

Univerzita Karlova

Přírodovědecká Fakulta

Studijní program: Biologie

Studijní obor: Antropologie a genetika člověka



Bc. Barbora Dvořáková

Pohlavní dimorfismus v zátěži tibie při lokomoci člověka

Sexual dimorphism in tibial loading during human locomotion

Diplomová práce

Školitel: Mgr. Martin Hora, Ph.D.

Praha, 2021

Prohlášení:

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

V Praze, 10.8.2021

Bc. Barbora Dvořáková

Poděkování:

Ráda bych zde poděkovala Mgr. Martinu Horovi, Ph.D. za vedení diplomové práce, trpělivost, cenné rady a čas věnovaný konzultacím. Dále bych mu chtěla poděkovat za poskytnutí materiálů a dat získaných během jeho pobytu na Duke University, Durham v Severní Karolíně, USA. Dále bych chtěla nepřímo poděkovat probandům za jejich účast. Děkuji také členům Laboratoře antropologie a kostní tkáně za poskytnuté rady. V neposlední řadě děkuji své rodině za trpělivost a podporu během celého mého studia.

Abstrakt:

Lokomoce je jednou z nejdůležitějších vlastností člověka a byla vždy spojována s přežitím, sháněním potravy a subsistencí. U mužů a žen došlo v průběhu evoluce k rozvoji určité formy genderové specializace, která měla za následek odlišnou míru mobility mezi pohlavími. V průběhu historie se typy subsistence měnily a zvyšovala se míra sedentismu. Přes všechny změny v subsistenci, genderové specializaci a robusticitě kosti, však zůstával pohlavní dimorfismus v robusticitě kostí dolních končetin překvapivě stabilní. Je možné, že ženy zatěžují kosti dolních končetin jinak než muži (např. v důsledku odlišných proporcí těla)? Cílem této práce bylo zjistit, zda se mezi pohlavími recentní žijící populace vyskytuje pohlavní dimorfismus ve vlastnostech průřezové geometrie tibie a v zatěžování tibie při běhu. V práci jsme použili snímky bérce z magnetické rezonance a kinematická a kinetická data při běhu 20 probandů. Pomocí muskuloskeletálního modelování jsme odhadli ohybový moment působící v 50 % délky holenní kosti, jakožto i úhel působení tohoto momentu. Po adjustaci na velikost nebyl ve výsledcích průřezové geometrie kosti zjištěn signifikantní rozdíl v žádné ze sledovaných proměnných. Signifikantní rozdíl mezi pohlavími se neprojevil ani na tvaru kosti na jejím průřezu. Ve srovnání s dříve publikovanými výsledky od Ruff et al. (2015) byla v antero-posteriorní a medio-laterální síle kosti v ohybu zjištěna nejnižší a druhá nejnižší míra pohlavního dimorfismu za posledních 12 tisíc let. Po adjustaci na velikost nebyl pozorován signifikantní rozdíl v ohybovém momentu a úhlu působení síly na holenní kost. Na základě našich výsledků se domníváme, že mezi zátěží holenních kostí při běhu mužů a žen neexistuje výrazný rozdíl. Naše výsledky naznačují, že rozdíly pozorované na kostech dolních končetin mužů a žen u historicky starších populací, nejsou způsobené odlišným zatěžováním kosti, ale pravděpodobně množstvím této zátěže spojeným s mírou fyzické aktivity.

Klíčová slova: *tibia*, zatížení, pohlavní dimorfismus, běh, průřezová geometrie, muskuloskeletální modelování

Abstract:

Locomotion is one of the most important qualities of man and has always been associated with survival, foraging and subsistence. During the course of evolution, men and women developed some form of gender specialization which resulted in different levels of mobility between the sexes. Throughout history, the types of subsistence have changed and the degree of sedentism has increased. However, despite all the changes in subsistence, gender specialization and bone robusticity sexual dimorphism in the robusticity of the lower limb bones remained surprisingly stable. Is it possible that women load lower limb bones differently than men (e.i. due to different body proportions)? The aim of this work is to determine whether there is sexual dimorphism between the sexes of the recent living population in the cross-sectional properties of the tibia and in the load on the tibia during running. In this work we used images of the tibia from magnetic resonance imaging and kinematic and kinetic data during the run of 20 probands. By using musculoskeletal modeling we estimated the bending moment acting at 50 % of the tibial length as well as the angle of action of this moment. After adjusting for size, no significant difference was found in the results of cross-sectional geometry of the bone in any of the monitored variables. No significant difference between the sexes was reflected in the shape of the bone in its cross-section. In comparison to the previously obtained results of Ruff et al. (2015) the lowest and second lowest rates of sexual dimorphism in the last 12,000 years were found in the values indicating antero-posterior and medio-lateral bending strength of the bone. After adjusting for size no significant difference was observed in the bending moment and the angle of action of the moment on the tibia. Based on our results we believe that there is no significant difference in the load of tibia when running between men and women. Our results suggest that the differences observed in the lower limb bones of men and women in historically older populations are not due to different bone loads but probably due to the amount of this load associated with the level of physical activity.

Key words: tibia, loading, sexual dimorphism, running, cross-sectional geometry, musculoskeletal modeling

Obsah

1.	Úvod	1
1.1	Pohlavní dimorfismus	2
1.2	Robusticita	3
1.2.1	Vliv genetiky.....	3
1.2.2	Vliv ontogeneze	4
1.2.3	Vliv hormonů	5
1.2.4	Vliv mechanické zátěže	7
2	Cíle.....	12
3	Materiál a metody.....	12
3.1	Soubor.....	12
3.2	Sběr dat.....	13
3.2.1	Antropometrie a dotazník	13
3.2.2	Experiment	13
3.2.3	Magnetická rezonance	17
3.3	Analýza geometrie transverzálních průřezů kostí	17
3.4	Muskuloskeletální modelování.....	20
3.4.1	Zpracování pohybových dat.....	20
3.4.2	Muskuloskeletální modelování.....	21

3.5	Statistická analýza dat	24
4	Výsledky.....	26
4.1	Vlastnosti geometrie transversálních průřezů kostí.....	26
4.2	Ohybový moment kosti při oporové fázi kroku	32
4.3	Úhel zatížení holenní kosti během oporové fáze kroku	34
5	Diskuze	35
6	Závěr	40
	Použitá literatura	42
	PŘÍLOHY	47

1. Úvod

Lokomoce je a byla vždy spojena mimo jiné s přežitím, sháněním potravy a se subsistencí člověka. Je známo, že mezi muži a ženami se v průběhu evoluce vyvinula určitá forma genderové specializace předurčující je k odlišným činnostem a s tím spojenou mírou mobility. Podle Kuhna a Stinera (2006) se výraznější genderová specializace mezi pohlavími začala objevovat až na začátku svrchního paleolitu, tedy asi před 50 000 lety.

Lovecko-sběračský způsob života je pravděpodobně nejstarším známým typem subsistence, který přiděluje mužům roli lovců pohybujících se po delších trasách a lovících zvěř, při které zatěžují dolní končetiny především ve směru antero-posteriorní osy a ženám roli sběraček, které se při shánění a sběru planě rostoucích rostlin, jejich plodů, medu a drobné zvěře (hmyz, mlži, plži) často pohybují v silně zapojené krajině (Boone, 2002).

Postupný přechod k hortikulturalismu, tedy primitivnímu zemědělství, sebou nesl zvýšenou míru sedentismu, i přesto, že se skupiny po vyčerpání zdrojů stále přemísťovaly, jak tomu bylo u lovců-sběračů (Boone, 2002). Ženy se začaly věnovat pěstování rostlin a různých plodin na malém počtu menších políček, stále jen za použití vlastní síly, zatímco muži se nadále věnovali lovu větší zvěře (Boone, 2002). V této době se zvětšují rozdíly mezi muži a ženami související s lokomocí, které jsou patrné na kostech dolních končetin (Ruff et al., 2015).

Příchod zemědělství přinesl inovace v obdělávání polí, využití dobytka a zvěře v zemědělství a odklon od lovu, což mělo za následek vysokou míru sedentismu (Boone, 2002). Kostí dolních končetin se z důvodu snížené míry lokomoce méně remodelují ve směru zátěže a získávají na průřezu více cirkulární tvar (Ruff, 1987).

S postupným rozvojem a intenzifikací zemědělství a rozvojem metalurgie míra lokomoce upadala (Boone, 2002). Přes všechny změny v subsistenci, genderové specializaci a

pevnosti kosti, zůstával pohlavní dimorfismus v robusticitě kostí dolních končetin překvapivě stabilní (s výjimkou přechodu od paleolitu k mezolitu) (Ruff et al., 2015). Zde se objevuje otázka, čím by to mohlo být způsobeno. Je možné, že změny v subsistenci ovlivnily mobilitu úměrně u obou pohlaví, takže intersexuální rozdíly v mobilitě zůstaly zachovány? Nebo se lokomoce mužů a žen biomechanicky odlišuje, takže ženy zatěžují kosti dolních končetin jinak než muži? V této práci chceme zjistit, zda se liší projevy zátěže na kostech dolních končetin, konkrétně na holenních kostech, mezi pohlavími v současné žijící populaci, která byla charakterizována absencí odlišností v mobilitě mezi muži a ženami (Leslie et al., 2004; Pollard and Wagnild, 2017). Tuto hypotézu budeme testovat pomocí analýzy průřezové geometrie transversálních řezů holenní kosti. Alternativní hypotézu, zda se mezi pohlavími vyskytují rozdíly v zátěži holenní kosti při lokomoci, jež by mohlo být důsledkem odlišné morfologie těla mezi muži a ženami (např. relativní šířka pánve), budeme testovat pomocí muskuloskeletálního modelování.

1.1 Pohlavní dimorfismus

U lidí se projevuje pohlavní dimorfismus ve velikosti a tvaru těla a chování jedinců. Je obecně známo, že muži jsou oproti ženám mohutnější, disponují robustnějšími kraniálními a faciálními strukturami a dále výraznější muskularitou, silou a rychlostí (Fruyer and Wolpoff, 1985; Glucksmann, 1981). Ženy si ukládají více podkožního tuku ve specifických partiích z důvodu reprodukce (Fruyer and Wolpoff, 1985). Prenatální a postnatální hladiny hormonů se liší mezi pohlavími, stejně jako tempo a periodičita růstu (Glucksmann, 1981; Stini, 1985). Většina těchto rozdílů se vyskytuje primárně až v průběhu období dospívání a v dospělosti, jako efekt působení pohlavních hormonů během puberty (Glucksmann, 1981; Stini, 1985). Tyto sekundární pohlavní rozdíly jsou kromě X-vázaných genů přímo ovlivňovány faktory

okolního prostředí, jako je fyzická aktivita nebo strava. Například rozdíly ve svalovině mezi muži a ženami budou konvergovat, pokud srovnáme fyzicky aktivní ženu a neaktivního muže (Frayner and Wolpoff, 1985).

1.2 Robusticita

Robusticita kosti je podle Ruffa et al. (1993) definována jako pevnost nebo tuhost struktury vzhledem k mechanicky relevantnímu měřítku velikosti těla. Robusticita kosti je ovlivněna věkem, hormony, nemocemi a genetickým pozadím jedince (Pearson and Lieberman, 2004; Ruff et al., 2006). Robusticita kosti je do určité míry plastická díky remodelaci kosti, charakterizované kontinuálním nárůstem a úbytkem kostní hmoty. Na remodelaci kosti mají v průběhu života vliv genetické a negenetické faktory. Mezi negenetické faktory jsou zahrnuty vlivy, které nepůsobí jen na celou kostru, ale také lokálně na daný segment kosti. Mezi tyto vlivy lze zařadit nejen mechanickou zátěž, ale také nutriční deficit, působení hormonů, traumatická zranění, věk, onemocnění apod. (Ruff, 2008; Ruff et al., 1993).

1.2.1 Vliv genetiky

Všechny procesy kosterního růstu (růst do délky, nárůst a ztráta kostní hmoty) podléhají environmentálním a genetickým vlivům. Délka kosti a její průměr (oba vztahované k tělesné výšce) disponují většinou nejvyšší mírou dědičnosti (Duren et al., 2013).

Dědičnost skeletálních fenotypů je obecně vyšší v raném dětství a genetický vliv poté v průběhu ontogeneze klesá se zvyšující se odpovědí kosti na mechanickou zátěž (Duren et al., 2013; Wallace et al., 2010). Dalo by se předpokládat, že pokud genom jednotlivce obsahuje informace, které vedou ke vzniku silnější diafýzy, pak by kost mohla odolávat mechanicky

indukovanému zatížení, aniž by byla vyvolána osteogenní odpověď (Wallace et al., 2010). Jinými slovy by se tedy dalo říct, že míra, do jaké struktura diafýz dospělého člověka odráží individuální chování, bude pravděpodobně funkcí historických genetických změn celého genomu, jakož i konkrétní alelická kombinace daného jedince.

1.2.2 Vliv ontogeneze

Zásadním obdobím pro rozvoj robusticity dlouhých kostí končetin jsou období prvních fází vývoje jedince, tedy dětství a juvenilní věk. V průběhu normálního vývoje rostou dlouhé kosti končetin stejně jako tělesná výška lineárně. Tato linearita je narušena prudkým a dynamickým růstem v období puberty, po kterém pak následuje růstové zklidnění (Coussens et al., 2002).

Během prvních pár let života dítěte jsou pohlavní rozdíly v růstu dlouhých kostí končetin konzistentní, avšak s větším proporcionálním nárůstem u chlapců (Buschang, 1982). Mezi 8–11 lety rostou dlouhé kosti dolních končetin u dívek výrazněji než u chlapců, poté se však růst dlouhých kostí končetin výrazně zpomaluje a naopak u chlapců dochází k urychlení růstu končetin (Anderson et al., 1963). U dívek dochází k úplnému zastavení růstu dlouhých kostí dolních končetin kolem 15 roku věku, u chlapců až po 18 roce (Anderson et al., 1963). Toto rapidní urychlení následované zpomalením růstu je vyvolané pubertálním spurtem v období puberty. Puberta nastupuje u dívek přibližně o dva roky dříve než u chlapců a dívky tak ukončují růst o několik let dříve než chlapci (Rogol et al., 2002). Tato prodloužená perioda růstu u chlapců by mohla mít vliv na rozvoj pohlavního dimorfismu na kostech.

1.2.3 Vliv hormonů

Hormony hrají důležitou roli v remodelaci kosti. Kromě fyzikálních signálů také hormonálními signály vedou ke shlukování prekurzorových buněk kostní dřene na povrchu kosti a k jejich fúzi, které z nich tvoří mnohojaderné osteoklasty, které pak narušují strukturu kosti a vedou tak k její přestavbě a resorpci (Marcus, 1996). U žen dochází po menopauze k silnému poklesu produkce pohlavních hormonů, především estrogeneru, což vede k výraznějšímu odbourávání hutné kostní tkáně. U mužů dochází ke snižování produkce pohlavních hormonů pozvolněji a nedochází u nich tedy k tak výraznému odbourávání kosti, což může vést k pohlavnímu dimorfismu v kostech v období stárnutí (Khosla et al., 2012; Sievänen, 2005).

1.2.3.1 Gonadální steroidy

Gonadální steroidy jsou hormony produkované v gonádách, tedy ve vaječnicích nebo varlatech. Gonadální steroidy jsou zodpovědné za správný vývoj a funkci pohlavních orgánů, vývoj sekundárních pohlavních znaků, sexuální chování a citění. Mezi mužské gonadální steroidy patří testosteron a mezi ženské progesteron a estrogény. Důkazy podporují rozhodující úlohu gonadálních funkcí pro tvorbu a udržení kosterní hmoty (Riesenfeld, 1975; Sievänen, 2005). Hypogonadální chlapci a dívky vykazují nejen deficit v kosterních minerálech hutné a houbovitě kostní tkáně, ale ztráta endogenních pohlavních steroidů během dospělosti vede k rychlejšímu odbourávání kosterních minerálů (Auerbach and Ruff, 2006).

Estrogény jsou steroidní hormony představující primárně pohlavní hormony žen, ale v malé míře se vyskytující také u mužů (Khosla et al., 2012). Estrogen má zásadní význam v přirůstání kosterní hmoty a jako regulátor kosterního metabolismu a to nejen u žen, ale i u mužů. Estrogen zvyšuje obnovu kostní hmoty a snižuje řídnutí kostí až ze 70% ze všech pohlavních steroidů (Khosla et al., 2008). Mutace v estradiolovém receptoru u mladých mužů

projevující se neschopností receptoru vázat volný estradiol, vede nejen k pokračujícímu lineárnímu růstu kostí až do třetí dekády, ale také ke změnám v minerální denzitě kosti, která je silně podhodnocena vzhledem k předpokládané hodnotě (Smith et al., 1994). Estrogen navíc přímo ovlivňuje funkci kostních buněk a jeho deficit umožňuje osteoklastům resorbovat kost s větší účinností (Marcus, 1996). Zdá se, že estrogen nejen že potlačuje periostální apozici, ale také by mohl snižovat osteogenní odpověď na mechanické zatížení (Berner et al., 2018).

Testosteron je primárním pohlavním hormonem u mužů, spadajícím do skupiny anabolických steroidů. U mužů hraje zásadní roli ve vývoji reprodukčních orgánů a sekundárních pohlavních znaků (Mooradian et al., 1987). Nedostatek testosteronu u mužů je hlavním faktorem rozvoje osteoporózy, kde ale náhradní terapie testosteronem dokáže částečně obnovit kostní hmotu. Androgeny také podporují růst svalové hmoty, což poukazuje na jejich možný sekundární vliv na nárůst kosterní hmoty v reakci na zvýšenou mechanickou zátěž podmíněnou nárůstem svaloviny (Marcus, 1996).

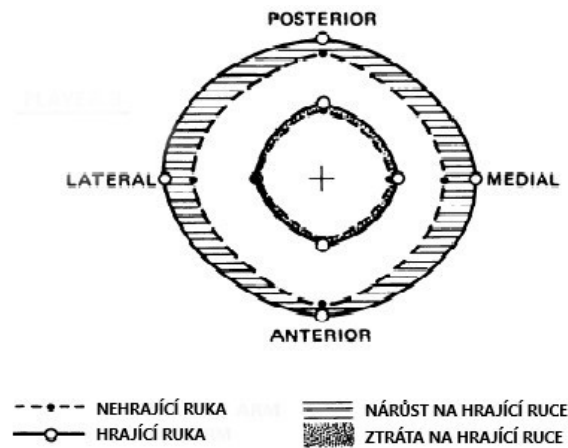
1.2.3.2 Parathormon

Parathormon, produkovaný hlavními buňkami příštítných tělísek, je zodpovědný za zvyšování hladiny vápníku v krvi. Parathormon se váže na receptor osteoblastů a uvolňuje se tak vápník z kostní tekutiny. Osteoblasty tak zprostředkovávají účinek hormonu osteoklastů, které pak kost resorbují. Hladina cirkulujícího parathormonu se s věkem zvyšuje, jde o normální jev spojený s procesem stárnutí, a to především u žen (Marcus, 1996; Marcus et al., 1984). Vyšší hladina parathormonu cirkulujícího v krvi u strašících žen může mít vliv na větší odbourávání kostní hmoty a rozvoj osteoporózy.

1.2.4 Vliv mechanické zátěže

Kost se v průběhu života člověka neustále remodeluje a její přestavba podléhá zákonu o funkční adaptaci kosti, vycházejícího z tzv. Wolffova zákona, který je postaven na studiu organizace trámčiny během růstu a vývoje jedince, a to na studiu proximálního konce stehenní kosti. Wolffův zákon objasňuje strukturu a remodelaci spongiózy na základě působení různého mechanického zatížení na kost (Frost, 1985; Ruff et al., 2006; Trinkaus et al., 1994; Wolff, 1892). Tento předpoklad je rozvíjen a zobecňován zákonem o funkční adaptaci kosti, který je založen na schopnosti každého organismu, přizpůsobit se během života do určité míry svému okolí, a tedy že kostní buňky dokážou reagovat a odpovídat na lokalizovanou mechanickou zátěž (Pearson and Lieberman, 2004; Ruff et al., 2006). Vyšší míra zátěže má za následek vyšší produkci kostní tkáně, díky které si kost udržuje určitou míru rovnováhy mezi zátěží, která je na ni vyvíjena, a strukturou kosti (Lanyon, 1984). Tento jev je dobře popsán na preferované horní či dolní končetině u profesionálních tenistů a běžců (Jones et al., 1977; Nilsson and Westlin, 1971). Mechanická zátěž se proto zdá být jednou z hlavních determinant majících vliv na intersexuální rozdíl v robusticitě kosti.

Jones et al. (1977) provedli výzkum na 48 mužích a 30 ženách, kteří se profesionálně věnovali tenisu po dobu delší než 10 let (v průměru 18 a 14 let) a u každého z účastníků studie prokázali hypertrofii kostí preferované horní končetiny. Dřeňová dutina kosti byla obecně užší z důvodu tlustší kostní hmoty na obvodu kosti. Tloušťka hutné kosti ukázala nárůst na preferované hrající horní končetině o 34,9 % u mužů a o 28,4 % u žen oproti nehrající paži (Obr. 1). Nilsson a Westlin (1971) demonstrovali větší hustotu kosti v distální části stehenní kosti u atletů v porovnání s nesportujícími kontrolami a také větší hustotu stehenní kosti na více preferované dolní končetině ve srovnání s končetinou méně zatěžovanou.

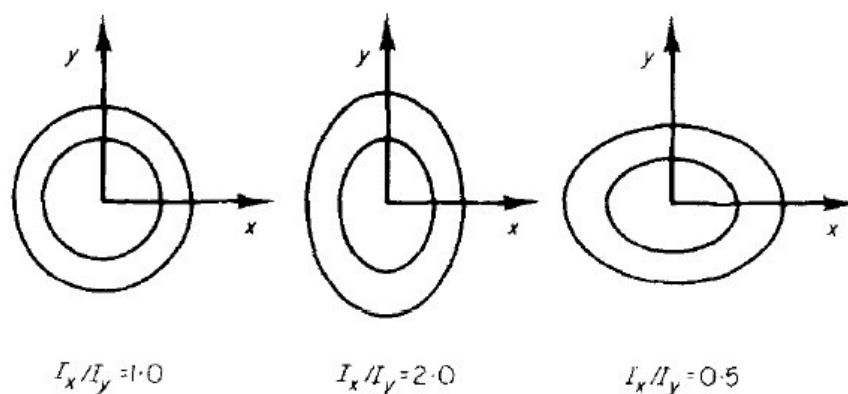


Obr. 1 Schéma průřezu kosti horní končetiny. Upraveno podle Jones et al. (1977).

Kosti dolních končetin jsou primárně zatěžovány při lokomoci, kterou u člověka představuje primárně chůze a běh. Při běhu je dolní končetina více zatěžována z důvodu absence dvojí opory, která se vyskytuje u chůze a která se se zvyšující se rychlostí zkracuje až úplně vymizí. Vertikální reakční síla podložky může při běhu dosáhnout až 2,2 násobku hmotnosti jedince, po kontaktu chodidla s podložkou, ve srovnání s 1,1 násobkem tělesné hmotnosti během chůze (Cavanagh, 1980). U běhu se oproti chůzi objevuje navíc fáze letová, kdy jsou obě končetiny ve vzduchu (Dugan and Bhat, 2005).

U dlouhých kostí končetin se vyskytuje určitý stupeň pohlavního dimorfismu, což je spojováno s odlišnou mírou zatěžování dolních končetin podmíněnou pohlavím. U tradičních populací, jako jsou například lovci-sběrači, jsou tyto rozdíly silněji patrné z důvodu jiného vzorce chování a dělby práce a s tím spojeným rozdílným zatěžováním končetin. Konkrétně u mužů se v tradičních populacích projevuje výraznější antero-posteriorní zesílení kosti, jako adaptace na častější ohýbání v antero-posteriorním směru, který je charakteristický například pro chůzi vpřed a běh, který muži využívají při lovu (Obr. 2). V moderní populaci se ukazuje, že ženy mají lehce výraznější medio-laterální zesílení kosti v proximální části těla femuru než

muži, což je úměrné větší medio-laterální vzdálenosti mezi oběma kyčelními klouby. Strukturální charakteristiky kvantifikující rozdíly ve tvaru kosti často odrážejí rozdíly ve specifické mechanické zátěži a vzorcích chování. Výrazně silnější antero-posteriorní zesílení kosti se objevuje například u vysoce mobilních skupin nebo u populací žijících v hornatém terénu (Ruff, 1987; Ruff and Hayes, 1983).

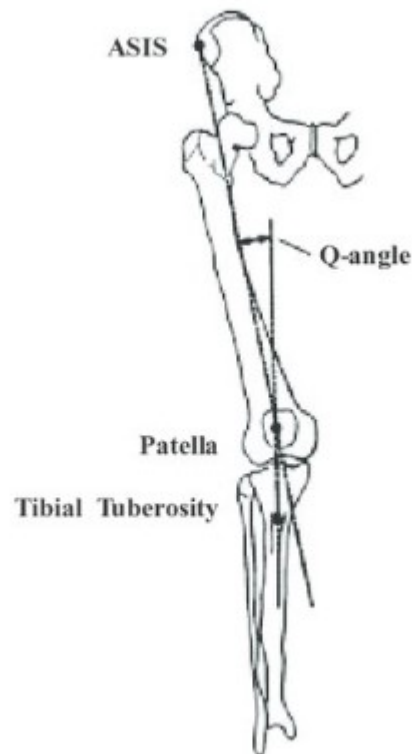


Obr. 2 Biomechanický tvar kosti. Upraveno podle Ruff (1987); osa x reprezentuje medio-laterální osu, větší hodnoty I_x/I_y tudíž označují větší pevnost v antero-posteriorním ohybu.

V zátěži dolních končetin by se mohl vyskytovat pohlavní dimorfismus z důvodu odlišných tělesných proporcí a z toho pramenící odlišné kinematice v úhlech a rozdílném chování (např. rychlost lokomoce).

Q-úhel (*quadriceps-angle*) je úhel svíraný linií spojující *spina iliaca anterior superior* a střed patelly a linií vedoucí od středu patelly k *tuberositas tibiae* (Obr. 3). Ženy vykazují větší šířku pánve v poměru k délce femuru, což vede k větší addukci kyčle (Horton and Hall, 1989). U žen se také projevuje výraznější aktivní vnitřní rotace kyčle, než je tomu u mužů (Simoneau et al., 1998). Tato strukturní kombinace zvýšené vnitřní kyčelní addukce, vnitřní rotace v kyčli a větší valgosity kolen by mohla částečně vysvětlovat výraznější Q-úhel, který je u žen dobře

zdokumentován (Horton and Hall, 1989; Livingston, 1998; Sanchez et al., 2014). Širší rozměr pánve, patrný u žen, by je mohl předurčovat k odlišnému způsobu pohybu a výraznějšímu zatěžování kostí dolních končetin v medio-laterální ose, než je tomu u mužů (Ruff and Hayes, 1983).



Obr. 3 Q-úhel. Převzato z Letafatkar (2013).

Malinzak et al. (2001) provedl studii zaměřenou na pohyb kolene ve frontální a sagitální rovině u respondentů obou pohlaví při běhu. Z této studie vyšlo, že zatímco vychýlení kolene ve frontální rovině bylo u obou pohlaví téměř totožné, u žen se prokázala o 11° větší valgózita kolen (kolena směřují mediálně) v průběhu oporové fáze, menší maximální flexe kolene a větší addukční úhel v kyčelním kloubu v porovnání s muži (Ferber et al., 2003; Malinzak et al., 2001). Kolena mužů jsou obecně valgózní během primárního kontaktu s podložkou, ale poté přechází do varózního směru (Malinzak et al., 2001). V běhu a během kontaktu chodidla s podložkou

ženy dále vykazují vyšší míru aktivace kvadricepsů a nižší aktivaci hamstringů (*m.semitendinosus*, *m.semimembranosus*, *m.biceps femoris*) v porovnání s muži (Malinzak et al., 2001), což by mohlo mít za následek odlišnou míru a orientaci zátěže kostí dolních končetin.

Ženy vykazují v průměru vyšší frekvenci při chůzi v porovnání s muži (Oberger et al., 1993) a délka jejich kroku je v porovnání s muži mírně kratší. Avšak po adjustaci na tělesnou výšku, ženy vykazují stejnou až lehce delší délku kroku v porovnání s muži (Richard et al., 1995). Nižší frekvence bývá spojována s vyšším zatížením končetiny během oporové fáze kroku (Willy et al., 2016), což by naznačovalo větší průměrné zatížení kostí dolních končetin u mužů. Optimální rychlost lokomoce je pro ženy nižší než pro muže, což je ovlivněno velikostí a s tím spojenou délkou dolních končetin (Wall-Scheffler, 2012).

2 Cíle

Cílem této diplomové práce je 1) zjistit, zda se vyskytuje pohlavní dimorfismus v proměnných průřezové geometrie těla holenní kosti u žijících jedinců recentní populace a 2) popsat a porovnat magnitudu a orientaci zátěže holenní kosti při běhu u mužů a žen.

Na základě předešlých studií zabývajících se morfologií kosti a její odlišností mezi pohlavími, předpokládáme projev pohlavního dimorfismu ve vlastnostech průřezové geometrie těla holenní kosti, a to především ve výraznějším elipsovitém tvaru kosti v antero-posteriorní ose u mužů a také pohlavně rozdílné zatížení holenní kosti, během lokomoce člověka pozorovatelné v signifikantně rozdílných hodnotách magnitudy a orientace zatížení.

3 Materiál a metody

3.1 Soubor

Soubor byl složen z 20 jedinců, z toho 11 žen a 9 mužů (Tab. 1). Průměrná hmotnost žen byla 59,9 kg, průměrná hmotnost mužů byla 76,9 kg. Průměrná výška žen byla 164,0 cm, průměrná výška mužů byla 177,6 cm. Průměrný věk žen byl 28,0 let a průměrný věk mužů byl 30,8 let. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas, schválený etickou komisí (*Duke University Health System, Institutional Review Board* studie #Pro00100516) a vyplnili dotazník se základními osobními údaji. Náš soubor byl složen z fyzicky aktivních jedinců, kteří se věnovali fyzickým aktivitám průměrně 6,73 hodiny týdně, v rozsahu 1,5 až 18 hodin týdně, po dobu průměrně 7,63 let, v rozpětí 1–20 let.

Tab. 1 Základní statistika studovaného souboru

	n	Hmotnost (kg)	Výška (cm)	Věk (rok)
Ženy	11	59,9 (± 10,8)	164,0 (± 7,2)	28,0 (± 9,9)
Muži	9	76,9 (± 9,7)	177,6 (± 6,2)	30,8 (± 10,1)
Průměr (± směrodatná odchylka)				

3.2 Sběr dat

Data byla nasbírána Mgr. Martinem Horou, Ph.D. s kolegy z Dukeovy univerzity v Durhamu v Severní Karolíně, USA. Nasbíraná data z magnetické rezonance a pohybová data z běžeckého pásu jsem poté v rámci diplomové práce zpracovala v analýze geometrie transversálních průřezů kostí a muskuloskeletálním modelování.

3.2.1 Antropometrie a dotazník

Probandům byla změřena tělesná výška a hmotnost, která se měřila pomocí nášlapné váhy. Probandům byla také měřena výška trochanterionu, vzdálenost mezi podložkou a proximálním koncem stehenní kosti charakterizující délku dolní končetiny. V dotazníku probandi odpovídali na otázky ohledně jejich současné fyzické aktivity, tedy jaké fyzické aktivitě se věnují, jak dlouho a kolik hodin týdně. Probandi odpovídali také na otázku ohledně fyzických aktivit, kterým se věnovali v minulosti. Další otázkou, na kterou byli probandi dotazováni a na kterou odpovídali byla otázka ohledně zranění dolních končetin.

3.2.2 Experiment

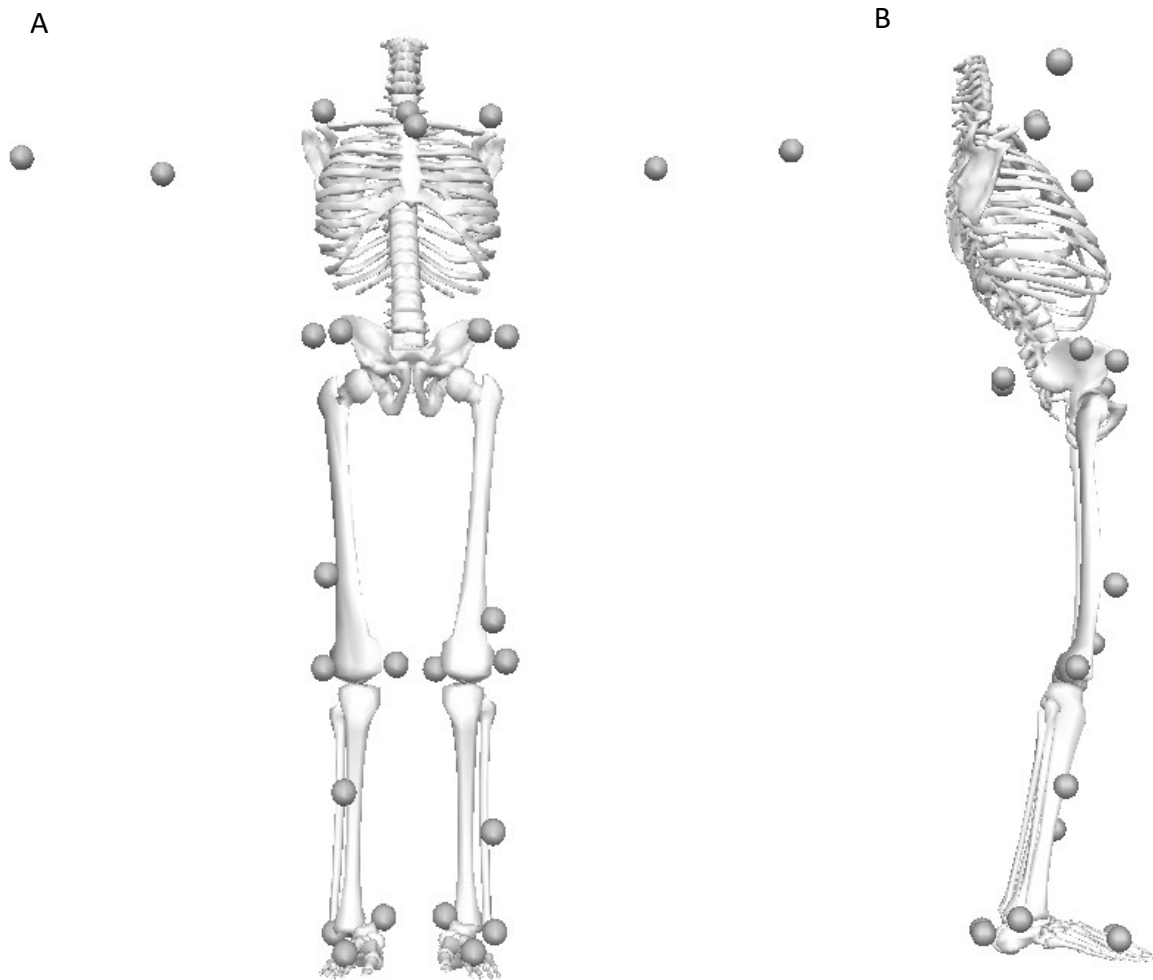
Probandi byli snímání ve čtyřech rychlostech chůze a čtyřech rychlostech běhu, kdy v této práci jsme se zaměřili pouze na nevyšší rychlost běhu. Jednotlivé rychlosti byly určeny

pro každého probanda individuálně pomocí Froudova čísla (Froude, 1874 cit. podle Vaughan and O'Malley, 2005):

$$v = \sqrt{Fr \times (g \times l)}, \quad (1)$$

kde v je rychlost (m/s), Fr je hodnota Froudova čísla, g je tíhové zrychlení (9,81 m/s) a l je výška (m) k trochanterionu. Froudova čísla použitá pro výpočet rychlosti měla hodnotu 0,1, 0,2, 0,3 a 0,35 pro chůzi a 0,5, 0,65, 0,75 a 0,9 pro běh.

Naši probandi šli a poté běželi na běžeckém pásu s vestavěnými silovými deskami (*Bertec*) a byly snímány desetikamerovým systémem pro záznam 3D pohybu (*Motion Analysis*) s použitím modifikovaného Plug-in marker setu obsahujícího 31 markerů (Obr. 4 a Tab. 2).



Obr. 4 Rozmístění markerů zepředu (A) a ze strany (B) na kosterním modelu v programu Visual3D

Tab. 2 Použité markery

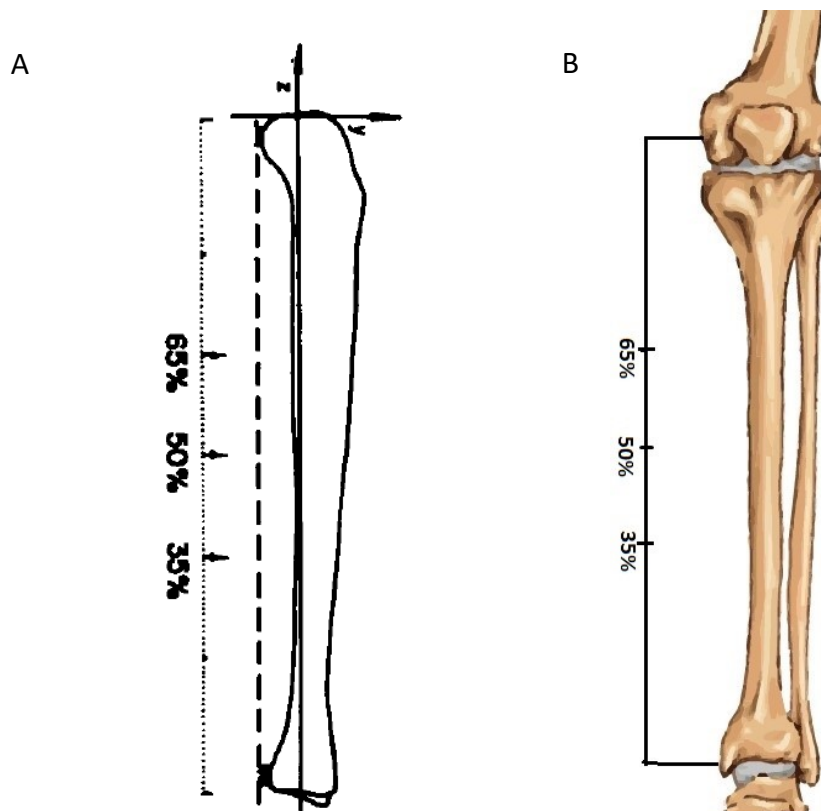
Marker	Umístění
C7	Trnový výběžek 7. krční obratle
CLAV	Střed spojnice sternálních konců klíčních kostí na kosti hrudní
RSHO/LSHO	Pravé/levé rameno
RELB/LELB	Pravý/levý loket
RWRI/LWRI	Pravé/levé zápěstí
T10	Trnový výběžek 10. hrudního obratle
RPSI/LPSI	Pravý/levý zadní horní trn kyčelní
RPCR/LPCR	Pravý/levý hřeben kyčelní
RASI/LASI	Pravý/levý přední horní trn kyčelní
RTHI/LTHI	Pravé/levé stehno
RKNM/LKNM	Mediální epikondyl pravého/levého kolene
RKNL/LKNL	Laterální epikondyl pravého/levého kolene
RTIB/LTIB	Pravá/levá holenní kost
RANM/LANM	Pravý/levý mediální (vnitřní) kotník
RANL/LANL	Pravý/levý laterální (vnější) kotník
RHEE/LHEE	Pravá/levá pata
RTOE/LTOE	Dorzální strana hlavičky 2. metatarsu pravého/levého palce

3.2.3 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance (MRI; *magnetic resonance imaging*) je zobrazovací technika používaná především ve zdravotnictví pro vyobrazení vnitřních orgánů lidského těla. Díky MRI lze získat virtuální řezy různé šířky určité oblasti těla a s těmi pak nadále pracovat. Tyto řezy lze také později pospojovat do 3D obrazu dané struktury (např. orgán, kost). MRI snímky byly pořízeny, jak na pravé, tak na levé dolní končetině probandů pomocí skeneru Siemens 3T Trio (Duke University, Durham, NC), při rezonanční frekvenci 123,251 MHz. MRI snímky byly pořízeny v rozlišení 0,37 (n = 2), 0,56 (n = 12), 0,74 (n = 5) a 0,83 (n = 1) mm/pixel v transverzální rovině o tloušťce řezu 1 mm. Řezy na sebe bezprostředně navazovaly. Řezy byly pořízeny po celé délce dolní poloviny těla.

3.3 Analýza geometrie transverzálních průřezů kostí

Do této práce byly zahrnuty tři řezy diafýzou holenní kosti. Místa průřezu diafýzy byla umístěna ve 35, 50 a 65 % délky kosti měřených od distálního konce kosti (Obr. 5). Snímky odpovídající řezům v 35, 50 a 65 % délky kosti byly vypočteny jak podle anatomické délky holenní kosti (dále označováno jako „standard“; délka kosti je zde určena jako vzdálenost měřená rovnoběžně s podélnou osou kosti, mezi artikulační plochou kosti hlezenní a dvěma artikulačními ploškami kosti holenní, viz obr. 5A (Ruff and Hayes, 1983)), tak z délky kosti ohraničené centry rotace v kolenním a hlezenním kloubu (dále označováno jako „centra rotace“, viz obr. 5B). Centra rotace jsme definovali jako střed mezi vnějším a vnitřním epikondylem v kolenním a vnitřním a vnějším kotníkem v hlezenním kloubu. Využití center rotace, k ohraničení délky kosti a následnému výpočtu řezů kostí, bylo nezbytné pro muskuloskeletální modelování, jelikož segment bérce je v programu Opensim ohraničen centry rotace v kolenním a hlezenním kloubu.



Obr. 5 Schéma měření anatomické délky tibie (A) a délky tibie podle center rotace (B). Anatomická délka kosti byla upravena podle Ruffa a Hayese (1983). Délka kosti podle center rotace upravena podle childrenshospital.org

Odvození obrysů a vlastností průřezů kostí bylo provedeno v programu Fiji (Schindelin et al., 2012). Před zpracováním byly snímky oříznuty, upraveny a vyčištěny v grafickém editoru GIMP 2.8.14. Pro identifikaci hutné kostní tkáně v průřezů byl použit manuální „*Threshold*“ v programu Fiji, pomocí implementace EPMacroJ (Sládek et al., 2018).

Vlastnosti průřezové geometrie transverzálních řezů kostí, jež jsme sledovali jsou shrnuty v tabulce 3. Počítali jsme s průměrem hodnot pro pravou a levou holenní kost. Pro vyjádření tvaru kosti, podle dat získaných z plochy řezu, byly použity dva poměry čtyř proměnných. Poměr I_{max}/I_{min} a I_x/I_y , určují biomechanický tvar kosti (Obr. 3) (Jungers and Minns, 1979). Poměr I_{max}/I_{min} blízký 1,0 označuje téměř rovnoměrné rozložení hutné kostní tkáně po obvodu kosti, zatímco poměr větší než 1,0 označuje výraznější rozložení kostní tkáně

ve směru maximální tuhosti kosti v ohybu. Poměr I_x/I_y blízký 1,0 stejně jako u I_{max}/I_{min} , označuje téměř rovnoměrné rozložení hutné kostní tkáně po obvodu kosti, hodnoty vyšší než 1,0 označují více definované antero-posteriorní rozložení kostní tkáně, zatímco hodnoty nižší než 1,0 ukazují na více definované medio-laterální rozložení hutné kostní tkáně kosti.

Plochy průřezů byly adjustované na hmotnost probandů, momenty setrvačnosti byly adjustovány na součin hmotnosti a druhou mocninu délky tibie a moduly průřezu byly adjustované na součin hmotnosti a délky tibie jedince (Ruff, 2008).

Tab. 3 Vlastnosti průřezové geometrie kosti. Upraveno podle (Ruff, 2008).

Charakteristiky/vlastnosti	Zkratky	Jednotky	Definice
plocha kompaktní kosti	CA	mm ²	pevnost v tlaku/tahu
kompletní plocha kosti na průřezu	TA	mm ²	kompletní plocha kosti na průřezu
plocha dřevňové dutiny	MA	mm ²	oblast dřevňové dutiny
poměr plochy kompaktní kosti na celkové subperiostální ploše kosti	%CA	%	(CA/TA) × 100
moment setrvačnosti plochy kolem M-L (x) osy	I_x	mm ⁴	tuhost kosti v A-P ohybu
moment setrvačnosti plochy kolem A-P (y) osy	I_y	mm ⁴	tuhost kosti v M-L ohybu
polární moment setrvačnosti plochy	J	mm ⁴	torzní a (dvakrát) průměrná tuhost kosti v ohybu
minimální moment setrvačnosti plochy	I_{min}	mm ⁴	osa nejmenší tuhosti kosti v ohybu
maximální moment setrvačnosti plochy	I_{max}	mm ⁴	osa největší tuhosti kosti v ohybu
modul průřezu kolem M-L (x) osy	Z_x	mm ³	A-P síla v ohybu
modul průřezu kolem A-P (y) osy	Z_y	mm ³	M-L síla v ohybu
polární modul průřezu	Z_p	mm ³	torzní a (dvakrát) průměrná síla kosti v ohybu

3.4 Muskuloskeletální modelování

3.4.1 Zpracování pohybových dat

Soubory C3D (*Coordinate 3D*), jež mi byly poskytnuty Mgr. Martinem Horou, Ph.D., obsahující trajektorie markerů a reakční síly podložky, byly použity jako vstupní soubory do programu Visual3D (C-Motion, Germantown, MD, USA). Zde byl vytvořen model lidského těla sestávající ze segmentů trupu, pánve, stehen, bérců a nohou. Tento model byl poté aplikován a adjustován na jednotlivé subjekty. Pro každý subjekt byla nastavena výška a hmotnost daného probanda. Trajektorie markerů a analogové signály ze silových desek byly filtrovány pomocí filtru *Butterworth low-pass 4. řádu* s hraniční frekvencí 15 Hz pro trajektorie markerů a 25 Hz pro data získaná ze silových desek podložky. Dále byl nastaven práh silových desek na hodnotu 50 N. Manuálně byly nastaveny hodnoty nezatížených desek na hodnotu 0 N. Dále byly na základě kontaktu nohou se silovými deskami vytvořeny události kroku, pomocí funkce *Automatic_Gait_Events*. Jednotlivé rychlostní trialy byly identifikovány po překrytí grafů s daty rychlostí segmentů pravé a levé nohy podle osy Y souřadnicového systému programu (tzn. ve směru běhu).

Pohybová data byla vyexportována jako soubory ve formátu MOT (*motion*) v rozsahu naší požadované rychlosti. Ze statických trialů byly získány měřítkové faktory (*scaling factors*) pro rozměrovou adaptaci muskuloskeletálního modelu v závislosti na výšce postavy, proporcích těla a hmotnosti každého probanda. Tato data byla vyexportována ve formě *eXtensible Markup Language* (XML) souborů. Soubory MOT a XML byly využity jako vstupní data pro muskuloskeletální modelování v programu OpenSim.

3.4.2 Muskuloskeletální modelování

Muskuloskeletální modelování a simulace běhu byly provedeny v programu OpenSim 4.0 (Delp et al., 2007). Jako vstupní data byla použita data vyexportovaná z programu Visual3D.

Pro naše potřeby byl použit muskuloskeletální model *gait2392* (Obr. 6)(Delp, 1990; Delp et al., 1990), rozšířený o nepohyblivý kloub v polovině délky tibie, který byl do modelu vložen Mgr. Martinem Horou, Ph.D.. Tento model byl nejprve pomocí funkce *Scale model* přizpůsoben antropometrii každého probanda s využitím XML souborů vyexportovaných z programu Visual3D. Pomocí funkce *Reduce residuals*, která byla aplikována na trup, jakožto nejmohutnější část těla, byla mírně poupravena kinematika modelu, aby odpovídala reakčním silám podložky. Tímto byl minimalizován vliv chyb modelování a zpracování dat markerů. Průměrné hodnoty reziduí sil vycházející z této analýzy u jednotlivých sil nepřesáhly hranici 10 N, což je hraniční hodnota, při které je model vhodný pro další analýzy (Lund and Hicks, 2013). Odhad svalové aktivace a síly byl proveden pomocí statické optimalizace s použitím MOT souborů vyexportovaných z programu Visual3D. Vstupními daty do statické optimalizace byly soubory obsahující informace o daném modelu, který odpovídal určitému probandovi, dále kinematika kloubů a vnější zátěž působící na náš model. Model *gait2392* byl již dříve označen za slabý (Trinler, 2016) vzhledem k tomu, že maximální izometrická síla (MIF) svalů byla odvozena z pitevních studií kadáverů a antropometrie malé skupiny zdravých jedinců (převážně mužů) (Arnold et al., 2010), proto jsme pro naši skupinu fyzicky aktivních jedinců posílili MIF svalů o 1,5 násobek. *Joint reaction analyze tool* byla použita pro odhad síly a momentu síly působícího v našem nepohyblivém kloubu umístěném v polovině délky holenní kosti. Výstupem z programu OpenSim byly momenty sil působící v našem nepohyblivém kloubu při běhu. U každého probanda byly vybrány čtyři po sobě jdoucí kroky a z nich vytvořen

průměrný krok pro pravou a levou končetinu. Pro grafické a statistické analýzy byla dále použita jen oporová fáze kroku, která byla stanovena na základě hodnot reakční síly podložky. Začátek oporové fáze byl určen jako moment, kdy se zvýší reakční síla podložky nad nulovou hodnotu. Konec oporové fáze byl pak určen jako moment, kdy reakční síla podložky klesla na nulovou hodnotu. Z těchto průměrů byly poté vypočítány hodnoty ohybového momentu (OM ; Nm):

$$OM = \sqrt{M_x^2 + M_z^2}, \quad (2)$$

kde M_x je moment síly působící na kost kolem osy x (antero-posteriorní osa) a M_z je moment síly působící na kost kolem osy z (medio-laterální osa). Ohybový moment vyjadřuje otáčivý účinek síly působící na kost, nutící jí k ohybu (Rice et al., 2019, 2020).

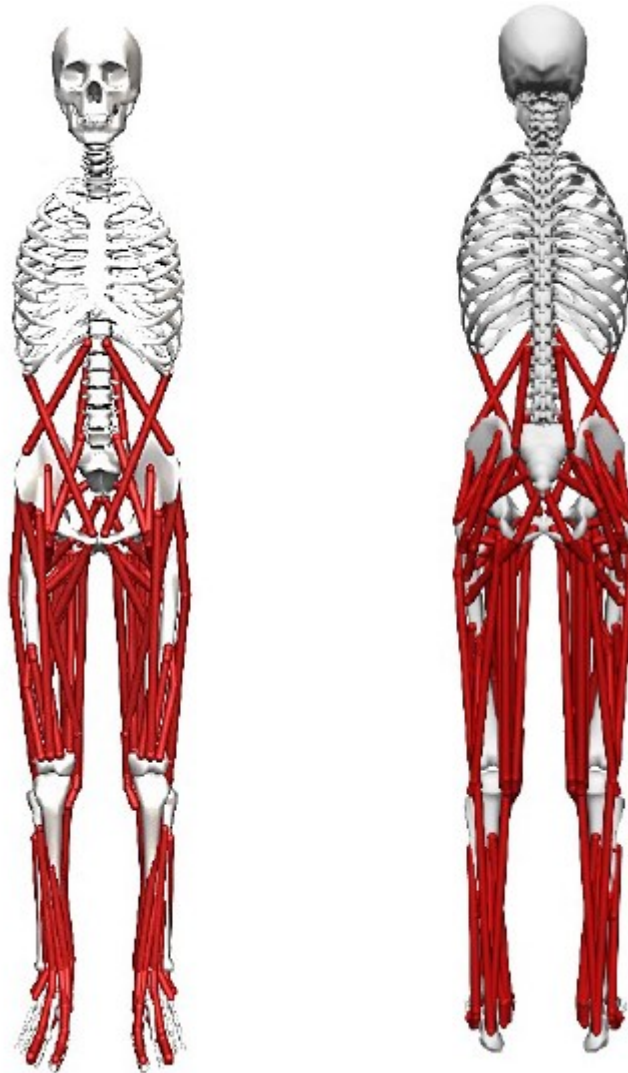
Úhel, pod kterým působí ohybový moment na kost (β ; °), byl vypočítán pomocí rovnice:

$$\beta = (\arctg \frac{M_x}{M_z} \times 180) / \pi, \quad (3)$$

kde M_x je moment síly působící na kost kolem osy x (antero-posteriorní osa) a M_z je moment síly působící na kost kolem osy z (medio-laterální osa). Tento úhel byl spočítán pro pravou i levou holenní kost a z nich byl poté získán průměr.

Nakonec byl z těchto průměrů pro pravou a levou holenní kost vypočítán průměr ohybového momentu a úhlu β pro skupinu mužů a žen účastnících se našeho výzkumu. Hodnoty úhlu v rozmezí -45° - 45° poukazují na výraznější ohyb kosti kolem medio-laterální osy,

zatímco hodnoty v rozmezí -90° - 44° a 46° - 90° poukazují na výraznější ohyb kosti kolem antero-posteriorní osy.



Obr. 6 Muskuloskeletální model gait2392 programu OpenSim.

Z biomechanických pohybových dat pro analýzu ohybového momentu a úhlu působení ohybového momentu bylo vyřazeno pět probandů (jeden muž a čtyři ženy). Tito probandi při běhu našlapovali jednou nohou současně na obě silové podložky a docházelo tak k znehodnocení výsledků působících momentů sil.

3.5 Statistická analýza dat

Data byla statisticky analyzována v programu Excel (ver. 2013, Microsoft Corporation) a Statistica (ver. 13, TIBCO Software, Inc.). Normální rozdělení souboru bylo testováno pomocí Shapiro-Wilkova testu. Statistická analýza dat s normálním rozdělením byla provedena pomocí nepárového a párového t-testu, u dat s nenormálním rozdělením byl použit Mann-Whitneyův U test. Nepárový t-test porovnává střední hodnoty jedné skupiny se středními hodnotami jiné skupiny. Pohlavní rozdíly v námi sledovaných proměnných analýzy geometrie transverzálních průřezů kostí a dále mezi hodnotami magnitudy a orientace zatížení byly testovány pomocí nepárového t-testu. Párový t-test slouží k porovnání středních hodnot mezi prvním a druhým měřením jedné skupiny a v našem případě byl použit pro testování rozdílu mezi daty naměřenými v jednotlivých průřezech kosti (35, 50, 65 % délky kosti) vycházejících z anatomické délky kosti a z délky kosti určené podle center rotace.

Pohlavní dimorfismus (%*PD*) byl vypočtený jako procentuální odlišnost mezi mužskými a ženskými subjekty pomocí vzorce:

$$\%PD = \frac{(M - \check{Z})}{\check{Z}} \times 100, \quad (4)$$

kde \check{Z} jsou hodnoty proměnné získané pro ženy a *M* jsou hodnoty získané pro muže.

Procentuální rozdíl (%*MD*) mezi použitými způsoby měření délky kosti (anatomická délka kosti, délka kosti podle center rotace) byl vypočítán podle vzorce:

$$\%MD = \frac{(CR - ST)}{ST} \times 100, \quad (5)$$

kde ST jsou hodnoty proměnných anatomického měření a CR jsou hodnoty proměnných získané měření podle center rotace. Výsledky obou těchto rovnic jsou vyjádřeny v procentech.

4 Výsledky

4.1 Vlastnosti geometrie transverzálních průřezů kostí

Vlastnosti geometrie transverzálních průřezů kostí jsou vyneseny v tabulkách 4 (řezy dle anatomické délky tibie, viz metody) a 5 (řezy dle délky tibie určené podle center rotace, viz metody). Hodnoty všech sledovaných proměnných jednotlivých probandů jsou graficky vyneseny v poměru ke hmotnosti jednotlivých probandů v grafech S1, S2 a S3. Mezi skupinou mužů a žen byl u hodnot neadjustovaných na velikost pozorován signifikantní rozdíl ve většině sledovaných proměnných. Mezi muži a ženami nebyl zjištěn signifikantní rozdíl pouze v proměnné %CA v nejproximálnější (65 %) a nejdáltnější (35 %) řezu kostí.

Vlastnosti geometrie transverzálních průřezů kostí adjustované na velikost jsou vyneseny v tabulkách 6 (řezy dle anatomické délky tibie, viz metody) a 7 (řezy dle délky tibie určené podle center rotace, viz metody). Po adjustaci na velikost nebyl zjištěn signifikantní rozdíl mezi pohlavími u žádné ze sledovaných proměnných.

V tabulce 8 jsou vyneseny průměrné hodnoty poměrů I_{max}/I_{min} a I_x/I_y . Z našich výsledků I_x/I_y je patrné, že kostní hmota je na průřezu holenní kosti subjektů obou pohlaví v našem souboru výrazně antero-posteriorně rozložena na proximálním konci kosti. Srovnání hodnot I_{max}/I_{min} a I_x/I_y napříč řezy ukazuje na cirkularizaci kosti v distálním směru (ke kotníku). Rozdíly v poměrech I_{max}/I_{min} a I_x/I_y nebyly mezi pohlavími signifikantní.

Mezi měřeními vlastností geometrie transverzálních průřezů kostí provedeným na základě anatomické délky kosti a délky kosti podle center rotace, nebyl zjištěn signifikantní rozdíl, s výjimkou proměnné %CA v řezu ve 35 a 65 % délky u ženských subjektů (Tab. 9).

Tab. 4 Vlastnosti transverzálních průřezů tibie v jednotlivých řezech podle anatomické délky kosti mužů a žen

	TA (mm ²)	MA (mm ²)	CA (mm ²)	%CA (%)	I _x (mm ⁴)	I _y (mm ⁴)	I _{max} (mm ⁴)	I _{min} (mm ⁴)	Z _x (mm ³)	Z _y (mm ³)	J (mm ⁴)	Z _p (mm ³)
35%												
Ž	347	86	261	75	9212	10469	12815	6866	808	805	19681	1400
	± 41	± 19	± 33	± 4	± 2428	± 3307	± 3283	± 1671	± 128	± 173	± 4683	± 228
M	444	123	321	72	14261	17723	21144	10839	1150	1170	31984	1977
	± 56	± 34	± 45	± 6	± 3811	± 4263	± 5458	± 2951	± 228	± 213	± 7924	± 362
PD%	28**	43*	23**	-4	55**	69**	65**	58**	42**	46**	63**	41**
50%												
Ž	405	96	310	77	14573	13204	18992	8785	1104	988	27777	1757
	± 43	± 18	± 28	± 2	± 4122	± 3652	± 4587	± 1911	± 208	± 193	± 6139	± 255
M	522	147	375	72	23332	22508	31814	14025	1619	1426	45840	2463
	± 62	± 28	± 58	± 5	± 5940	± 6613	± 9060	± 3329	± 322	± 280	± 12196	± 406
PD%	29**	53**	21*	-6*	60**	71**	68**	60**	47**	44**	65**	40**
65%												
Ž	504	182	322	64	22243	17230	27896	11577	1447	1204	39474	2261
	± 61	± 36	± 27	± 3	± 5085	± 5047	± 6243	± 2708	± 211	± 271	± 8666	± 355
M	639	248	391	61	34351	29034	45673	17712	2054	1761	63385	3174
	± 77	± 59	± 52	± 6	± 6513	± 8743	± 10744	± 3938	± 314	± 384	± 14299	± 519
PD%	27**	36*	22**	-4	54**	69**	64**	53**	42**	46**	61**	40**

*p <0,05; **p <0,01

Ž = ženy; M = muži; Průměr ± směrodatná odchylka; %PD = [(M-Ž)/Ž]×100

Tab. 5 Vlastnosti transverzálních průřezů tibie v jednotlivých řezech délky kosti podle center rotace mužů a žen

	TA (mm ²)	MA (mm ²)	CA (mm ²)	%CA (%)	I _x (mm ⁴)	I _y (mm ⁴)	I _{max} (mm ⁴)	I _{min} (mm ⁴)	Z _x (mm ³)	Z _y (mm ³)	J (mm ⁴)	Z _p (mm ³)
35%												
Ž	362	77	285	79	10370	11690	14540	7519	881	871	22060	1510
	± 43	± 16	± 37	± 3	± 2894	± 3738	± 3830	± 1894	± 156	± 191	± 5435	± 244
M	465	112	353	76	16395	19791	24250	11936	1280	1277	36186	2147
	± 55	± 28	± 49	± 5	± 4302	± 4879	± 6443	± 3015	± 250	± 221	± 8976	± 362
PD%	28**	45**	24**	-4	58**	69**	67**	59**	45**	47**	64**	42**
50%												
Ž	428	102	327	76	16687	14331	21304	9714	1207	1044	31018	1929
	± 49	± 23	± 34	± 3	± 4776	± 4130	± 5249	± 2250	± 226	± 219	± 7142	± 317
M	550	156	394	72	26820	23985	35450	15356	1764	1526	50806	2704
	± 68	± 31	± 58	± 5	± 6671	± 7217	± 10035	± 3733	± 331	± 319	± 13525	± 490
PD%	29**	53**	20**	-5*	61**	67**	66**	58**	46**	46**	64**	40**
65%												
Ž	554	217	337	61	26244	20411	33304	13351	1650	1389	46655	2581
	± 73	± 46	± 32	± 3	± 6275	± 6085	± 7835	± 3338	± 268	± 311	± 10898	± 447
M	706	288	418	59	41001	34870	55351	20520	2362	2065	75871	3656
	± 93	± 70	± 55	± 6	± 7511	± 10840	± 12868	± 4936	± 373	± 455	± 17532	± 630
PD%	27**	33*	24**	-3	56**	71**	66**	54**	43**	49**	63**	42**

*p < 0,05; **p < 0,01

Ž = ženy; M = muži; Průměr ± směrodatná odchylka; %PD = [(M-Ž)/Ž]×100

Tab. 6 Vlastnosti transverzálních průřezů tibie v jednotlivých řezech podle anatomické délky kosti adjustované na hmotnost mužů a žen

	TA (mm ² /kg)	MA (mm ² /kg)	CA (mm ² /kg)	I _x (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	I _y (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	I _{max} (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	I _{min} (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	Z _x (mm ³ /kg ⁻¹ cm ⁻¹)	Z _y (mm ³ /kg ⁻¹ cm ⁻¹)	J (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	Z _p (mm ³ /kg ⁻¹ cm ⁻¹)
35%											
Ž	5,87	1,45	4,42	0,11	0,13	0,16	0,08	0,37	0,37	0,24	0,64
	±0,54	±0,25	±0,50	±0,03	±0,03	±0,03	±0,02	±0,06	±0,06	±0,04	±0,10
M	5,82	1,64	4,18	0,11	0,14	0,17	0,09	0,37	0,38	0,25	0,64
	±0,83	±0,55	±0,40	±0,03	±0,03	±0,04	±0,03	±0,07	±0,06	±0,06	±0,12
PD%	-1	13	-5	-1	10	6	3	0	3	5	-1
50%											
Ž	6,86	1,61	5,25	0,18	0,16	0,23	0,11	0,50	0,45	0,34	0,80
	±0,66	±0,23	±0,54	±0,04	±0,03	±0,04	±0,01	±0,07	±0,07	±0,04	±0,10
M	6,84	1,95	4,89	0,18	0,18	0,25	0,11	0,52	0,46	0,36	0,79
	±0,95	±0,51	±0,65	±0,04	±0,05	±0,07	±0,03	±0,10	±0,09	±0,09	±0,13
PD%	0	21	-7	3	10	7	4	3	2	6	-1
65%											
Ž	8,51	3,04	5,47	0,27	0,21	0,34	0,14	0,66	0,55	0,48	1,03
	±0,77	±0,31	±0,65	±0,04	±0,04	±0,04	±0,02	±0,08	±0,08	±0,06	±0,13
M	8,40	3,28	5,12	0,27	0,23	0,36	0,14	0,66	0,57	0,50	1,02
	±1,31	±0,94	±0,64	±0,05	±0,08	±0,09	±0,04	±0,11	±0,14	±0,12	±0,17
PD%	-1	8	-6	0	10	6	0	0	4	4	-1

*p < 0,05; **p < 0,01

Ž = ženy; M = muži; Průměr ± směrodatná odchylka; %PD = [(M-Ž)/Ž]×100

Tab. 7 Vlastnosti transverzálních průřezů tibie v jednotlivých řezech délky kosti podle center rotace adjustované na hmotnost mužů a žen

	TA (mm ² /kg)	MA (mm ² /kg)	CA (mm ² /kg)	I _x (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	I _y (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	I _{max} (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	I _{min} (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	Z _x (mm ³ /kg ⁻¹ cm ⁻¹)	Z _y (mm ³ /kg ⁻¹ cm ⁻¹)	J (mm ⁴ /kg ⁻¹ cm ⁻²)	Z _p (mm ³ /kg ⁻¹ cm ⁻¹)
35%											
Ž	6,12	1,31	4,81	0,13	0,14	0,18	0,09	0,40	0,40	0,27	0,69
	±0,48	±0,24	±0,39	±0,02	±0,03	±0,03	±0,01	±0,05	±0,06	±0,03	±0,07
M	6,10	1,49	4,61	0,13	0,16	0,19	0,10	0,41	0,41	0,29	0,69
	±0,77	±0,44	±0,47	±0,03	±0,03	±0,04	±0,03	±0,07	±0,06	±0,06	±0,12
PD%	0	13	-4	2	10	7	4	2	4	6	1
50%											
Ž	7,24	1,71	5,53	0,20	0,17	0,26	0,12	0,55	0,47	0,38	0,88
	±0,63	±0,29	±0,52	±0,03	±0,04	±0,04	±0,01	±0,06	±0,07	±0,04	±0,10
M	7,20	2,07	5,14	0,21	0,19	0,28	0,12	0,57	0,49	0,40	0,87
	±0,95	±0,54	±0,55	±0,05	±0,06	±0,07	±0,03	±0,09	±0,10	±0,10	±0,14
PD%	-1	21	-7	4	9	7	3	3	4	6	-1
65%											
Ž	9,34	3,62	5,72	0,32	0,25	0,41	0,16	0,75	0,63	0,57	1,17
	±0,79	±0,39	±0,63	±0,05	±0,05	±0,05	±0,02	±0,08	±0,08	±0,07	±0,12
M	9,28	3,82	5,46	0,32	0,28	0,44	0,16	0,76	0,66	0,60	1,18
	±1,42	±1,08	±0,57	±0,05	±0,09	±0,10	±0,04	±0,11	±0,15	±0,14	±0,19
PD%	-1	5	-5	1	12	8	0	1	6	6	0

*p < 0,05; **p < 0,01

Ž = ženy; M = muži; Průměr ± směrodatná odchylka; %PD = [(M-Ž)/Ž]×100

Tab. 8 Poměry proměnných I_{max}/I_{min} a I_x/I_y , vyjadřující „biomechanický“ tvar kosti

Řez (%)	I_{max}/I_{min}					I_x/I_y				
	Muži		Ženy			Muži		Ženy		
	Průměr	SD	Průměr	SD	%PD	Průměr	SD	Průměr	SD	MD%
	Standard									
35	2	± 0,4	1,9	± 0,3	3,7	0,8	± 0,1	0,9	± 0,3	-11,1
50	2,3	± 0,3	2,2	± 0,4	4,6	1,1	± 0,2	1,2	± 0,4	-8,3
65	2,6	± 0,3	2,4	± 0,3	8,3	1,2	± 0,2	1,4	± 0,3	-14,3
	Centra rotace									
35	2	± 0,4	2	± 0,3	0	0,8	± 0,1	0,9	± 0,3	-11,1
50	2,3	± 0,3	2,2	± 0,4	4,6	1,1	± 0,2	1,2	± 0,4	-8,3
65	2,7	± 0,3	2,5	± 0,3	8,0	1,2	± 0,2	1,4	± 0,3	-14,3

$$\%PD = [(M-\bar{Z})/\bar{Z}] \times 100$$

Tab. 9 Procentuální rozdíl (%MD = $[(CR-ST)/ST] \times 100$) v hodnotách proměnných mezi metodou měření délky kosti podle center rotace a anatomickou délkou kosti

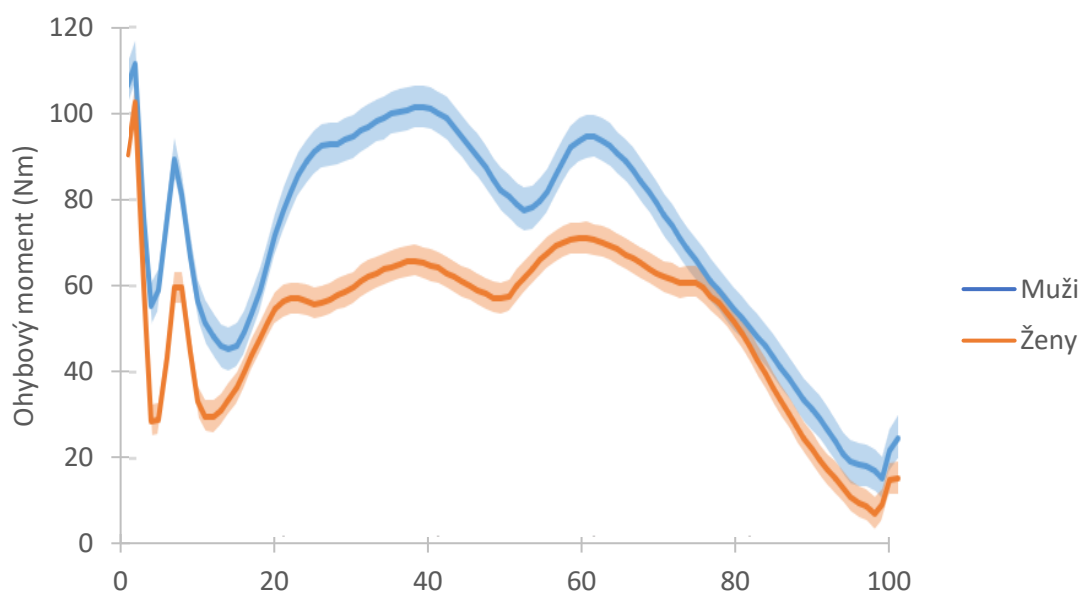
Řez (%)	TA	MA	CA	%CA	I_x	I_y	I_{max}	I_{min}	Z_x	Z_y	J	Z_p
	Muži											
35	4,8	-9,2	10,1	5,0	15,0	11,7	14,7	10,1	11,3	9,1	13,1	8,6
50	5,3	6,0	5,1	-0,1	15,0	6,6	11,4	9,5	8,9	7,0	10,8	9,8
65	10,5	16,2	7,0	-3,3	19,4	20,1	21,2	15,9	15,0	17,2	19,7	15,2
	Ženy											
35	4,4	-10,3	9,2	4,5*	12,6	11,7	13,5	9,5	9,1	8,2	12,1	7,9
50	5,7	6,3	5,5	-0,2	14,5	8,5	12,2	10,6	9,3	5,7	11,7	9,8
65	9,9	19,2	4,7	-4,7*	18,0	18,5	19,4	15,3	14,0	15,3	18,2	14,1

*p < 0,05; **p < 0,01

4.2 Ohybový moment kosti při oporové fázi kroku

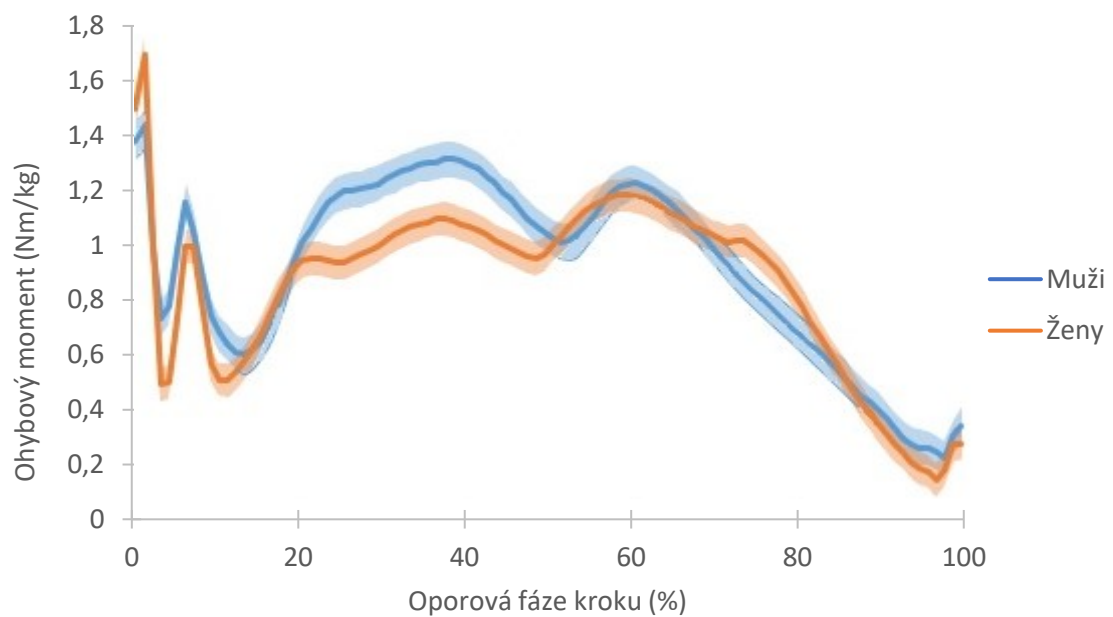
Průběh průměrného ohybového momentu u mužů a žen, působícího v polovině délky holenní kosti, je vyobrazený v grafu 1. Průměrné hodnoty ohybového momentu za celý průběh oporové fáze kroku dosáhly u mužů hodnoty 70 Nm a u žen 51 Nm. Procentuální rozdíl mezi průměrnými hodnotami ohybového momentu oporové fáze kroku mezi muži a ženami byl 38,1 %. Mezi hodnotami průměrného ohybového momentu mužů a žen byl pozorován signifikantní rozdíl. Po adjustaci hodnot průměrného ohybového momentu mužů a žen na hmotnost byl procentuální rozdíl mezi muži a ženami 7,6 % a nebyl zde pozorován signifikantní rozdíl (Graf 2).

Maximální hodnoty ohybového momentu při došlapu, tedy na začátku oporové fáze, dosahovaly u mužů hodnoty 111 Nm a u žen 103 Nm. Procentuální rozdíl mezi maximálními hodnotami ohybového momentu při došlapu mezi pohlavími byl 8,7 %, tento rozdíl nebyl signifikantní. Po adjustaci na hmotnost bylo maximum ohybového momentu při došlapu u žen o 15,4 % větší než u mužů (Graf 2). Opět zde však nebyl pozorován signifikantní rozdíl.



Graf 1 Průměrný ohybový moment v polovině délky holenní kosti u mužů a žen v průběhu oporové fáze kroku. Barevné plochy představují konfidenční intervaly.

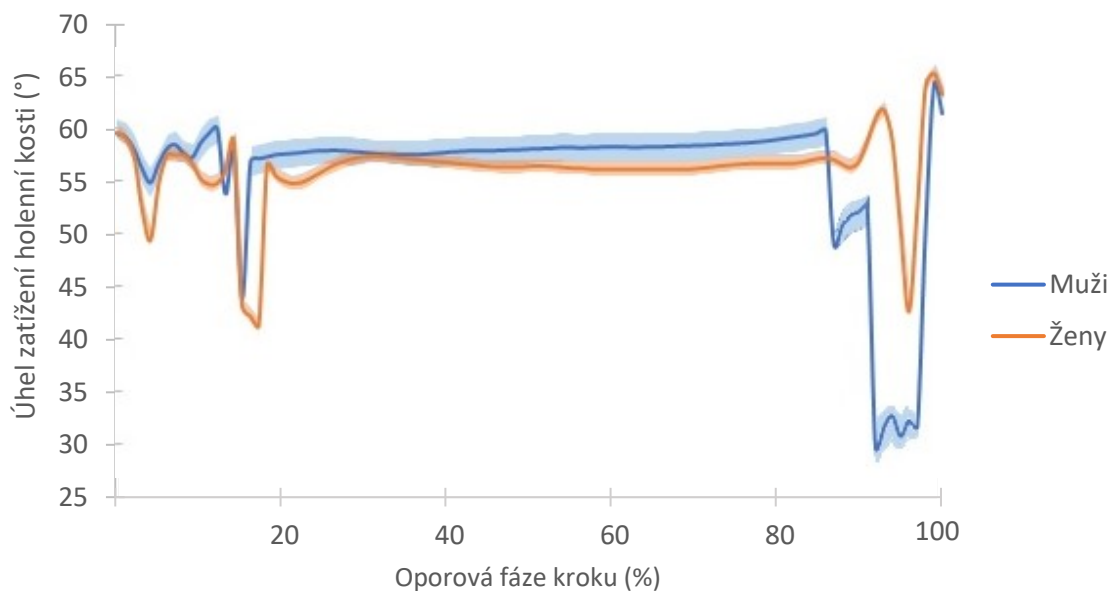
Maximálních hodnot ohybového momentu v průběhu oporové fáze bylo u mužů dosaženo průměrně ve 40 % oporové fáze kroku. Toto maximum dosahovalo u mužů hodnoty v průměru 101 Nm. U žen bylo maxima dosaženo průměrně v 60 % oporové fáze kroku a jeho hodnota činila v průměru 71 Nm. Procentuální rozdíl mezi maximálními hodnotami pohlaví byl 42,9 % a po adjustaci na hmotnost mužů a žen 11,3 %. Rozdíl v maximálních hodnotách ohybového momentu mezi pohlavími nebyl po adjustaci na hmotnost signifikantní.



Graf 2 Průměrný ohybový moment v polovině délky holenní kosti u mužů a žen v průběhu oporové fáze kroku adjustovaný na hmotnost. Barevné plochy představují konfidenční intervaly.

4.3 Úhel zatížení holenní kosti během oporové fáze kroku

Z pohybových dat jsme získali průměrnou hodnotu úhlu zatížení kosti v průběhu celé stojné fáze kroku (Graf 3), která vyšla 55,84° u mužů a 56,01° u žen. Mezi hodnotami mužů a žen nebyl pozorován signifikantní rozdíl ($PD\% = -0,3$). V maximu ohybového momentu, který byl u žen pozorován v 60 % oporové fáze kroku a u mužů ve 40 % oporové fáze kroku (Graf 1, 2) byly zjištěny úhly zatížení kosti 57,56° pro muže a 56,03° pro ženy. Opět zde nebyl pozorován signifikantní rozdíl ($PD\% = 2,7$).



Graf 3 Průměrný úhel zatížení v polovině délky holenní kosti během oporové fáze kroku. Barevné plochy představují konfidenční intervaly.

5 Diskuze

V této práci jsme studovali pohlavní dimorfismus v zátěži holenní kosti při běhu člověka na recentní žijící populaci. Tato studie zahrnovala data vlastností průřezové geometrie kostí, získaných ze snímků magnetické rezonance jednotlivých probandů, ke zjištění pohlavního dimorfismu pozorovatelného na kostech. Po adjustaci hodnot proměnných vlastností průřezové geometrie na velikost probandů, se v našem souboru neprojevil signifikantní intersexuální rozdíl u žádné ze sledovaných proměnných. K výrazněji protaženějšímu tvaru v předozadní ose a k proximodistální cirkularizaci dochází u probandů obou pohlaví, z čehož usuzujeme, že dlouhodobější charakter lokomoce, projevující se na morfologii kosti, se mezi pohlavími neliší. Tento výsledek se shoduje s výsledky předchozích studií, které byly provedeny na recentnějších kosterních materiálech a ne živých lidech (Miller and Purkey, 1980; Minns et al., 1975). Náš výsledek se však neshoduje s publikací od Ruffa a Hayese (1983), kteří pracovali s kosterními materiály z doby před polovinou 16.století, kteří zjistili signifikantní rozdíl mezi pohlavími v poměru I_{max}/I_{min} .

V našem souboru se pevnost kosti v ohybu signifikantně neliší mezi pohlavími, což je v rozporu s výsledky Ruff et al. (2015), který identifikoval intersexuální rozdíly v pevnosti kosti v ohybu napříč časovými periodami a to od dob mezolitu až po 20.století (Graf 4A, 4B). Faktorem, který mohl vést k odklonu od trendu v pohlavním dimorfismu zjištěného ve studii Ruff et al. (2015) byla pravděpodobně změna v chování. Pokud je absence pohlavního dimorfismu v našem souboru způsobena změnou chování, muselo jít o radikálnější změnu, než ke kterým docházelo za posledních 12 tisíc let. U recentní žijící populace se začínají rozdíly v míře lokomoce mezi pohlavími stírat (Leslie et al., 2004; Pollard and Wagnild, 2017), což pokládáme za nejpravděpodobnější možné vysvětlení. Alternativním vysvětlením absence

pohlavních rozdílů v pevnosti kosti v našem recentním souboru v kontrastu k dřívějším populacím by mohla být odlišnost v adjustaci pevnosti kosti na hmotnost. Předchozí studie (Ruff et al., 2015), ze které jsme vycházeli, počítala s odhadovanou hmotností probandů a to podle šířky pánve a odhadované tělesné výšky (Ruff et al., 2005, 2012). My jsme však počítali s reálnou hmotností probandů v našem souboru. Když jsme hmotnost odhadli stejně jako v předchozí studii Ruff a kolektiv (2015):

vzorec výpočtu pro muže:

$$m = (0,373 \times V) + (3,033 \times BIB) - 82,5 \quad (6)$$

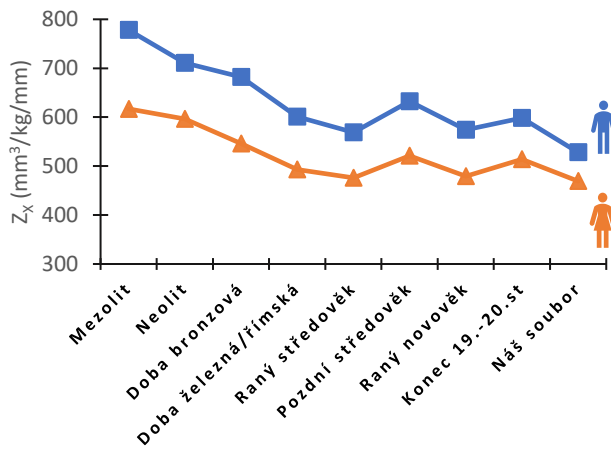
vzorec výpočtu pro ženy:

$$m = (0,522 \times V) + (1,809 \times BIB) - 75,5, \quad (7)$$

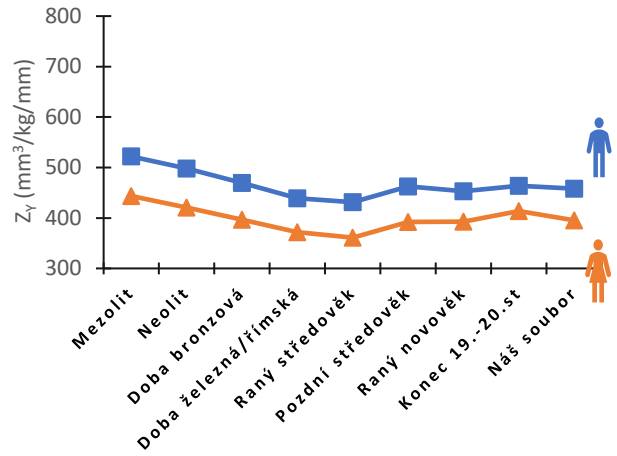
kde m je námi odhadovaná hmotnost v kg, V je výška postavy v cm a BIB je šířka pánve (*bi-iliac breadth*) v cm, ani zde nebyl výsledný rozdíl mezi pohlavími signifikantní (Graf 4C, 4D).

U našeho souboru jsme zjistili nejnižší míru pohlavního dimorfismu jak u pevnosti kosti kolem medio-laterální osy spočítané s odhadnutou (%PD = 12,7 %), tak s reálnou hmotností (%PD = 3,2 %) (Graf 5A). V našem souboru vykazovala pevnost kosti kolem antero-posteriorní osy druhou nejnižší hodnotu pohlavního dimorfismu (%PD = 14,0 %), pro data spočítaná s odhadnutou hmotností a nejnižší hodnotu pohlavního dimorfismu (%PD = 3,9 %) pro data spočítaná s reálnou hmotností probandů (Graf 5B). Mezi pohlavími nebyl v našem souboru zjištěn signifikantní rozdíl.

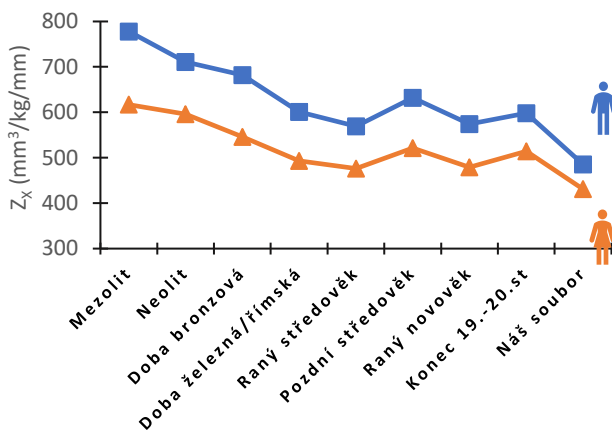
A



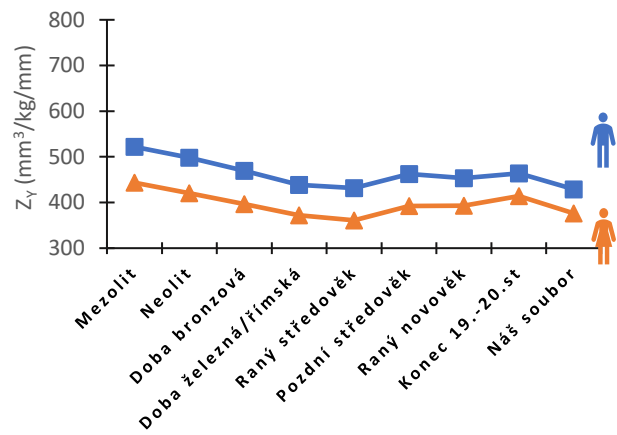
B



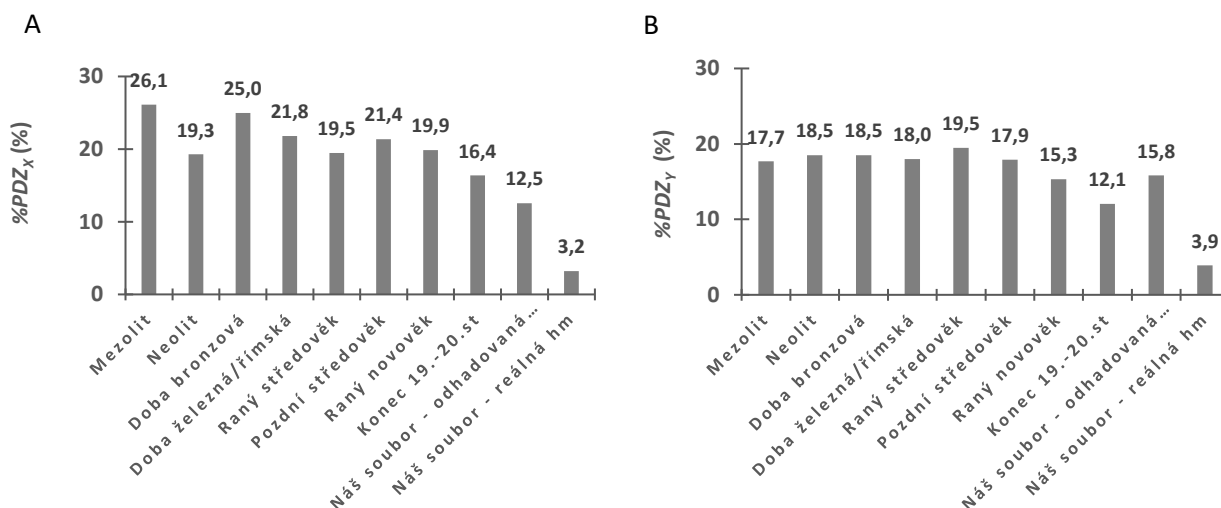
C



D



Graf 4 Časové trendy pevnosti kosti v ohybu kolem medio-laterální (Z_x) a antero-posteriorní (Z_y) osy adjustované na velikost těla [$\text{mm}^3/(\text{kg} \times \text{mm}) \times 10^4$]. Započítaná hmotnost našeho souboru je reálná hmotnost probandů (A, B) a hmotnost odhadnutá podle šířky pánve a výšky postavy (Ruff et al., 2012) (C, D). Srovnání dat pro muže (■) a ženy (▲). Doplněno a upraveno podle Ruff et al. (2015).



Graf 5 Pohlavní dimorfismus mezi hodnotami proměnných Z_x (A; pevnost kosti v ohybu kolem medio-laterální osy) a Z_y (B; pevnost kosti v ohybu kolem antero-posteriorní osy) vyjádřený procentuálními rozdíly mezi pohlavími v průběhu časových period. Pro výpočet pohlavního dimorfismu v našem vzorku byla použita data počítající s odhadovanou i reálnou hmotností probandů. Doplňeno a upraveno podle Ruff et al. (2015).

Dalším cílem této studie bylo zjistit, zda se mezi muži a ženami vyskytuje intersexuální rozdíl v zátěži holenní kosti během oporové fáze kroku při běhu. Pro tento záměr byla odhadnuta síla ohybového momentu působícího na holenní kost při oporové fázi kroku a vypočten úhel, pod kterým moment síly na kost působí pro každého probanda. Na počátku stejné fáze, tedy asi ve 2 % a pak v 7 % (u mužů) a 8 % (u žen) se nám vyskytovaly vrcholy vysokého silového zatížení kosti, které se nám nepodařilo odfiltrout. Předpokládáme, že tyto vrcholy jsou způsobeny přechodem z letové fáze kroku do fáze oporové a vytváří tak na kost vysoký nápor. Tyto vrcholy na začátku oporové fáze se nevyskytovaly ve studii Rice et al. (2019), což by mohlo být způsobeno jiným nastavením *Butterworth* filtru pro filtrování reakčních sil podložky. My jsme se drželi doporučené hodnoty 25 Hz, programu Visual3D, pro cut-off frekvenci pro signály získané na běžeckých pásech s vestavěnou silovou deskou,

zatímco Riceová použila hladinu 8 Hz, čímž odfiltrovala širší spektrum signálu, včetně impaktového vrcholu, který je typický na začátku oporové fáze.

Tuto studii nahlížíme jako pilotní, jelikož se jedná o první aplikaci tohoto modelu odhadu zátěže a úhlu jejího působení na kost. Ve studii Rice et al. (2019) byla zjištěna hodnota maximálního ohybového momentu u mužů, během prvních několika minut běhu, 104 Nm což odpovídá našemu výsledku (101 Nm), její přístup se ovšem lišil v použitém modelu, kdy namísto námi použitého modelu v programu Opensim pracovala Riceová s programem Matlab a modelem s menším počtem svalů. Rychlost běhu byla v naší a zmiňované práci podobná. Práce Rice et al. (2019) se však zabývá stresem, kterému je holenní kost vystavena v průběhu 40 minutového běhu pro zjištění dlouhodobějšího vlivu na kost, který by mohl vést ke zlomeninám. Většina studií, používajících výpočet ohybového momentu kosti je cílena na stres a torzi, které je holenní kost během lokomoce vystavena, jakožto faktorů podporujícím rozvoj fraktur tibie a neřeší intersexuální rozdíly (Derrick et al., 2016; Rice et al., 2019, 2020; Yang et al., 2014). Studium pohlavního dimorfismu v zatěžování tibie by se však mohlo stát dobrým odrazovým můstkem pro studie zabývající se právě otázkami týkajícími se fraktur a zranění holenních kostí.

6 Závěr

V rámci diplomové práce jsme se rozhodli otestovat hypotézu o rozdílném zatěžení holenních kostí mezi pohlavími při lokomoci člověka recentní žijící populace. Na základě předešlých studií jsme předpokládali projev pohlavního dimorfismu na tvaru kosti na jejím průřezu a v zátěži holenní kosti při běhu.

Naše výsledky z průřezové geometrie kosti nepodporují naši hypotézu předpokládající projev pohlavního dimorfismu na datech průřezové geometrie kosti, jelikož nebyl, po adjustaci na velikost, zjištěn signifikantní rozdíl mezi pohlavími v žádné ze sledovaných proměnných, což by mohlo být zapříčiněno malým sledovaným souborem jedinců. Bylo by dobré provést do budoucna studii pohlavního dimorfismu na proměnných průřezové geometrie kosti na větším souboru jedinců.

Náš předpoklad o výraznějším elipsovitém tvaru v antero-posteriorní ose na průřezu kosti u mužů, než u žen se nám nepotvrdil. Kosti mužů a žen měly na průřezu průměrně téměř totožný tvar.

Co se týče pohlavního dimorfismu v proměnných Z_x a Z_y , popisujících sílu kosti v ohybu v antero-posteriorním a medio-laterálním směru, napříč časovými periodami, náš testovaný soubor disponoval nejnižší hodnotou pohlavního dimorfismu v hodnotách Z_x a druhou nejnižší v hodnotách Z_y za posledních 12 tisíc let.

Výsledky pohybových dat nepotvrdily náš předpoklad o odlišném zatěžení holenní kosti při běhu, vzhledem k nesignifikantním rozdílům v ohybovém momentu kosti a úhlu zatížení holenní kosti během oporové fáze kroku.

Na základě námi získaných výsledků se domníváme, že mezi zátěží holenních kostí při běhu mužů a žen neexistuje výrazný rozdíl. Naše výsledky naznačují, že rozdíly pozorované na

kostech dolních končetin mužů a žen u historicky starších populací, nejsou způsobené odlišným zatěžováním kosti, ale pravděpodobně množstvím této zátěže spojeným s mírou fyzické aktivity. Naše hypotéza byla testována na běhu po rovině, nemůžeme tedy vyloučit rozdílnou zátěž při chůzi, která je používanější než běh, nebo při lokomoci po nerovném terénu.

Použitá literatura

- Anderson, M., Green, W.T., Messner, M.B., 1963. Growth and Predictions of Growth in the Lower Extremities. *J. Bone Jt. Surg. Am.* Vol. 45-A.
- Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L., Delp, S.L., 2010. A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. *Ann. Biomed. Eng.* 38, 269–279.
- Auerbach, B.M., Ruff, C.B., 2006. Limb bone bilateral asymmetry: Variability and commonality among modern humans. *J. Hum. Evol.* 50, 203–218.
- Berner, M., Sládek, V., Holt, B., Niskanen, M., Ruff, C.B., 2018. Sexual Dimorphism. In: Ruff, C.B. (Ed.), *Skeletal Variation and Adaptation in Europeans: Upper Paleolithic to the Twentieth Century*. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA, pp. 133–161.
- Boone, J.L., 2002. Subsistence Strategies and Early Human Population History: An Evolutionary Ecological Perspective. *Archaeol. Evol. Ecol.* 34, 6–25.
- Buschang, P.H., 1982. Differential long bone growth of children between two months and eleven years of age. *Am. J. Phys. Anthropol.* 58, 291–295.
- Cavanagh, R., P., 1980. Forces and pressures between the foot and floor during normal walking and running. *Proc. of the Biomech. Symp.* 172–190.
- Coussens, A., Anson, T., Norris, R., Henneberg, M., 2002. Sexual dimorphism in the robusticity of long bones of infants and young children. *Anthropol. Rev.* 65, 3–16.
- Delp, S.L., 1990. *Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb*. Stanford University, Stanford, CA.
- Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950.
- Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M., 1990. An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 37, 757–767.
- Derrick, T.R., Edwards, W.B., Fellin, R.E., Seay, J.F., 2016. An integrative modeling approach for the efficient estimation of cross sectional tibial stresses during locomotion. *J. Biomech.* 49, 429–435.

- Dugan, S.A., Bhat, K.P., 2005. Biomechanics and Analysis of Running Gait. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 16, 603–621.
- Duren, D.L., Seselj, M., Froehle, A.W., Nahhas, R.W., Sherwood, R.J., 2013. Skeletal growth and the changing genetic landscape during childhood and adulthood. *Am. J. Phys. Anthropol.* 150, 48–57.
- Ferber, R., Davis, I.M.C., Williams, D.S., 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin. Biomech.* 18, 350–357.
- Fruyer, D.W., Wolpoff, M.H., 1985. Sexual dimorphism. *Ann. Rev. Anthr.* 14, 429–473.
- Frost, H.M., 1985. The “new bone”: Some anthropological potentials. *Am. J. Phys. Anthropol.* 28, 211–226.
- Froude, W., 1874. On useful displacement as limited by weight of structure and of propulsive power. *Trans Inst. Nav. Archit.* 15, 148–155.
- Glucksmann, A., 1981. *Sexual dimorphism in human and mammalian biology and pathology*, London Academic Press.
- Horton, M., Hall, T., 1989. Quadriceps Femoris Muscle Angle: Normal Values and Relationships with Gender and Selected Skeletal Measures. *Phys. Ther.* 69, 897–901.
- Jones, H., Priest, J., Hayes, W., Tichenor, C., Nagel, D., 1977. Humeral hypertrophy in response to exercise. *J Bone Jt. Surg Am. J. Bone Jt. Surg.* 59, 204–208.
- Jungers, W.L., Minns, R.J., 1979. Computed tomography and biomechanical analysis of fossil long bones. *Am. J. Phys. Anthropol.* 50, 285–290.
- Khosla, S., Amin, S., Orwoll, E., 2008. Osteoporosis in men. *Endocr. Rev.* 29, 441–464.
- Khosla, S., Oursler, M.J., Monroe, D.G., 2012. Estrogen and the skeleton. *Trends Endocrinol. Metab.* 23, 576–581.
- Kuhn, S.L., Stiner, M.C., 2006. What’s a mother to do? The division of labor among Neandertals and modern humans in Eurasia. *Curr. Anthropol.* 47, 953–980.
- Lanyon, L.E., 1984. Functional strain as a determinant for bone remodeling. *Calcif. Tissue Int.* 36, S56–S61.
- Leslie, E., Cerin, E., Gore, C.J., St George, A., Bauman, A., Owen, N., 2004. Gender, age, and educational-attainment differences in Australian adults’ participation in vigorous sporting and fitness activities. *J. Phys. Act. Heal.* 1, 377–388.
- Letafatkar, A., 2013. Flat Foot Deformity, Q Angle and Knee Pain are Interrelated in Wrestlers. *J. Nov. Physiother.* 03, 138.

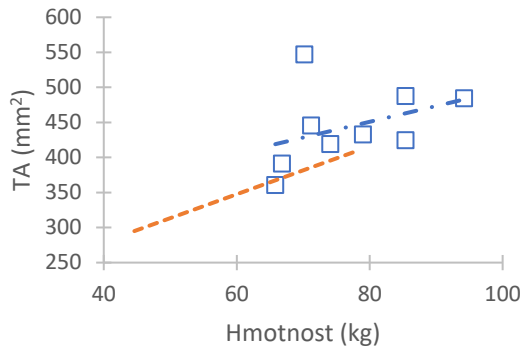
- Livingston, L.A., 1998. The quadriceps angle: A review of the literature. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 28, 105–109.
- Lund, K., Hicks, J., 2013. Getting started with RRA [WWW Document]. URL <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Getting+Started+%0Awith+RRA>.
- Malinzak, R.A., Colby, S.M., Kirkendall, D.T., Yu, B., Garrett, W.E., 2001. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin. Biomech.* 16, 438–445.
- Marcus, R., 1996. Endogenous and nutritional factors affecting bone. *Bone* 18, S11–S13.
- Marcus, R., Madvig, P., Young, G., 1984. Age-related changes in parathyroid hormone and parathyroid hormone action in normal humans. *J. Clin. Endocrinol. Metab.* 58, 223–230.
- Miller, G.J., Purkey, W.W., 1980. The geometric properties of paired human tibiae. *J. Biomech.* 13, 1–8.
- Minns, R.J., Bremble, G.R., Campbell, J., 1975. The geometrical properties of the human tibia. *J. Biomech.* 8, 253–255.
- Mooradian, A.D., Morley, J.E., Korenman, S.G., 1987. Biological actions of androgens. *Endocr. Rev.* 8, 1–28.
- Nilsson, B.E., Westlin, N.E., 1971. Bone density in athletes. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 77, 179–82.
- Oberg, T., Karsznia, A., Oberg, K., 1993. Basic gait parameters : Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J. Rehabil. Res. Dev.* 30, 210–223.
- Pearson, O.M., Lieberman, D.E., 2004. The aging of Wolff's law?: Ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Am. J. Phys. Anthropol.* 125, 63–99.
- Pollard, T.M., Wagnild, J.M., 2017. Gender differences in walking (for leisure, transport and in total) across adult life: a systematic review. *BMC Public Heal.* 2017 171 17, 1–11.
- Rice, H., Weir, G., Trudeau, M.B., Meardon, S., Derrick, T., Hamill, J., 2019. Estimating Tibial Stress throughout the Duration of a Treadmill Run. *Med. Sci. Sports Exerc.* 51, 2257–2264.
- Rice, H.M., Kenny, M., Ellison, M.A., Fulford, J., Meardon, S.A., Derrick, T.R., Hamill, J., 2020. Tibial stress during running following a repeated calf-raise protocol. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* 30, 2382–2389.
- Richard, R., Weber, J., Mejjad, O., Polin, D., Dujardin, F., Pasquis, P., Le Loët, X., 1995. Spatiotemporal gait parameters measured using the Bessou gait analyzer in 79 healthy subjects. Influence of age, stature, and gender. Study Group on Disabilities due to Musculoskeletal Disorders (Groupe de Recherche sur le Handicap de l'Appareil Locomoteur, GRHAL). *Rev. Rhum. Engl. Ed.* 62, 105–114.
- Riesenfeld, A., 1975. Endocrine control of skeletal robusticity. *Cells Tissues Organs* 91, 481–499.

- Rogol, A.D., Roemmich, J.N., Clark, P.A., 2002. Growth at Puberty. *J. Adolesc. Heal.* 31, 192–200.
- Ruff, C., 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, C., Holt, B., Trinkaus, E., 2006. Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's law" and bone functional adaptation. *Am. J. Phys. Anthropol.* 129, 484–498.
- Ruff, C., Niskanen, M., Junno, J.A., Jamison, P., 2005. Body mass prediction from stature and bi-iliac breadth in two high latitude populations, with application to earlier higher latitude humans. *J. Hum. Evol.* 48, 381–392.
- Ruff, C.B., 2008. Biomechanical Analyses of Archaeological Human Skeletons. In: Katzenberg, M.A., Saunders, S.R. (Eds.), *Biological Anthropology of the Human Skeleton*. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA, pp. 183–206.
- Ruff, C.B., Hayes, W.C., 1983. 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, C.B., Holt, B., Niskanen, M., Sladek, V., Berner, M., Garofalo, E., Garvin, H.M., Hora, M., Junno, J.-A., Schuplerova, E., Vilkkama, R., Whittey, E., 2015. Gradual decline in mobility with the adoption of food production in Europe. *PNAS* 112, 7147–7152.
- Ruff, C.B., Holt, B.M., Niskanen, M., Sladek, V., Berner, M., Garofalo, E., Garvin, H.M., Hora, M., Maijanen, H., Niinimäki, S., Salo, K., Schuplerová, E., Tompkins, D., 2012. Stature and body mass estimation from skeletal remains in the European Holocene. *Am. J. Phys. Anthropol.* 148, 601–617.
- Ruff, C.B., Trinkaus, E., Walker, A., Larsen, C.S., 1993. Postcranial robusticity in Homo. I: Temporal trends and mechanical interpretation. *Am. J. Phys. Anthropol.* 91, 21–53.
- Sanchez, H.M., Sanchez, E.G.M., Baraúna, M.A., Canto, R.S. de T., 2014. Evaluation of Q angle in Different Static Postures. *Acta Ortopédica Bras.* 22, 325–329.
- Schindelin, J., Arganda-Carreras, I., Frise, E., Kaynig, V., Longair, M., Pietzsch, T., Preibisch, S., Rueden, C., Saalfeld, S., Schmid, B., Tinevez, J.-Y., White, D.J., Hartenstein, V., Eliceiri, K., Tomancak, P., Cardona, A., 2012. Fiji—an Open Source platform for biological image analysis. *Nat. Methods* 9, 676–82.
- Sievänen, H., 2005. Hormonal influences on the muscle-bone feedback system: A perspective. *Musculoskeletal Neuronal Interact* 5, 255–261.

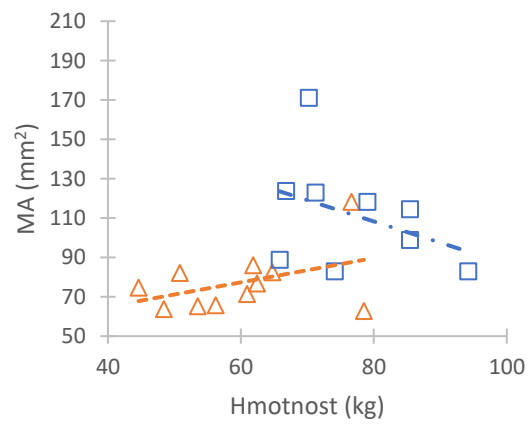
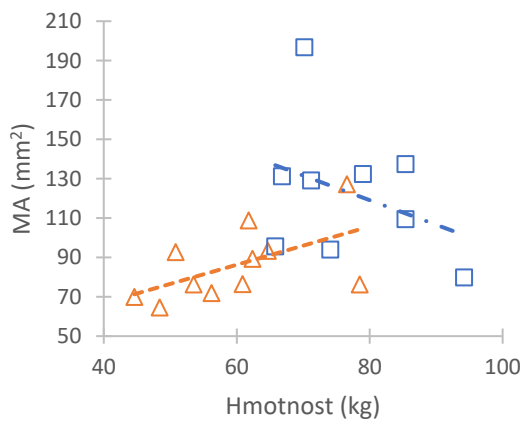
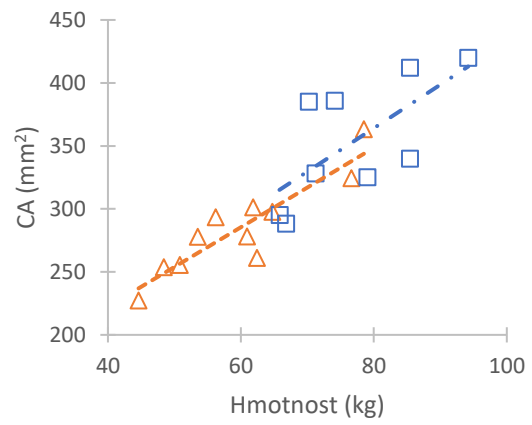
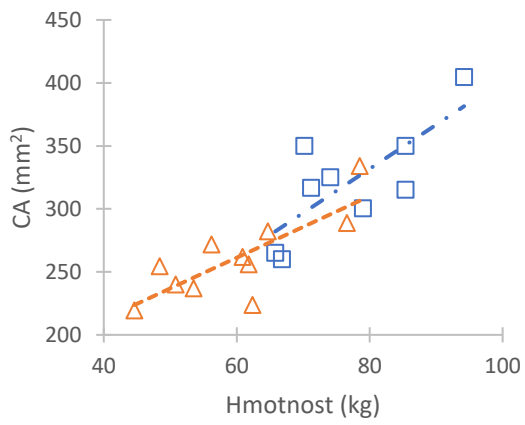
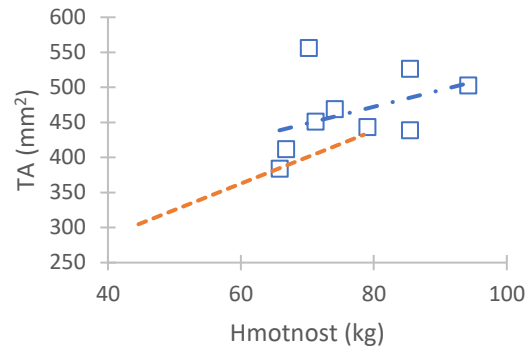
- Simoneau, G.G., Hoenig, K.J., Lepley, J.E., Papanek, P.E., 1998. Influence of hip position and gender on active hip internal and external rotation. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 28, 158–164.
- Sládek, V., Sabolová, V., Šebesta, O., Zikmund, T., Kaiser, J., Čerevková, S., 2018. Effect of deriving periosteal and endosteal contours from microCT scans on computation of cross-sectional properties in non-adults: the femur. *J. Anat.* 233, 381–393.
- Smith, E.P., Frank, G.R., Specker, B., Cohen, R.M., Williams, T.C., Lubahn, D.B., Boyd, J., Takahashi, H., Korach, K.S., 1994. Estrogen resistance caused by a mutation in the estrogen-receptor gene in a man. *N. Engl. J. Med.* 331, 1056–1061.
- Stini, W., 1985. Growth rates and sexual dimorphism in evolutionary perspective. *Anal. Prehist. Diets. Acad. Press. Orlando, FL* 191–226.
- Trinkaus, E., Churchill, S.E., Ruff, C.B., 1994. Postcranial robusticity in *Homo*. II: Humeral bilateral asymmetry and bone plasticity. *Am. J. Phys. Anthropol.* 93, 1–34.
- Trinler, U.K., 2016. Muscle Force Estimation In Clinical Gait Analysis.
- Vaughan, C.L., O'Malley, M.J., 2005. Froude and the contribution of naval architecture to our understanding of bipedal locomotion. *Gait Posture* 21, 350–362.
- Wall-Scheffler, C.M., 2012. Human Speed and Mobility. *J. Anthropol.* 2012, 1–9.
- Wallace, I.J., Middleton, K.M., Lublinsky, S., Kelly, S.A., Judex, S., Garland, T., Demes, B., 2010. Functional significance of genetic variation underlying limb bone diaphyseal structure. *Am. J. Phys. Anthropol.* 143, 21–30.
- Willy, R.W., Buchenic, L., Rogacki, K., Ackerman, J., Schmidt, A., Willson, J.D., 2016. In-field gait retraining and mobile monitoring to address running biomechanics associated with tibial stress fracture. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* 26, 197–205.
- Wolff, J., 1892. Das Gesetz der Transformation der Knochen. *A Hirshwald* 1, 1–152.
- Yang, P.-F., Sanno, M., Ganse, B., Koy, T., Brüggemann, G.-P., Müller, L.P., Rittweger, J., 2014. Torsion and Antero-Posterior Bending in the In Vivo Human Tibia Loading Regimes during Walking and Running. *PLoS One* 9, e94525.

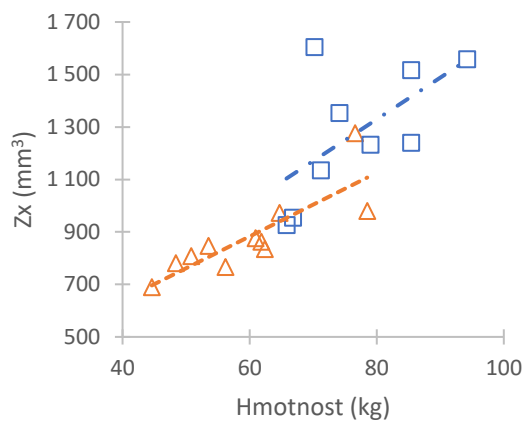
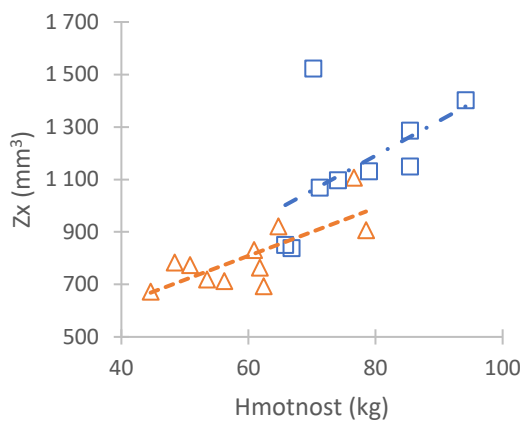
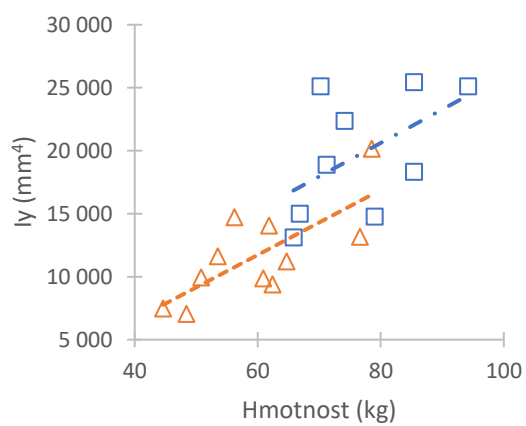
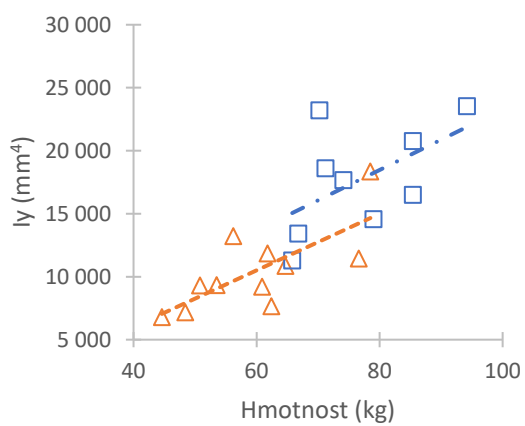
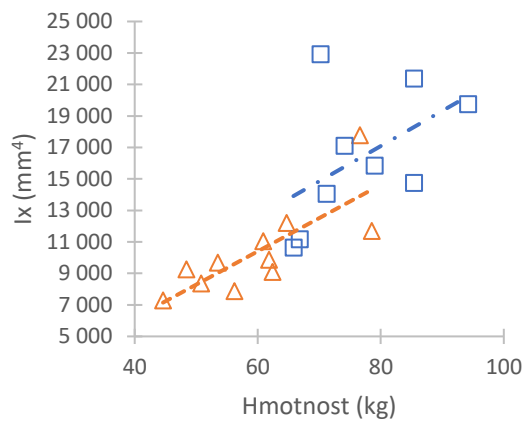
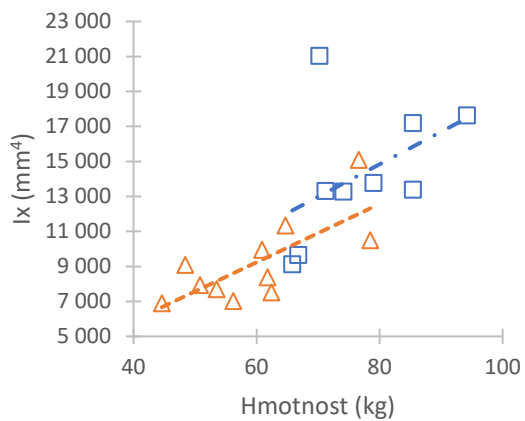
PŘÍLOHY

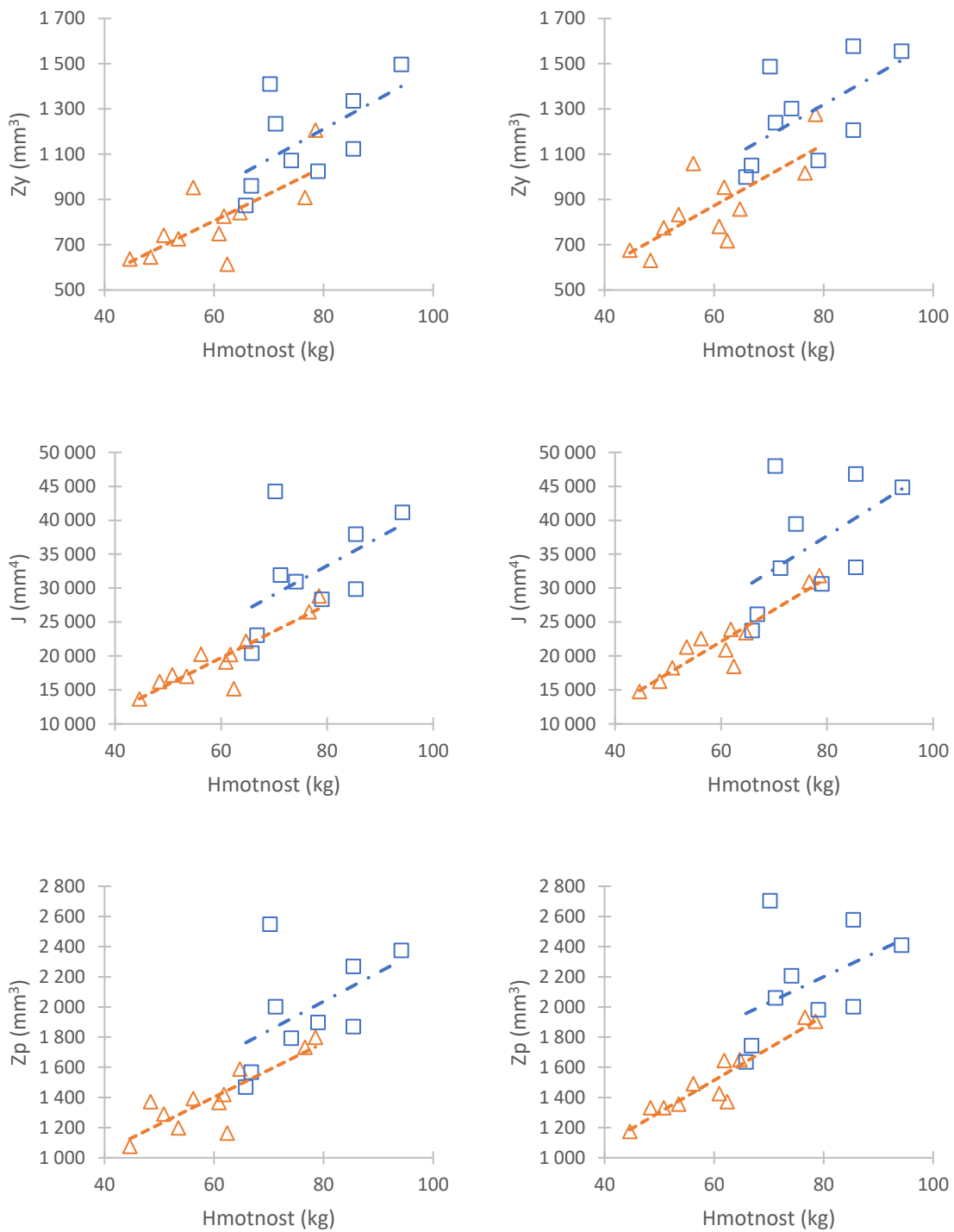
(35ST)



(35CR)

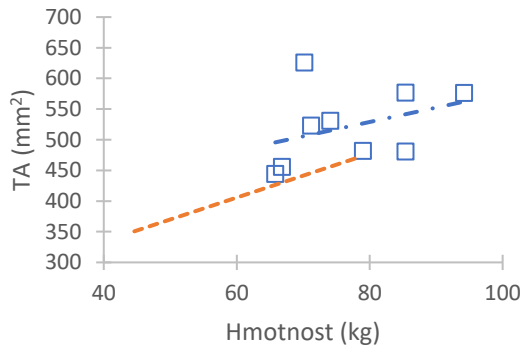




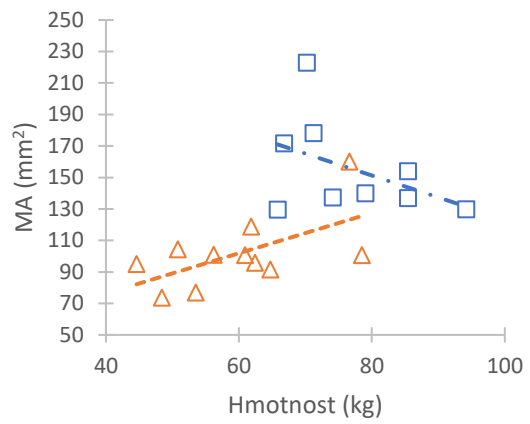
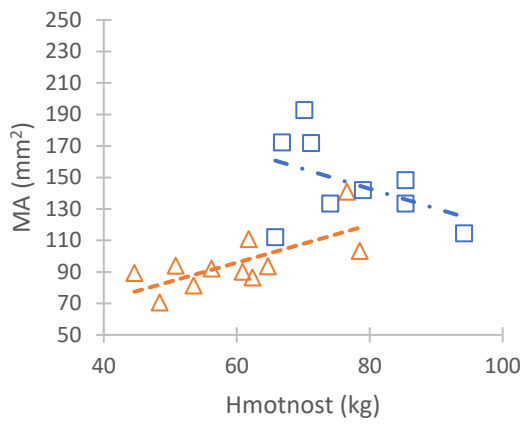
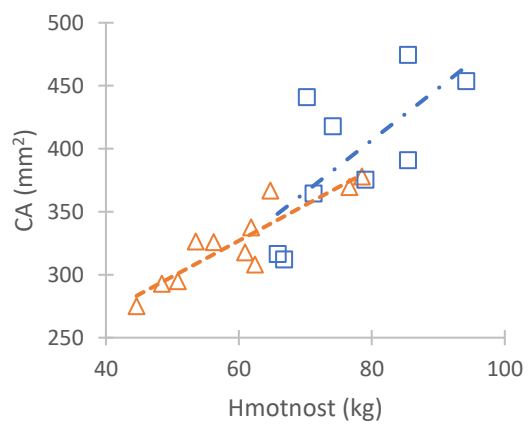
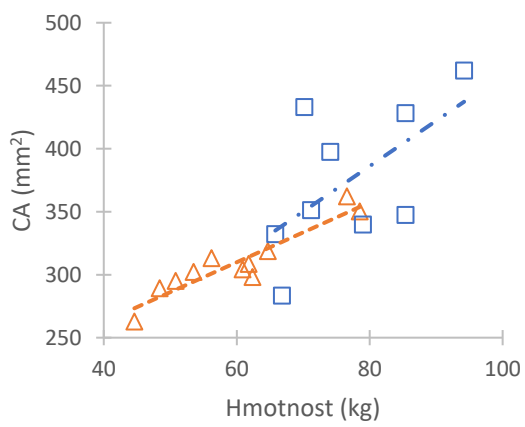
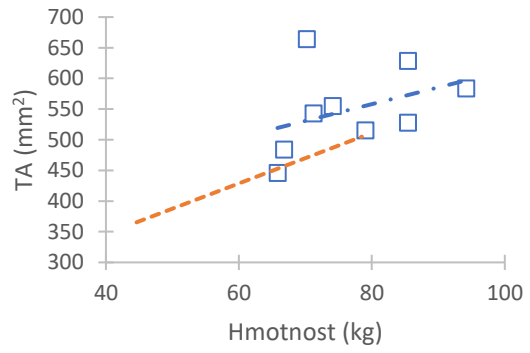


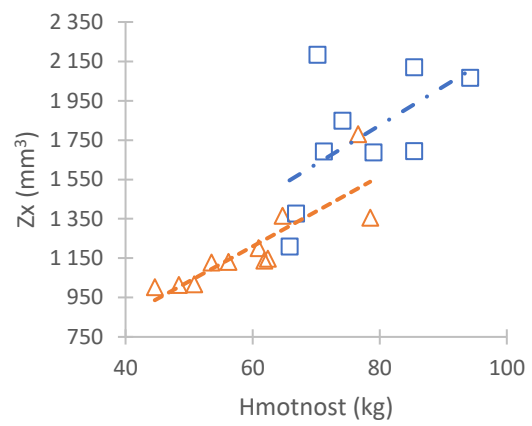
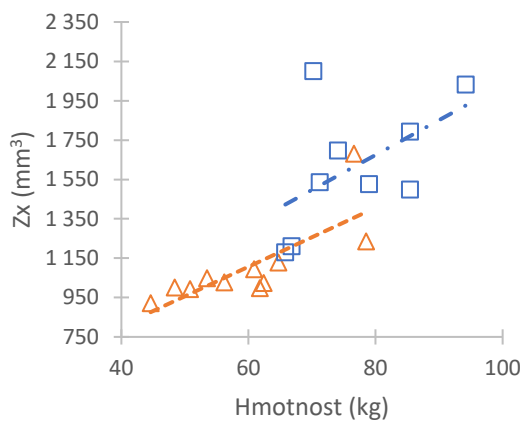
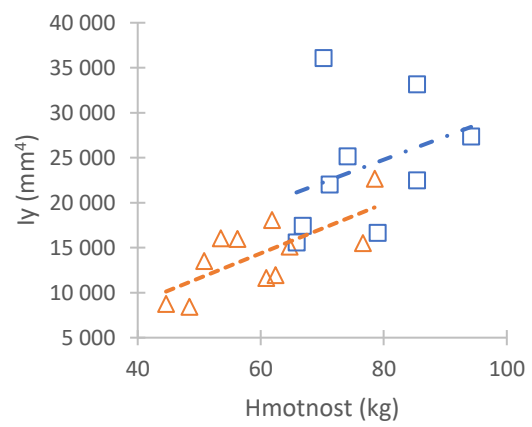
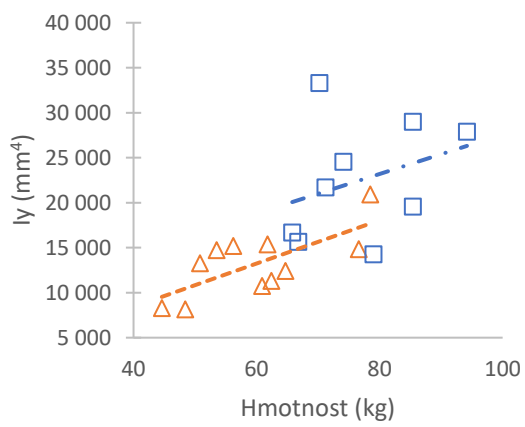
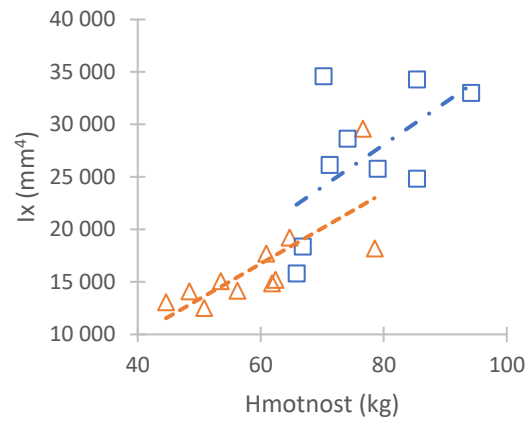
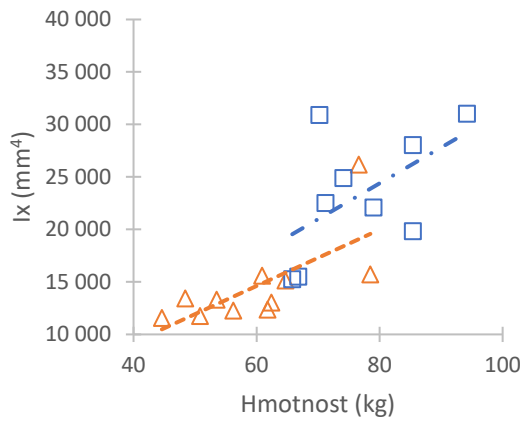
Graf S1. Hodnoty dat naměřených v řezu 35% délky kosti podle anatomické délky tibia (vlevo) a podle center rotace kosti (vpravo) u žen (\triangle) a mužů (\square), vztažené k hmotnosti subjektů.

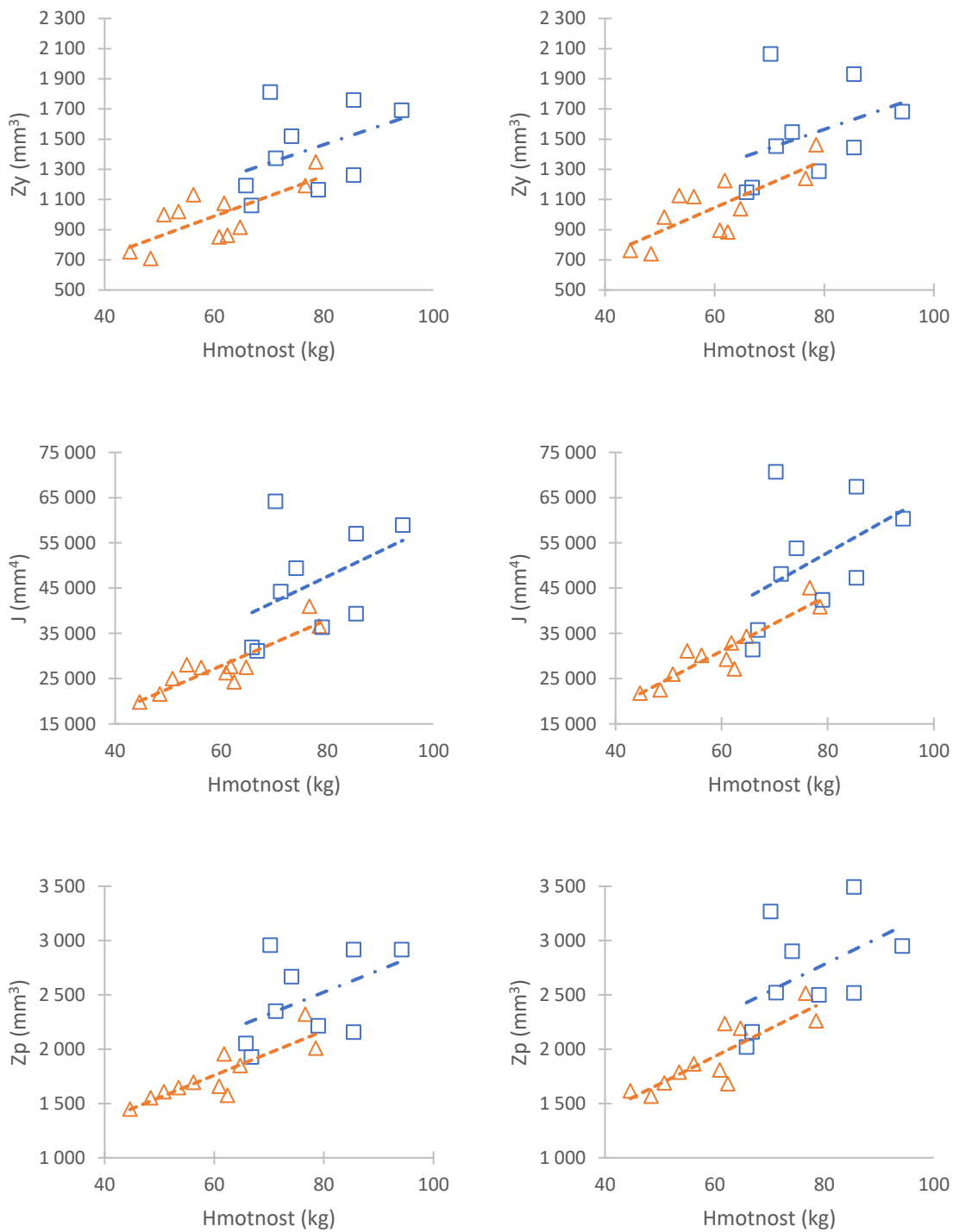
(50ST)



(50CR)

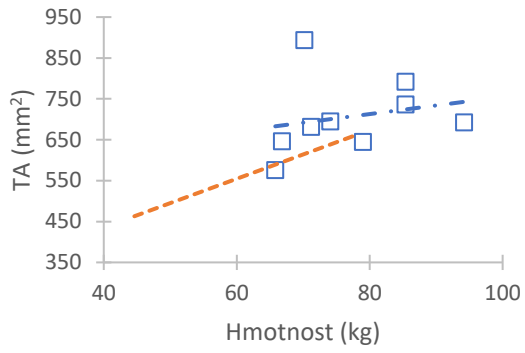




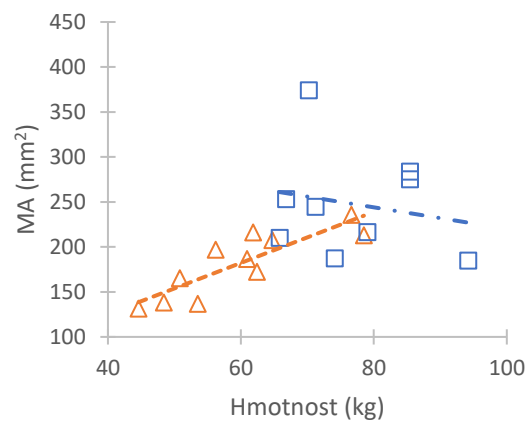
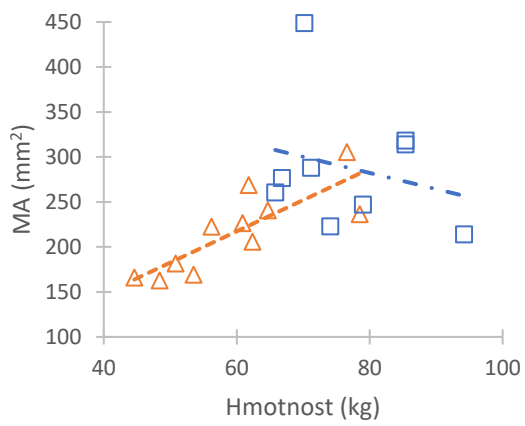
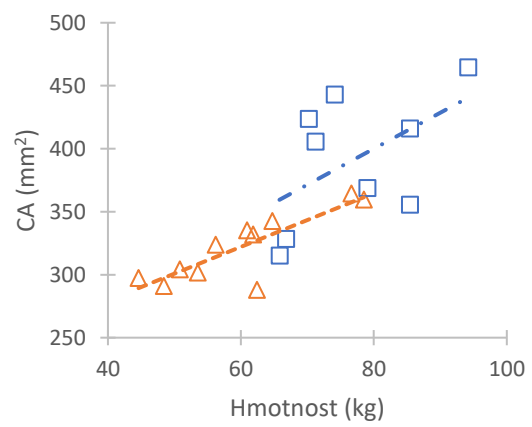
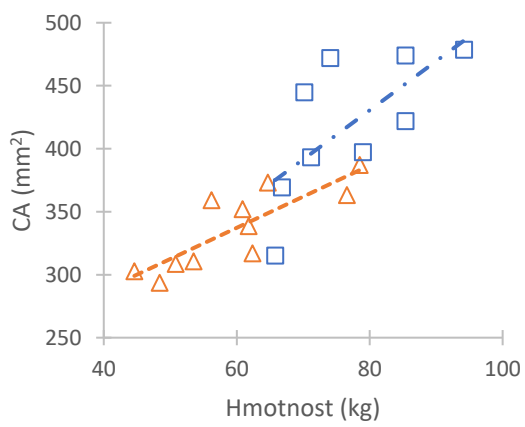
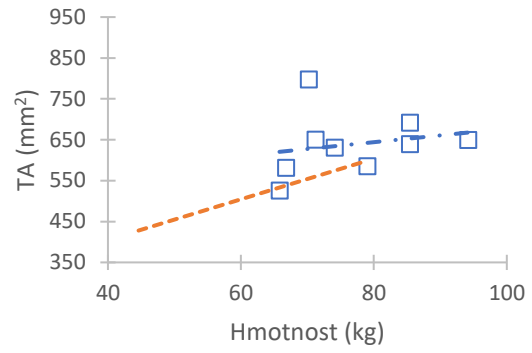


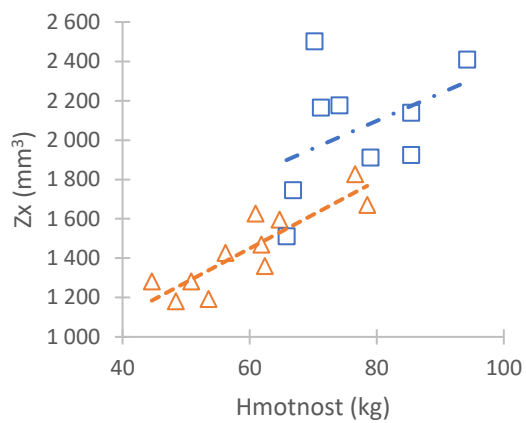
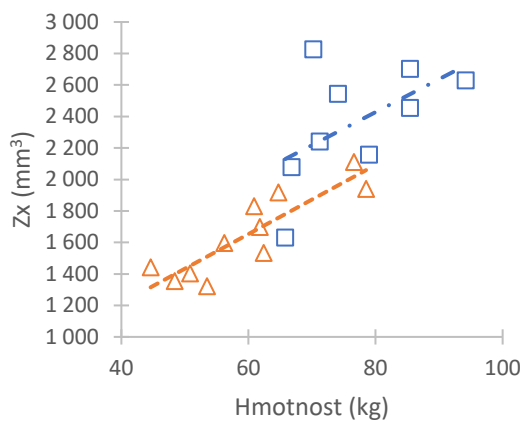
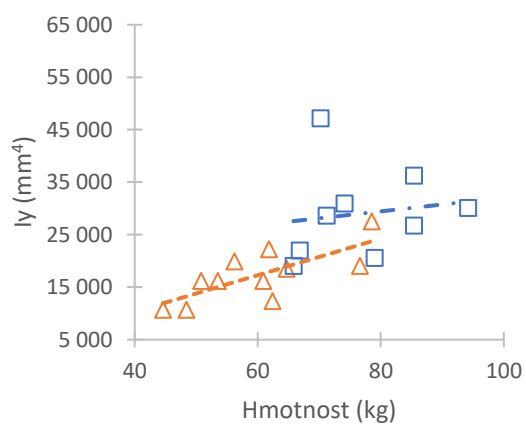
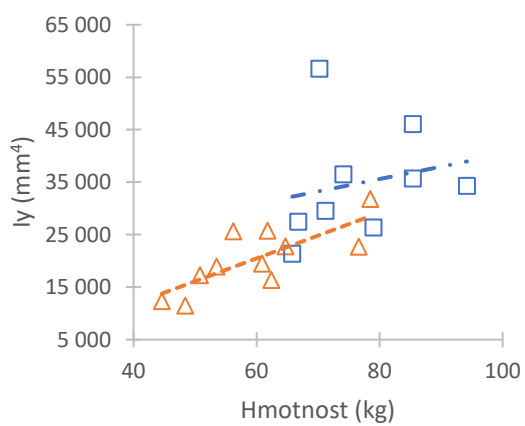
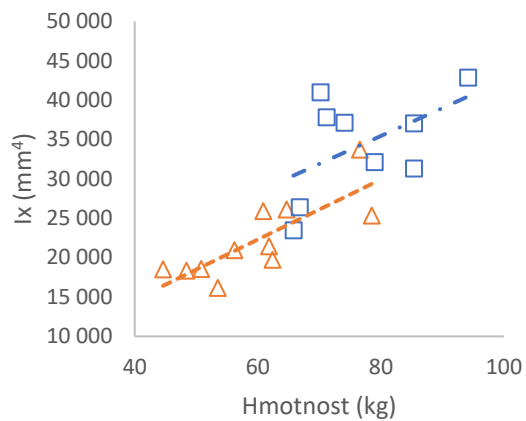
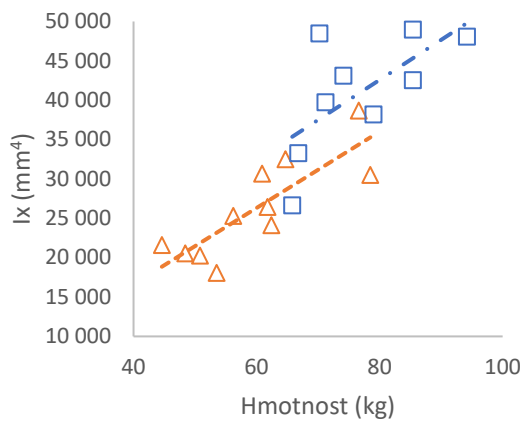
Graf S2. Hodnoty dat naměřených v řezu 50% délky kosti podle anatomické délky tibia (vlevo) a podle center rotace kosti (vpravo) u žen (△) a mužů (□), vztažené k hmotnosti subjektů.

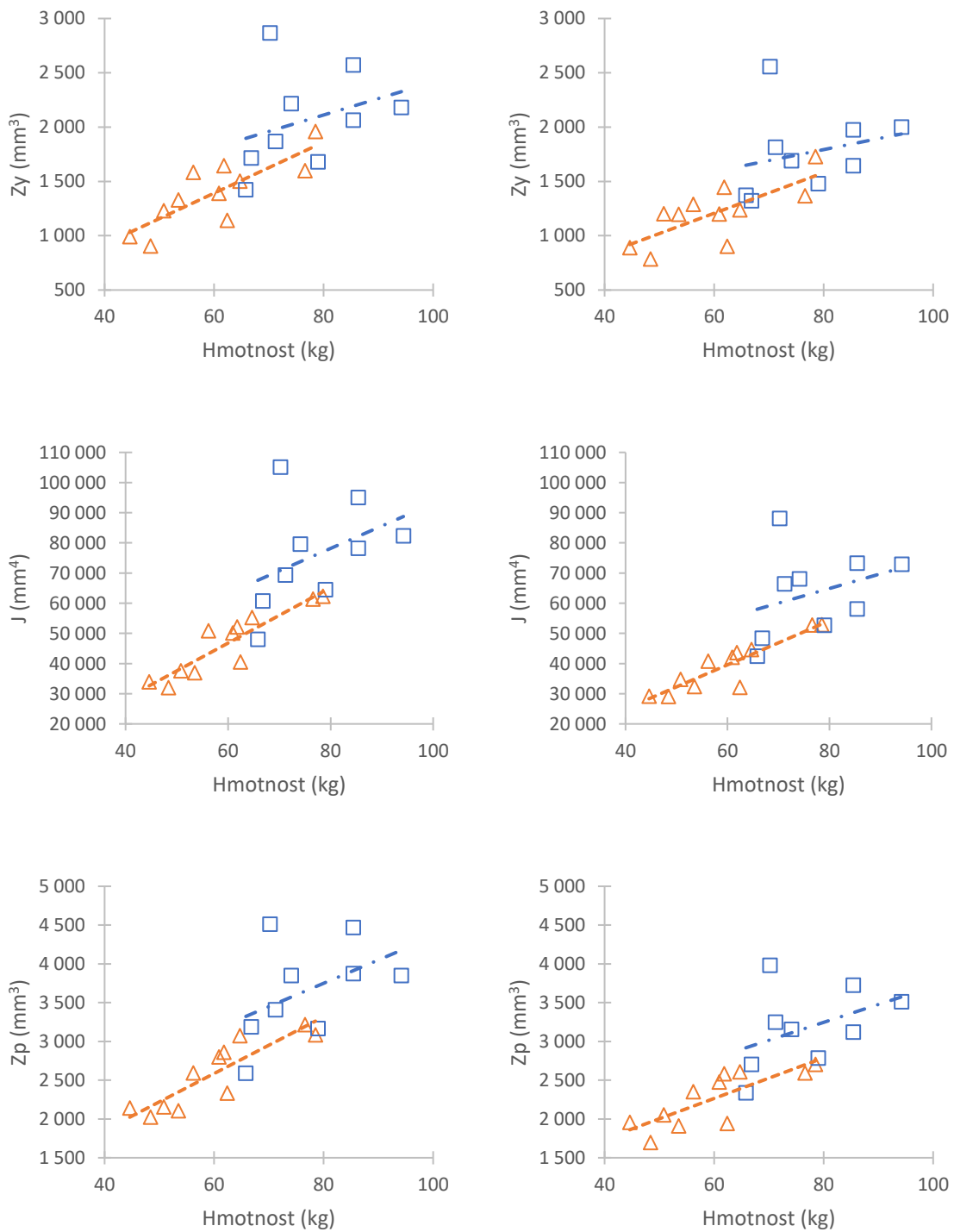
(65CR)



(65ST)







Graf S3. Hodnoty dat naměřených v řezu 65% délky kosti podle anatomické délky tibiae (vlevo) a podle center rotace kosti (vpravo) u žen (△) a mužů (□), vztažené k hmotnosti subjektů.