

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 782

ISSN 1213-4198

thesis
?
IS

Ing. Petr Vosynek

**Analýza odezvových veličin
kostní tkáně
při mechanickém zatěžování**

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

Ing. Petr Vosynek

**ANALÝZA ODEZVOVÝCH VELIČIN KOSTNÍ TKÁNĚ
PŘI MECHANICKÉM ZATĚŽOVÁNÍ**

ANALYSIS OF RESPONSE VARIABLES OF BONE TISSUE
UNDER MECHANICKAL LOADING

Zkrácená verze Ph.D. Thesis

Obor: Inženýrská mechanika
Školitel: Ing. Tomáš Návrát, Ph.D.
Oponenti: prof. Ing. Přemysl Janíček, DrSc.
doc. RNDr. Matej Daniel, Ph.D.
Datum obhajoby: 4. června 2015

Klíčová slova:

Výpočtové modelování, experimentální modelování, vlastnosti dlouhých kostí, osteoporóza, odezvové chování.

Keywords:

Computational modeling, experimental modeling, long bone properties, osteoporosis, response behavior.

Místo uložení práce:

Vysoké učení technické v Brně
Fakulta strojního inženýrství
Technická 2896/2
616 69 Brno

© Petr Vosynek, 2015

ISBN 978-80-214-5221-3

ISSN 1213-4198

Obsah

1. ÚVOD	5
1.1. Problémová situace	5
1.2. Formulace problému a cílů práce	6
2. SOUSTAVA, NA NÍŽ JE PROBLÉM ŘEŠEN - KOSTI.....	6
2.1. Struktura dlouhých kostí	7
2.2. Složky kostní tkáně	7
2.2.1. <i>Kolagen</i>	7
2.2.2. <i>Minerál</i>	8
2.3. Obnova.....	8
2.4. Osteoporóza	9
3. ANALYZOVANÉ VELIČINY	10
3.1. Napětí.....	11
3.2. Modul pružnosti	11
3.3. Hustota	11
3.4. Vlastní frekvence a poměrný útlum	11
3.5. Hustota minerálů, obsah minerálů	14
3.6. Nárazová práce.....	14
4. VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ - KYČELNÍ ENDOPROTETIKA	14
4.1. Kostní cement	15
4.2. Povrchová náhrada	15
4.3. Model materiálu na základě dat z počítačové tomografie.....	15
5. EXPERIMENTÁLNÍ MODELOVÁNÍ - ÚBYTEK KOSTNÍ TKÁNĚ	16
5.1. Vzorky.....	16
5.1.1. <i>Výběr</i>	16
5.1.2. <i>Příprava</i>	17
5.1.3. <i>Označení variant a souborů vzorků</i>	17
5.1.4. <i>Skladování</i>	18
5.2. Statistické vyhodnocení dat	18
5.3. První soubor experimentů	18
5.4. Druhý soubor experimentů.....	19
5.4.1. <i>Průběh měření a příprav</i>	19
5.4.2. <i>Prezentace a analýza výsledků</i>	21
5.5. Třetí soubor experimentů	22
5.5.1. <i>Průběh měření a příprav</i>	22
5.5.2. <i>Prezentace a analýza výsledků</i>	23
6. ZÁVĚR.....	25
7. BIBLIOGRAFIE	26

1. ÚVOD

Kostní tkáň je pozoruhodnou částí živých organismů. Z makro pohledu tvoří různě tvarované kosti s propracovanou vnitřní strukturou trámečků a lamel tak, že se snaží optimálně přenášet zatížení v organismu. Zdá se, že kosti jsou „dimenzovány“ na přenos převážně tlakových zatížení s menší měrou ohybu [8]. Nasvědčují tomu mechanismy nahrazení ohybu tlakem a rozmístění hmoty dále od neutrální osy. Z mikro pohledu je kostní tkáň složena ze tří částí, které zajišťují potřebné mechanické vlastnosti i metabolické pochody potřebné pro organismus. Kostní tkáň není jen neživou pevnou oporou organismu. Díky své senzorké schopnosti, jež nebyla dosud plně objasněna, může upravovat organismus skladbu kostí co do obsahu minerálů, tak i z hlediska geometrie. Tím je řešena odezva na: zvýšenou fyzickou aktivitu vyztužením kostí, cyklickou deformaci a tvorbou mikrotrhlin odebráním a znovuvytvořením části kostní tkáně, zlomeninu vyztužením (svalkem) a dále postupnou úpravou tvaru kosti v případě různých pozic srůstajících částí. Obnovou kostní tkáně je taktéž řešen metabolismus minerálů a mechanické vlastnosti. Doposud nebyl prokázán stav nasycení kostní tkáně minerálem [9], je proto nesporně důležité aby kostní tkáň byla odbourávána a znovu vytvářena. Intenzita mineralizace v nové kostní tkáni je největší na počátku, během 3 až 5 týdnů. Pak se intenzita zmenšuje, ale pokračuje. Tento jev zapříčiňuje větší objemový podíl minerálu a tím i křehnutí daného objemu materiálu.

Pro jakýkoliv problém související s léčbou organismu jsou zapotřebí určité ukazatele (veličiny), které se posuzují kvantitativně nebo kvalitativně a porovnávají s běžnou hodnotou nebo normálním stavem. Příkladem může být měření teploty, kdy považujeme normální hodnotu $t = 37\text{ }^{\circ}\text{C}$. Nad touto hodnotou je teplota posuzována jako zvýšená nebo až jako horečka. Takovýchto běžných porovnání je v lékařské praxi mnoho a vždy se pohybujeme v nějakém intervalu hodnot, kde krajní poukazují na možný projev onemocnění (teplota, krevní tlak, množství posuzované látky v krvi nebo moči, rentgenový snímek). Samotnou léčbu pak většinou předchází několik postupných vyšetření, které příčinu nemoci odhalí. Takže v ideálním případě vždy léčíme příčinu nemoci, ne její projev. Obdobný postup je vytvořen pro technická díla z oblastí strojního inženýrství, stavebního inženýrství a podobně.

Obecně lze řešení problémů rozdělit, dle systémového přístupu [10], na přímé a nepřímé. Přímé řešení je známo pod slovním spojením *pokus-omyl*. Naopak nepřímé řešení využívá takzvané *modelování*. Předkládaná dizertační práce se souhrnně zabývá řešením vybraných biomechanických problémů právě pomocí modelování, kde biomechanika je mezioborová disciplína aplikující inženýrské postupy v „bio“ oborech. Modelování se dále rozděluje na výpočtové a experimentální, podle toho, zda převládají při řešení výpočty (analytické, numerické) nebo experiment (měření projevů vzorků nebo celých sestav po aktivaci, například statické zatížení).

1.1. PROBLÉMOVÁ SITUACE

Odezvu kostní tkáně na mechanické zatížení lze popsat projevoými a důsledkovými veličinami (deformace, mechanické napětí) v závislosti na strukturálně-vlastnostních veličinách (hmotnost, modul pružnosti, hustota minerálů v oblasti kosti) [10]. Některé veličiny mohou být určeny experimentálním modelováním a některé výpočtovým modelováním (mechanické napětí uvnitř kosti). Tyto veličiny popisují stav řešeného objektu a můžeme je využít pro predikci okamžitého nebo kumulativního mezního stavu. Fundamentálním problémem v biomechanice a lékařské praxi

je predikce vzniku zlomeniny kosti. Ať již z hlediska spolehlivosti implantátů, tak z hlediska náhlé zlomeniny krčku stehenní kosti vlivem úbytku kostní tkáně.

Spolehlivost implantátů je možné částečně posoudit výpočtovým modelováním, kde odezvové veličiny mohou poukazovat na zvýšené riziko vzniku zlomeniny (např. koncentrace napětí). Zásadní činností je pak tvorba výpočtového modelu. Jeho dílčími částmi jsou model geometrie, model materiálu a model okrajových podmínek. Se zaměřením na model materiálu mohou být vstupní charakteristiky zadány deterministicky nebo stochasticky. V návaznosti na řešený problém (vliv implantace povrchové náhrady [1]) není jasné, zda budou výsledné hodnoty napětí statisticky významně rozdílné mezi fyziologickou variantou kyčelního kloubu a variantou s aplikovanou povrchovou náhradou při uvážení variability vstupních hodnot modulů pružnosti kostní tkáně (stochasticky zadané materiálové charakteristiky). Další důležitá část je rozhraní kostní tkáně a implantátu, které tvoří kostní cement. Jelikož se jedná o součást, která přenáší zatížení mezi implantátem a kostí, jsou jeho materiálové charakteristiky důležité pro spolehlivost implantátu. Charakteristiky modelu materiálu kosti je taktéž možné získávat z dat počítačové tomografie (CT), přepočtem stupně šedi jednotlivých pixelů na modul pružnosti. Není ovšem jednoznačné, jaké korelační vztahy pro vyhodnocení charakteristik použít.

Predikce vzniku zlomeniny kosti je taktéž obecněji spojována s úbytkem kostní hmoty, osteoporózou. Diagnostika osteoporózy vychází z měření hustoty minerálů a není spolehlivým ukazatelem rizika zlomenin [11]. Většina zlomenin je pozorována u skupiny pacientů s diagnostikovanou osteopenií než u pacientů s diagnostikovanou osteoporózou [27]. Důvodem je neschopnost používaných metod rozpoznat úbytek dvou dominantních složek kostní tkáně, čímž je minerál a kolagen. Při nedostatečné obnově kostní tkáně může docházet k jejímu zkřehnutí [11] [56]. Zlomeniny, jako důsledek úbytku kostní tkáně, jsou komplikací zejména pro starší pacienty, kteří jsou díky ní imobilizováni a jsou náchylnější k zápalu plic, ochabnutí kosterně-svalové soustavy a tím dále dochází k prohloubení osteoporózy a snížení celkové vitality organismu.

1.2. FORMULACE PROBLÉMU A CÍLŮ PRÁCE

Výpočtové a experimentální určování odezvoových veličin (projevových a důsledkových) kostní tkáně a jejich analýza z hlediska citlivosti na množství dominantních složek kostní tkáně.

2. SOUSTAVA, NA NÍŽ JE PROBLÉM ŘEŠEN - KOSTI

V přírodě můžeme pozorovat u organismů v zásadě dva typy opory. Jsou jimi exoskelety a endoskelety. Exoskelety mají charakter vnějšího krunýře na rozdíl od endoskeletů, které tvoří vnitřní kostru. Opěrná soustava, ať už vnitřní nebo vnější, má zásadní roli pro organismus. Je zajímavé si uvědomit, že bez ní by organismus byla pouze „hromada“ měkkých tkání [12]. Na vyztužení organismu se taktéž určitou měrou podílí svalová tkáň. To, že člověk může být v určité statické poloze, zajišťují právě svaly [8]. Kromě svalů primárně určených pro pohyb jsou i svaly, které zajišťují polohu jednotlivých částí těla. Svaly taktéž mění dynamické chování člověka, například zvýšením tuhosti svalové kosterní soustavy při nárůstu rychlosti chůze nebo nárůstu zatížení [28].

Kosterní soustava je u člověka složena z 206 kostí [13]. Ty mají různou geometrii v závislosti na různé funkci v těle, zatížení a podobně. Předměty zájmu jsou stehenní kost (femur) a holenní kost (tibia). Což jsou dlouhé kosti dolní končetiny a jedny z nejvíce zatížených kostí.

V následujících odstavcích je popsána kost a kostní tkáň z těch hledisek, které jsou využity v analýzách.

2.1. STRUKTURA DLOUHÝCH KOSTÍ

Vnější obálku dlouhých kostí, vyjma chrupavčitých částí, tvoří kompaktní kost. Ta je nejvíce zastoupena v diafýze. Směrem k oběma epifýzám přibývá trámčité kosti a ubývá kompaktní. Meziprostory jsou vyplněny kostní dřeví a tukem. Aktivní kostní dřeví je červená. Neaktivní, infiltrovaná tukovými buňkami, je žlutá [9]. V dospělosti v kostech převládá žlutá dřeví. Význam žluté dřeví v kostech není úplně objasněn. Jednou z možností může být dodatečná zásobárna energie [8]. Dalším významem společně s červenou dřeví může být určitá spojitost s distribucí zatížení uvnitř kosti [8].

U kompaktní kosti je možné dále rozlišit osteony, které se skládají z lamel. Trámčité kosti a lamely se dále skládají z kostní tkáně. Lamely osteonů mají „mezikruhovou“ geometrii. Osteony hrají důležitou roli při obnově kostí. Pokud jsou aktivní, živé, jsou nazvány jako primární. Pokud jsou osteony po obnově kostní tkáně narušeny a tvoří intersticiální hmotu, nazývají se sekundárními. Uprostřed primárních osteonů je Haversův kanálek, který obsahuje vlasečnice cév a tepen a umožňuje tím látkovou výměnu v kostní tkáni. Zásobí živinami kostní buňky osteocyty a dále se podílí na metabolismu minerálů a obnově kostní tkáně. [9]

2.2. SLOŽKY KOSTNÍ TKÁNĚ

Kostní tkáň není ustáleným pojmem [8]. Je možné se setkat s různou úvahou, a proto je nutné vždy v příslušném textu dohledat, co se kostní tkání neboli kostní matrix myslí. Například z pohledu kompozitních materiálů je matrix brána pouze ta část, která obsahuje kolagen (tzv. osteoid). V této práci je kostní tkání myšlena soustava tří složek: minerál, kolagen typu I a voda.

Hmotnostní a objemový podíl jednotlivých složek není jednoznačný a může se velmi lišit s ohledem na živočišný druh, výběr kosti, oblast kosti, z které je odebrán vzorek, dále se může lišit s ohledem na pohlaví, věk a typ kosti (kompaktní, trámčité). Z hlediska objemového, uvádí [14] hrubý odhad každé složky na $\frac{1}{3}$. Z hlediska hmotnosti u lidských vzorků prezentuje [14] práce Pellagrino, Blitz a Vejlens: 7,3 % vody, 21,2 % kolagenu a 67,2 % minerálu. [13] uvádí následující procenta hmotnosti kostní tkáně: minerál 70 %, kolagen a proteiny 20 %, zbytek činí 10 % vody. [15] uvádí složení ve vysušeném stavu: hmotnostní podíl minerálu činí $\frac{2}{3}$ objemový podíl minerálu činí $\frac{1}{2}$; hmotnostní podíl kolagenu činí $\frac{1}{3}$ a objemový podíl kolagenu činí $\frac{1}{2}$. Dále uvádí, že voda v kostní tkáni je zastoupena 6 % hmotnosti a 11 % objemu.

2.2.1. Kolagen

Kolagen typu I je nejvíce se vyskytujícím proteinem u savců. Tvoří základní stavební kámen pro tkáň a zajišťuje jim potřebné mechanické vlastnosti. Může jít o flexibilitu a tažnost u kůže a dalších měkkých tkáních, ale i značnou tuhost a pevnost v kombinaci s minerálem u kostí, úponů a zubů. Celkem se u člověka rozlišuje 28 proteinů zvaných kolagen a ty se dělí do různých skupin [16]. V kostní tkáni je z hlediska různých typů kolagenu 90 % kolagenu typu I [17]. Kolagen je vytvářen buňkou zvanou osteoblast a je budován (kladen) v určitém směru. Skládá se ze tří řetězců polypeptidů. Z nichž jsou dva stejné a označují se $\alpha 1(I)$. Třetí je odlišný a označuje se $\alpha 2(I)$. Dohromady pak tvoří soustavu trojitě spirály („triple helix assembly“) a značí se $[\alpha 1(I)]_2\alpha 2(I)$. Délka jednoho vlákna je přibližně 300 nm o „průměru“ 1,5 nm. Vlákna se překrývají se

vzdáleností 67 nm a vytvářejí tím charakteristickou proužkovanou strukturu. Vlákna taktéž mají mezi sebou mezery přibližně 40 nm veliké. Je odhadováno, že slouží k distribuci minerálů a tím k podpoře mineralizace. Hustota kolagenu je v [29] uvedena následovně $\rho_{kol.} = 1,350 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$. V dalším zdroji [8], je hustota uváděna dle podílu minerálu (MVF – mineral volume fraction), přičemž při MVF = 0 se materiál skládá pouze z kolagenu a vody a hustota je pak $\rho_{kol.} = 1,000 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$.

2.2.2. Minerál

Hydroxyapatit (taktéž někdy zkráceně apatit) neboli minerál je složka kostní tkáně, která jí dodává tuhost a pevnost. Obvykle je jeho složení zapsáno ve tvaru $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})$. Velikost krystalu se ukazuje být, dle elektronové mikroskopie a rentgenových zobrazovacích metod, překvapivě malá porovnáním s ostatními biologicky tvořenými krystaly [12]. Velikost krystalu je $50 \times 25 \times 1,5 \sim 4,0 \text{ nm}$. Uspořádání směru minerálu je u kostí savců stejné jako uspořádání kolagenu.

Hustota minerálu je ve zdroji [29] $\rho_{ap.} = 3,150 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$. Ve zdroji [8], je hustota uváděna dle podílu minerálu (MVF – mineral volume fraction), přičemž se při MVF = 1 materiál skládá pouze z minerálu, hustota je pak $\rho_{ap.} = 2,700 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$.

2.3. OBNOVA

Obnova nebo také remodelace znamená stálé odbourávání a budování kostní tkáně. V procesu obnovy jsou hlavně zapojeny tři buňky:

- **Osteoklast:** buňka odbourávající kostní tkáň. Svým okrajem přilne k povrchu kosti a vylučováním kyseliny (TRAP – Tartrate-resistant acid phosphatase) ji rozrušuje. Pozůstatky činnosti jsou opět recyklovány v krevním oběhu a případně použity v jiné části organismu. Například pro správnou funkci svalů, kde je také zapotřebí minerálů. Kostní tkáň může být brána i jako zásobárna minerálů.
- **Osteoblast:** buňka, která vytváří kostní tkáň tím, že produkuje kolagen typu I. Vytvořené vlákno kolagenu má spirálovitý tvar a skládá se ze tří řetězců aminokyselin. S dalšími vlákny se překrývá přibližně o $\frac{1}{4}$ vlastní délky a je mezi nimi vytvořena kovalentní vazba. V tuto chvíli je nová kostní tkáň připravena na přijímání minerálů vápníku Ca^{2+} a fosforu PO_4^{3-} .
- **Osteocyt:** původem osteoblast, který zůstal uvězněn v nové tkáni při její výstavbě. Postupně, ještě před mineralizací, buňka upravuje svůj tvar cytoskeletu tak, aby se spojila s co nejvíce okolními osteocyty. Spojení s ostatními buňkami je důležité pro přenos informací, mechano-senzorickou činnost a pro výživu kostní tkáně.

Odbourávání a budování kostní tkáně probíhá neustále. Nejvíce je spojována s opravou kostní tkáně, kde je zvýšený výskyt trhlin díky cyklické deformaci (únavě materiálu). Důležitou roli hraje mechano-senzorická aktivita osteocytů, které vysílají signály k povrchu kosti, na základě kterých je taktéž obnova řízena. Komplexní řízení obnovy pravděpodobně nesouvisí pouze s osteocyty a není zatím plně objasněno. Průběh je možné popsat přerušením výčnělků osteocytů, které díky tomu podstoupí apoptózu (řízenou smrt buňky) [56]. Stromální buňky na povrchu kosti přestanou být zásobeny sklerostinem, který je produkován osteocyty a který inhibuje tvorbu osteoklastů. Tím se spustí proces obnovy. Liniové buňky – staré osteoblasty, jež pokrývají povrch kosti, se odklopí tak, aby byly v kontaktu s drobnými cévami. Ve vytvořené dutině se z krevního řečiště objevují preosteoklasty a preosteoblasty (pre- předpona znamená předchůdce). Osteoblasty začínají

dospívat, případně se vytvářet z liniových buněk, kmenových buněk a ze stromálních buněk. Osteoblasty v podstatě dále přispívají k řízení obnovy, protože vylučují RANK-L, který podporuje tvorbu osteoklastů. Osteoblasty umí také snižovat tvorbu a životaschopnost osteoklastů vylučováním OPG (osteoprotegerin). OPG se váže na RANK-L a tím ho inhibuje („zneškodní“). Až osteoklasty odbourají porušenou tkáň, osteoblasty ji ve vrstvách postupně doplní kolagenními vlákny. Některé osteoblasty zůstanou mezi vrstvami uvězněny a stanou se z nich kostní buňky osteocyty. Po skončení obnovy se původní výduť liniových buněk opět vrátí zpět a přilne k povrchu kosti. Nově vzniklá tkáň pak postupně mineralizuje. Výše uvedený text popisuje obnovu v základní jednotce (BMU – basic multicellur unit). Těchto jednotek je asi 2 miliony a v každém okamžiku je obnovováno asi 5 % kosti. Proces obnovy probíhá na povrchu trámčů s rychlostí asi 20 % za rok. V kompaktní kosti probíhá rychlostí asi 4 % za rok [9]. Je to způsobeno tím, že trámčitá kost má několikanásobně větší povrch. Obnova kortikální kosti probíhá nejen na povrchu, ale i „tunelováním“ osteoklastů uvnitř kosti – což je také časově náročnější.

Vedle odbourávání trhlin je také podstatné hledisko obnovy řízení struktury a objemu kostní tkáně. Dle Frosta a Wolfa [8] lze vyslovit hypotézu o dvou hraničních stavech obnovy v závislosti na poměrné deformaci (přetvoření). Při zvýšené hodnotě přetvoření dochází k podpoře budování kostní tkáně a tím k navýšení objemu. Pokud naopak přetvoření klesne pod určitou hodnotu, převládá odbourávání a objem kostní tkáně se snižuje. Tento mechanismus je pozorován v několika situacích [8] [18] [15]:

- Růst, kdy je potřeba relativně rychle měnit geometrii kosti. Ukázkou poruchy obnovy u nedostatečného odbourávání je onemocnění zvané osteopetrosa (osteo – kost, petrosus – kamenný, skalnatý) znázorněné na.
- Oprava zlomenin kostí. Vždy nastane určitá apozice srůstajících částí kosti a tím se změní přenos zatížení. Určitá část kosti je přetížena a určitá je zatížena méně.
- Změna vnějšího zatížení. Snižováním nebo zvyšováním fyzické aktivity je upravován objem kostní tkáně. Pozorován úbytek kostní tkáně u dlouhodobě fyzicky neaktivních lidí (nutný dlouhodobý pobyt na lůžku v důsledku nějaké nemoci, pobyt ve vesmíru, fyzicky neaktivní životní styl).

Vzhledem k neustále probíhající obnově je kostní tkáň brána i jako zásobárna minerálu, který je nutný pro funkci organismu (například využití vápníku při svalové činnosti). Lidský organismus dovede ovšem velmi dobře hospodařit, 98 % až 99 % resorbovaného vápníku je filtrováno v ledvinách a tím získáváno zpětně do krevního oběhu [9].

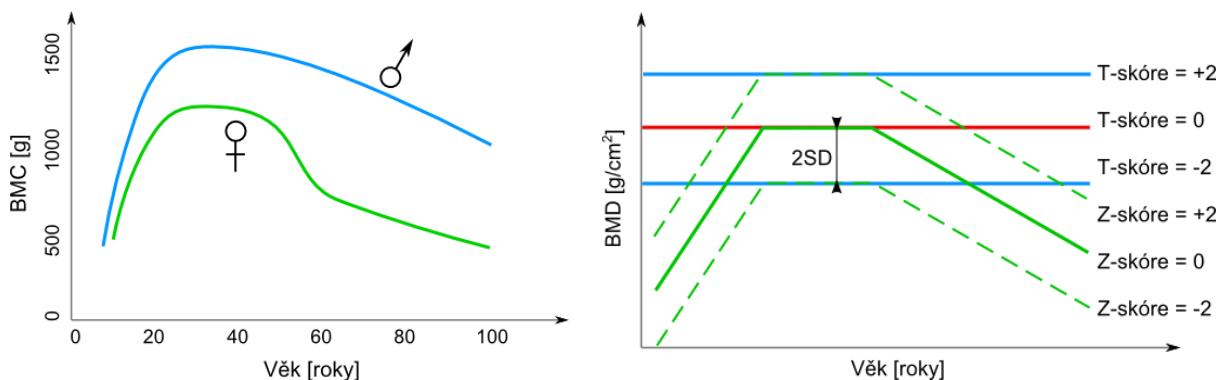
2.4. OSTEOPORÓZA

Kostra od věku 30-40 let začíná ztrácet na svém objemu. Je to způsobeno stárnutím. Při obnově pomalu převládá aktivita osteoklastů nad aktivitou osteoblastů a tím ubývá kostní tkáň v kostech. U mužů je přirozený úbytek přibližně 3 % za desetiletí, u žen 8 % [19]. Vyšší úbytek u žen je způsoben kvůli hormonálním změnám (Graf 1). Takovýto úbytek je přirozený a je nazýván osteopenia (osteo – kostní, penia – nedostatek). Pokud je ovšem indikován vyšší úbytek, osteopenia přechází v onemocnění zvané osteoporóza (porosis – řídnutí, tvorba dutin). Osteoporóza taktéž může být druhotným efektem rakoviny, kdy u některých typů je zvláště podporována aktivita osteoklastů. Úbytek kostní tkáně je v drtivé většině posuzován pomocí densitometrie veličinou BMD [$g \cdot cm^{-2}$] (viz kapitola 3.5), vyjádřenou v rámci daného statistického souboru dat v takzvaném „z-skóre“ nebo „t-skóre“ [20] [21]. U z-skóre je naměřená pacientova

hodnota *BMD* porovnávána s veličinami průměru souboru (očekávané *BMD*) a směrodatné odchylky (SD) souboru populace stejného věku, pohlaví, rasy, snímané oblasti a stejného postupu získání *BMD*. Veličina z-skóre potom udává počet směrodatných odchylek od tohoto průměru. Na druhé straně při výpočtu t-skóre je využito statistického souboru, kde je veličina *BMD* srovnávána pouze s jednou hodnotou průměru referenční skupiny (pohlaví, rasy, snímané oblasti a stejného postupu získání *BMD*) a její směrodatnou odchylkou. Na rozdíl od z-skóre se tedy nepřihlíží k věku pacienta (Graf 1). Hranice indikace osteopenie je u obou skóre 0 až -2,5. Nižší skóre pod hodnotu -2,5 značí osteoporózu.

Po věku 45 let trpí osteoporózou 18 % mužů a 29 % žen [19]. Největším dopadem osteoporózy je určitá spojitost s rizikem zlomeniny. Celosvětový odhad počtu žen majících osteoporózu je až 200 miliónů. Ve věku 50 let je u bělošských žen riziko zlomeniny téměř 40 %. Z lidí, kteří se dožijí 80 let, prodělá zlomeninu krčku jedna ze tří žen a jeden z pěti mužů [22].

Úbytek nejvíce postihuje trámčitou kost, jelikož na ní je obnova snazší a tím častější. Trámečky jsou nejen čím dál tenčí, ale ztrácejí i vzájemné spojení. Dochází tím k problémům v oblastech, v nichž je trámčitá kost nejvíce zastoupena: čelist, obratle, zakončení dlouhých kostí (zhoršený přenos zatížení, náchylnost ke zlomeninám). Vztah mezi hodnotami skóre (potažmo veličinou *BMD*) a rizikem zlomeniny je zpracován pod záštitou mezinárodní organizace WHO formou programu FRAX [57]. *BMD* zde nevystupuje osamoceně, FRAX vyžaduje následující data: věk, datum narození, pohlaví, hmotnost, výška, výskyt zlomeniny, výskyt zlomeniny u rodičů, kuřák/nekuřák, léčiva glukokortikoidy, artritida, sekundární osteoporóza, pití alkoholu. Je zřejmé, že riziko zlomeniny není spojené pouze s veličinou *BMD* [11]. Četnější výskyt zlomenin byl pozorován u pacientů s indikovanou osteopenií na rozdíl od osteoporózy [27].



Graf 1. Vlevo: Snižování minerálu v kostní tkáni v průběhu života; vpravo: hodnocení osteoporózy na základě hustoty minerálů *BMD* [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$], graf se liší pro každou snímanou oblast, proto nejsou uvedeny hodnoty na obou osách; upraveno z [9] a [22]

3. ANALYZOVANÉ VELIČINY

Pojem „odezvové veličiny“ je zvolen pro sledované veličiny v rámci provedených výpočtů a experimentů. Ze systémového pojetí [10] tím slučuje množinu projevovalých veličin a důsledkových veličin, týkajících se mechanického zatěžování (stoj na jedné dolní končetině, rázové buzení, ohyb). V práci jsou taktéž analyzovány veličiny, které nesouvisí výhradně s mechanickým zatížením, ale doplňují informaci o stavu analyzovaného vzorku (strukturně-vlastnostní veličiny).

3.1. NAPĚTÍ

V celé práci je napětím myšleno mechanické napětí σ s jednotkou [MPa = N·mm⁻²]. Elektrické napětí [V] je pak odlišeno plným názvem.

U obecné trojosé napjatosti jsou posuzována hlavní napětí $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ a dále redukovaná napětí σ_{red} dle podmínky HMM. U jednoosé napjatosti je posuzováno normálové napětí σ . Další popis viz například v [10].

3.2. MODUL PRUŽNOSTI

Vyjadřuje úměrnost mezi napětím a deformací a značí se E [MPa]. Pokud je závislost napětí na deformaci v oblasti pružných deformací a je lineární, platí vztah pro jednoosou napjatost $E = \sigma/\varepsilon$, známý jako Hookův zákon. Kde σ [MPa] označuje normálové napětí a ε přetvoření (poměrnou deformaci) [-].

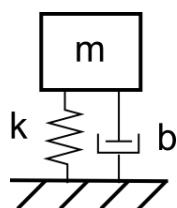
3.3. HUSTOTA

Dle vztahu $\rho = m/V$ [kg·m⁻³] se jedná o měrnou hmotnost. Hustota může být v případě geometricky jednoduchých těles vyhodnocena vážením a spočítáním objemu z rozměrů tělesa. U geometricky složitých těles, kde je obtížné vyjádřit objem, lze využít Archimédova zákona. Vzorek je vážen „na vzduchu“ - m_a a v kapalině - m_b . Pro vypočtení neznámé hustoty vzorku ρ_v [kg·cm⁻³] z (1), je nutné znát hustotu kapaliny ρ_k .

$$\rho_v = \frac{\rho_k \cdot m_a}{m_a - m_b} \quad (1)$$

3.4. VLASTNÍ FREKVENCE A POMĚRNÝ ÚTLUM

Pro objasnění obou veličin lze využít pohybové rovnice volného kmitání hmotného bodu s viskózním tlumením a jedním stupněm volnosti [23]. Zobrazení viz Obr. 1. Jednotlivé členy v (2) odpovídají silám působícím na hmotný bod při pohybu: $F_m = m \cdot \ddot{x}$, $F_b = b \cdot \dot{x}$, $F_k = k \cdot x$.



Obr. 1. Systém s jedním stupněm volnosti

$$m\ddot{x}(t) + b\dot{x}(t) + kx(t) = 0 \quad (2)$$

Ve vztazích figurují veličiny: hmotnost m [kg], viskózní tlumení b [kg·s⁻¹], tuhost k [N·m⁻¹], poloha $x(t)$ [m], rychlost $\dot{x}(t)$ [m·s⁻¹], zrychlení $\ddot{x}(t)$ [m·s⁻²].

Vydělením rovnice (2) hmotností a zavedením veličiny úhlové vlastní frekvence Ω [rad·s⁻¹] a veličiny poměrného útlumu b_p [-], dostáváme následující formu pohybové rovnice:

$$\ddot{x}(t) + 2b_p\Omega\dot{x}(t) + \Omega^2x(t) = 0 \quad (3)$$

Přepočítání mezi úhlovou frekvencí Ω [rad·s⁻¹] a frekvencí f [s⁻¹ = Hz] je $f = \Omega/2\pi$.

Z rovnic je patrná souvislost dynamického chování s hmotností, tuhostí a viskózním tlumením, kde je tuhost znázorněna lineární pružinou a tlumení lineárním tlumičem (Obr. 1). Pro složitější konfigurace analyzované soustavy a neznámé tlumení b lze poměrný útlum odhadnout modální

analýzou z časové oblasti odezvy, frekvenční oblasti odezvy nebo z reálné a imaginární části odezvové funkce $H(\omega)$ pomocí Nyquist grafu. V časové oblasti je potřeba proložit vrcholovými body signálu exponenciálu, kde z jejich koeficientů lze vyhodnotit poměrný útlum (5). Ve frekvenční oblasti se využívá metodika pásma s polovičním výkonem („half power bandwidth“) odvozeným pro graf výkonové spektrální hustoty (PSD), kde poloviční výkon odpovídá 3 dB poklesu. Z poklesu se určí dvě krajní frekvence a společně s vlastní frekvencí lze vypočítat poměrný útlum (4). Na základě stejného principu je vyhodnocen útlum v Nyquist grafu ovšem s odlišnými parametry souvisejícími s Nyquistovým zobrazením.

$$b_p = \frac{\Delta f}{2 \cdot f_n} \quad (4)$$

$$y = C \cdot e^{-b_p \cdot \omega \cdot t} \quad (5)$$

Poměrný útlum b_p [-] souvisí s matematickým řešením rovnice kmitání. Fyzikálním významem poměrného útlumu je zaprvé zahrnutí disipace energie do modelu kmitání (2) a zadruhé poskytnutí analytického řešení modelu kmitání (2) [23].

Tab. 1 až Tab. 3 shrnuje část rešeršní studie, která je zaměřena na vibrační charakteristiky popisující stav kosti, potažmo kostní tkáň. Cílem bylo se seznámit s detaily experimentů (příprava vzorků, fixace snímačů, okrajové podmínky při měření, způsob buzení, měřené veličiny). I když je v tabulce u opakovatelnosti experimentu zvoleno *Ano*, některé detaily ve většině článků i přesto chybí, jako třeba přichycení snímačů kmitů na vzorek, zda je smáčen v chemikálii celý vzorek nebo jen část (pokud je simulována demineralizace). U *částečné* opakovatelnosti je většinou nedostatečný popis okrajových podmínek. U kolonky *sledované veličiny* jsou slovně doplněny ty veličiny, které nejsou jinak v textu vysvětleny vyjma charakteristiky „kvality“ $Q = 1/(2b_p)$. V [23] je Q označen jako faktor dynamického zesílení.

Tab. 1. Rešerše článků zaměřených na experimentální posouzení úbytku kostní tkáň dynamickými veličinami

Studie	Opakovatelnost exp.	Vzorky	Úprava/stav vzorků	Vazby (OP)	Zatížení (buzení)	Sledované veličiny	Posouzení
1970 [30]	Ano	Ulna (M) in vivo	--	Opěrka	Budič kmitů	f	„Kvalita“
1976 [31]	Ano	Femur (Ž) in vitro	Jen diafýza	Kinem. buzení	Budič kmitů	f, E	Elast. vlastnosti
1977 [32]	Částečná	Femur, tibia in vivo, in vitro	--	Nepopsány	Kladívko	zrychlení (a) zpoždění (t)	Vliv měkkých tkání
1981 [33]	Ano	Femur (M) in vitro	--	Pěnová podložka	Kladívko	f	Vibrační char.
1984 [34]	Ano	Femur (lidský, psi) in vitro	5 x 5 x 5 mm	Přípravek	Ultrazvuk	El. konst. [cij]	Elast. vlastnosti
Studie	Opakovatelnost exp.	Vzorky	Úprava/stav vzorků	Vazby (OP)	Zatížení (buzení)	Sledované veličiny	Posouzení
1988 [35]	Částečná	Tibia, ulna in vivo, in vitro	--	Podložka?	Kladívko, budič	f, Fourierovo spektrum	Vibrace v ortopedii
1992 [36]	Ano	Femur (kuřecí)	HCl	Vetknutí	Kladívko, budič	dp, f, BMD	Změna veličin

Tab. 2. Rešerše článků zaměřených na experimentální posouzení úbytku kostní tkáně dynamickými veličinami

1993 [37]	Částečná	Tibia (psí) in vivo, in vitro	Osteotomie	Odkaz na článek	--	Krut max., BMD, tuhost indentace, porozita	Diagnostika svalku
1993 [38]	--	--	--	--	--	Veličiny ultrazvuk, denzitom.	Přehledový článek
1995 [39]	Ano	Femur (kryší) in vitro	Ipriflavone	Kinem. buzení	Budič	np, ρ, dp	Vliv léku
1996 [40]	Ano	Tibia (lidský)	Fixátor	Pěnová podložka	Kladívko	f, vl. tvary	Posouzení srůstu, při zlomenině
1996 [41]	Částečná	Femur (psí), tibia (lidská) in vitro, in vivo	Fyziologické osteopenia	Nepopsány	Ultrazvuk	f, BMD, BMC	Mech. vl. kosti
1996 [42]	Ano	Tibia (opičí) in vivo, in vitro	--	Přípravek	Budič	Parametry modelu	Zahrnutí modelu měkk. tkání
1996 [43]	Ano	Náhradní materiál	Různá geometrie	Přípravek	Ultrazvuk	Čas progagace	Vliv geometrie, kůže
1996 [44]	Ano	Tibia (lidská), in vitro	10 x 10 x 10 mm	--	Ultrazvuk	E1, E2, E3	Elast. vlastnosti
1998 [45]	Ano	Femur (lidský) in vitro	--	Zavěšení	Kladívko	dp, f, vl. tvary	Experiment vs MKP (CT)
1998 [46]	Ano	Femur, tibia (kryší)	Trénink	Vibrační plošina	--	BMD	Vliv vibrací na BMD
1999 [47]	Ano	Femur (kryší)	Trénink, věk, ipriflavone	Vetknutí	Budič	dp, Q, np, ρ, BMD	Sledování integrity
2002 [48]	Ano	Femur (lidský) in vitro	--	Zavěšení	Kladívko	E1, ..., G1, ..., v1 ..., ρ, f	Ortotropní el. char. MKP
2003 [49]	Ano	Femur (ovčí)	Trénink; 10 x 10 x 10 mm	Vibrační plošina	Tah, kvazistat.	E	Vliv tréninku
2004 [50]	Ano	Femur (ovčí)	HCl	Vetknutí	Budič	dp, Q, BMD, Raman spektrum	Sledování integrity
2006 [51]	Ano	Radius (lidský) in vivo	Osteopenie	Podložka	Kladívko	f, BMD	Vibrační analýza
2008 [52]	Částečná	Femur (M, Ž) in vitro	Část diafýzy 6 cm; cykl. zatíženo	Kinem. buzení	Ultrazvuk	f, nelin. par. α	Analýza akumul. poškození
Studie	Opakovatelnost exp.	Vzorky	Úprava/stav vzorků	Vazby (OP)	Zatížení (buzení)	Sledované veličiny	Posouzení

Tab. 3. Rešerše článků zaměřených na experimentální posouzení úbytku kostní tkáně dynamickými veličinami

2009 [53]	Částečná	Femur (kryší) in vitro	Trénink	Vibrační plošina	--	BMD, Fmax, Rm, E, tuhost, en. spotřeb. do porušení	Vliv tréninku
2010 [54]	Ano	Femur (kryší)	Alendronate ovariektom.	Vetknutí	Budič	dp, BMD	Změna kostní tkáně
2011 [55]	Částečná	Femur (Ž) in vitro	--	Nepopsány	Budič kmitů	bp, Q, BMD	„Kvalita“

3.5. HUSTOTA MINERÁLŮ, OBSAH MINERÁLŮ

Obsah minerálu na jednotku plochy nebo objemu (bone mineral density – *BMD*) je veličina získávaná z měřících zařízení, které pracují na principu absorpce (útlumu) vysokoenergetického záření. Pokud je získávána z prostorového snímacího zařízení (například quantitative computed tomography – QCT) vyjadřuje se veličina v jednotkách $[g \cdot cm^{-3}]$. V převážné většině je stanovena ze zařízení zvaném denzitometr. Zde je úbytek záření analyzován pouze v jednom pohledu, proto má *BMD* odlišnou jednotku $[g \cdot cm^{-2}]$. Rozdílnost měření může být zásadní při uvážení ztráty informace o třetím rozměru [20]. Nehledě na tyto rozdíly je taktéž pozorován rozdíl mezi zařízeními různých firem (Holigic, Lunar).

Denzitometry pracují na různém fyzikálním principu [20]. Nejrozšířenějším je duální absorpce vysokoenergetického záření (dual x-ray absorptiometry – DEXA), při kterém se používá záření o dvou energiích (přibližně 50 keV a 100 keV) a tím se kompenzuje vliv měkkých tkání.

Z rentgenového snímku je vypočtena plocha kosti $S [cm^2]$ a dále průměrná hodnota *BMD* $[g \cdot cm^{-2}]$. Obsah minerálu *BMC* [g] je pak spočten dle (6), [20] [21].

$$BMC = BMD \cdot S \quad (6)$$

3.6. NÁRAZOVÁ PRÁCE

Zkouška rázem v ohybu je jednou z nejstarších zkoušek, která kvantifikuje chování materiálu při vysoké rychlosti zatěžování, většinou u vzorků s uměle vytvořeným vrubem. Zkouška probíhá kyvem kladiva, který ve své spodní úvrati přerazí zkoušený vzorek. Následně je vyhodnocena spotřebovaná energie na přeražení vzorku (nárazová práce nebo taktéž lomová energie [24]). Nárazová práce $K [J]$ je přepočítána na vrubovou houževnatost $KC [J \cdot cm^{-2}]$ vztažením na plochu příčného průřezu vzorku $S [cm^2]$. Zkouška a zkušební tělesa jsou normalizovány (ČSN EN 10 045-1 [25]) a tím lze vrubovou houževnatost vzájemně mezi vzorky porovnávat. Vzorky jsou čtvercové tyče s vytvořeným vrubem. Vedle spotřebované práce se taktéž posuzuje vzhled lomové plochy a určuje se % tvárného a křehkého lomu.

4. VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ - KYČELNÍ ENDOPROTETIKA

V návaznosti na [1] byly řešeny navazující problémy zmíněné v kapitole 1.1 na str. 5. Práce byla zaměřena na řešení klinického problému různé implantační osy femorální komponenty povrchové náhrady. Pro řešení bylo zvoleno výpočtové modelování metodou konečných prvků. Jednalo se o srovnávací analýzu fyziologického kyčelního kloubu a kloubu s aplikovanou TEP. Hlavním

tématem bylo zhodnotit ustavení femorální komponenty implantátu v kostní tkáni. Posuzováno bylo přerozdělení zatížení v trámčité kosti vlivem implanace femorální komponenty. Z hlediska mechaniky těles se jednalo vznik koncentrací napětí, které poukazují na větší pravděpodobnost selhání implantátu. Výsledky práce se shodovaly s klinickým pozorováním spolehlivosti implantátu (zlomeniny krčku, uvolnění komponenty) i s doporučeními spojenými se způsobem implanace. Řešení je v krátkosti popsáno v následujících odstavcích.

4.1. KOSTNÍ CEMENT

Analýza spojená s hodnocením mechanických charakteristik kostních cementů byla sepsána do příspěvku [2]. Hlavními výstupy analýzy jsou střední hodnoty a směrodatné odchylky modulů pružnosti dvou kostních cementů (Smartset HV a Palacos R) a posouzení rozdílu naměřených hodnot při normální teplotě a zvýšené teplotě a při zvlhčení.

4.2. POVRCHOVÁ NÁHRADA

Pravděpodobnostní srovnávací analýza trámčité kosti, fyziologické stehenní kosti a kosti s aplikovanou povrchovou náhradou, popisuje rozdíly hlavních napětí [1] a redukovaných napětí s vyhodnocením rozdílnosti vypočtených středních hodnot na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ [3]. Nejzajímavějšími geometrickými body vyhodnocení jsou 3 a 6. V bodě 3 je krček stehenní kosti zatěžován tlakem a v bodě 6 naopak tahem. Vstupní stochasticky zadanou materiálovou charakteristikou je modul pružnosti, který je ve zmíněných oblastech dán střední hodnotou $\bar{E} = 760$ MPa se směrodatnou odchylkou $s = 450$ MPa, což odpovídá variačnímu koeficientu $\hat{c}_v = s/\bar{x} = 0,59$. Variační koeficient výstupních hodnot (redukováno napětí) je přibližně poloviční (Tab. 4).

Tab. 4. Porovnání variability vstupních hodnot s variabilitou výstupních hodnot

Kyčel	Bod vyhodnocení	$\bar{\sigma}_{HMH}$ [MPa]	s [MPa]	\hat{c}_v [-]
Fyziologický	3	0,217	0,058	0,28
	6	0,151	0,049	0,32
S povrchovou náhradou	3	1,286	0,473	0,34
	6	1,401	0,467	0,33

4.3. MODEL MATERIÁLU NA ZÁKLADĚ DAT Z POČÍTAČOVÉ TOMOGRAFIE

Vytvořené výpočtové modely v [1] byly určeny pro srovnávací analýzy. To znamená, že se u posuzovaných veličin (napětí, deformace) hodnotí jejich změna porovnáním s referenčním stavem (fyziologický kyčelní kloub vs. kyčelní kloub s aplikovanou náhradou). Verifikace výpočtového modelu je pak provedena na základě podobných prací na našem pracovišti z hlediska rozložení kontaktního tlaku mezi náhradami, velikostí sil v prutových tělesech reprezentujících svaly, rozložení zatížení uvnitř kosti (tlakové a tahové oblasti) a velikosti stykových sil (reakcí) ve vazbách.

Mírně odlišný způsob srovnávací analýzy je nastavení výpočtového modelu tak, aby vyhovoval experimentu. V příspěvku [5] je zpracována metodika tvorby modelu materiálu stehenní kosti ze snímků počítačové tomografie (CT). Hodnota stupně šedi pixelu odpovídá podle různých přepočtů

[5] modulu pružnosti. Lze tedy vytvořit model materiálu, který bude odlišný ve stanovených geometrických podoblastech.

Porovnávány byly hlavní napětí na povrchu krčku stehenní kosti. Pro jejich zjištění byl navržen a zkonstruován zatěžující přípravek [4]. Napětí bylo při experimentu získáno pomocí odporové tenzometrie a redukováno do jednoosého stavu napjatosti dle podmínky HMM. Rozdíly napětí jsou pak vyjádřeny v % [5].

5. EXPERIMENTÁLNÍ MODELOVÁNÍ - ÚBYTEK KOSTNÍ TKÁNĚ

K řešení problému nespolehlivého hodnocení úbytku kostní tkáně in vivo bylo zvoleno experimentální modelování, jelikož výpočtovým modelováním není možné na globální úrovni (soustava kostí) postihnout změny na mikro-úrovni kostní tkáně (kolagen, minerál) bez znalosti projevů soustavy na zvolenou aktivaci (dynamické zatěžování, statické zatěžování). Z hlediska posouzení elastických vlastností kostí jako celku jsou pak vybrány dynamické veličiny: vlastní frekvence a poměrný útlum. Tyto dynamické veličiny jsou posouzeny s ostatními mechanickými charakteristikami na základě úbytku složek kostní tkáně a pomocí lineárních závislostí (korelace).

Kapitola shrnuje průběh a analýzy jednotlivých experimentů zaměřených na hodnocení úbytku kostní tkáně z hlediska dvou složek – minerálu a kolagenu. Experimenty jsou rozděleny do tří souborů podle časového vývoje:

1. Dominantní zaměření prvních experimentů bylo na odladění měřicího řetězce, odladění okrajových podmínek, přípravy měření a vyhodnocení výstupů z měření. Byly použity stehenní prasečí kosti, sestaven jednoduchý přípravek pro budič a uložení vzorku ke sledování vlivu přitlačné síly budiče a snímače, porovnání fyziologických vzorků s antropologickým vzorkem; zjišťování různých vlivů měřicího řetězce a provedení experimentu (kladívko, budič); test demineralizace a pozorování různého charakteru lomu u tříbodového ohybu.
2. Odlišný výběr vzorků, které byly blíže geometrickým poměrům dlouhých kostí. Opětovné využití rázového kladívka vedle budiče kmitů. Vylepšené testování vlivu okrajových podmínek – návržení a realizace úprav přípravku. Příprava skriptů pro hromadné vyhodnocení výsledků. Odhad modulu pružnosti a meze pevnosti.
3. Nejrozsáhlejší soubor experimentů. Obdobná metodologie jako u 2. bodu. Zahrnut dvojnásobný počet vzorků. Doplnění měření dalších veličin (hustota, nárazová práce). Použití párových testů.

5.1. VZORKY

5.1.1. Výběr

Skladba kostí a kostní tkáně je velice podobná napříč druhy. Výjimky tvoří kosti, které slouží k specifické funkci - například kosti vnitřního ucha, které jsou vysoce mineralizované a tím je jejich podíl kolagenu malý oproti ostatním kostem v organismu [8]. Dalším pohledem je geometrie kostí vhodných pro studium. V první části byly použity prasečí kosti z historických důvodů, kdy bylo zvykem používat prasečí obratle pro testování páteřních fixátorů. V druhé a třetí části jsou dominantní složkou měření dynamické charakteristiky, které jsou snadněji rozpoznatelné a měřitelné na dlouhých kostech. Prasečí stehenní kost byla tedy nahrazena krutí holenní kostí, která je více geometricky podobná lidské holenní kosti. Krutí holenní kost má ovšem odlišný

poměr vnějšího a vnitřního průměru diafýzy (menší tloušťka). Vzorčky jsou ovšem nejsnadněji dostupné v potřebném počtu. Prasečí kosti je možné koupit v řeznictví jako takové, krůtí bylo potřeba koupit jako celá stehna. Nevýhodou byla větší finanční náročnost, ale výhodou pak šetrnější odstranění měkkých tkání a možnost posoudit vliv měkkých tkání na dynamickou odezvu (numericky, pomocí metody konečných prvků).

5.1.2. Příprava

Zakoupené stehenní krůtí nožky byly vykostěny nahrubo nožem a poté pečlivě dočištěny skalpelem. U vybraných vzorků byla měřena hustota měkkých tkání (celého ořezu). Jeden vzorek byl prostorově nasnímán vcelku (s měkkými tkáněmi) a poté byla nasnímána očištěná část (kost). Při prvních experimentech na prasečích kostech docházelo k naleptávání a oddělování částí epifýz, což znehodnotilo měření hustoty. Pro posouzení vymílání složek kompaktní kosti bylo potřeba chemikálie aplikovat pouze na omezenou část vzorků. Nejefektivnějším způsobem izolace epifýz se ukázalo být jejich zabalení do mikroténové fólie stažené ke kosti gumičkami. Úspěšné těsnění bylo patrné ve zbarvení vymílané a izolované části kosti. Pod fólií se ovšem objevoval výron tmavé tekutiny, která pravděpodobně byla důsledkem částečného rozrušení morku uvnitř vzorku. Tekutiny bylo nepatrné množství a nebyla tedy nijak zahrnuta v posouzení.

5.1.3. Označení variant a souborů vzorků

Referenční měření všech vzorků je ve „fyziologickém“ stavu (physiological – **PL**), to znamená po mechanickém očištění od měkkých tkání. Následuje louhování v chemikáliích pro snížení obsahu kolagenu (deproteinizace – **DP**) nebo minerálu (demineralizace – **DM**) ve vzorcích. U třetího souboru je louhování provedeno dvakrát, proto je doplněna do názvu římskou číslicí etapa měření (**I, II, III**). Dále jsou do názvu doplněny podskupiny z důvodu párových statistických testů (**a, aa, b, bb, ab, ba**). Pravidla značení jsou znázorněna v Tab. 5.

Tab. 5. Pravidla značení vzorků znázorněná pro třetí soubor měření

č. vzorku	I. ETAPA	II. ETAPA	III. ETAPA	Označení skupin pro analýzy
1				I PL = + + +
2				I PL a = +
3				I PL aa =
4				I PL ab =
5				I PL b = +
6				I PL ba =
7				I PL bb =
8				II DM = +
9				II DM a =
10				II DM b =
11				III DP =
12				II DP = +
13				II DP a =
14				II DP b =
15				III DM =
16				
17				
18				
19				
20				

5.1.4. Skladování

Metodika uchovávání je převzata převážně z [18] tak, aby nedocházelo k ovlivnění vzorků zejména pro kvazistatické zkoušky v ohybu. Vzorky byly od jejich pořízení zmrazeny na teplotu -20 °C v uzavřených sáčcích tak, aby nedocházelo k vysychání vzorku. Jednotlivé sáčky byly dále dle skupin uloženy do velkého sáčku. Vzorky byly poté dle potřeby rozmrazovány na pokojovou teplotu. Rozmrazení spočívalo ve vložení celé skupiny vzorků do teplé vody, která se obnovovala tak, aby rozmrazení trvalo přibližně 2 hodiny. Zvolený způsob uchovávání byl nutný z hlediska rozsáhlosti měření a počtu vzorků. Vzorky nebyly pořízeny v jeden okamžik, byly postupně doplňovány. Taktéž nebylo možné realizovat měření v krátkém časovém okamžiku díky nutnosti synchronizovat termíny pěti pracovišť.

5.2. STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ DAT

Soubory dat jsou nejprve testovány, zda odpovídají normálnímu rozdělení („Anderson-Darling“ test). Nulová hypotéza testu je H_0 : data sledují normální rozdělení a alternativní hypotéza je H_1 : data nesledují normální rozdělení. Výsledek testu je vyjádřen p-hodnotou značenou v tabulkách **p (AD)**. P-hodnoty jsou v rozmezí $<0, 1>$. Čím větší p-hodnota, tím větší důkaz o připuštění nulové hypotézy. Pro porovnání souborů dat jsou použity párové testy shodnosti střední hodnoty ($H_0: \bar{x}_1 - \bar{x}_2 = 0, H_1: \bar{x}_1 - \bar{x}_2 \neq 0$) parametrické („One sample t-test“ vyjádřený pomocí **p (1T)**, předpoklad normálně rozdělených dat) a neparametrické („Wilcoxon signed rank test“ vyjádřený pomocí **p (W)**, není předpoklad normálně rozdělených dat). U souborů, kde vzorky nejsou párové, jsou provedeny testy shodnosti střední hodnoty pomocí parametrického testu („Two sample t-test“ vyjádřený pomocí **p (2T)**) a neparametrického testu („Mann-Whitney“ vyjádřený pomocí **p (MW)**). [26] [58]

Mezní hodnota, kdy zamítáme nulovou hypotézu a připouštíme alternativní hypotézu, je nazývána hladina významnosti a značí se α . Nejčastěji nabývá hodnot 0,01, 0,05 a 0,1. Porovnáním hladiny významnosti s p-hodnotou je připuštěna nebo zamítnuta nulová hypotéza.

Parametrické a neparametrické testy jsou u každého posouzení provedeny ze dvou důvodů. V případě, že p-hodnota testu normality je blízko hladiny významnosti, je možné se přiklonit jak k parametrickým testům, tak neparametrickým. Oba výsledky pak dávají lepší představu o výsledku testu nulové hypotézy. Druhým důvodem je menší počet vzorků (skupina s 10 nebo s 5 vzorky), kde každá další hodnota (hypoteticky v případě doplnění měření) může normalitu dat výrazně ovlivnit.

Vzájemný vztah mezi veličinami lze vyjádřit korelační analýzou. V případě, že připouštíme normální rozdělení posuzovaných dat, lze korelaci vyjádřit Pearsonovým koeficientem $\rho_{x,y}$ s příslušnou p-hodnotou **p (P)**. Korelační koeficient pak popisuje vzrůstající nebo klesající lineární závislost. Pokud u analyzovaných dat zamítáme hypotézu, že pocházejí z normálního rozdělení, je možné korelaci vyjádřit Spearmanovým koeficientem $\rho'_{x,y}$, který vyjadřuje monotónní vzestup nebo pokles posuzovaných veličin s příslušnou p-hodnotou **p (S)**.

5.3. PRVNÍ SOUBOR EXPERIMENTŮ

Část výsledků prvního souboru experimentů byla zpracována do článku [6]. Důležité body pro zachování kontextu práce a doplnění jsou vypsány níže.

Provedení: Budič i snímač byl na vzorky přitlačován nejprve ručně, poté v přípravku na dvou typech vzorků. První typ byl antropologický vzorek (vysušená kost) a druhý typ byl fyziologický

vzorek (prasečí stehenní kost). Po výběru metodiky bylo použito přibližně 30 prasečích kostí. Uložení vzorků realizováno na poddajném podloží, čímž byl tvarově upravený poddajný pórovitý materiál (houba). Kontakt se vzorkem byl na plochách epifýz. Měněno rozhraní mezi budičem a vzorkem (kulaté hroty, špičaté hroty, vruty, závitové vložky). Test demineralizace koncentrovanou kyselinou chlorovodíkovou HCl 35%.

Měřené veličiny: Vlastní frekvence f [Hz], poměrný útlum b_p [-], závislost síly [N] na posuvu (průhybu vzorku) [mm], hustota ρ [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$], BMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$].

Výstupy: Zjištěn vliv rozhraní a opakovatelnost měření f a b_p pomocí krabicových grafů jednotlivých skupin [6]. Výsledky pro vliv různé přitlačné síly nejsou vyhodnoceny, jelikož nebylo dosaženo potřebné opakovatelnosti měření. Důvod byl přisouzen podkladovému materiálu, který vnášel do měření různou tuhost a tlumení při opakovaném stlačování. Při měření se pak vliv objevoval ve frekvenční odezvové funkci, která vykazovala v oblasti vyhodnocení vlastní frekvence zakřivení a deformity. Takové výsledky jsou prohlášeny za neplatné a v krabicových grafech nejsou zahrnuty. Sledování změny hustoty ρ taktéž nebylo vyhodnoceno, jelikož po demineralizaci odpadávaly větší části chrupavčité tkáně a tím by změna hustoty neodpovídala stupni demineralizace kostní tkáně. Testováno značení vzorků vytavením značky na stahovací plastový pásek. Ten ovšem v koncentrované kyselině degradoval natolik, že značky nebyly rozpoznatelné. Ze závislosti síly na průhybu kosti bylo vyzorováno snížení maximální síly mezi fyziologickými vzorky a demineralizovanými vzorky. Statisticky významný rozdíl (dvouparametrický nepárový t test, p-hodnota = 0,001) je nalezen v poměrném útlumu, kdy dochází demineralizací k 45% navýšení.

5.4. DRUHÝ SOUBOR EXPERIMENTŮ

Část výsledků druhého souboru experimentů byla zpracována do článku [7].

5.4.1. Průběh měření a příprav

Zpracování: měření probíhalo doposud převážně v tabulkovém procesoru MS Excel. Počátek tvorby skriptů v programech Matlab a Minitab. Práce zaměřeny taktéž na automatizování exportů a importů dat mezi programy.

Hustota: pro měření je využit Archimédův zákon. Vzorek je zvážen zavěšením na rameno váhového siloměru pomocí ocelového lanka. Poté je vzorek ponořen do vody o teplotě 20 ± 3 °C a opět zvážen. Takto je každý vzorek zvážen desetkrát. Z obou hmotností a známé hustoty vody (předpoklad $\rho = 1000 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$) je dopočítána hustota vzorku. Měřící řetězec: váhový siloměr HBM PW6CC3MR (max. zátěž 3kg), ústředna (modul) NI 9237 a program LabView Signal Express.

Denzitometrie: vzorky jsou analyzovány denzitometrem HOLOGIC QDR 4500 C. Vzorky jsou vždy ustaveny před snímáním do osy pohybu snímání, přičemž vysokoenergetické RTG záření prochází frontální rovinou vzorku.

Modální analýza: proběhla u jednoho vzorku (Obr. 2) numericky metodou konečných prvků (MKP) v programu ANSYS. Pro analýzu bylo potřeba vytvořit model geometrie vzorku. Ten byl získán z mobilního bezdotykového optického skeneru ATHOS firmy GOM. Cílem bylo určit vlastní frekvence a vlastní tvary pro nastavení frekvenčního rozsahu a dále určit nejlepší umístění akcelerometru pro měření (mimo uzlové body, Obr. 3). Popis výpočtového modelu:

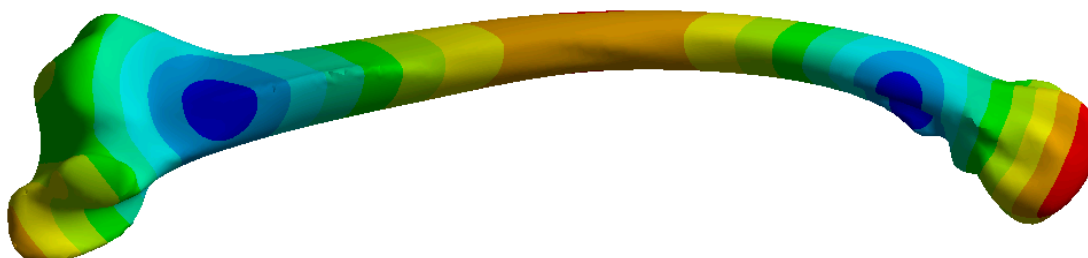
- Model materiálu: izotropní homogenní elastické kontinuum. Hustota stanovena vážením $\rho = 1200 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$. Modul pružnosti $E = 3450 \text{ MPa}$ určen z kombinace zkoušky

třibodovým ohybem a výpočtového modelu. Zkouška byla simulována metodou konečných prvků, přičemž na základě naměřené závislosti síly na průhybu vzorku byl iteračně dopočítán modul pružnosti.

- Model geometrie: optický prostorový skener (*.stl plošný povrchový model) → GOM Inspect (úprava, vyhlazení) → CATIA V5 (oprava neuzavřeného povrchu, tvorba objemového modelu, export *.step) → import do ANSYS Workbench. Samotné snímání kosti trvalo přibližně tři hodiny z důvodů odlesků povrchu, který byl vlhký a mastný.
- Síť konečných prvků: použity kvadratické čtyřstěny SOLID 187 o velikosti 3 mm.
- Model okrajových podmínek: volné uložení (bez vazeb).



Obr. 2. Krutí kost



Obr. 3. První vlastní tvar kmitání (bez vazeb); $f = 275 \text{ Hz}$

Vyzkoušen byl dále vliv okrajových podmínek na první vlastní frekvenci. Modelováním uložení vzorku na podporách (zamezením posuvů uzlů v místě styku = úsečka; podpory jsou od sebe vzdáleny o 160 mm) se vlastní frekvence sníží o 13 Hz.

Deformační analýza (třibodový ohyb): pro mechanické zatěžování vzorků je použit univerzální stroj ZWICK. Byla použita siloměrná hlava s horním limitem síly 2,5 kN. Rozteč podpor je 120 mm a jejich průměry 10 mm. Horní zatěžovací trn je průměru 10 mm. Průběh zkoušky se sestával z předzatížení na hodnotu 5 N rychlostí $20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ a dále pokračoval zatěžováním rychlostí $10 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$. Z naměřené závislosti síly na průhybu je odhadnut modul pružnosti přepočtem na základě náhradního trubkového eliptického příčného průřezu [7]. Odhad modulu slouží pro srovnávací analýzu vzorků fyziologických a po louhování. Vyhodnocení modulu zanedbává proměnlivost příčného průřezu [7].

FRF (frequency response function): frekvenční přenosová funkce byla využita ke stanovení vlastních frekvencí a poměrného útlumu. Vzorek byl zavěšen na lanku v místě kondylů pomocí smyčky. Snímač (akcelerometr: 4370 B&K, senzitivita $10,09 \text{ pC}\cdot\text{ms}^{-2}$) byl umístěna v místě, kde byl předpoklad největší výchylky (zjištěno numericky metodou konečných prvků u jednoho

vzorku). Uchycení snímače bylo velmi problematické, jelikož vzorky byly vlhké. Nejlépe se osvědčila po dlouhém testování různých způsobů plastová svorka. Hmotnost svorky činí 0,45 g. Snímač byl ke kosti přitlačován pomocí svorky silou přibližně 180 N. Buzení probíhalo rázovým kladívkem (B&K typ 8206) v proximální části diafýzy. V měřícím řetězci byl dále použit předzesilovač (2647 A B&K, senzitivita $1 \text{ mV} \cdot \text{pC}^{-1}$) a analyzátor 3560-B-140 B&K. Při měření byl používán program PULSE Labshop verze 15 a 16.

5.4.2. Prezentace a analýza výsledků

Vyhodnocení z [7] bylo doplněno o poměrný útlum a byla dopracována statistická analýza dat.

Na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ zamítáme nulovou hypotézu testu normality pouze u souboru dat II DP veličiny b_p . Blízko hranice $\alpha = 0,1$ se pohybují tyto soubory dat: I PL veličiny S , I PL a a I PL b veličiny f . U těchto souborů je vhodné se taktéž podívat na výsledky neparametrického testu rozdílu mediánů.

Měřením veličin se sleduje, jaká změna nastane u vzorků po jejich demineralizaci a deproteinizaci. Stěžejní neboli referenční veličinou je pak BMD [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$], jelikož právě tato veličina se používá při diagnostice úbytku kostní tkáně a je zahrnuta do výpočtu rizika výskytu zlomenin. Na hladině významnosti $\alpha = 0,1$ a blízkému okolí (zaokrouhlením p-hodnot na desetiny) lze zamítnout nulovou hypotézu shodnosti průměrů u souborů dat: I PL a – II DM u všech veličin; I PL b – II DP u veličin f a b_p ; II DM – II DP u veličin S , BMC a BMD ; čímž připouštíme statisticky významnou rozdílnost průměrů.

Změna vlastní frekvence a poměrného útlumu u demineralizace (I PL a – II DM) pak poukazuje na souvislost s obsahem minerálů ve vzorku, kdy je tendence změn veličin podobná (-11 %, -20 %, -10 %, -25 %, -21 %). Zajímavé je pak vybočení tendence u deproteinizace (I PL b – II DP) u veličiny b_p (-29 ± 21 %, odchylka dopočtena přes koeficient variace $\hat{c}_v = s/\bar{x}$), i když statisticky významná rozdílnost průměrů je na hranici (test normality p (AD) = 0,15, parametrický test p (1T) = 0,054 a neparametrický test p (W) = 0,100).

U nepárových testů (II DM – II DP) je přihlédnuto k normalitě jednotlivých porovnávaných souborů (u párových je posuzována normalita rozdílu). Na hladině významnosti $\alpha = 0,1$ je zamítnuta nulová hypotéza shodnosti průměrů u veličin f a b_p . Přičemž veličina f je mírně nad hranicí p (2T) = 0,160, zatímco veličina b_p má p (MW) = 0,903.

Dále byla analyzována lineární závislost mezi veličinami. Vzhledem k nízkému počtu vzorků po louhování je analyzována korelace veličin pouze u fyziologického souboru dat (I PL). Z předchozí analýzy připouštíme, že data pochází z normálního rozdělení, je proto pro korelaci použit Pearsonův koeficient. Vyhodnocení závislostí je provedeno na hladině významnosti $\alpha = 0,1$, což většinou odpovídá korelačnímu koeficientu přibližně $\rho_{x,y} \geq 0,7$. Lineární pokles je zaznamenán mezi: BMC a f ; BMC a b_p ; f a S . Lineární růst mezi: BMC a ρ ; BMC a S ; BMD a ρ .

Zpracováním výsledků z druhého souboru experimentů lze vyvodit následující závěry:

- Po demineralizaci dojde ke statisticky významnému poklesu u všech sledovaných veličin v řádu desítek procent.
- Po deproteinizaci dojde ke statisticky významnému poklesu pouze u vlastní frekvence f a u poměrného útlumu b_p . Poměrný útlum má největší pokles (-29 %), i když se značnou variabilitou.
- Mezi veličinami byla ve fyziologickém (I PL) nalezena významná korelace:

- BMC a f , S a f , BMC a S : pokles vlastní frekvence může být dán velikostí vzorku (plocha) a s ní související obsah minerálů [g]. Čím menší vzorek, tím vyšší vlastní frekvence (analogie se strunným nástrojem: čím kratší struna, tím vyšší tón) a menší obsah minerálů.
- BMC a b_p : čím méně minerálů, tím větší poměrný útlum.
- BMC a ρ : čím menší hustota, tím méně má vzorek minerálů.
- BMD a ρ : čím větší objemová hustota, tím větší hustota minerálů.

5.5. TŘETÍ SOUBOR EXPERIMENTŮ

5.5.1. Průběh měření a příprav

Demineralizace (roztok HCl 35% s destilovanou vodou 1:1 → 5,95 M HCl), deproteinizace (roztok NaClO 11% s destilovanou vodou 1:1 → 0,835 M NaClO): objemy roztoků jsou 1,2 litrů pro hromadné vymílání vzorků 6 až 10 v I. etapě. Vzorky 1 až 5 pro prvkovou analýzu byly vymílány zvlášť v objemech roztoků 300 ml, 400 ml, 500 ml z důvodů stanovení koncentrace sledovaného prvku v daném objemu. V II. etapě je deproteinizace vzorků 6-10 v objemu 1,2 l, demineralizace vzorků 16 až 20 v objemu 1,05 l.

Zpracování měření: Vzhledem k předpokládanému mnohonásobně většímu objemu dat u dalších měření byly postupně připraveny skripty v programu Matlab pro import dat, vykreslení potřebných závislostí (amplitudové frekvenční charakteristiky) a vyhodnocení měření (první vlastní frekvence, poměrný útlum, modul pružnosti). Skriptování bylo taktéž použito při statistickém zpracování dat v programu Minitab, které zajišťovalo rychlé rozdělení dat do příslušných podskupin, „standardizované“ vykreslení potřebných grafů a testování nulových hypotéz. Některé operace se ovšem nepodařilo zautomatizovat a byly značně časově náročné: ruční export autospektra z Pulse Labshop u každého měření zvlášť (každý vzorek byl měřen desetkrát), přenosy dat mezi programy (Matlab → MS Excel, MS Excel → Minitab).

Prvková analýza: po demineralizaci a po deproteinizaci byly odebrány vzorky roztoků, které byly očíslovány a zmrazeny pro prvkovou analýzu. Po 14 dnech byly vzorky rozmrazeny. Obsah prvků v roztoku je analyzován na základě porovnání s roztokem se známým obsahem sledovaného prvku, vápníku. Analyzované vzorky roztoků bylo potřeba vhodně naředit. U roztoku kyseliny chlorovodíkové byl poměr 1:100 a u roztoku chlornanu byl poměr 1:10. Pro určení obsahu vápníku (pomocí jeho vlnové délky záření 422,673 nm) v roztoku byla použita metodika atomové absorpční spektrometrie zařízením HORIBA ULTIMA 2.

Deformační analýza (tříbodový ohyb): pro mechanické zatěžování vzorků je použit univerzální stroj ZWICK. Byla použita siloměrná hlava s horním limitem síly 2,5 kN. Rozteč podpor je 120 mm a jejich průměry 25 mm. Horní zatěžovací trn je průměru 30 mm. Odlišné nastavení od druhého souboru měření. Snaha o zmenšení lokálního přetížení vzorku v místě podpor a zatěžovacího trnu. Průběh zkoušky se sestával z předzatížení na hodnotu 5 N rychlostí 20 mm·s⁻¹ a dále pokračoval zatěžováním rychlostí 10 mm·s⁻¹.

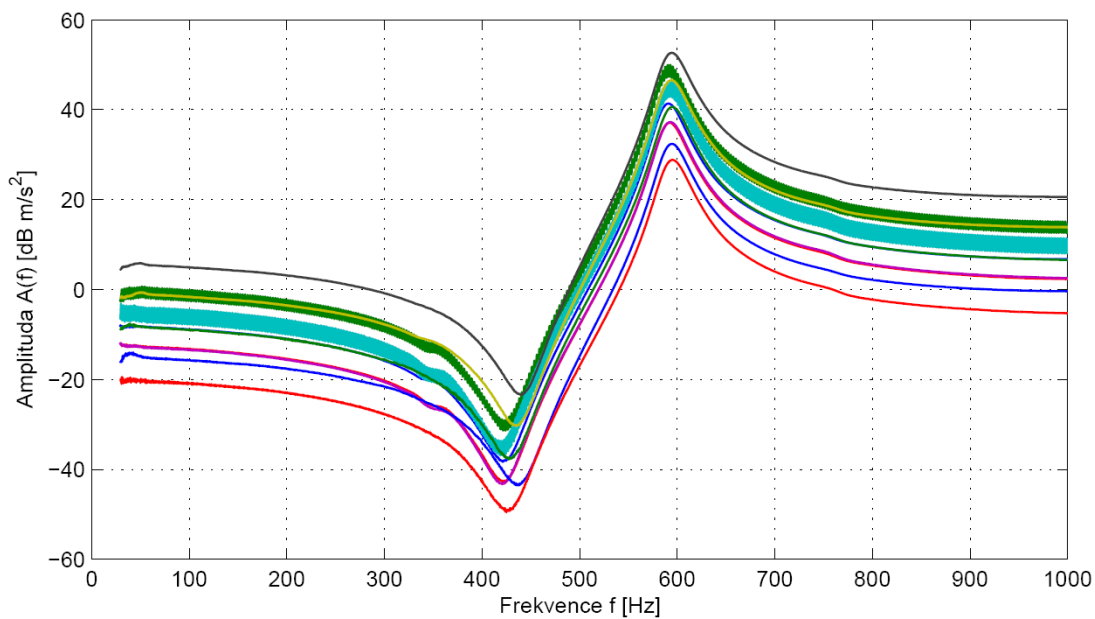
Nárazová práce: vyhodnocení energie potřebné k přeražení vzorku proběhlo na stroji PSd 50/15 při nastavení maximální rázové energie kyvadla na 15 J. Jelikož se jednalo o nestandardní vzorky pro danou zkoušku, bylo nutné nejprve stanovit umístění vzorku na podporách tak, aby nedocházelo k pohybu vzorku při průběhu nárazu kyvadla. První testy a pak samotný průběh zkoušek byl doplněn vysokorychlostní kamerou pro ověření platnosti zkoušky. Vzorky bylo nutné zkrátit z důvodu omezeného pracovního prostoru zařízení. Při ponechání na původní délku se

vzorek v zařízení vzpříčil a tím nebylo možné vyhodnotit měření energie (k energii spotřebované při rázu se přidala energie způsobená třením vzorku v průběhu dokmitu kyvadla). Zkrácení bylo provedeno na jednotnou délku $100 \pm 2,5$ mm. Vzorek byl následně zbaven výplně (morek) plastovým drátkem a proudem vody.

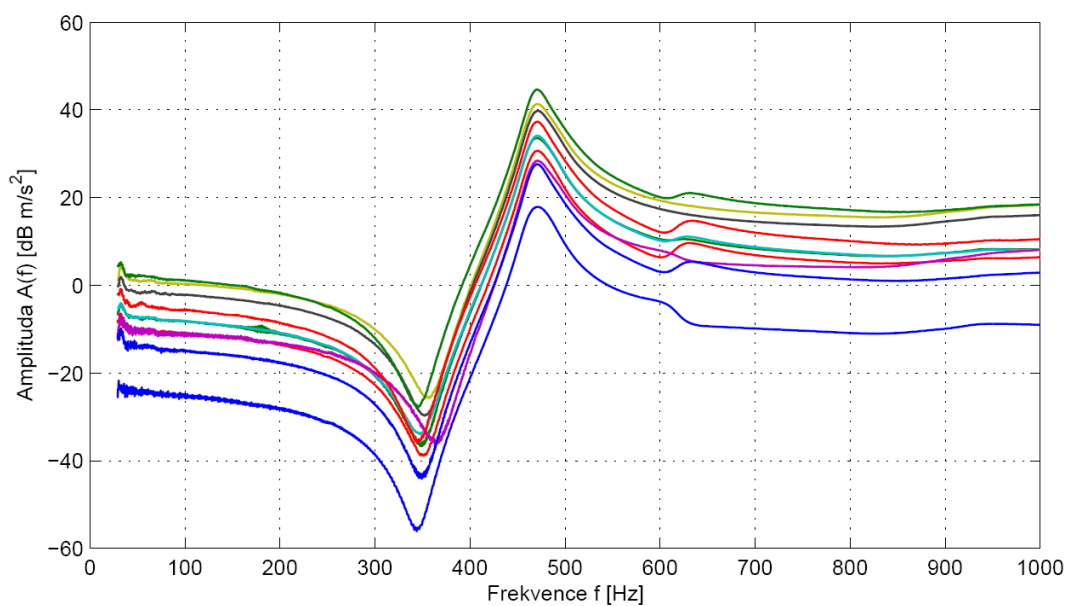
5.5.2. Prezentace a analýza výsledků

Měřením veličin ve finálním třetím souboru měření je opět sledováno, jaká změna nastane u vzorků po jejich demineralizaci a deproteinizaci. Stěžejní neboli referenční veličinou je stále BMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$], jelikož právě tato veličina se používá při diagnostice úbytku kostní tkáně a taktéž k výpočtu rizika výskytu zlomenin. Na rozdíl od druhého souboru dat jsou ještě dopočítány z naměřených veličin veličiny V [cm^3] a BMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$].

Dynamické veličiny (f , b_p) byly získány z frekvenční oblasti, viz např.: Graf 2 a Graf 3.



Graf 2. Amplitudo-frekvenční charakteristika vzorku 10 ve fyziologickém stavu (I PL)



Graf 3. Amplitudo-frekvenční charakteristika vzorku 10 v demineralizovaném stavu (II DM)

Statisticky významné rozdíly párových vzorků po demineralizaci nebo deproteinizaci na $\alpha = 0,1$ jsou číselně zpracovány v Tab. 6. Změna v % je doplněna o variabilitu rozdílu příslušných souborů dat. Obsah plochy se ve všech případech významně nemění, což odpovídá představě, že obrys vzorku v dané rovině snímání denzitometrem zůstává neměnný. Po demineralizaci v II. etapě i III. etapě dochází řádově ke stejnému poklesu veličin vyjma BMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$], kde se pokles zvýší (z 2 % na 14 %), což může být vlivem malé změny objemu. Porovnáním změn vůči referenční veličině BMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$] je změna frekvence přibližně dvojnásobná a změna modulu pružnosti pak trojnásobná. Po deproteinizaci není pozorován u II. etapy výrazný vzrůst ani pokles vyjma modulu pružnosti, který se sníží o -6 %, i když uvážením velkého variačního koeficientu je velikost změny diskutabilní. Poměrný útlum je těsně nad hranicí statistické významnosti a je v Tab. 6 odlišen šedou barvou. Z druhého souboru měření vychází opačný závěr. Při deproteinizaci pokles o -29 ± 21 %. Velká variabilita a opačný trend je přisuzován rozdílnému vyhodnocení (párové testy, větší počet vzorků) a nelineárnímu chování materiálu vzorků, i když nelinearita se v amplitudo-frekvenčních charakteristikách v oblastech první vlastní frekvence zásadně neprojevuje (deformity křivek nebo sklon skeletové křivky).

Tab. 6. Statisticky významné rozdíly párových testů

	I PL a - II DM [%]	I PL b - II DP [%]	II DM b - III DP [%]	II DP b - III DM [%]
ΔS [cm^2]	--	--	--	$-2 \pm 1,7$
ΔV [cm^3]	$-2 \pm 2,3$	$-1 \pm 1,0$	$-8 \pm 6,9$	--
ΔBMC [g]	$-11 \pm 1,8$	$1 \pm 1,3$	$-7 \pm 1,5$	$-17 \pm 2,6$
ΔBMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$]	$-12 \pm 2,5$	--	$-5 \pm 6,2$	$-15 \pm 0,9$
ΔBMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$]	$2 \pm 2,0$	$1 \pm 1,0$	$-9 \pm 7,1$	$-14 \pm 1,7$
$\Delta \rho$ [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]	$-4 \pm 0,7$	$1 \pm 1,0$	--	$-4 \pm 0,5$
Δm_a [kg]	$-5 \pm 2,3$	--	$-7 \pm 5,3$	$-4 \pm 1,0$
Δf [Hz]	$-23 \pm 5,5$	--	--	$-27 \pm 5,4$
Δb_p [-]	--	$18 \pm 27,0$	--	--
ΔE [MPa]	$-40 \pm 16,0$	$-6 \pm 9,4$	--	$-33 \pm 4,0$

Ve III. etapě je pokles veličin výraznější. Větší pokles je možné přisoudit tomu, že povrch kosti je již demineralizován po prvním louhování, a proto je jeho povrch složen převážně z kolagenu. Následným louhováním v chlornanu pak deproteinizace probíhá snadněji. Stejná interpretace může být i u druhého souboru (II DM b – III DP), deproteinizaci. Statisticky významný rozdíl nárazové práce K je pozorován mezi skupinou demineralizovaných vzorků a deproteinizovaných vzorků v II. etapě měření. K přeražení deproteinizovaných vzorků je potřeba o 35 % větší energie než u demineralizovaných vzorků. Obdobný závěr je pozorován u druhé skupiny ve III. etapě, kde rozdíl mezi deproteinizovanými vzorky a demineralizovanými vzorky je 39 %, ovšem změna není statisticky významná. Znamená to, že i když vzorek nejprve zbavíme části kolagenu (nárazová práce klesne) a poté části minerálů, tak nárazová práce opět vzroste. Dále u demineralizovaných vzorků je na videu viditelná lokální deformace vzorků v oblasti nárazu beranu kladiva. Vzorek se po nárazu na malý okamžik lokálně zdeformuje a až poté se rozlomí. U deproteinizovaného stavu vzorků není na videu vidět lokální deformace a dochází po nárazu ihned k rozlomení vzorku. Je

tedy patrné (jak z hodnot, tak i z nasnímaných videí), že se vzorky stávají více houževnaté po demineralizaci. Pro jejich rozlomení je potřeba větší energie.

Na základě denzitometrického měření nebylo možné posoudit, zda se při deproteinizaci odplavují i minerály a hlavně v jakém množství. Obdobně pak u demineralizace není jasné, kolik ze vzorku odchází do roztoku kolagenu. Po konzultaci s kolegy z fakulty chemické byla zvolena prvková analýza vápníku, který je v minerálech obsažen, pro první případ. Analýza organických struktur v roztoku, druhý případ, je mnohem nákladnější a složitější a nebyla realizována.

Dále byla provedena korelační analýza pro zjištění možné lineární závislosti mezi veličinami v rámci daných souborů dat a mezi soubory dat v rámci jedné veličiny.

Obecný závěr korelace nad výsledky týkající se převážně f a b_p :

- korelace v rámci dané veličiny mezi jednotlivými stavy vzorků (I PL a vs. II DM, I PL b vs. II DP) je významná u všech sledovaných veličin, vyjma poměrného útlumu.
- korelace v rámci daného stavu vzorku mezi jednotlivými veličinami je obecně významná mezi:
 - o f a m_a , f a S , f a V , f a BMC .
 - o b_p a m_a občasně, b_p a V občasně, ojediněle pak mezi b_p a ρ ; pravidelná korelace nebyla ve vyšetřovaných souborech dat nalezena,
 - o u K nebyla významná korelace nalezena.

Zpracováním výsledků třetího souboru experimentů lze usoudit na následující závěry:

- Po demineralizaci (z -skóre = -2,5) dojde ke statisticky významnému poklesu u veličin BMC , BMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$] v řádu desítek procent (cca -10 %). Hustota minerálů vztažená na objem BMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$] naopak mírně vzrostla (2 %), což je zřejmě dáno poklesem objemu. Hustota ρ a hmotnost vzorků m_a klesne po demineralizaci o jednotky procent (cca -5 %). Více citlivé veličiny na ztrátu minerálů jsou vlastní frekvence f (-23 %) a modul pružnosti E (-40 %).
- Po deproteinizaci dojde poklesu objemu V (-1 %) a poklesu modulu pružnosti E (-6 %). Vlastní frekvence f mírně vzroste (1 %) i když tato změna není statisticky významná. Poměrný útlum b_p vzroste (18 %) ovšem je těsně mimo statisticky významný rozdíl.
- Nárazová práce nemohla být porovnána párovými testy, jelikož se jedná o destruktivní zkoušku. Zajímavým poznatkem je, že i když objem vzorku stále klesá díky deproteinizaci a poté demineralizaci, nárazová práce nejprve klesne a poté vzroste. Závěrem pak je, že nárazová práce je závislá především na poměru složek minerálů a kolagenu.
- Prvkovou analýzou roztoků byl ověřen úbytek minerálů zjištěný denzitometrickým měřením.
- V rámci daného souboru dat je významná korelace u všech veličin vyjma poměrného útlumu b_p .
- Korelace mezi soubory dat je významná mezi těmito veličinami: f a m_a , f a S , f a V , f a BMC .

6. ZÁVĚR

Předkládaná práce shrnuje výsledky ze studia problematiky odezvových veličin přispívajících k predikci zlomenin kostí. Řešení probíhalo nepřímou pomocí výpočtového modelování a experimentálního modelování. Hlavní výsledky jsou uvedeny v následujících odstavcích.

Uvážením variability vstupních hodnot modulů pružnosti trámčité kosti v proximální části stehenní kosti je zjištěn statisticky významný rozdíl redukovaných napětí mezi fyziologickou variantou kyčelního kloubu a variantou kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou. Dále je zjištěno, že variační koeficient napětí je přibližně poloviční než variační koeficient modulů pružnosti v posuzovaných bodech trámčité kosti. Variační koeficient napětí je přibližně stejný jak u fyziologického stavu, tak u kloubu s povrchovou náhradou.

Standardní hodnocení úbytku kostní tkáně bylo doplněno vybranými mechanickými veličinami. Úbytek kostní tkáně byl simulován na dlouhých krutích kostech pomocí vymílání minerálů (demineralizace) a vymílání kolagenu (deproteinizace). Byly zjištěny následující výstupy:

- Po demineralizaci byl pozorován pokles hustoty minerálů ΔBMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$] s hodnotou z-skóre = -2,5. Při vyjádření poklesu v procentech je úbytek $\Delta BMD = -10\%$. Více na úbytek minerálů je pak citlivá frekvence $\Delta f = -23\%$ a nejvíce pak modulu pružnosti $\Delta E = -40\%$.
- Po deproteinizaci dojde k poklesu modulu pružnosti $\Delta E = -6\%$. Významná změna nebyla zjištěna u veličiny BMD [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$]. Vlastní frekvence mírně vzroste $\Delta f = 1\%$, i když tato změna není statisticky významná. Poměrný útlum vzroste $\Delta b_p = 18\%$, ovšem je těsně mimo statisticky významný vzrůst. Velikost deproteinizace byla sledována pomocí změny objemu $\Delta V = -1\%$.
- Bylo zjištěno, že nárazová práce K je závislá především na poměru složek minerálů a kolagenu.

Z experimentu je patrné, že veličina, která může posoudit změnu obsahu kolagenu, je poměrný útlum b_p . Změna b_p není statisticky významná díky velké variabilitě posuzovaných souborů. Možné příčiny jsou: nonlinearity, způsob vyhodnocení a zpracování dat, variabilita vzorků z hlediska geometrie, příprava a uchovávání vzorků (degradační procesy po mražení vzorků nejsou pro poměrný útlum známy), nezjištění přesného množství odplaveného kolagenu. V další práci budou analýzy zaměřeny na vyjmenované možnosti.

Hlavní výhodou veličiny vlastní frekvence a veličiny poměrného útlumu je možnost neinvazivního měření (in vivo) za použití finančně nenáročného a přenosného vybavení.

7. BIBLIOGRAFIE

Vlastní publikace

- [1] VOSYNEK, Petr. *Deformačně-napěťová analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu*. Brno, 2008. 89 s. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/studium/zaverecne-prace?zp_id=9762. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Tomáš Návrát, Ph.D.
- [2] VOSYNEK, P.; NÁVRÁT, T.; HOUFEK, L. Experimental Measurement of Mechanical Properties of the Bone Cement. In *Experimental Stress Analysis*. Liberec, Technická univerzita v Liberci. 2009. p. 299 - 305. ISBN 978-80-7372-483-2.
- [3] VOSYNEK, P.; NÁVRÁT, T.; FUIS, V. Response analysis of bone mass of proximal femur to surface replacement of hip joint. In *6th World Congress of Biomechanics, IFMBE PROCEEDINGS*. Singapore, SPRINGER, 233 SPRING STREET, NEW YORK, NY 10013, UNITED STATES. 2010. p. 807 - 810. ISBN 978-3-642-14514-8, ISSN 1680-0737.

- [4] VOSYNEK, P.; NÁVRAT, T.; KREJČÍ, P.; HOUFEK, L. Design of experimental device for loading the femur when standing on one leg. In *Experimentální analýza napětí 2011*. Brno, Brno University of Technology. 2011. p. 429 - 433. ISBN 978-80-214-4275-7.
- [5] VOSYNEK, P.; NEČAS, D.; NÁVRAT, T. COMPARATIVE ANALYSIS OF DIFFERENT APPROACHS TO MODEL TRABECULAR AND COMPACT BONE IN LONG BONES. In *20th SVSFEM ANSYS Users' Group Meeting and Conference 2012*. 2012. p. 300 - 308. ISBN 978-80-260-2722-5.
- [6] VOSYNEK, P.; NÁVRAT, T.; HOUFEK, L. Vibration characteristic of the femoral bone. In *Modelling and optimization of physical systems*. Gliwice, Wydawnictwo Katedry Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej. 2012. p. 31 - 64. ISBN 978-83-60102-61-9.
- [7] VOSYNEK, P.; NÁVRAT, T.; PEČ, M.; POŘÍZKA, J.; DIVIŠ, P. How the Decrease of Collagen or Mineral Affect the Fracture in the Turkey Long Bones. *World Academy of Science, Engineering and Technology*. 2014. 8(12). p. 1753 - 1756. ISSN 1307-6892.

Seznam použité literatury

- [8] CURREY, John D., 2006. *Bones: Structure and Mechanics*. 1 edition. B.m.: Princeton University Press. ISBN 9780691128047.
- [9] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, c2005, xx, 890 s. ISBN 80-726-2311-7.
- [10] JANÍČEK, Přemysl. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky: hledání souvislostí*. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007, 682, [53] s. ISBN 978-80-7204-555-61.
- [11] STEVENSON, John C. a Michael S. MARSH, 2007. *An Atlas of Osteoporosis, Third Edition*. 3 edition. London; Boca Raton, FL: CRC Press. ISBN 9780415404297.
- [12] WANG, Xiadou, Jeffrey S. NYMAN, Michael REYES, Xuanliang DONG, Huijie LENG a K. A. ATHANASIOU, 2010. *Fundamental Biomechanics in Bone Tissue Engineering*. San Rafael, Calif.: Morgan and Claypool Publishers. ISBN 9781608451692.
- [13] ETHIER, C. Ross a Craig A. SIMMONS, 2007. *Introductory Biomechanics: From Cells to Organisms*. 1 edition. Cambridge; New York: Cambridge University Press. ISBN 9780521841122.
- [14] PETERSON, Donald R. a Joseph D. BRONZINO, ed., 2007. *Biomechanics: Principles and Applications*, Second Edition. 2 edition. Boca Raton: CRC Press. ISBN 9780849385346.
- [15] AN, Yuehuei H. a Robert A. DRAUGHN, ed., 1999. *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*. 1 edition. Boca Raton: CRC Press. ISBN 9780849302664.
- [16] FRATZL, Peter, ed., 2008. *Collagen: Structure and Mechanics*. 2008 edition. New York: Springer. ISBN 9780387739052.
- [17] MD, Robert Marcus, David FELDMAN, Dorothy NELSON a Clifford J. ROSEN, ed., 2009. *Fundamentals of Osteoporosis*. 1 edition. Burlington, Mass.; London: Academic Press. ISBN 9780123750983.
- [18] COWIN, Stephen C., ed., 2001. *Bone Mechanics Handbook, Second Edition*. 2 edition. Boca Raton, FL: CRC Press. ISBN 9780849391170.
- [19] MARTINI, Frederic H., Judi L. NATH a Edwin F. BARTHOLOMEW, 2011. *Fundamentals of Anatomy & Physiology. 9th edition*. San Francisco: Benjamin Cummings. ISBN 9780321709332.
- [20] SAWYER, Aenor J., ed., 2010. *Bone Densitometry in Growing Patients*. Softcover reprint of hardcover 1st ed. 2007 edition. Totowa, N.J.: Humana Press. ISBN 9781617376856.

- [21] BONNICK, Sydney Lou a Lori Ann LEWIS, 2013. *Bone Densitometry for Technologists*. 3rd ed. 2013 edition. New York ; London: Springer. ISBN 9781461436249.
- [22] COMPSTON, Juliet E. a Clifford J. ROSEN, 2006. *Osteoporosis*. 5 edition. Abingdon: Health Pr. ISBN 9781903734902.
- [23] EWINS, David J., Singiresu S. RAO a Simon G. BRAUN, ed., 2001. *Encyclopedia of Vibration, Three-Volume Set*. 1 edition. San Diego: Academic Press. ISBN 9780122270857.
- [24] ANDERSON, Ted L., 2004. *Fracture Mechanics: Fundamentals and Applications, Third Edition*. 3 edition. Boca Raton, FL: CRC Press. ISBN 9780849316562.
- [25] PTÁČEK, Luděk. *Nauka o materiálu*. 2. opr. a rozš. vyd. Brno: CERM, 2003, 516 s. ISBN 80-720-4283-1.
- [26] KELLEY, W. Michael a Robert A. DONNELLY, 2009. *The Humongous Book of Statistics Problems*. Original edition. New York: ALPHA. ISBN 9781592578658.
- [27] SCHUIT, S. C. E, M VAN DER KLIFT, A. E. A. M WEEL, C. E. D. H DE LAET, H BURGER, E SEEMAN, A HOFMAN, A. G UITTERLINDEN, J. P. T. M VAN LEEUWEN a H. A. P POLS, 2004. Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study. *Bone* [online]. 1., roč. 34, č. 1, s. 195–202 [vid. 8. leden 2015]. ISSN 8756-3282. Dostupné z: doi:10.1016/j.bone.2003.10.001a
- [28] LEE, Myunghyun, Seyoung KIM a Sukyung PARK, 2014. Resonance-based oscillations could describe human gait mechanics under various loading conditions. *Journal of Biomechanics* [online]. 3.1., roč. 47, č. 1, s. 319–322 [vid. 19. leden 2015]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.09.011a
- [29] CHEN, Po-Yu a Joanna MCKITTRICK, 2011. Compressive mechanical properties of demineralized and deproteinized cancellous bone. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. roč. 4, č. 7, s. 961–973 [vid. 28. leden 2013]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2011.02.006
- [30] JURIST, J.M., 1970. In vivo determination of the elastic response of bone. I. Method of ulnar resonant frequency determination. *Physics in Medicine and Biology* [online]. roč. 15, č. 3, s. 417–426. ISSN 00319155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/15/3/002
- [31] VIANO, D., U. HELFENSTEIN, M. ANLIKER a P. RUEGSEGG, 1976. Elastic properties of cortical bone in female human femurs. *Journal of Biomechanics*. roč. 9, č. 11, s. 703–710. ISSN 00219290.
- [32] SAHA, S. a R.S. LAKES, 1977. The effect of soft tissue on wave propagation and vibration tests for determining the in vivo properties of bone. *Journal of Biomechanics*. roč. 10, č. 7, s. 393–401. ISSN 00219290.
- [33] KHALIL, T.B., D.C. VIANO a L.A. TABER, 1981. Vibrational characteristics of the embalmed human femur. *Journal of Sound and Vibration*. roč. 75, č. 3, s. 417–436. ISSN 0022460X.
- [34] ASHMAN, R.B., S.C. COWIN, W.C. VAN BUSKIRK a J.C. RICE, 1984. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics*. roč. 17, č. 5, s. 349–361. ISSN 00219290.
- [35] NOKES, Leonard D.M. a Gareth Colin THORNE, 1988. Vibrations in orthopedics. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. roč. 15, č. 4, s. 309–349. ISSN 0278940X.
- [36] DIMAROGONAS, A.D., S.H. ABBASI-JAHRROMI a L.V. AVIOLI, 1993. Material damping for monitoring of density and strength of bones. *Calcified Tissue International*. roč. 52, č. 3, s. 244–247. ISSN 0171967X.

- [37] MARKEL, M.D. a E.Y.S. CHAO, 1993. Noninvasive monitoring techniques for quantitative description of callus mineral content and mechanical properties. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. č. 293, s. 37–45. ISSN 0009921X.
- [38] BRANDENBURGER, G.H., 1993. Clinical determination of bone quality: Is ultrasound an answer? *Calcified Tissue International*. roč. 53, č. SUPPL. 1, s. S151–S156. ISSN 0171967X.
- [39] CIVITELLI, R., S.H. ABBASI-JARHOMI, L.R. HALSTEAD a A. DIMAROGONAS, 1995. Ipriflavone improves bone density and biomechanical properties of adult male rat bones. *Calcified Tissue International* [online]. roč. 56, č. 3, s. 215–219. ISSN 0171967X. Dostupné z: doi:10.1007/BF00298613
- [40] NAKATSUCHI, Y., A. TSUCHIKANE a A. NOMURA, 1996. The vibrational mode of the tibia and assessment of bone union in experimental fracture healing using the impulse response method. *Medical Engineering and Physics* [online]. roč. 18, č. 7, s. 575–583. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/1350-4533(96)00010-0
- [41] VAN DER PERRE, G. a G. LOWET, 1996. In vivo assessment of bone mechanical properties by vibration and ultrasonic wave propagation analysis. *Bone*. roč. 18, č. 1 SUPPL., s. 29S–35S. ISSN 87563282.
- [42] ROBERTS, S.G., T.M. HUTCHINSON, S.B. ARNAUD, B.J. KIRATLI, R.B. MARTIN a C.R. STEELE, 1996. Noninvasive determination of bone mechanical properties using vibration response: A refined model and validation in vivo. *Journal of Biomechanics* [online]. roč. 29, č. 1, s. 91–98. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(95)00030-5
- [43] LOWET, G. a G. VAN DER PERRE, 1996. Ultrasound velocity measurement in long bones: Measurement method and simulation of ultrasound wave propagation. *Journal of Biomechanics* [online]. roč. 29, č. 10, s. 1255–1262. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(96)00054-1
- [44] RHO, J.-Y., 1996. An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone. *Ultrasonics* [online]. roč. 34, č. 8, s. 777–783. ISSN 0041624X. Dostupné z: doi:10.1016/S0041-624X(96)00078-9
- [45] COUTEAU, B., M.-C. HOBATHO, R. DARMANA, J.-C. BRIGNOLA a J.-Y. ARLAUD, 1998. Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties. *Journal of Biomechanics* [online]. roč. 31, č. 4, s. 383–386. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(98)00018-9
- [46] FLIEGER, J., Th. KARACHALIOS, L. KHALDI, P. RAPTOU a G. LYRITIS, 1998. Mechanical stimulation in the form of vibration prevents postmenopausal bone loss in ovariectomized rats. *Calcified Tissue International* [online]. roč. 63, č. 6, s. 510–514. ISSN 0171967X. Dostupné z: doi:10.1007/s002239900566
- [47] PANTELIOU, S.D., H. ABBASI-JAHROMI, A.D. DIMAROGONAS, W. KOHRT a R. CIVITELLI, 1999. Low-frequency acoustic sweep monitoring of bone integrity and osteoporosis. *Journal of Biomechanical Engineering*. roč. 121, č. 4, s. 423–431. ISSN 01480731.
- [48] TAYLOR, W.R., E. ROLAND, H. PLOEG, D. HERTIG, R. KLABUNDE, M.D. WARNER, M.C. HOBATHO, L. RAKOTOMANANA a S.E. CLIFT, 2002. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics* [online]. roč. 35, č. 6, s. 767–773. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(02)00022-2

- [49] JUDEX, S., S. BOYD, Y.-X. QUIN, S. TURNER, K. YE, R. MÜLLER a C. RUBIN, 2003. Adaptations of trabecular bone to low magnitude vibrations result in more uniform stress and strain under load. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. roč. 31, č. 1, s. 12–20. ISSN 00906964. Dostupné z: doi:10.1114/1.1535414
- [50] PANTELIOU, S.D., A.L. XIRAFKI, E. PANAGIOTOPOULOS, J.N. VARAKIS, N.V. VAGENAS a C.G. KONTOYANNIS, 2004. Modal damping for monitoring bone integrity and osteoporosis. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. roč. 126, č. 1, s. 1–5. ISSN 01480731. Dostupné z: doi:10.1115/1.1644561
- [51] OZDURAK, R. Hürrem, Onder C. SEZGIN, Serhat AKN a Feza KORKUSUZ, 2006. Vibration analysis of the human radius of elderly men. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 2., roč. 443, s. 94–100. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/01.blo.0000200250.12006.b8
- [52] MULLER, M., D. MITTON, M. TALMANT, P. JOHNSON a P. LAUGIER, 2008. Nonlinear ultrasound can detect accumulated damage in human bone. *Journal of Biomechanics* [online]. roč. 41, č. 5, s. 1062–1068 [vid. 28. prosinec 2014]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2007.12.004
- [53] YANG, P., B. JIA, C. DING, Z.H.E. WANG, A. QIAN a P. SHANG, 2009. Whole-body vibration effects on bone before and after hind-limb unloading in rats. *Aviation Space and Environmental Medicine* [online]. roč. 80, č. 2, s. 88–93. ISSN 00956562. Dostupné z: doi:10.3357/ASEM.2368.2009
- [54] ANASTASSOPOULOS, G., S. PANTELIOU, G. CHRISTOPOULOU, A. STAVROPOULOU, E. PANAGIOTOPOULOS, G. LYRITIS, L. KHALDI, J. VARAKIS a N. KARAMANOS, 2010. Vibrational bone characteristics versus bone density for the assessment of osteoporosis in ovariectomized rats. *Journal of Medical Engineering and Technology* [online]. roč. 34, č. 1, s. 35–42. ISSN 03091902. Dostupné z: doi:10.3109/03091900903324056
- [55] SARRIS, J.N., D.J. PAPACHRISTOU a S.D. PANTELIOU, 2011. Modal damping as bone quality index: Experimentation on women's femora. In: *2011 10th International Workshop on Biomedical Engineering* [online]. s. 1–4. Dostupné z: doi:10.1109/IWBE.2011.6079060
- [56] OTT, Susan. *Osteoporosis and bone physiology* [online]. 1998, 9.5.2011 [cit. 2011-08-15]. Dostupné z WWW: <<http://courses.washington.edu/bonephys/>>.
- [57] WHO. *WHO Fracture Risk Assessment Tool* [online]. 1.6.2011 [cit. 2015-03-08]. Dostupné z: <http://www.shef.ac.uk/FRAX/>
- [58] NIST/SEMATECH. *Engineering statistics handbook* [online]. 6.1.2003, 10.30.2013 [cit. 2015-03-08]. Dostupné z: <http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/>

CURRICULUM VITAE

Osobní údaje

Jméno a příjmení: Petr Vosynek

Datum narození: 8. 6. 1984, Svitavy

Trvalé bydliště: Dr. E. Beneše 593, Česká Třebová 560 02

E-mail: petr.vosynek@gmail.com

Tel.: +420 607 179 681

Vzdělání

2008–nyní Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Doktorské prezenční a kombinované studium, obor Inženýrská mechanika.

2003–2008 Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Magisterské studium, obor Strojní inženýrství a Aplikovaná mechanika.

1999–2003 Střední odborná škola a střední odborné učiliště v České Třebové, obor Strojírenství.

Praxe a pracovní zkušenosti

2008–nyní Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Výuka předmětu metoda konečných prvků v českém a anglickém jazyce (OKP, 6KP, 6KP-A).

2012–nyní Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, NETME centrum. Výzkumný pracovník.

07/2007-09/2007 Královopolská Stress Analysis Group s.r.o. Brigáda.

Další znalosti, schopnosti a dovednosti

Cizí jazyky: Angličtina, velmi dobře slovem i písmem.

Řidičský průkaz: skupiny A a B, aktivní řidič.

Ovládání programů: kancelářské procesory (Microsoft Office, Microsoft Excel, PowerPoint); CAD (AutoCAD, SolidWorks, CATIA); výpočtářské nástroje (ANSYS, ANSYS Workbench, nCode); zpracování dat, skriptování (Matlab, Minitab); experiment (PULSE, SignalView).

Zájmy

Rodina, hudba (hraní, nahrávání, skládání), sport, psychologie osobnosti.

ABSTRAKT

Dizertační práce shrnuje výsledky výpočtového a experimentálního modelování z oblasti biomechaniky. Analýzy jsou zaměřeny na vybrané veličiny, které doplňují, nebo mohou doplnit, stávající metody predikce zlomenin kostí. Z hlediska výpočtového modelování jsou to zejména veličiny, které vycházejí z deformačně napěťových analýz. Větší část práce byla věnována experimentálnímu modelování, které bylo použito pro sledování dvou dominantních složek kostní tkáně, jímž jsou minerály a kolagenní vlákna. Současná nejvíce používaná veličina pro popis úbytku kostní tkáně (osteopenie, osteoporóza) je plošná hustota minerálů (BMD – bone mineral density). Nepostihuje ovšem žádnou informaci o změně celkového objemu potažmo o změně jak minerálů, tak i kolagenu. Navržené mechanické veličiny sledují úbytek obou složek při simulaci úbytku minerálů (demineralizace) a při simulaci úbytku kolagenu (deproteinizace) in vitro na dlouhých krútích kostech.

ABSTRACT

Dissertation summarizes the results of computational and experimental modeling in the field of biomechanics engineering. Analyses are focused on selected variables that complement or can supplement existing methods of prediction of bone fractures. In terms of computational modeling the variables are based on stress strain analysis. The greater part of the work has been aimed on experimental modeling which is used for monitoring the two dominant components of bone tissue, which are minerals and collagen fibers. The current most widely used variable for the description of bone loss (osteopenia, osteoporosis) is areal bone mineral density (BMD). This variable does not however provide any information about the change in total volume consequently change of mineral and collagen. Proposed mechanical values follow the loss of the two components during simulation of minerals loss (demineralization) and simulation of collagen loss (deproteinization) in vitro for long turkey bones.