočítané pomocí těchto vzorců se liší svým znaménkem a také velikostí, což v teoretické rovině částečně zpracovali např. Guang a kolektiv (1995). Z důvodu neznámé velikosti rozdílu jednotlivých %PE je porovnání námi naměřených průměrných %PE s literaturou pouze orientační. Zjištění, jaká je velikost rozdílu procentuálních predikčních chyb s rozdílným pořadím veličin v čitateli a jiným jmenovatelem a praktický a statistický dopad na porovnávání mezi studii, by mohlo být předmětem další studie.

Dalším úskalím problematiky procentuální predikční chyby je vyjádření absolutní chyby odhadu. Vzorce pro absolutní chybu odhadu se liší od vzorce pro direkcionální chybu odhadu absolutní hodnotou rozdílu v čitateli. Direkcionální a absolutní chyby odhadu biomechanických parametrů se v metodologických studiích používají také současně (Sládek et al., 2010; Sparacello and Pearson, 2010; Macintosh et al., 2013). Akceptovaná chyba odhadu (5 %) není vztažena ke konkrétnímu typu chyby odhadu (Trinkaas and Ruff, 1989). Absolutní chyba odhadu zpravidla vykazuje vyšší hodnoty průměrné chyby než direkcionální chyba (Sládek et al., 2010; Macintosh et al., 2013). Naše výsledky ukazují, že v celém souboru je průměrná direkcionální chyba pro kombinace automatického periostu a manuálního endostu odhadu CA , Z_x , Z_y a Z_p pod 5 %, což platí i s ohledem na příslušnou směrodatnou odchylku průměrné %PE. Pokud bychom měřili absolutní chybu odhadu, dojdeme ke stejnému závěru, avšak s vyššími průměrnými hodnotami %PE. V případě našeho souboru nedospělých jedinců ($N = 46$) dosahují průměrné absolutní chyby odhadu (průměrná $abs\%PE \pm SD$) hodnot: CA_am ($2,04 \pm 1,64$ %), Z_x_am ($4,02 \pm 3,15$ %), Z_y_am ($2,66 \pm 2,49$ %) a Z_p_am ($3,24 \pm 2,42$ %).

Interpretace %PE, resp. direkcionální chyby odhadu, spolu se směrodatnou odchylkou je dostatečným ukazatelem spolehlivosti odhadu biomechanického parametru v této práci. Navíc spolu s hodnotami limitů shody dostáváme přehled o absolutních rozdílech a můžeme tak určit citlivost parametru na danou kombinaci ohraničování periostu a endostu, což má praktický význam. Rozdílový graf s vynesými hodnotami s logaritmickou transformací kvůli odstranění efektu růstu diafýzy ukazuje, že odhad plochy hutné kostní tkáně (Graf 4A) je mnohem méně citlivý na plně automatické ohraničování hutné kostní tkáně než polární průřezový modul (Graf 4B).

Naše výsledky ukazují, že biomechanické parametry transversálních průřezů z přibližně subtrochanterické oblasti diafýzy není vhodné odhadovat pomocí automatického či semiautomatického ohraničení endostu. Pravděpodobně bude odhad parametrů s automatickým a semiautomatickým ohraničením oblasti dřevové dutiny spolehlivý v rámci pětiprocentní chyby odhadu do určité vzdálenosti od poloviny délky proximálním a distálním směrem. Předmětem dalšího výzkumu v oblasti problematiky odhadu biomechanických parametrů stehenních kostí nedospělých jedinců by mohlo být prověření %PE v transversálních průřezech podél délky diafýzy v rozmezí 20–80 % délky.

Praktický důsledek našich výsledků má zjištění, že v 80 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců je vhodné vyznačovat vnitřní hranici hutné kostní tkáně manuálně. Časová náročnost procesu digitalizace se sníží automatickou digitalizací periostu a vysoká spolehlivost odhadu CSG parametrů zůstane zachována na základě manuální digitalizace endostu. Naše zjištění má uplatnění i pro prehistorické nálezy, které jsou často neúplné a požadavky na pečlivost a spolehlivost odhadu parametrů jsou vysoké.

6. ZÁVĚR

Antropologické studie zaměřené na nedospělé jedince využívají k odhadu biomechanických parametrů transverzálních průřezů podél délky stehenní kosti různých technik ohraničení vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáně (manuální, automatická, semiautomatická), resp. jejich kombinace. Efekt použití různých kombinací technik ohraničení vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáně v různých anatomických lokalizacích délky stehenní kosti na odhad CSG parametrů u nedospělých jedinců zůstával dosud neznámý. Rozhodli jsme se prověřit spolehlivost odhadu CSG parametrů stehenní kosti nedospělých jedinců s různými kombinacemi ohraničení hutné kostní tkáně v 80 % délky diafýzy stehenní kosti a následně porovnat se spolehlivostí odhadu CSG parametrů v 50 % délky diafýzy stehenní kosti. Také jsme porovnali tvar transverzálního průřezu v 50 % a v 80 % délky diafýzy stehenní kosti námi měřené populace nedospělých jedinců z raně středověkého naleziště v Mikulčicích.

Analyzované CSG parametry stehenní kosti nedospělých jedinců v této práci byly plošné parametry (TA, CA, MA) a průřezové moduly (Z_x , Z_y , Z_p a I_{max}/I_{min}). Celkem bylo pro porovnávání použito osm kombinací ohraničování vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáně. Vnější hranice byla digitalizována manuálně nebo automaticky, vnitřní hranice byla digitalizována manuálně, automaticky nebo semiautomaticky typem ohraničení Ellipse nebo Spline.

Použili jsme tři přístupy prověření spolehlivosti odhadu biomechanických parametrů transverzálního průřezu v 80 % délky diafýzy stehenní kosti. Porovnali jsme hodnoty biomechanických parametrů všech osmi kombinací ohraničování periostu a endostu analýzou rozptylu s opakovanými měřeními a následným Tukeyho HSD post-hoc testem s faktorem „Obrys“. Dále jsme zhodnotili procentuální predikční chyby jednotlivých kombinací parametrů vzhledem k akceptované chybě 5 % rozdílu odhadu, která se stala užívaným standardem v metodologických studiích zabývajících se problematikou analýzy CSG parametrů (Stock, 2002; O'Neill and Ruff, 2004; Sládek et al., 2010; Jindrová et al., 2012; Mongle et al., 2015). Také jsme vypočítali 95% limity shody a analyzovali rozdíly odhadů CSG parametrů jednotlivých kombinací. Rozdílové grafy jsme vytvořili pro rozdíly kombinace plně manuální a plně automatické digitalizace pro TA, CA, MA a Z_p . Procentuální predikční chyby odhadu CSG parametrů v lokalizacích v 50 % a 80 % délky diafýzy stehenní kosti jsme statisticky porovnali Wilcoxonovým testem a vzhledem k akceptované pětiprocentní chybě

odhadu. Rozdíl tvaru transversálního průřezu v 50 % a 80 % délky diafýzy jsme statisticky zhodnotili t-testem. Praktický význam přináší zejména výsledky hodnot průměrné %PE CSG parametrů ve vztahu k akceptované pětiprocentní chybě odhadu, přičemž informace o absolutní rozdílech odhadu CSG parametrů jsou vyjádřeny pomocí 95% limitů shody.

Prvním cílem práce bylo zjistit, zda lze manuální ohraničení hutné kostní tkáně transversálního průřezu v 80 % délky diafýzy stehenní kosti nahradit některou ze sedmi kombinací typů ohraničení hutné kostní tkáně u nedospělých jedinců. Na základě našich výsledků usuzujeme, že nejvyšší spolehlivost odhadu CSG parametrů v 80 % délky diafýzy stehenní kosti poskytuje ze zkoumaných kombinací automatická digitalizace vnější hranice hutné kostní tkáně a manuální digitalizace vnitřní hranice hutné kostní tkáně. Zjištění, že automatické ohraničení vnější hranice hutné kostní tkáně vykazovalo nízkou chybu odhadu, je v souladu s naším předpokladem. Avšak navzdory našemu dalšímu předpokladu semiautomatická digitalizace vnitřní hranice hutné kostní tkáně nevykazuje vyšší spolehlivost odhadu CSG parametru než automatická digitalizace v celém souboru.

Druhým cílem této práce bylo zjistit, jaký je efekt anatomické lokalizace na spolehlivost odhadu CSG parametrů z transversálního průřezu u nedospělých jedinců. Odhad CSG parametrů je méně spolehlivý v 80 % než v 50 % délky diafýzy stehenní kosti nedospělých jedinců pro všechny měřené CSG parametry kromě parametru MA, což náš předpoklad nižší spolehlivosti všech CSG parametrů v 80 % délky diafýzy stehenní kosti nesplňuje.

Posledním cílem této práce bylo zjistit, zda se u nedospělých jedinců liší tvar transversálního průřezu diafýzy stehenní kosti (I_{max}/I_{min}) v 50 % a 80 % délky diafýzy. Zjistili jsme, že tvar transversálního průřezu se signifikantně liší v daných anatomických lokalizacích. Předmětem dalšího zkoumání by mohla být případná souvislost tvaru transversálního průřezu stehenní kosti a spolehlivosti odhadu CSG parametrů pomocí semiautomatické digitalizace vnitřní hranice hutné kostní tkáně v různých anatomických lokalizacích u nedospělých jedinců.

7. SEZNAM LITERATURY

- Auerbach BM, Ruff CB. 2006. Limb bone bilateral asymmetry: variability and commonality among modern humans. *J Hum Evol* 50:203–218.
- Baker AM, Wagner DW, Kiratli BJ, Beaupre GS. 2017. Pixel-based DXA-derived structural properties strongly correlate with pQCT measures at the one-third distal femur site. *Ann Biomed Eng* 45:1247–1254.
- Bechtold S, Ripperger P, Bonfig W, Pozza RD, Haefner R, Schwarz HP. 2005. Growth hormone changes bone geometry and body composition in patients with juvenile idiopathic arthritis requiring glucocorticoid treatment: A controlled study using peripheral quantitative computed tomography. *J Clin Endocrinol Metab* 90:3168–3173.
- Biknevicius AR, Ruff CB. 1992. Use of biplanar radiographs for estimating cross-sectional geometric properties of mandibles. *Anat Rec* 232:157–163.
- Bland JM, Altman DG. 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 327:307–310.
- Bonewald LF. 2011. The amazing osteocyte. *J Bone Miner Res* 26:229–238.
- Brassey CA, Margetts L, Kitchener AC, Withers PJ, Manning PL, Sellers WI. 2013. Finite element modelling versus classic beam theory: Comparing methods for stress estimation in a morphologically diverse sample of vertebrate long bones. *J R Soc Interface* 10:20120823.
- Carter DR. 1978. Anisotropic analysis of strain rosette information from cortical bone. *J Biomech* 11:199–202.
- Carter DR, Beaupré GS. 2001. *Skeletal function and form: mechanobiology of skeletal development, aging, and regeneration*. New York: Cambridge University Press.
- Compton JT, Lee FY. 2014. A review of osteocyte function and the emerging importance of sclerostin: *J Bone Jt Surg-Am Vol* 96:1659–1668.
- Cowgill LW. 2010. The ontogeny of Holocene and Late Pleistocene human postcranial strength. *Am J Phys Anthropol* 141:16–37.
- Cunningham C, Scheuer L, Black S. 2016. *Developmental Juvenile Osteology, Second Edition*. 2 edition. Academic Press.
- Currey JD. 2006. *Bones: Structure and mechanics*. 2nd print. and 1. pbk. print. Princeton: Princeton Univ. Press.
- Daegling DJ. 1989. Biomechanics of cross-sectional size and shape in the hominoid mandibular corpus. *Am J Phys Anthropol* 80:91–106.

- Davies TG, Shaw CN, Stock JT. 2012. A test of a new method and software for the rapid estimation of cross-sectional geometric properties of long bone diaphyses from 3D laser surface scans. *Archaeol Anthropol Sci* 4:277–290.
- Eleazer CD, Jankauskas R. 2016. Mechanical and metabolic interactions in cortical bone development. *Am J Phys Anthropol* 160:317–333.
- Gere JM, Goodno BJ. 2009. *Mechanics of materials*. 7th ed. Toronto: Cengage Learning.
- Gosman JH, Hubbell ZR, Shaw CN, Ryan TM. 2013. Development of cortical bone geometry in the human femoral and tibial diaphysis. *Anat Rec* 296:774–787.
- Guang W, Baraldo M, Furlanut M. 1995. Calculating percentage prediction error: A user's note. *Pharmacol Res* 32:241–248.
- Hill EC, Durband AC, Walshe K. 2016. Risk minimization and a Late Holocene increase in mobility at Roonka Flat, South Australia: An analysis of lower limb bone diaphyseal shape. *Am J Phys Anthropol* 161:94–103.
- Himes JH, Martorell R, Habicht J-P, Yarbrough C, Malina RM, Klein RE. 1975. Patterns of cortical bone growth in moderately malnourished preschool children. *Hum Biol* 47:337–350.
- Holliday TW. 2002. Body size and postcranial robusticity of European Upper Paleolithic hominins. *J Hum Evol* 43:513–528.
- Holliday TW. 2012. Body size, body shape, and the circumscription of the genus *Homo*. *Curr Anthropol* 53:330–345.
- Holt BM. 2003. Mobility in Upper Paleolithic and Mesolithic Europe: Evidence from the lower limb. *Am J Phys Anthropol* 122:200–215.
- Huiskes R. 1982. On the modelling of long bones in structural analyses. *J Biomech* 15:65–69.
- Hummert JR. 1983. Cortical bone growth and dietary stress among subadults from Nubia's Batn el Hajar. *Am J Phys Anthropol* 62:167–176.
- Janz KF, Burns TL, Levy SM, Torner JC, Willing MC, Beck TJ, Gilmore JM, Marshall TA. 2004. Everyday activity predicts bone geometry in children: The Iowa bone development study. *Med Sci Sports Exerc* 36:1124–1131.
- Jindrová A, Tůma J, Sládek V. 2012. Intra-observer error of mouse long bone cross section digitization. *Folia Zool* 61:340–349.
- Jindrová A, Tůma J, Sládek V. 2016. Impact of non-invasively induced motor deficits on tibial cortical properties in mutant Lurcher mice. *PLOS ONE* 11:e0158877.
- Judex S, Garman R, Squire M, Donahue L-R, Rubin C. 2004. Genetically based influences on the site-specific regulation of trabecular and cortical bone morphology. *J Bone Miner Res* 19:600–606.

- Keller JM, Edwards FM, Rundle R. 1981. Automatic outlining of regions on CT scans. *J Comput Assist Tomogr* 5:240–245.
- Kimura T. 1971. Cross-section of human lower leg bones viewed from strength of materials. *J Anthropol Soc Nippon* 79:323–336.
- Larsen CS. 1997. Activity patterns: 2. Structural adaptation. In: *Bioarchaeology: Interpreting behavior from the human skeleton*. Cambridge studies in biological anthropology. New York: Cambridge University Press. p 195–225.
- Lewis M. 2007. Fragile bones and shallow graves. In: *The bioarchaeology of children: perspectives from biological and forensic anthropology*. Cambridge studies in biological and evolutionary anthropology. New York: Cambridge University Press. p 20–37.
- Lieberman DE, Polk JD, Demes B. 2004. Predicting long bone loading from cross-sectional geometry. *Am J Phys Anthropol* 123:156–171.
- Macháček J, Dresler P, Přichystalová R, Sládek V. 2016. Břeclav - Pohansko VII. Kostelni pohřebiště na Severovýchodním předhradí. Vydání první. Brno: Muni Press.
- Macintosh AA, Davies TG, Ryan TM, Shaw CN, Stock JT. 2013. Periosteal versus true cross-sectional geometry: A comparison along humeral, femoral, and tibial diaphyses. *Am J Phys Anthropol* 150:442–452.
- Marchi D. 2008. Relationships between lower limb cross-sectional geometry and mobility: The case of a Neolithic sample from Italy. *Am J Phys Anthropol* 137:188–200.
- Mongle CS, Wallace IJ, Grine FE. 2015. Cross-sectional structural variation relative to midshaft along hominine diaphyses. II. The hind limb. *Am J Phys Anthropol* 158:398–407.
- Nagurka ML, Hayes WC. 1980. An interactive graphics package for calculating cross-sectional properties of complex shapes. *J Biomech* 13:59–64.
- O’Neill MC, Ruff CB. 2004. Estimating human long bone cross-sectional geometric properties: A comparison of noninvasive methods. *J Hum Evol* 47:221–235.
- Osipov B, Temple D, Cowgill L, Harrington L, Bazaliiskii VI, Weber AW. 2016. Evidence for genetic and behavioral adaptations in the ontogeny of prehistoric hunter-gatherer limb robusticity. *Quat Int* 405:134–146.
- Pearson OM. 2000. Activity, climate, and postcranial robusticity: Implications for modern human origins and scenarios of adaptive change. *Curr Anthropol* 41:569–607.
- Pearson OM, Lieberman DE. 2004. The aging of Wolff’s “Law”: Ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Am J Phys Anthropol* 125:63–99.

- Petit MA, Beck TJ, Lin H-M, Bentley C, Legro RS, Lloyd T. 2004. Femoral bone structural geometry adapts to mechanical loading and is influenced by sex steroids: The Penn State Young Women's Health Study. *Bone* 35:750–759.
- Poláček L. 2008. Great Moravia, the power centre at Mikulčice and the issue of the socio-economic structure. In: Velemínský P, Poláček L, editors. *Studien zum Burgwall von Mikulčice VIII*. Brno: Archeologický ústav Akademie věd ČR, Brno, v. v. i. p 11–44.
- Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. 2005. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 283A:259–274.
- Roberts DF. 1953. Body weight, race and climate. *Am J Phys Anthropol* 11:533–558.
- Ruff CB. 1987. Sexual dimorphism in human lower limb bone structure: relationship to subsistence strategy and sexual division of labor. *J Hum Evol* 16:391–416.
- Ruff CB. 1991. Climate and body shape in hominid evolution. *J Hum Evol* 21:81–105.
- Ruff CB. 2000. Body size, body shape, and long bone strength in modern humans. *J Hum Evol* 38:269–290.
- Ruff CB. 2002. Long bone articular and diaphyseal structure in old world monkeys and apes. I: Locomotor effects. *Am J Phys Anthropol* 119:305–342.
- Ruff CB. 2003. Growth in bone strength, body size, and muscle size in a juvenile longitudinal sample. *Bone* 33:317–329.
- Ruff CB. 2006. MomentMacro for NIH Image and ImageJ. Baltimore: Johns Hopkins University School of Medicine. Available from: <http://www.hopkinsmedicine.org/fae/mmacro.html>
- Ruff CB. 2008. Biomechanical analyses of archaeological human skeletons. In: Katzenberg MA, Saunders SR, editors. *Biological Anthropology of the Human Skeleton*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc. p 183–206.
- Ruff CB, Burgess ML, Ketcham RA, Kappelman J. 2016. Limb bone structural proportions and locomotor behavior in A.L. 288-1 (“Lucy”). *PLOS ONE* 11:e0166095.
- Ruff CB, Hayes WC. 1982. Subperiosteal expansion and cortical remodeling of the human femur and tibia with aging. *Science* 217:945–948.
- Ruff CB, Hayes WC. 1983. Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae - A biomechanical investigation: I. Method and general patterns of variation. *Am J Phys Anthropol* 60:359–381.
- Ruff CB, Hayes WC. 1983b. Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae - A biomechanical investigation: II. Sex, age, and side differences. *Am J Phys Anthropol* 60:383–400.

- Ruff CB, Higgins R. 2013. Femoral neck structure and function in early hominins. *Am J Phys Anthropol* 150:512–525.
- Ruff CB, Holt B, Niskanen M, Sládek V, Berner M, Garofalo E, Garvin HM, Hora M, Junno J-A, Schuplerová E, Vilkama R, Whittey E. 2015. Gradual decline in mobility with the adoption of food production in Europe. *Proc Natl Acad Sci* 112:7147–7152.
- Ruff CB, Holt B, Sládek V, Berner M, Murphy WA, zur Nedden D, Seidler H, Recheis W. 2006a. Body size, body proportions, and mobility in the Tyrolean “Iceman.” *J Hum Evol* 51:91–101.
- Ruff CB, Holt B, Trinkaus E. 2006b. Who’s afraid of the Big Bad Wolff?: “Wolff’s law” and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 129:484–498.
- Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB. 1972. On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J Biomech* 5:203–215.
- Sailer R, Sládek V, Berner M. 2003. Computer tomography and calculation of bone biomechanics in cross-sections of long bones. *Am J Phys Anthropol* 120 (Suppl 36):182.
- Schindelin J. 2012. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. Available from: <http://www.nature.com/nmeth/journal/v9/n7/full/nmeth.2019.html>
- Schindelin J. 2015. The ImageJ ecosystem: An open platform for biomedical image analysis. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrd.22489/full>
- Shackelford LL. 2007. Regional variation in the postcranial robusticity of Late Upper Paleolithic humans. *Am J Phys Anthropol* 133:655–668.
- Shaw CN, Stock JT. 2013. Extreme mobility in the Late Pleistocene? Comparing limb biomechanics among fossil *Homo*, varsity athletes and Holocene foragers. *J Hum Evol* 64:242–249.
- Sládek V, Berner M, Galeta P, Friedl L, Kudrnová Š. 2010. Technical note: The effect of midshaft location on the error ranges of femoral and tibial cross-sectional parameters. *Am J Phys Anthropol* 141:325–332.
- Sládek V, Berner M, Sailer R. 2006. Mobility in Central European Late Eneolithic and Early Bronze Age: Femoral cross-sectional geometry. *Am J Phys Anthropol* 130:320–332.
- Sládek V, Macháček J. 2017. At the end of Great Moravia: skeletons from the second church cemetery at Pohansko-Břeclav (9th-10th century A.D.).
- Sládek V, Macháček J, Makajevová E, Přichystalová R, Hora M. 2016a. Body mass estimation in skeletal samples using the hybrid approach: The effect of population-specific variations and sexual dimorphism. *Archaeol Anthropol Sci* [Internet]. Available from: <https://doi.org/10.1007/s12520-016-0400-6>

- Sládek V, Macháček J, Ruff CB, Schuplerová E, Přichystalová R, Hora M. 2015. Population-specific stature estimation from long bones in the Early Medieval Pohansko (Czech Republic). *Am J Phys Anthropol* 158:312–324.
- Sládek V, Ruff CB, Berner M, Holt B, Niskanen M, Schuplerová E, Hora M. 2016b. The impact of subsistence changes on humeral bilateral asymmetry in Terminal Pleistocene and Holocene Europe. *J Hum Evol* 92:37–49.
- Slemenda CW, Turner CH, Peacock M, Christian JC, Sorbel J, Hui SL, Johnston CC. 1996. The genetics of proximal femur geometry, distribution of bone mass and bone mineral density. *Osteoporos Int* 6:178–182.
- Sparacello VS, Pearson OM. 2010. The importance of accounting for the area of the medullary cavity in cross-sectional geometry: A test based on the femoral midshaft. *Am J Phys Anthropol* 143:612–624.
- Stock J, Pfeiffer S. 2001. Linking structural variability in long bone diaphyses to habitual behaviors: Foragers from the Southern African Later Stone Age and the Andaman Islands. *Am J Phys Anthropol* 115:337–348.
- Stock JT. 2002. A test of two methods of radiographically deriving long bone cross-sectional properties compared to direct sectioning of the diaphysis. *Int J Osteoarchaeol* 12:335–342.
- Stock JT, Shaw CN. 2007. Which measures of diaphyseal robusticity are robust? A comparison of external methods of quantifying the strength of long bone diaphyses to cross-sectional geometric properties. *Am J Phys Anthropol* 134:412–423.
- Sumner DR, Mockbee B, Morse K, Cram T, Pitt M. 1985. Computed tomography and automated image analysis of prehistoric femora. *Am J Phys Anthropol* 68:225–232.
- Sylvester AD, Garofalo E, Ruff C. 2010. Technical note: An R program for automating bone cross section reconstruction. *Am J Phys Anthropol* 142:665–669.
- Trinkaus E, Churchill SE, Ruff CB, Vandermeersch B. 1999. Long bone shaft robusticity and body proportions of the Saint-Césaire 1 Châtelperronian Neanderthal. *J Archaeol Sci* 26:753–773.
- Trinkaus E, Ruff CB. 1989. Diaphyseal cross-sectional morphology and biomechanics of the Fond-de-Forêt 1 femur and the Spy 2 femur and tibia. *Bull Soc R Belge Anthr Prehist* 100:33–42.
- Trinkaus E, Ruff CB. 1999. Diaphyseal cross-sectional geometry of Near Eastern Middle Palaeolithic humans: The femur. *J Archaeol Sci* 26:409–424.
- Trinkaus E, Ruff CB. 2012. Femoral and tibial diaphyseal cross-sectional geometry in Pleistocene *Homo*. *PaleoAnthropology*:13–62.
- Ubelaker DH. 1989. *Human skeletal remains: Excavation, analysis, interpretation*. Washington, D.C.: Taraxacum.

Weiner S, Wagner HD. 1998. The material bone: Structure-mechanical function relations. *Annu Rev Mater Sci* 28:271–298.

White TD. 2012. *Human osteology*. 3rd ed. Amsterdam: Elsevier Academic Press.

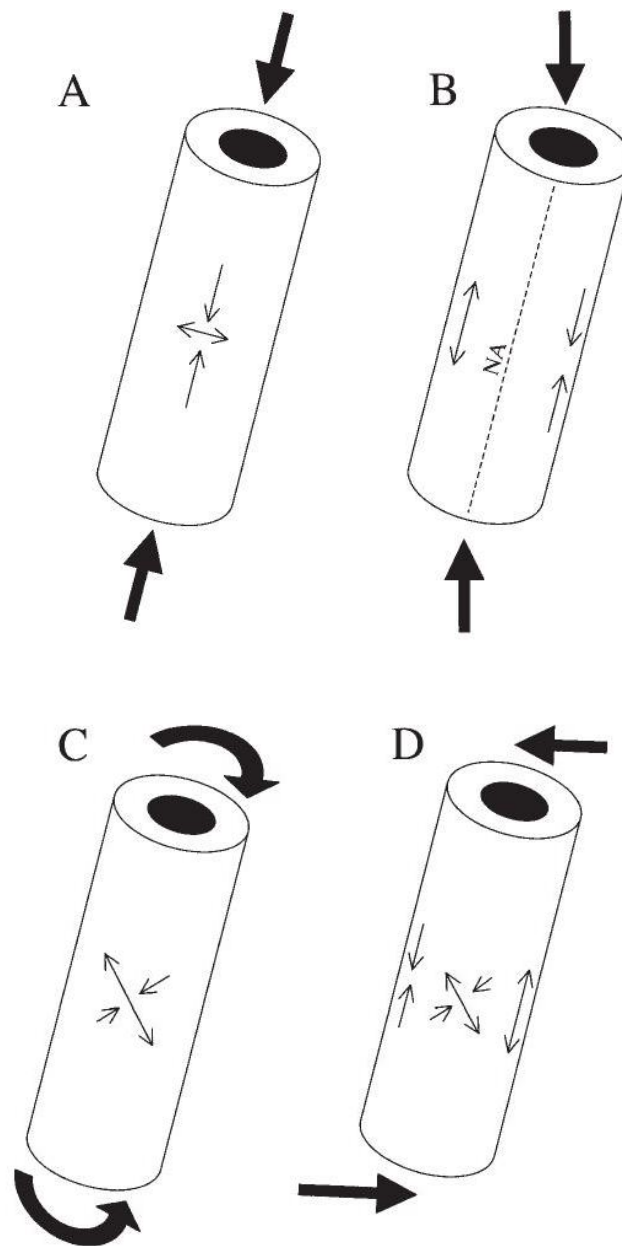
8. PŘÍLOHY

Seznam příloh

Obrázky.....	47
Obrázek 1: Schématické znázornění sil působících na nosník při tlaku (A), ohybu (B), torzi (C) a posunu (D) (Pearson and Lieberman, 2004; upraveno).	47
Obrázek 2: Orientace stehenní kosti do anatomické pozice pro získání průřezu (Ruff and Hayes, 1983a; upraveno).....	48
Obrázek 3: Manuální digitalizace periostu.	49
Obrázek 4: Automatická digitalizace periostu.....	50
Obrázek 5: Typy digitalizace endostu: manuální (A), automatická (B), Ellipse (C) a Spline (D).....	51
Obrázek 6: Úprava snímku před automatickou digitalizací.....	52
Obrázek 7: Úzká plocha hutné kostní tkáně v posteriorní oblasti (A), trámčina (B) a zemina (C) v oblasti dřeňové dutiny.....	53
Obrázek 8: Pozitivní reliéf periostu (A) a negativní reliéf endostu (B).....	54
Grafy	55
Graf 1: Průměrné %PE automatického ohraničování periostu a endostu pro CSG parametry pro celý soubor (N = 46).....	55
Graf 2: Průměrné %PE v parametru CA (A) a Z_p (B) pro semiautomatické metody ohraničování endostu, celý soubor (N = 46).....	56
Graf 3: Rozdílový graf pro TA (A) a MA (B) v 80 % délky diafýzy.	57
Graf 4: Rozdílový graf pro CA (A) a Z_p (B) v 80 % délky diafýzy	58
Tabulky	59
Tabulka 1: Definice vybraných CSG parametrů (Ruff, 2008; upraveno).....	59
Tabulka 2: Souhrn invazivních a neinvazivních metod.....	60
Tabulka 3: Přehled kombinací typu digitalizace obrysu vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáně.....	61
Tabulka 4: Test intraobservační chyby CSG parametrů.....	62

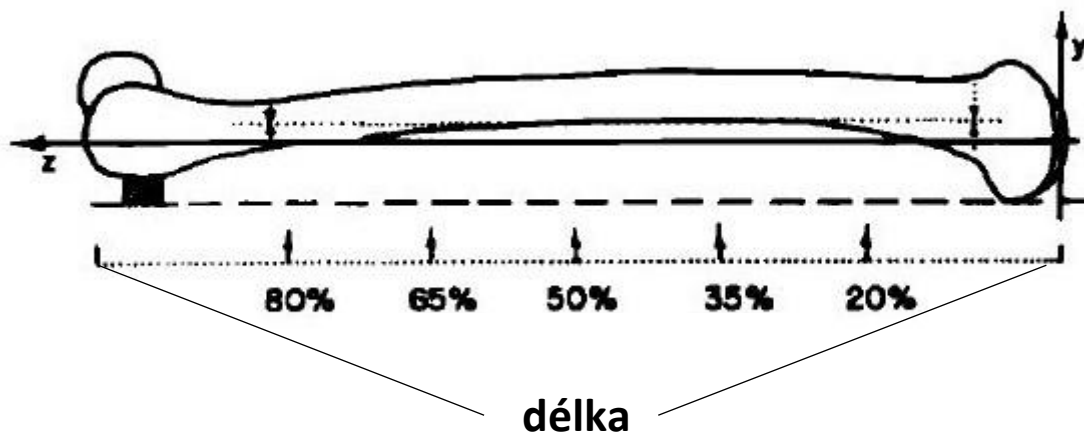
Tabulka 5: Popisná statistika CSG parametrů.	63
Tabulka 6: Průměrná procentuální predikční chyba (%PE) CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro celý soubor (N = 46).....	64
Tabulka 7: Průměrná %PE CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro Infans Ib (N = 26).	65
Tabulka 8: Průměrná %PE CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro Infans II (N = 20).....	66
Tabulka 9: Průměry rozdílů a 95% limity shody CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro celý soubor (Total).	67
Tabulka 10: Průměry rozdílů a 95% limity shody CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro Infans Ib.	68
Tabulka 11: Průměry rozdílů a 95% limity shody CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro Infans II.....	69

Obrázky



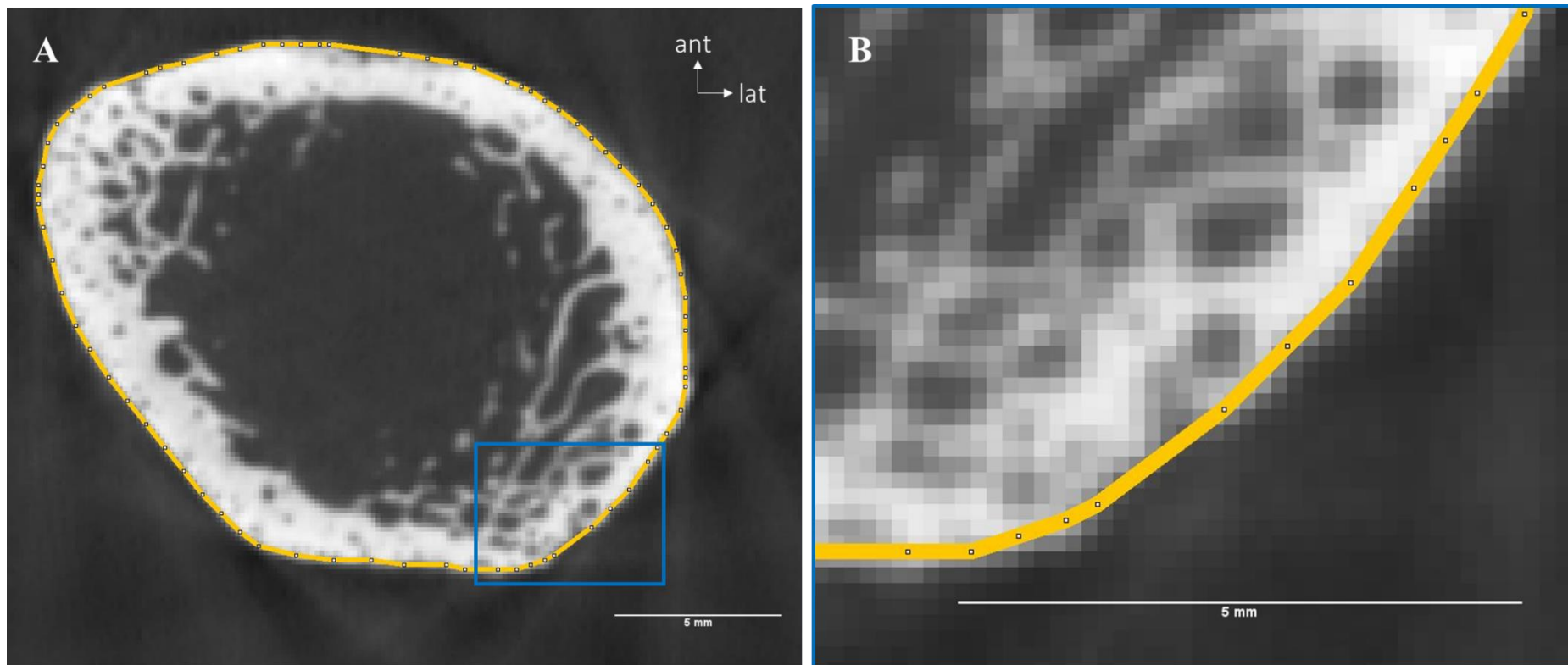
Obrázek 1: Schématické znázornění sil působících na nosník při tlaku (A), ohybu (B), torzi (C) a posunu (D) (Pearson and Lieberman, 2004; upraveno).

Černě zvýrazněné šipky: směr a místo působení vnější zátěže; šipky uvnitř nosníku: výsledné síly uvnitř nosníku; NA: neutrální osa nosníku.



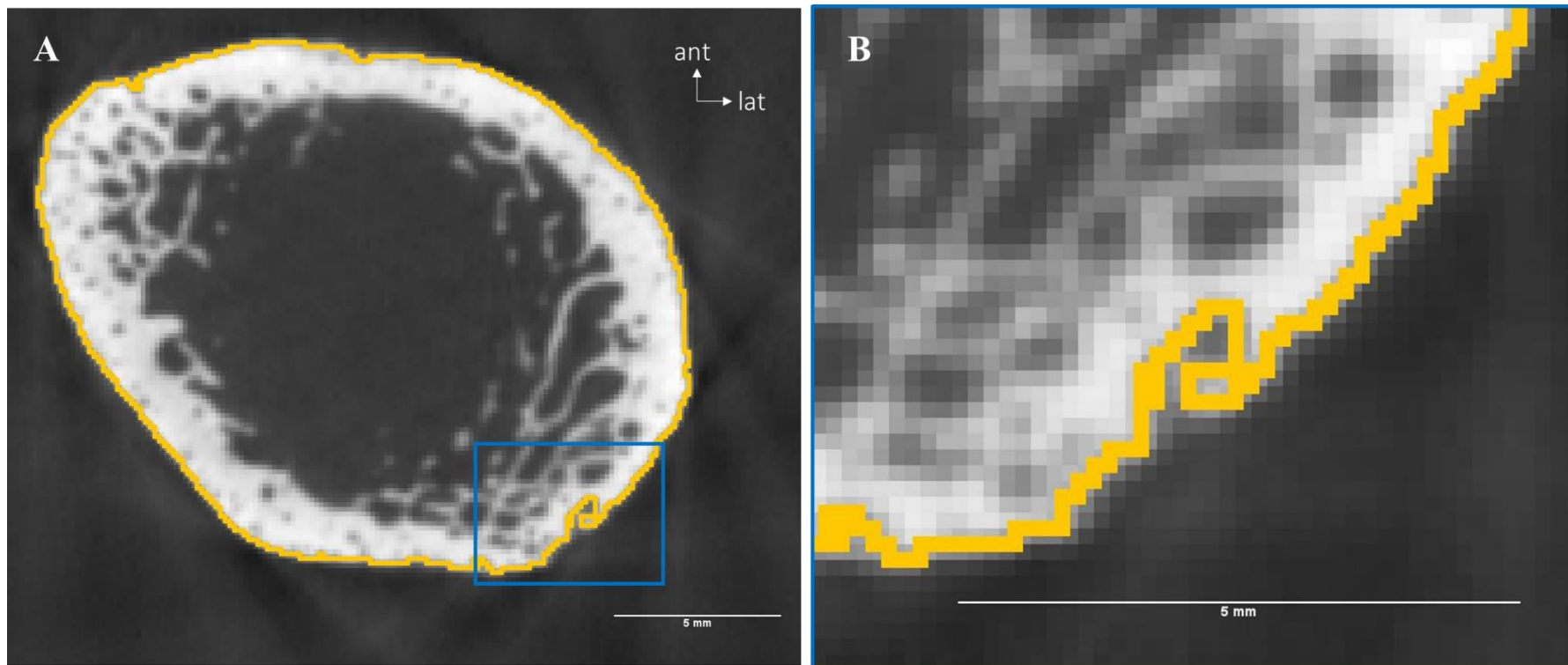
Obrázek 2: Orientace stehenní kosti do anatomické pozice pro získání průřezu (Ruff and Hayes, 1983a; upraveno).

Osa y: anteroposteriorní osa; osa z: longitudinální osa stehenní kosti v anatomické pozici; délka: biomechanická délka stehenní kosti s vyznačenými anatomickými lokalizacemi.



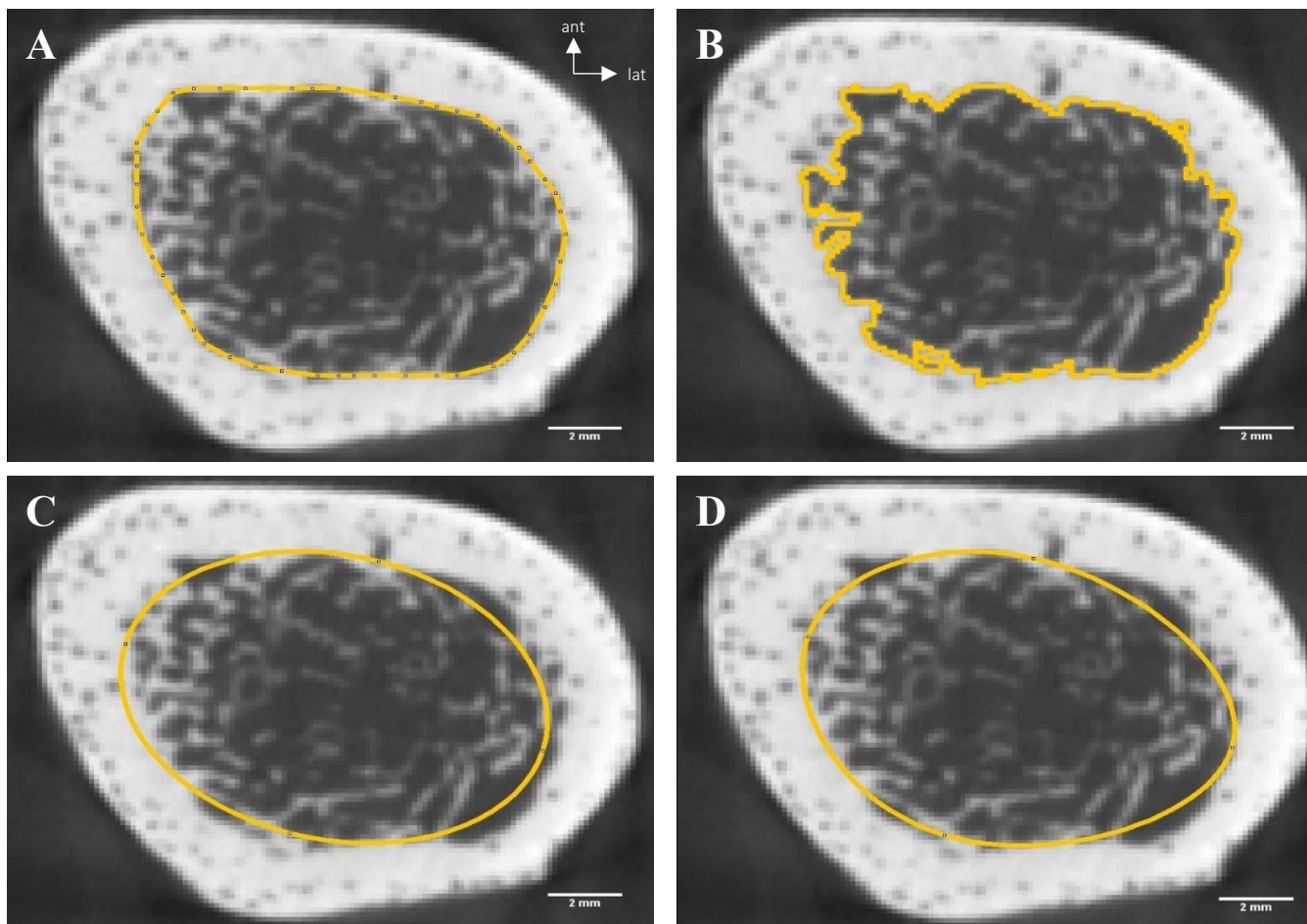
Obrázek 3: *Manuální digitalizace periostu.*

Distální pohled na transverzální průřez stehenní kosti nedospělého jedince (Infans Ib) v 80 % délky levé diafýzy (A), modrý obdélník odkazuje na detailní pohled manuální digitalizace periostu (B).



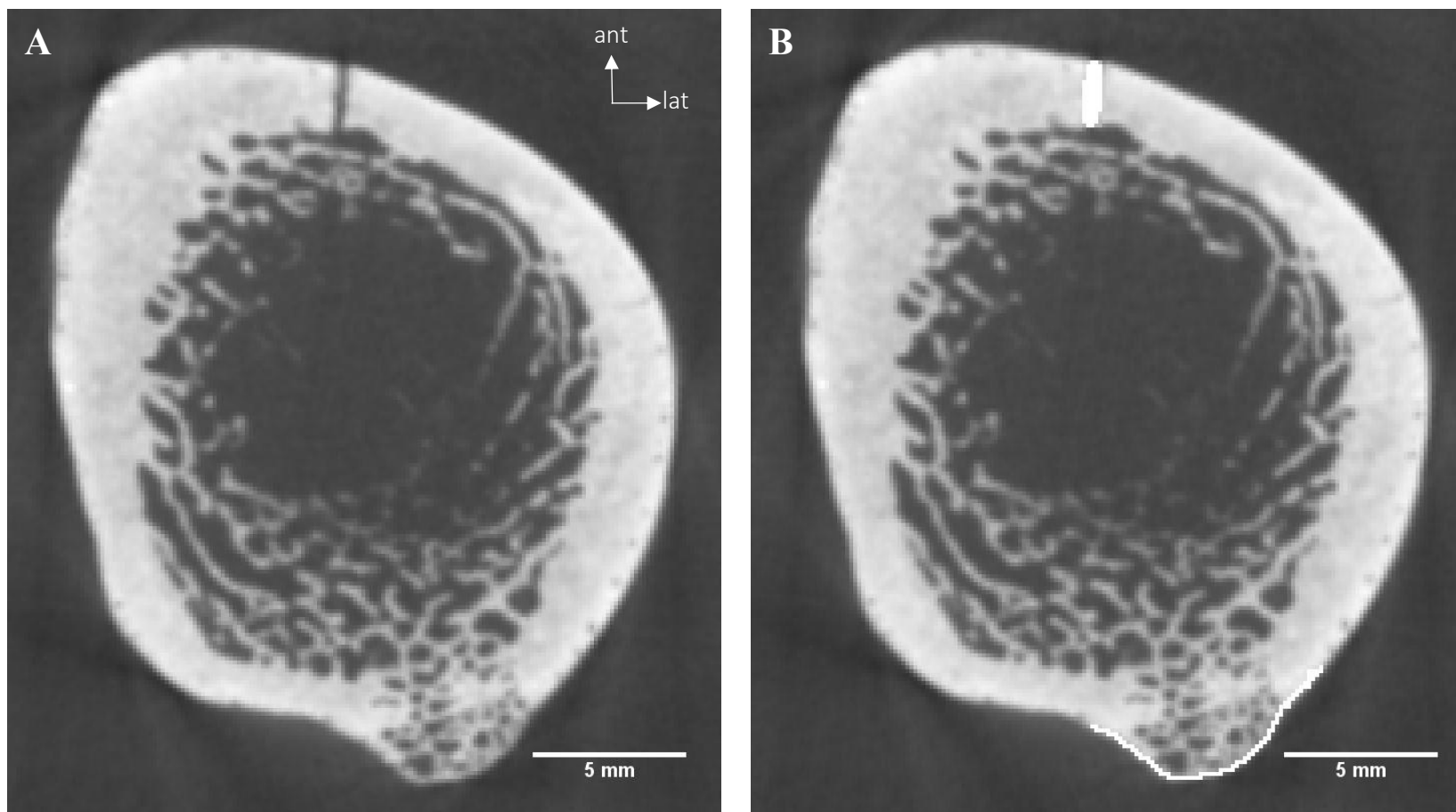
Obrázek 4: *Automatická digitalizace periostu.*

Distální pohled na transverzální průřez stehenní kosti nedospělého jedince (*Infans Ib*) v 80 % délky levé diafýzy (A), modrý obdélník odkazuje na detailní pohled automatické digitalizace periostu (B).



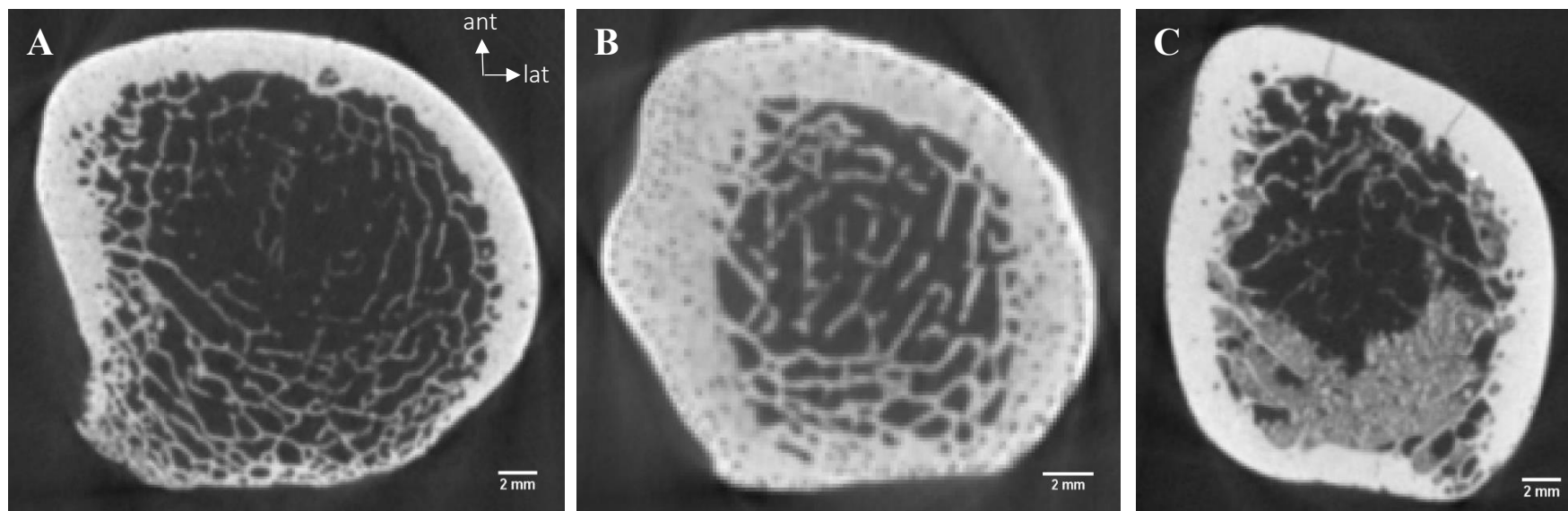
Obrázek 5: Typy digitalizace endostu: manuální (A), automatická (B), Ellipse (C) a Spline (D).

Distální pohled na transverzální průřez stehenní kosti nedospělého jedince (Infans Ib) v 80 % délky levé diafýzy.

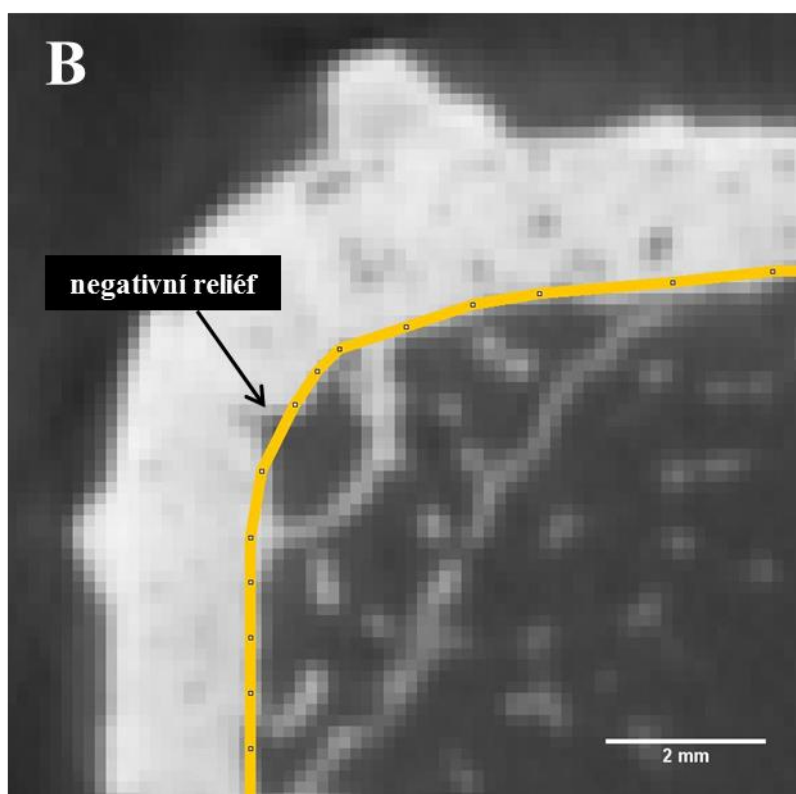
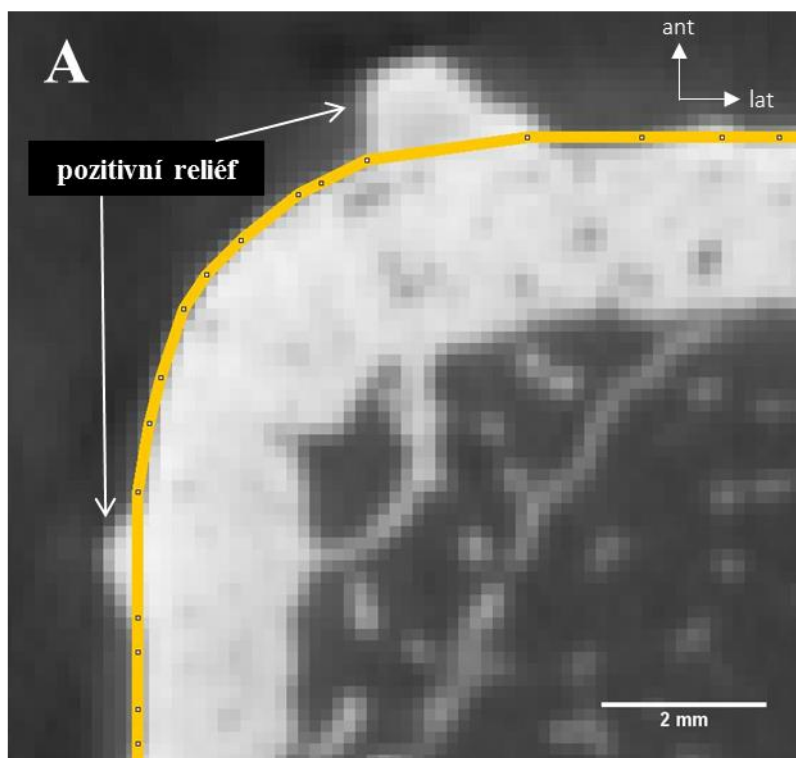


Obrázek 6: Úprava snímku před automatickou digitalizací.

Distální pohled na transverzální průřez stehenní kosti nedospělého jedince (Infans II) v 80 % délky levé diafýzy před digitální úpravou (A) a po dobarvení v programu Fiji (B).



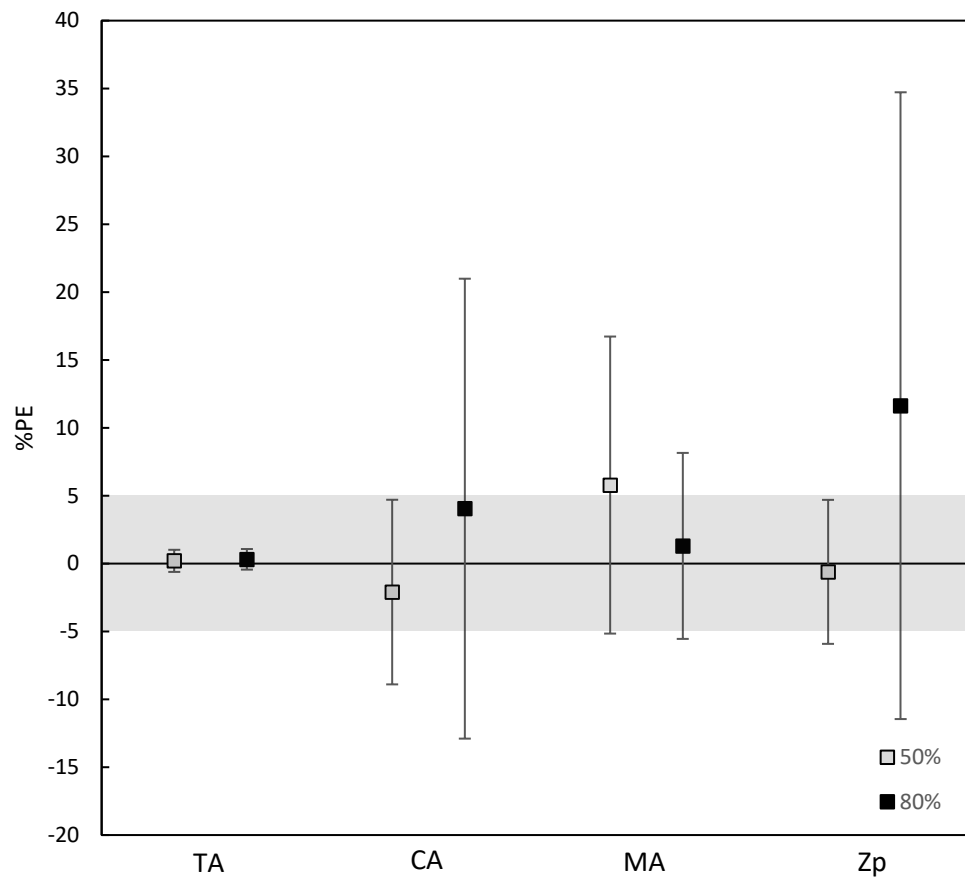
Obrázek 7: Úzká plocha hutné kostní tkáně v posteriorní oblasti (A), trámčina (B) a zemina (C) v oblasti dřevěné dutiny.
Distální pohled na transverzální průřez stehenní kosti nedospělých jedinců (Infans II) v 80 % délky levé diafýzy.



Obrázek 8: *Pozitivní reliéf periostu (A) a negativní reliéf endostu (B).*

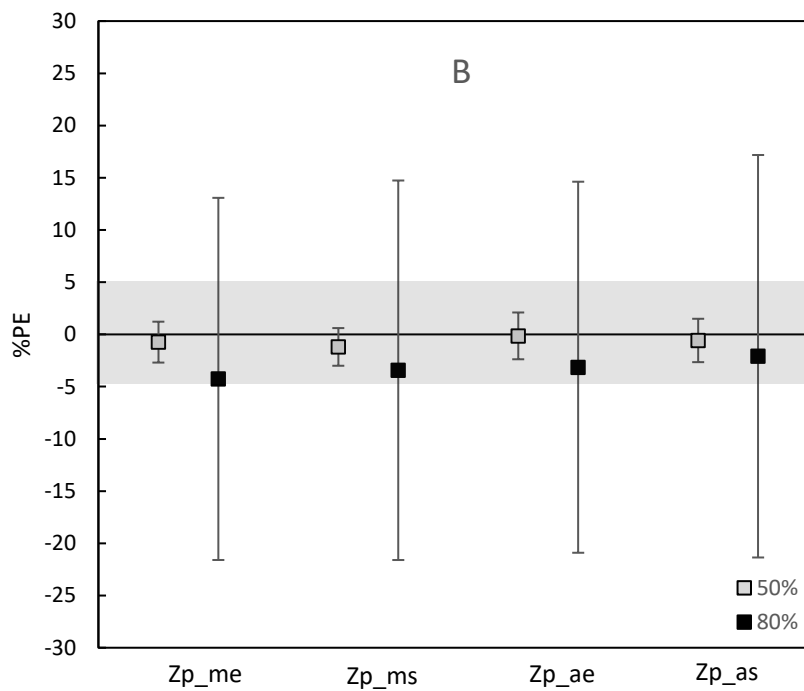
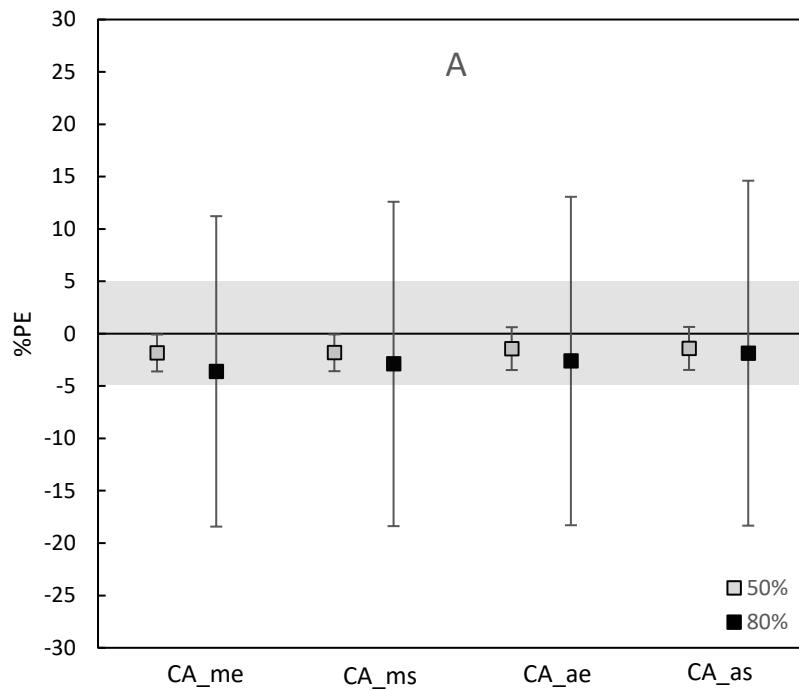
Distální pohled na transverzální průřez stehenní kosti nedospělého jedince (Infans II) v 80 % délky levé diafýzy.

Grafy



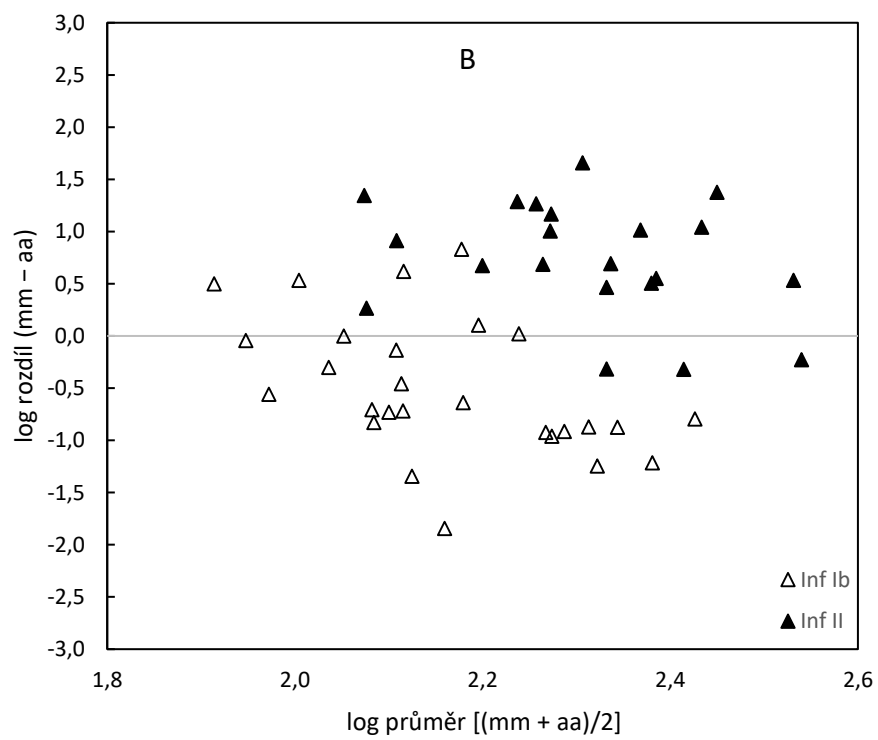
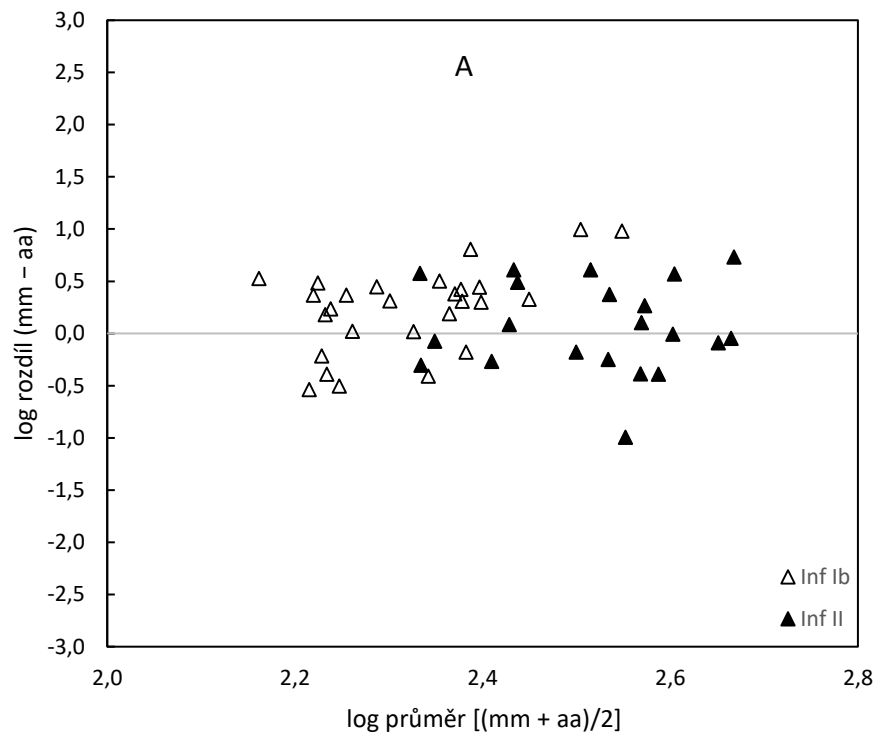
Graf 1: Průměrné %PE automatického ohraničování periostu a endostu pro CSG parametry pro celý soubor ($N = 46$).

Čtverce: hodnoty průměrné %PE; úsečky: \pm SD průměrné %PE.

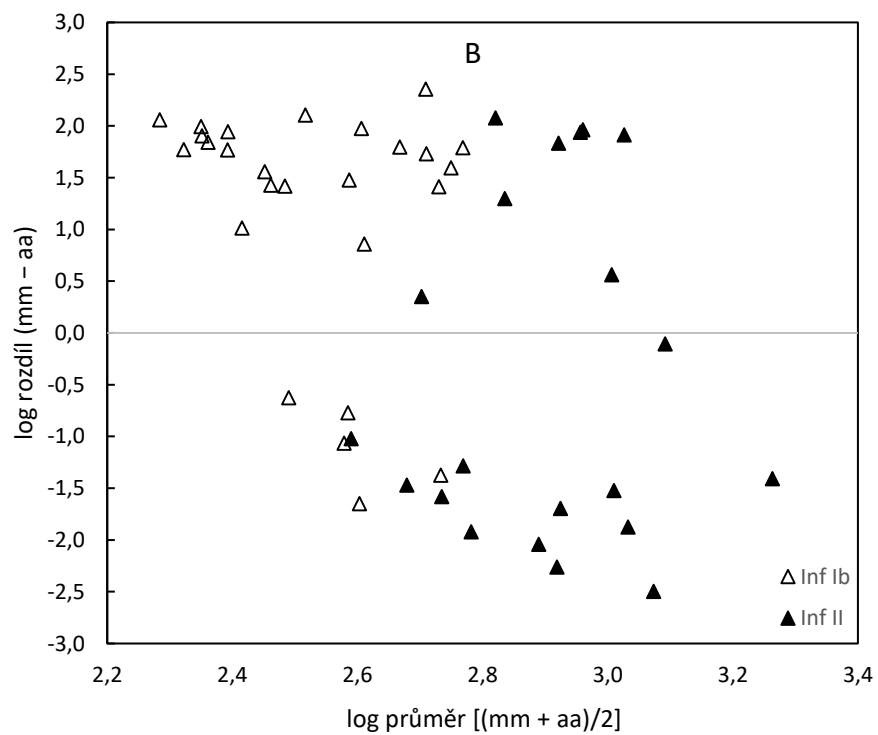
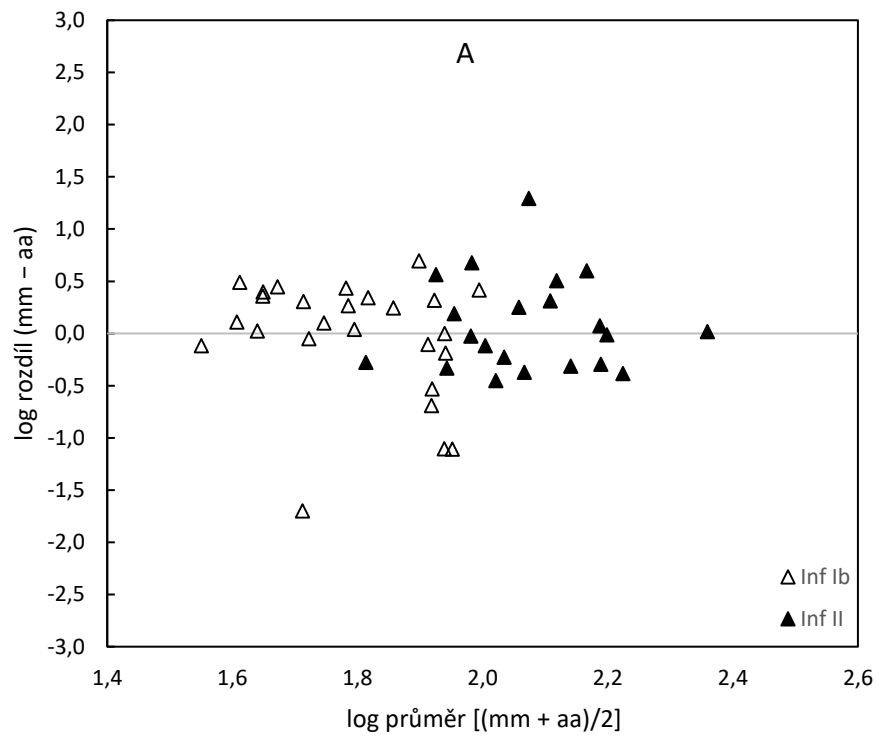


Graf 2: Průměrné %PE v parametru CA (A) a Z_p (B) pro semiautomatické metody ohraničování endostu, celý soubor ($N = 46$).

Čtverce: hodnoty průměrné %PE; úsečky: hodnoty \pm SD průměrné %PE.



Graf 3: Rozdílový graf pro TA (A) a MA (B) v 80 % délky diafýzy.



Graf 4: Rozdílový graf pro CA (A) a Z_p (B) v 80 % délky diafýzy

Tabulky

Tabulka 1: *Definice vybraných CSG parametrů (Ruff, 2008; upraveno).*

CSG parametr	Zkratka	Jednotka	Význam
Celková plocha průřezu	TA	mm ²	Plocha pod vnější hranicí průřezu
Plocha dřevové dutiny	MA	mm ²	Plocha pod vnitřní hranicí průřezu
Plocha hutné kostní tkáně	CA	mm ²	Odolnost vůči tahu/tlaku
Kvadratický moment plochy průřezu k ose s maximální odolností	I _{max}	mm ⁴	Maximální odolnost vůči deformaci v ohybu
Kvadratický moment plochy průřezu k ose s minimální odolností	I _{min}	mm ⁴	Minimální odolnost vůči deformaci v ohybu
Průřezový modul k ose x	Z _x	mm ³	Odolnost vůči zlomení v ohybu v mediolaterální ose
Průřezový modul k ose y	Z _y	mm ³	Odolnost vůči zlomení v ohybu v anteroposteriorní ose
Polární průřezový modul	Z _p	mm ³	Odolnost vůči zlomení v torzi a průměrná odolnost vůči zlomení v ohybu v průřezu

Tabulka 2: *Souhrn invazivních a neinvazivních metod.*

Metody	Periost	Endost	Reference
Invazivní			
řezání kostí	manuální	manuální	Kimura, 1971; Ruff and Hayes, 1983a; Stock, 2002; Lieberman et al., 2004; O'Neill and Ruff, 2004
zlomené kosti	manuální	manuální	Trinkaus and Ruff, 1999
histologické zpracování	manuální, automatický	manuální, automatický	Eleazer and Jankauskas, 2016; Jindrová et al., 2016
Neinvazivní			
vnější rozměry kosti	manuální	-	Hill et al., 2016
periostální modelování	manuální	-	Trinkaus and Ruff, 1989, 1999; Cowgill, 2010
bi-planární radiografie	semiautomatický	semiautomatický	Stock, 2002; Holt, 2003; O'Neill and Ruff, 2004; Marchi, 2008
CT, μ CT, pQCT	manuální, automatický	manuální, automatický	Sumner et al., 1985; Ruff et al., 2006a; Sládek et al., 2006; Sylvester et al., 2010; Macintosh et al., 2013; Shaw and Stock, 2013; Mongle et al., 2015; Ruff et al., 2015; Sládek et al., 2016b
3D skenování	automatický	-	Davies et al., 2012; Osipov et al., 2016

Tabulka 3: Přehled kombinací typu digitalizace obrysu vnější a vnitřní hranice hutné kostní tkáně.

		Obrys		CSG parametry[†]
	Zkratka	Periost	Endost	
"true":	mm	manuální	manuální	TA, MA, CA, Z _x , Z _y , Z _p
estimated:	ma	manuální	automatický	MA, CA, Z _x , Z _y , Z _p
	me	manuální	Ellipse	MA, CA, Z _x , Z _y , Z _p
	ms	manuální	Spline	MA, CA, Z _x , Z _y , Z _p
	aa	automatický	automatický	TA, CA, Z _x , Z _y , Z _p
	am	automatický	manuální	CA, Z _x , Z _y , Z _p
	ae	automatický	Ellipse	CA, Z _x , Z _y , Z _p
	as	automatický	Spline	CA, Z _x , Z _y , Z _p

[†]Odhadované CSG parametry pro příslušnou kombinaci typu digitalizace.

Tabulka 4: *Test intraobservační chyby CSG parametrů.*

CSG parametry	Měření 1 (N = 14)		Měření 2 (N = 14)		Měření 3 (N = 14)	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
TA	0,17*	0,28	-0,08	0,24	0,15	0,29
CA	28,69*	32,99	1,08	4,00	0,35	2,99
MA	-13,81*	11,24	-0,86	2,03	0,05	1,64
Z _x	22,37*	24,78	1,04	6,10	1,01	4,73
Z _y	16,94*	15,57	0,55	2,92	0,84	2,07
Z _p	18,69*	18,95	0,21	3,89	-0,14	3,95

Měření 1: hodnota průměrné %PE manuální digitalizace 14 snímků mezi první a druhou digitalizací; Měření 2: hodnota průměrné %PE mezi druhou a třetí digitalizací stejných snímků jako Měření 1; Měření 3: hodnota průměrné %PE manuální digitalizace dalších 14 snímků mezi první a druhou digitalizací; * p-hodnota <0,05 (Wilcoxonův test, signifikance vůči hodnotě 0).

Tabulka 5: Popisná statistika CSG parametrů.

CSG parametry	Total (N = 46)				Infans Ib (N = 26)				Infans II (N = 20)			
	50 %		80 %		50 %		80 %		50 %		80 %	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
TA	158	61	268	89	117	25	210	42	211	51	344	75
CA	100	47	89	39	69	20	65	19	141	38	120	36
MA	58	19	179	63	49	12	145	41	70	21	224	59
Z_x	241	153	306	165	141	52	201	64	371	142	443	155
Z_y	253	155	353	229	150	52	203	77	386	142	549	212
Z_p	476	301	583	338	277	102	368	126	734	278	861	324
I_{max}/I_{min}[†]	1,216	0,116	1,484*	0,303	1,244	0,123	1,349*	0,193	1,180	0,094	1,659*	0,329

[†]Hodnoty indexu cirkularity mezi 50 % a 80 % délky diafýzy byly porovnány t-testem; * p-hodnota <0,05.

Jednotky viz Tabulka 1.

Tabulka 6: Průměrná procentuální predikční chyba (%PE) CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro celý soubor (N = 46).

	Obrys	50 %					80 %					Wilc
		%PE	SD	Min	Max	Sign	%PE	SD	Min	Max	Sign	
TA	aa	0,20	0,82	-1,03	2,84		0,31	0,76	-1,79	1,83	*	
CA						***					*	
	ma	-2,58	5,96	-19,55	17,26	***	2,80	15,73	-24,08	56,00		
	me	-1,84	1,76	-6,98	4,98	***	-3,60	14,82	-43,17	25,66		
	ms	-1,82	1,76	-7,04	4,89	***	-2,89	15,49	-42,89	32,40		
	aa	-2,10	6,80	-19,01	23,20	***	4,05	16,94	-25,04	52,11		
	am	0,44	1,57	-1,77	6,18		0,93	2,48	-4,03	7,06		
	ae	-1,43	2,05	-6,86	5,31	**	-2,61	15,68	-44,01	27,93		
	as	-1,41	2,05	-6,91	5,21	**	-1,86	16,47	-43,75	37,88		
MA						***						
	ma	5,78	10,94	-12,07	56,36	***	1,30	6,85	-15,30	25,34		*
	me	3,14	3,26	-9,35	12,20	***	2,63	7,21	-8,71	21,76		
	ms	3,12	3,25	-9,20	12,32	***	2,41	7,33	-8,85	21,72		
Z_x						***					***	
	ma	-1,14	4,69	-13,83	17,97		13,64	32,64	-19,81	138,07		**
	me	-1,74	2,05	-6,00	3,96	***	-10,59	17,21	-52,22	25,72	***	**
	ms	-2,04	2,08	-6,80	3,00	***	-10,06	18,09	-51,63	39,48	***	**
	aa	-0,21	5,67	-13,72	22,57		16,64	30,46	-23,00	116,75		***
	am	0,81	2,09	-3,55	7,64		2,94	4,23	-7,29	12,59		**
	ae	-1,01	2,70	-7,44	7,29		-8,85	18,34	-52,22	40,08	***	*
	as	-1,13	2,57	-7,17	4,54		-7,98	20,14	-51,64	61,78	***	*
Z_y						**						
	ma	-1,19	3,80	-10,01	17,13	*	5,49	15,49	-23,97	65,27		*
	me	-0,32	2,33	-6,16	4,23		0,47	19,01	-35,99	46,17		
	ms	-0,66	2,18	-5,65	3,69		1,97	20,91	-35,29	66,36		
	aa	-0,49	4,79	-8,95	22,58		7,29	15,95	-24,39	50,46		**
	am	0,59	1,73	-2,10	5,61		1,80	3,20	-5,69	10,03		*
	ae	-0,10	2,47	-5,05	5,94		2,09	19,60	-35,77	48,68		
	as	-0,38	2,37	-5,21	5,62		3,72	21,98	-35,06	80,01		
Z_p						***					***	
	ma	-1,23	4,17	-10,85	17,07	*	9,55	24,22	-22,25	105,12		**
	me	-0,74	1,96	-5,34	3,19		-4,26	17,34	-45,31	42,98		
	ms	-1,20	1,80	-5,51	3,61	**	-3,43	18,17	-45,80	47,96		
	aa	-0,61	5,30	-11,17	23,56		11,63	23,09	-23,33	84,83		**
	am	0,55	1,83	-2,47	6,67		1,92	3,60	-6,65	9,37		*
	ae	-0,14	2,24	-4,81	6,55		-3,14	17,76	-45,73	43,64		
	as	-0,58	2,08	-5,11	4,50		-2,09	19,27	-46,23	48,22		

p-hodnota: * <0,05; ** <0,01; *** <0,001

Obrys: typy obrysu (viz Tabulka 3); %PE: hodnoty průměrné %PE; Sign: p-hodnoty získané testem ANOVA s opakovanými měřeními pro biomechanické parametry a p-hodnoty post-hoc srovnání (Tukey HSD test) s faktorem „Obrys“; Wilc: p-hodnoty získané Wilcoxonovým testem pro porovnání hodnot %PE v 50 % a 80 % stejných kombinací.

Tabulka 7: Průměrná %PE CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro *Infans Ib* ($N = 26$).

		50 %					80 %					
	Obrys	%PE	SD	Min	Max	Sign	%PE	SD	Min	Max	Sign	Wilc
TA	aa	0,46	0,95	-1,03	2,84	*	0,51	0,77	-1,79	1,83	**	
						***					***	
CA	ma	-3,40	7,72	-19,55	17,26	**	10,83	15,82	-6,55	56,00		***
	me	-2,19	2,11	-6,98	4,98		-4,67	18,20	-43,17	25,66		
	ms	-2,20	2,09	-7,04	4,89		-3,77	19,07	-42,89	32,40		
	aa	-2,37	8,95	-19,01	23,20	*	12,95	16,76	-5,39	52,11		***
	am	0,97	1,85	-1,77	6,18		1,59	2,66	-4,03	7,06		
	ae	-1,27	2,53	-6,86	5,31		-2,94	19,32	-44,01	27,93		
	as	-1,28	2,55	-6,91	5,21		-2,03	20,29	-43,75	37,88		
						**					**	
MA	ma	7,56	13,96	-12,07	56,36	**	-2,22	4,24	-15,30	4,61		***
	me	3,20	3,75	-9,35	12,20		2,87	8,38	-8,71	21,76		
	ms	3,24	3,72	-9,20	12,32		2,63	8,51	-8,85	21,72		
Z_x						***					***	
	ma	-1,71	6,15	-13,83	17,97		26,77	37,65	-5,02	138,07		***
	me	-2,02	2,30	-5,50	3,96		-11,36	18,64	-44,67	21,16	*	*
	ms	-2,67	2,18	-6,80	3,00	**	-11,10	18,92	-44,23	19,20	*	
	aa	-0,36	7,45	-13,72	22,57		30,89	32,74	-8,80	116,75	*	***
	am	1,14	2,41	-3,55	7,64		3,85	4,66	-7,29	10,71		**
	ae	-1,04	3,15	-7,44	7,29		-9,33	19,32	-45,12	22,34		
	as	-1,42	2,90	-7,17	4,54		-8,71	20,02	-44,63	20,33		
Z_y						*					***	
	ma	-1,45	4,97	-10,01	17,13		12,19	16,42	-4,95	65,27		***
	me	-0,45	2,84	-6,16	4,23		-0,09	21,81	-35,99	46,17		
	ms	-0,90	2,63	-5,65	3,69		2,34	24,62	-35,29	66,36		
	aa	-0,19	6,19	-8,95	22,58		14,72	16,31	-8,42	50,46		***
	am	1,07	1,98	-1,50	5,61		2,53	3,85	-5,69	10,03		
	ae	0,04	2,94	-5,05	5,94		2,23	22,70	-35,77	48,68		
	as	-0,34	2,77	-5,21	5,62		4,80	26,14	-35,06	80,01		
Z_p						**					***	
	ma	-1,69	5,48	-10,85	17,07		19,34	27,46	-5,65	105,12		***
	me	-0,91	2,48	-5,34	3,19		-5,16	20,92	-45,31	42,98		
	ms	-1,48	2,27	-5,51	3,61		-4,39	21,78	-45,80	47,96		
	aa	-0,60	7,02	-11,17	23,56		22,28	24,56	-10,50	84,83	*	***
	am	0,97	2,20	-2,47	6,67		2,58	4,20	-6,65	9,37		
	ae	0,15	2,81	-4,81	6,55		-3,49	21,42	-45,73	43,64		
	as	-0,46	2,61	-5,11	4,50		-2,50	22,94	-46,23	48,22		

Vysvětlivky viz Tabulka 3 a Tabulka 6.

Tabulka 8: Průměrná %PE CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro *Infans II* ($N = 20$).

	Obrys	50 %					80 %					Wilc
		%PE	SD	Min	Max	Sign	%PE	SD	Min	Max	Sign	
TA	aa	-0,14	0,41	-0,67	0,83		0,06	0,68	-0,93	1,51		
CA						***					***	
	ma	-1,50	1,85	-5,18	1,28	***	-7,65	7,36	-24,08	1,82	**	**
	me	-1,40	1,08	-3,68	1,64	***	-2,21	8,99	-22,69	11,43		
	ms	-1,34	1,06	-3,60	1,70	***	-1,75	9,34	-22,45	12,11		
	aa	-1,74	2,00	-6,16	0,97	***	-7,53	7,79	-25,04	3,43	**	**
	am	-0,25	0,64	-1,09	1,39		0,08	1,96	-2,99	4,72		
	ae	-1,64	1,18	-3,82	0,93	***	-2,19	9,53	-23,64	13,42		
	as	-1,58	1,17	-3,74	1,03	***	-1,65	10,03	-23,40	14,12		
MA						***					**	
	ma	3,48	4,15	-3,16	11,95	***	5,88	6,97	-0,96	25,34	**	
	me	3,06	2,58	-4,00	8,64	***	2,32	5,54	-5,89	12,67		
	ms	2,96	2,58	-4,14	8,43	***	2,12	5,63	-6,18	12,42		
Z_x						***					***	
	ma	-0,40	1,13	-2,32	2,17		-3,41	10,75	-19,81	19,52		
	me	-1,37	1,65	-6,00	1,48	**	-9,60	15,59	-52,22	25,72	**	*
	ms	-1,23	1,66	-5,60	1,51	*	-8,71	17,33	-51,63	39,48	**	*
	aa	-0,01	1,76	-3,22	3,33		-1,88	12,15	-23,00	21,91		
	am	0,39	1,53	-3,47	3,32		1,75	3,33	-2,38	12,59		
	ae	-0,97	2,04	-6,27	1,85		-8,23	17,46	-52,22	40,08	*	*
	as	-0,76	2,07	-5,87	2,30		-7,03	20,78	-51,64	61,78	*	*
Z_y												
	ma	-0,84	1,23	-4,13	1,19		-3,22	8,49	-23,97	16,31		
	me	-0,14	1,49	-2,48	2,38		1,20	15,15	-22,39	33,84		
	ms	-0,34	1,41	-3,02	1,96		1,48	15,43	-21,94	32,90		
	aa	-0,87	1,90	-5,17	1,82		-2,37	8,88	-24,39	17,89		
	am	-0,02	1,11	-2,10	2,34		0,86	1,75	-1,41	4,03		
	ae	-0,29	1,71	-2,44	4,49		1,89	15,24	-22,78	30,74		
	as	-0,42	1,78	-3,09	4,37		2,31	15,53	-22,33	29,87		
Z_p						*						
	ma	-0,63	0,99	-2,61	1,14		-3,17	9,76	-22,25	18,34		
	me	-0,52	0,96	-2,85	1,55		-3,10	11,57	-35,15	17,90		
	ms	-0,83	0,83	-3,20	0,70		-2,18	12,44	-34,04	20,21		
	aa	-0,63	1,37	-2,70	2,00		-2,21	10,57	-23,33	19,88		
	am	0,01	0,99	-1,74	2,11		1,06	2,48	-1,91	7,34		
	ae	-0,52	1,10	-2,85	2,32		-2,69	11,98	-35,98	19,29		
	as	-0,73	1,10	-3,54	1,65		-1,56	13,65	-34,95	32,50		

Vysvětlivky viz Tabulka 3 a Tabulka 6.

Tabulka 9: Průměry rozdílů a 95% limity shody CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro celý soubor (Total).

		Total (N = 46)							
		50 %				80 %			
	Obrys	Diff průměr	Diff SD	-95% LA	+95% LA	Diff průměr	Diff SD	-95% LA	+95% LA
TA	aa	0,13	1,06	-1,95	2,21	0,68	1,85	-2,94	4,30
CA	ma	-2,30	3,54	-9,23	4,63	-2,10	11,57	-24,77	20,58
	me	-1,69	1,80	-5,22	1,83	-4,54	12,21	-28,47	19,38
	ms	-1,67	1,78	-5,15	1,82	-4,11	12,47	-28,55	20,32
	aa	-2,18	3,86	-9,75	5,39	-1,56	12,33	-25,73	22,60
	am	0,12	1,10	-2,03	2,27	0,52	1,82	-3,04	4,08
	ae	-1,57	1,98	-5,46	2,31	-4,07	12,81	-29,17	21,04
	as	-1,55	1,97	-5,41	2,31	-3,64	13,10	-29,31	22,04
MA	ma	2,30	3,54	-4,63	9,23	2,10	11,57	-20,58	24,77
	me	1,69	1,80	-1,83	5,22	4,54	12,21	-19,38	28,47
	ms	1,67	1,78	-1,82	5,15	4,11	12,47	-20,32	28,55
Z_x	ma	-1,91	5,36	-12,42	8,61	9,20	49,38	-87,58	105,98
	me	-3,70	4,34	-12,22	4,81	-44,61	67,50	-176,92	87,70
	ms	-3,93	4,41	-12,57	4,71	-43,49	68,37	-177,49	90,51
	aa	-0,30	6,95	-13,92	13,32	15,68	52,73	-87,68	119,04
	am	1,54	4,21	-6,72	9,80	7,07	9,73	-12,01	26,15
	ae	-2,21	5,74	-13,46	9,04	-39,59	68,82	-174,48	95,29
	as	-2,11	5,79	-13,45	9,23	-38,10	70,10	-175,51	99,30
Z_y	ma	-2,56	4,20	-10,79	5,67	2,23	42,82	-81,70	86,17
	me	-1,04	5,47	-11,76	9,67	-9,05	61,98	-130,53	112,43
	ms	-1,60	5,25	-11,88	8,68	-6,38	62,91	-129,68	116,93
	aa	-1,61	5,95	-13,26	10,05	6,59	44,90	-81,42	94,60
	am	0,77	3,52	-6,12	7,67	4,61	7,67	-10,43	19,66
	ae	-0,90	5,04	-10,78	8,98	-5,14	63,36	-129,33	119,05
	as	-1,32	5,06	-11,24	8,61	-2,43	64,57	-128,99	124,12
Z_p	ma	-4,25	8,16	-20,25	11,74	9,74	80,31	-147,68	167,16
	me	-3,30	7,38	-17,77	11,17	-38,91	99,57	-234,07	156,25
	ms	-4,78	6,81	-18,13	8,58	-35,18	100,75	-232,66	162,30
	aa	-3,22	11,27	-25,31	18,88	17,32	86,09	-151,43	186,07
	am	0,99	6,86	-12,45	14,44	7,90	15,36	-22,21	38,00
	ae	-2,05	8,09	-17,90	13,81	-34,84	103,16	-237,03	167,35
	as	-3,30	7,97	-18,93	12,33	-31,06	105,64	-238,11	175,99

Diff průměr: hodnota průměru vypočtených rozdílů ($Diff = „true“ - predicted$); Diff SD: hodnota směrodatné odchylky průměru rozdílů; $\pm 95\%$ LA: hodnota 95% intervalu limitů shody ($\pm 95\%$ LA = Diff průměr $\pm 1,96 \times$ Diff SD). Ostatní vysvětlivky viz Tabulka 3, jednotky viz Tabulka 1.

Tabulka 10: Průměry rozdílů a 95% limity shody CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro *Infans Ib*.

		Infans Ib (N = 26)							
		50 %				80 %			
	Obrys	Diff průměr	Diff SD	-95% LA	+95% LA	Diff průměr	Diff SD	-95% LA	+95% LA
TA	aa	0,48	1,08	-1,64	2,60	1,07	1,50	-1,88	4,02
CA	ma	-2,50	4,18	-10,68	5,69	4,21	6,85	-9,23	17,64
	me	-1,48	1,90	-5,21	2,26	-4,62	12,50	-29,13	19,88
	ms	-1,49	1,90	-5,21	2,22	-4,20	12,78	-29,24	20,85
	aa	-1,99	4,61	-11,03	7,06	5,12	7,30	-9,20	19,44
	am	0,51	1,10	-1,65	2,66	0,90	1,51	-2,05	3,85
	ae	-0,97	2,02	-4,92	2,99	-3,71	12,90	-29,00	21,58
	as	-0,98	2,03	-4,97	3,00	-3,31	13,18	-29,15	22,53
MA	ma	2,50	4,18	-5,69	10,68	-4,21	6,85	-17,64	9,23
	me	1,48	1,90	-2,26	5,21	4,62	12,50	-19,88	29,13
	ms	1,49	1,90	-2,22	5,21	4,20	12,78	-20,85	29,24
Z_x	ma	-2,59	5,75	-13,87	8,69	28,82	38,28	-46,21	103,84
	me	-2,89	3,18	-9,11	3,34	-32,59	49,83	-130,26	65,08
	ms	-3,65	3,27	-10,05	2,76	-32,40	51,46	-133,26	68,45
	aa	-0,79	7,30	-15,10	13,51	35,80	37,02	-36,75	108,35
	am	1,69	3,64	-5,45	8,83	7,09	8,34	-9,25	23,44
	ae	-1,38	4,16	-9,54	6,78	-28,04	50,76	-127,53	71,45
	as	-1,79	4,10	-9,83	6,24	-27,18	52,67	-130,41	76,05
Z_y	ma	-2,35	4,33	-10,83	6,14	17,72	23,13	-27,61	63,05
	me	-0,89	5,08	-10,85	9,08	-8,29	45,57	-97,62	81,03
	ms	-1,43	4,69	-10,62	7,75	-4,39	47,12	-96,74	87,96
	aa	-0,73	5,41	-11,33	9,88	22,36	25,30	-27,23	71,95
	am	1,35	2,60	-3,74	6,45	5,15	7,19	-8,94	19,23
	ae	-0,32	4,33	-8,80	8,17	-3,69	45,95	-93,76	86,38
	as	-0,76	4,05	-8,71	7,19	0,01	47,85	-93,77	93,79
Z_p	ma	-4,82	9,22	-22,89	13,25	40,44	55,39	-68,12	149,01
	me	-2,58	7,83	-17,94	12,78	-31,51	80,63	-189,55	126,52
	ms	-3,94	7,60	-18,84	10,95	-29,66	83,21	-192,76	133,44
	aa	-2,69	12,23	-26,67	21,28	49,64	56,11	-60,33	159,61
	am	2,02	5,77	-9,29	13,33	8,94	13,16	-16,86	34,74
	ae	-0,10	7,61	-15,02	14,81	-25,42	81,92	-185,97	135,14
	as	-1,57	7,56	-16,38	13,24	-23,66	85,98	-192,18	144,85

Vysvětlivky viz Tabulka 3 a Tabulka 9, jednotky viz Tabulka 1.

Tabulka 11: Průměry rozdílů a 95% limity shody CSG parametrů v 50 % a 80 % délky diafýzy pro Infans II.

		Infans II (N = 20)							
		50 %				80 %			
	Obrys	Diff průměr	Diff SD	-95% LA	+95% LA	Diff průměr	Diff SD	-95% LA	+95% LA
TA	aa	-0,33	0,86	-2,02	1,36	0,18	2,15	-4,04	4,39
CA	ma	-2,04	2,56	-7,06	2,98	-10,29	11,41	-32,66	12,09
	me	-1,97	1,66	-5,22	1,28	-4,44	12,13	-28,22	19,34
	ms	-1,90	1,63	-5,10	1,30	-4,01	12,38	-28,28	20,26
	aa	-2,43	2,69	-7,70	2,84	-10,26	12,21	-34,18	13,67
	am	-0,39	0,89	-2,12	1,35	0,03	2,09	-4,07	4,13
	ae	-2,36	1,67	-5,63	0,91	-4,52	13,00	-30,00	20,95
	as	-2,29	1,66	-5,54	0,97	-4,06	13,31	-30,15	22,04
MA	ma	2,04	2,56	-2,98	7,06	10,29	11,41	-12,09	32,66
	me	1,97	1,66	-1,28	5,22	4,44	12,13	-19,34	28,22
	ms	1,90	1,63	-1,30	5,10	4,01	12,38	-20,26	28,28
Z_x	ma	-1,02	4,81	-10,44	8,40	-16,30	51,33	-116,91	84,31
	me	-4,76	5,41	-15,38	5,85	-60,23	84,09	-225,04	104,57
	ms	-4,29	5,63	-15,33	6,75	-57,90	84,84	-224,20	108,39
	aa	0,34	6,60	-12,60	13,28	-10,48	59,23	-126,58	105,62
	am	1,35	4,95	-8,36	11,06	7,05	11,53	-15,54	29,64
	ae	-3,29	7,28	-17,56	10,99	-54,62	86,06	-223,30	114,06
	as	-2,53	7,54	-17,31	12,25	-52,31	87,26	-223,33	118,72
Z_y	ma	-2,84	4,12	-10,91	5,23	-17,90	53,70	-123,16	87,36
	me	-1,25	6,06	-13,12	10,62	-10,03	79,77	-166,38	146,32
	ms	-1,81	6,02	-13,60	9,98	-8,96	80,25	-166,25	148,34
	aa	-2,76	6,54	-15,57	10,06	-13,91	56,12	-123,92	96,09
	am	0,02	4,40	-8,60	8,65	3,92	8,41	-12,56	20,39
	ae	-1,65	5,87	-13,16	9,86	-7,02	82,00	-167,74	153,69
	as	-2,04	6,17	-14,14	10,06	-5,62	82,73	-167,76	156,53
Z_p	ma	-3,52	6,70	-16,66	9,62	-30,17	90,96	-208,45	148,11
	me	-4,24	6,83	-17,62	9,15	-48,52	121,47	-286,60	189,56
	ms	-5,86	5,64	-16,91	5,20	-42,35	121,80	-281,08	196,38
	aa	-3,90	10,16	-23,80	16,01	-24,70	100,63	-221,93	172,53
	am	-0,35	8,02	-16,06	15,37	6,53	18,10	-28,94	42,00
	ae	-4,58	8,18	-20,60	11,45	-47,09	126,87	-295,76	201,57
	as	-5,54	8,13	-21,47	10,39	-40,68	128,57	-292,68	211,32

Vysvětlivky viz Tabulka 3 a Tabulka 9, jednotky viz Tabulka 1.