



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY**

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

**DEFORMAČNÍ A NAPĚŤOVÁ ANALÝZA VLIVU
CEMENTOPLASTIKY DLOUHÉ KOSTI PO
INTRALEZIONÁLNÍ RESEKCI KOSTNÍ METASTÁZY**

STRAIN AND STRESS ANALYSIS OF THE EFFECT OF CEMENTOPLASTY AFTER INTRALESIONAL
RESECTION OF METASTASIS IN LONG BONES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Zuzana Hrušková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Boháč

BRNO 2024

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka: **Zuzana Hrušková**
Studijní program: Základy strojního inženýrství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Petr Boháč**
Akademický rok: 2023/24

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Deformační a napět'ová analýza vlivu cementoplastiky dlouhé kosti po intralezionální resekci kostní metastázy

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cementoplastika je invazivní zákrok, při kterém je polymetylmetakrylátový kostní cement aplikován do oblasti poškozené kosti za účelem zpevnění. V případě větších lézí na dlouhých kosti často přetrvává riziko patologické zlomeniny i po cementoplastice. I když se mechanicky zdá, že vyplnění dutiny kostním cementem po odstranění léze dokáže zpevnit kost, nebylo to prokázáno a jeho působení je často stále nedostatečné ve strukturách vystavených vysokému mechanickému namáhání, jako jsou dlouhé kosti. Předmětem této bakalářské práce je analyzovat pomocí výpočtového modelování nově vzniklé deformační a napět'ové stavy které ovlivní vyplnění dutiny kostním cementem po odstranění osteolytické léze. Tato práce bude probíhat ve spolupráci s I. Ortopedickou chirurgickou klinikou ve Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešeršní studie výpočtového modelování s využitím cementoplastiky a řešené problematiky z biomechanického hlediska.
2. Vytvoření modelů geometrie kostních tkání stehenní kosti z CT snímků.
3. Vytvoření výpočtových modelů v programu ANSYS.
4. Provedení deformační a napět'ové analýzy soustavy a porovnání modelů s cementoplastikou a bez cementoplastiky.

Seznam doporučené literatury:

A. Sas, E. Tanck, A. Sermon, G.H. Van Lenthe, Finite element models for fracture prevention in patients with metastatic bone disease. A literature review, Bone Rep. 12 (2020) 100286. <https://doi.org/10.1016/j.bonr.2020.100286>.

D.V. Knudson, Fundamentals of biomechanics, 2nd ed, Springer, New York, NY, 2007.

F.H. Netter, C.A.G. Machado, eds., Netter atlas of human anatomy: classic regional approach, Eighth edition, standard edition, Elsevier, Philadelphia, PA, 2023.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2023/24

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá deformační a napět'ovou analýzou vlivu cementoplastiky stehenní kosti po intralezionální resekci kostní metastázy. V první části je provedena krátká rešerše uvádějící do problematiky využívání výpočtového modelování při statických analýzách stehenní kosti. Ve druhé části jsou popsány znalosti potřebné k pochopení problematiky, a to anatomie stehenní kosti, struktura a vlastnosti kostních tkání, dále je popsána procedura cementoplastiky a základní vlastnosti kostních cementů. Ve třetí části je detailně popsán postup tvorby výpočtového modelu – tvorba geometrie a sítě konečných prvků, vlastnosti materiálů a volba zatížení a okrajových podmínek. V poslední části je provedena prezentace a analýza výsledků ekvivalentního přetvoření stehenní kosti a zhodnocení výsledků na základě Frostovy hypotézy.

Klíčová slova

Cementoplastika, metoda konečných prvků, statická analýza stehenní kosti, výpočtové modelování, kostní cement

Abstract

This final thesis deals with the stress – strain analysis of the impact of cementoplasty on the femur after intralesional resection of bone metastasis. The first part provides a brief review introducing the issue of using computational modeling in static analyses of the femur. The second part describes the knowledge necessary to understand the issue, including the anatomy of the femur, the structure of bone tissues, the procedure of cementoplasty, and the basic properties of bone cements. The third part details the process of creating the computational model – geometry creation, finite element meshing, material properties and the selection of loads and boundary conditions. The final part presents and analyzes the results of the equivalent strain of the femur and evaluates the results based on Frost's hypothesis.

Keywords

Cementoplasty, finite element method, static femur bone analysis, computational modelling, bone cement

Bibliografická citace

HRUŠKOVÁ, Zuzana. Deformační a napěťová analýza vlivu cementoplastiky dlouhé kosti po intralezionální resekcí kostní metastázy. Brno, 2024. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/157874>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Boháč.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že tato práce je mým původním dílem, zpracovala jsem ji samostatně pod vedením Ing. Petra Boháče a s použitím informačních zdrojů uvedených v seznamu.

V Brně dne 24. května 2024

.....

Zuzana Hrušková

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Petru Boháčovi za jeho rady, připomínky a věnovaný čas. Také bych chtěla poděkovat za spolupráci I. Ortopedické klinice ve Fakultní nemocnici u sv. Anny. Dále děkuji všem svým blízkým za jejich podporu během celého studia.

Obsah

1	Úvod.....	10
2	Rešerše studií.....	11
3	Roviny a směry lidského těla	13
4	Kosterní soustava	14
4.1	Stehenní kost	14
4.2	Kostní tkáň	15
4.2.1	Kortikální tkáň.....	16
4.2.2	Spongiózní tkáň.....	17
4.2.3	Mechanické vlastnosti kosti	18
5	Kostní metastáza	18
5.1	Cementoplastika	19
5.2	Kostní cementy.....	19
6	Frostova hypotéza	20
7	Tvorba výpočtového modelu.....	20
7.1	Model geometrie	20
7.1.1	Model geometrie femuru	20
7.1.2	Geometrie kostního cementu.....	24
7.2	Síť konečných prvků	26
7.3	Model materiálu	28
7.3.1	Model materiálu kostního cementu	28
7.3.2	Model materiálu kortikální a spongiózní tkáně.....	28
7.3.3	Model materiálu kostní dřene.....	28
7.4	Model zatížení a vazeb.....	28
7.5	Shrnutí jednotlivých modelů	31
8	Prezentace a analýza výsledků	32
8.1	Analýza maximálních deformací	32
8.2	Analýza ekvivalentního přetvoření	33
9	Diskuze.....	38
10	Závěr.....	40
11	Zdroje	41

1 Úvod

Léčba nádorových onemocnění zažívá v posledních letech neustálý pokrok. Kvalita života pacientů s nádorovým onemocněním se tak stále zvyšuje, stejně jako jejich přežití. Delší přežití však také znamená, že se u mnoha pacientů objevují další komplikace, například sekundární kostní metastáza, která postihuje až 75 % pacientů s primární rakovinou prsu nebo prostaty [1]. Metastáza velmi často způsobuje bolest a omezuje tak pacienta i v každodenních činnostech. Zároveň oslabuje postiženou kost a tím zvyšuje riziko patologické zlomeniny. To je velký problém obzvláště u vysoce namáhaných kostí, jako je například stehenní kost.

Existuje několik lékařských procedur, které mají za cíl stehenní kost mechanicky zpevnit. Jednou z těchto metod je cementoplastika, během které se kostní dutina vzniklá po intralezionální resekci vyplní polymethylmethakrylátovým kostním cementem (PMMA) [2]. U některých pacientů však i po cementoplastice přetrvává riziko patologické fraktury. Dosud nebylo jednoznačně určeno, za jakých podmínek vyplnění dutiny PMMA efektivně zpevňuje kost [3].

Obecně se posouzení rizika patologické fraktury provádí pro každý případ individuálně, z velké části na základě zkušeností lékaře. Schází zde tedy nástroj, podle kterého by bylo možné přesně, rychle a jednoduše určit, jaký bude vliv cementoplastiky, jestli je zpevnění pomocí PMMA dostatečné, nebo bude nutné zvolit kombinaci cementoplastiky s dalšími metodami.

V dnešní době se biomechanické úlohy řeší buďto experimentálně, nebo pomocí výpočtového modelování, například využitím metody konečných prvků (MKP). To umožňuje získat detailní informace o nově vzniklých deformačních a napěťových stavech ovlivněných vyplněním dutiny PMMA. Tato metoda se začala používat již v 90. letech a od té doby bylo vytvořeno několik postupů, jak pevnost kosti posoudit [2].

Právě deformační a napěťová analýza vlivu cementoplastiky dlouhé kosti po intralezionální resekci kostní metastázy s využitím výpočtového modelování bude předmětem této bakalářské práce.

2 Rešerše studií

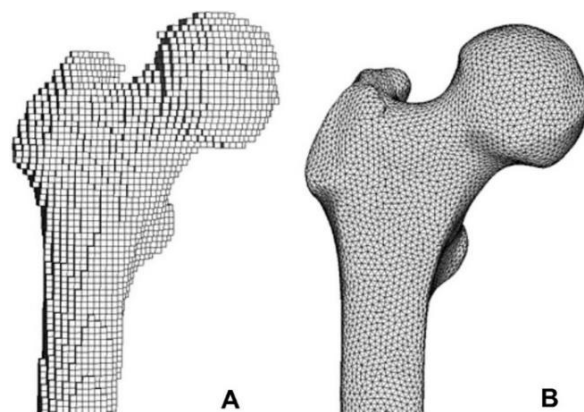
Existuje již řada studií zabývajících se deformační a napěťovou analýzou cementoplastiky stehenní kosti.

Jedním ze způsobů, jakým je možné provést deformační a napěťovou analýzu vlivu cementoplastiky, je provedením experimentálního měření. Tento postup byl zvolen například v práci autorů Sas, Van Camp a kol. [4]. Do 8 párů lidských stehenní kostí byl vyfrézován defekt nahrazující lézi, pro každý pár umístěn na jiném místě. Jedna kost z páru byla vždy cementována, zatímco druhá zůstala neošetřená. Pomocí měření s využitím metody digitální korelace obrazu (DIC) bylo vyhodnoceno, že se pevnost kosti díky cementoplastice zvýšila v průměru o 28 % (± 17 %).

Další možností, jak posoudit pevnost stehenní kosti pacienta v klinické praxi, je využitím výpočtového modelování. Jedním z průkopníků této metody byl Keyak a kol. [2], kteří vytvořili kompletní pracovní postup pro vývoj modelů. Základní 3D model stehenní kosti získali ze snímků počítačové tomografie (Computed tomography – CT) a materiálové vlastnosti odvodili z kostní hustoty. Tento postup je blíže popsán v kapitole 7.1.1.

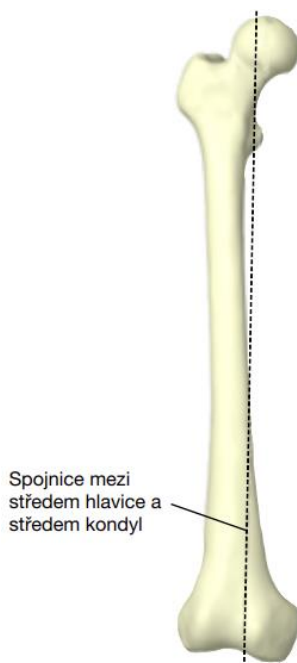
Jedním z faktorů, které mohou ovlivňovat výsledky analýzy, je volba materiálové charakteristiky kosti, jejíž struktura je velmi komplexní, více v kapitole 4.2.3. Keyak a kol. [5] zvolili lineární materiálové vlastnosti. Jako maximální zatěžující síla byla označena síla, při níž bylo dosaženo maximálního von Misesova napětí, při kterém zůstala zachována zvolená bezpečnost vzhledem k mezi kluzu [2]. Výsledky do značné míry korespondovaly s výsledkem experimentu, avšak maximální vypočtená síla byla vždy nižší. Důvodem odchylky bylo to, že maximálního napětí bylo dosaženo pouze v jednom konečném prvku. Porušení kosti by ve skutečnosti nastalo až ve chvíli, kdy je toto napětí překročeno ve více místech než jen v jednom konečném prvku. Přesnějších výsledků po dosažení maximálního von Misesova napětí je možné dosáhnout uvažováním nelineárních vlastností, jak tomu učinil Keyak a kol. [6]. Zde je chování po porušení pro každý prvek popsáno počáteční dokonale plastickou fází.

Další otázkou je, jak pro deformační a napěťovou analýzu vytvořit vhodnou síť konečných prvků. Tvorba geometrie se skládá ze dvou kroků. Nejdříve je geometrie kosti naskenována CT skenerem ve formě voxelů. Následně je vytvořena povrchová síť ve formátu Standard Tessellation Language (STL), která může být dále modifikována, viz. kap. 7.1.1. Předchozí práce využívaly objemový model vytvořený přímo z vygenerované STL sítě (Obr. 1A). Tento přístup je intuitivní a geometrii kosti lze získat rychlým a jednoduchým způsobem bez nutnosti úprav. Hlavní nevýhodou této sítě je povrch s ostrými hranami, které mohou zkomplikovat další práci s modelem a výsledky mohou být méně přesné [7]. Většina dnešních studií proto volí postup, při kterém je síť upravována před vytvořením objemového modelu. To nabízí kontrolu nad kvalitou povrchu a usnadní tvorbu hladkého modelu, tedy modelu více odpovídajícího reálné kosti, čímž se i snižuje riziko vniku koncentrátoru napětí (Obr. 1B).



Obr. 1: Rozdíl mezi sítí získanou před úpravou (A) a sítí po úpravě (B), převzato z [2]

Pro provedení deformační a napět'ové analýzy je nutné určit vhodné okrajové podmínky, jejichž volba je pro správnost výsledků zásadní. Existuje několik způsobů a řešení, jak ve výpočtovém modelování napodobit silové působení na skutečné stehenní kosti. Rešerši používaných způsobů provedli Babil a kol. [8]. Některé studie volí jako okrajové podmínky omezení posuvů a rotací hlavice nebo kondyl ve všech směrech. Tento přístup příliš neodpovídá skutečným kloubním spojením. Jiný přístup volí okrajové podmínky, kde jsou působící svaly modelovány jako pružinové prvky. Další způsob zahrnoval všechny kontaktní síly svalů a kloubů. Přes osu (Obr. 2) je aplikována síla z kyčle a střed kolenního kloubu byl fixován ve všech směrech. Jako dodatečná podmínka je přidána vazba v oblasti velkého chocholíku, kde je zamezen posuv v mediánně–laterálním a anterior–posteriorním směru. Tato podmínka simulovala pasivní omezující účinky svalů stehna [8].



Obr. 2: Spojnice mezi středem hlavice a kondyly

Co se však prokázalo, je to, že využití výpočtového modelování při posuzování vlivu cementoplastiky je již na takové úrovni, že dokáže riziko zlomeniny posoudit s podobnou přesností jako kliničtí lékaři pracující na základě zkušeností, v některých případech dokonce i přesněji [9]. Jedním z nedostatků je to, že jsou většinou prováděny pouze statické experimenty a neposuzují se tak deformační a napět'ové stavy vznikající při dynamickém namáhání, jako jsou například nárazy.

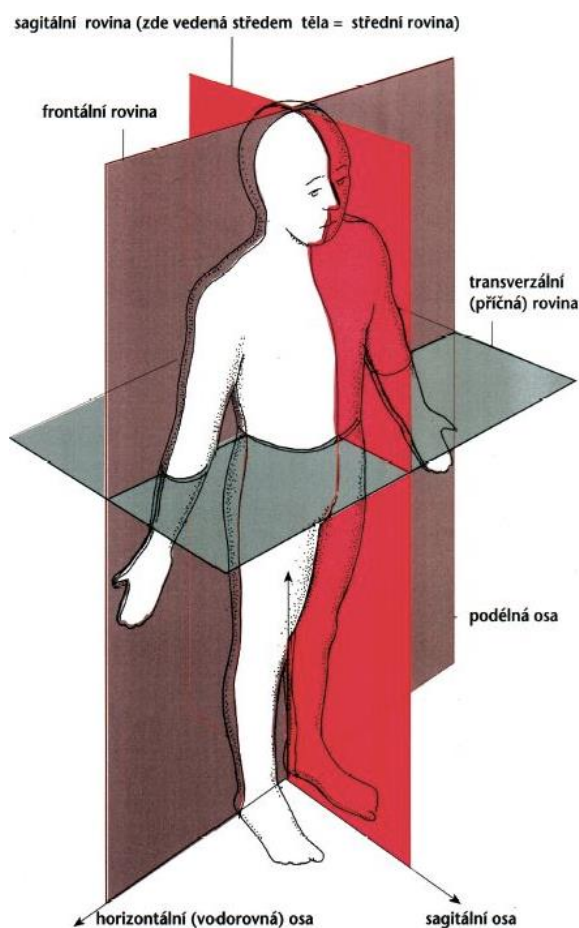
3 Roviny a směry lidského těla

K usnadnění orientace a popisu částí lidského těla jsou zavedeny ustálené roviny a směry, které lidské tělo jednoznačně rozdělují. Všechny roviny vychází ze základní anatomické polohy, kterou je vzpřímený stoj s horními končetinami svěřenými podél boků a s dlaněmi obrácenými vpřed. V této poloze se tělo dělí do čtyř rovin (Obr. 3):

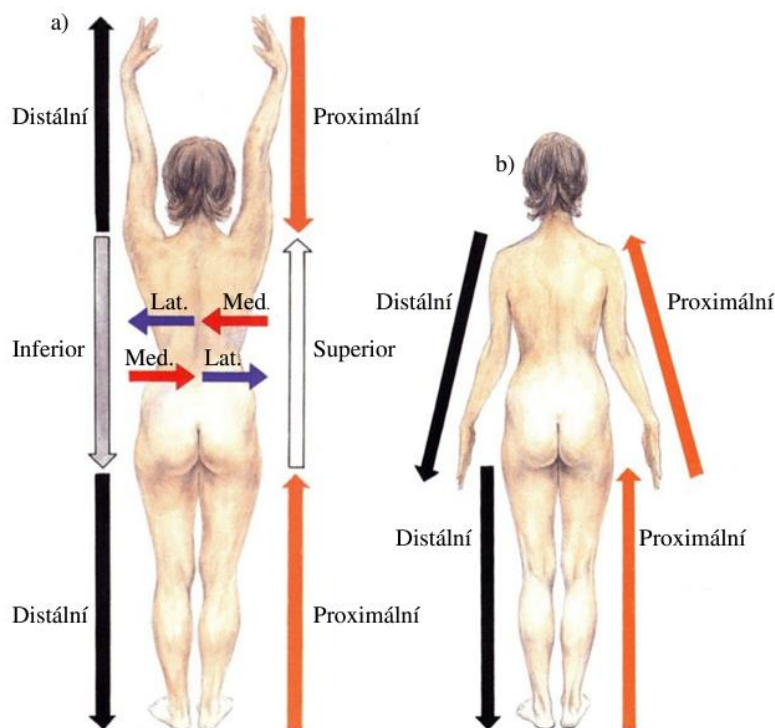
- Mediánní – dělí tělo na levou a pravou část
- Frontální – dělí tělo na přední a zadní část
- Transverzální – dělí tělo na horní a dolní část
- Sagitální – všechny roviny rovnoběžné s mediánní

Dále jsou určeny hlavní směry na lidském těle a jeho končetinách (Obr. 4):

- Anterior – přední
- Posterior – zadní
- Superior – horní
- Inferior – dolní
- Laterální – směrem od středu těla
- Mediální – směrem do středu těla
- Proximální – směrem k trupu
- Distální – směrem od trupu [10]



Obr. 3: Roviny lidského těla, převzato z [11]



Obr. 4: Hlavní směry: a) lidského těla, b) končetin, převzato z [12]

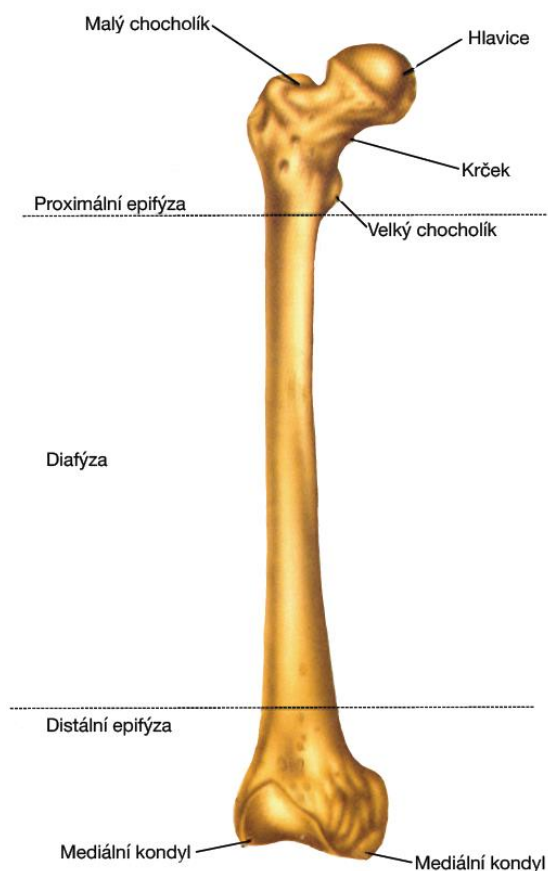
4 Kosterní soustava

Opěrnou (kosterní) soustavu tvoří přes 200 kostí. V těle plní řadu důležitých funkcí. Kostí poskytují strukturální podporu pro zbytek těla, udržují orgány na správném místě a spolu se svaly, vazy a klouby umožňují pohyb. Dále chrání důležité orgány, například lebka chrání mozek, žebra srdce a plíce. V některých kostech se navíc tvoří červené a bílé krvinky a krevní destičky, také je zde uchováván fosfor a vápník, které jsou v případě potřeby uvolněny [13].

Kosti se rozdělují podle tvaru do čtyř skupin. Jedná se dlouhé kosti, kam patří např. kost stehenní nebo kost pažní; kosti krátké, kam se řadí zápěstní a zánártní kosti; dále ploché kosti, např. lopatky a kyčelní kosti, a kosti nepravidelné, např. obratle [10].

4.1 Stehenní kost

Kost stehenní (femur) je nejdelší a nejmohutnější kostí lidského těla. Anatomicky se rozděluje na několik částí. První z nich je proximální konec tvořený hlavicí (caput femoris). V tomto místě je stehenní kost spojena s pánevní kostí a je součástí kyčelního kloubu. Na hlavici navazuje krček (collum femoris), který spojuje hlavici s tělem stehenní kosti (corpus femoris). Osa krčku s osou těla svírá úhel přibližně 125° . Tento úhel se v průběhu života mění, například u novorozenců dosahuje až 160° . Nad krčkem se nachází velký chocholík a pod krčkem malý chocholík (trochanter major et minor). Krček navazuje na tělo femuru. To je mírně prohnuté a jeho středem zadní strany jde drsná čára (linea sapéra), na níž lze rozeznat dvě souběžné čáry (labium mediale a labium laterale). Tělo femuru přechází do distálního konce kosti, který má dva kloubní hrboly (condyli), dva malé hrbolky (epicondylus lateralis et medialis) a kloubní plošku (facies patellaris) pro správné uložení česky (patella). Kondyly jsou vzadu odděleny hlubokým zářezem, fossa intercondylaris (Obr. 5). Stehenní kost se dá rozdělit na dvě koncové části (proximální a distální epifýzu) a diafýzu, spojující epifýzy [14].

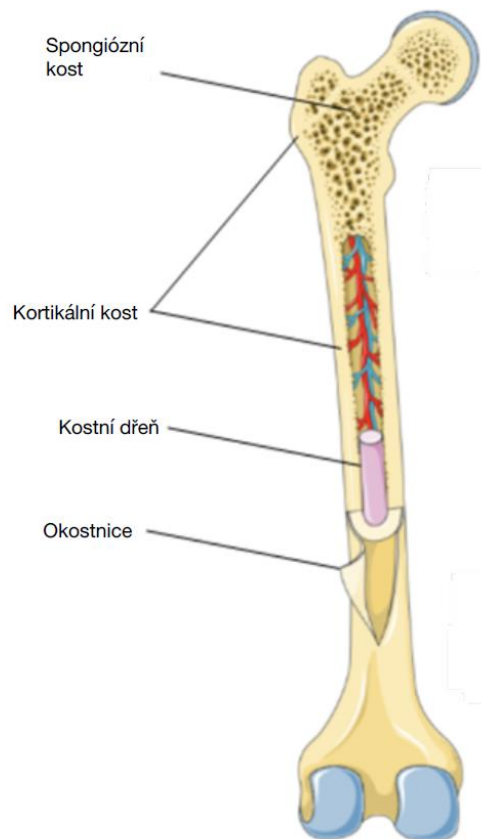


Obr. 5: Anatomie stehenní kosti, převzato a upraveno z [15]

4.2 Kostní tkáň

Kostní tkáň je mineralizovaná pojivová tkáň, vznikající procesem osifikace. Za ten zodpovídají kostní buňky – osteoblasty, osteocyty a osteoklasty. Osteoblasty zajišťují tvorbu nových kostních tkání, naopak osteoklasty postupně odbourávají starých tkání. Osteocyty se podílí na udržování rovnováhy metabolismu, například uvolňováním vápníku do těla. Podíl osteoblastů a osteoklastů ovlivňuje růst nebo úbytek, mimo jiné jako reakce na zatěžování kosti, viz. 6, a jejich nerovnováha může způsobit i řadu nemocí a komplikací, například osteoporózu nebo vznik kostních metastázou, viz kap. 5 [16].

Všechny kostní tkáně mají komplexní konstrukci sestavenou tak, aby při co nejmenší hmotnosti dokázaly přenášet co největší zatížení, a zároveň plnit všechny požadované funkce, viz. kap. 3 [17]. Kostní tkáň má dva základní typy, které se liší strukturou a funkcí. Jedná se o hutnou (kortikální) tkáň, která tvoří převážně povrchové části všech kostí a diafýzy dlouhých kostí, a houbovitou (spongiózní) tkáň, kterou je možné nalézt například v obratlích nebo epifýzách dlouhých kostí. Kostra dospělého člověka se skládá z celkově 80 % kortikální kosti a 20 % spongiózní kosti. Různé kosti a části kostí mají různé poměry kortikální a spongiózní kosti. Tento poměr je u stehenní kosti 50:50 v epifýzách a 95:5 v diafýze [18]. U dlouhých kostí v oblasti diafýz se v hloubce dále nachází bohatě prokrvená dutina a v ní kostní dřev. Povrchy kostí jsou pokryté okostnicí, která zajišťuje výživu, krevní zásobení a ochranu kosti (Obr. 6) [19].

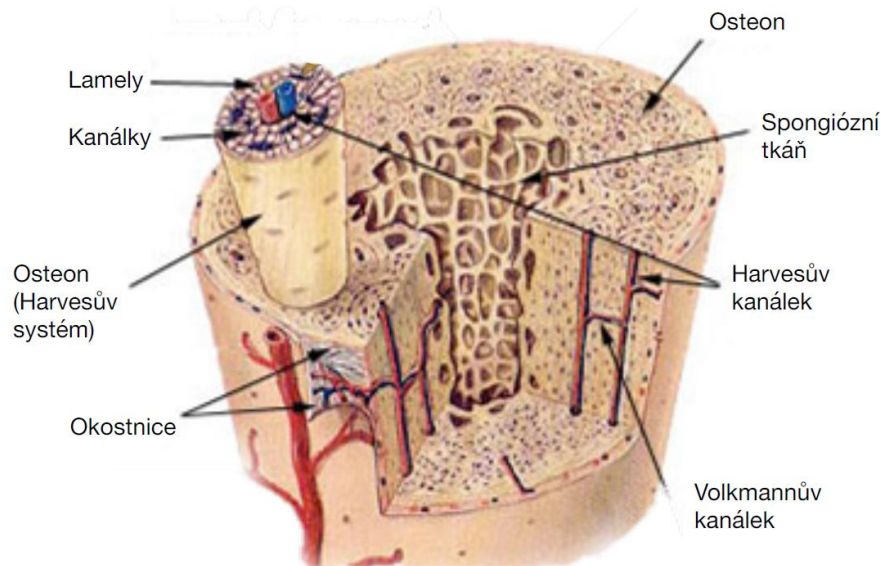


Obr. 6 Rozdělení tkání ve stehenní kosti [20]

4.2.1 Kortikální tkáň

Kortikální kost (lat. substantia compacta) je velmi tvrdá, pevná a hladká tkáň. Kortikální kostní tkáň je tvořena tzv. osteony, které jsou nejčastěji směřovány v podélném směru kosti. Osteon, neboli Harvesův systém, je svazek stejně orientovaných trubčových lamel, soustředěných kolem Havresových kanálků. Kanálky procházejí krevní cévy a nervová vlákna. V příčném směru je kortikální tkáň protkaná Volkmannovými kanálky, které propojují krevní oběh v Harvesově systému (Obr. 7) [19].

Pro své mechanické vlastnosti tvoří kortikální kostní tkáň povrchovou vrstvu všech kostí a v diafýzách dlouhých kostí tloušťka kortikální tkáně dosahuje až několika milimetrů [19]. Mechanické vlastnosti kostí každého jedince se v průběhu života mění a záleží na řadě ovlivňujících faktorů. Jedním z nich je např. minerální složení. S přibývajícím věkem se v kostech ukládá více minerálních látek (fosforu a vápníku), tím se kosti stávají křehčí. Dalšími faktory jsou teplota, obsah vody, nemoci kostí, apod. [21]. Kortikální kost je materiál se složitou vnitřní strukturou, protkaná cévami a kanálky, s průměrnou pórovitostí 5 %. Vlivem uspořádání osteonů je pevnost v podélném směru výrazně vyšší než pevnost v příčném směru. Jedná se tedy o anizotropní a nehomogenní materiál [22]. To značně komplikuje tvorbu modelu materiálu k využití ve výpočtovém modelování.

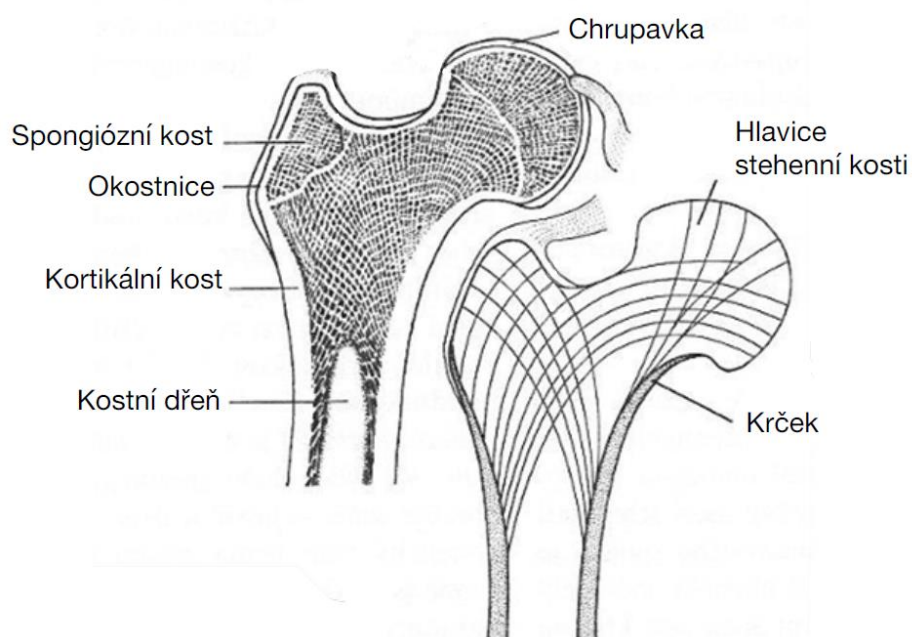


Obr. 7: Skladba kostní tkáně, převzato z [23]

4.2.2 Spongiozní tkáň

Spongiozní kost (substantia spongiosa) je lehká a vysoce porézní tkáň (pórovitost obvykle 75 – 95 %) [24]. Oproti kortikální kosti je mnohem pružnější, méně tvrdá a poskytuje další strukturální podporu [25]. Je tvořena jemnými trámci, které jsou uspořádány do trojrozměrné mřížky. Architektonika, tedy počet, orientace a tloušťka trámců spongiozní tkáně, je závislá na směru a velikosti mechanického zatěžování kosti. V průběhu celého života dochází k remodelaci, viz kap. 6. Trámce odpovídají směru zátěžových siločar (Obr. 8), v nichž se uplatňuje na kost tlak a tah. Spongiozní tkáň se nachází v epifýzách dlouhých kostí nebo v plochých kostech [18].

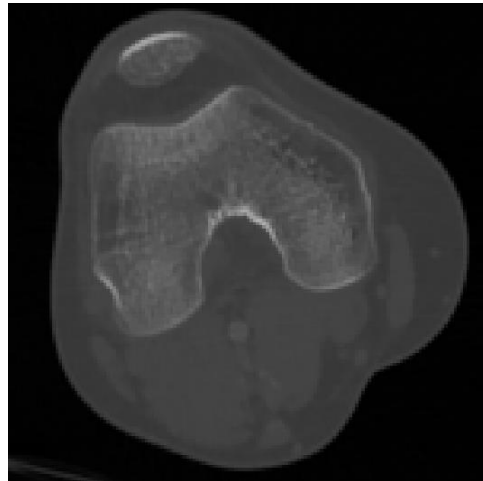
Prostor mezi trámci spongiozních tkání je vyplněn červenou kostní dřeví, ve které se tvoří červené krvinky, a žlutou kostní dřeví, ve které se ukládá tuk [26].



Obr. 8 Vyznačení stavby trámců spongiózní tkáně, převzato z [26]

4.2.3 Mechanické vlastnosti kosti

Jedním ze způsobů, jakým je možné určit mechanické vlastnosti kostní tkáně jako nehomogenního materiálu, je analýzou CT. Tento způsob využívá toho, že CT měří absorpce rentgenového záření. Skener tkáň lidského těla popíše pomocí voxelů, kvádrových prvků, jejichž tloušťka je dána tloušťkou snímané vrstvy. Výsledná míra absorpce voxelu, též denzita, je průměrnou denzitou v celém objemu voxelu. K vyjádření míry absorpce se využívají Hounsfieldovy jednotky (HU). Každá tkáň v lidském těle má svoji charakteristickou hodnotu HU, například pro kortikální kostní tkáň je tato hodnota rovna 900 – 1800, pro spongiózní tkáň je to 150 – 900, a pro svaly 35 – 70. Při zobrazení snímku se pak hodnoty rozdělí do intervalů, kdy je každému z nich přidělen odstín šedi (Obr. 9) [27].



Obr. 9: Ukázka snímku CT distální poloviny stehenní kosti

Z HU lze spočítat zdánlivá hustota kosti, z té je pak možné dopočítat Youngův modul pružnosti. Model materiálu kostní tkáně je možné popsat jako heterogenní a s využitím mapování předepsat každému prvku diskretizované geometrie individuální hodnotu E na základě hodnot HU z CT snímků [28]. Také lze využít homogenní model materiálu, kdy je celému objemu přiřazena jedna konstantní hodnota E [27]. V této práci byl zvolen druhý způsob, a materiál je tedy homogenní, izotropní lineárně pružný, definovaný Youngovým modulem pružnosti E a Poissonovým poměrem μ .

5 Kostní metastáza

V pokročilých stádiích rakoviny se nádorové buňky mohou rozšířit i do dalších orgánů v těle. Při rozšíření nádorových buněk do kosti dochází k narušení rovnováhy mezi odbouráváním starých buněk a tvorbou nových. Můžou tedy nastat dva typy metastáz. První z nich je osteoblastická, při které dochází k nadměrné tvorbě nové kostní tkáně. Druhým typem je osteolytická metastáza, při které naopak dochází k nadměrnému odbourávání původní kostní tkáně. Dále existuje i smíšená metastáza [29].

U osteolytických metastáz tedy v kosti postupně vzniká měkká nádorová (patologická) tkáň, která se společně s odbouráváním buněk stále více zvětšuje a tím oslabuje kost. I v případě, že se podaří zamezit šíření nádorových buněk primární léčbou (např. chemoterapie, radioterapie), kost zůstane nadále oslabena. Právě k mechanickému zpevnění kosti po intralezionální resekci slouží cementoplastika. Ta lokálně metastázu sanuje, a může být kombinována s dalšími typy léčby (např. radioterapie) [30].

5.1 Cementoplastika

Cementoplastika je invazivní zákrok, kdy je kostní dutina vyplněna PMMA. Do kosti je nejprve vyvrtán otvor, jehož průměr a umístění závisí na velikosti a poloze kostní metastázy. Poté následuje exkochleace, při které se nástrojem připomínajícím ostrou lžičku „vyškrabe“ poškozená tkáň [31]. Otvorem je následně do dutiny ručně vpraveno množství PMMA tak, aby byla dutina kompletně vyplněná. Objem použitého PMMA se mění v závislosti na velikosti léze [32].

I přes zpevnění kosti cementoplastikou u některých pacientů stále přetrvává riziko patologické zlomeniny. Jedním ze způsobů, jak tomuto problému zabránit, je použití dlahy, která poskytuje dodatečnou fixaci. Rozhodnutí, zda dlahu použít či nikoli, je proto pro zdraví pacienta velmi podstatné. Určení podmínek, za jakých nastává zvýšené riziko patologické zlomeniny a fixace pomocí dlahy je proto vhodná, je předmětem řady studií [33][34][35][58]. Nejčastější příčinou patologické zlomeniny je špatná oseointegrace PMMA a kortikální kosti [33].

5.2 Kostní cementy

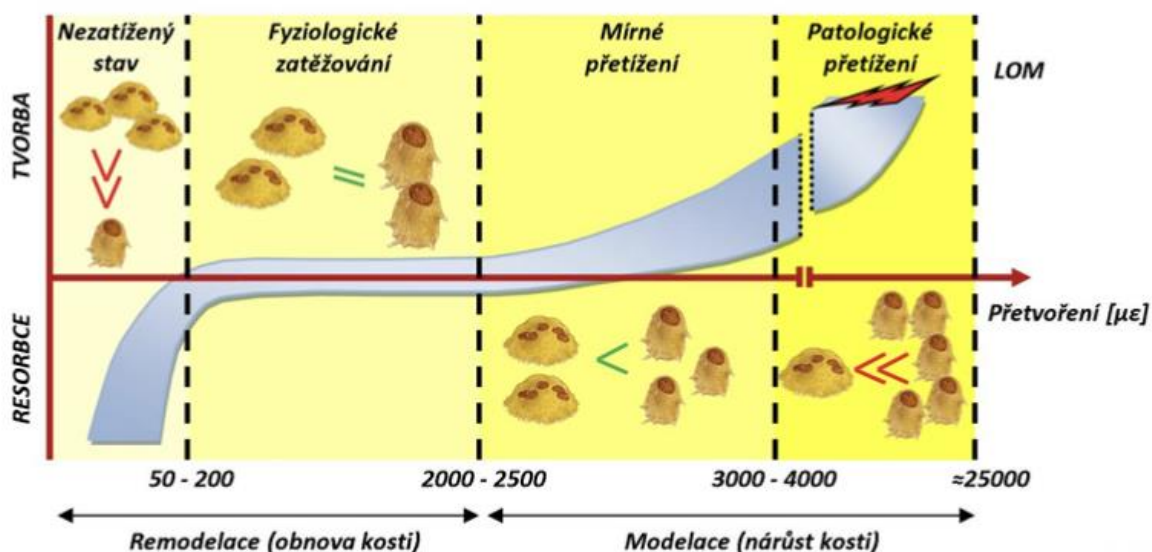
Kostní cementy patří do skupiny biomateriálů, která má v ortopedii širokou škálu využití, například jako pojivo mezi dříkem kloubní náhrady a kostí. Musí splňovat řadu požadavků jako je biokompatibilita, chemická a fyzikální stálost, vhodné mechanické vlastnosti a snadná zpracovatelnost [40]. Kostní cementy jsou tvořeny práškovou a kapalnou složkou, přičemž volba této kombinace je ovlivněna požadovanými fyzikálními a chemickými vlastnostmi a konkrétní aplikací cementu [38]. Prášková složka může být navíc obohacena o aditivní látky, příkladem je kontrastní látka umožňující sledovat stav cementu během i po operaci pomocí rentgenu (nejčastěji oxid zirkoničitý ZrO_2) nebo antibiotika, která významně přispívají zhojení po zákroku a zabraňují infekcím. Při cementoplastice se využívá převážně kostní cement na bázi polymethylmethakrylátu (PMMA) s antibiotiky [39].

PMMA je termoplastický materiál, patřící do skupiny organických polymerů [39]. Polymerizace směsi nastává ihned po smísení práškové a kapalné složky. Jedná se o exotermickou reakci, která může dosahovat teplot až $100\text{ }^{\circ}\text{C}$, což může zapříčinit termonekrózu kosti. Ačkoli je tloušťka poškozené vrstvy malá a tkáň má obvykle schopnost regenerace, je vhodné pokusit se dosáhnout co nejnižších teplot. Maximální teploty směs dosáhne většinou mezi 5. až 10. minutou [40]. Po obvykle 2 až 3 minutách od smíchání je směs stále tvárná, konzistencí připomíná těsto a dobře se s ní v této fázi pracuje. Během 10 – 15 minut PMMA vytvrdne na 90 % konečných mechanických vlastností a nesmí se s ní dále pracovat [41]. Ortoped má tak relativně krátký čas na manipulaci s PMMA a provedení zákroku.

Na hranici kosti a PMMA se oseointegrací vytvoří pevné spojení. PMMA obklopí nerovnosti a výstupky členitého povrchu kosti. Implantace PMMA způsobí drobné poškození, což vyvolá přestavbu povrchu kostní tkáně a nově vzniklé kostní výstupky vytvoří s implementovaným PMMA spoj, který dosahuje dobré pevnosti [40]. Vlivem polymerizace a změny teploty během tuhnutí dochází ke zvětšení objemu PMMA. K výraznému zvětšení objemu dochází v závěrečné fázi vytvrzování, kdy se PMMA chová již jako pevná látka. Vznikají zde ale zbytková napětí, která jsou dostatečně velká k tomu, aby mohla iniciovat trhlinu ještě před funkčním zatížením [42].

6 Frostova hypotéza

Jak bylo uvedeno v kapitole 4.2.2, množství kostní tkáně závisí na zatěžování kosti. Biologickou odezvu v kostní tkáni na mechanické zatěžování popisuje Frostova hypotéza [43][44]. Pro posuzování biomechanických problémů je proto velmi podstatná. Podle ní se kostní tkáň přizpůsobuje danému přetvoření – při nízkém přetvoření dochází k zvýšení množství osteoklastů k úbytku kostní tkáně, naopak při mírném přetěžování dochází k růstu vlivem přebytku osteoblastů. Při fyziologickém zatížení je poměr osteoklastů a osteoblastů v rovnováze a struktura kosti se nemění. Při patologickém přetěžování však může dojít až k porušení a lomu [45]. Chování kostní tkáně je tedy rozděleno dle přetvoření do čtyř oblastí – nezatížený stav, fyziologické zatěžování, mírné přetížení a patologické přetížení. Přetvoření je uváděno v jednotce mikrostrain ($\mu\epsilon$), která je definovaná jako $1000 \mu\epsilon = 0,1\%$ změna délky (Obr. 10: Schéma závislosti množství kostní tkáně a přetvoření, převzato z [46]) [46].



Obr. 10: Schéma závislosti množství kostní tkáně a přetvoření, převzato z [46]

7 Tvorba výpočtového modelu

7.1 Model geometrie

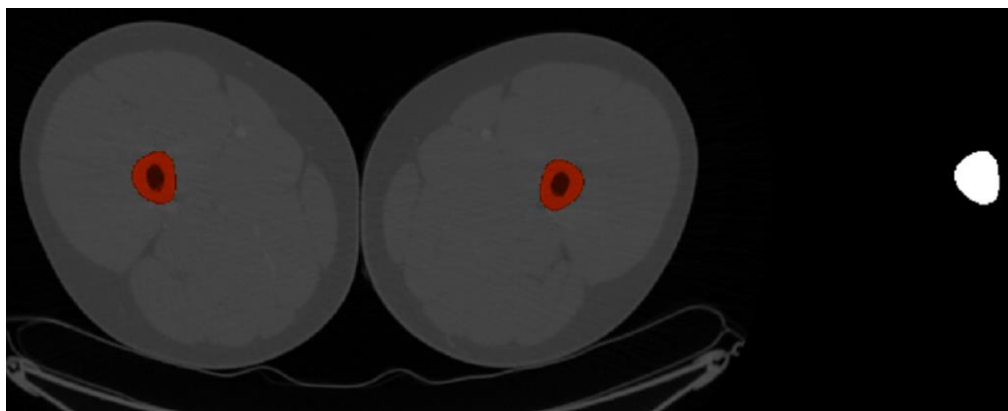
7.1.1 Model geometrie femuru

Základem pro vytvoření geometrie stehenní kosti byly CT snímky poskytnuté I. Ortopedickou klinikou Fakultní nemocnice sv. Anny. Data z CT snímků jsou ukládána ve formátu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), který obsahuje metadata s informacemi jak o snímku (velikost voxelu, intenzita voxelu nebo poloha jednotlivých řezů), tak i o pacientovi (jméno, věk, čas CT, atd.) V tomto případě byly snímky obdrženy v anonymizované podobě.

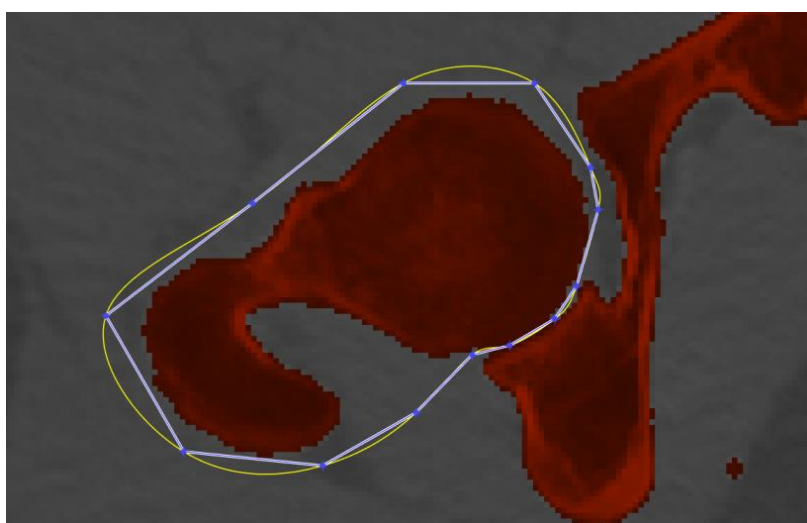
K vytvoření povrchové sítě stehenní kosti byl využit software STL Model Creator, vytvořený Ústavem mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky [47], který funguje v programu Matlab R2023b (Math Works, Natick MA, USA). Tento program dokáže rozlišovat voxely na základě HU. Nastavením vhodných prahových hodnot, které vychází z HU,

je tak možné označit a segmentovat požadovanou tkáň od okolí, např. kortikální kost od okolních svalů a šlach.

Využitím segmentace obrazu byl při tvorbě kortikální kosti ve všech vrstvách označen celý průřez stehenní kosti, a to buďto využitím automatické segmentace (Obr. 11, vyznačeno červeně), a to v diafýzách, kde je přechod mezi tkáněmi jednoznačný, nebo manuální segmentace, která byla použita převážně v epifýzách, kde rozhraní mezi tkáněmi není dostatečně zřetelné (Obr. 12: Manuální segmentace v softwaru STL Model Creator). Následně byla vygenerována 3D síť vnějšího povrchu stehenní kosti ve formátu STL. Stejně se postupovalo při segmentaci spongiózní tkáň, pouze s jiným nastavením prahových hodnot.

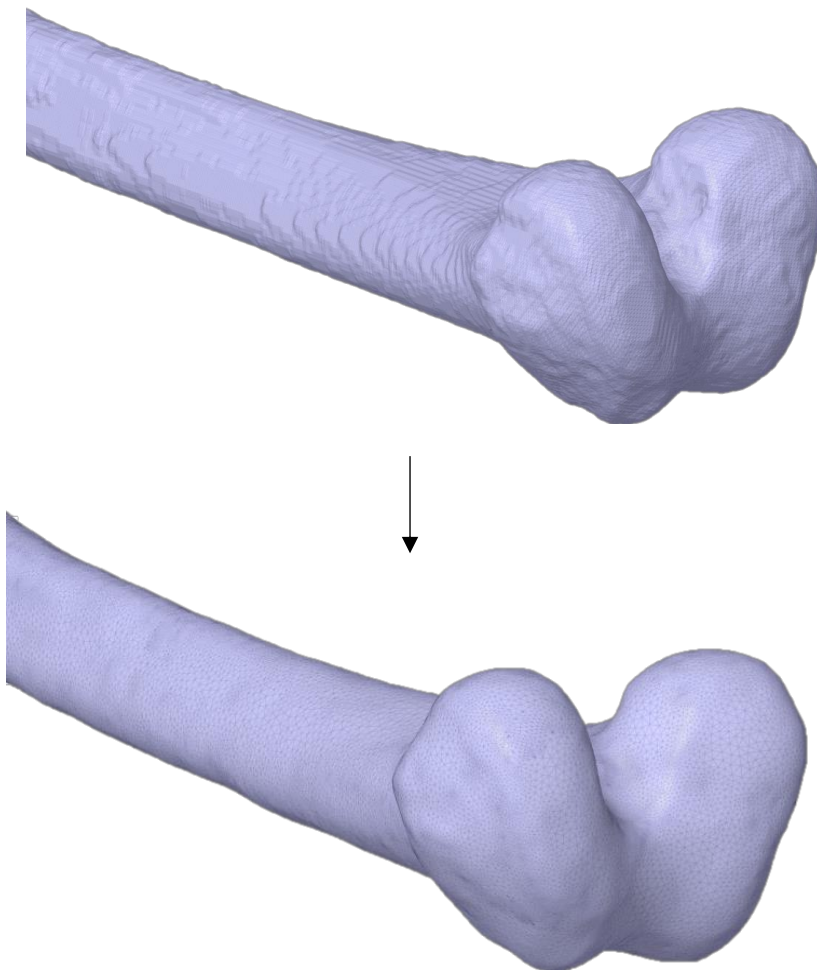


Obr. 11: Automatická segmentace v softwaru STL Model Creator



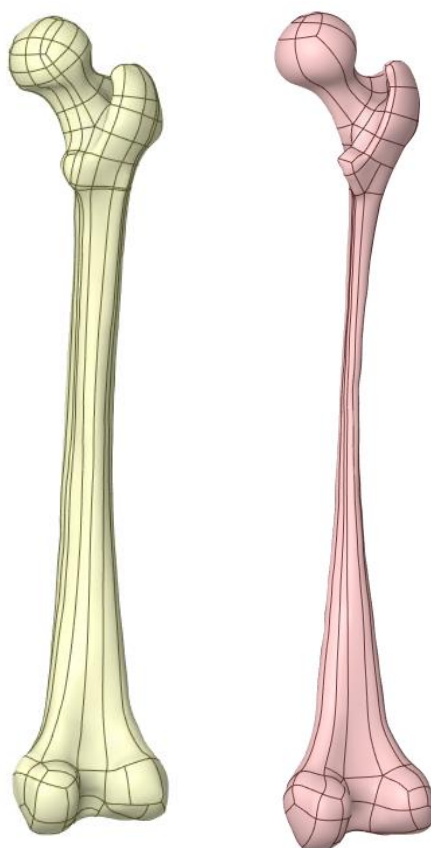
Obr. 12: Manuální segmentace v softwaru STL Model Creator

STL síť vygenerovaná programem STL Model Creator nedosahuje dostatečné kvality, obsahuje řadu nepřesností a svou hrubostí celkově neodpovídá hladkému povrchu kortikální kosti. Pro získání přesnějších výsledků, je model potřeba upravit. K tomu byl využit program SpaceClaim – ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 23.2 (Swanson Analysis, Inc., Houston, PA, USA). Importovaný model byl nejprve upraven v modulu „Plošky“, čímž byly odstraněny všechny chyby ve spojení polynomů, ostré hrany, vrcholy a dutiny (Obr. 13).



Obr. 13: Úprava povrchu kosti v programu SpaceClaim

Následně byla plošková síť převedena funkcí „Automatická textura“ na hladký model složený z menšího počtu ploch a jejich spojením vznikne objemové těleso. Výsledný model vnějšího povrchu kortikální kosti je zobrazen na Obr. 14a. Stejným způsobem se postupovalo i při tvorbě modelu kostní dřeně a spongiózní kostní tkáně (Obr. 14b). Přechod mezi spongiózní kostí a kostní dření je plynulý a pro tvorbu geometrie složitý. Proto byl model rozdělen pomocí 2 řezných rovin umístěných na přibližném přechodu mezi těmito strukturami (Obr. 15). Poslední krokem bylo zkombinování obou objemových geometrií do jednoho modelu. Kortikální kost byla získána jako rozdíl kostní dřeně a spongiózní kosti a vnějšího povrchu stehenní kosti. Část modelu, která simuluje kostní dřeň, byla z modelu odstraněna, důvod je uveden v kapitole 7.3.3. Model celého femuru je zobrazen na Obr. 15: Model kortikální a spongiózní tkáně s vyznačenou vzdáleností řezných rovin, kde žlutě je vyznačena kortikální kostní a červeně spongiózní tkáň.



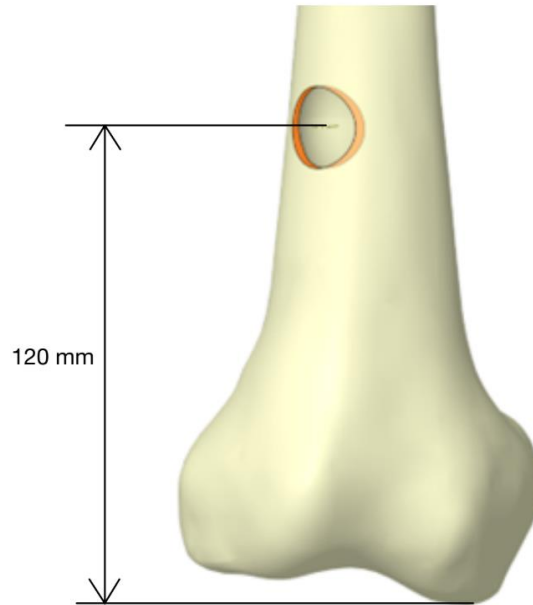
Obr. 14: a) Objemový model kortikální kostní tkáně, b) objemový model spongiózní kostní tkáně a kostní dřeně



Obr. 15: Model kortikální a spongiózní tkáně s vyznačenou vzdáleností řezných rovin

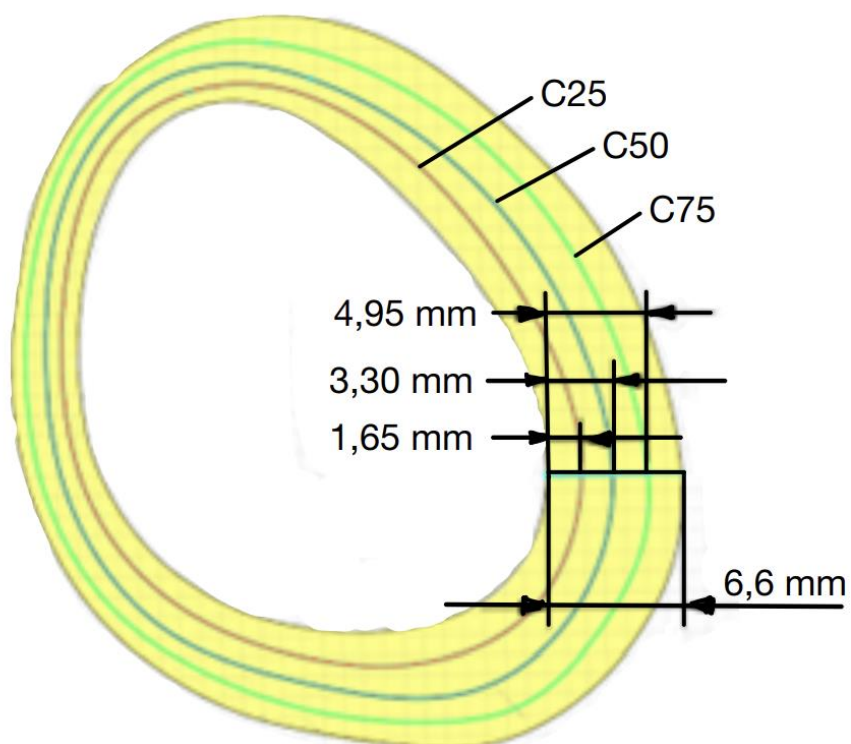
7.1.2 Geometrie kostního cementu

Pro tuto analýzu byly zvoleny 3 velikosti dutin elipsoidního tvaru vzniklých po odstranění kostní metastázy exkochleací. Cílem tohoto rozhodnutí byla snaha o nalezení odpovědi, jak výrazně PMMA zlepšuje mechanické vlastnosti kosti v závislosti na velikosti metastázy, a zda je zlepšení dostatečně vysoké, nebo je třeba další podpory kosti. Kostní metastáza byla umístěna do distální poloviny diafýzy a nezasahuje do povrchu stehenní kosti. Analýza bude provedena u kostí před a po cementoplastice. Součástí geometrie je i otvor o průměru 20 mm vyvrtaný skrz kortikální kost, kterým byl do dutiny vpraven kostní cement (Obr. 16).



Obr. 16: Otvor pro vpravení cementu v distální části femuru

Model PMMA má tvar připomínající elipsoid. Aby velikost elipsoidu co nejlépe odpovídala velikosti odstraněné kostní tkáně po exkochleaci, v místě středu otvoru byla kolmo k ose kosti vedena rovina řezu, ve které byly vytvořeny křivky kopírující nesymetrický tvar vnějšího a vnitřního povrchu kosti. Celkem byly vytvořeny 3 křivky ve vzdálenostech přibližně čtvrtiny (ozn. C25), poloviny (ozn. C50) a tří čtvrtin tloušťky stěny (ozn. C75) kortikální kosti, měřeno směrem od jejího vnitřního povrchu (Obr. 17). To zajistí, že alespoň v jednom řezu bude možné porovnávat zlepšení mechanických vlastností vlivem cementoplastiky v závislosti na zeslabení stěny. Zároveň již otvor sám o sobě snižuje průřez kosti a v kombinaci se zeslabením kosti se pravděpodobně bude jednat o kritické místo.



Obr. 17: Průřez kostí a srovnání jednotlivých křivek, které budou použity k vytvoření modelu PMMA

Tyto křivky byly zkopírovány a doplněny o 2 kolmé elipsy s hlavními osami o délce 75 mm. Funkcí „Prolínání“ byly v programu SpaceClaim vytvořeny 3 tělesa připomínající elipsoidy, které v jednom místě kopírují průřez kosti (Obr. 18).

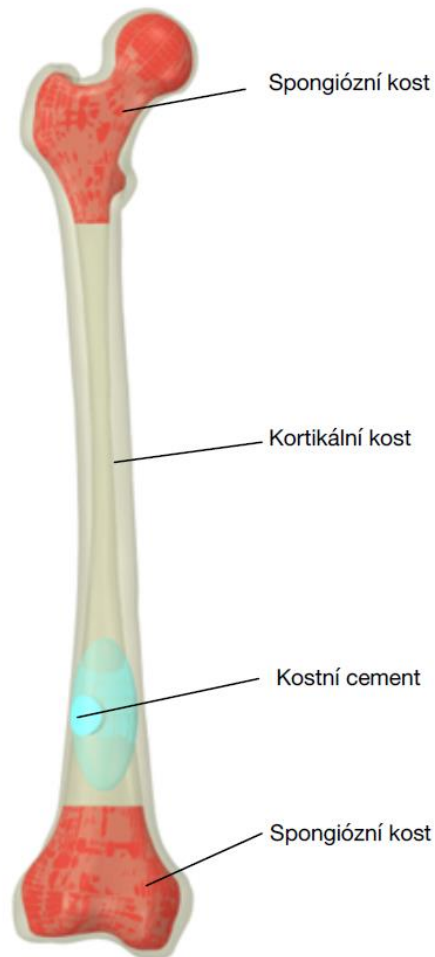


Obr. 18: Model PMMA

Tabulka 1: Objemy modelů PMMA

Model	Objem [ml]
C25	26,1
C50	32,2
C75	39,5

Modely PMMA byly umístěny do modelu femuru a funkcí „Spojit“ byl z kortikální kosti odstraněn průnik kosti a PMMA. PMMA je tak v přímém kontaktu s kortikální kostní tkání. Model PMMA byl dále sloučen s válcem, který simuluje PMMA, jímž by byl vyplněn otvor vyvrtaný v kosti. Kompletní model je zobrazen na *Obr. 19*. Umístění léze, velikost a pozice otvoru i tvar PMMA byl zvolen na základě konzultace se zkušeným ortopedem.



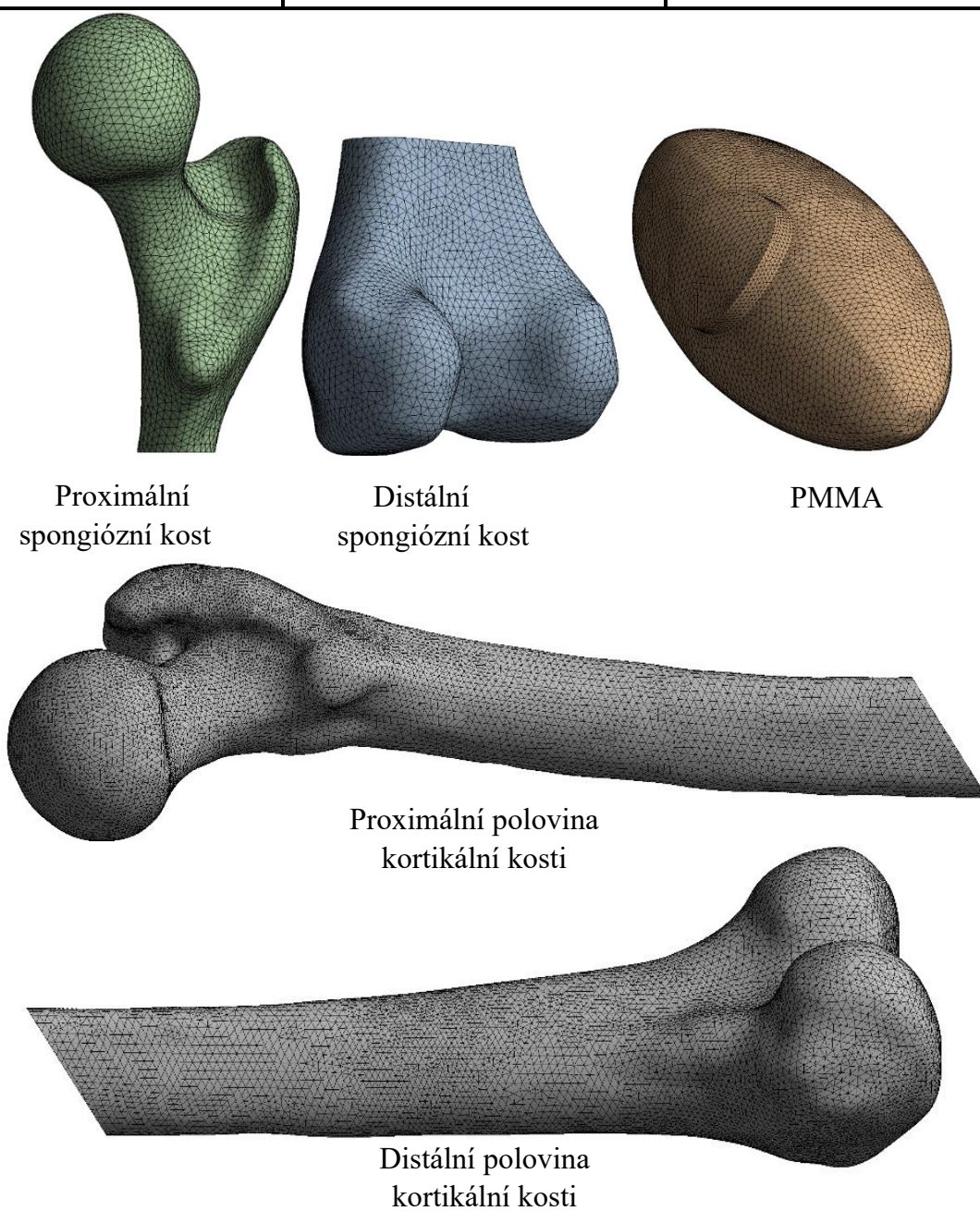
Obr. 19: Kompletní model stehenní kosti s PMMA, kortikální kost žlutě, spongiózní červeně, PMMA modře

7.2 Síť konečných prvků

K získání kvalitních výsledků je tvorba sítě konečných prvků velmi podstatná. Při velikosti prvku přibližně 2,5 mm nebo menší řešení konverguje, při použití větších prvků analýza nemusí poskytnout správné výsledky. Naopak při velikosti prvku 0,5 mm a dalším zjemňování sítě se výsledky mění už jen z principu numerické chyby, pouze se zvyšují nároky na výpočetní výkon a čas [8]. Na základě toho byla globální velikost prvku nastavena na 1,8 mm. Model kortikální kostní tkáně dosahuje v některých místech velmi malé tloušťky. Chová se tedy jako tenkostěnná skořepina, a proto je nutné zajistit, aby stěna byla ve své tloušťce rozdělena na alespoň 3 prvky. Toho bylo docíleno funkcí „Sizing“, pomocí kterého byla velikost prvku lokálně snížena na 0,7 – 1,5 mm. Pro modely spongiózních tkání byla globální velikost prvku nastavena na 1,8 mm a pro model PMMA na 1 mm. Počty prvků a uzlů jednotlivých sítí jsou vypsány v tabulce 2 a ukázka sítí je zobrazena na Obr. 20. Pro všechny modely bylo použito stejné nastavení sítě.

Tabulka 2: Počty prvků a uzlů

Model	Počet prvků	Počet uzlů
C25S	1 002 126	1 462 103
C25B	802 593	1 183 940
C50S	1 006 767	1 462 017
C50B	795 706	1 175 401
C75S	1 145 304	1 661 680
C75B	790 748	1 171 554
C00	752 982	1 111 839



Obr. 20: Síť konečných prvků jednotlivých částí modelu

7.3 Model materiálu

Celá sestava se skládá z PMMA a stehenní kosti, která je tvořena kortikální a spongiózní tkání. Modely všech materiálů jsou v této práci považované za izotropní, homogenní a lineárně elastický materiál, určený Youngovým modulem pružnosti a poissonovým poměrem.

7.3.1 Model materiálu kostního cementu

Materiálové vlastnosti PMMA se liší dle konkrétního složení a výrobce (např. Palacos nebo Synicem). Pro tento výpočet byly zvoleny následovně:

Tabulka 3: Model materiálu PMMA

Část	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonův poměr μ [-]	Reference
PMMA	2 400	0,45	[42]

7.3.2 Model materiálu kortikální a spongiózní tkáně

Jak již bylo uvedeno v kapitole 4.2.3, je velmi obtížné přesně určit materiálové charakteristiky kostní tkáně z důvodů řady měnících se faktorů a komplikované vnitřní struktury. Neexistuje tedy jedna správná hodnota, která by platila pro všechny kosti. K získání detailní charakteristiky je možné využít postupu z kapitoly 7.1.1, ale v rámci dodržení předpokladu o homogenitě materiálu byl model materiálu zvolen následovně:

Tabulka 4: Model materiálu kortikální a spongiózní tkáně

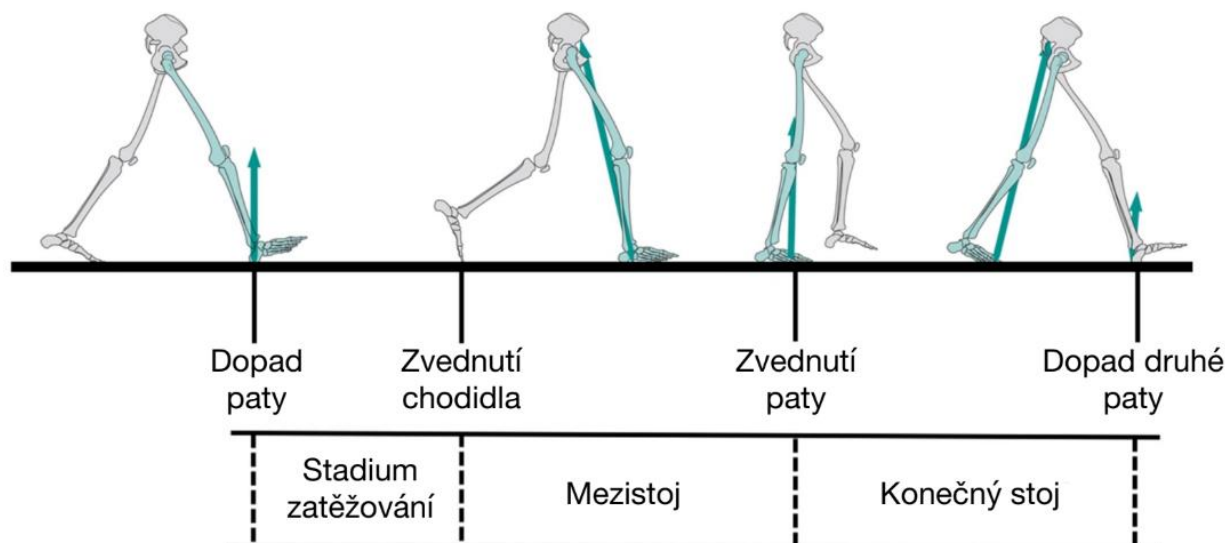
Část	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonův poměr μ [-]	Reference
Kortikální	17 900	0,3	[48; 49]
Spongiózní	700	0,3	[50][51]

7.3.3 Model materiálu kostní dřevě

Youngův modul pružnosti kostní dřevě je velmi nízký, jeho hodnoty se pohybují od 0,3 do 24,7 kPa [52]. Ve srovnání s ostatními tkáněmi je tedy jeho velikost z hlediska výpočtového modelování nepodstatná.

7.4 Model zatížení a vazeb

Pro pochopení, jakým způsobem je stehenní kost zatěžována během chůze, je důležité znát cyklus chůze (Obr. 21). Jedné se o cyklický pohyb, který je možné rozdělit do několika fází. Cyklus začíná úderem paty do podložky (neboli Initial contact). Dopadem paty začíná fáze zatěžování, která je ukončena dopadem celého chodidla a začátkem zvedání chodidla druhé nohy (neboli Toe off). Následuje mezistoj (neboli Mid-stance), při kterém je veškerá váha přenesena na jednu nohu. Poslední fází je konečný stoj (neboli Terminal stance), který začíná zvedáním paty první nohy a končí dopadem paty druhé nohy [53].

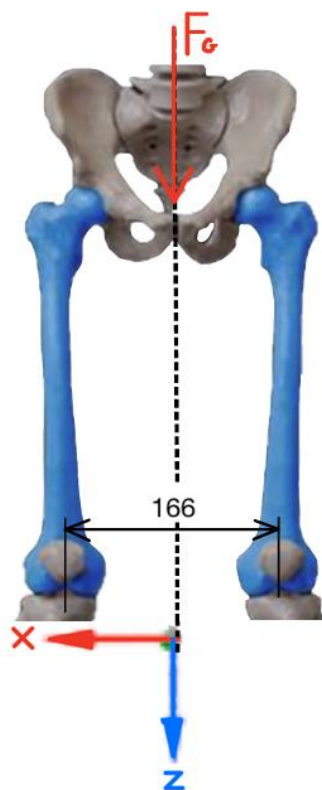


Obr. 21: Cyklus kroku převzato z [54]

Síly působící na stehenní kost se během krokového cyklu mění a její velikost se odvíjí od tělesné váhy stylu chůze pacienta (šířka a délka kroku, chůze přes patu nebo přes špičku, apod.). Bylo naměřeno, že hodnota maximální kontaktní síly v kolenní se pohybuje přibližně v intervalu 2,2 – 3,5 násobku tělesné váhy, a to na konci stádia zatěžování a ve fázi mezistojce [55]. V této práci byla zvolena zatěžující síla rovna 2,8 násobku tělesné váhy.

Následující okrajové podmínky jsou kombinací okrajových podmínek uvedených v práci Bavila a kol. [8]. Vazby byly aplikované na proximální konec stehenní kosti. Hlavice je ukotvena pomocí podpory „Compression only support“, která funguje jako podpora a zabraňuje posuvu pouze proti směru tlakového působení a umožňuje rotaci. Stejným způsobem interaguje hlavice stehenní kosti v kyčelním kloubu. Dále byla použita dodatečná okrajová podmínka omezující pohyb na velkém chocholíku, a to vazbou „Displacement“, se zamezením posuvu v mediálně – laterálním a anterior-posteriorním směru (ve směru x a y v souřadnicového systému, který je zaveden v následujícím odstavci). To simuluje pasivní omezující účinky svalů stehna. Tato podmínka zaručuje jednoznačně určenou soustavu v prostoru. Vazby jsou zobrazené na Obr. 23.

Kost je zatěžována pouze tíhovou silou. Aby bylo možné určit velikost zatížení stehenní kosti, je potřeba znát hmotnost pacienta. Tento údaj však není součástí metadat formátu DICOM. Proto byla zvolena průměrná hmotnost dospělého muže zaokrouhleno na 85 kg. Velikost působící síly je rovna 850 N. Jak bylo uvedeno v předchozích odstavcích, bude se 2,8 násobek tíhové síly působící na tělo pacienta, zaokrouhleno na 2400 N. Nositelka tíhové síly je totožná s osou těla pacienta. Vzdálenost působíště síly na stehenní kosti od osy těla byla odečtena z CT snímků jako polovina vzdálenosti mezi středy kondylů, tedy $166/2 = 83$ mm. V této vzdálenosti v mediálním směru byl vytvořen lokální souřadnicový systém, jehož osy jsou dány osou těla a mediálně – laterálním směrem (Obr. 22). Dále na kost působí síly od svalů, které však v této práci nejsou uvažovány.

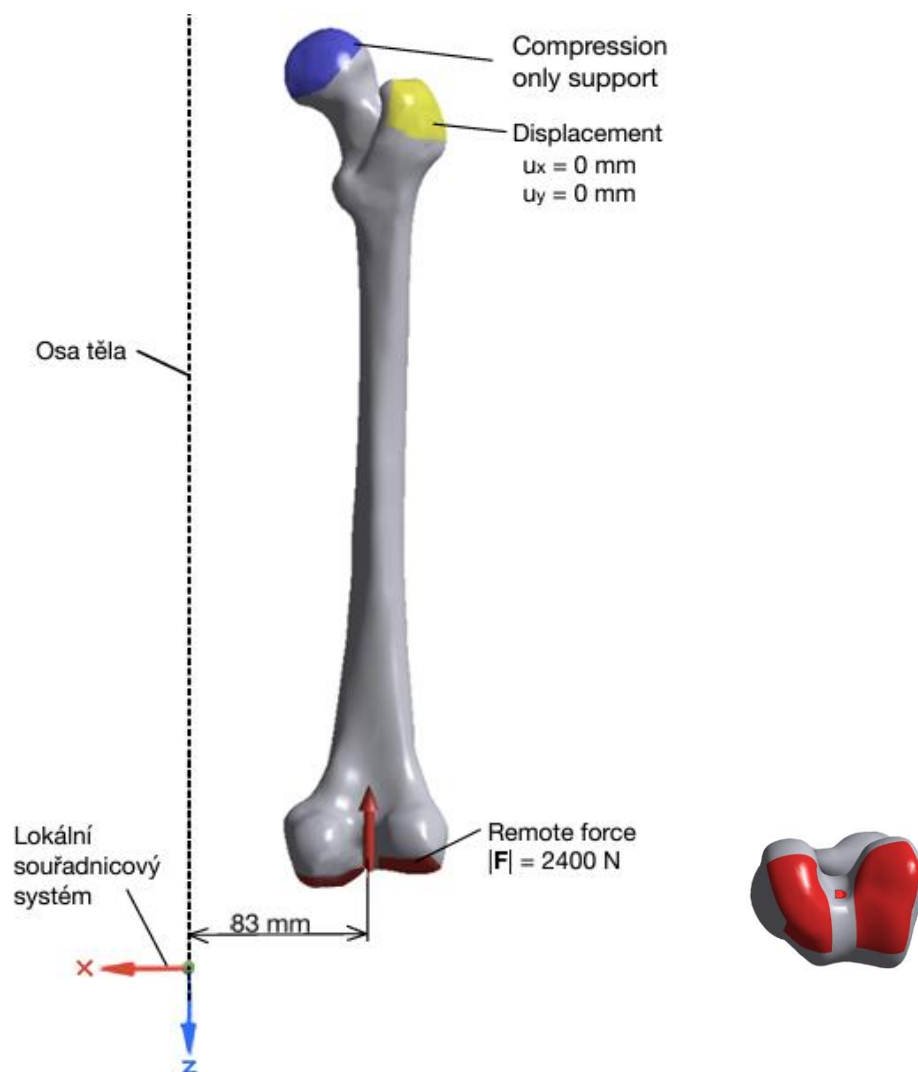


Obr. 22: Vyznačení osy těla, působící síla a lokálního souřadnicového převzato a upraveno z [57]

K zatížení kosti byla použita funkce „Remote Force“, pomocí které se síla na vybrané těleso aplikuje z určeného bodu. Směr síly je určen osou těla a síla působící z počátku lokálního souřadnicového systému, tedy ze vzdálenosti 83 mm. Zvolení funkce „Remote Force“ navíc znamená, že je kost zatěžována i ohybovým momentem. Kost je zatěžována v tlaku reakční silou z kolenního kloubu.

Mezi jednotlivými tělesy (modely kortikální a spongiózní tkáně; modelem kortikální tkáně a PMMA) je vytvořené pevné spojení vazbou „bonded“.

Pro všechny modely byly nastaveny stejné parametry sítě konečných prvků a stejné okrajové podmínky – vazby „Compression only support“, „Displacement“ a síla „Remote force“ o velikosti 2400 N působící z počátku lokálního souřadnicového systému, vše zobrazeno na Obr. 23. Síly vznikající působením svalů v této práci nejsou uvažovány.



Obr. 23: a) Vazby „Compression only support“, „Displacement“, zatěžující síla „Remote force“, b) zatěžované plošky

7.5 Shrnutí jednotlivých modelů

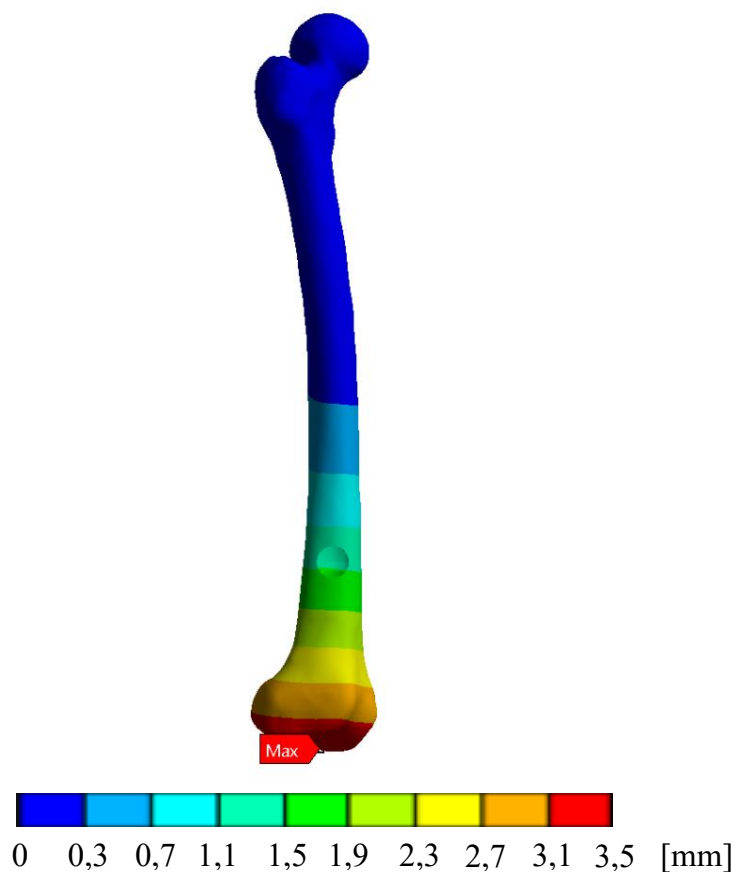
Celkem bylo vytvořeno sedm variant modelu – tři modely zpevněné PMMA (ozn. C25S, C50S a C75S), další tři modely bez PMMA (ozn. C25B, C50B a C75B) a model zdravé, nenarušené kosti (ozn. C00).

V této práci byl využit software ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 23.2, (Swanson Analysis, Inc., Houston, PA, USA), který je dostupný studentům na ÚMTMB, a MATLAB R2023b (Math Works, Natick MA, USA). Využitý hardware byl AMD Ryzen 5 5600G s grafickým procesorem AMD Radeon RX 6500 XT, RAM 64 GB.

8 Prezentace a analýza výsledků

8.1 Analýza maximálních deformací

První posuzovanou veličinou je maximální deformace. Cílem bylo zajistit maximální deformaci nepřesahující jednotky milimetrů [8]. Ve všech modelech došlo k maximální deformaci na distálním konci stehenní kosti (Obr. 24) Hodnoty maximálních deformací se pohybují v intervalu od 2,9 mm (model C00) do 3,4 mm (model C75B) (viz. Tabulka 5).



Obr. 24: Maximální deformace stehenní kosti

Tabulka 5: Maximální deformace stehenní kosti

Model	Max. deformace [mm]			
	C25	C50	C75	C00
S	2,9	3,0	3,1	2,9
B	2,9	3,1	3,4	

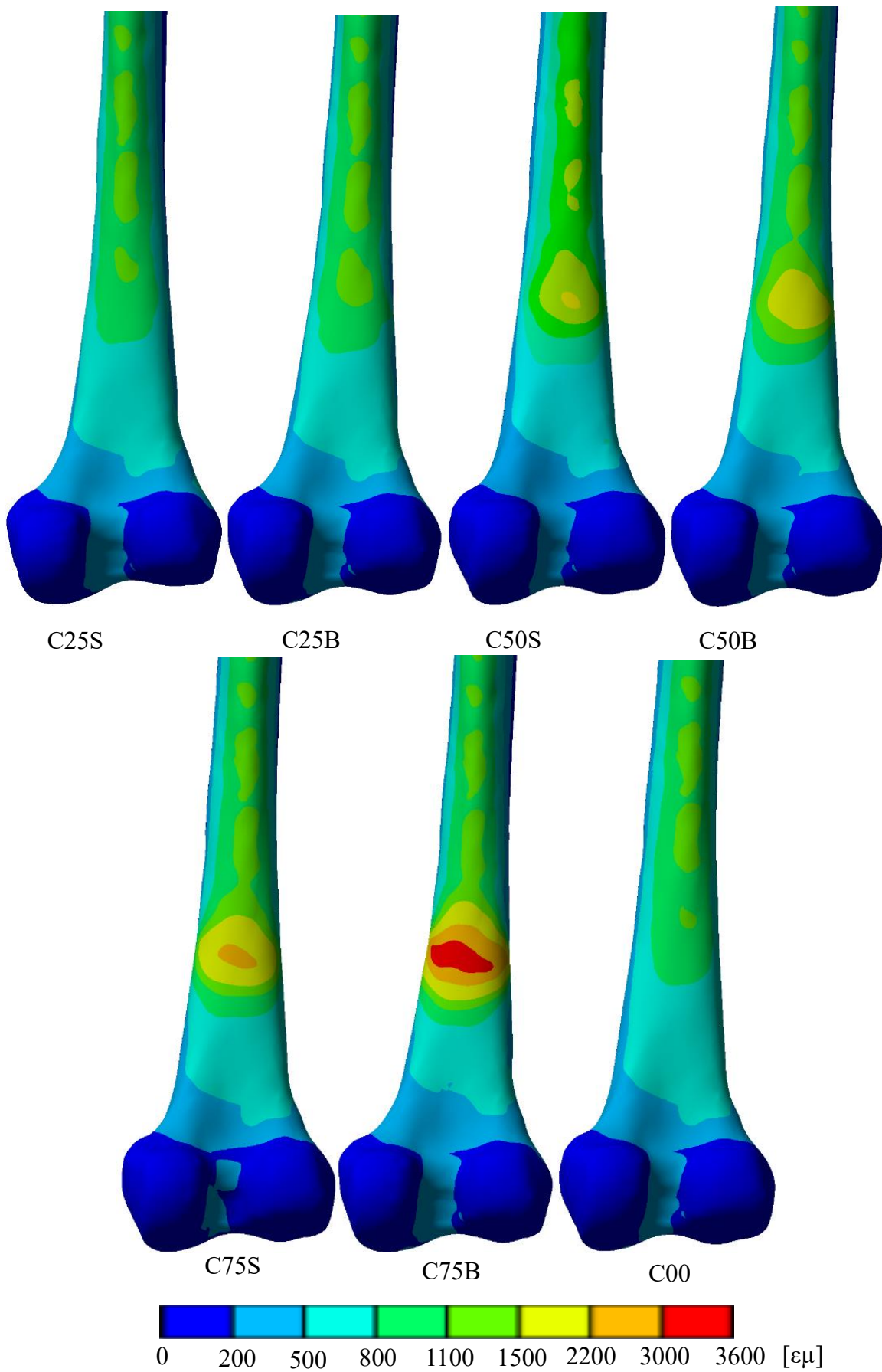
8.2 Analýza ekvivalentního přetvoření

Hlavní analyzovanou veličinou je ekvivalentní přetvoření. Výsledky ekvivalentního přetvoření jsou uvedeny v jednotce mikrostrain ($\mu\epsilon$), definované jako $1000 \mu\epsilon = 0,1 \%$ změna délky.

Ekvivalentní přetvoření v nejnižším průřezu

Jako jedno z kritických míst se ukázala posteriorní strana na distální polovině stehenní kosti. Na Obr. 25 je zobrazeno ekvivalentní přetvoření pro všechny varianty z posteriorního pohledu. V tabulce 6 jsou vypsány hodnoty maximálních přetvoření na posteriorní části kosti.

Z Obr. 25 je vidět, že k největšímu přetvoření v modelech dochází vždy v totožné oblasti, a to v rovině, ve které byla nakreslena křivka pro vytvoření modelu PMMA, viz. kap. 7.1.2. Jedná se tedy o oblast s nejnižším průřezem. Největšího přetvoření je dosaženo ve výpočtovém modelu C75B, modelu s nejmenší tloušťkou kosti a bez PMMA, a to hodnoty $3610 \mu\epsilon$. Ostatní maximální přetvoření nepřesahují hodnotu $2500 \mu\epsilon$. Nejnižšího maximálního přetvoření je dosaženo u výpočtového modelu C25S, kde je přetvoření po cementoplastice nižší než u zdravé kosti. Pro všechny varianty C25, C50 i C75 je přetvoření v modelech před cementoplastikou vyšší než v modelech po cementoplastice. Největší rozdíl je u modelů C75, kde je přetvoření v modelu C75B o $1253 \mu\epsilon$ vyšší než modelu C75S.



Obr. 25: Ekvivalentní přetvoření kosti z posteriorního pohledu

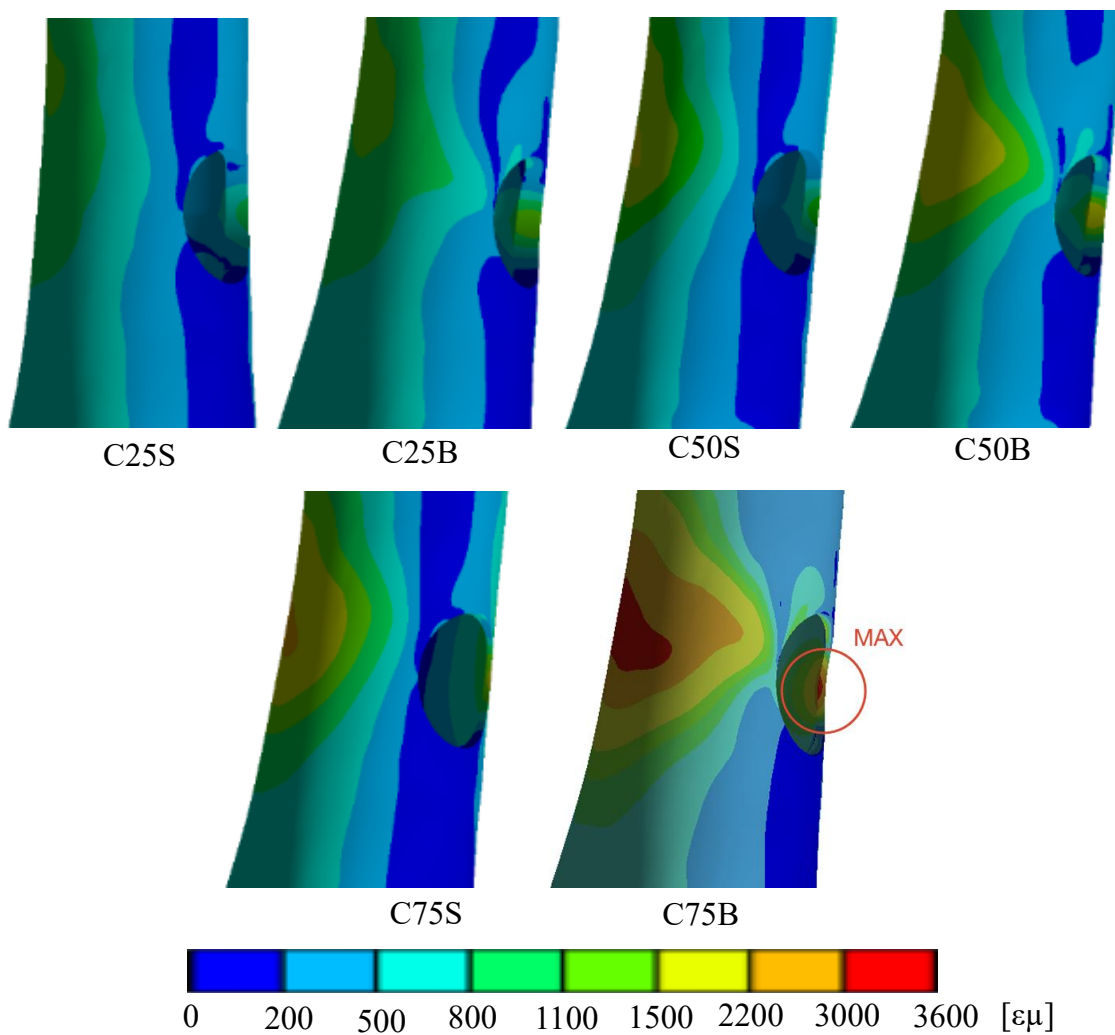
Tabulka 6: Maximální přetvoření ve ztenčení kosti

Model	Max. přetvoření [$\mu\epsilon$]			
	C25	C50	C75	C00
S	995	1526	2356	1079
B	1205	2035	3610	
Rozdíl [$\mu\epsilon$]	210	509	1 254	-
Rozdíl [%]	17,4	25,0	34,7	-

Ekvivalentní přetvoření ve vyvrtném otvoru

Další kritické místo je ve vyvrtném otvoru. Na Obr. 26 je zobrazeno ekvivalentní přetvoření v tomto místě (modely PMMA byly skryty) a v tabulce 7 jsou vypsány hodnoty maximálních přetvoření.

Z Obr. 26 je vidět, že k největšímu přetvoření v modelech dochází vždy na totožném místě. Největšího přetvoření je dosaženo opět v modelu C75B, a to hodnoty 3372 $\mu\epsilon$. Ostatní maximální přetvoření nepřesahují hodnotu 2000 $\mu\epsilon$. Nejmenší maximální přetvoření je u modelu C25S, kde je přetvoření po cementoplastice na rozdíl od přetvoření v zadní části stehenní kosti výrazně vyšší než u zdravé kosti. Pro všechny varianty C25, C50 i C75 je přetvoření v modelech před cementoplastikou vyšší než v modelech po cementoplastice. Rozdíly přetvoření jsou celkově větší než v předchozí analýze. Největší rozdíl přetvoření je opět u modelů C75, kde je přetvoření v modelu C75B o 1 703 $\mu\epsilon$ vyšší než v modelu C75S.



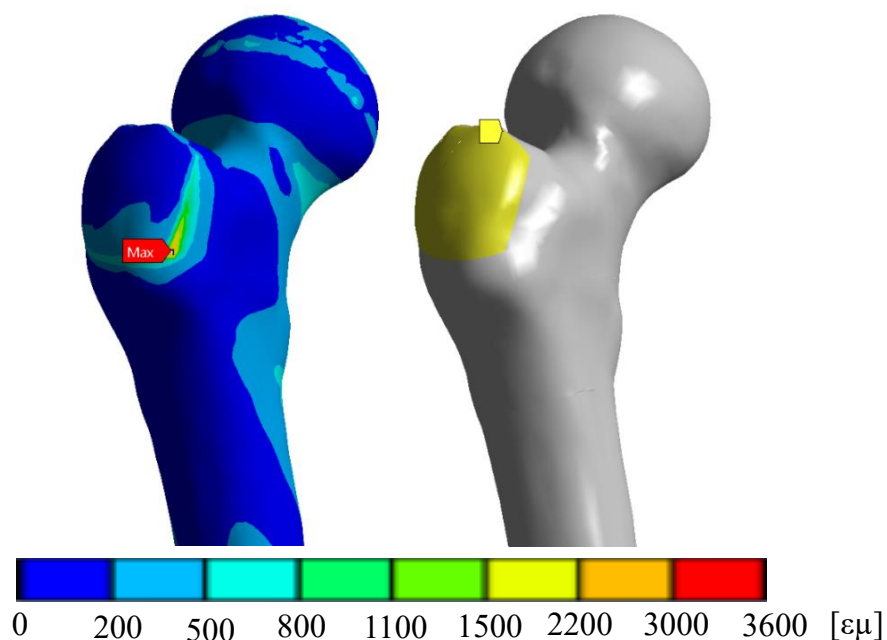
Obr. 26: Ekvivalentní přetvoření v otvoru

Tabulka 7: Maximální přetvoření v otvoru kosti

Model	Max. přetvoření [$\mu\epsilon$]			
	C25	C50	C75	C00
S	1028	1233	1670	257
B	1400	1944	3372	
Rozdíl [$\mu\epsilon$]	372	711	1 702	-
Rozdíl [%]	26,6	36,5	50,5	-

Ekvivalentní přetvoření v okrajových podmínkách

Ve většině modelů nastalo maximální přetvoření na hranici plochy, na kterou byla použita vazba „Displacement“ (Obr. 27). Na všech modelech se jednalo o stejné místo. Maximální hodnota přetvoření se u jednotlivých modelů sice lišila, ale mezi změnou výsledného přetvoření a vlastnostmi modelu (velikostí PMMA a zda je s PMMA nebo bez) není žádná viditelná souvislost. Dá se tedy předpokládat, že je toto přetvoření způsobeno pouze definovanými okrajovými podmínkami. Tato lokální maximální přetvoření nebudou při hodnocení výsledků uvažována.



Obr. 27: Maximální ekvivalentní přetvoření

9 Diskuze

Charakter rozložení ekvivalentního přetvoření je pro všechny modely stejný, k výraznému zvýšení hodnot maximálního přetvoření dochází v místě ztenčení a v místě otvoru. V následujících odstavcích budou výsledné stavy posouzeny na základě Frostovy hypotézy, viz. kap. 6.

U modelu C25B se přetvoření i před cementoplastikou pohybuje v oblasti fyziologického zatížení. Po cementoplastice ve výpočtovém modelu C25S přetvoření stěny dokonce dosahuje o 74 $\mu\epsilon$ nižšího přetvoření než u zdravé kosti. Důvodem bylo nejspíš to, že odstraněná vrstva kortikální kosti v tomto modelu byla tenká a přetvoření se tak nezvýšilo tolik jako v modelu C50 a C75. Použití PMMA také způsobilo to, že ve zkoumané poloze zmizela dutina, která je ve zdravé kosti vyplněna pouze kostní dřeví. Zaplněním dutiny PMMA je tedy možné, že se zatížení mohlo lépe rozložit do celého průřezu kosti a maximální přetvoření ve ztenčení kosti proto dosáhlo nižší hodnoty.

V modelu C50B přetvoření odpovídá zhruba 2000 $\mu\epsilon$, jedná se tedy o horní hranici fyziologického zatížení. Při případném dalším mírném nárůstu přetvoření mohlo dojít k modelaci kostní tkáně, a tím ke zpevnění kosti. Po cementoplastice u modelu C50S přetvoření kleslo opět do oblasti fyziologického zatížení.

Jediný model, kde se přetvoření dostává až na hranici patologického přetížení a zpevnění pomocí cementoplastiky je nutné, je model C75B, kde přetvoření dosahuje hodnoty 3610 $\mu\epsilon$. Po cementoplastice kleslo přetvoření v otvoru do oblasti fyziologického zatěžování, ve ztenčení je na spodní hranici mírného přetížení, v takovém případě by pravděpodobně došlo k modelaci kostní tkáně, a tím ke zpevnění kosti.

Z procentuálního rozdílu maximálního přetvoření mezi modely z PMMA a modely bez něj vyplývá, že s ubývající tloušťkou stěny a rostoucí velikostí PMMA je zpevnění kosti výraznější. U modelu C75S oproti modelu kleslo oproti modelu C75B na poloviční hodnotu, kdežto u modelu C25 pouze o 26,6 % v otvoru a jen o 17,4 % na stěně kosti. Z porovnání procentuálních rozdílů a výsledných přetvoření také plyne, že použití PMMA více ovlivňuje přetvoření v otvoru než ve ztenčení kosti. Přetvoření ve ztenčení kosti ve všech modelech dosahuje vyšších hodnot než v místě otvoru. Důvodem tohoto rozdílu mohl být fakt, že přetvoření na posteriorní straně zdravé stehenní kosti dosahuje vyšších hodnot než na anteriorní straně. Z rozložení přetvoření po obvodu se zdá, že snížení tloušťky kosti na mediálních stranách má na nárůst maximálního přetvoření menší vliv než ztenčení na posteriorní a anteriorní straně.

Platí, že s rostoucí velikostí PMMA roste hodnota maximálního přetvoření. Pro model C25 by cementoplastika na základě výsledků pravděpodobně byla dostačující a fixace pomocí dlahy by nebyla nutná. Naopak u model C75 by dodatečné zpevnění dlahou bylo vhodné. U modelu C50 maximální přetvoření ve výpočtovém modelu sice dosáhlo hodnoty 1526 $\mu\epsilon$, a jedná se tak stále o oblast fyziologického zatížení, je však nutné brát v potaz, že se jedná pouze o výpočtový model. Při skutečném zákroku je možný výskyt koncentrátorů napětí, špatná oseointegrace, apod., což by mohlo zvýšit hodnotu maximálního přetvoření, a tím zvýšit riziko patologické zlomeniny. Jistější volbou by bylo dlahu použít. V případě rozhodnutí kost po cementoplastice nefixovat dlahou, je možností kost nejdříve zatěžovat pouze částečně a před úplným zatížením zkontrolovat její stav. Rozhodnutí, zda je fixace dlahou nutná či nikoli, vždy závisí na zkušenostech ortopeda.

Podobných výsledků bylo dosaženo i v práci Amanatullaha a kol. [58], podle které zvýšené riziko zlomeniny nastává s velikostí metastázy, kvůli které muselo být při exkochleaci odstraněno více než 50 % tloušťky kortikální kosti.

V této bakalářské práci se objevuje několik limitací. Byl zvolen homogenní model materiálu, vytvoření heterogenního modelu materiálu by mohlo ovlivnit výsledné hodnoty přetvoření. Mezi kortikální kostí a PMMA je ve výpočtovém modelu pevný spoj, ale může se stát, že oseointegrace není bezchybná. Síly od svalů nebyly uvažovány, což také mohlo ovlivnit výsledky. Dále je také nutné přihlídnout k tomu, že analýza byla provedena pouze pro jednu modelovou situaci a vyvrtný otvor a model PMMA se ve všech variantách nacházel ve stejném místě stehenní kosti. Přetvoření zdravé kosti není ve všech bodech stejné, proto je možné předpokládat, že při změně polohy otvoru a PMMA nastanou jiné stavy přetvoření a vliv cementoplastiky se změní. To vše může být předmětem další studie.

10 Závěr

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo provedení deformační a napěťové analýzy soustavy a porovnání modelů s cementoplastikou a bez cementoplastiky.

V první části práce byla provedena rešerše související s danou problematikou. Začátek rešerše byl věnován využití výpočtového modelování při deformační a napěťové analýze stehenní kosti – byly zde zmíněny postupy tvorby geometrie, vliv modelu materiálu a možnosti při volbě okrajových podmínek. Tyto poznatky byly využity v praktické části práce. Dále byla popsána anatomie stehenní kosti, struktura a mechanické vlastnosti kortikální a spongiózní tkáně, Frostova hypotéza, cementoplastika a kostní cementy (PMMA).

Následně byl vytvořen výpočtový model. Prvním krokem bylo vytvoření objemového modelu geometrie stehenní kosti. K tomu byly využity anonymizované CT snímky poskytnuté I. Ortopedickou klinikou ve Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně. Snímky byly zpracovány v programech STL Model Creator a SpaceClaim. Celkem byla provedena analýza sedmi modelů – tří modelů před cementoplastikou, tří modelů ošetřené PMMA a modelu zdravé kosti. Metastázy byly umístěny do distální poloviny stehenní kosti.

Okrajové podmínky byly zvoleny tak, aby co nejlépe simulovaly vazby a síly působící na stehenní kost v lidském těle. Použité vazby nahrazují uložení kosti v kloubu a působení svalů a zatěžující síla byla zvolena jako 2,8 násobek váhy těla. Směr síly byl dán směrem osy těla pacienta, vzdálenost osy od středu kloubních plošek distálního konce stehenní kosti byla zjištěna z CT snímků. Síly od svalů nebyly v této práci uvažovány.

Analýza byla provedena v programu Ansys Workbench. První posuzovanou veličinou byla maximální deformace, která dosahovala hodnot 2,9 – 3,4 mm. Hlavní posuzovanou veličinou bylo ekvivalentní přetvoření. Podrobné zhodnocení výsledků je uvedeno v kap. 9. V následujících větách jsou poznamenány pouze některé poznatky. Hodnoty maximálních přetvoření všech cementovaných modelů dosahují menších hodnot než u modelů bez PMMA. Z rozdílů přetvoření mezi cementovanými a necementovanými modely dále plyne, že s rostoucí velikostí se zvyšuje účinek použití PMMA. Použití PMMA procentuálně více snížilo přetvoření ve vyvrtném otvoru než ve stěně kosti. U modelu C25S by fixace dlahou nebyla nutná, naopak u modelu C75S ano. Dle výpočtového modelu C50S by fixace dlahou nutná nebyla, je však důležité přihlídnout k rozdílům mezi výpočtovým modelem a reálným zákrokem a reálnou lidskou kostí a zatěžováním kosti. Přetvoření by ve skutečnosti mohlo dosahovat vyšších hodnot, a proto by rozhodnutí, zda kost fixovat dlahou či nikoli, záviselo na ortopedovi.

Všechny cíle této bakalářské práce se dají považovat za splněné.

11 Zdroje

- [1] KIM, Jyung a CHIN, Hong. Bone Metastasis: Concise Overview. Online. In: *Fed Pract.* 2015 Feb, 32(2): 24–30. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6363326/>. [cit. 2024-02-01].
- [2] SAS, Amelie; TANCK, Esther; SERMON, An a VAN LETHE, G. Harry. Finite element models for fracture prevention in patients with metastatic bone disease. A literature review. Online. In: *Bone Reports.* ISSN 2352-1872. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.bonr.2020.100286>. [cit. 2024-02-01].
- [3] SAS, Amelie; VAN CAMP, Dries; LAUWERS, Bert; SERMON, An a VAN LENTHE, G. Harry. Cement augmentation of metastatic lesions in the proximal femur can improve bone strength. Online. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2020. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103648>. [cit. 2024-02-01].
- [4] SAS, Amelie; VAN CAMP, Dries; LAUWERS, Bert; SERMON, An a VAN LENTHE, G. Harry. Cement augmentation of metastatic lesions in the proximal femur can improve bone strength. Online. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2020. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103648>. [cit. 2024-02-19].
- [5] KEYAK, Joyce H; KANEKO, Tadashi; ROSSI, Stephen; PEJCIC, Marina R; TEHRANZADEH, Jamshid et al. Predicting the Strength of Femoral Shafts with and without Metastatic Lesions. Online. In: . October 2005. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000174736.50964.3b>. [cit. 2024-02-21].
- [6] KEYAK, Joyce H; KANEKO, Tadashi; TEHRANZADEH, Jamshid a SKINNER, Harry B. Predicting Proximal Femoral Strength Using Structural Engineering Models. Online. In: . August 2005. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000164400.37905.22>. [cit. 2024-02-21].
- [7] LENAERTS, Leen a VAN LENTHE, G. Harry. Multi-level patient-specific modelling of the proximal femur. A promising tool to quantify the effect of osteoporosis treatment. Online. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences.* 2009, s. 2079-2093. ISSN 1364-503X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1098/rsta.2008.0302>. [cit. 2024-05-06].
- [8] BAVIL, Alireza Y.; EGHAN-ACQUAH, Emmanuel; DIAMOND, Laura E.; BARRETT, Rod; CARTY, Christopher P. et al. Effect of different constraining boundary conditions on simulated femoral stresses and strains during gait. Online. In: *Scientific Reports.* 2024. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-024-61305-x>. [cit. 2024-05-16].
- [9] DERIKX, L. C.; VAN AKEN, J. B.; JANSSEN, D.; SNYERS, A.; VAN DER LINDEN, Y. M. et al. The assessment of the risk of fracture in femora with metastatic lesions. Online. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume.* 2012, s. 1135-1142. ISSN 0301-620X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1302/0301-620X.94B8.28449>. [cit. 2024-02-21].

- [10] HUDÁK, Radovan a KACHLÍK, David. *Memorix anatomie*. 5. vydání. Praha: Triton, 2013. ISBN 978-80-7387-674-6.
- [11] *Anatomické názvosloví, roviny a směry lidského těla*. Online. 2021. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/2020podzim/anatomie_sport/web/pages-/03_nazvoslovi.html. [cit. 2024-05-21].
- [12] BOHÁČ, Petr. *Deformační a napěťová analýza vlivu různých totálních kolenních endoprotéz na kostní tkáň tibie*. Online, Diplomová práce, vedoucí Petr Marcián. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, 2022. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/140127>. [cit. 2024-05-22].
- [13] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [14] HANZLOVÁ, Jitka a HENZA, Jan. *Základy anatomie pohybového ústrojí*. Brno: Masarykova univerzita, 2009. ISBN 978-80-210-4937-6.
- [15] NETTER, Frank H. *Atlas of Human Anatomy*. 2nd edition. Porto Alegre: Artmed, 2000.
- [16] FLORENCIO-SILVA, Rinaldo; SASSO, Gisela Rodrigues da Silva; SASSO-CERRI, Estela; SIMÕES, Manuel Jesus a CERRI, Paulo Sérgio. *Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells*. Online. In: *BioMed Research International*. 2015, s. 1-17. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2015/421746>. [cit. 2024-05-18].
- [17] FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU. *Mechanické vlastnosti kostní tkáně*. Online. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1395.html>. [cit. 2024-02-01].
- [18] CLARKE, Bart. *Normal Bone Anatomy and Physiology*. Online. In: *Clinical Journal of the American Society of Nephrology*. 2008, S131-S139. ISSN 1555-9041. Dostupné z: <https://doi.org/10.2215/CJN.04151206>. [cit. 2024-05-06].
- [19] BRITANNICA, T. EDITORS OF ENCYCLOPAEDIA. *Bone morphology*. Online. Encyclopædia Britannica. Dostupné z: <https://www.britannica.com/science/bone-anatomy/Bone-morphology>. [cit. 2024-02-01].
- [20] *Kost - obecné informace*. Online. 2011. Dostupné z: <https://www.stefajir.cz/kost-obecne-informace>. [cit. 2024-05-20].
- [21] UNIVERSITY OF CAMBRIDGE. *Mechanical properties of bone*. Online. Dissemination of IT for the Promotion of Materials Science. Dostupné z: https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/bone_mechanical.php. [cit. 2024-02-16].
- [22] KALICHOVÁ, Miriam. *Základy biomechaniky tělesných cvičení*. Brno: Masarykova univerzita, 2011. ISBN 978-80-210-5551-3.
- [23] *Kost*. Online. WikiSkripta. 2024-05-15. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Kost>. [cit. 2024-05-20].
- [24] MCNAMARA, L.M. 2.10 Bone as a Material. Online. In: *Comprehensive Biomaterials II*. Elsevier, 2017, s. 202-227. ISBN 9780081006924. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803581-8.10127-4>. [cit. 2024-05-18].

- [25] BRITANNICA, T. EDITORS OF ENCYCLOPAEDIA. *Cancellous bone*. Online. Encyclopædia Britannica. 2015. Dostupné z: <https://www.britannica.com/science/cancellous-bone>. [cit. 2024-02-01].
- [26] HRUŠKA, M. a kol. *Biologie člověka pro gymnázia*. Praha: Fortuna, 1995.
- [27] VAŠÁČEK, Jiří; KRPALEK, David a FLORIAN, Zdeněk. *Tvorba modelu materiálu pro živé tkáně*. 2011.
- [28] MARCIÁN, Petr; BORÁK, Libor; ZIKMUND, Tomáš; HORÁČKOVÁ, Ladislava; KAISER, Jozef et al. On the limits of finite element models created from (micro)CT datasets and used in studies of bone-implant-related biomechanical problems. Online. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104393>. [cit. 2024-05-22].
- [29] MACEDO, Filipa; LADEIRA, Katia; PINHO, Filipa; SARAIVA, Nadine; BONITO, Nuno et al. Bone metastases: an overview. Online. In: *Oncology Reviews*. 2017. ISSN 1970-5565. Dostupné z: <https://doi.org/10.4081/oncol.2017.321>. [cit. 2024-02-01].
- [30] DESCHAMPS, F. a DE BAERE, T. Cementoplasty of bone metastases. Online. In: *Diagnostic and Interventional Imaging*. 2012, s. 685-689. ISSN 22115684. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.diii.2012.06.009>. [cit. 2024-05-23].
- [31] TOJIBOEV, A.A. a GAFUR-AKHUNOV, M.A. 362P Combined and complex treatment of the giant cell tumor of the long bones. Online. In: *Annals of Oncology*. 2015. ISSN 09237534. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/annonc/mdv530.05>. [cit. 2024-02-02].
- [32] PLANCARTE-SANCHEZ, Ricardo; GUAJARDO-ROSAS, Jorge; CERZO-CAMACHO, Oscar; CHEJNE-GOMEZ, Faride; GOMEZ-GARCIA, Francisco et al. Femoroplasty: A New Option for Femur Metastasis. In: *Pain Practice*. 2013, s. 409-415. ISSN 1530-7085. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1533-2500.2012.00590.x>.
- [33] TSUKAMOTO, Shinji; MAVROGENIS, Andreas F.; AKAHANE, Manabu; HONOKI, Kanya; KIDO, Akira et al. Risk factors of fracture following curettage for bone giant cell tumors of the extremities. Online. In: *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2022. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05447-x>. [cit. 2024-05-23].
- [34] JEYS, L. M.; SUNEJA, R.; CHAMI, G.; GRIMER, R. J.; CARTER, S. R. et al. Impending fractures in giant cell tumours of the distal femur: incidence and outcome. Online. In: *International Orthopaedics*. 2006, s. 135-138. ISSN 0341-2695. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00264-005-0061-z>. [cit. 2024-05-24].
- [35] HIRN, Martti; DE SILVA, Uday; SIDHARTHAN, Sujith; GRIMER, Robert J; ABUDU, Adesegun et al. Bone defects following curettage do not necessarily need augmentation. Online. In: *Acta Orthopaedica*. 2009, s. 4-8. ISSN 1745-3674. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/17453670902804505>. [cit. 2024-05-24].
- [38] GINEBRA, M.P. Cements as bone repair materials. Online. In: *Bone Repair Biomaterials*. Elsevier, 2009, s. 271-308. ISBN 9781845693855. Dostupné z: <https://doi.org/10.1533/9781845696610.2.271>. [cit. 2024-02-06].

- [39] VAISHYA, Raju; CHAUHAN, Mayank a VAISH, Abhishek. Bone cement. Online. In: *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2013, s. 157-163. ISSN 09765662. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2013.11.005>. [cit. 2024-02-06].
- [40] VALENTA, Jaroslav; BÍNA, Vladimír; KAFKA, Vratislav; KOMÁREK, Pavel; LOBL, Karel et al. *Biomechanika*. Praha: Academia, 1985.
- [41] SOLEYMANI EIL BAKHTIARI, Sanaz; BAKHSHESHI-RAD, Hamid Reza; KARBASI, Saeed; TAVAKOLI, Mohamadreza; HASSANZADEH TABRIZI, Sayed Ali et al. Poly(methyl methacrylate) bone cement, its rise, growth, downfall and future. Online. In: *Polymer International*. 2021, s. 1182-1201. ISSN 0959-8103. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/pi.6136>. [cit. 2024-02-09].
- [42] ORR, J.F; DUNNE, N.J a QUINN, J.C. Shrinkage stresses in bone cement. Online. In: *Biomaterials*. 2003, s. 2933-2940. ISSN 01429612. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00055-3](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00055-3). [cit. 2024-02-16].
- [43] FROST, H. M. Bone “mass” and the “mechanostat”: A proposal. Online. In: *The Anatomical Record*. 1987, s. 1-9. ISSN 0003-276X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/ar.1092190104>. [cit. 2024-05-11].
- [44] FROST, Harold M. Bone's mechanostat: A 2003 update. Online. In: *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*. 2003, s. 1081-1101. ISSN 1552-4884. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/ar.a.10119>. [cit. 2024-05-11].
- [45] HUGHES, JM a PETIT, MA. Biological underpinnings of Frost's mechanostat thresholds: the important role of osteocytes. Online. In: . 2010 Jun; 10(2), s. 128-35. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20516629/>. [cit. 2024-05-11].
- [46] , Jan. *Deformační a napětíová analýza totální endoprotézy temporomandibulárního kloubu*. Online, diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2018. Dostupné z: <https://dspace.vut.cz/items/1c59a0cb-855d-4de5-bf19-302555a673c5>. [cit. 2024-05-11].
- [47] LAMRICH, Martin. *Deformačně napětíová analýza femuru s vnitrodřeňovým hřebem a fixačními pásky*. Diplomová práce, vedoucí doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2013.
- [48] MORGAN, Elise F.; UNNIKRISSAN, Ginu U. a HUSSEIN, Amira I. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. Online. In: *Annual Review of Biomedical Engineering*. 2018, s. 119-143. ISSN 1523-9829. Dostupné z: <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-062117-121139>. [cit. 2024-02-21].
- [49] ODGAARD, Anders a LINDE, Frank. The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. Online. In: *Journal of Biomechanics*. 1991, s. 691-698. ISSN 00219290. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90333-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90333-1). [cit. 2024-04-04].
- [50] ZYSSET, Philippe K; EDWARD GUO, X; EDWARD HOFFLER, C; MOORE, Kristin E a GOLDSTEIN, Steven A. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. Online. In: *Journal of*

- Biomechanics*. 1999, s. 1005-1012. ISSN 00219290. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00111-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00111-6). [cit. 2024-02-21].
- [51] WU, Dan; ISAKSSON, Per; FERGUSON, Stephen J. a PERSSON, Cecilia. Young's modulus of trabecular bone at the tissue level: A review. Online. In: *Acta Biomaterialia*. Acta Biomaterialia, 2018, s. 1-12. ISSN 17427061. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.08.001>. [cit. 2024-02-21].
- [52] JANSEN, Lauren E.; BIRCH, Nathan P.; SCHIFFMAN, Jessica D.; CROSBY, Alfred J. a PEYTON, Shelly R. Mechanics of intact bone marrow. Online. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015, s. 299-307. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.06.023>. [cit. 2024-02-21].
- [53] ZIZKA, Jakub Barnabás. *Analýza repetitivních pohybů při chůzi*. Online, Diplomová práce, vedoucí Ing. Zoltán Szabó, Ph.D. Kladno: České vysoké učení technické v Praze, fakulta biomedicínského inženýrství, katedra biomedicínské techniky. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/75349/FBMI-DP-2017-Zizka-Jakub%20Barnabas-prace.pdf?sequence=-1&isAllowed=y>. [cit. 2024-05-22].
- [54] SHI, Huijuan; HUANG, Hongshi; YU, Yuanyuan; LIANG, Zixuan; ZHANG, Si et al. Effect of dual task on gait asymmetry in patients after anterior cruciate ligament reconstruction. Online. In: *Scientific Reports*. 2018. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-018-30459-w>. [cit. 2024-05-22].
- [55] RICHARDS, R.E.; ANDERSEN, M.S.; HARLAAR, J. a VAN DEN NOORT, J.C. Relationship between knee joint contact forces and external knee joint moments in patients with medial knee osteoarthritis: effects of gait modifications. Online. In: *Osteoarthritis and Cartilage*. 2018, s. 1203-1214. ISSN 10634584. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.joca.2018.04.011>. [cit. 2024-05-24].
- [56] TAYLOR, S.J.G.; WALKER, P.S.; PERRY, J.S.; CANNON, S.R. a WOLEDGE, R. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. Online. In: *The Journal of Arthroplasty*. 1998, s. 428-437. ISSN 08835403. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(98\)90009-2](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(98)90009-2). [cit. 2024-04-28].
- [57] ANATOMY NEXT. *Femur*. Online. 2024. Dostupné z: <https://anatomy.app/encyclopedia/femur>. [cit. 2024-05-12].
- [58] AMANATULLAH, Derek F.; WILLIAMS, Joel C.; FYHRIE, David P. a TAMURIAN, Robert M. Torsional Properties of Distal Femoral Cortical Defects. Online. In: *Orthopedics*. 2014, s. 158-162. ISSN 0147-7447. Dostupné z: <https://doi.org/10.3928/01477447-20140225-51>. [cit. 2024-05-23].