

Univerzita Karlova

Přírodovědecká fakulta

Studijní program: Biologie

Studijní obor: Antropologie a genetika člověka



Bc. Dan Smlsal

Zatížení bérce při chůzi v přikrčení

Loading of the crus during crouched walking

Školitel: Mgr. Martin Hora, Ph.D.

Praha, 2024

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité zdroje a literaturu, z nichž jsem čerpal informace. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, 12.12.2024

Bc. Dan Smlsal

Poděkování

Rád bych poděkoval své rodině a přátelům za neutuchající podporu během celého mého studia. Také bych rád poděkoval svému školiteli, Mgr. Martinu Horovi, Ph.D. za vedení práce a kolegům z Laboratoře antropologie kostní tkáně za jejich rady a pomoc.

Abstrakt

Lidská lokomoce je již dlouho předmětem vědeckého zkoumání. Její energetika, biomechanika a patologie jsou součástí studia antropologie i medicíny. Přikrčená chůze je speciální formou lidské lokomoce, kterou lidé praktikují při různých činnostech už od nepaměti, ať už se jedná o lov, sběr, nebo pohyb ve složitém terénu. Tato práce se souborem 12 dospělých mužů se zabývá analýzou zatížení bérce při přikrčené chůzi za pomoci počítačového muskuloskeletálního modelování pro simulaci a odhad sil a momentů ve středu délky holenní kosti a svalové síly generované lýtkovým svalem. Ze simulací snímaného pohybu byla zátěž bérce při přikrčené chůzi odhadnuta jako zvýšená oproti normální chůzi s přibližně dvojnásobně vyššími momenty ohybu působícími na dorzální a laterální část průřezu holenní kosti a svalová síla generovaná lýtkovým svalem byla odhadnuta jako zvýšená o přibližně 16 %. Tato zjištění byla porovnána s dosavadním výzkumem o reakci kostí na zátěž, patologiemi bérce spojenými s přikrčenou chůzí u pacientů postižených dětskou mozkovou obrnou a souvislostí přikrčené chůze s evolucí bipedie.

Klíčová slova: Bérce, *tibia*, *musculus triceps surae*, biomechanika, přikrčená chůze, zátěž

Abstract

Human locomotion has been a part of scientific studies for a long time. Its energetics, biomechanics and pathologies are the focus of both anthropology and medicine. Crouched walking is a special form of human locomotion, practiced for hunting, foraging, or traversing a difficult terrain. This thesis, using 12 adult male participants, focuses on analyzing the loading of the crus during crouched walking using a computed musculoskeletal modeling method and simulation to identify present forces and moments, especially in the shin bone and calf muscle. According to the simulation, loading of the crus during crouched walking was estimated to be higher than in normal walking, with approximately twice higher moments in dorsal and lateral parts of tibial midshaft cross-section, and force generated by calf muscles was estimated to be approximately 16 % higher. These findings were compared to recent studies of bone reaction to loading, of pathologies of the crus associated with crouched walking in patients affected by cerebral palsy and of the connection between crouched walking and evolution of bipedalism.

Keywords: *Crus, tibia, musculus triceps surae*, biomechanics, crouched walking, bone strain

Obsah

1 Úvod	6
1.1 Anatomie bérce	7
1.2 Reakce kosti na zátěž.....	9
1.3 Svaly a změna postoje při pohybu.....	14
1.4 Definice příkrčené chůze a patologie s ní související	15
1.5 Příkrčená chůze a její souvislosti s bipedním pohybem	16
2 Cíle práce	22
3 Materiál a metody	23
3.1 Materiál	23
3.2 Metody	23
3.2.1 Postup měření a zpracování primárních dat	23
3.2.2 Muskuloskeletální modelování.....	26
3.2.3 Analýza získaných dat.....	29
3.2.4 Odhad reakce kosti na zátěž.....	30
4 Výsledky.....	32
4.1 Svalová síla	32
4.2 Síly působící v kosti.....	33
4.3 Momenty ohybu v kosti.....	35
4.4 Výsledný moment ohybu.....	37
5 Diskuse.....	39
5.1 Svalová síla při příkrčené chůzi.....	40
5.2 Zátěž kosti při příkrčené chůzi	41
5.3 Reakce kosti na příkrčenou chůzi	43
5.4 Evoluční a subsistenční kontext příkrčené chůze	44
6 Závěr	46
7 Reference.....	48

1 Úvod

V kontextu zkoumání opěrné soustavy člověka je zátěž jedním z nejdůležitějších faktorů, které ovlivňují celkovou podobu jednotlivých kostí, ale i jejich mikroskopickou strukturu a fyziologii. Zátěž vyvíjenou na kost, neboli kostní napětí (stres), definujeme jako sílu, která působí na kost a v reakci na ni se kost stlačuje, natahuje a/nebo zkroutí (Frost, 1990). Pod působením zátěže jsou kosti schopny se správně vyvíjet (Frost, 1990). Jejich stavba je totiž regulovaná právě mechanismy, které podporují růst a depozici kostního materiálu do oblastí, které jsou zátěží namáhány nejvíce (Basse & Ramsdale, 1994; Jones et al., 1977). Tyto procesy jsou mediovány hned několika mechanickými, ale i biochemickými faktory, určujícími mohutnost těchto růstových procesů (Duncan & Turner, 1995).

V průběhu života se právě díky mechanismům přestavby dokáže kost měnit dle potřeb organismu. Je však nutné nepřekračovat určité zátěžové meze, které jsou určovány fyziologickou pevností a pružností kostní tkáně samotné, jinak by mohlo dojít k poškození kosti (Currey, 2003). Náhlá a vysoká změna zátěže vyvíjené na kost může v okamžiku vést k porušení struktury, případně při velmi vysoké zátěži i ke zlomenině (Wehner et al., 2009). V dnešní době máme však, díky pokročilé medicíně, poměrně dobré vyhlídky na kompletní reparaci i velmi těžkých poškození kostí. Navzdory nebezpečí podobných zranění je však, jak již bylo řečeno, zátěž nezbytnou stimulací pro růst a vývoj kosti. Určitá míra zátěže po celý život je tedy zásadním předpokladem pro zdravý růst kostí a jejich vývoj v průběhu ontogeneze organismu, ale podílí se i na celoživotní udržování pevnosti, pružnosti a stability veškerých opěrných elementů lidského těla (Burr, 2011).

Chůze v příkrčení je specifický lokomoční proces, typický především pro populace lovců a sběračů, kteří jej využívali a využívají k provádění subsistenčních aktivit. Toto takzvané „plížení“, připodobnitelné kupříkladu k lezení na stromy (Venkataraman et al., 2013), je poměrně zásadní taktikou při lovu zvěře ze zálohy nebo z větší vzdálenosti, aby si kořist uvědomila přítomnost lovců co možná nejpozději, v nejlepším případě do té doby, kdy jsou schopni ji lovcem zranit, či zabít. Chůze v příkrčení by též měla být výhodná i při sběru plodin rostoucích v zemi, přímo u země, a až do úrovně keřového pásma, jelikož

by měla umožňovat sběračům zůstat relativně blízko substrátu, přičemž ruce by zůstaly volné pro sbírání a přenášení břemene takto nasbíraných zdrojů.

Lze tedy předpokládat, že v lovecko-sběračských společenstvích, vyjma vybraných skupin žijících v otevřených prostředích, jako například arktické pláně, byla chůze v příkrčení byla prováděna oběma pohlavími k různým aktivitám, ale všichni ji nejspíše prováděli denně a pravděpodobně také po poměrně dlouhé časové úseky, zvláště pak na složitém terénu a v hustých podrostech, kde je výhodná i kvůli minimalizaci pádů a zranění (MacLellan & Patla, 2006).

Zároveň je nutno podotknout, že kosti bérce by nejspíše měly být při příkrčené chůzi vystavovány pozměněné zátěži, než při chůzi či běhu. Velký podíl příkrčené chůze v denních aktivitách jedinců by tedy teoreticky mohl mít vliv na jejich morfologii. Jak velký je rozdíl zatížení bérce v příkrčené chůzi, oproti vzpřímené chůzi, a jak by teoreticky ovlivnit strukturu kostí bérce, zejména *tibie*, a jakému stresu by byla kostní tkáň nucena se přizpůsobit?

1.1 Anatomie bérce

Bérec je definován jako zeugopodní část dolních končetin člověka. Obsahuje dvě dlouhé kosti, které tvoří mezičlánek mezi stylopodem (stehno) a autopodem (noha) a množství svalů zajišťujících jejich mobilitu a funkčnost.

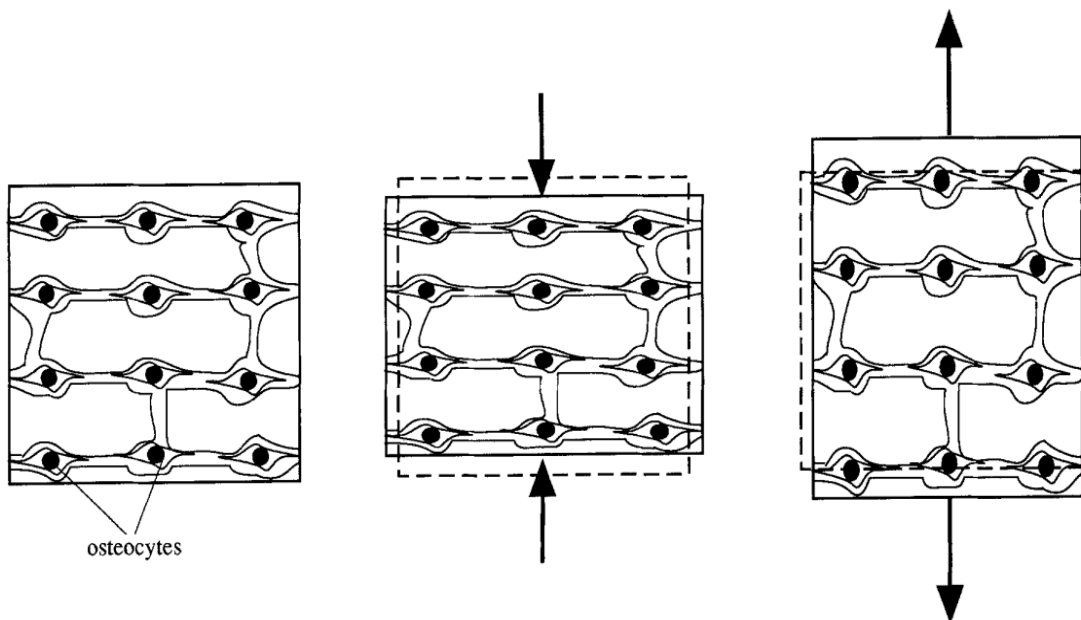
Pokud se zaměříme na kosti bérce (*tibia, fibula*), tou výraznější z nich je jednoznačně *tibia* (holenní kost). Na její proximální epifýzu totiž nasedá kolenní kloub (*articulatio genus*), zatímco *fibula* se kloubí k *tibii* až pod ním (*articulatio tibiofibularis*). Společně pak obě bércevé kosti svými distálními částmi nasedají na *talus* a vytváří tak kloub hlezenní (*articulatio talocruralis*).

Tibia je svou charakteristickou stavbou definována jako dlouhá kost. Disponuje tedy dvěma krátkými epifýzami tvořenými převážně spongiózní kostní tkání a dlouhou diafýzou z hutné kostní tkáně. Nacházíme na ní hned několik důležitých anatomických útvarů, jako

například *condyli medialis et lateralis* (kloubní plocha *articulatio genus*), nebo *epicondylus medialis* (vnitřní kotník, tvoří část *articulatio talocruralis*) na diafyzárních koncích. Dále je *tibia* typická trojhrannou stavbou těla kosti, s výraznými hranami (*margo anterior, margo medialis, margo interosseus*) a plochami (*facies medialis, facies lateralis, facies posterior*). Díky její specifické anatomické stavbě lze usoudit, že je dobře přizpůsobena zátěži, která je na ni v bérce vyvíjena, hlavně robustní proximální hlavicí s postupně se zužující diafýzou a zvláště výrazným *margo anterior*.

Dalším nezbytným prvkem jsou bérce svaly. Největším z nich je *musculus triceps surae*, začínající na *epicondylis medialis et lateralis femori* (*musculus gastrocnemius medialis et lateralis*) a proximálních částech *tibie* a *fibuly* (*musculus soleus*), který se skrze *tendo calcaneus* upíná na *tuber calcanei*. Zajišťuje plantární flexi a částečně i flexi kolene, tudíž hraje významnou roli při pohybu nejen v bérce, ale celé dolní končetině. Také se zde nachází *musculus tibialis anterior*, začínající na proximální části diafýzy *tibie* s úponem do kostí nohy, jenž zajišťuje dorsální flexi nohy a je jedním ze svalů držících nožní klenbu. Za zmínku rozhodně stojí i *musculus fibularis longus*, který se též podílí na držení nožní klenby a zároveň funguje jako pronátor nohy (Čihák & Grim, 2011).

Lze tedy usoudit, že celková anatomie bérce je velmi dobře přizpůsobena lokomočním požadavkům nutným k chůzi a běhu (Capozza et al., 2010). S těmito poznatky můžeme usoudit, že bérce jsou schopny bez větších obtíží nést zátěž vyvíjenou zbytkem těla během lokomoce, ale jak se tyto adaptace projeví při změně zátěže, která na ně působí?



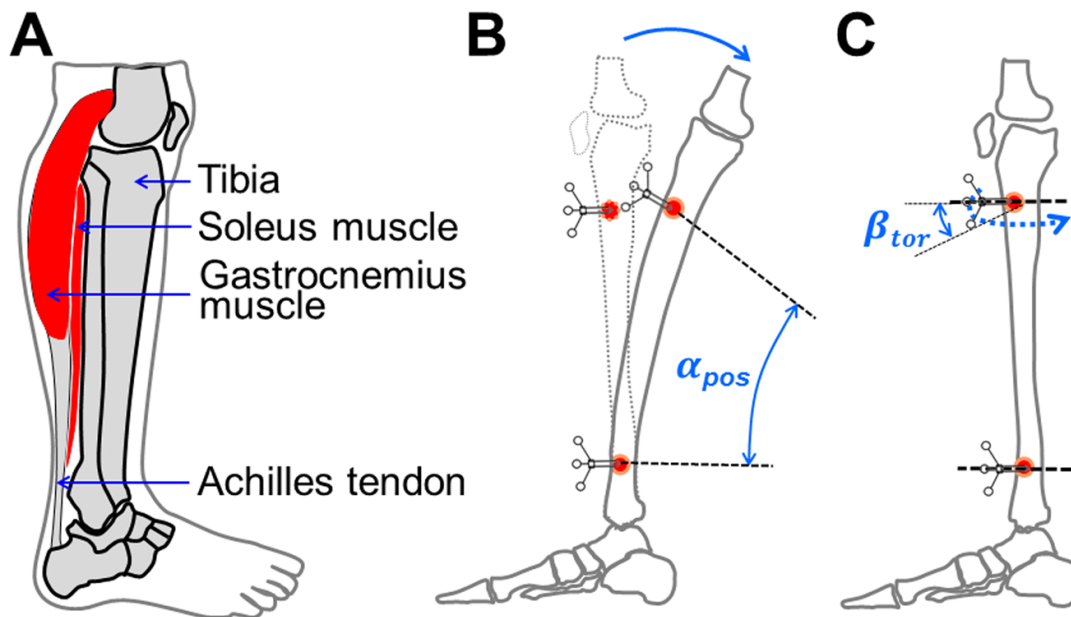
Obr. 1: Schematická demonstrace Poissonova efektu neboli působení tlaku a tahu na kostní buňky a elementy. Šipky označují síly působící na kost a přerušovaná čára symbolizuje původní tvar kostní tkáně. Je zde znázorněna kostní tkáň bez deformace (vlevo), stlačená kostní tkáň (uprostřed) a kostní tkáň vystavená tahu (vpravo). Převzato z Duncan & Turner (1995).

1.2 Reakce kosti na zátěž

Všechny kosti v lidském těle jsou vystavovány určité formě zátěže, kterou by měly být schopny unést. Zároveň je známo, že kosti jsou schopny reagovat na zátěž adaptivní změnou svého tvaru a struktury (Lanyon, 1992). To se také týká kostí dolních končetin, jež nesou tíhu celého zbytku těla při lokomoci. Je na ně tedy vyvíjena vyšší zátěž, než na zbytek těla a jsou namáhány jak tlakem, tak zároveň i ohýbáním a krutem (rotací) jako ostatní dlouhé kosti (Burr et al., 1996).

Je však také zjevné, že když jsou síly působící v kostní tkáni redukovány a nedochází ke stimulaci zátěží, dochází k „ekonomické“ redukci kosti v kortikální i houbovitě hmotě (Currey, 2003). Kost jako taková je tvořena pevnou, osifikovanou kostní tkání, která je schopná určité míry deformace (Obr. 1), ale je zejména odolnou proti tlaku. V tahu je však křehká a nepoddajná (Cowin, 1983), proto je zde zajištěna určitá pružnost (viskoelastická) kosti kolagenními vlákny. Je známo, že v důsledku zvýšené aktivity jsou kosti robustnější a jsou schopny odolávat větší zátěži (Jones et al., 1977). Lidská kostra je v rámci

mikrostruktury velmi specificky uspořádaná a schopná se remodelovat, podobně jako u většiny dlouhověkých savců s vysokou lokomoční aktivitou (Biewener, 1990). Vysoké požadavky na více impulzivní a častější lokomoci za delší dobu života vedly u dlouhověkých savců k trendu složitějšího mikroskopického uspořádání kortikální kostní tkáně a vznik Haversových kanálků a sekundárních osteonů (Schaffler & Burr, 1984; Burr, 2011). Je ale nutno podotknout, že například u myši a dalších malých savců s kratším životním cyklem v porovnání s většími savci, je kortikální kostní tkáň uspořádána pouze lamelárně, tedy bez složitějšího mikroskopického uspořádání (Burr, 2011).



Obr. 2: Anatomické schéma bérce (A), schéma posteriorního ohybu *tibie* (B) s vyznačeným úhlem posteriorního ohnutí (α_{pos}) a schéma torzní (krouťivá, rotační) deformace *tibie* (C) s vyznačeným torzním úhlem (β_{tor}). Převzato z Yang et al. (2014).

Při zátěži vyvíjené na kost, například na *tibii* při chůzi (Obr. 2), je kostní tkáň vystavena tlakovému, tahovému i krouťivému stresu zároveň. Míra takové deformace je vyjádřena jako *microstrain* ($\mu\epsilon$), který je stanoven jakožto 1 μm deformace na 1 m kosti (Duncan & Turner, 1995). Při standardní vzpřímené chůzi bez zátěže dosahuje míra deformace v *tibii* až 400 $\mu\epsilon$, avšak při běhu se tato hodnota pohybuje až okolo 850 $\mu\epsilon$ (Lanyon et al., 1975).

Při pohybu končetin se napětí v kostech výrazně mění a zpravidla nejvyšší je právě v průběhu lokomoce, jak bylo odhaleno experimentálním zavedením sondy do *tibie* subjektu a následné demonstraci chůze (Rolf et al., 2007). Nejvyšší fyziologická deformace *tibie* u člověka dosahuje až 2000 μs , což je přibližně pětinasobně větší deformace než při standardní chůzi (Wehner et al., 2009), a to u velmi namáhavých aktivit, kupříkladu běh do kopce po trase s překážkami, které nutí subjekt kličkovat z jedné strany zkosené plochy na druhou (Burr et al., 1996). Pružnost, zajišťovaná obsahem kolagenu v kostní matrix, ale v případech zvýšené zátěže na kost ani tak není dost vysoká, tudíž je kost nucena se přizpůsobovat i vyšší míře deformace, než je fyziologické maximum, neboli hodnot přesahujících 2500 μs (Pattin et al., 1996). Jak se ale s nepřiměřeným stresem kostní tkáň vyrovnává?

Kostní mikrostruktury mají nenahraditelnou roli v reakci kosti na zátěž a její zpracování. Jejich uspořádání totiž umožňuje kosti pod zátěží uvolnit napětí, které by jinak mohlo při akumulaci vést ke zlomenině. Přílišné napětí kumulované kostí lze uvolňovat v podobě mikroskopických prasklin v mikrostruktuře kosti (*microdamage*) (Burr, 2011). Takto způsobený *microdamage* však vede k oslabení pevnosti kostí a při větší koncentraci může také způsobit výraznější poškození, takže je nutné ho co nejdříve opravit. V kostní tkáni jsou pro tento účel využívány remodelační mechanismy, které mohou být aktivovány specificky právě způsobením *microdamage* (Raab-Cullen et al., 2009) a apoptotickou aktivitou osteocytů (Burr, 2011).

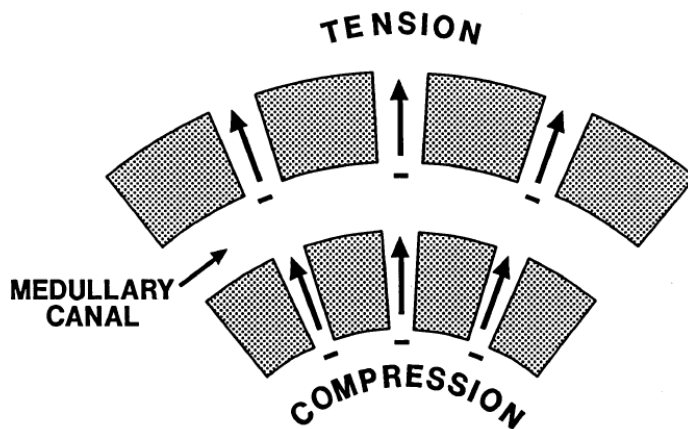
Remodelace v kosti však nemá pouze roli opravy poškození, naopak při častém utrpění *microdamage* se kortikální kostní tkáň rozšiřuje a remodeluje tak, aby byla poškození v namáhaném místě ještě více odolná (Burr, 2011). Zvláště pak v *tibii*, kde je zátěž natolik znatelná, že u vyšších jedinců, jejichž kosti jsou delší a působí na ně větší tíha, se tyto kosti rozšiřují, ale zároveň se ztenčuje kortikální masa kostní tkáně, což může vést ke snížené pružnosti (Rittweger et al., 2000). Když zvýšíme zátěž vyvíjenou na kosti bérce, dá se předpokládat vyšší náchylnost k *microdamage* a kompresnímu poškození i v trabekulární oblasti (Wang & Niebur, 2006). Na druhou stranu, pokud se v kontextu zátěže soustředíme na chůzi v příkrčení, síly vyvíjené na kosti bérce by se neměly zvyšovat, ale

jejich distribuce kostní tkáně by se měla změnit v závislosti na jejich poloze vůči tělu a prostředí. Lze v tomto případě odhadnout, že diafýza by měla být vystavena mnohem většímu ohnutí než při vzpřímené chůzi, což by mohlo znamenat větší míru *microdamage* (Reilly & Currey, 1999). Obecně ale mechanismy remodelace a kompenzace *microdamage* nejsou u dlouhých kostí zcela tak dobře predikovatelné, jelikož tvar příčného průřezu střední části diafýzy ve skutečnosti není možné *in vivo* asociovat s teoretickým modelem, který by měl odpovídat tvarem průřezu kosti ku kompenzaci zátěže na ni vyvíjenou (Lieberman et al., 2004).

Dále je důležité zmínit, že pokud dojde k redukci a oslabení kostní tkáně a její geometrie, například vlivem osteoporózy, dojde k posunu distribuce napětí, které je na kost vyvíjeno. Na příkladu *femuru* bylo prokázáno, že pokud je osteoporotická kost zatěžována stejnou mírou jako zdravá kost, v níž je, i přes absenci jakýchkoliv patologií, napětí distribuováno kostními elementy značně nerovnoměrně, osteoporóza způsobí ještě větší vychýlení v průměrném zatížení kosti, a to až o 70% (Van Rietbergen et al., 2003). Zároveň s těmito poznatky se ale ukázalo, že vzrostl i podíl méně namáhané tkáně, tudíž lze usoudit, že v osteoporotických kostech je zátěž v kosti distribuovaná mnohem hůře a má tendenci se koncentrovat (Van Rietbergen et al., 2003), tedy může vést k většímu riziku zásadního poškození kosti. Jednorázové poškození kortikální kostní tkáně a opravné mechanismy, jež se ho týkají, zřejmě nejsou hlavním faktorem, který ovlivňuje konečnou stavbu kosti, schopnou přizpůsobit se specifickému typu zátěže. Mnohem důležitější roli má v ohledu konečné stavby kosti spíše cyklicky opakovaná zátěž (Hsieh & Turner, 2001), která má tím větší vliv, čím více cyklů této zátěže kost prodělá (Cullen et al., 2001). Bylo prokázáno, že některé remodelační změny v kortikální kostní tkáni jsou způsobeny důsledkem pohybu tekutiny v kostních kanálcích a lakunách, přičemž tato změna proudění, způsobená cyklickým namáháním kosti, působí stresově na osteocyty lemující právě zmíněné lakuny a kanálky (Weinbaum et al., 1994). Stres vyvíjený na osteocyty je přímo úměrný vyvíjené zátěži, která svou opakovanou stimulací vede ke stejně úměrné depozici lamelární kosti (Burr et al., 2002; Forwood & Turner, 1994). Dále je nutné, aby mohla kost projít i

odpočinkovými periodami mezi zmíněnými cykly zátěže, aby mohlo dojít k reparaci případně způsobené *microdamage*, tedy i remodelaci samotné (Burr et al., 2002).

Dále se ukázalo, že kostní buňky reagují na opakovanou stresovou stimulaci oscilujícím prouděním tekutiny až téměř 6,5 krát lépe, než na stálý nebo pouze jednorázově opakovaný stres (Jacobs et al., 1998). Genová exprese, potřebná k takto indukovaným přestavbám, je spouštěna též stresovým působením pohybu tekutiny v kostních kanálcích (Obr. 3), přičemž uvnitř osteocytů je tento signál mediován zvýšením intracelulární hladiny vápenatých iontů (Chen et al., 2000). Můžeme tedy z těchto poznatků vyvodit, že kost sama o sobě je dobře přizpůsobená k odolávání zátěži a opravám poškození způsobených právě zatížením. Jak se ale kost zachová v anatomickém kontextu svaloviny, která je na ni napojená?



Obr. 3: Schéma tlakového a tahového stresu v kostní tkáni, způsobující proudění tekutiny ze stlačovaného do roztahovaného prostoru. Převzato z Burr et al. (2002).

Je nezbytné zohlednit, že měkké tkáně a svalová hmota napojená na jednotlivé kosti napomáhá kostní tkáni omezit napětí způsobené zátěží. Na toto zjištění bylo poukázáno experimentálním zatížením kostí zadních končetin králíků oscilačním pohybem, což odhalilo, že při nižší frekvenci oscilace má největší vliv na zmírnění napětí v kosti právě svalová tkáň, která svou aktivitou způsobenou zátěží kompenzuje (Paul et al., 1978). Je také známo, že pokud dojde k únavě svalů předchozí aktivitou, jejich podíl na kompenzaci

napětí v kostech rapidně klesá, stejně jako k tomu dochází při změnách pohybového aparátu se zvyšujícím se věkem (Fyhrie et al., 1998). Kromě zátěže samotné ale svalová hmota ovlivňuje spíše ohyb, ke kterému v kosti dochází (Rittweger et al., 2000). Například v kontextu zátěže kostí bérce má *m. triceps surae* významnou roli při redukci ohýbání *tibie*, takže ji při vyšších zátěžích svou aktivitou chrání před poškozením (Derrick et al., 2016; Milgrom et al., 2007). Je též zřejmé, že růst kosti a napětí na takto rostoucí kost, zpravidla vyvíjené právě svaly, které jsou na ni napojené, tvoří funkční jednotku, na níž je právě růst kostí závislý, jelikož rostoucí kost potřebuje neustálou zátěžovou stimulaci (Fricke et al., 2010).

1.3 Svaly a změna postoje při pohybu

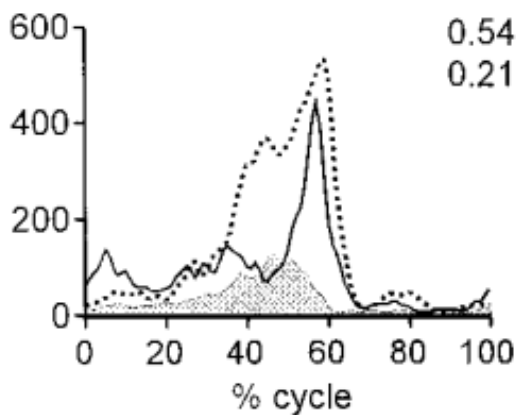
Plně vyvinutá lidská lokomoce, je definována jako obligátně bipední pohyb jedince po extendovaných dolních končetinách. Evoluční pozadí bipedního pohybu a adaptace s ním související jsou rozebrány v budoucích kapitolách, avšak v této části je nutno nastínit, jak vlastně vypadá příkrčená chůze.

Ve vědecké literatuře se pro příkrčenou chůzi používá označení „Crouched walking“ jak v kontextu patologických forem příkrčené chůze (Steele et al., 2010), rozebrány v následující kapitole, tak i jako definice příkrčené chůze u zdravého člověka (Foster et al., 2013). Jedná se totiž o chůzi, kde v rámci kroku nedochází k úplné extenzi končetiny, obzvláště pak kyčelního a kolenního kloubu. Nadměrné ohnutí v kyčli a koleni, neboli skrčení, má dále vliv na míru aktivace odlišných svalových skupin, změnu napětí v kostní tkáni a energetickou náročnost lokomoce (Foster et al., 2013; Steele et al., 2010).

Vliv svalů je ale mnohem širší, než je možno v rámci jejich vztahu vzhledem ke kostem pojmout. V závislosti na postoji, který jedinec při lokomoci zaujme, se síla generovaná svaly dolních končetin může lišit od normálních hodnot generované síly při vzpřímeném postoji, jelikož dolní končetiny jsou při chůzi v příkrčení mechanicky znevýhodněny (Biewener, 1990). Aby byla lokomoce možná i přes znevýhodnění v končetinách, musí

tedy být kompenzováno vyšší silou (Obr. 4) generovanou ve svalech dolních končetin (Grasso et al., 2000).

Je evidentní, že systém kostí a svalů je velmi dobře přizpůsoben zvládat fyziologickou i určitým způsobem pozměněnou zátěž na něj vyvolávanou. Jak se ale tento systém změní, pokud se manifestuje některá lokomoční patologie?



Obr. 4: Graf elektromyografické (EMG) aktivity ve svalu *m. gastrocnemius lateralis* při pohybu 1 m/s v rámci oporové fáze kroku. Osa x znázorňuje procenta oporové fáze, osa y znázorňuje elektrické potenciály generované svaelem v mikrovoltech (μV). Šedé stínované pole představuje potenciál při normální chůzi, tečkovaná linie představuje potenciál při chůzi s pokrčenými koleny, plná linie představuje potenciál při chůzi v přikrčení v kolenou s ohnutým trupem. Převzato z Grasso et al. (2000), upraveno.

1.4 Definice přikrčené chůze a patologie s ní související

V kontextu přikrčené chůze byly prozkoumávány patologické formy této lokomoce u jedinců s diagnózou mozkové obrny. Na několika experimentech s dětmi postiženými právě dětskou mozkovou obrnou bylo ukázáno, že oproti normální chůzi u nich dochází k odlišnému používání jednotlivých lokomočních svalů dolních končetin. Tento problém se týká zejména *m. soleus* a *m. gastrocnemius* (Steele et al., 2010), alespoň co se bérceových svalů týče, jelikož *m. gastrocnemius* je významným flexorem kolene, napomáhajícím udržení přikrčeného postoje v rámci pohybu, ale je mnohem důležitější jako extenzor kotníku, kde je jeho funkce zásadní pro pohyb vpřed (Steele et al., 2010).

M. soleus má v tomto pohybu spíše antagonistickou funkci, tudíž nejvíce přispívá k udržení tíhy těla dolními končetinami v příkrčené chůzi (Steele et al., 2010). V dalším setu experimentů, tentokrát v porovnání dětí s dětskou mozkovou obrnou a dětí s normálním zdravým vývinem, bylo prokázáno, že čím hlubší je příkrčení při chůzi jedince, tím jsou extenzory kolenního kloubu vyvinutější, kvůli vyššímu momentu v extenzi kolene (Steele, et al., 2012b). Dále bylo zjištěno, že dochází k oslabení některých svalových skupin, zejména pak abduktorů kyčle a svalů zajišťujících plantární flexi v kotníku (Steele, et al., 2012b). Naopak k posílení svalové hmoty došlo v oblasti flexorů kolenního kloubu, zejména u *m. biceps femoris* a *m. semimembranosus* (Guess & Razu, 2018), jelikož svým působením odtahují *tibii* posteriorně a podílí se na udržení příkrčeného postoje. K těmto poznatkům byly dále přidány i zjištění, že u pacientů s dětskou mozkovou obrnou se častěji vyskytuje bolest kolenou, nejspíše v důsledku zvýšené zátěže vyvíjené na *femur* a *m. quadriceps femoris*, právě kvůli patologické příkrčené chůzi, a to tím víc, čím hlubší bylo příkrčení (Steele, et al., 2012a). Bylo též prokázáno, že jedinci postižení dětskou mozkovou obrnou využívají svaly dolních končetin v jiných synergiích, než zdraví jedinci, a to i v případě, kdy zdraví jedinci používali stejný typ patologické lokomoce jako postižení jedinci, což také vypovídá o působení tohoto onemocnění na nervovou soustavu (Spomer et al., 2022).

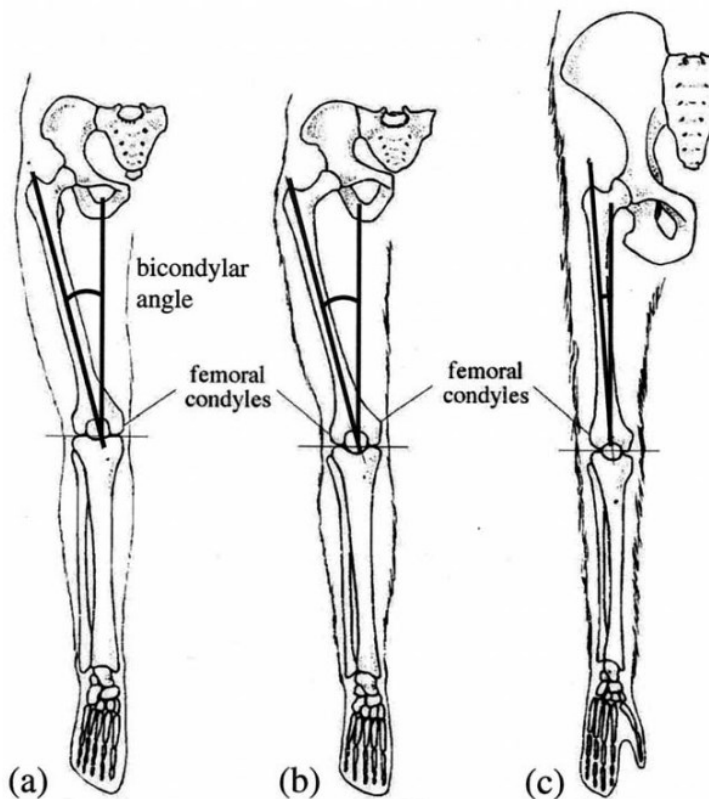
Je nutno znovu zmínit, že tato forma chůze v příkrčení je patologická, a tedy případy s dětskou mozkovou obrnou slouží pouze jako rozšíření referencí pro analýzu příkrčené chůze ve zdravých jedincích.

1.5 Příkrčená chůze a její souvislosti s bipedním pohybem

Evoluční kontext bipedního pohybu homininů je stále velmi relevantním předmětem vědeckého zkoumání. Existuje hned několik hypotéz, které vysvětlují vznik výlučně bipední, vzpřímené (normální) chůze, ale všechny mají společný základ, a to přechod z původně arboreální bipedie (Thorpe et al., 2007). V rámci tohoto přechodu je spekulováno, že v určitém stádiu přechodu k obligátní bipedii se jednalo právě o chůzi

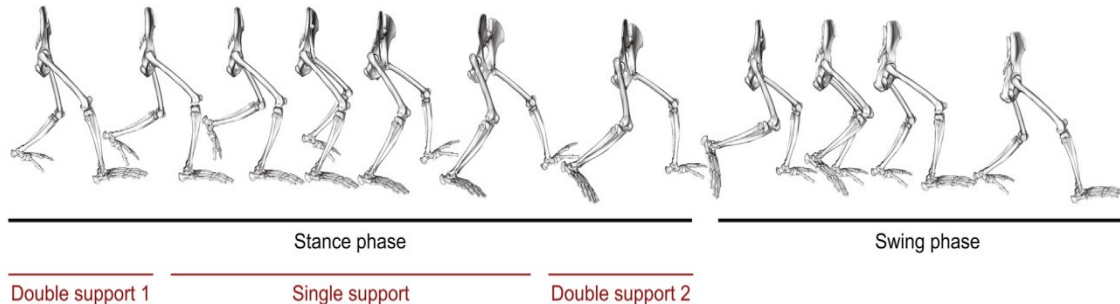
v příkrčení. Jaké další souvislosti tyto hypotézy mají a co bylo hlavním evolučním tlakem pro vývoj vzpřímené chůze, kterou disponuje anatomicky moderní člověk?

Obligátní bipedie je u homininů jedním z hlavních znaků vymezujících jejich specifitu od ostatních druhů hominidů, přičemž je překvapivě poměrně evolučně starý. Nejstarším nálezem adaptovaným na habituální bipedii je přibližně 6 milionů let starý exemplář proximální části *femuru*, a to jedince druhu *Orrorin tugenensis* (Galik et al., 2004), který disponoval delším femorálním krčkem s kraniálně rozšířeným průřezem kostní tkáně, což vypovídá o anatomické adaptaci na zátěž právě při bipedním pohybu (Galik et al., 2004). Další nálezy fosilních pozůstatků, se stářím kolem 3,5 milionů let, ukazují, že znaky vypovídající o habituálně bipedním pohybu se vyskytovaly i u druhu *Australopithecus afarensis*, a to například vývoj bikondylárního úhlu (Obr. 5)(Shefelbine et al., 2002). Z nalezených ostatků bylo odhaleno, že zvýšení zátěže na mediální kondyly o 20 %



Obr. 5: Schéma bikondylárního úhlu u anatomicky moderního člověka (a), *australopithecus* (b) a šimpanze (c). Převzato z Shefelbine et al. (2002).

napomáhalo k vytvoření bikondylárního úhlu a valgózního kolene, neboli kolene blíž k mediální ose těla ve vzpřímené pozici (Shefelbine et al., 2002). Kromě bikondylárního úhlu je ale také zrovna u *Australopithecus afarensis* nutno zmínit i úhel kyčelního kloubu, který se právě díky ustanovení bikondylárního úhlu také změnil, což mělo za následek energeticky výhodnější bipední lokomoci (Ward, 2002).

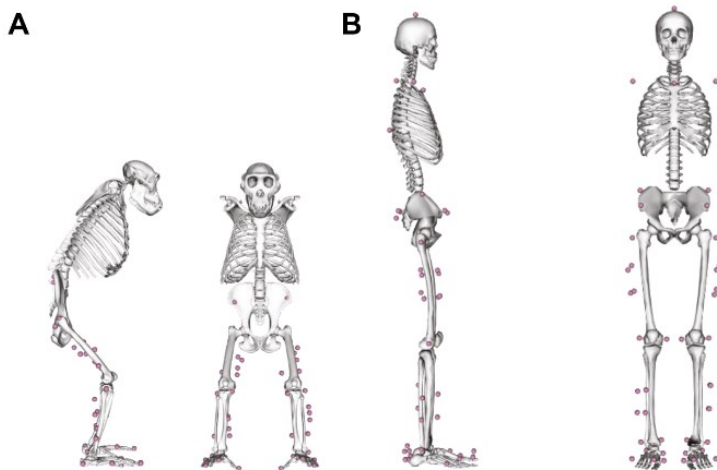


Obr. 6: Znárodnění pohybu dolní končetiny v rámci bipední lokomoce šimpanze. Stance phase označuje změnu postojie při dělání kroku (oporová fáze), při němž se podložky dotýkají nejdříve obě končetiny (Double support 1), pak pouze sledovaná končetina (Single support), poté opět obě končetiny (Double support 2) a následně Swing phase, kdy se sledovaná končetina nedotýká podložky. Převzato z O'Neill et al. (2015).

Jednou z nejvíce přijímaných hypotéz fixace bipedního pohybu u homininů je obrovská energetická výhodnost pohybu používajícího pouze dvě končetiny místo čtyř. Množství energie, která je spotřebováána svalovou aktivitou při lokomoci, je udáváno hlavně velikostí jedince a vzdáleností, po jejíž průběh se tento jedinec pohybuje (Kram & Taylor, 1990). Záleží však také na délce končetin, po nichž se pohybuje. Bylo totiž prokázáno, že delší končetiny jsou energeticky výhodnější než kratší (Kramer & Eck, 2000). Dlouhá končetina sice potřebuje více energie pro pohyb končetiny samotné v rámci lokomoce, ale tato zvýšená spotřeba je zanedbatelná v porovnání výhodami, které přináší. Prodloužení končetin totiž umožňuje jedinci dělat větší kroky než s krátkými končetinami, tudíž potřebuje méně kroků k překonání stejné vzdálenosti a tím pádem spotřebuje i méně energie (Pontzer, 2005; Pontzer et al., 2009). Bylo prokázáno, že už v nálezech jedinců rodu *Australopithecus* byl přítomen trend prodloužení dolní končetiny (Pontzer, 2012), přičemž zrovna u druhu *Australopithecus afarensis* je zřejmý vliv selekčního tlaku

k ekonomičtějším bipednímu pohybu, jelikož jeho spekulovaný pohyb příkrčenou chůzí by byl až o 50 % méně výhodný, než vzpřímenou chůzí (Carey & Crompton, 2005). Lepší energetika pohybu je nejlépe zjevná až u *early Homo*, a to kvůli celkovému zvětšení postavy a tělesné hmoty oproti druhu *Australopithecus* přibližně o 33% (Pontzer, 2012).

Pro výzkum energetiky u druhů předcházejících anatomicky moderního člověka se nejčastěji používá asociace s nejbližším druhem a jejich posledním společným předkem. Pro člověka je nejbližším příbuzným druhem šimpanz (*Pan troglodytes*), který také bývá uváděn jako analog pro model příkrčené chůze u člověka a jeho předků. Je však nutno podotknout, že bipední lokomoce šimpanze se sice podobá příkrčené chůzi člověka (Obr. 6), ale šimpanz musí k bipední chůzi spotřebovat v průměru až o 75 % více energie než vzpřímeně jdoucí člověk (Sockol et al., 2007). Tento drastický rozdíl ve spotřebě energie je způsoben nízkým přizpůsobením šimpanzů k efektivní bipedii, ale pokud u šimpanzů porovnáme kvadrupední pohyb oproti bipedii, jejich spotřeba energie tolik neliší (Pontzer et al., 2014). Šimpanzi při bipedním pohybu dělají kratší kroky než člověk a kvůli absenci laterálních hýžďových svalů se musí kývat ze strany na stranu ve frontální rovině, aby udrželi rovnováhu při kroku (Pontzer et al., 2014). Dalším rozdílem je složení svalových vláken v *m. soleus*, kde člověk disponuje krátkými, silnými vlákny



Obr. 7: Znárodnění rozdílů kosterní morfologie šimpanze (A) a člověka (B) s vyznačenými anatomickými markery (růžová). Převzato z Johnson et al. (2022), upraveno.

pro impulzivní pohyb, ale šimpanzi potřebují delší svalová vlákna, uzpůsobená ke šplhání (O'Neill et al., 2013). Člověk má navíc oproti šimpanzům při chůzi stabilnější pánev, zatímco šimpanzi při bipedním pohybu rotují pánví dvakrát tolik než člověk (Johnson et al., 2022) a kyčle přitahovat ke trupu, což znamená, že u nich dochází k vyššímu úhlu abdukce kyčle, a to až o 30° (O'Neill et al., 2015). Navíc, co se týče distální části dolních končetin, lidský hlezenní kloub se v rámci pohybu ohýbá v dorzální flexi, což znamená, že v kroku vždy na zem dosedne pata jako první, avšak šimpanzí hlezenní kloub se při bipedním pohybu ohýbá v plantární flexi, takže dosedají na prsty (Johnson et al., 2022). Přestože příkrčená chůze je mechanicky blíže šimpanzí bipedální chůzi než lidské, kvůli lokomočním a anatomicko-morfologickým rozdílům (Obr. 7) je šimpanzí model bipední lokomoce nevhodný jako analogie lidské příkrčené chůze, a to jak z pohledu anatomického, tak energetického (Johnson et al., 2022).

Pro člověka s plně manifestovanou bipední lokomocí je příkrčená chůze, navzdory svým taktickým přednostem, energeticky nevýhodná. V porovnání se vzpřímenou chůzí spotřebovává chůze v příkrčení až o 52 % více energie (Foster et al., 2013). Podobný případ ale platí i pro vzpřímený běh, jelikož oproti chůzi je v běhu koleno více pokrčené kvůli jeho využití při odrazu (Biewener et al., 2004). Lze tedy konstatovat, že skrčená chůze je podobná jakémusi mezistupni chůze a běhu (McMahon et al., 1987). Je ale nutno dodat, že při standardním vzpřímeném běhu je trup vertikálně pevnější a přenáší víc energie dopadu z napřímené dolní končetiny dále do těla, což může být redukováno právě dalším pokrčením kolenou při dopadu končetiny, čímž se sníží vertikální pevnost trupu a tím pádem i přenos nárazové energie z dolních končetin, ale následkem toho se spotřeba kyslíku zvýší až o 50% (McMahon et al., 1987).

Dále je nutno připomenout, že nezávisle na rychlosti oscilace končetin při lokomoci, pohyb v příkrčení je i tak energeticky náročnější z důvodu vyšší svalové aktivity v dolních končetinách, potřebné k udržení příkrčeného postoje (Grasso et al., 2000).



Obr. 8: Fotografie stylů lezení v lovecko-sběračských populacích Mbuti (A, B) a Batek (C). Převzato z Venkataraman et al. (2013).

Přikrčená chůze slouží člověku k mnoha činnostem (lov, sběr, pohyb po složitém terénu), přičemž jejich vykonávání po většinu lidského života s sebou přináší i několik ontogenetických adaptací, jako například zvýšenou mobilitu hlezenního kloubu k lepšímu pohybu po kmenech stromů u populací lovců a sběračů v tropických lesích (Obr. 8), zvláště pak extrémní dorzální flexi (Venkataraman et al., 2013).

Pokud se ale soustředíme na anatomii bérce v souvislosti s přikrčenou chůzí, není zcela zřejmé, jak se změní působení sil, které ovlivňují bércevé kosti a svaly v přikrčení.

2 Cíle práce

Na základě dostupných informací je při chůzi v přikrčení očekávána určitá alterace zátěže v holenní kosti a taktéž modifikace svalové síly generované svaly bérce. Cíly práce tedy je pomocí experimentu, muskuloskeletálního modelování a následné simulace zjistit, jakým způsobem je ovlivněna zátěž vyvíjená na střední část délky *tibie* při přikrčené a při normální chůzi, a také objasnit, zda se liší síla generovaná svaly bérce (*m. triceps surae*) při zkoumaných typech chůze. Na základě stanovených cílů byly formulovány hypotézy. První hypotéza stanovuje, že síla generovaná *m. triceps surae* je při přikrčené chůzi vyšší oproti normální chůzi. Druhá hypotéza stanovuje, že při přikrčené chůzi je *tibia* vystavena vyšší zátěži oproti normální chůzi.

3 Materiál a metody

3.1 Materiál

Primárním materiálem pro tuto práci je soubor 19 dospělých (věk v rozmezí 20-42 let) mužů, přičemž všichni jedinci byli v době měření zdraví, fyzicky aktivní a bez poranění páteře nebo pohybového aparátu dolních končetin. Všichni probandi byli seznámeni s postupem měření a také podali podepsaný informovaný souhlas, který byl schválen etickou komisí Přírodovědecké Fakulty Univerzity Karlovy (Hora et al., 2024). Pro zpracování této práce byla jako primární materiál obdržena data právě z těchto měření. Bohužel u části probandů byla sesbíraná data nevhodná pro plynulé provedení analýzy v navazujících programech nutných k získání potřebných dat, jelikož by musela projít dalším zpracováním, které by podstatně zdrželo řešení diplomové práce, proto byl počet probandů snížen na 12 mužů.

Tabulka 1: Základní údaje o probandech

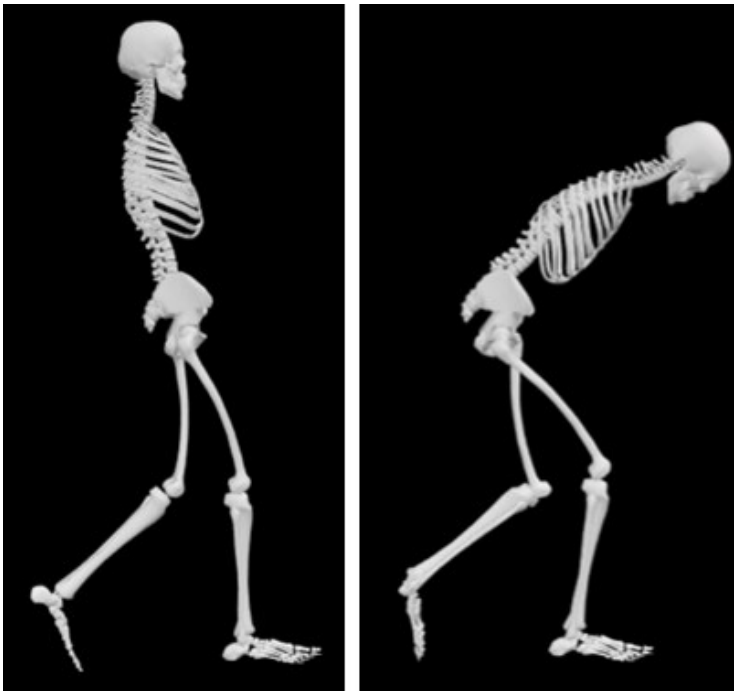
Údaj	Počet jedinců	Průměr	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Výška (m)	12	1,80	1,71	1,92	0,066
Hmotnost (kg)	12	76,1	55,0	90,0	11,378

3.2 Metody

3.2.1 Postup měření a zpracování primárních dat

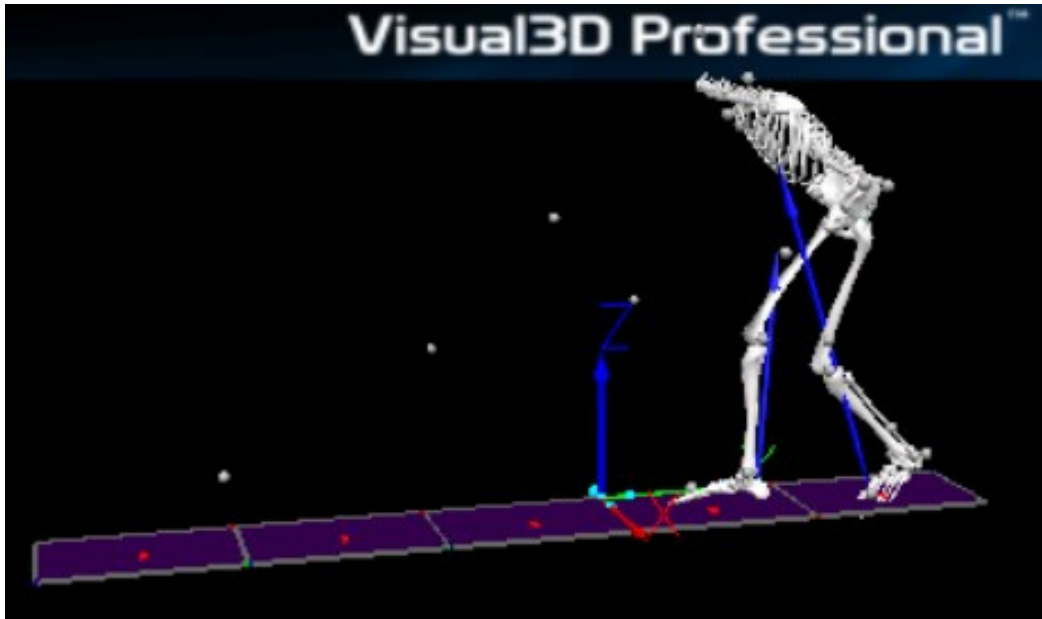
U všech zahrnutých probandů byly nejprve zjištěny antropometrické údaje, zejména výška probandů a hmotnost probandů. Poté jim byly nasazeny markery pro záznam lokomočních dat na anatomické body vybrané za účelem měření, zejména kosterní výběžky dolních končetin a pánve, dále pak na *acromion* a temeno hlavy (Hora et al., 2024). Předtím, než byly probandům připevněny anatomické markery za pomoci oboustranně lepicí pásky, byla pokožka probandů v příslušných místech zbavena případně přítomného ochlupení a očištěna zdravotnickým alkoholem. Temenní marker byl, kvůli

zachování integrity vlasového porostu, připevněn na pokrývku hlavy, která byla před každým sběrem dat nasazena probandovi. Pohyb těchto specifikovaných markerů při lokomoci byl zaznamenán sadou sedmi kamer pro trojrozměrné zobrazení, které před každým sběrem dat prošly standardní kalibrací.



Obr. 9: Ilustrační znázornění držení těla probanda při snímání hodnot pro normální chůzi (vlevo) a pro chůzi v příkrčení, zde pro příkrčení o 10 % výšky probanda (vpravo). Snímky byly pořízeny v programu OpenSim.

Poté byly na podlahu místnosti, v níž probíhal sběr dat, připraveny speciální silové desky zaznamenávající změnu zátěže na ně vyvíjenou pro měření reakčních sil při lokomoci, které taktéž před každým sběrem dat prošly standardní kalibrací. Probandi byli instruováni svým přirozeným tempem přejít přes připravené silové desky nejprve normální chůzí, dále pak chůzí v příkrčení o 10 % své výšky a následně chůzí v příkrčení o 20 % své výšky (Obr. 9).



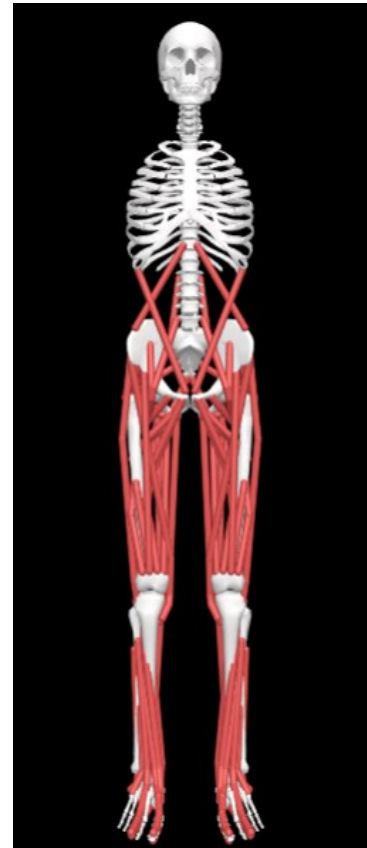
Obr. 10: Vizualizace naměřených pohybových dat v Programu Visual3D. Fialové čtyřúhelníky představují silové desky zaznamenávající reakční síly (modré šipky v modelu) pohybujícího se modelu. Vlevo od modelu se nachází také zobrazení prostorových os, v nichž se model pohybuje (osa x červeně, osa y zeleně, osa z modře). Snímek byl pořízen v programu Visual3D.

Tyto procentuální hodnoty byly zvoleny z důvodu sjednocení míry přikrčení u každého jedince pro analýzu dat obdržených z provedených měření. Udržení konzistentní míry přikrčení po celou dobu lokomoce probanda a jejího měření bylo zajištěno provázkem, jenž byl natažen v úrovni ramen probanda tak, aby vždy odpovídala výšce ramen v kýžené úrovni přikrčení. Získaná pohybová data byla zpracovávána programem Visual3D (Obr. 10), v němž pro tento experiment byl vytvořen model probanda, který obsahoval kostru dolních končetin a kostru trupu. Temenní marker byl do zpracování měřených dat taktéž zahrnut, avšak modely ve Visual3D neobsahovaly lebku, tudíž temenní marker sloužil jakožto vodící marker pro ověření správné míry přikrčení probanda. Data sesbíraná v těchto měřeních tedy byla v programu Visual3D převedena do formátu lokomočního záznamu, který byl asociován s vytvořenými modely (Hora et al., 2024). V této formě byla data obdržena pro následující analýzu a zpracování tématu diplomové práce.

3.2.2 Muskuloskeletální modelování

Zpracování primárních dat bylo započato v programu Visual3D, v němž byla z dostupného lokomočního záznamu probanda vyselektována data odpovídající kritériím analýzy. Pro účely zpracování této práce byla zvolena oporová část kroku pravé dolní končetiny, přičemž začátek používaného záznamu byl stanoven na čas těsně před dopadem pravé dolní končetiny na podložku (silovou desku) a konec byl stanoven jakožto čas těsně po odrazu pravé dolní končetiny od podložky (silové desky). Takto vybraná lokomoční data od každého probanda a z každého typu zkoumané chůze byla převedena na pohybové soubody (.mot) pro použití v programu OpenSim 4.4 (Delp et al., 2007; Dembia et al., 2020; Seth et al., 2018), v němž probíhala samotná simulace. Pro muskuloskeletální simulace všech typů lokomoce byl použit standardizovaný model *gait2392*, který obsahuje kompletní kostru dolních končetin a trupu a model lebky, přičemž kostra dolních končetin je rozdělena do sedmi pevných segmentů (pánevní pletenec, *femur*, *patella*, bérec, *talus*, noha a prsty), na něž jsou napojeny svaly reprezentovány linií svého působení s odpovídajícím začátkem i úponem (Delp et al., 1990).

Tento model však musel být modifikován přidáním pevného (nepohyblivého) kloubu do středu délky holenní kosti (*tibial_midshaft*) pro zjištění biomechanických hodnot pro tento anatomický bod v rámci simulované lokomoce (Hora et al., 2020). Upravený model nesoucí název *gait2392_simbodyTiSplit.osim* (Obr. 11) byl v OpenSim dále zpracován za pomoci funkce *Scale Model*, aby vždy odpovídal antropometrickým údajům (výška v metrech, váha v kilogramech) jednotlivých probandů před samotnou simulací odpovídajících



Obr. 11: K analýze použitý model *gait2392_simbodyTiSplit.osim*.

Červené linie představují simulované svaly modelu. Snímek byl pořízen v programu OpenSim.

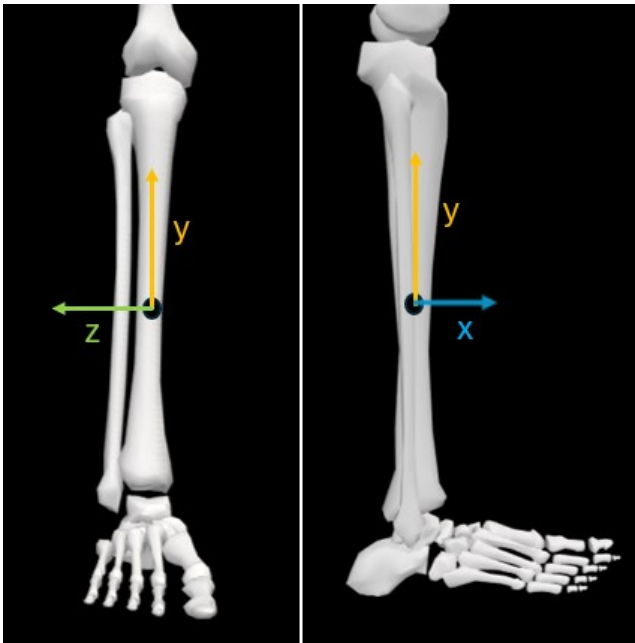
lokomočních dat. Zároveň byla hodnota faktoru maximální izometrické síly (*maximum isometric force*) každého modelu zvýšena na dvojnásobek, aby lépe odpovídala skutečným hodnotám testovaných probandů, jelikož model *gait2392* byl vytvořen za použití pitevních studií prováděných na tělech starších jedinců (Arnold et al., 2010). Pro každý takto upravený model probanda pak vznikla složka s podsložkami pro jednotlivé instance lokomočních dat s nimi asociovaných, tedy jedna základní složka obsahující tři podsložky na jednoho probanda.

Jako první byla s upravenými modely asociována data zaznamenaná při normální chůzi (NCH), dále pak při chůzi v příkrčení o 10 % výšky probanda (příkrčená chůze prvního typu, PCH1) a následně při chůzi v příkrčení o 20 % výšky probanda (příkrčená chůze druhého typu, PCH2), přičemž ve stejném pořadí byly pro každou základní složku probanda organizovány její vlastní podsložky. V těchto vytvořených podsložkách byly kromě upravených modelů a odpovídajících záznamů lokomočních dat taktéž umístěny soubory automatizovaného skriptu, který byl vytvořen za účelem provedení muskuloskeletálního modelování a simulace ve více instancích najednou. Soubory skriptu v každé složce byly upraveny tak, aby mohly být automaticky spuštěny jedním, nadřazeným, vedoucím skriptem, aby taktéž odpovídaly údajům jednotlivých modelů probandů a aby prováděly analýzu pouze jim příslušných dat.

Automatický skript byl naprogramován postupně provést na každém modelu s asociovanými pohybovými daty procesy nutné k simulaci jejich lokomoce. Jako první byl použit nástroj s názvem *Static Optimization*, který umožnil získání simulovaných údajů o síle generované sledovanými svaly dolní končetiny. Hodnoty svalové aktivace a síly vypočítává jako optimální pro stanovené podmínky (pozice modelu, externí síly působící na model, rychlost pohybu) v každém časovém úseku zvlášť. Z generalizovaných pohybových dat asociovaných s modelem, které obsahují pouze určené pozice modelu, rychlost a zrychlení stanovených bodů, vypočítává neznámé pro generalizované síly v modelu na základě rovnic pro převedení aktivace svalů na sílu jimi generovanou. Tyto rovnice obsahují proměnné počtu svalů v modelu, jejich úroveň aktivace v každém časovém úseku, jejich maximální izometrickou sílu, dále jejich délku, rychlost zkracování

a jejich sílu a moment ohledně kloubů, kterými pohybují, ale nezohledňují pružnost svalových vláken a vazů asociovaných se svaly. Počítají pouze aktivní sílu svalových vláken.

Dalším použitým nástrojem byl *Analyze: Joint Reaction Forces*, díky němuž byly simulovány síly a momenty působící v kloubech dolní končetiny a v námi sledovaném bodě na modelu, *tibial_midshaft*. Nástroj *Analyze* umožňuje analyzovat již existující simulaci provedenou v OpenSim, tudíž byl použit v přímé návaznosti na použitý *Static Optimization*, což znamená, že analyzovaná simulace nemusela projít restartem a zamezilo se tím možným chybám spojeným s opětovným zadáváním simulace do programu. Funkce nástroje *Joint Reaction Forces* čte právě síly a momenty simulované v kloubech dolních končetin modelu, které mohou být takto izolovány a dále zpracovávány. Momenty jsou v tomto kontextu definovány jakožto ohyb kosti způsobený otáčivým účinkem fyzikálních sil, v rámci daných os, působících na kost (Rice et al., 2019).



Obr. 12: Znázornění os definovaných programem OpenSim ve středu délky *tibie*. Osa *x* (modře) jako dorzo-ventrální, osa *y* (oranžově) jako proximo-distální a osa *z* (zeleně) jako medio-laterální. Snímky byly pořízeny v programu OpenSim.

Osy byly orientovány podle programu OpenSim, tedy osa x jakožto dorzo-ventrální, osa y jakožto proximo-distální a osa z jakožto medio-laterální (Obr. 12).

Síly naměřené při muskuloskeletálních simulacích jsou svým směrem korespondující k orientaci daných os. Momenty měřené při simulacích taktéž korespondovaly k orientaci daných os, tedy moment kolem osy x je definován jako medio-laterální ohyb, moment kolem osy y je definován jako příčný krut kostí a moment kolem osy z je definován jako dorzo-ventrální ohyb.

Výsledná data celého procesu, zahrnující analýzu muskuloskeletálního modelování ze všech simulovaných svalů a simulovaných bodů pro každý zkoumaný typ lokomoce byla vypsána do odpovídajících podsložek v souborech Microsoft Excel, tudíž musela být následně vyselektována do nového Excel souboru pro další zpracování.

3.2.3 Analýza získaných dat

Vyselektovaná data z provedených simulací byla podrobena úpravě pro sjednocení měřítka. Zejména se jednalo o převedení záznamu časového údaje trvání oporové fáze kroku na procenta oporové fáze, přičemž 0 % oporové fáze představovalo čas dopadu nohy na podložku, kdy se hodnoty zaznamenávané silovými deskami zvýšily z nulové hodnoty, a 100 % oporové fáze čas odrazu nohy od podložky, kdy se hodnoty zaznamenávané silovými deskami snížily opět na nulu. Tento postup je založen na praktických biomechanických dějích, jimiž dolní končetiny prochází v rámci kroku, tedy absorpce energie dopadu nohy na podložku, a současně zachování stability při pohybu, pro stanovení začátku, a dále přechod z podložky, odražením špičky nohy do švihy končetinou vpřed, pro stanovení konce oporové fáze kroku (Perry, 2010). Převod na procenta oporové fáze byl proveden za pomoci předpřipraveného Excelového skriptu pro normalizaci dat, který byl též pro zpracování tohoto experimentu obdržel od školitele. Z takto upravených dat byly dále vypočítány průměrné hodnoty pro svalovou sílu *m. triceps surae* v průběhu oporové fáze, a to součtem vypočtené průměrné svalové síly generované jeho dílčími svaly v průběhu oporové fáze kroku, společně s průměrnými maximálními hodnotami svalové síly generované v *m. soleus*. Dále byly vypočítány průměrné průběhy kostních sil působících v jednotlivých osách *tibial_midshaft* a také

průměrné průběhy kostních momentů kolem jednotlivých os v *tibial_midshaft*. Všechny tyto hodnoty byly vypočítány pro každý typ zkoumané lokomoce u každého probanda zvlášť. Tato data byla následně podrobena statistické analýze, jmenovitě *Repeated measures ANOVA* (Analýza rozptylu opětovných měření), v programu *Jamovi* (The *jamovi* project, 2024), kde pro každý typ chůze byla u probanda stanovena instance opakovaného měření, které byly porovnány mezi sebou. Pro kontrolu sphericity dat byla v případě potřeby zvolena Greenhouse-Geisser korekce a jako míra signifikance byla zvolena hodnota $p < 0,05$ podle Tukeyho korekce.

3.2.4 Odhad reakce kosti na zátěž

S užitím získaných hodnot průměrných momentů kolem osy x a osy z v *tibial_midshaft* pro každý typ zkoumané lokomoce byly provedeny výpočty celkových průměrných momentů působících ve středu délky *tibie* pro odpovídající typ lokomoce. Ty byly následně použity k výpočtu hodnot celkových průměrných momentů působících v *tibial_midshaft* a také úhlů jejich působení pro porovnání normální chůze s oběma typy přikrčené chůze. Momenty kolem osy y nebyly pro tuto analýzu zohledněny z důvodu velmi nízké signifikance jejich rozdílů v obou typech přikrčené chůze oproti normální chůzi. Vzorce ke zjištění výsledného momentu a jeho úhlu byly tedy definovány následovně:

Výsledný moment ohybu:

$$Mb = \sqrt{M_x^2 + M_z^2}$$

Výsledný moment ohybu (Mb ; Nm) je vypočítán odmocninou součtu druhé mocniny momentu kolem osy x (M_x ; Nm) a druhé mocniny momentu kolem osy z (M_z ; Nm). Stejná rovnice byla použita i pro výpočet celkového průměrného výsledného momentu ohybu z průměrných momentů kolem osy x a osy z .

Úhel momentu ohybu:

$$\theta = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{M_x}{M_z}\right) \times 180}{\pi}$$

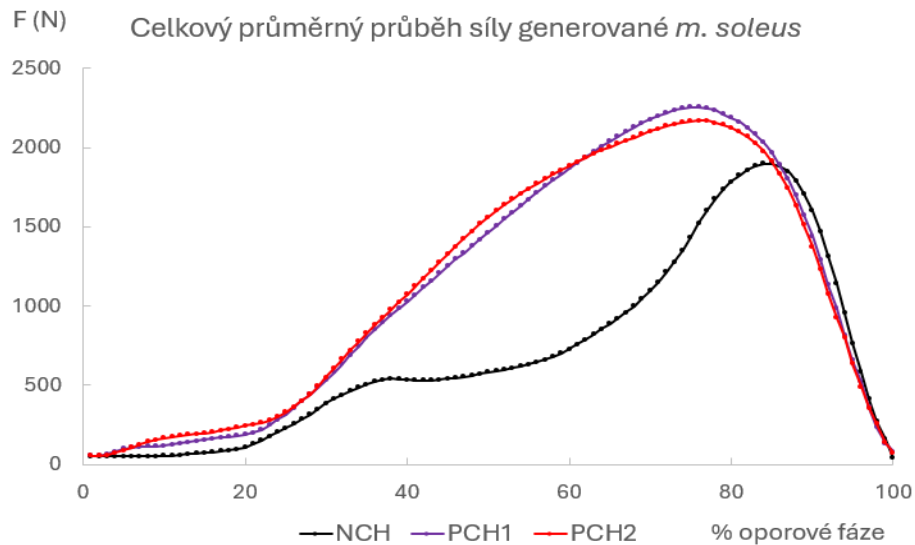
Úhel výsledného momentu ohybu θ vzhledem k ose z je vypočítán je inverzí funkce *tangens* pro zlomek s čitatelem obsahujícím moment kolem osy x (M_x ; Nm) a jmenovatelem obsahujícím moment kolem osy z (M_z ; Nm), krát 180 a to celé děleno hodnotou π (π) pro získání hodnot v úhlových stupních. Stejná rovnice byla použita i pro výpočet celkového průměrného úhlu výsledného momentu z průměrných momentů kolem osy x a osy z.

Na základě těchto výpočtů byly zkonstruovány grafická zobrazení odhadů výsledných momentů v *tibial_midshaft* a následně byla odhadnuta reakce namáhaných oblastí kostní tkáně na výslednou zátěž.

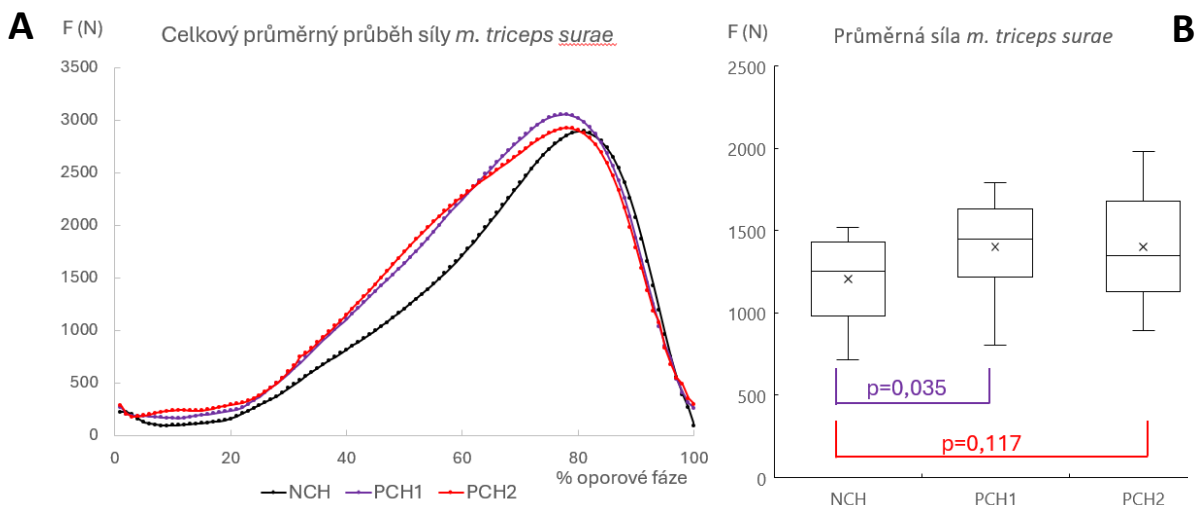
4 Výsledky

4.1 Svalová síla

Jako první byl v rámci řešení diplomové práce zkoumán rozdíl ve svalové síle generované dílčími svaly *m. triceps surae*, tedy *m. gastrocnemius medialis*, *m. gastrocnemius lateralis* a *m. soleus*. Z dílčích svalů je zvláště uveden pouze *m. soleus*, jehož aktivita dosahovala při oporové fázi nejvyšších hodnot ze všech dílčích svalů *m. triceps surae* (Graf 1). Experiment ukázal, že maximální hodnoty svalové síly se v *m. soleus* při přikrčené chůzi prvního typu zvýší přibližně o 19 % oproti normální chůzi a při přikrčené chůzi druhého typu přibližně o 14 % oproti normální chůzi. Celková průměrná svalová síla generovaná *m. triceps surae* se ukázala jako signifikantně zvýšená při přikrčené chůzi prvního typu než při normální chůzi, a to přibližně o 16 %, avšak u přikrčené chůze druhého typu, s přibližně stejným procentuálním rozdílem, nebyl zaznamenán rozdíl oproti normální chůzi signifikantní (Graf 2).



Graf 1: Znázornění celkového průměrného průběhu svalové síly generované *m. soleus* při normální chůzi (NCH) a obou typech přikrčené chůze (PCH1, PCH2).

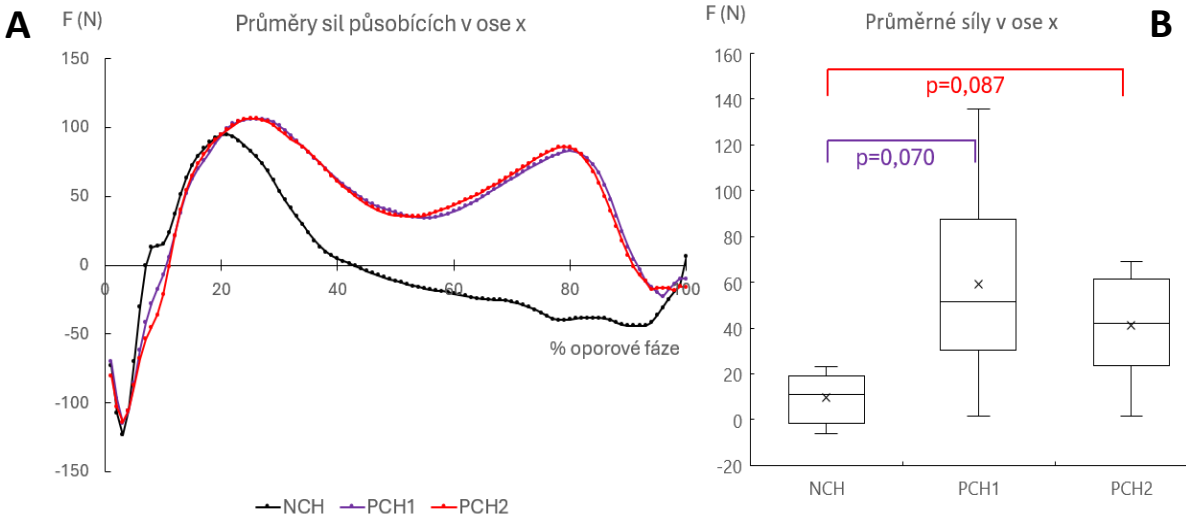


Graf 2A (vlevo) znázorňuje celkový průměrný průběh svalové síly generované *m. triceps surae* při normální chůzi (NCH) a obou typech přikrčené chůze (PCH1, PCH2). Graf 2B (vpravo) znázorňuje rozdíl v průměrné síle generované v rámci kroku. Barevně odlišené svorky a p-hodnoty přibližují rozdíly mezi hodnotami normální chůze (NCH) a hodnotami obou typů přikrčené chůze (PCH1 – fialová, PCH2 – červená).

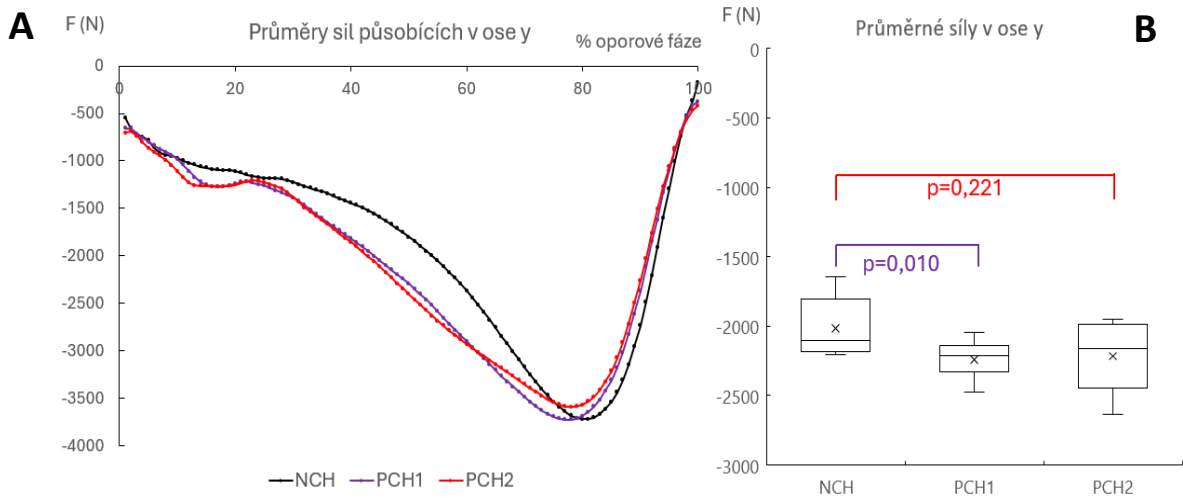
4.2 Síly působící v kosti

Dále byly za pomoci simulací s upravenými muskuloskeletálními modely odhadnuty síly působící na střed délky *tibie* ve směru základních os. V ose x (dorzo-ventrální) došlo ke zvýšení ventrální průměrné síly přibližně o 12 % při přikrčené chůzi prvního typu oproti normální chůzi a o přibližně 13 % při přikrčené chůzi druhého typu oproti normální chůzi, avšak ani v jednom případě nebyl rozdíl signifikantní, přestože přibližně v 80 % oporové fáze v obou typech přikrčené chůze můžeme pozorovat značné zvýšení průměrné síly (Graf 3). V ose y (proximo-distální) došlo při přikrčené chůzi prvního typu k signifikantnímu zvýšení distální průměrné maximální síly oproti normální chůzi, avšak pouze o jednu desetinu procenta, zatímco při přikrčené chůzi druhého typu došlo oproti normální chůzi ke snížení této síly o 4 %, které ale nebylo signifikantní (Graf 4). V ose z (medio-laterální) se při přikrčené chůzi prvního typu, oproti normální chůzi, laterálně směřující průměrná maximální síla signifikantně snížila o 37 % a při přikrčené chůzi druhého typu se oproti normální chůzi snížila o 33 %, taktéž signifikantně, zároveň

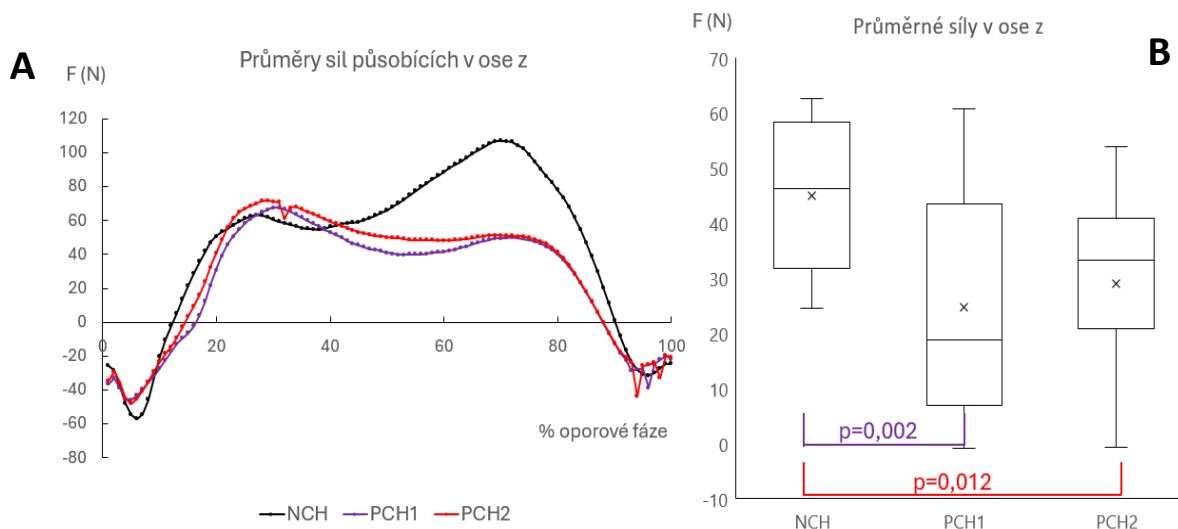
v přibližně 70 % oporové fáze se simulovaná síla značně snížila v obou typech přikrčené chůze (Graf 5).



Graf 3A (vlevo) znázorňuje celkový průměrný průběh působení síly v dorzo-ventrální ose středu délky *tibie*. Graf 3B (vpravo) znázorňuje rozdíl v průměrné síle působící v dorzo-ventrální ose středu délky *tibie*. Barevně odlišené svorky a p-hodnoty přibližují rozdíly mezi hodnotami normální chůze (NCH) a hodnotami obou typů přikrčené chůze (PCH1 – fialová, PCH2 – červená).



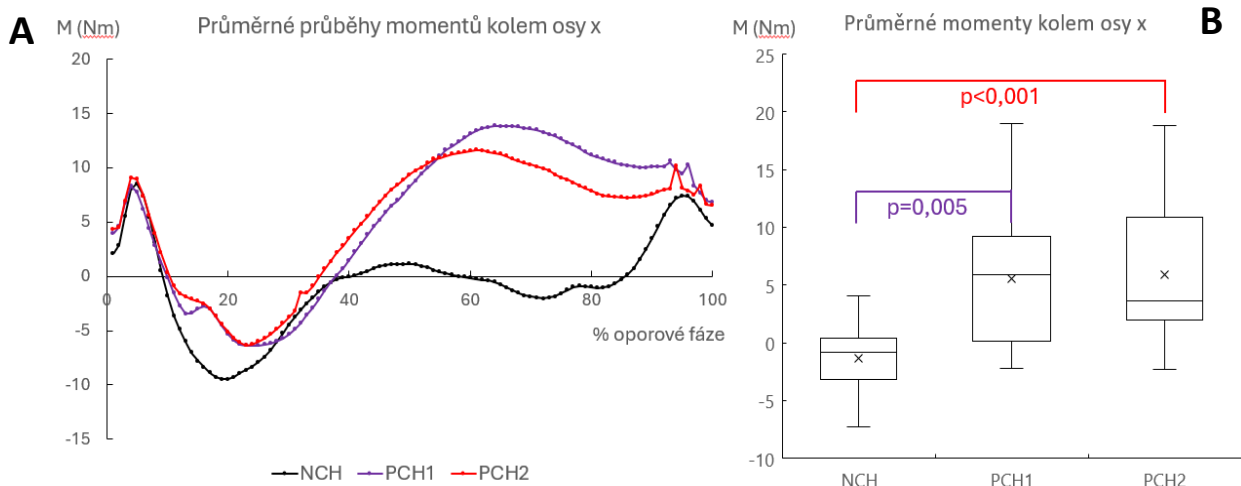
Graf 4A (vlevo) znázorňuje celkový průměrný průběh působení síly v proximo-distální ose středu délky *tibie*. Graf 4B (vpravo) znázorňuje rozdíl v průměrné síle působící v proximo-distální ose středu délky *tibie*. Barevně odlišené svorky a p-hodnoty přibližují rozdíly mezi hodnotami normální chůze (NCH) a hodnotami obou typů přikrčené chůze (PCH1 – fialová, PCH2 – červená).



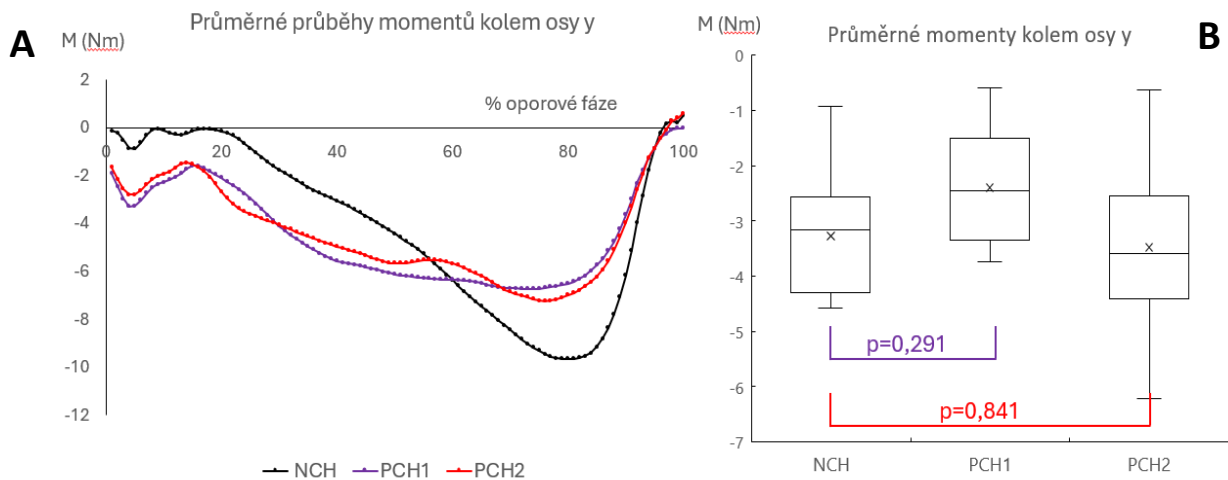
Graf 5A (vlevo) znázorňuje celkový průměrný průběh působení síly v medio-laterální ose středu délky *tibie*. Graf 5B (vpravo) znázorňuje rozdíl v průměrné síle působící v medio-laterální ose středu délky *tibie*. Barevně odlišené svorky a p-hodnoty přibližují rozdíly mezi hodnotami normální chůze (NCH) a hodnotami obou typů příkrčené chůze (PCH1 – fialová, PCH2 – červená).

4.3 Momenty ohybu v kosti

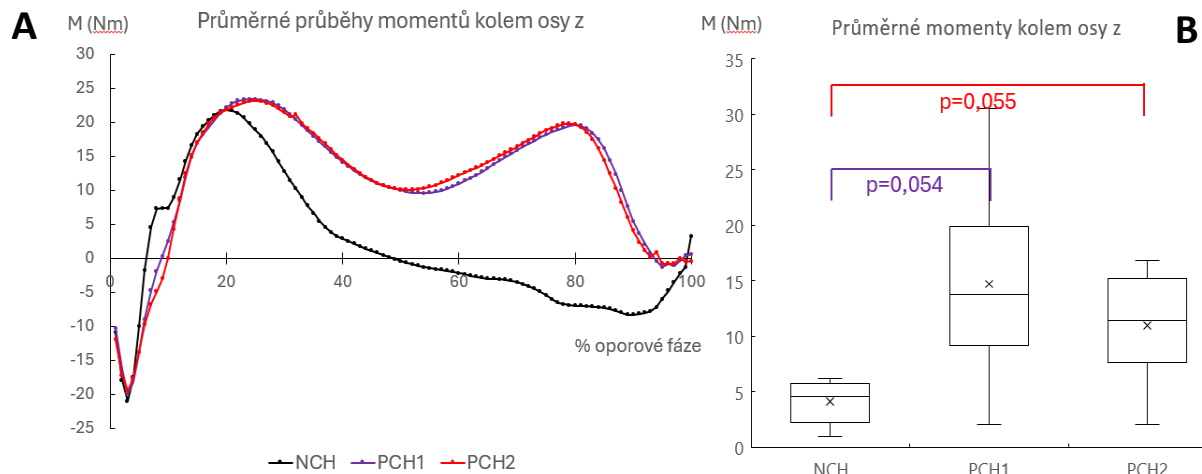
Z provedených simulací byly taktéž odhadnuty momenty sil kolem základních os. Průměrné momenty kolem osy x v příkrčené chůzi vykazovaly přibližně 62% zvýšení v případě prvního typu a přibližně 36% zvýšení v případě druhého typu oproti normální chůzi, v obou případech signifikantně (Graf 6). Průměrné momenty kolem osy y v příkrčené chůzi vykazovaly přibližně 30% snížení v případě prvního typu a přibližně 25% snížení v případě druhého typu oproti normální chůzi, avšak ani v jednom případě nebyly signifikantní (Graf 7). Průměrné momenty kolem osy z v příkrčené chůzi vykazovaly 7% zvýšení v případě prvního typu a 6% zvýšení v případě druhého typu oproti normální chůzi, v obou případech lehce za hranicí ($p > 0,05$) signifikance (Graf 8).



Graf 6A (vlevo) znázorňuje celkový průměrný průběh momentů kolem osy x (medio-laterální ohyb) středu délky *tibie*. Graf 6B (vpravo) znázorňuje rozdíl v průměrném momentu působícím kolem osy x středu délky *tibie*. Barevně odlišené svorky a p-hodnoty přibližují rozdíly mezi hodnotami normální chůze (NCH) a hodnotami obou typů přikrčené chůze (PCH1 – fialová, PCH2 – červená).



Graf 7A (vlevo) znázorňuje celkový průměrný průběh momentů kolem osy y (příčný krut) středu délky *tibie*. Graf 7B (vpravo) znázorňuje v průměrném momentu působícím kolem osy y středu délky *tibie*. Barevně odlišené svorky a p-hodnoty přibližují rozdíly mezi hodnotami normální chůze (NCH) a hodnotami obou typů přikrčené chůze (PCH1 – fialová, PCH2 – červená).

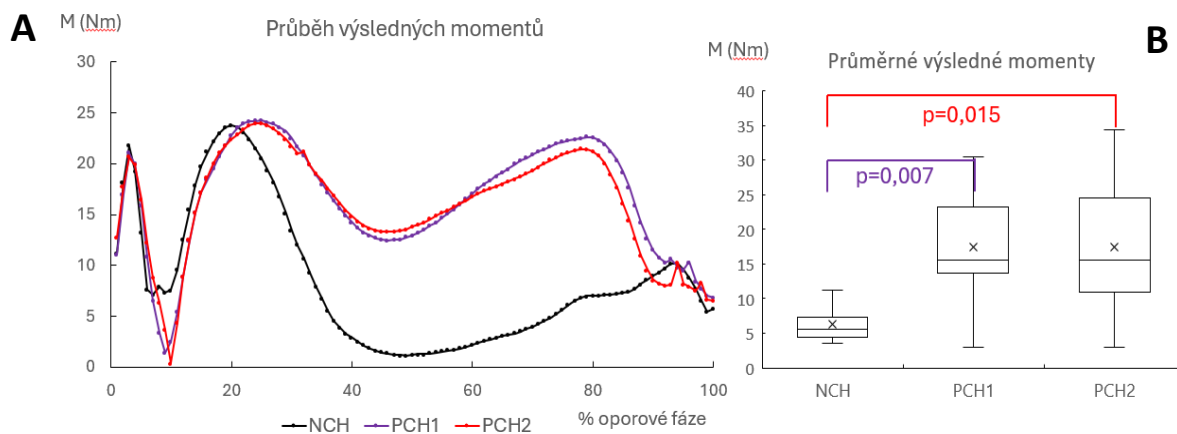


Graf 8A (vlevo) znázorňuje celkový průměrný průběh momentů kolem osy z (dorzo-ventrální ohyb) středu délky *tibie*. Graf 8B (vpravo) znázorňuje rozdíl v průměrném momentu působícím kolem osy z středu délky *tibie*. Barevně odlišené svorky a p-hodnoty přibližují rozdíly mezi hodnotami normální chůze (NCH) a hodnotami obou typů přikrčené chůze (PCH1 – fialová, PCH2 – červená).

4.4 Výsledný moment ohybu

Na základě získaných dat z muskuloskeletálních simulací o momentech síly ve středu délky *tibie* byly vypočítány průměrné výsledné momenty ohybu a jejich úhly pro každý z pozorovaných typů chůze. Průměrný výsledný moment ohybu se oproti normální chůzi při přikrčené chůzi prvního typu přibližně dvojnásobně zvýšil a při přikrčené chůzi druhého typu bylo oproti normální chůzi toto zvýšení téměř totožné. Tyto změny byly statistickou analýzou identifikovány jako signifikantní (Graf 9, Tabulka 2). Úhly těchto momentů se též změnil, a to z úhlu výsledného průměrného momentu ohybu při normální chůzi o velikosti přibližně $-8,34^\circ$, na přibližně $14,13^\circ$ pro přikrčenou chůzi prvního typu a přibližně $11,56^\circ$ pro přikrčenou chůzi druhého typu (Tabulka 2). Tyto rozdíly však ani v jednom případě nebyly signifikantní ($p > 0,3$).

Zohledněny byly taktéž maximální hodnoty momentů síly, z nichž byly taktéž vypočítány výsledné průměrné maximální momenty ohybu. Průměrný maximální moment síly byl u přikrčené chůze prvního typu vyšší přibližně o 2 % než u normální chůze a u přikrčené chůze druhého typu vyšší přibližně o 1 % než u normální chůze (Tabulka 2).



Graf 9A (vlevo) znázorňuje celkové průběhy výsledných průměrných ohybových momentů v *tibial_midshaft*. Graf 9B (vpravo) znázorňuje rozdíl v průměrném výsledném momentu působícím ve středu délky *tibie*. Barevně odlišené svorky a p-hodnoty přibližují rozdíly mezi hodnotami normální chůze (NCH) a hodnotami obou typů přikrčené chůze (PCH1 – fialová, PCH2 – červená).

Tabulka 2: Znázornění celkových výsledných momentů síly s úhly jejich působení a průměrných maximálních momentů síly společně s úhly jejich působení. Hodnoty byly zaokrouhleny na tři desetinná místa.

Proměnná	Průměrný výsledný moment (Nm)	Směrodatná odchylka výsledného momentu (Nm)	Maximální hodnota výsledného momentu (Nm)	Průměrný úhel působení výsledného momentu (°)
Normální chůze	8.530	6.749	23.774	-8.338
Přikrčená chůze 1. typu	16.481	5.490	24.231	14.127
Přikrčená chůze 2. typu	16.029	5.257	23.945	11.588

5 Diskuse

Výsledky této práce, zaměřující se na zátěž bérce při přikrčené chůzi, prokázaly, že při chůzi v přikrčení skutečně dochází ke změně zátěže na ně vyvíjené. Muskuloskeletálním modelováním s využitím pohybových dat od probandů a jejich antropometrických údajů se podařilo simulovat touto prací zkoumané typy lidské lokomoce a analyzovat odhadované biomechanické děje odehrávající se ve středu délky pravé holenní kosti probandů.

Naše výsledky ukázaly, že při přikrčené chůzi se zátěž vyvíjená na bérce, reprezentovaná vypočítanými momenty ohybu, přibližně dvakrát zvýší, přičemž zvýšený tlak způsobený tímto ohybem bude působit hlavně na dorzo-laterální část *tibie*. Svalová síla v *m. triceps surae*, jež byla také objektem zájmu této práce, vykazovala v přikrčené chůzi zvýšení s přibližně 16% nárůstem.

Pokud se soustředíme na křivky průměrných průběhů svalové síly *m. triceps surae* a také sil a momentů působících v *tibii* během oporové fáze kroku, které byly simulovány v rámci námi prováděného výzkumu, je zjevné, že hlavní rozdíl mezi normální a přikrčenou chůzí leží hlavně ve druhé polovině oporové fáze kroku. Zde je rozdíl hodnot mezi normální chůzí a oběma typy přikrčené chůze nejmarkantnější, o čemž vypovídají právě zvýšené průměrné hodnoty námi zkoumaných proměnných. Co se ale týče odlišností v námi zkoumaných typech přikrčené chůze, rozdíly mezi hodnotami byly oproti rozdílům přikrčené a normální chůze malé, a to jak u svalové síly *m. triceps surae*, tak u sil a momentů působících v kosti a takřka nikdy se neprojevíly jako signifikantní. Také se ukázalo, že přikrčená chůze druhého typu, tedy přikrčení o 20 % výšky probanda, nabývalo v několika případech méně signifikantně odlišných hodnot od normální chůze než přikrčená chůze prvního typu, tedy přikrčení o 10 % výšky probanda.

5.1 Svalová síla při přikrčené chůzi

Z výsledků experimentální simulace lze vyčíst markantní zvýšení svalové síly generované *m. triceps surae* oproti síle potřebné pro udržení těla při normální chůzi. Tato experimentální zjištění korespondují s předchozími výzkumy o změně svalové aktivity a síly jimi generované souvisejícími se změnou přirozeně vzpřímeného postoje na postoj přikrčený (Grasso et al., 2000). Naše výsledky také odpovídají předchozímu zkoumání ohledně zvýšené spotřeby energie při přikrčené chůzi (Carey & Crompton, 2005), a to především kvůli potřebě generovat vyšší svalovou sílu než při normální chůzi, jak bylo i v této práci objasněno.

Změna generované svalové síly je tedy specifická i pro jedince postižené dětskou mozkovou obrnou, jak již bylo řečeno, hlavně pro svaly stehna, ale také bérce. Takto zvýšené nároky na svaly platí zejména u pacientů se středním a těžkým přikrčením, kteří vykazují oslabení určitých svalových skupin kvůli vyššímu energetickému výdeji, zejména v *m. gastrocnemius* co se bérce týče a jejich terapeutické posilování by mohlo pomoci postiženým jedincům dosáhnout lepší úrovně pohybu i přes ostatní přetrvávající patologie (Ravera et al., 2022). Slabost ve svalech bérce je s největší pravděpodobností způsobovaná rozdílným využíváním těchto svalových skupin pro lokomoci právě u jedinců s dětskou mozkovou obrnou (Correa et al., 2012). Bylo totiž prokázáno, že při patologické přikrčené chůzi zkoumaní jedinci používají *m. soleus* a *m. gastrocnemius* spíše pro generování pohybu vpřed, než směrem proximálně k odrazu od podložky, jak tomu je u normální formy chůzi (Steele et al., 2013). Také se ukázalo, že *m. soleus* a *m. gastrocnemius* používali patologičtí jedinci spíše jako pružinu k již zmíněnému odrazu vpřed, oproti plynulému ohybu kotníku potřebnému k odrazu v normální chůzi (Ebrahimi et al., 2022). Pozměněná aktivita svalů dolních končetin zároveň také nejspíš může souviset s vyšší energetickou náročností přikrčené chůze, zvláště pak u jedinců s dětskou mozkovou obrnou (Ebrahimi et al., 2023). Dále bylo prokázáno, že při chůzi v přikrčené se snižuje kapacita jedinců extendovat kyčelní a kolenní klouby, v kontextu bérce právě ve změně aktivity *m. soleus* (Arnold et al., 2005), což opět vypovídá o zvýšené energetické

náročnosti přikrčené chůze a také do určité míry objasňuje, že patologické přikrčení se v souvislosti s dětskou mozkovou obrnou může progresivně zhoršovat (Hicks et al., 2008). Využívání svalů bérce odlišným způsobem taktéž ovlivňuje i vazy, které zajišťují propojení právě těchto svalů s kostmi. Největší vliv přikrčené chůze u jedinců postižených mozkovou obrnou byl sledován právě na *m. triceps surae* a *tendo calcaneus* (Achillova šlacha), které podléhaly zkrácení. Pro jedince s těmito obtížemi byla možnost operativně vazy prodloužit, což se projevilo ve vyšší četnosti chirurgických zásahů do vazů bérce a *m. triceps surae* u jedinců, kteří trpěli na patologickou formu přikrčené chůze (De Morais Filho et al., 2010). Zjištění o dalších svalových anomáliích úzce souvisejících s kostními patologiemi manifestujícími se v souvislosti s dětskou mozkovou obrnou jsou specifikovány v následující kapitole diskuse.

5.2 Zátěž kosti při přikrčené chůzi

Co se týče zátěže kosti, tato práce se soustředí zejména na holenní kost a zátěž působící ve středu její délky. Experimentální biomechanickou analýzou za pomoci muskuloskeletálního modelování bylo prokázáno, že při přikrčené chůzi je *tibia* vystavována vyšší celkové zátěži než při normální chůzi. Změna zátěže holenní kosti v přikrčené chůzi se prokazatelně projevuje ve znatelném zvýšení sil působících ve středu její délky, a to jak v maximálních hodnotách, tak v průměrných hodnotách.

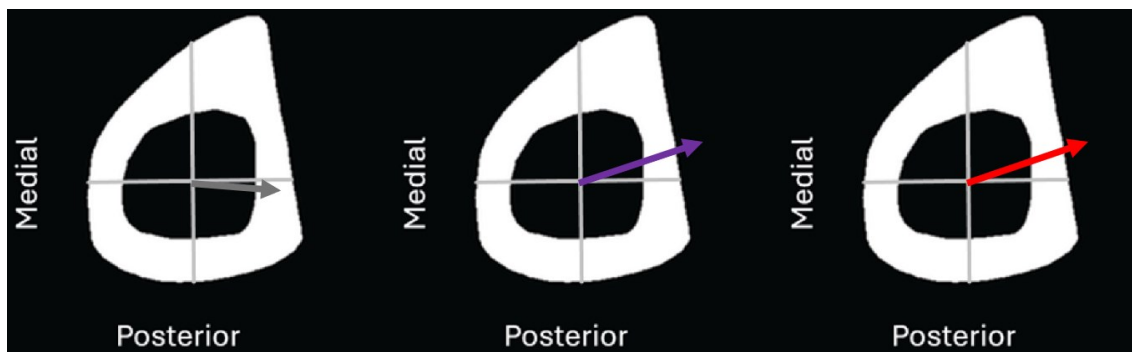
Podobné změny byly zaznamenány i v momentech síly působících ve stejném bodě, jelikož i momenty síly naměřené v *tibial_midshaft* se ukázaly jako zvýšené v přikrčené chůzi oproti normální chůzi. Toto zvýšení se však projevilo markantněji spíše v celkovém průměrném momentu ohybu než v maximálních hodnotách celkového momentu ohybu, které nabíraly do určité míry podobných hodnot a bez signifikantního rozdílu.

Naše data tedy korespondují s předchozími zjištěními v pokusech podobného rázu, například u výzkumu zatížení *tibie* při experimentálním měření zátěže při dopadu z určité výšky, v nichž byly zaznamenány velmi podobné výsledky. Probandi byli instruováni dopadnout ze tří parametrů výšky na podložku, přičemž bylo prokázáno, že čím vyšší byla

výška, z níž probandi dopadali, tím vyšší byla vyvíjená zátěž na *tibii* (Wang & Dueball, 2017). Je ale nutno podotknout, že v experimentech s dopadem z určité výšky jsou holenní kosti probandů vystaveny mnohem razantnějším změnám biomechanických sil, tudíž tento výzkum není vhodný pro porovnání reakce kostní tkáně na přikrčenou chůzi.

Dalším korespondujícím výzkumem jsou také zkoumání zátěže při chůzi s břemenem, v jedné z nichž byli sportující probandi testováni na rozdíl zátěže v holenní kosti s různými úrovněmi neseného břemene. Provedená studie ukázala že při zvýšení hmotnosti břemene se stejnou mírou zvýšila i zátěž vyvíjená na *tibii* probandů (Wang et al., 2019). Tyto aktivity totiž také kladou na holenní kost určitou formu pozměněné zátěže, stejně jako tomu je u případu přikrčené chůze, což ukazuje, že i břemeno při lokomoci má biomechanický vliv na zátěž, která je vyvíjená na specifické části kostry dolních končetin. Je ale nutno také podotknout, že chůze s břemenem samotná neodpovídá plně analogu přikrčené chůze, jelikož distribuce zátěže v holenní kosti je při nesení břemene se liší od námi zjištěné zátěže právě při přikrčené chůzi. Bylo experimentálně ukázáno, že při chůzi s břemenem je více namáhána mediálně a posteriorně (Xu et al., 2016). Námi provedený experiment poukazuje spíše na zvýšení zátěže v laterální a posteriorní části *tibie*.

Možný vliv na zatížení *tibie* může mít i držení těla. V experimentu zkoumajícím odolnost holenní kosti proti nárazu při různých úhlech zatížení prokázala, že nejodolnější je kost zatížená axiálně a odolnost je snížena, pokud je namáhána pod úhlem podobným tomu v přikrčení (Chakravarty et al., 2017). Je tedy možné říci, že určitá změna zátěže je přítomna i při pouhé změně postoje, čemuž napovídá právě snížená odolnost *tibie* proti nárazu, zmíněná v takto provedené studii.



Obr. 13: Znázornění průměrných výsledných momentů ohybu (kolem nichž působí otáčivá síla ohybu kosti) a úhlů jejich působení v příčném průřezu středem délky *tibie* pro normální chůzi (vlevo), přikrčenou chůzi prvního typu (uprostřed) a přikrčenou chůzi druhého typu (vpravo). Převzato z Taylor et al. (2021), upraveno.

5.3 Reakce kosti na přikrčenou chůzi

Změna stavby kortikální kosti, jak již bylo řečeno, nastává při cyklicky opakovaném zatěžování kostní tkáně (Hsieh & Turner, 2001). Je tedy zřejmé, že při tomto pokusu není možné s jistotou říci, jak se anatomická struktura *tibie* změní při dlouhodobém působení, avšak na základě výpočtů celkových momentů a jejich úhlů působení bylo odhaleno, že *tibie* se při přikrčené chůzi ohýbá lehce dorzálně a laterálně (Obr. 13) oproti normální chůzi, tudíž by mohlo docházet dlouhodobým působením chůze v přikrčení k určité míře remodelace v dorzo-laterální části *tibie* kvůli působení zvýšeného tlakového stresu. Toto působení by mělo být též vyváжено ve stejné míře zvýšeného tahového stresu v medio-ventrální části *tibie*, což by mělo vyvolat stejnou remodelační reakci. Takové přestavby však díky poměrně stabilnímu působení ohybového stresu bez explozivních výkyvů s největší pravděpodobností nebudou doprovázeny velkou mírou zátěží způsobované *microdamage* (Jones et al., 1989). Toto tvrzení je v případě probandů uvedených v této studii podpořeno i zjištěním, že historie předchozího pohybu a multiaxiální zátěž posiluje *tibii* a chrání ji před poškozením právě změněnou zátěží na ni vyvíjenou, což bylo zjištěno v experimentu, při němž skupina sportujících probandů a skupina nesportujících probandů s odpovídající hmotností a výškou podstoupily měření při chůzi s břemenem. Tento výzkum prokázal, že nižší a opakovaná změna zátěže snižuje riziko stresových poškození kosti (Hughes et al., 2019).

Získané poznatky z námi provedeného experimentu byly též aplikovány na dosavadní výzkum související s dětskou mozkovou obrnou. Zde je však složité konstatovat vliv patologické formy přikrčené chůze, jelikož bylo prokázáno, že v rámci vývoje dítěte s mozkovou obrnou má realizace tohoto příznaku vliv nejenom na délku *tibie* jejím celkovým zkrácením (Oeffinger et al., 2010), ale i na její tvar a funkci, a to celkovou torzní deformací, která navíc ovlivňuje i funkci svalů bérce (Stefko et al., 1998). Bylo prokázáno, že tato torzní deformace v *tibii* snižuje kapacitu svalů při chůzi, typické pro jedince postižené dětskou mozkovou obrnou, extendovat kyčel a koleno, přičemž u *m. soleus* je tato kapacita snížena o přibližně 10 % (Hicks et al., 2007).

Tato zjištění vzhledem k výzkumu provedenému v této práci poukazují na fakt, že přikrčená chůze specifická pro jedince s dětskou mozkovou obrnou je příliš odlišná fyziologické formě přikrčené chůze u zdravých probandů, kteří byli subjektem našeho zkoumání. Námi získaná data tedy nejsou dobrým analogem k analýze dat přikrčené chůze specifické pro dětskou mozkovou obrnu a v tomto odvětví biomechanického výzkumu bude třeba provést studie přímo se vzorkem postižených jedinců pro zajištění přesnějších výsledků odpovídajících všem patologiím, které se kvůli tomuto onemocnění v rámci života manifestují.

5.4 Evoluční a subsistenční kontext přikrčené chůze

Ohledně srovnávání evolučního kontextu člověka a přikrčené chůze je zřejmé, že tato souvislost je spíše nepodložená. Experimentálními simulacemi s modelem *Australopithecus afarensis* bylo prokázáno, že pokud by se homininé pohybovali spíše přikrčenou chůzí, byla by tato chůze o 38 % energeticky náročnější, než při předpokladu, že se pohybovali vzpřímenou chůzí (Sellers et al., 2004). Toto zjištění koresponduje s našimi výsledky o zvýšené svalové síle v bérce při přikrčené chůzi a předpokládaným zvýšením metabolických nároků na pohyb v přikrčení. Při dalším porovnání modelu *Australopithecus afarensis* s modelem *Homo ergaster* (KNM-WT 15000) se ukázalo, že pro ranějšího hominina je poměr výdeje energie vztáhnutý na hmotnost jedince velmi podobný anatomicky modernímu člověku, avšak pokud jde o výdej energie v závislosti na hmotnost a vzdálenost, jež musí překonat, byl by *Australopithecus afarensis* oproti

Homo ergaster v nevýhodě, což napovídá určitému selekčnímu tlaku pro bipední pohyb přes větší vzdálenosti a/nebo s vyšší rychlostí (Wang et al., 2004). Další studie ukazují, že člověk je v rámci chůze schopen při změně preferované frekvence kroku upravit svou lokomoci tak, aby ušetřil co největší množství energie, tudíž určitý trend pro energetickou výhodnost pohybu můžeme sledovat i v anatomicky moderním člověku a také lze tvrdit, že energetický výdej spojený s pohybem není jen jeho výsledkem, ale také zároveň i faktorem, který prováděnou lokomoci stále ovlivňuje (Selinger et al., 2015).

Pokud vztáhneme příkrčenou chůzi na samotné lezení na stromy, homininé používali zcela jinou strategii než šimpanzi (DeSilva, 2009). Zároveň, jak již bylo řečeno, šimpanzi nejsou vhodným analogem pro vývoj člověka a jeho bipedního pohybu (Johnson et al., 2022). Dále je zřejmé, že člověk se dokáže ontogenetickými adaptacemi dolních končetin lépe přizpůsobit lokomoci nutné ke šplhání, podobné primátům žijících na stromech, jako jsou extrémní dorzální flexe, inverze a plantární flexe, například jako u jedinců, kteří lezou na kokosové palmy (George, 2013), což by se teoreticky mohlo týkat i určitých modifikací v holenní kosti, podobných jako u dlouhodobého působení příkrčené chůze. Pro potvrzení těchto spekulací je však třeba dalšího výzkumu.

6 Závěr

Tato práce se zabývala výzkumem zatížení bérce v přikrčené chůzi za pomoci muskuloskeletálního modelování a simulace pohybu. V rámci prováděného výzkumu byly testovány dvě hypotézy.

První hypotézou bylo stanoveno zvýšení svalové síly generované *m. triceps surae* při chůzi v přikrčení. Na základě dat získaných výzkumem této práce byla první hypotéza podpořena, jelikož síla generovaná *m. triceps surae* se signifikantně zvýšila při přikrčené chůzi.

Druhou hypotézou bylo stanoveno zvýšení zátěže vyvíjené na *tibii* při chůzi v přikrčení. Díky simulaci pohybových dat a následným výpočtům byla průměrná zátěž vyvíjená na střed délky *tibie* při přikrčené chůzi stanovena jako přibližně dvojnásobně zvýšená s odhadovaným vyšším laterálním a dorzálním ohybem. Tímto zjištěním byla podpořena i druhá hypotéza.

Největší rozdíl v působení sil a momentů ve středu délky holenní kosti při přikrčené chůzi oproti normální chůzi bylo možno pozorovat v druhé polovině oporové fáze kroku. Docházelo zde ke zvýšení hned v několika zkoumaných silách i momentech.

Zjištění, která tato práce přinesla, byla porovnána s poznatky o chování svalů a kostí při přikrčené chůzi jak ve zdravých jedincích, tak v jedincích postižených dětskou mozkovou obrnou, přičemž bylo zjištěno, že fyziologická přikrčená chůze je kvůli absenci četných patologií svalů i kostí spojených s dětskou mozkovou obrnou nevhodná pro použití jakožto analogie pro lokomoci typickou tomuto postižení.

Dále byla získaná data porovnána s předcházejícími studiemi o zátěži holenní kosti, jmenovitě s výzkumem dopadu z určité výšky a chůzí s břemenem. Námi provedená studie přinesla podobné výsledky jako předcházející výzkum a je tedy možno konstatovat, že odhadovaná zátěž *tibie* při přikrčené chůzi se velice podobá zatížení *tibie* jako při dopadu z výšky nebo při chůzi s břemenem, avšak při přikrčené chůzi tato zátěž působí delší časový úsek a narůstá pomaleji než při dopadu z výšky a působí na jiné části holenní kosti než při chůzi s břemenem.

Na základě studií reakce kostní tkáně na zátěž byla výsledná data této práce promítnuta do holenní kosti a s jejich pomocí bylo odhadnuto, že změny v magnitudě vypočítaných momentů ohybu by mohly při dlouhodobém využívání příkrčené chůze vést k určité adaptační remodelaci kortikální kostní tkáně, která však nejspíše nebude doprovázena velkou mírou *microdamage*, jelikož síly a momenty působící ve středu délky *tibie* nenastávají explozivně, ale postupně. Markantní rozdíl v působení sil a momentů v kosti je zřetelný primárně v druhé polovině oporové fáze kroku. Tento rozdíl se odráží v průměrných hodnotách celkového momentu ohybu kosti a v úhlu, v němž působí. Jeho působení bylo odhadnuto jako dorzální a laterální, tudíž lze konstatovat, že v dorzo-laterální části dochází k největší kompresi. Je tedy možné očekávat, že zde dojde k rozšíření kortikální kostní tkáně kvůli zvýšené zátěži vyvíjené na tuto část kosti, ale zároveň je tato reakce očekávána v antero-mediální části, kde naopak dochází k největšímu tahovému stresu.

7 Reference

- Arnold, A. S., Anderson, F. C., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2005). Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: A framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics*, *38*(11), 2181–2189. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.036>
- Arnold, E. M., Ward, S. R., Lieber, R. L., & Delp, S. L. (2010). A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. *Annals of Biomedical Engineering*, *38*(2), 269–279. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9852-5>
- Bassey, E. J., & Ramsdale, S. J. (1994). Increase in femoral bone density in young women following high-impact exercise. *Osteoporosis International*, *4*(2), 72–75. <https://doi.org/10.1007/BF01623226>
- Biewener, A. A. (1990). Biomechanics of Mammalian Terrestrial Locomotion. *Science*, *250*(4984), 1097–1103. <https://doi.org/10.1126/science.2251499>
- Biewener, A. A., Farley, C. T., Roberts, T. J., & Temaner, M. (2004). Muscle mechanical advantage of human walking and running: Implications for energy cost. *Journal of Applied Physiology*, *97*(6), 2266–2274. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00003.2004>
- Burr, D. B., Milgrom, C., Fyhrie, D., Forwood, M., Nyska, M., Finestone, A., Hoshaw, S., Saiag, E., & Simkin, A. (1996). In vivo measurement of human tibial strains during vigorous activity. *Bone*, *18*(5), 405–410. [https://doi.org/10.1016/8756-3282\(96\)00028-2](https://doi.org/10.1016/8756-3282(96)00028-2)

- Burr, D. B., Robling, A. G., & Turner, C. H. (2002). Effects of biomechanical stress on bones in animals. *Bone*, *30*(5), 781–786. [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(02\)00707-X](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(02)00707-X)
- Capozza, R. F., Feldman, S., Mortarino, P., Reina, P. S., Schiessl, H., Rittweger, J., Ferretti, J. L., & Cointry, G. R. (2010). Structural analysis of the human tibia by tomographic (pQCT) serial scans. *Journal of Anatomy*, *216*(4), 470–481. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2009.01201.x>
- Carey, T. S., & Crompton, R. H. (2005). The metabolic costs of ‘bent-hip, bent-knee’ walking in humans. *Journal of Human Evolution*, *48*(1), 25–44. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2004.10.001>
- Correa, T. A., Schache, A. G., Graham, H. K., Baker, R., Thomason, P., & Pandy, M. G. (2012). Potential of lower-limb muscles to accelerate the body during cerebral palsy gait. *Gait & Posture*, *36*(2), 194–200. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.014>
- Cowin, S. C. (1983). The mechanical and stress adaptive properties of bone. *Annals of Biomedical Engineering*, *11*(3–4), 263–295. <https://doi.org/10.1007/BF02363288>
- Cullen, D. M., Smith, R. T., & Akhter, M. P. (2001). Bone-loading response varies with strain magnitude and cycle number. *Journal of Applied Physiology*, *91*(5), 1971–1976. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.91.5.1971>
- Currey, J. D. (2003). How Well Are Bones Designed to Resist Fracture? *Journal of Bone and Mineral Research*, *18*(4), 591–598. <https://doi.org/10.1359/jbmr.2003.18.4.591>

- Čihák, R., & Grim, M. (2011). *Anatomie 1* (3. vydání, Roč. 2011). Grada Publishing.
- De Morais Filho, M. C., Kawamura, C. M., Kanaji, P. R. C., & Juliano, Y. (2010). The relation of triceps surae surgical lengthening and crouch gait in patients with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, *19*(3), 226–230.
<https://doi.org/10.1097/BPB.0b013e3283387cdb>
- 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 Transactions on Biomedical Engineering*, *54*(11), 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- 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 Transactions on Biomedical Engineering*, *37*(8), 757–767. <https://doi.org/10.1109/10.102791>
- Dembia, C. L., Bianco, N. A., Falisse, A., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2020). OpenSim Moco: Musculoskeletal optimal control. *PLOS Computational Biology*, *16*(12), e1008493.
<https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1008493>
- 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. *Journal of Biomechanics*, *49*(3), 429–435.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.01.003>

- DeSilva, J. M. (2009). Functional morphology of the ankle and the likelihood of climbing in early hominins. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *106*(16), 6567–6572. <https://doi.org/10.1073/pnas.0900270106>
- Duncan, R. L., & Turner, C. H. (1995). Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. *Calcified Tissue International*, *57*(5), 344–358. <https://doi.org/10.1007/BF00302070>
- Ebrahimi, A., Martin, J. A., Schwartz, M. H., Novacheck, T. F., & Thelen, D. G. (2023). American Society of Biomechanics Clinical Biomechanics Award 2021: Redistribution of muscle-tendon work in children with cerebral palsy who walk in crouch. *Clinical Biomechanics*, *102*, 105871. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2023.105871>
- Ebrahimi, A., Schwartz, M. H., Martin, J. A., Novacheck, T. F., & Thelen, D. G. (2022). Atypical triceps surae force and work patterns underlying gait in children with cerebral palsy. *Journal of Orthopaedic Research*, *40*(12), 2763–2770. <https://doi.org/10.1002/jor.25307>
- Forwood, M. R., & Turner, C. H. (1994). The response of rat tibiae to incremental bouts of mechanical loading: A quantum concept for bone formation. *Bone*, *15*(6), 603–609. [https://doi.org/10.1016/8756-3282\(94\)90307-7](https://doi.org/10.1016/8756-3282(94)90307-7)
- Foster, A. D., Raichlen, D. A., & Pontzer, H. (2013). Muscle force production during bent-knee, bent-hip walking in humans. *Journal of Human Evolution*, *65*(3), 294–302. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2013.06.012>

- Fricke, O., Beccard, R., Semler, O., & Schoenau, E. (2010). Analyses of muscular mass and function: The impact on bone mineral density and peak muscle mass. *Pediatric Nephrology*, 25(12), 2393–2400. <https://doi.org/10.1007/s00467-010-1517-y>
- Frost, H. M. (1990). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's Law: The bone modeling problem. *The Anatomical Record*, 226(4), 403–413. <https://doi.org/10.1002/ar.1092260402>
- Fyhrie, D. P., Milgrom, C., Hoshaw, S. J., Simkin, A., Dar, S., Drumb, D., & Burr, D. B. (1998). Effect of Fatiguing Exercise on Longitudinal Bone Strain as Related to Stress Fracture in Humans. *Annals of Biomedical Engineering*, 26(4), 660–665. <https://doi.org/10.1114/1.103>
- Galik, K., Senut, B., Pickford, M., Gommery, D., Treil, J., Kuperavage, A. J., & Eckhardt, R. B. (2004). External and Internal Morphology of the BAR 1002'00 *Orrorin tugenensis* Femur. *Science*, 305(5689), 1450–1453. <https://doi.org/10.1126/science.1098807>
- George, B. M. (2013). Biomechanics of Climbing Coconut Trees and its Implications in Ankle Foot Morphology- A Video Sequence analysis. *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH*. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2013/4397.2959>
- Grasso, R., Zago, M., & Lacquaniti, F. (2000). Interactions Between Posture and Locomotion: Motor Patterns in Humans Walking With Bent Posture Versus Erect Posture. *Journal of Neurophysiology*, 83(1), 288–300. <https://doi.org/10.1152/jn.2000.83.1.288>

- Guess, T. M., & Razu, S. (2018). Musculoskeletal modeling of crouch gait. *2018 3rd Biennial South African Biomedical Engineering Conference (SAIBMEC)*, 1–4.
<https://doi.org/10.1109/SAIBMEC.2018.8363188>
- Hicks, J., Arnold, A., Anderson, F., Schwartz, M., & Delp, S. (2007). The effect of excessive tibial torsion on the capacity of muscles to extend the hip and knee during single-limb stance. *Gait & Posture*, *26*(4), 546–552.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.003>
- Hicks, J. L., Schwartz, M. H., Arnold, A. S., & Delp, S. L. (2008). Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*, *41*(5), 960–967.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.01.002>
- Hora, M., Pontzer, H., DeFrate, L., Charles, H., Sládek, V., & McGinnis, A. (2020). Effect of gait and velocity on in-vivo tibial loading in humans. *American Journal of Physical Anthropology*, *171*, 124–124.
- Hora, M., Struška, M., Matějovská, Z., Kubový, P., & Sládek, V. (2024). Muscle activity during crouched walking. *American Journal of Biological Anthropology*, *183*(1), 79–91. <https://doi.org/10.1002/ajpa.24834>
- Hsieh, Y.-F., & Turner, C. H. (2001). Effects of Loading Frequency on Mechanically Induced Bone Formation. *Journal of Bone and Mineral Research*, *16*(5), 918–924.
<https://doi.org/10.1359/jbmr.2001.16.5.918>

- Hughes, J. M., Dickin, D. C., & Wang, H. (2019). The relationships between multiaxial loading history and tibial strains during load carriage. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(1), 48–53. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.05.026>
- Chakravarty, A. B., Martinez, A. A., & Quenneville, C. E. (2017). The Injury Tolerance of the Tibia Under Off-Axis Impact Loading. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(6), 1534–1542. <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1824-6>
- Chen, N. X., Ryder, K. D., Pavalko, F. M., Turner, C. H., Burr, D. B., Qiu, J., & Duncan, R. L. (2000). Ca²⁺ regulates fluid shear-induced cytoskeletal reorganization and gene expression in osteoblasts. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 278(5), C989–C997. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.2000.278.5.C989>
- Jacobs, C. R., Yellowley, C. E., Davis, B. R., Zhou, Z., Cimbala, J. M., & Donahue, H. J. (1998). Differential effect of steady versus oscillating flow on bone cells. *Journal of Biomechanics*, 31(11), 969–976. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00114-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00114-6)
- Johnson, R. T., O’Neill, M. C., & Umberger, B. R. (2022). The effects of posture on the three-dimensional gait mechanics of human walking in comparison with walking in bipedal chimpanzees. *Journal of Experimental Biology*, 225(5), jeb243272. <https://doi.org/10.1242/jeb.243272>
- Jones, H., Priest, J., Hayes, W., Tichenor, C., & Nagel, D. (1977, březem). Humeral hypertrophy in response to exercise. *The Journal of Bone & Joint Surgery*.
- Kram, R., & Taylor, C. R. (1990). Energetics of running: A new perspective. *Nature*, 346(6281), 265–267. <https://doi.org/10.1038/346265a0>

- Kramer, P. A., & Eck, G. G. (2000). Locomotor energetics and leg length in hominid bipedality. *Journal of Human Evolution*, 38(5), 651–666.
<https://doi.org/10.1006/jhev.1999.0375>
- Lanyon, L. E. (1992). Control of bone architecture by functional load bearing. *Journal of Bone and Mineral Research*, 7(S2), S369–S375.
<https://doi.org/10.1002/jbmr.5650071403>
- Lanyon, L. E., Hampson, W. G. J., Goodship, A. E., & Shah, J. S. (1975). Bone Deformation Recorded in vivo from Strain Gauges Attached to the Human Tibial Shaft. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 46(2), 256–268.
<https://doi.org/10.3109/17453677508989216>
- Lieberman, D. E., Polk, J. D., & Demes, B. (2004). Predicting long bone loading from cross-sectional geometry. *American Journal of Physical Anthropology*, 123(2), 156–171. <https://doi.org/10.1002/ajpa.10316>
- MacLellan, M. J., & Patla, A. E. (2006). Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Experimental Brain Research*, 173(3), 521–530. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0399-5>
- McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, 62(6), 2326–2337.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1987.62.6.2326>

- Milgrom, C., Radeva-Petrova, D. R., Finestone, A., Nyska, M., Mendelson, S., Benjuya, N., Simkin, A., & Burr, D. (2007). The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of Biomechanics*, *40*(4), 845–850.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.03.006>
- Oeffinger, D., Conaway, M., Stevenson, R., Hall, J., Shapiro, R., & Tylkowski, C. (2010). Tibial length growth curves for ambulatory children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *52*(9).
<https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2010.03711.x>
- O’Neill, M. C., Lee, L.-F., Demes, B., Thompson, N. E., Larson, S. G., Stern, J. T., & Umberger, B. R. (2015). Three-dimensional kinematics of the pelvis and hind limbs in chimpanzee (*Pan troglodytes*) and human bipedal walking. *Journal of Human Evolution*, *86*, 32–42. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2015.05.012>
- O’Neill, M. C., Lee, L.-F., Larson, S. G., Demes, B., Stern, J. T., & Umberger, B. R. (2013). A three-dimensional musculoskeletal model of the chimpanzee (*Pan troglodytes*) pelvis and hind limb. *Journal of Experimental Biology*, *216*(19), 3709–3723.
<https://doi.org/10.1242/jeb.079665>
- Pattin, C. A., Caler, W. E., & Carter, D. R. (1996). Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone. *Journal of Biomechanics*, *29*(1), 69–79.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00156-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00156-1)

Paul, I. L., Munro, M. B., Abernethy, P. J., Simon, S. R., Radin, E. L., & Rose, R. M. (1978).

Musculo-skeletal shock absorption: Relative contribution of bone and soft tissues at various frequencies. *Journal of Biomechanics*, 11(5), 237–239.

[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(78\)90049-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(78)90049-0)

Perry, J. (with Burnfield, J. M.). (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function, Second Edition* (2nd ed). SLACK, Incorporated.

Pontzer, H. (2005). A new model predicting locomotor cost from limb length *via* force production. *Journal of Experimental Biology*, 208(8), 1513–1524.

<https://doi.org/10.1242/jeb.01549>

Pontzer, H. (2012). Ecological Energetics in Early *Homo*. *Current Anthropology*, 53(S6), S346–S358. <https://doi.org/10.1086/667402>

Pontzer, H., Raichlen, D. A., & Rodman, P. S. (2014). Bipedal and quadrupedal locomotion in chimpanzees. *Journal of Human Evolution*, 66, 64–82.

<https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2013.10.002>

Pontzer, H., Raichlen, D. A., & Sockol, M. D. (2009). The metabolic cost of walking in humans, chimpanzees, and early hominins. *Journal of Human Evolution*, 56(1),

43–54. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2008.09.001>

Raab-Cullen, D. M., Akhter, M. P., Kimmel, D. B., & Recker, R. R. (2009). Periosteal bone formation stimulated by externally induced bending strains. *Journal of Bone and Mineral Research*, 9(8), 1143–1152. <https://doi.org/10.1002/jbmr.5650090803>

- Ravera, E. P., Crespo, M. J., & Rozumalski, A. (2022). Individual muscle force–energy rate is altered during crouch gait: A neuro-musculoskeletal evaluation. *Journal of Biomechanics*, *139*, 111141. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111141>
- Reilly, G. C., & Currey, J. D. (1999). The development of microcracking and failure in bone depends on the loading mode to which it is adapted. *Journal of Experimental Biology*, *202*(5), 543–552. <https://doi.org/10.1242/jeb.202.5.543>
- Rice, H., Weir, G., Trudeau, M. B., Meardon, S., Derrick, T., & Hamill, J. (2019). Estimating Tibial Stress throughout the Duration of a Treadmill Run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *51*(11), 2257–2264. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002039>
- Rittweger, J., Beller, G., Ehrig, J., Jung, C., Koch, U., Ramolla, J., Schmidt, F., Newitt, D., Majumdar, S., Schiessl, H., & Felsenberg, D. (2000). Bone-muscle strength indices for the human lower leg. *Bone*, *27*(2), 319–326. [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(00\)00327-6](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(00)00327-6)
- Rolf, C., Westblad, P., Ekenman, I., Lundberg, A., Murphy, N., Lamontagne, M., & Halvorsen, K. (2007). An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *7*(3), 144–151. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00131.x>

- Selinger, J. C., O'Connor, S. M., Wong, J. D., & Donelan, J. M. (2015). Humans Can Continuously Optimize Energetic Cost during Walking. *Current Biology*, *25*(18), 2452–2456. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2015.08.016>
- Sellers, W. I., Dennis, L. A., W.-J., W., & Crompton, R. H. (2004). Evaluating alternative gait strategies using evolutionary robotics. *Journal of Anatomy*, *204*(5), 343–351. <https://doi.org/10.1111/j.0021-8782.2004.00294.x>
- Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., Ong, C. F., DeMers, M. S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S. R., Arnold, E. M., Yong, J. R., Lakshmikanth, S. K., Sherman, M. A., Ku, J. P., & Delp, S. L. (2018). OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLOS Computational Biology*, *14*(7), e1006223. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>
- Shefelbine, S. J., Tardieu, C., & Carter, D. R. (2002). Development of the femoral bicondylar angle in hominid bipedalism. *Bone*, *30*(5), 765–770. [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(02\)00700-7](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(02)00700-7)
- Schaffler, M. B., & Burr, D. B. (1984). Primate cortical bone microstructure: Relationship to locomotion. *American Journal of Physical Anthropology*, *65*(2), 191–197. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330650211>
- Sockol, M. D., Raichlen, D. A., & Pontzer, H. (2007). Chimpanzee locomotor energetics and the origin of human bipedalism. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *104*(30), 12265–12269. <https://doi.org/10.1073/pnas.0703267104>

- Spomer, A. M., Yan, R. Z., Schwartz, M. H., & Steele, K. M. (2022). Synergies are minimally affected during emulation of cerebral palsy gait patterns. *Journal of Biomechanics*, *133*, 110953. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.110953>
- Steele, K. M., DeMers, M. S., Schwartz, M. H., & Delp, S. L. (2012). Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait & Posture*, *35*(4), 556–560. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.023>
- Steele, K. M., Seth, A., Hicks, J. L., Schwartz, M. H., & Delp, S. L. (2013). Muscle contributions to vertical and fore-aft accelerations are altered in subjects with crouch gait. *Gait & Posture*, *38*(1), 86–91. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.019>
- Steele, K. M., Seth, A., Hicks, J. L., Schwartz, M. S., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *Journal of Biomechanics*, *43*(11), 2099–2105. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.003>
- Steele, K. M., van der Krogt, M. M., Schwartz, M. H., & Delp, S. L. (2012). How much muscle strength is required to walk in a crouch gait? *Journal of Biomechanics*, *45*(15), 2564–2569. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.07.028.b>
- Stefko, R., de Swart, R., Dodgin, D., Wyatt, M., Kaufman, K., Sutherland, D., & Chambers, H. (1998). Kinematic and kinetic analysis of distal derotational osteotomy of the leg in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *18*, 81–87.

- Taylor, C. E., Henninger, H. B., & Bachus, K. N. (2021). Cortical and medullary morphology of the tibia. *The Anatomical Record*, *304*(3), 507–517.
<https://doi.org/10.1002/ar.24479>
- Thorpe, S. K. S., Holder, R. L., & Crompton, R. H. (2007). Origin of Human Bipedalism As an Adaptation for Locomotion on Flexible Branches. *Science*, *316*(5829), 1328–1331. <https://doi.org/10.1126/science.1140799>
- Van Rietbergen, B., Huiskes, R., Eckstein, F., & R egsegger, P. (2003). Trabecular Bone Tissue Strains in the Healthy and Osteoporotic Human Femur. *Journal of Bone and Mineral Research*, *18*(10), 1781–1788.
<https://doi.org/10.1359/jbmr.2003.18.10.1781>
- Venkataraman, V. V., Kraft, T. S., & Dominy, N. J. (2013). Tree climbing and human evolution. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *110*(4), 1237–1242.
<https://doi.org/10.1073/pnas.1208717110>
- Wang, H., & Dueball, S. (2017). The Effect of Drop-Landing Height on Tibia Bone Strain. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, *10*(01), 10–20.
<https://doi.org/10.4236/jbise.2017.101002>
- Wang, H., Kia, M., & Dickin, D. C. (2019). Influences of load carriage and physical activity history on tibia bone strain. *Journal of Sport and Health Science*, *8*(5), 478–485.
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.08.012>

- Wang, W., Crompton, R. H., Carey, T. S., Günther, M. M., Li, Y., Savage, R., & Sellers, W. I. (2004). Comparison of inverse-dynamics musculo-skeletal models of AL 288-1 Australopithecus afarensis and KNM-WT 15000 Homo ergaster to modern humans, with implications for the evolution of bipedalism. *Journal of Human Evolution*, 47(6), 453–478. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2004.08.007>
- Wang, X., & Niebur, G. L. (2006). Microdamage propagation in trabecular bone due to changes in loading mode. *Journal of Biomechanics*, 39(5), 781–790. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.007>
- Ward, C. V. (2002). Interpreting the posture and locomotion of Australopithecus afarensis: Where do we stand? *American Journal of Physical Anthropology*, 119(S35), 185–215. <https://doi.org/10.1002/ajpa.10185>
- Wehner, T., Claes, L., & Simon, U. (2009). Internal loads in the human tibia during gait. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 299–302. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.007>
- Weinbaum, S., Cowin, S. C., & Zeng, Y. (1994). A model for the excitation of osteocytes by mechanical loading-induced bone fluid shear stresses. *Journal of Biomechanics*, 27(3), 339–360. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90010-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90010-8)
- Xu, C., Silder, A., Zhang, J., Hughes, J., Unnikrishnan, G., Reifman, J., & Rakesh, V. (2016). An Integrated Musculoskeletal-Finite-Element Model to Evaluate Effects of Load Carriage on the Tibia During Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(10), 101001. <https://doi.org/10.1115/1.4034216>

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(4), e94525.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0094525>