



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 KYČELNÍHO SPACERU

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF HIP SPACER

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Lukáš Janáček

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2024

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Bc. Lukáš Janáček**
Studijní program: Inženýrská mechanika a biomechanika
Studijní obor: Biomechanika
Vedoucí práce: **Ing. Petr Marcián, Ph.D.**
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 diplomové práce:

Deformační a napětěová analýza kyčelního spaceru

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V případě reoperace totální endoprotézy kyčelního kloubu z důvodů septického postižení jsou přechodně do kyčelního kloubu zaváděny tzv. spacers. Ty umožňují nejenom částečně obnovit funkčnost kloubu, tedy provádět základní pohyby jako je stání, sezení a ležení, ale především umožňují dvoudobou léčbu periprotetické infekce (uvolňování antibiotik přímo do místa infekce podporovat antimikrobiální léčbu). Spacer navíc udržuje kloubní prostor mezi femorálním kanálem a pánví a tím usnadňuje následnou reimplantaci totální endoprotézy. Zavedení spaceru je pouze dočasné; není natolik mechanicky odolný, aby byl pro pacienta trvalým řešením. Práce je zaměřena na posouzení deformačních a napětěových stavů soustavy spaceru s kostní tkání.

Cíle diplomové práce:

1. Rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou
2. Vytvoření modelu geometrie kostních tkání z dodaných CT dat
3. Vytvoření modelu geometrie spaceru pomocí 3D skeneru
4. Vytvoření výpočtového modelu soustavy se zavedeným spacerem
5. Provedení deformační a napětěové analýzy s posouzením mechanického chování spaceru

Seznam doporučené literatury:

SAMBRI, A.; FIORE, M.; RONDINELLA, C.; MORANTE, L.; PAOLUCCI, A.; CIANNINI, C.; ALFONSO, C.; PAOLIS, M.D. (2023) Mechanical complications of hip spacers: a systematic review of the literature, Arch Orthop Trauma Surg, roč. 143, str. 2341–2353.

MALLEK, A.; MILOUDI, A.; KHALDI, M.; BOUZIANE, M.M.; BOUIADJRA, B.B.; BOUGHERARA, H.; GILL, R.H.S. (2021) Quasi-static analysis of hip cement spacers, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, roč. 116, str. 104334

LANDOR, Ivan. Revizní operace totálních náhrad kyčelního kloubu. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. ISBN 978-80-7345-254-4.

Termín odevzdání diplomové 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

Táto práca sa zameriava na deformačno-napäťovú analýzu bedrového kĺbu so spacerom pomocou výpočtového modelovania formou metódy konečných prvkov v programe *ANSYS Workbench*. Súčasťou práce je aj rešerš dostupnej literatúry a stručné hodnotenie jej prínosov k problematike. Výpočtové modely boli zostavené pre päť variant modelov geometrie spacerov, dva rôzne modely materiálov jadra spacerov a dva modely materiálov (homogénny a nehomogénny) spongiózneho kostného tkaniva.

Kostný cement, tvoriaci spacer, bol vyhodnotený voči medznému stavu krehkej pevnosti pomocou Mohr-Coulombovej podmienky, ktorá zohľadňuje odlišné dovolené hodnoty napätí v ťahu a v tlaku. Jadro spaceru bolo vyhodnotené voči medznému stavu pružnosti a kostné tkanivo porovnané voči dovolenej hodnote intenzity pretvorenia pred jeho porušením. Bolo vyhodnotené maximálne zaťaženie, ktoré prenesie sústava s daným variantom spaceru pred dosiahnutím prvého a druhého medzného stavu.

Na základe výsledkov možno určiť, že najväčšie zaťaženie prenesie intraoperačný spacer V2 s titánovým či ocelovým jadrom, prípadne bez jadra.

Kľúčové slová

spacer, dvojdobá reimplantácia, metóda konečných prvkov, deformačno-napäťová analýza, bedrový kĺb

Summary

This thesis focuses on the stress-strain analysis of the hip joint with a spacer using computational modelling in the form of the finite element method in *ANSYS Workbench*. The thesis also includes a review of available literature and a brief evaluation of its contributions to the issue. Computational models were created for five variants of geometries of spacers, two different material models of the spacer cores, and two material models (homogeneous and non-homogeneous) of the cancellous bone tissue.

The bone cement was evaluated against the limit of brittle strength using the Mohr-Coulomb criterion, which considers different allowable stress values in tension and compression. Core of the spacer was evaluated against yield strength of a material and bone tissue was compared to allowed value of stress intensity before its fracture. The maximum load that the system with a given spacer variant can carry before reaching the first and second limit states was evaluated.

Based on the results, it can be determined that the highest load is carried by the intraoperative spacer V2 with either a titanium or steel core, or without a core.

Keywords

spacer, two-stage revision, finite element analysis, stress-strain analysis, hip joint

Bibliografická citácia

JANÁČIK, Lukáš. *Deformační a napěťová analýza kyčelního spaceru*. Brno, 2024. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/157592>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.

Čestné prehlásenie

Prehlasujem, že som túto prácu vypracoval samostatne, na základe dostupných literárnych zdrojov uvedených na konci tejto práce, pod odborným vedením vedúceho práce Ing. Petra Marciána, Ph.D.

Lukáš Janáčik

Pod'akovanie

Chcel by som sa poďakovať môjmu školiteľovi, Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D, za cenné rady, ochotu a čas, ktorý mi venoval pri konzultáciách tejto práce. Taktiež ďakujem rodine a priateľom, ktorí ma počas štúdia podporovali.

Obsah

Úvod	11
1 Problémová situácia.....	12
1.1 Formulácia problému.....	12
1.2 Ciele riešenia problému	12
2 Anatómia bedrového kĺbu súvisiaca s riešenou problematikou	13
2.1 Anatomické smery a roviny	13
2.2 Kosti bedrového kĺbu	14
2.3 Kostné tkanivo	16
2.3.1 Remodelácia kostného tkaniva.....	17
3 Revízne operácie TEP v dôsledku infekcie.....	19
3.1 Typy spacerov používaných pri infekcii bedrového kĺbu	21
4 Rešeršná štúdia.....	22
5 Tvorba výpočtového modelu	27
5.1 Model geometrie	27
5.1.1 Segmentácia kostí z CT snímkov	27
5.1.2 Príprava modelu geometrie kostí.....	28
5.1.3 Model geometrie komerčne vyrobeného spaceru.....	29
5.1.4 Model geometrie ručne vyrobeného spaceru	30
5.1.5 Model geometrie intraoperačne vyrobeného spaceru	31
5.1.6 Spacer bez kovového jadra.....	31
5.2 Model materiálu	32
5.2.1 Panvová kosť	32
5.2.2 Femur – kortikálne tkanivo.....	32
5.2.3 Femur – spongiózne tkanivo	32
5.2.4 Kostný cement.....	35
5.2.5 Kovové jadro spacerov.....	37
5.3 Model zaťaženia	39
5.4 Model väzieb.....	42
5.4.1 Model kontaktov.....	42
5.4.2 Svaly zahrnuté do výpočtového modelu.....	43
5.5 Sieť konečných prvkov	45
6 Prezентация a analýza výsledkov	47
6.1 Vyšetrované medzné stavy	47

6.2	Varianty s homogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru ..	48
6.2.1	Veľkosť sily medzi jamkou a spacerom.....	48
6.2.2	Spacery s ocelovým jadrom (homog.)	48
6.2.3	Spacery s titánovým jadrom (homog.)	52
6.2.4	Spacer bez kovového jadra (homog.)	55
6.3	Varianty s nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru	55
6.3.1	Spacery s ocelovým jadrom (nehomog.)	56
6.3.2	Spacery s titánovým jadrom (nehomog.)	58
6.4	Rozbor vplyvu zaťaženia na medzné stavy sústav	60
6.5	Analýza vplyvu veľkých deformácií na vybrané výsledky	61
6.5.1	Veľké deformácie (homog. m. m.)	61
6.5.2	Veľké deformácie (nehomog. m. m.)	64
6.6	Diskusia výsledkov.....	65
Záver		67
Použitá literatúra		68
Zoznam príloh.....		75

Úvod

Zavádzanie totálnych endoprotéz je dnes, aj vďaka starnúcej populácii, čoraz častejším operačným výkonom. Jedná sa o relatívne náročnú operáciu, ktorej priaznivý výsledok je niekedy zmarený rozvinutím pooperačnej infekcie. Miera infekcie umelého kĺbu je celosvetovo 0.5-2% [1]. Infekciu je nutné riešiť čo najskôr, nakoľko môže viesť k chronickému hnisavému procesu v kosti, bolesti, horúčkam a iným komplikáciám [2].

Liečba bez použitia spaceru zahŕňa odstránenie protézy, debridement, drenáž a systémové podávanie antibiotík (6 týždňov intravenózne a 6 mesiacov orálne). Totálnu endoprotézu (TEP) je možné, podľa zdravotného stavu pacienta, reimplantovať o 2-3 mesiace, v niektorých prípadoch až po roku. [2] Užívanie antibiotík také dlhé obdobie zvyšuje riziko kardiovaskulárnych chorôb a iných príčin úmrtí [3]. Zároveň dochádza k degradácii materiálových vlastností kostného tkaniva a jeho úbytku vplyvom nedostatočnej mechanickej stimulácie. Pacient počas liečby nemôže pohybovať končatinou a je odkázaný na pomoc okolia pri každodenných činnostiach.

Z toho dôvodu sa v dnešnej dobe na liečbu infekcií využíva dvojdobá reimplantácia, kedy je v prvom kroku pacientovi odobraná infikovaná TEP a je implantovaný spacer obohatený o antibiotiká. V druhom kroku je spacer nahradený novou trvalou totálnou endoprotézou. [4] Použitie spaceru poskytuje vysokú koncentráciu antibiotík v mieste infekcie, udržiava správnu kĺbovú medzeru po chýbajúcej hlavici femuru, zabraňuje stiahnutiu svalstva v okolí postihnutého kĺbu a umožňuje čiastočné zaťaženie končatiny (napr. s použitím bariel) [5].

Alternatívou, v prípade známeho patogénu, je implantácia novej TEP už v prvom kroku (jednodobá reimplantácia) s cementom obohateným o antibiotiká. Jednodobá reimplantácia sa používa aj v prípade, kedy je acetabulum poškodené a nie je možné použiť spacer. [4]

Spacerov však sprevádzajú aj komplikácie, ktorými sú napríklad zlomenie kosti, zlomenie spaceru, vyklbenie alebo uvoľnenie spaceru, čo výrazne komplikuje a predražuje ďalší liečebný postup [6]. Podľa [7] je miera reinfekcie a stredná hodnota HHS (*Harris Hip Score*) porovnateľná pri použití ručne alebo komerčne vyrobených spacerov, avšak u skupiny pacientov s ručne vyrobenými spacermi dochádzalo častejšie k zlomeniu spaceru.

Z dôvodu starnúcej a polymorbídnej populácie sa v budúcnosti očakáva nárast potreby použitia spacerov v ortopédií. Niektorí pacienti dokonca požadujú ponechanie spaceru ako trvalej náhrady bedrového kĺbu bez opätovnej náhrady totálnou endoprotézou, čo kladie ďalšie nároky na ich mechanickú odolnosť. [6]

1 Problémová situácia

K liečbe infekcií kostného tkaniva sa často využíva dvojdobá reimplantácia s využitím spaceru [4]. Použitie spaceru má viaceré výhody. Poskytuje vysokú koncentráciu antibiotík v mieste infekcie, udržiava správnu kĺbovú medzeru po chýbajúcej hlavici femuru, zabraňuje stiahnutiu svalstva v okolí postihnutého kĺbu a umožňuje čiastočné zaťaženie kĺbu pacienta [5].

Spacer sý mechanicky namáhané a hrozí riziko ich poškodenia. V klinickej praxi sa vyskytujú zlomenia, vyklbenia alebo uvoľnenia spacerov [6]. Z toho dôvodu je dôležité posúdiť deformačno-napätové stavy a predikovať odozvu spaceru na mechanické zaťaženie pred jeho implantáciou do pacienta. To môžeme overiť experimentálnym alebo výpočtovým modelovaním.

Experimenty vykonané *ex-vivo* však neposkytnú informácie o preťažovaní kostného tkaniva. Informácie získané z experimentu sú navyše obmedzené možnosťami, ktoré ponúkajú meracie prostriedky (napr. meranie iba na povrchu vzorku v miestach s dostatočným prístupom, kde nehrozí poškodenie senzoru).

Je možné zvoliť prístup pomocou výpočtového modelovania, a to konkrétne pomocou metódy konečných prvkov (skrátene: MKP, eng. *FEM*). Pre zostavenie výpočtového modelu je potrebné zostaviť model geometrie, model zaťaženia, model materiálu, model väzieb a kontaktov. Na realizáciu týchto krokov je však potrebné mať k dispozícii vhodný hardvér a softvér a vykonať rešerš aktuálnych poznatkov.

1.1 Formulácia problému

Vykonanie deformačno-napätovej analýzy sústavy bedrového spaceru a kostného tkaniva a porovnávacej analýzy rôznych variant spacerov pomocou deformačno-napätových stavov.

1.2 Ciele riešenia problému

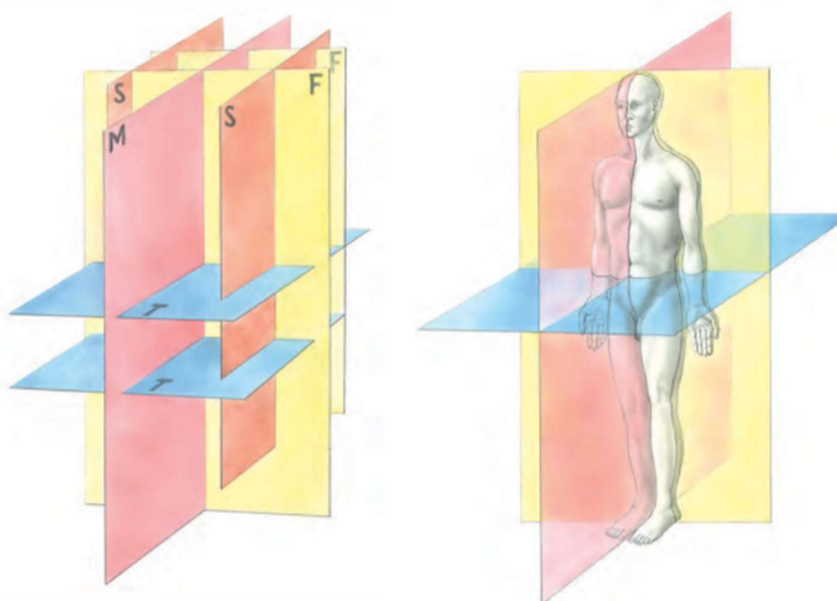
1. Rešerš dostupnej literatúry súvisiacej s riešenou problematikou.
2. Vytvorenie modelu geometrie kostných tkanív z dodaných CT dát.
3. Vytvorenie modelu geometrie spaceru pomocou 3D skeneru.
4. Vytvorenie výpočtového modelu sústavy so zavedeným spacerom.
5. Vykonanie deformačno-napätovej analýzy s posúdením mechanického správania spaceru.

2 Anatómia bedrového kĺbu súvisiaca s riešenou problematikou

2.1 Anatomické smery a roviny

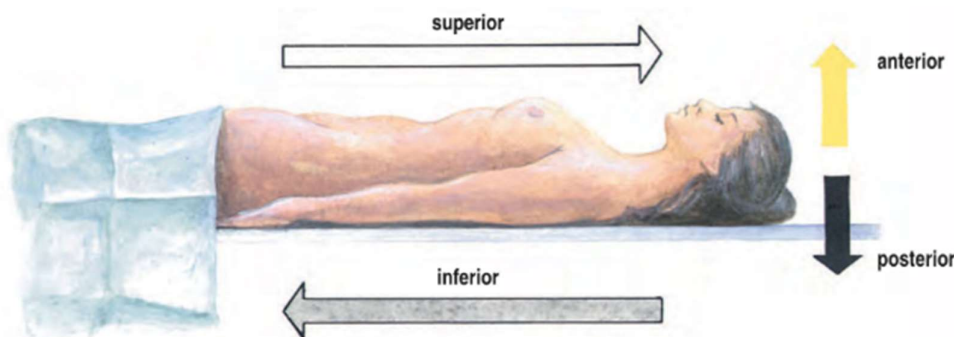
Pre schopnosť orientácie na ľudskom tele je dôležité dodržiavať zavedené termíny, vychádzajúce zo základnej anatomickej polohy, pri ktorej je pacient vo vzpriamenom stoji, horné končatiny voľne visia pozdĺž tela s dlaňami obrátenými dopredu. V tomto postoji rozoznávame anatomicke roviny znázornené na obr. 1 [8, s. 86]:

- mediálna rovina, ozn. **M** (delí telo na dve zrkadlové polovice);
- sagitálna rovina, ozn. **S** (rovnobežná s mediálnou rovinou);
- frontálna rovina, ozn. **F** (rovnobežná s čelom, kolmá na mediálnu rovinu);
- transverzálna rovina, ozn. **T** (kolmá na rovinu mediálnu aj na rovinu frontálnu);

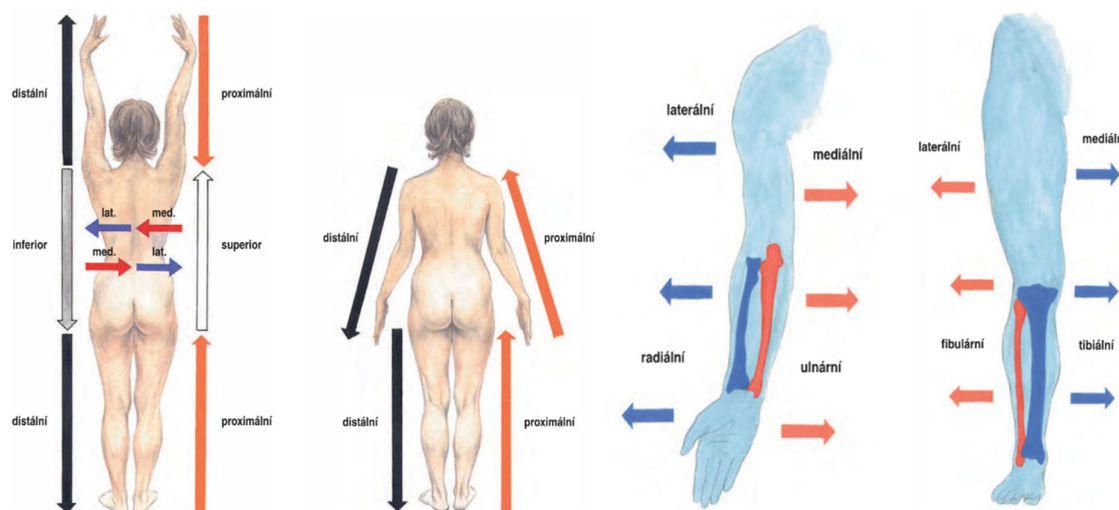


Obr. [1]: Priestorové znázornenie anatomických rovín tela v anatomickej polohe [8]

Na základe označení rovín tela sú definované aj anatomicke smery. Označenie smerov sa líši podľa toho aká časť tela je popisovaná (trup, horná končatina, dolná končatina, ruka, noha). Schematicky sú tieto smery znázornené na obrázkoch 2-3.



Obr. [2]: Označenie smerov na tele [8]



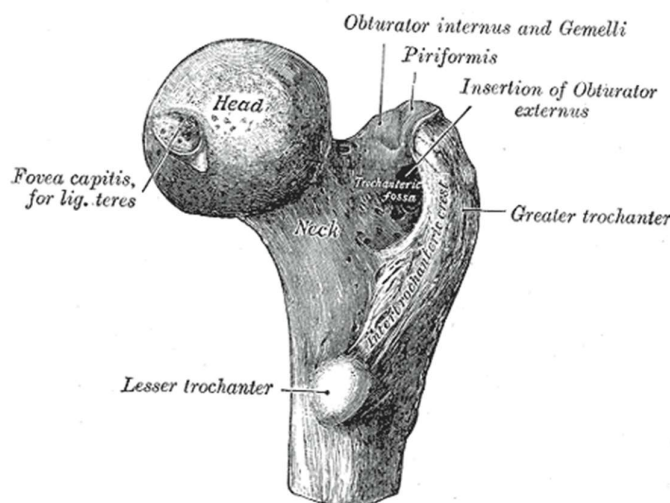
Obr. [3]: Označenie hlavných smerov a smerov na končatinách [8]

Mimo vymenované základné označenia sa objavujú aj ďalšie pomocné pojmy, ktoré však nie sú pre potreby tejto práce nevyhnutné, preto nebudú menované.

2.2 Kosti bedrového kĺbu

Panvová kosť (lat. *os coxae*) je jedinou kosťou pletenca dolnej končatiny. Vznikla zrastením troch kostí: *os ilium*, *os ischium*, *os pubis*. Je kĺbovo spojená s krížovou kosťou a vpredu spojená lonovou sponou (lat. *symphysis pubica*) s druhostrannou panvovou kosťou. V jamke bedrového kĺbu (lat. *acetabulum*) je zasadená hlava stehennej kosti (lat. *femur*). Na femure rozoznávame štyri hlavné časti [8]:

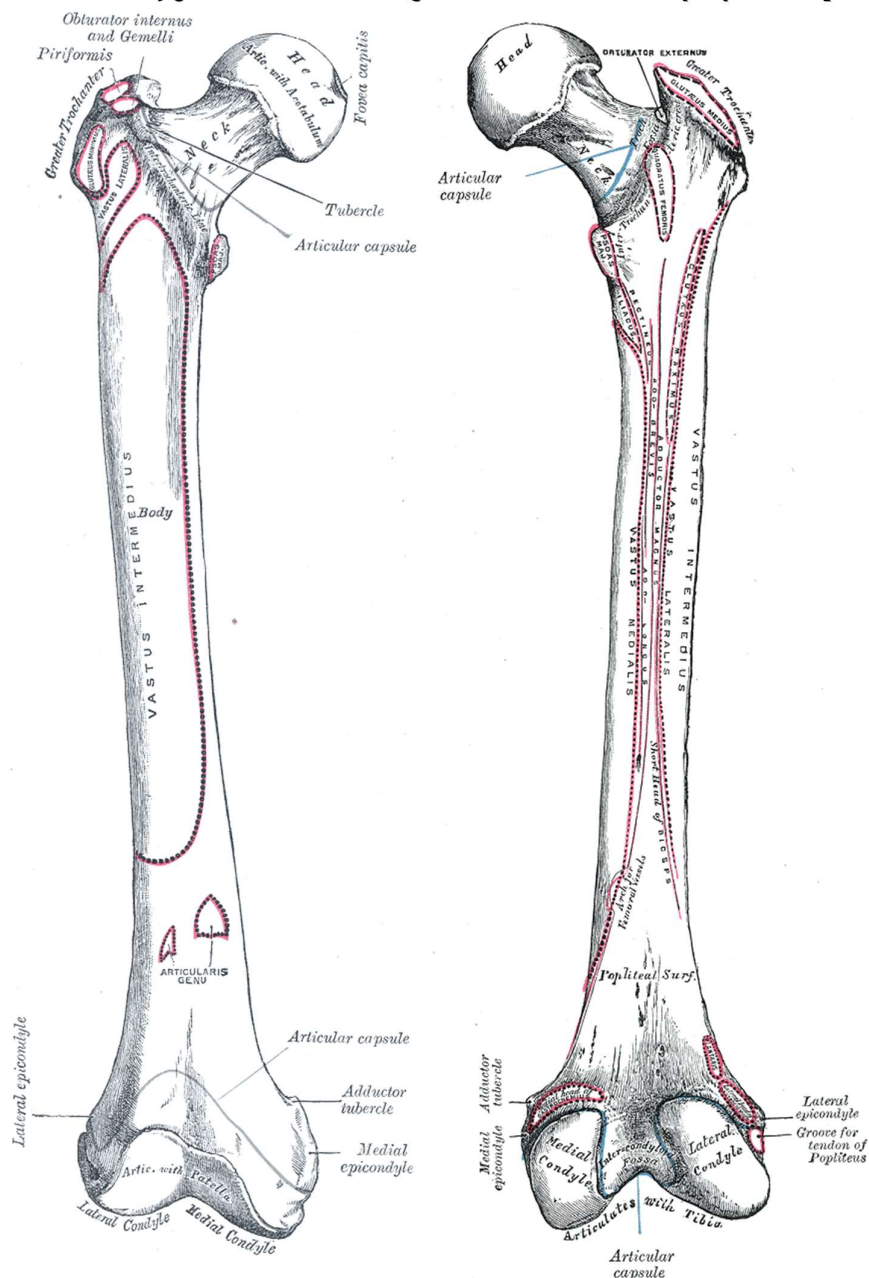
- hlavica (eng. *head*, lat. *caput*);
- krčok (eng. *neck*, lat. *collum*);
- telo (eng. *body*, lat. *corpus*);
- kondyly (eng. *condyles*, lat. *condyli*).



Obr. [4]: Detail anatomického popisu femuru [9]

Hlava femuru sa nachádza v proximálnej časti, kondyly v distálnej časti femuru. Na tele femuru sú mnohé anatomické útvary, no pre potreby tejto práce uvedieme iba malý

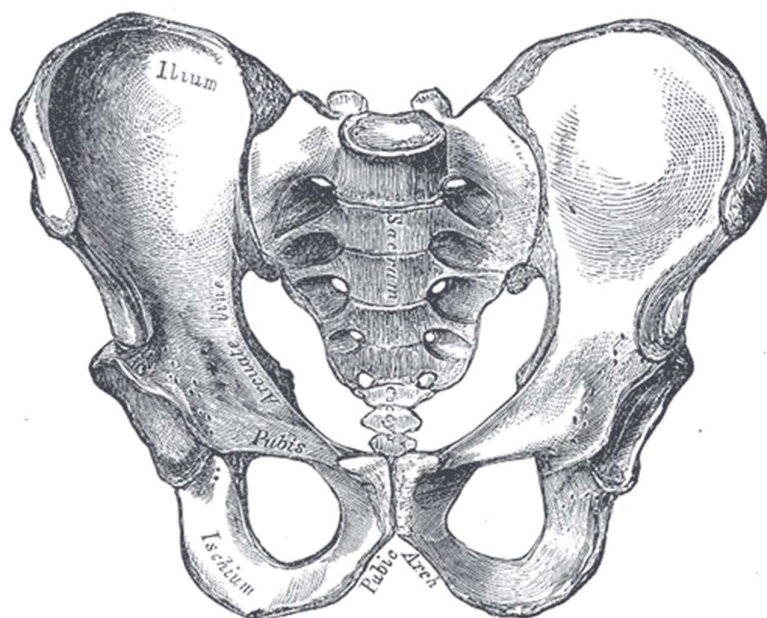
a veľký trochanter (eng. *lesser/greater trochanter*). Na veľký trochanter sa upína *musculus* (skrátene: *m.*) *gluteus medius*, *m. gluteus minimus* a *m. piriformis*. [8, s. 300,307]



Obr. [5]: Anatomické prvky pravého femuru,
vľavo: smer anterior, vpravo: smer posterior [9]

Bedrový kĺb má 3 rotačné stupne voľnosti. Môže vykonávať flexiu (do 120°), extenziu (do 13°), abdukciu (do 40°), addukciu (do 10°), vnútornú rotáciu (do 35°) a vonkajšiu rotáciu (do 15°) [10, s. 185].

Spojenie panvovej kosti s lonovou sponou je pomerne tuhé. V tehotenstve viaže spona viac vody, vplyvom čoho sa tuhosť spojenia znižuje [10, s. 177].

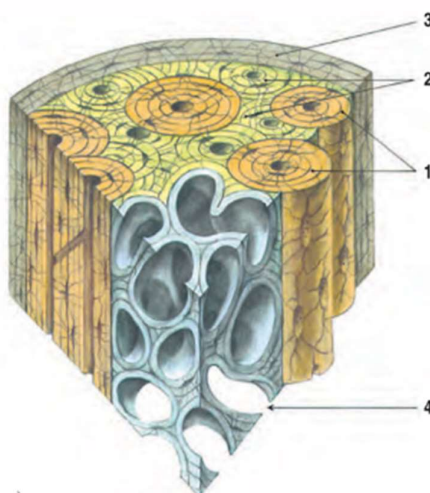


Obr. [6]: Anatomické štruktúry mužskej panvy [11]

2.3 Kostné tkanivo

Kosť je tkanivo špecializované pre podpornú a ochrannú funkciu. Je tvorená organickými a anorganickými zložkami, ktoré ovplyvňujú jej pevnosť a tuhosť. Je vytváraná osteoblastmi, ktoré sa kostnou hmotou (kostným matrixom) obklopujú. Po úplnom zaliati do matrixu sa menia na osteocyty, ktoré ďalšiu hmotu nevytvárajú.

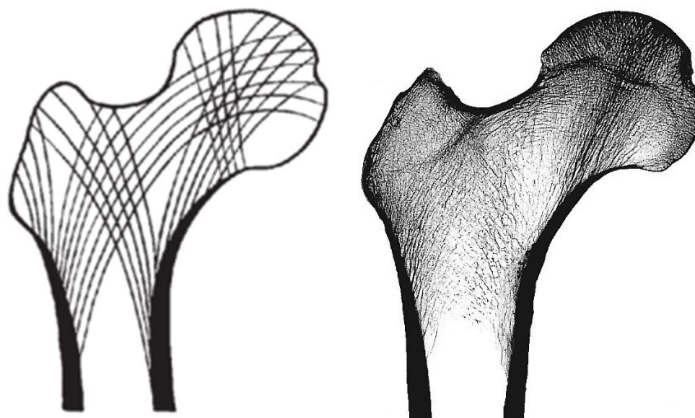
Kostné tkanivo tvorí buď nepravidelné pletivo alebo je upravená do vrstiev. Podľa toho možno z makroskopického hľadiska rozlíšiť kosť vlákňitú (nazývaná aj spongiózna alebo trabekulárna) alebo kosť lamelárnu (nazývaná aj kompaktná, vrstevnatá alebo kortikálna). [8, s. 39-40]



Obr. [7]: Schematický model kostného tkaniva [8]

- 1 – Haversove kanáliky
- 2 – zvyšky pôvodne celých Haversových kanálikov
- 3 – povrchové (plášťové) lamely
- 4 – lamely trámov spongiózneho kosti

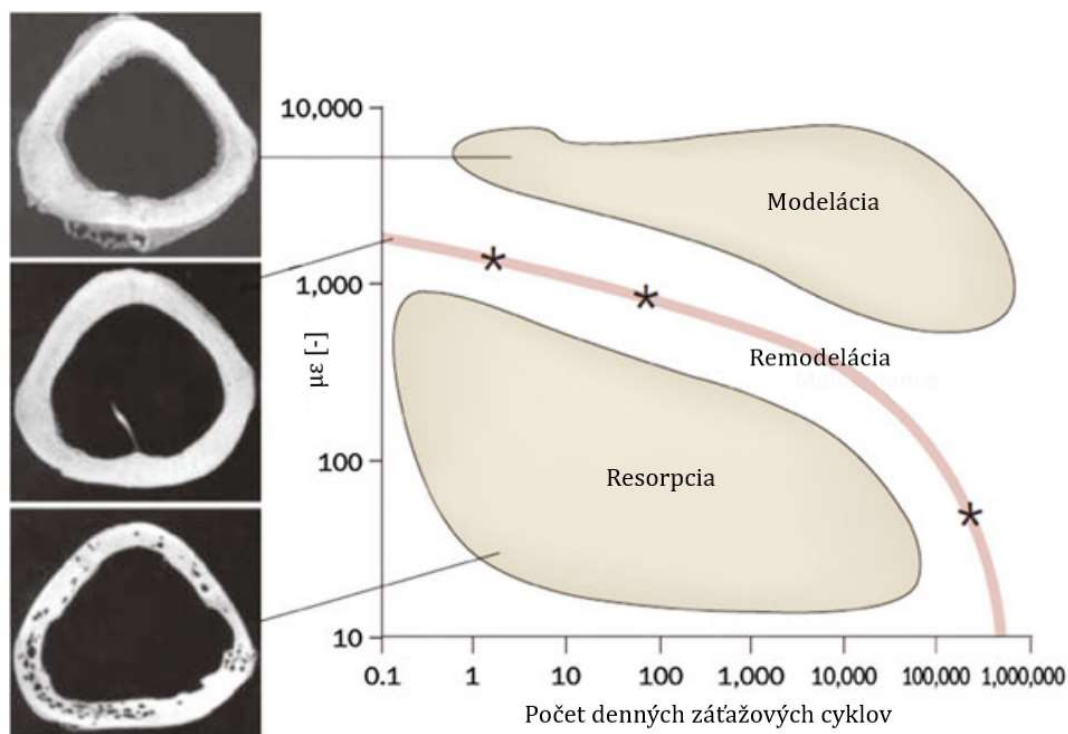
Z dlhodobého hľadiska (z pohľadu modelácie a remodelácie kosti) sa trámy spongiózneho tkaniva orientujú v smere hlavných napätí. [8, s. 106]



Obr. [8]: Vľavo: kostné trajektórie spongióznej kosti v hornom konci stehennej kosti [8]
Vpravo: röntgenová snímka proximálneho femuru [12]

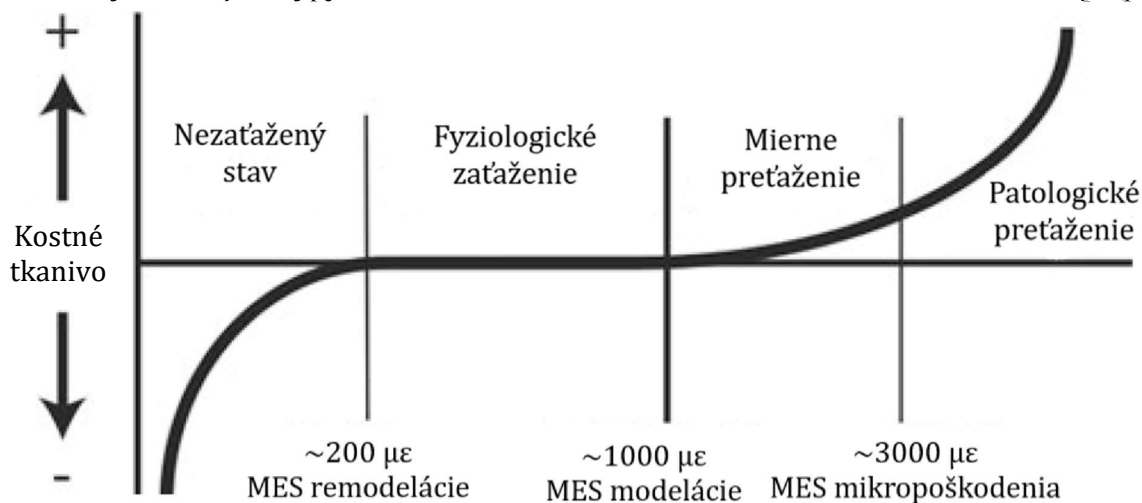
2.3.1 Remodelácia kostného tkaniva

Kosti získavajú svoj základný tvar vplyvom dedičnosti. [8, s. 106] Štruktúra a tvar kosti sa vďaka modelácii a remodelácii permanentne adaptujú vplyvom mechanického namáhania (Wolffov zákon) [13]. Okrem veľkosti pretvorenia má vplyv na remodeláciu kostí mnoho ďalších parametrov, medzi nimi, napríklad, gradient pretvorenia, frekvencia zaťažujúcich cyklov, doba trvania zaťaženia a iné [14]. Na obrázku 9 je schematicky znázornená odozva kostného tkaniva na vybrané vplyvy (intenzita a frekvencia zaťaženia).



Obr. [9]: Vplyv intenzity zaťaženia (vyjadrená pomocou pretvorenia) a počtu záťažových cyklov na remodeláciu kostného tkaniva; upravené z [14]

Za medznú hodnotu pevnosti kostného tkaniva u mladého človeka sa považuje približne 25 000 $\mu\epsilon$ [14]. Po prekročení tejto hodnoty dôjde k prerušeniu tkaniva, čo v prípade staršieho pacienta predstavuje medzný stav krehkého lomu [15]. Ďalšie medzné hodnoty oddelujúce typy zaťaženia kostného tkaniva sú zobrazené na obrázku 10. [14]



Obr. [10]: Znázornenie odozvy kostného tkaniva na hodnoty pretvoreń; „MES“ je z anglického „minimally effective strains“, teda „minimálne efektívne pretvoreń“; upravené z [14; 16]

3 Revízne operácie TEP v dôsledku infekcie

Infekciu kĺbovej náhrady môžeme definovať ako replikáciu baktérií na povrchu implantátu spojenú s poškodzovaním okolitého tkaniva infekčným zápalom, prípadne uvoľnením implantátu. Baktérie sa dostávajú do kĺbu najčastejšie behom operácie. Kolonizácia môže prebehnúť aj pooperačne a to v súvislosti s baktériamiou (prítomnosť živých baktérií v krvnom riečisku pacienta [17]) alebo priamym rozšírením infekcie z okolia na endoprotézu. Akonáhle vytvoria baktérie na povrchu endoprotézy biofilm, je prakticky nemožné vyliečiť infekciu konzervatívnym spôsobom (za ten je považovaná adekvátna antibiotická liečba v závislosti od kultivačného vyšetrenia vzorky [18]). [19, s. 24]

Infikovaná TEP však nie je iba lokálny problém. Môže viesť ku chronickej osteomyelitíde (hnisavý proces v kosti [20]), bolesti, horúčkam a iným problémom [2]. Infekcie kĺbových náhrad sa vyskytujú priemerne v 1-2% prípadov [2]. Vznikajú [21]:

- kontamináciou rany pri operačnom výkone,
- hematogénne z akéhokoľvek infekčného ložiska,
- reaktiváciou latentnej infekcie.

Infekcia v mieste implantátu je problematická kvôli náročnému prieniku antibiotík k ložisku infekcie a kvôli obranným vlastnostiam baktérií (pokrytie slizovým povlakom a znížený metabolizmus), kvôli čomu je vyžadovaná dlhodobá antibiotická liečba, ktorá napriek tomu častokrát končí odstránením implantátu. [21]

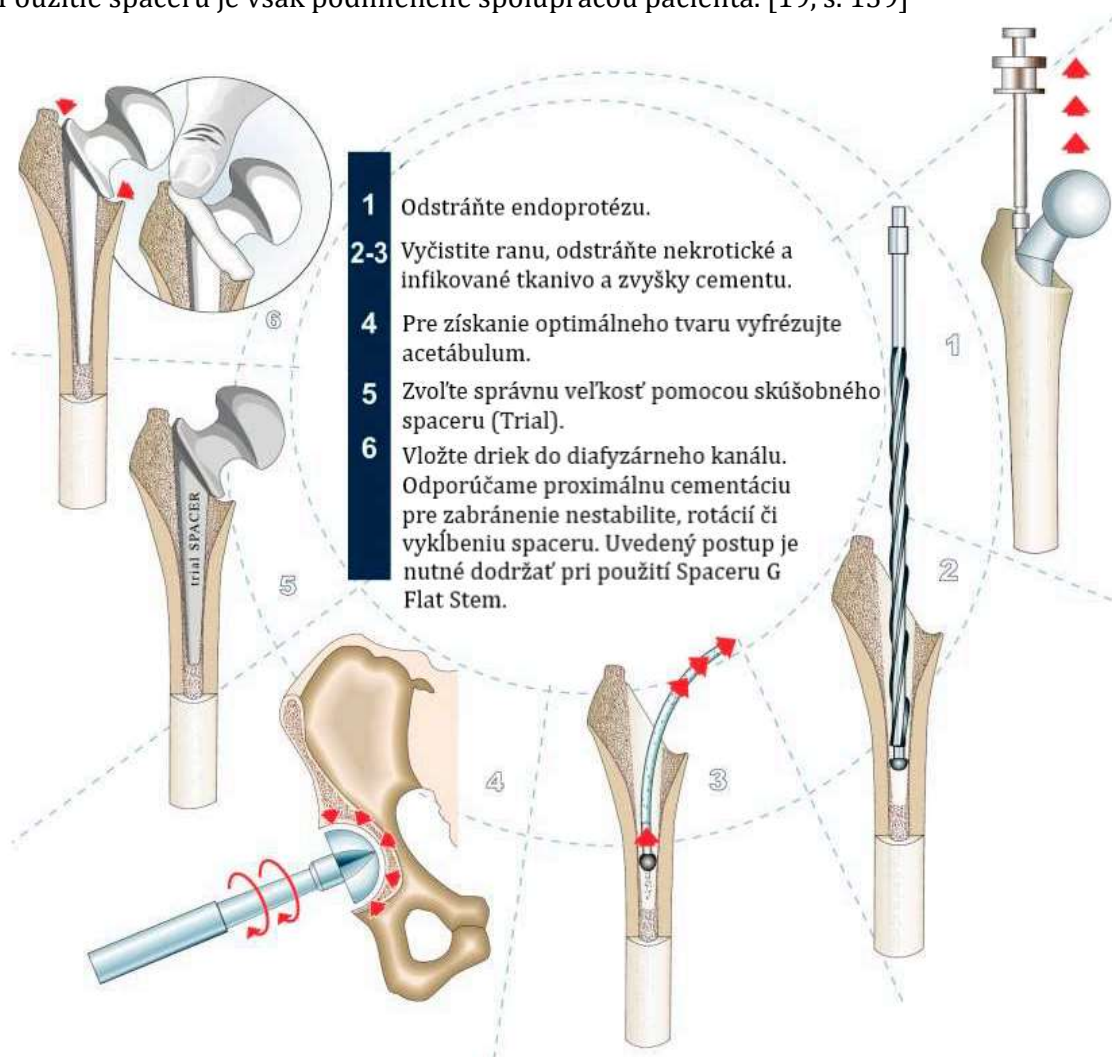
Na celkovom počte revíznych operácií sa v USA v rokoch 2005 až 2006 podieľala infekcia totálnej endoprotézy bedrového kĺbu 14.8 % [19, s. 28]. Predpokladá sa, že v USA pribudne ročne 12 000 novo infikovaných implantátov bedrového a kolenného kĺbu [19, s. 117]. Jedná sa o druhú až tretiu najčastejšiu príčinu reoperácie bedrového kĺbu [19, s. 24].

Liečbu infekcie TEP sprevádzajú zvýšené náklady. Tie sa líšia podľa zvoleného liečebného postupu (jednodobá, dvojdobá reimplantácia). V krajinách Európskej Únie sú odhadované náklady na liečbu jednej infekcie TEP bedrového kĺbu na viac ako 40 000 eur (1 000 000 Kč). [19, s. 117]

Súčasťou všetkých liečebných postupov je aplikácia antibiotík po dobu aspoň 6 týždňov od operácie infikovaného kĺbu (Vojtaššák [2] uvádza 6 týždňov intravenózne a 6 mesiacov orálne). Na niektorých pracoviskách je súčasťou protokolu aj tzv. preplachová laváž, ktorou sa kĺb niekoľko dní preplachuje antibiotikami. Od ich používania sa v poslednej dobe upúšťa. Recidívy kĺbových náhrad u pacientov s imunodeficitom je možné ošetriť aj trvalým vybratím implantátu. [19, s. 139,140]. TEP sa môže ponechať iba v akútnom štádiu (dni) [2].

Jednodobá operácia stavia na radikálnosti zákroku, kedy je extrahovaná endoprotéza, lôžko protézy je podrobené dôslednému debridementu (vyčistenie rany, odstránenie nekrotického tkaniva [22]) a výplachu dezinfekčnými roztokmi. Nasleduje reimplantácia novej endoprotézy v rámci jednej operácie. Je však vhodný iba u imunokompetentných jedincov s infekciou spôsobenou menej virulentným pôvodcom, bez prítomnosti hnisu vnútri kĺbu, s kvalitným krytom mäkkých tkanív a za predpokladu dokonalého oboznámenia operačného tímu so zásadami vedenia jednodobej operácie. [19, s. 138,139]

Dvojdobá operácia je z princípu drahšia, no má nižšie riziko recidívy infekcie a dobré výsledky. [19, s. 117]. Spočíva v extrakcii protézy, určitú dobu je pacient bez protézy alebo s dočasnou kĺbovou náhradou (2-3 mesiace, prípadne rok – v závislosti od typu baktérie [2]) a až v druhej dobe sa implantuje nový implantát. Lokálny nosič antibiotík (spacer) sa vkladá po debridemente a výplachu (obr. 11). Spacer uchováva primeraný tonus mäkkých tkanív a priestor pre následnú reimplantáciu. V druhej dobe, s odstupom týždňov až mesiacov, sa pristupuje k reimplantácii novej kĺbovej náhrady. Použitie spaceru je však podmienené spoluprácou pacienta. [19, s. 139]



Obr. [11]: Ortopedický postup pre implantáciu spaceru od firmy TECRES S.p.A., upravené z [23]

Pre preklopenie obdobia nutného k vyličeniu infekcie pri dvojdobej operácii je možné zvoliť resekčnú artroplastiku (extrakcia endoprotézy doplnená dôsledným debridementom a výplachom), kedy je končatina zaistená pomocou externých fixátorov.

Táto metóda však výrazne obmedzuje mobilitu pacienta, dochádza k atrofii svalstva (strata svalovej hmoty a zníženie objemu svalov) a zníženiu mobility ostatných kĺbov. Priestor po odstránenej endoprotéze je vyplňaný väzivovým tkanivom a v 80–100 % dochádza k rozvoju kontraktúr mäkkých tkanív, čo výrazne sťažuje

reimplantáciu. Funkcia bedrového kĺbu je po artroplastike značne narušená, v dôsledku čoho pacienti nie sú schopní chodiť bez podpory [19, s. 309, 314]

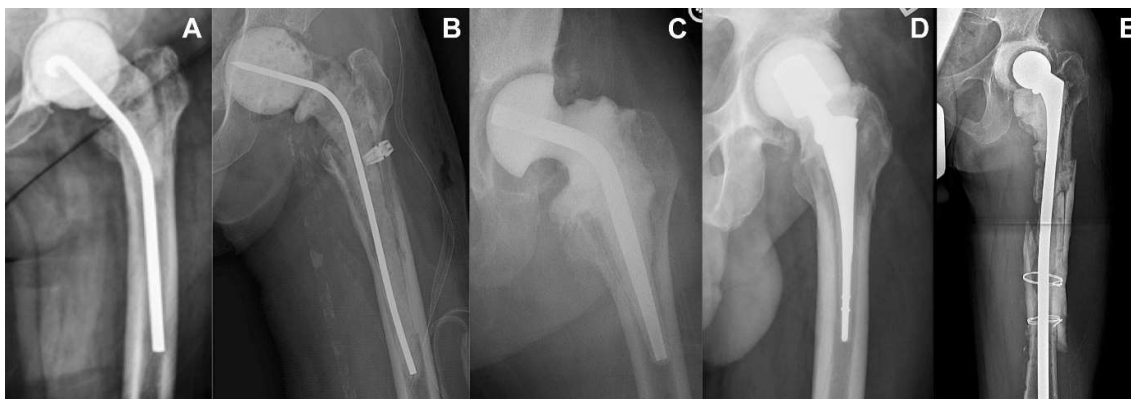
3.1 Typy spacerov používaných pri infekcii bedrového kĺbu

K výrobe spaceru pre pacienta možno pristupovať niekoľkými spôsobmi. Ortopéd má možnosť objednať komerčne dodávaný spacer, vyrobiť spacer ručne pred operáciou alebo počas operácie (tzv. intraoperačne vyrobený). Spacer môže byť vystužený kovovým jadrom, no v praxi sa používajú varianty aj bez jadra. Kostný cement spaceru je obohatený o vysokú koncentráciu antibiotík pre liečbu infekcie kosti. [6]

U komerčne vyrábaných spacerov nie je odporúčané odlievanie pod tlakom, nakoľko sa zhorší vylučovanie antibiotík zo spaceru. Z toho dôvodu sa používa gravitačné odlievanie do formy. [6]

Pred operáciou môže ortopéd pripraviť tvar spaceru podľa röntgenových snímok (ručne vyrobený spacer). Cement môže zmiešať s antibiotikami zvolenými na mieru podľa druhu baktérií zistených z kultivácie infikovaného tkaniva.

Rôzne anatomicky zložité situácie, ku ktorým môže dôjsť kvôli nutnosti odstrániť infikované tkanivo, nemožno riešiť komerčne vyrobeným spacerom alebo spacerom pripraveným pred operáciou (ručne vyrobeným). V tom prípade je možné vyrobiť spacer podľa špecifických potrieb priamo na sále. V klinickej praxi preto lekár častokrát vymodeluje z cementu základný tvar a otláči ho o jamku, prípadne aj o proximálnu časť femuru (intraoperačne vymodelovaný spacer), aby získal čo najvhodnejší tvar.



Obr. [12]: Ukážka spacerov bedrového kĺbu používaných v klinickej praxi:
(A) ručne vyrobený, (B) odliaty do formy počas operácie, (C) komerčne vyrobený, (D) totálna endoprotéza pokrytá cementom s antibiotikami, (E) cementovaná polyetylénová acetabulárna komponenta s megaprotézou pokrytou cementom s antibiotikami – prípad masívneho úbytku kostného tkaniva [24]

4 Rešeršná štúdia

The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur [25]

Táto štúdia skúma 3 konfigurácie zaťaženia femuru pred a po implantácií totálnej endoprotézy počas chôdze (*gait cycle*). Femur je zaťažený vektormi sily v miestach úponov svalov a v mieste kontaktu hlavy femuru. Počet vektorov síl, reprezentujúcich kontrahované svaly, sa mení podľa použitej konfigurácie. Veľkosti pôsobiacich síl sú zvolené na základe odkazovanej literatúry.

Pre vyhodnotenie remodelácie kosti vplyvom zaťaženia je použitý algoritmus navrhnutý v článku od Huiskes et al. [26]. Ten považuje za hnací motor remodelácie zmeny v celkovej mernej energii napätosti. K zmenám v zdanlivej hustote kosti dochádza, ak došlo k zmene hodnoty mernej energie napätosti medzi predoperačným FE (*finite element*) modelom a pooperačným FE modelom v rovnakom bode. K osifikácii alebo resorpcii kosti dochádza, ak rozdiel prekročil hraničnú hodnotu, tzv. *lazy zone*.

Prácou sa možno inšpirovať pri tvorbe modelu svalstva v oblasti kĺbu. V diplomovej práci nie je aplikovaný algoritmus vyhodnotenia remodelácie kosti popísaný v tomto článku, nakoľko nebol vytvorený výpočtový model sústavy pred zavedením TEP.

Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant [27]

Hlavnými svalmi aktívnymi pri stoji na jednej končatine majú byť podľa práce bedrové odťahovače (abduktory). Primárnu skupinu abduktorov tvoria *m. medius*, *m. minimus* a *m. tensor fasciae latae*. Sekundárnu skupinu abduktorov tvoria *m. piriformis*, *m. sartorius* a *m. gluteus maximus*.

Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions [28]

Práca skúma deformačno-napäťové stavy v panve, pričom kladie dôraz na analýzu vplyvu okrajových podmienok v MKP analýze. Podľa autorov boli v predchádzajúcich prácach častokrát zavedené okrajové podmienky, ktoré odpovedajú experimentom na testovacích zariadeniach *in vitro* (zamedzenie všetkých stupňov voľnosti v oblasti sakro-iliakálneho kĺbu a v oblasti lonovej spony – os pubis), no nevystihujú fyziologický stav.

Z toho dôvodu bol vytvorený výpočtový model zahŕňajúci svaly bedrového kĺbu a väzy lonovej spony s určitou tuhosťou. Sakro-iliakálny kĺb bol aj v tomto prípade modelovaný votknutím.

Komplexnejší model, zahrňujúci svaly a väzy bedrového kĺbu, vykazuje dobrú zhodu v posuvoch panvy pri zaťažení s meraniami *in vivo*. Pohyb nastal v smere superior-inferior (2.1 mm) a anterior-posterior (1.8 mm), no bol limitovaný v smere medial-lateral.

Prínos vedeckej práce je v špecifikácii okrajových podmienok aplikovaných na panvovú kosť v MKP analýze pri stoji na jednej končatine. Zo záverov štúdie zároveň vyplýva, že nie je nevyhnutné zahrnúť v modeli všetky väzy a svaly bedrového kĺbu, ale klásť dôraz na korektný popis správania anatomických štruktúr vhodnou voľbou okrajových podmienok.

Finite element Analysis of the Mechanical Behaviour of a Reinforced PMMA-based Hip Spacer [29]

V štúdiu sú analyzované 3 varianty spacerov (bez vystuženia, vystužený tvarovaným titánovým klincom a vystužený tvarovaným titánovým plechom). Záverom štúdie je pozitívne zníženie mechanického namáhania kosti a PMMA v prípade variantu s výstužným klincom a výraznejšej redukcie v prípade použitia hrubej plechovej výstuže.

Analýzy sú vykonané na zjednodušenom modeli geometrie (iba femur) v oblasti lineárnej pružnosti pevnosti. Kontakt medzi spacerom a kosťou bol nevhodne zvolený ako *rigidly fixed*. Napriek tomu, že je v texte spomenuté rozdelenie modelu geometrie femuru na kortikálne a spongiózne tkanivo nie je nikde uvedený model materiálu spongiózneho tkaniva. V práci sa nevyjadrujú k medzným stavom, iba popisujú maximálnu hodnotu redukovaného napätia vo vyšetrovaných telesách.

The mechanical behaviour of a pre-formed hip spacer [30]

Experimentálne testovaný komerčný spacer vystužený tyčou z implantačnej ocele AISI 316L pokrytou vrstvou PMMA. Je zaťažovaný cyklicky s frekvenciou 4 Hz a amplitúdou v intervale od 300 do 2300 N do dosiahnutia poruchy alebo pol miliónu cyklov. Testované boli tri vzorky. K poruche dvoch z nich došlo po $0.4 \cdot 10^6$ a $0.45 \cdot 10^6$ cykloch. Posledný dosiahol požadovaný limit záťažových cyklov. Testovanie prebehlo podľa ISO 7206/4:1989. Zaťaženie bolo zvolené pre prípad používania spaceru pacientom po dobu 6 mesiacov bez obmedzenia zaťaženia implantátu. Toto zaťaženie je podľa autorov nadhodnotená a v skutočnosti spacer nebude zaťažovaný s takou intenzitou a frekvenciou, na základe čoho možno očakávať väčšiu únavovú životnosť spaceru.

Na snímke porušeného vzorku vidieť, že k medzný stav únavovej pevnosti nastal v mieste fixácie spaceru. Je otázne či test vhodne vystihol väzbu medzi femurom a spacerom a či bolo aplikované zaťaženie adekvátnej veľkosti.

Finite element analysis of the mechanical strength of a new hip Spacer [31]

V práci bolo analyzovaných 15 sústav, ktoré vznikli kombináciou modelov geometrií femurov a spacerov s rôznymi výstuhami. Na hlavicu spaceru pôsobila v analýze sila o veľkosti 2100 N (maximálna sila v kĺbe), 700 N (stoj na jednej končatine) a 350 (stoj na oboch končatinách). Článok tvrdí, že kovové jadro vystužujúce spacer výrazne zvyšuje zaťaženie, ktoré je spacer schopný preniesť.

Pre popis materiálov bol zvolený homogénny izotropný lineárne elastický model materiálu. Uzlom na distálnom konci femuru boli zamedzené všetky posuvy. Svaly aktívne pri zaťažení boli modelované pomocou vektoru sily pôsobiaceho v mieste úponu. Kontakt spaceru s acetabulom panvy bol modelovaný pomocou vektoru sily pôsobiaceho na plochu hlavice spaceru o stanovenej veľkosti. V článku nie je uvedené aký typ kontaktu bol nastavený medzi jednotlivými modelmi geometrií.

Individual bone cement spacers (IBCS) for septic hip revision—preliminary report [32]

Päť ručne vyrobený spacerov (odliatych do predpripravenej formy), každý vystužený dvojicou kirschnerových drôtov, boli testované na univerzálnom testovacom stroji Zwick. Skúška prebehla kvázi-staticky s rýchlosťou zaťažovania 20 N/s, pokiaľ nedošlo k porušeniu spaceru. Zaťaženie, pri ktorom došlo k poruche, sa pohybovalo v rozpätí 1350 – 2000 N s priemernou hodnotou 1550 N. Na základe výsledkov autori usudzujú,

že spacer zvládne preniesť čiastočné zaťaženie, no pri páde pacienta môže dôjsť k významnému poškodeniu spaceru.

Quasi-static analysis of hip cement spacers [33]

Pre analýzu správania spaceru pri zaťažení bola použitá nelineárna explicitná analýza pri kvázi-statickom zaťažení. Následne bola využitá rozšírená metóda konečných prvkov (XFEM) pre analýzu vzniku a šírenia trhlín v kostnom cemente spaceru. Okrem PMMA (polymetylmetakrylát) boli v simulácii použité aj PU (polyuretán) a POM (polyoxymetylén). Pre uvedené materiály bol zvolený homogénny lineárne izotropný model materiálu. Titánové jadro spacerov bolo modelované bližšie nešpecifikovaným modelom materiálu popísaným dátami z ťahového diagramu (*true stres – true strain*). Distálny koniec spaceru je vložený do valca z PU. Na hlavicu spaceru je pritláčaný guľový indenter (POM). Medzi jadrom spaceru <-> PMMA a PMMA <-> PU bol použitý *tie constraint* a na rozhraní PMMA <-> POM bol použitý *frictionless contact*.

Článok porovnáva výsledky analýz s publikovanými experimentálnymi výsledkami v [34]. Podľa autorov je deformácia numerických modelov zhodná s výsledkami experimentov. Za optimálne vystuženie spaceru tvoreného kostným cementom bolo označené titánové jadro (oproti jadru z nehrdzavejúcej ocele alebo keramiky). V analýzach a experimentoch nastal v PMMA medzný stav krehkého lomu v mieste prechodu krčku spaceru do cylindra, v ktorom je upnutý.

Mechanical complications of hip spacers: a systematic review of the literature [35]

Prehľad vedeckých prác, ktorý štatisticky spracúva poznatky 40 štúdií o komplikáciách rôznych typov spacerov bedrového kĺbu (odliate do formy, ručne vyrobené, komerčne vyrobené). Autori uvádzajú štatisticky významne vyššiu hodnotu váženého priemeru počtu mechanických komplikácií v prípade odlievajúcich spacerov do formy (37.2%) oproti komerčne pripraveným spacerom (13.8%, $p=0.039$). Nebol preukázaný štatisticky významný rozdiel medzi odlievanými a ručne tvarovanými spacermi. Najčastejšou komplikáciou boli vyklbenia spacerov. Nebol preukázaný štatisticky významný rozdiel v miere výskytu komplikácií spacerov bez a s kovovou výstužou (je však nutné poznamenať, že kovové jadrá používané v literatúre sa medzi sebou výrazne líšia tvarom i materiálom, z ktorého sú vyrobené (obr. 12)). K poškodeniu femuru má najčastejšie dochádzať pri extrakcii spaceru.

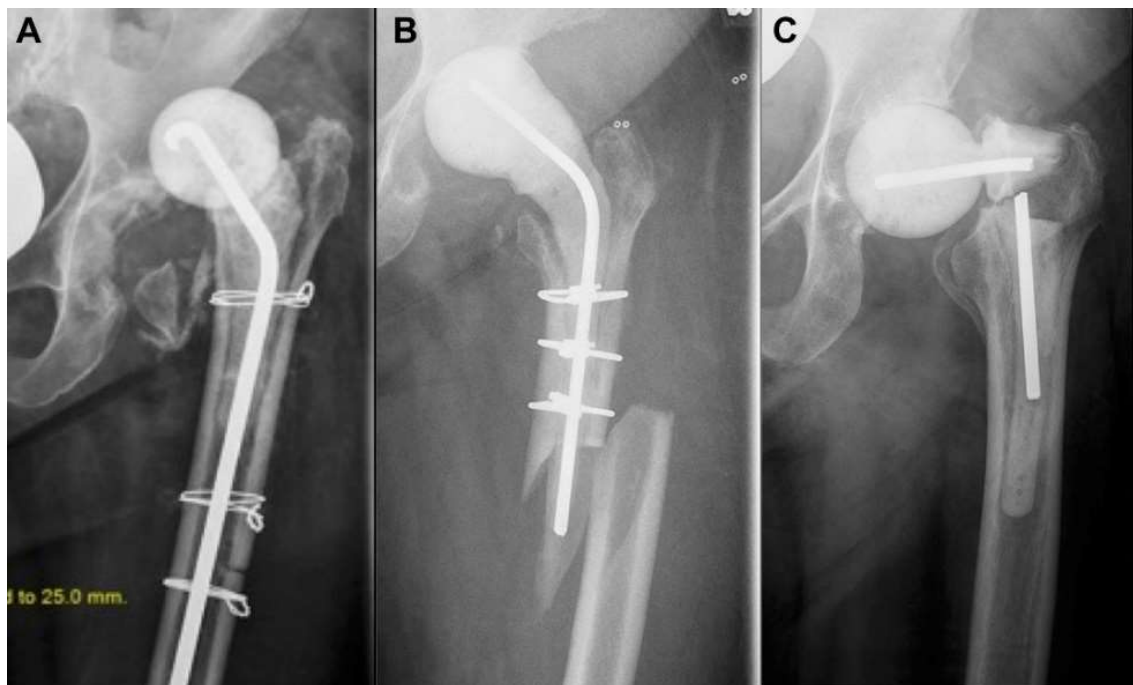
Metal-backed versus all-polyethylene unicompartmental knee arthroplasty

V článku porovnávajú výsledky konečno-prvkového výpočtového modelu mediálnej čiastočnej náhrady kolenného kĺbu s experimentálnymi výsledkami pomocou akustickej emisie a metódy korelácie digitálneho obrazu.

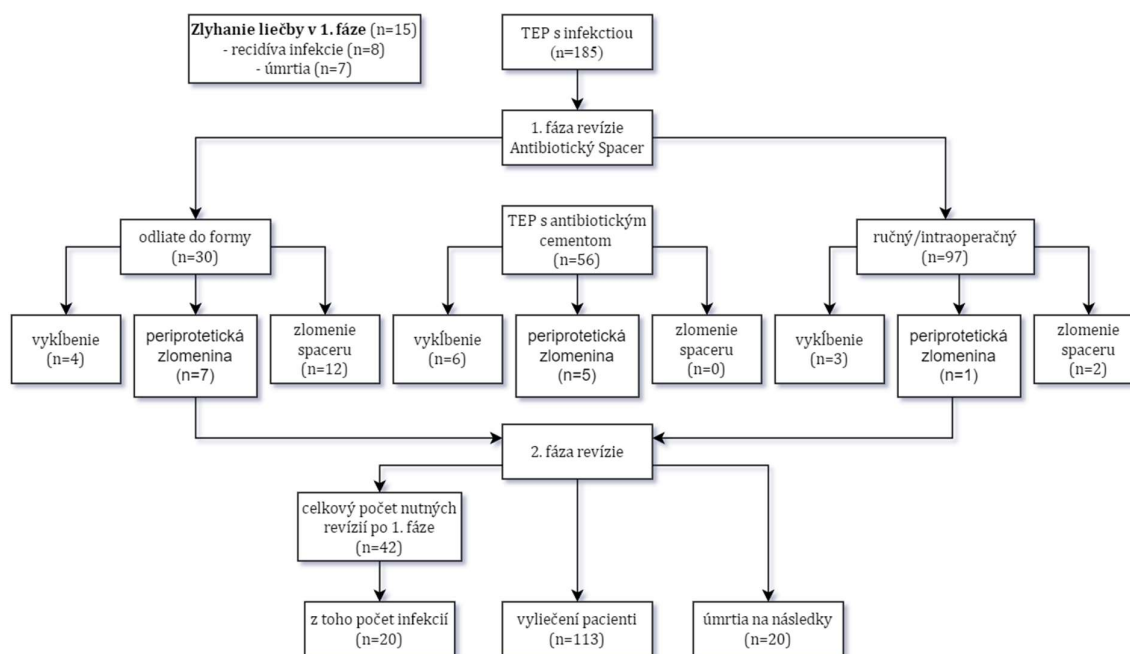
Autori uvádzajú, že napriek tomu, že kostné tkanivo sa správa viskoelasticky, môže byť modelované lineárne izotropným modelom materiálu, pokiaľ zaťaženie nie je cyklické. Cieľom je znížiť výpočtovú náročnosť analyzovaného problému.

V práci sú uverejnené limitné hodnoty hlavných pretvorení, v ťahu aj v tlaku, pre spongiózne kostné tkanivo, pri ktorých je tkanivo patologicky preťažované ($3000 \mu\text{-strain}$) alebo dôjde k medznému stavu pružnosti ($7000 \mu\text{-strain}$).

Pre túto prácu je článok prínosný hlavne z hľadiska vylúčenia nutnosti modelovať kostné tkanivo pomocou viskoelastického modelu materiálu.



Obr. [13]: Ukážka komplikácií spacerov bedrového kĺbu [24]:
 (A) vyklbenie spaceru; v dôsledku fraktúry malého trochanteru došlo k strate stability spaceru, externej rotácii a následnému vyklbeniu
 (B) fraktúra kosti v distálnej časti spaceru napriek dobrej kvalite kostného tkaniva
 (C) zlomenie spaceru s vystužujúcim jadrom



Obr. [14]: Schéma znázorňujúca komplikácie typov spacerov použitých pri dvojdobej operácii v klinickej štúdii; upravené z [24]

Mechanical behaviour of standardized, endoskeleton-including hip spacers implanted into composite femurs [36]

V článku sú porovnané experimentálne výsledky s výsledkami z výpočtového modelovania. Skúmané boli spacer tvorený iba kostným cementom s antibiotikami a spacer vystužený titánovým jadrom s hrúbkou 8 mm, ktoré čiastočne kopírovalo tvar spaceru.

Spacer boli vložené do kompozitných femurov 4. generácie s odstránenou hlavicou femuru, ako je tomu pri implantácii TEP bedrového kĺbu. Distálna časť femuru bola tuho uložená a zaťaženie bolo aplikované na hlavicu spaceru cez nástavec guľového tvaru (podobného acetabulu). 3 vzorky spacerov boli zaťažené kvázi-staticky (rýchlosť zaťaženia 20 N/s) a 3 vzorky cyklicky (frekvencia zaťaženia 5 Hz).

Výpočtový (MKP) model obsahoval model geometrie femuru a spacerov. Kostné tkanivo bolo rozdelené na spongiózne a kortikálne. Modely materiálov boli použité homogénne izotropné lineárne elastické.

K porušeniu spacerov vplyvom kvázi-statického zaťaženia došlo v priemere pri 2935 N (spacer bez výstuhy – krehký lom PMMA) a 6270 N (spacer s výstuhou – trieštivá zlomenina proximálnej časti femuru). Ako limit pre cyklické zaťaženie bolo stanovených 500 000 cyklov (300-4500/4700/4900 N). Testované boli iba vystužené spacer.

Výsledky maximálnych napätí MKP modelov na femure a spaceri sa zhodovali s miestami porušenia pozorovaných v testoch. Zaťaženie, pri ktorom došlo k MS v spaceri bez vystuženia bolo približne 3000 N. Medza klzu výstuže v druhom prípade je dosiahnutá pri asi 5000 N. Maximálne hodnoty napätí vo femure, lokalizované nad malým trochanterom, možno považovať za počiatok periprotetickej zlomeniny (v zhode s experimentami).

Štúdia popisuje vernejšie (v porovnaní s predošlými štúdiami) skutočné uloženie v akom sa nachádza spacer vo femure. Pomocou experimentu a výpočtového modelovania potvrdzuje, že zaťaženie, ktoré spacer prenesie je pri použití vhodných okrajových podmienok vyššie ako v iných štúdiách. Prínosom je aj forma, akou boli vyhodnotené a opísané výsledky konečno-prvkových analýz. Štúdia neuvažuje poníženie materiálových vlastností kostného cementu, hoci túto skutočnosť komentuje v diskusii.

5 Tvorba výpočtového modelu

5.1 Model geometrie

Model geometrie bol pripravený vo viacerých krokoch (segmentácia, úpravy, polohovanie) a za pomoci rôznych softvérov. Z toho dôvodu je táto sekcia rozdelená na podkapitoly, ktoré sa venujú jednotlivým častiam modelu geometrie. V každej podkapitole bude popísaný postup, akým bola geometria sústavy vytvorená, spolu s prípadnými modifikáciami, ak boli potrebné.

5.1.1 Segmentácia kostí z CT snímok

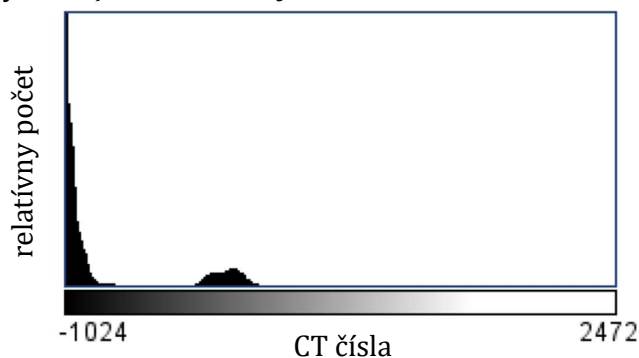
Vďaka úzkej spolupráci s ortopédmi z I. ortopedickej kliniky Fakultnej nemocnice pri sv. Anne v Brne boli vedúcim diplomovej práce poskytnuté anonymizované CT snímky¹ pacienta vo formáte *dicom*. Pacient bol pri vyšetrení v polohe ležmo. Súbor obsahuje 1553 snímok v rozsahu od kondýl femuru po panvovú kosť. Rozlíšenie jednej snímky je 512 x 512 voxelov. Veľkosť voxelu je: 0.8164 x 0.8164 x 0.4000 mm³.

Z CT snímok bola segmentovaná **os coxae, plný femur, dutina femuru a spongióza femuru**. Prvé 3 menované boli segmentované **automatickou a hybridnou segmentáciou**. Pre segmentáciu obrazu z CT snímok bol použitý softvér STL Model Creator [37], ktorý bol vytvorený v programe Matlab 2012a, MathWorks, Natick Massachusetts.

V prípade automatickej segmentácie užívateľ určuje rozsah intervalu odtieňu sivej (eng. *grayscale value*), čím identifikuje hranice výsledného segmentovaného telesa. Užívateľ volí rozsah aj v prípade hybridnej segmentácie, no výsledok tvorí iba tá časť obrazu, ktorá je manuálne vyznačená.

Spongiózu femuru bolo potrebné segmentovať ručne, nakoľko nie je možné nastaviť rozsah *grayscale* hodnôt tak, aby šlo použiť automatickú alebo hybridnú segmentáciu. Z toho dôvodu je výsledný tvar objektu závislý na užívateľovej schopnosti rozoznať na obrázku štruktúry femuru (spongiózu od kortiky) a jeho schopnosti dostatočne presne tento tvar na snímku obkresliť.

Výsledkom segmentácie CT snímok sú súbory vo formáte *stl* (skrátene zo „*stereolitografia*“), ktoré je potrebné ďalej upraviť, opraviť nedostatky, odstrániť prebytočné časti tkanív, ktoré nie sú predmetom záujmu a následne previesť tieto povrchové modely na objemové modely.

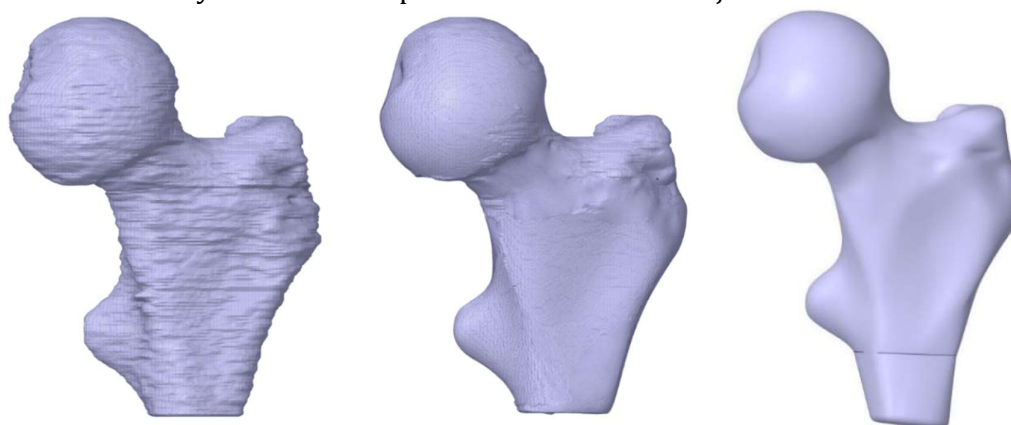


Obr. [15]: Histogram hodnôt odtieňov sivej CT snímok v hounsfieldových jednotkách

¹ parametre CT skeneru nie sú k dispozícii

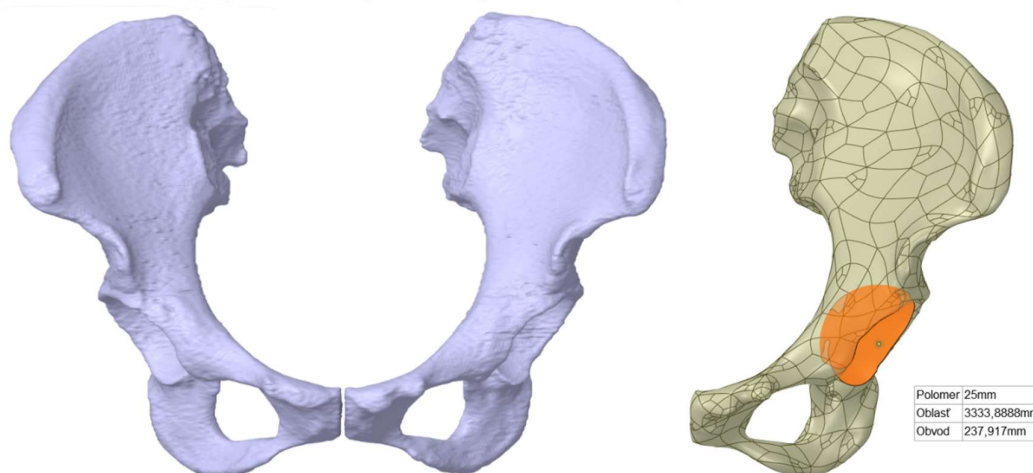
5.1.2 Príprava modelu geometrie kostí

Model geometrie kostí bedrového kĺbu vo formáte *stl* bolo potrebné upraviť v softvéri GOM Inspect [38], pre odstránenie prebytočných artefaktov na získanej geometrii (napríklad kalcifikované úpony šliach na os coxae, chyby v segmentácii kondýl kortiky femuru a iné). Pre dobrý výsledok pri konverzii *stl* modelu geometrie spongiózy femuru na plošné teleso, bol model spongiózy vyhladený rôznymi nástrojmi. Tento krok nie je nevyhnutný, nakoľko je možné znížiť úroveň zachytenia detailov pri automatickej konverzii *stl* telesa na plošné teleso v programe CATIA². Napriek tomu bolo teleso vyhladené, aby nedošlo k zanedbaniu skutočných detailov tvaru telesa a prevedené na plošné teleso vhodným nastavením parametrov automatickej konverzie.



Obr. [16]: Spongióza femuru: po segmentácii (vľavo), vyhladená (v strede), predĺžená (vpravo)

Kosti reprezentované plochami boli v ďalšom kroku konvertované na plné (eng. *solid*) telesá v programe SolidWorks³, v ktorom prebiehali aj ďalšie úpravy. Bolo potrebné prepojiť model geometrie spongiózneho tkaniva femuru s jeho dutinou. Vzniknuté teleso následne odčítať od plného femuru, čím vznikol model geometrie kortiky femuru. Spongióza bola mierne predĺžená, podľa odporúčania ortopéda.



Obr. [17]: Model geometrie os coxae: po segmentácii (vľavo), po konverzii na plné teleso a po geometrických úpravách (vpravo)

² CATIA V5R21, Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, France

³ SolidWorks 2020, Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, France

Na základe röntgenových snímok pacientov so spacerom [1] bol vykonaný rez femurom, ako je tomu aj v prípade implantácie totálnej endoprotézy (TEP). Do takto pripraveného modelu geometrie kostí pacienta možno vložiť spacer a transformovať zostavu z polohy ležmo (zaznamenaná pri CT skenovaní) do polohy v stoji na jednej končatine, potrebnej pre pevnostnú analýzu.

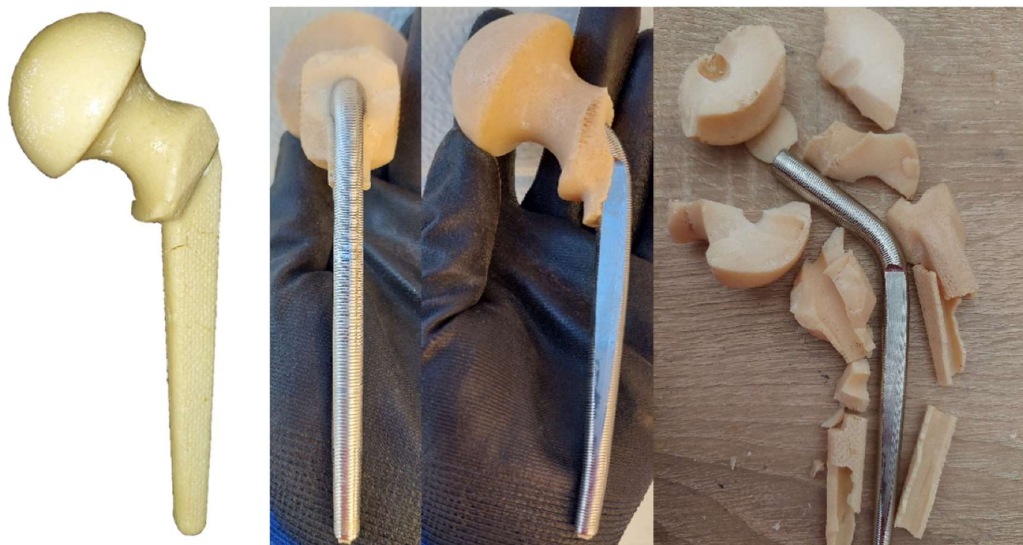
Pred zavedením spaceru je vo femure implantovaná totálna endoprotéza. Podľa klinického ortopéda z I. ortopedickej kliniky Fakultnej nemocnice sv. Anny v Brne sa však po vybratí TEP otvor v kosti pre spacer zväčšuje, nakoľko má spacer väčšie rozmery ako pôvodný driek endoprotézy. Z toho dôvodu nebol od femuru (kortiky a spongiozy) odčítaný, mimo samotný spacer, žiadny ďalší model geometrie.

Acetabulum bolo upravené, nakoľko pri implantácii TEP, je potrebné frézou odobrať časť kostného tkaniva. Následne, po odobraní TEP, sa vykonáva debridement (manuálne odstránenie infekčného tkaniva a cudzieho materiálu pre čo najúčinnejší boj s infekciou. Z toho dôvodu bolo do acetabula vložené guľové teleso s polomerom 25 mm, vhodne napolohované a odčítané od modelu geometrie panvovej kosti (os coxae).

5.1.3 Model geometrie komerčne vyrobeného spaceru

Komerčne vyrobený spacer bol poskytnutý Fakultnou nemocnicou u sv. Anny v Brne vedúcemu práce na účel riešenia cieľov tejto diplomovej práce. Spacer bol pred predaním nesterilný a poškodený. Dodatočné informácie o operačnom postupe zavedenia spaceru či materiálových vlastnostiach jadra boli čerpané z internetových stránok výrobcov spacerov Synimed [39] a TECRES S.p.A [5]. Spacer má kovové jadro z nehrdzavejúcej ocele obalené kostným cementom, ktorý bol obohatený o antibiotiká (gentamicín).

Komerčný spacer bol naskenovaný 3D skenerom s otočným stolom⁴ dostupnom na Ústave mechaniky, mechatroniky a biomechaniky. Predtým naň bola nanosená vrstva kriedového spreja, pre zníženie odrazivosti povrchu. Po skenovaní bola vrstva PMMA odstránená, čím sa odhalilo kovové jadro spaceru. Na jadro bola opäť nanosená vrstva spreja a prebehlo skenovanie na 3D skeneri.



Obr. [18]: Komerčný spacer: proces postupného odstraňovania kostného cementu a zaznamenávania polohy jadra v spaceri

⁴ Einscan SE V2, 3D skener

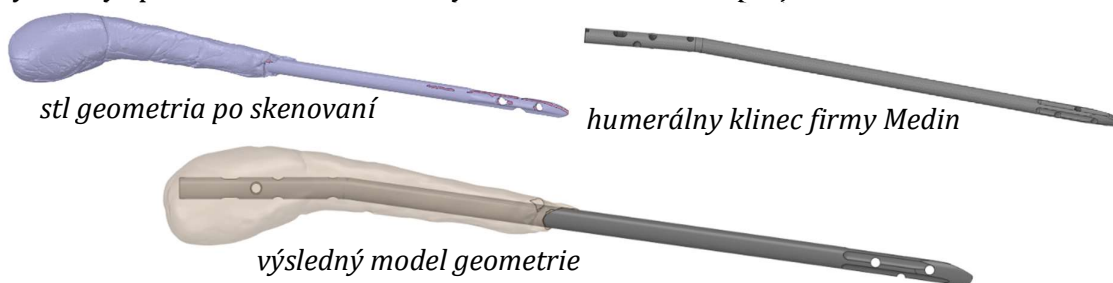


Obr. [19]: Varianty modelov geometrie spacerov

Výstupné súbory po 3D skenovaní vo formáte *stl* boli nahrané do programu GOM Inspect [38], kde boli dodatočne odstránené nedostatky a chyby geometrie, ktoré vznikli skenovaním. Nasledovala konverzia telies z formátu *stl* na plošné telesá v programe Catia a potom na plné telesá v programe SolidWorks 2020. Na konci jadra sa nachádzal otvor, ktorý 3D skener nezvládol správne zachytiť, preto bol domodelovaný dodatočne v programe SolidWorks. Jadro bolo v zostave napolohované voči PMMA podľa snímok z mechanického odstraňovania cementu a booleovskými operáciami bolo odčítané.

5.1.4 Model geometrie ručne vyrobeného spaceru

Ručne vyrobený spacer bol vyrobený a poskytnutý vedúcemu práce ortopédom z I. ortopedickej kliniky Fakultnej nemocnice u sv. Anny v Brne. Spacer bol naskenovaný pomocou 3D skeneru⁵. Pre zachytenie geometrie 3D skenerom bolo potrebné na ručne vyrobený spacer naniest' vrstvu umývateľného matného spreja.



Obr. [20]: Proces tvorby modelu geometrie ručne vyrobeného spaceru

Zo spaceru bol následne mechanicky odstránený kostný cement, aby bolo odhalené celé kovové jadro. Podľa označenia, vygravírovanom na jadre, sa jednalo o humerálny klinec s priemerom 8 mm a dĺžkou 290 mm firmy Medin, a.s. [40]. Geometriu humerálneho klinca sa nepodarilo vhodne vystihnúť naskenovaním. Z toho dôvodu bola vo veci oslovená zamestnankyňa firmy Medin, a.s., ktorá po konzultácii s vedením,

⁵ Einscan SE V2, 3D skener

poskytla súbor obsahujúci model geometrie jadra. Podľa ortopéda Fakultnej nemocnice u sv. Anny v Brne zvyknú používať kratšie klince, preto bol vo valcovej časti skrátaný o 30 mm. Uhol klinca je od výroby 172° .

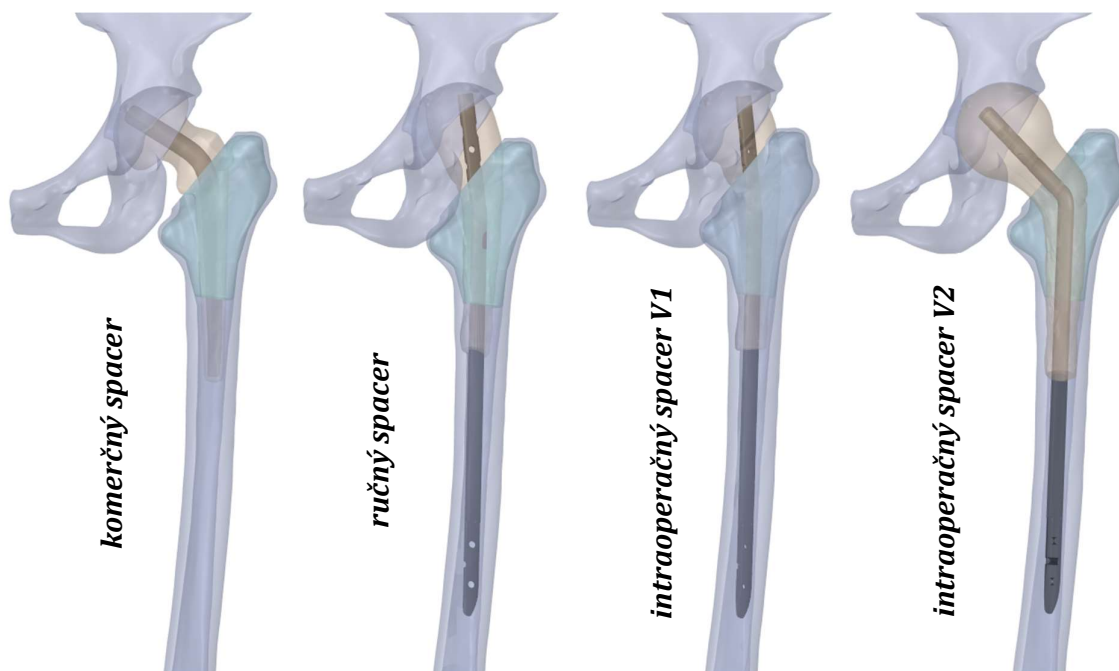
V programe GOM Inspect [38] boli opravené chybné časti geometrie po skenovaní a odstránená časť geometrie odpovedajúca jadru spaceru. Booleovskými operáciami bolo od modelu geometrie PMMA odčítané jadro.

5.1.5 Model geometrie intraoperačne vyrobeného spaceru

Intraoperačný spacer bol vytvorený v dvoch variantoch (ďalej označované ako V1 a V2). V oboch prípadoch bol použitý humerálny kliniec skrátaný o 30 mm, ako tomu bolo v prípade ručne vyrobeného spaceru.

Model geometrie spaceru V1 vznikol spojením PMMA ručne vyrobeného spaceru s hlavicom komerčného spaceru a jadrom z humerálneho klinca. V mieste napojenia bola geometria zaoblená pre zaistenie plynulého prechodu.

V druhom prípade bola hlavica modelovaná ako guľové teleso s polomerom 24 mm. Jadro spaceru V2 bolo ohnuté tak, aby zvieralo uhol 130° , nakoľko je často snaha zachovať fyziologickú hodnotu kolodiazárneho uhla.



Obr. [21]: Uloženia spacerov vo femure

5.1.6 Spacer bez kovového jadra

Vzhľadom na to, že sa v literatúre vyskytuje použitie spaceru aj **bez kovového jadra**, bol dodatočne vytvorený ďalší výpočtový model. Bol preň použitý model geometrie intraoperačného spaceru V2. Dutina v PMMA po jadre spaceru bola zaplnená a jadro z modelu geometrie odstránené. Model svalov, kontaktov, väzieb a zaťaženia bol použitý rovnaký ako vo variante výpočtového modelu s intraoperačným spacerom V2.

5.2 Model materiálu

5.2.1 Panvová kosť

Na základe literatúry bol pre panvovú kosť vybraný homogénny izotropný lineárne elastický model materiálu, ktorý charakterizujú 2 elastické konštanty. Hodnotu modulu pružnosti a poissonovho pomeru pre panvovú kosť bez rozlíšenia jej štruktúry (kortikálne či spongiózne tkanivo) udáva [41] $E = 6 \pm 3$ GPa a $\mu = 0.3$. Materiálové charakteristiky sú závislé od veku a kondície pacienta. Z toho dôvodu bola vo výslednom modeli materiálu panvovú kosť zvolená hodnota $E_p = 6$ GPa.

5.2.2 Femur – kortikálne tkanivo

Pre kortikálne tkanivo femuru bol vybraný na základe literatúry izotropný lineárne elastický model materiálu. Poissonov pomer kortiky femuru sa podľa literatúry pohybuje v rozpätí od 0.2 do 0.5 [42]. Pre účely práce bola preto zvolená stredná hodnota 0.3. Modul pružnosti kortikálneho tkaniva proximálneho femuru stanovuje štúdia [43], kde prebehlo testovanie na 74 vzorkách. Výsledná stredná hodnota s určitou mierou neistoty $E = (19.9 \pm 1.8)$ GPa je však stanovená pre širšiu vekovú kategóriu.

Na základe klinickej štúdie [1], v ktorej boli zavedené spacery 78 pacientom vo veku 68 ± 9.48 rokov je zjavné, že spacery sú častokrát zavádzané starším pacientom, u ktorých možno očakávať horšiu kvalitu kostného tkaniva. Z toho dôvodu nie je zvolená priemerná hodnota, ale modul stanovený skúškou ťahom na 2 vzorkách 72 ročného pacienta mužského pohlavia $E_c = 20.9$ GPa [43].

5.2.3 Femur – spongiózne tkanivo

Spongiózne tkanivo proximálneho femuru bolo modelované dvoma typmi modelov materiálov. Modul pružnosti v prípade homogénneho izotropného lineárne elastického modelu materiálu bol zvolený $E_s = 1$ GPa a poissonov pomer $\mu_s = 0.3$ [44].

V druhom prípade bol pre spongiózu femuru zvolený model materiálu označovaný v literatúre ako nehomogénny izotropný lineárne elastický. Materiálové parametre sú stanovené pre každý uzol siete konečných prvkov na základe korelačného vzťahu CT čísel a modulu pružnosti. Na uzly je možné mapovať aj ortotropný model materiálu, čo však podľa článku [45] neprinieslo spresnenie výsledkov.



Obr. [22]: Sieť konečných prvkov vygenerovaná na spongióze femuru

Pre vytvorenie modelu materiálu, bola v programe Ansys Workbench⁶ vygenerovaná sieť konečných prvkov na geometrii spongiózneho tkaniva. Podľa štúdie [46], je pri sietovaní potrebné použiť veľkosť elementov na úrovni voxelov CT snímok. Z toho dôvodu bola zvolená najväčšia veľkosť elementu 0.8 mm. Pre mapovanie materiálových vlastností na uzly bol využitý CTPixelMapper_v1-7 (interný softvér vyvinutý na ÚMTMB FSI VUT). Vstupom do programu sú CT snímky použité pri segmentácii kostí pacienta vo formáte *dicom*, *txt* súbor obsahujúci čísla uzlov a ich súradnice a predpis popisujúci závislosť modulu pružnosti na CT číslach.

Poissonov pomer pre nehomogénny model materiálu bol zvolený podľa literatúry 0.3 [45], nakoľko [42] uvádza, že nebola preukázaná žiadna korelácia poissonovho čísla s hustotou kostného tkaniva.

Vzťah, na prepočet hodnoty CT čísel na Youngov modul pružnosti (vzťah (3)) vznikol spojením vzťahov prepočítavajúcich hodnoty CT čísel (v hounsfieldových jednotkách, ozn. HU) na zdanlivú hustotu (eng. *apparent density*) (vzťah (1)⁷) [47] a zdanlivú hustotu na modul pružnosti (vzťah (2)) [42]:

$$\rho_t = 131 + 1,067 \cdot HU \text{ (g/cm}^3\text{)} \quad (1)$$

$$E_{trab} = 1904 \cdot \rho_t^{1.64} \text{ (MPa)} \quad (2)$$

$$E_{t_HU} = 1904 \cdot (1.067 \cdot 10^{-3} \cdot HU + 131 \cdot 10^{-3})^{1.64} \quad (3)$$

Vzťah pre výpočet zdanlivej hustoty predpokladá použitie premennej v hounsfieldových jednotkách. Z toho dôvodu je potrebné uviesť prepočet CT čísel na HU jednotky [47]:

$$HU = \frac{CT_{value} - CT_{water}}{CT_{water} - CT_{air}} \cdot 1000, \quad (4)$$

pričom $CT_{water} = 1000$ a $CT_{air} = 0$. Po dosadení a úprave dostaneme:

$$CT = HU + 1000. \quad (5)$$

CT snímky pacienta boli však uložené tak, že vzduch nemal predpokladaných $HU_{air} = -1000$. Ako vidieť na histograme, ktorý je vytvorený cez všetky CT snímky (obr. 15), najnižšia hodnota je $HU_{air} = -1024$. Z toho dôvodu, bolo potrebné vzťah upraviť (dosadiť $HU = CT - 1024$) do finálnej podoby:

$$E_{t_CT} = 1904 \cdot (1.067 \cdot 10^{-3} \cdot CT + 131 \cdot 10^{-3} - 1.067 \cdot 10^{-3} \cdot 1024)^{1.64} \quad (6)$$

$$E_{t_CT} = 1904 \cdot (1.067 \cdot 10^{-3} \cdot CT - 961.608 \cdot 10^{-3})^{1.64} \quad (7)$$

Správnosť modifikácie vzťahu je možné overiť dosadením odpovedajúcej hodnoty pre vzduch do vzťahov (7) a (8):

$$E_{t_HU}(HU = 0) = 1904 \cdot (1.067 \cdot 10^{-3} \cdot HU + 131 \cdot 10^{-3})^{1.64} \approx 67.92 \text{ MPa} \quad (8)$$

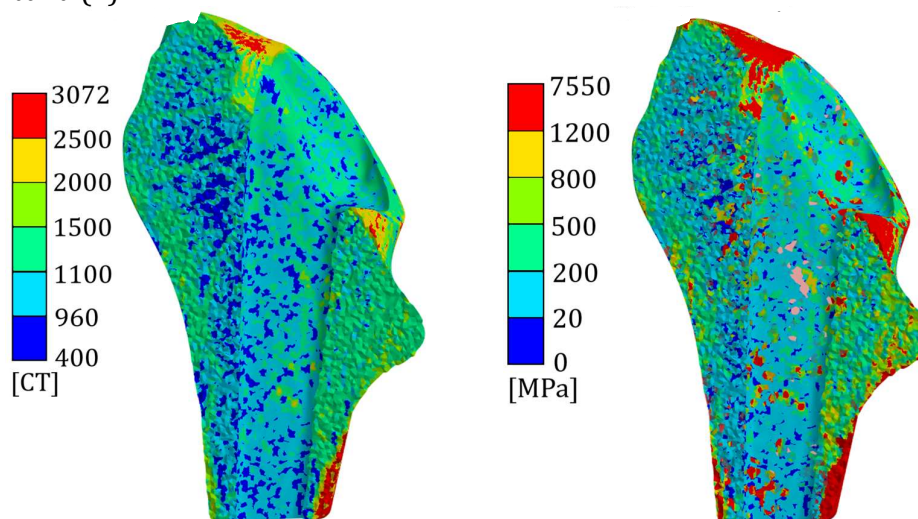
$$E_{t_CT}(CT = 1024) = 1904 \cdot (1.067 \cdot 10^{-3} \cdot CT - 961.608 \cdot 10^{-3})^{1.64} \approx 67.92 \text{ MPa} \quad (9)$$

Vo vedeckých prácach [45; 48] bola hranica, ktorá oddeľuje mäkké tkanivo od spongiózy femuru určená na 100 HU (1100 CT). Tkanivo s nižšou hodnotou CT čísla je považované

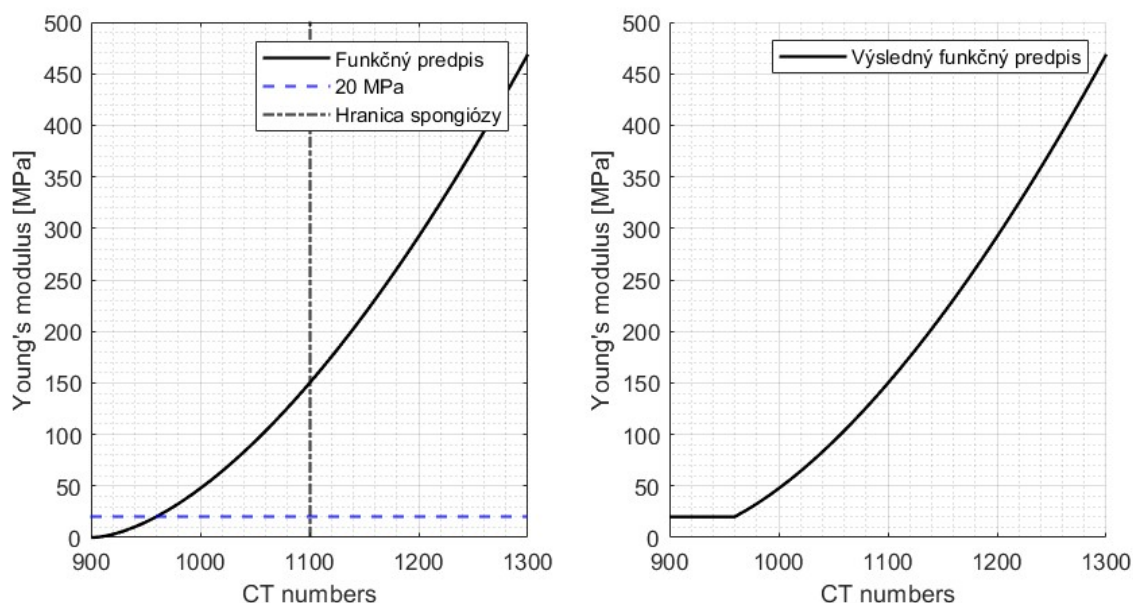
⁶ Ansys® Mechanical Enterprise Academic Research, Release 23.2

⁷ v štúdiu bol použitý Philips CT skener s nastavením 120 kVp, 150 mAs

za mäkké tkanivo, ktorému [48] pripisuje modul pružnosti 20 MPa. Avšak aby nedochádzalo vo funkčnom predpise k skokovej zmene tuhosti (zmena modulu pružnosti o 130 MPa), je potrebné posunúť hranicu deliacu spongiózne tkanivo od mäkkého tkaniva. Hraničná hodnota CT čísla, po ktoré bude tkanivu pripisovaný modul pružnosti mäkkého tkaniva, bola stanovená na **960**, čo odpovedá $E_{960} = 20.29$ MPa (obr. 24). Od tejto hodnoty bude na spongiózne tkanivo mapovaný model materiálu podľa vzťahu (7).



Obr. [23]: Grafické znázornenie CT čísel priradených jednotlivým uzlom spongiózy femuru (vľavo) a hodnôt modulu pružnosti (vpravo)



Obr. [24]: Detail vykreslenia závislosti modulu pružnosti na CT číslach tkaniva, vľavo: vykreslenie priebehu a hraničných hodnôt pre mäkké tkanivá, vpravo: výsledný zvolený funkčný predpis modulu pružnosti v celom rozsahu CT čísel

Do výpočtových modelov boli formou skriptov nahrané APDL príkazy mapujúce nehomogénny model materiálu na osegmentované spongiózne tkanivo femuru. Modul pružnosti však stúpa postupne, v priebehu jedného kroku analýzy. Z toho dôvodu bol

v týchto analýzach zaradený nultý krok, v ktorom nebolo aplikované žiadne zaťaženie. Zaťaženie bolo následne aplikované v ďalšom kroku analýzy.

5.2.4 Kostný cement

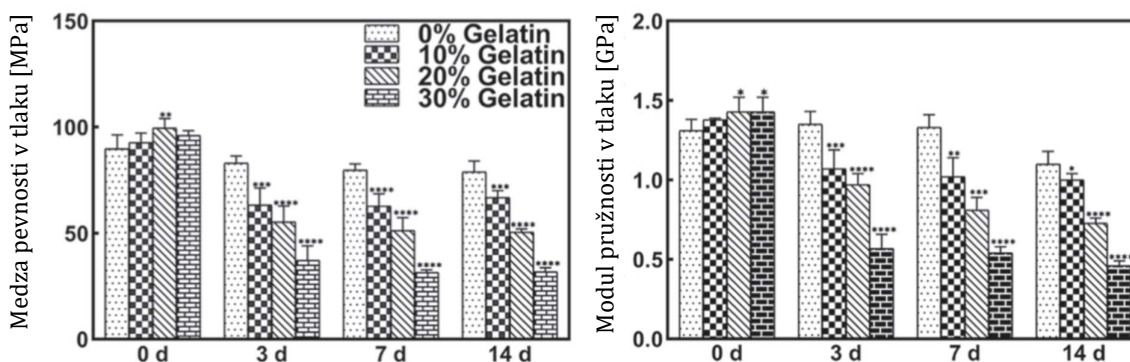
Kostný cement, dominantne tvorený polymetylmetakrylátom (PMMA) a obohatený o antibiotiká sa stal významným nástrojom na prevenciu a liečbu infekcií kosti. Cement s nízkym obsahom antibiotík sa v ortopédii používa na prevenciu, zatiaľ čo na liečbu infekcií sa zvyčajne používa do 10% antibiotickej prímеси (najčastejšie gentamicín, vancomycín, tobramycín). [6]

V štúdii [49] bol porovnaný vplyv obohatenia dvoch značiek kostného cementu o rôzne koncentrácie antibiotík (gentamicín a vancomycín) na pevnosť v tlaku. Vzorky boli testované pred a po ponorení do „fetal calf serum“ (FCS) po dobu 4 týždňov. Zo 6 variant vzoriek (rôzny cement a koncentrácia vancomycínu) došlo v 5 prípadoch k štatisticky významnému poklesu pevnosti v tlaku (približne o 10 MPa). Hodnoty pevnosti v tlaku pri 22 °C pred ponorením v FCS boli v intervale (65, 70) MPa, zatiaľ čo po ponorení (55, 63) MPa.

Pevnosť v tlaku antibiotikami obohateného spaceru by mala byť podľa štandardov ISO 5833-2 a ASTM F451 aspoň 70 MPa [50]. Napriek tomu, že pevnosť v tlaku komerčne dostupných cementov sa pohybuje medzi 80 až 100 MPa, po primiešaní 10 % vancomycínu dochádza k redukcii o približne 18% [51]. Podľa výsledkov experimentov [49; 52; 53] navyše mechanické vlastnosti cementu po implantácii ďalej degradujú.

Vzorka cementu obohatená o tobramycín a ponorená 24 hodín pri teplote 37 °C v PBS (fosfátový tlmivý roztok, eng. *phosphate buffered saline*), vykazuje podobné mechanické vlastnosti [54] ako v prípade obohatenia PMMA o vancomycín či gentamicín, na základe čoho možno usúdiť, že typ použitých antibiotík nemá na mechanické vlastnosti významný vplyv.

Z hľadiska vylučovania antibiotík z kostného cementu je výhodné, aby mal spacer vyššiu porozitu [52; 6]. Z toho dôvodu sa doň niekedy pridávajú bioresorbovateľné aditíva (napr. gelatín [52; 53], bioaktívne sklo [55]), ktoré telo odbúra a zvýši tak mieru lokálne vylúčených antibiotík. Vyššia porozita materiálu je však spojená s poklesom materiálových vlastností.

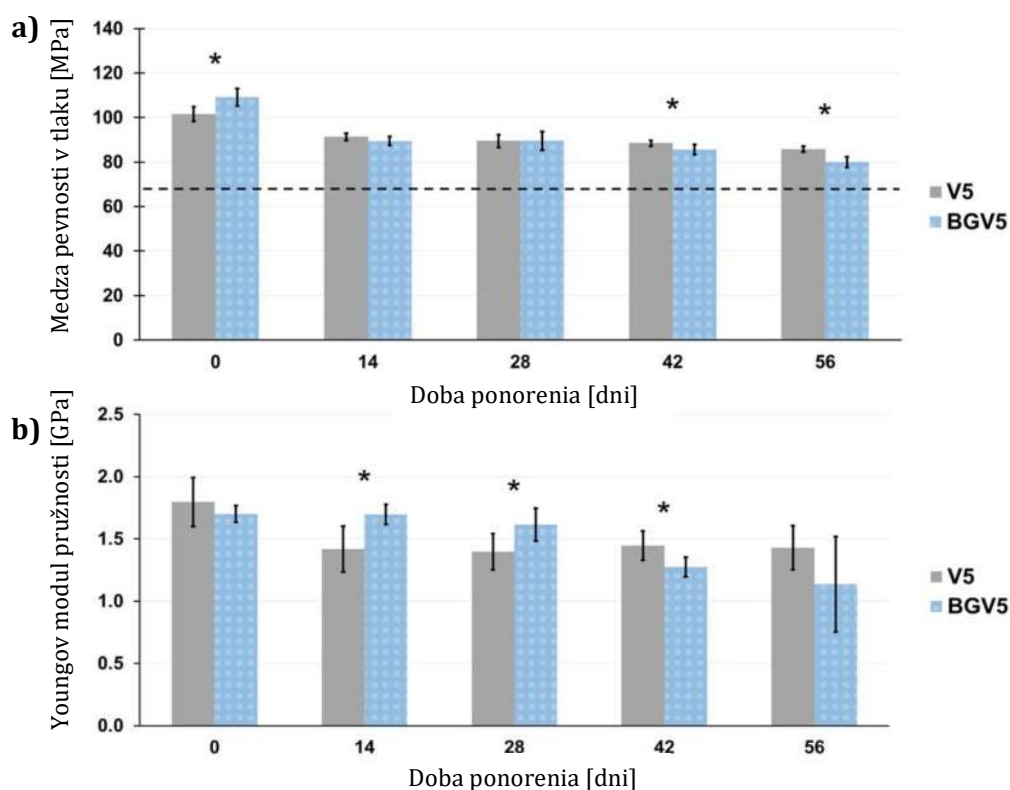


Obr. [25]: Vplyv ponorenia kostného cementu (5% gentamicín, gelatín s veľkosťou častíc 150-500 μm) v PBS (*phosphate buffered saline*) s teplotou 37 °C na mechanické vlastnosti cementu [52]

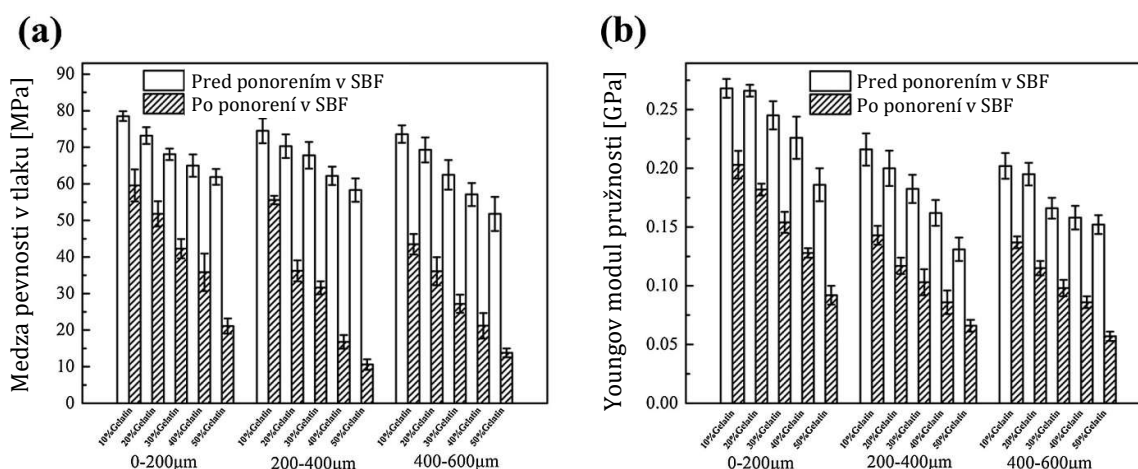
Obrázky 25-27 zobrazujú výsledky troch štúdií posudzujúcich vplyv zaliatia kvapalinou vzorky kostného cementu, obohatené o antibiotiká (a prípadne ďalšie aditíva, pre zvýšenie porozity materiálu).

Štúdia [53] neuvádza použitie referenčnej vzorky s nulovým množstvom pridaného gelatínu. Cieľom tejto štúdie bolo zvýšiť mieru vylučovania antibiotík z cementu, znížiť maximálnu teplotu dosiahnutú pri polymerizácii PMMA a znížiť modul pružnosti na úroveň spongiózneho kostného tkaniva. Pokiaľ sú však uvedené výsledky správne, nastalo veľmi výrazné zníženie modulu pružnosti pri zachovaní pevnosti v tlaku. Bežné hodnoty modulu pružnosti zdravého spongiózneho tkaniva sa pohybujú v rozsahu 10 až 3000 MPa [56].

Youngov modul pružnosti cementu bol, po zohľadnení degradácie mechanických vlastností, zvolený $E_{PMMA} = 1.5 \text{ GPa}$ a poissonov pomer 0.3. V budúcnosti by bolo možné posúdiť vplyv modulu pružnosti kostného cementu na výsledky MKP analýzy.



Obr. [26]: Vplyv ponorenia kostného cementu (sivou – 5 g vancomycín; modrou – 5 g vancomycín + 10 g bioactive glass) v PBS (phosphate buffered saline) pri teplote 37 °C (upravené z [55])



Obr. [27]: Vplyv ponorenia kostného cementu (5% gentamicín, gelatín s rôznou veľkosťou častíc) v SBF (simulation body fluid) s teplotou 37 °C po dobu 14 dní na mechanické vlastnosti cementu [53]

V prehľade literatúry [57] je u PMMA s prímiesou gentamicínu posúdená okrem pevnosti v tlaku aj pevnosť v ťahu, ktorá sa u tohto materiálu líši. Pre približne 3,3 % prímiesi gentamicínu je **pevnosť v tlaku 77 MPa** a **pevnosť v ťahu 26 MPa**. Zároveň uvádza zistenie, že s rastúcou koncentráciou antibiotík v PMMA znateľne klesá pevnosť v ťahu i v tlaku.

V práci neboli uvažované defekty v materiáli kostného cementu, ktoré môžu vzniknúť pri vytváraní spaceru (napr. dutiny). Defekty v materiáli by mohli ovplyvniť pri akom zaťažení dôjde v materiáli k medznému stavu.

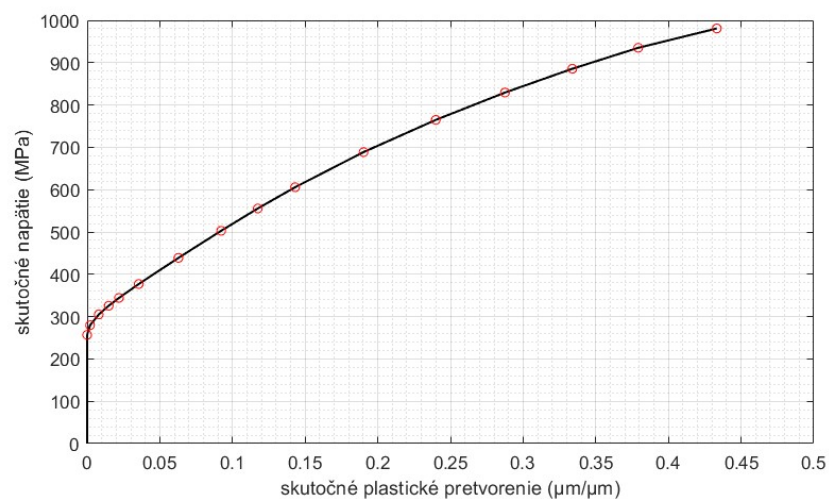
5.2.5 Kovové jadro spacerov

Jadro komerčného spaceru je z nehrdzavejúcej implantátovej ocele AISI 316L [39]. Pre ručne a intraoperačne vyrobený spacer bol použitý humerálny kliniec od firmy Medin, a.s, ktoré sa vyrábajú z implantátovej ocele ISO 58321E (AISI 316L) alebo z titánu Ti6Al4V ELI ISO 5832-3 [40].

Všeobecne u implantátov požadujeme, aby nebola prekročená medza klzu materiálu, teda aby nedochádzalo k trvalej deformácii implantátu v tele pacienta. Pre oba materiály kovových jadier bol na základe literatúry zvolený homogénny izotropný lineárne elastický model materiálu. Materiálové konštanty spolu s medznými hodnotami (medza klzu R_e , medza pevnosti R_m) sú uvedené v tabuľke 1.

Tab. [1]: Materiálové vlastnosti kovových jadier spacerov

materiál	E [GPa]	μ [-]	R_e [MPa]	R_m [MPa]	zdroj
AISI 316L	200	0.3	275	990	[58]
Ti6Al4V	110	0.3	850	930	[59]

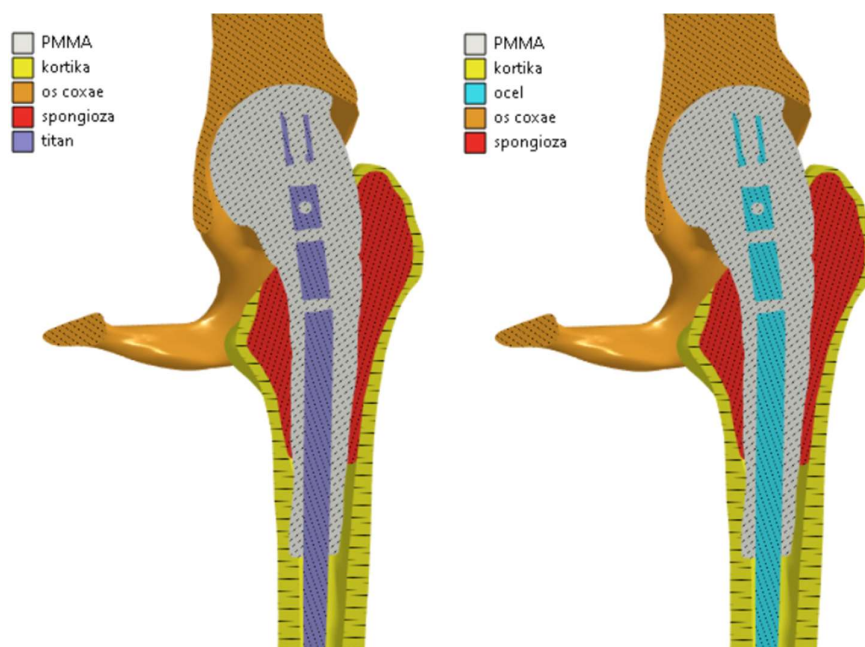


Obr. [28]: Vykreslenie bodov multilineárneho modelu materiálu nehrdzavejúcej ocele AISI 316L na základe [58]

Vzhľadom na to, že v skúšobných analýzach došlo k prekročeniu medze klzu jadra komerčného spaceru, bol model materiálu AISI 316L nahradený multilineárnym modelom materiálu s kinematickým spevnením. Parametre modelu sú uvedené v tabuľke 2.

Tab. [2]: Materiálové parametre multilineárneho modelu materiálu AISI 316L [58]

skutočné napätie [MPa]	skutočné plastické pretvorenie [mm/mm]
256.73	0
279.72	0.0020
305.09	0.0080
325.69	0.0148
344.21	0.0219
377.02	0.0355
438.73	0.0628
502.79	0.0922
555.43	0.1174
605.71	0.1431
688.73	0.1902
764.78	0.2399
829.34	0.2875
885.64	0.3339
935.08	0.3792
980.82	0.4333



Obr. [29]: Rez zostavou s intraoperačným spacerom V1, varianty modelov materiálu jadra spaceru

5.3 Model zaťaženia

Zaťaženie pôsobiace na femur bolo prepočítané zo statickej ekvivalencie v prípade stojí pacienta na jednej končatine. Pri stojí na jednej končatine prechádza os spájajúca stred hlavice femuru a kondýl femuru osou tela [60].

Odhad hmotnosti pacienta bol vykonaný na základe priemernej hodnoty BMI (eng. *Body mass index*) populácie na území Českej republiky. Na základe údajov WHO z roku 2016 na vzorke mužských pacientov starších ako 18 rokov, bola priemerná hodnota BMI 27.9 [61]. Na základe vzťahu uvedeného na stránkach CDC [62], možno BMI spočítať z výšky a váhy jednotlivca nasledovne:

$$BMI = \frac{m}{výška^2} = 27.9 \quad (10)$$

Na základe relatívnych hodnôt uvedených v tabuľke 3 možno prepočítať odmeranú dĺžku femuru na celkovú výšku pacienta.

Tab. [3]: Vybrané priemerné relatívne hodnoty dĺžky a hmotnosti muža [63, s. 321]

	hmotnosť [%]	dĺžka [%]
celé telo	100	100
stehno	10.5	23.2
predkolenie	4.5	24.7
noha	1.5	4.2

Odmeraná vzdialenosť stredu hlavice a kondýl femuru je 390 mm, čo podľa tabuľky [číslo] predstavuje 23.2 % celkovej výšky pacienta.

$$m = BMI \cdot \text{výška}^2 = 27.9 \cdot (1.68 \text{ m})^2 = 78.74 \text{ kg} \quad (11)$$

$$F_k = mg \cdot (1 - 0.06 - 0.105) = 0.835 \cdot mg = \mathbf{645 \text{ N}} \quad (12)$$

Vo výpočtovom modeli bolo uvažované, že pacient stojí na jednej končatine. Nakoľko je v MKP modeli z celej dolnej končatiny zahrnutý iba femur, bolo nutné odčítať od celkovej hmotnosti pacienta hmotnosť predkolenia a nohy. Tie, podľa tabuľky 3, tvoria 6 % celkovej hmotnosti. Ďalej bola odčítaná hmotnosť stehna (10.5 %), pretože nebolo modelované ako hmotné teleso v tiažovom poli. Súvážením tiažového zrýchlenia $9,81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ predstavuje veľkosť silovej výslednice pôsobiacej v mieste kondýl femuru $F_k = \mathbf{645 \text{ N}}$.

Tab. [4]: Vzdialenosti ťažísk od osi tela a hodnoty zaťažujúcich momentov

	komerčný	ručný	intra_V1	intra_V2
φ [°]	5.22	6.37	5.42	5.45
x_k [mm]	44.38	46.80	44.82	44.69
x_s [mm]	64.93	68.46	65.56	65.69
x_p [mm]	26.46	27.78	26.67	26.88
M_a [Nm]	35.12	37.03	35.46	35.40
M_k [Nm]	36.89	38.80	37.24	37.17

Moment pôsobiaci na femur od tiaže pacienta bol vypočítaný zo sily od podložky a následne ponížený o momenty vyvinuté tiažou stehna a tiažou predkolenia a nohy pacienta. Ťažisko predkolenia sa nachádza pod kolenným kĺbom, približne 43,3 % z dĺžky predkolenia. Ťažisko stehna sa nachádza nad kolenným kĺbom, približne 56,7 % z celkovej dĺžky stehna [64, s. 129]. Odhady dĺžok ramien momentov od jednotlivých tiaží sú uvedené v tabuľke 4.

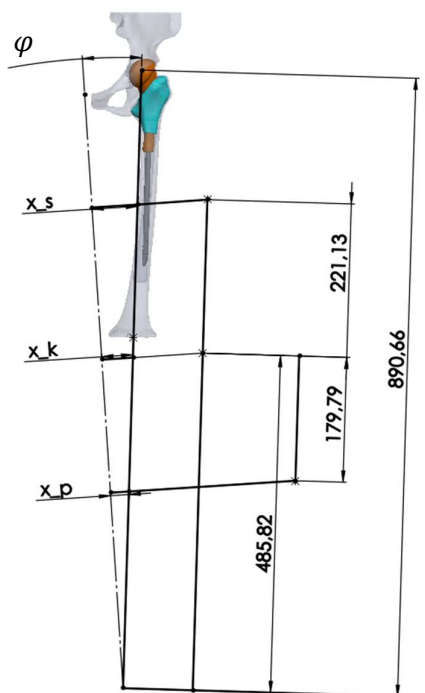
Nakoľko sa poloha kĺbu a pôsobisko výslednej sily líšia, je potrebné dopočítať ekvivalentné zaťaženie v kĺbe. Vzdialenosť pôsobiska sily (index „k“) od stredu kolenného kĺbu (index „a“) je 2.75 mm.

$$M_a = mg \cdot [x_k + 0.105 \cdot (x_s - x_k) - 0.06 \cdot (x_k - x_p)] \quad (13)$$

$$M_k = M_a + F_k \cdot 0.00275 \quad (14)$$

Okrem spočítaného zaťaženia boli uvažované súčiniteľ dynamického zaťaženia **1.5** a váhový súčiniteľ **1.143** pre prípad pacienta s váhou 90 kg, ktorými je zaťaženie prenasobené. Hodnota dynamického súčiniteľa bola stanovená na základe článku [65], v ktorom bola maximálna veľkosť sily pri chôdzi približne dvojnásobkom statického zaťaženia. Za predpokladu pomalšej a opatrnejšej chôdze bol súčiniteľ znížený na 1.5.

Smer sily pôsobiacej v mieste kondýl je v osi tela. Bolo preto potrebné vytvoriť lokálne súradnicové systémy pre každý variant modelu geometrie a natočiť ich o uhol, ktorý zvierajú spojnice stredu kĺbu a kondýl femuru s osou tela. Veľkosti uhlov (ozn. φ) pre jednotlivé varianty sú uvedené v tabuľke 4.



Obr. [30]: Schematické znázornenie vzdialeností významných bodov od osi tela

Vo výpočtovom modeli sú uvažované 3 varianty zaťaženia. Veľkosť zaťaženia v jednotlivých variantoch pre daný výpočtový model je uvedená v tabuľke 5. Zaťaženie v prvom variante je zaťažením pri stoji na jednej končatine pacienta s váhou 78.74 kg. Veľkosť sily a momentu bola v druhom variante pre násobená súčiniteľom dynamického zaťaženia 1.5, ktorý odpovedá zaťaženiu pri pomalom došľape. V treťom variante bol uvažovaný pomalý došľap ťažšieho pacienta (90 kg), preto je zaťaženie z 2. variantu pre násobené súčiniteľom 1.143. Zaťaženie je aplikované na distálny koniec femuru, v oblasti kondýl (obr. 31).

Tab. [5]: Varianty zaťaženia v jednotlivých výpočtových modeloch

variant	zaťaženie	komerčný	ručný	intraoperačný V1	intraoperačný V2
1	sila [N]	645	645	645	645
	moment [Nm]	36.89	38.80	37.24	37.17
2	sila [N]	967.5	967.5	967.5	967.5
	moment [Nm]	55.34	58.20	55.86	55.76
3	sila [N]	1105.9	1105.9	1105.9	1105.9
	moment [Nm]	63.25	66.52	63.85	63.73

5.4 Model väzieb

Zaťaženie medzi jednotlivými prvkami sústavy prenášajú kontakty medzi telesami a sústavu napomáhajú udržiavať v statickej rovnováhe svaly aktivované v izometrickej kontrakcii.

- A:** zamedzený posuv v smere medial-lateral
- B:** zamedzený posuv uzlov vo všetkých smeroch
- C:** remote force aplikovaná na distálny koniec femuru
- D:** moment aplikovaný na distálny koniec femuru



Obr. [31]: Okrajové podmienky aplikované vo výpočtových modeloch

Panvová kosť (lat. *os coxae*) je párová kosť, ktorá sa spája s krížovou kosťou (lat. *os sacrum*) v sakroiliakálnom kĺbe a medzi sebou pomocou symfýzy (lat. *symphysis pubica*). Vo vedeckých článkoch a prácach zaoberajúcich sa podobnou tematikou modelujú väzby v týchto kĺboch rôzne (votknutie, zamedzenie posuvov, prútovými elementmi s predpísanou tuhosťou). Porovnaním modelov väzieb medzi *os coxae* a *os sacrum* sa zaoberala práca [28], ktorá je bližšie rozobraná v rešeršnej časti. Na základe jej záverov, bola pre sacroiliakálny kĺb zvolená podmienka **zamedzenia posuvov vo všetkých smeroch** a pre symfýzu zamedzenie posuvov v smere **medial-lateral** (väzby sú znázornené na obrázku 31). Tieto väzby boli použité aj v ďalších prácach [60; 66] s podobným prístupom k výpočtovému modelovaniu bedrového kĺbu.

5.4.1 Model kontaktov

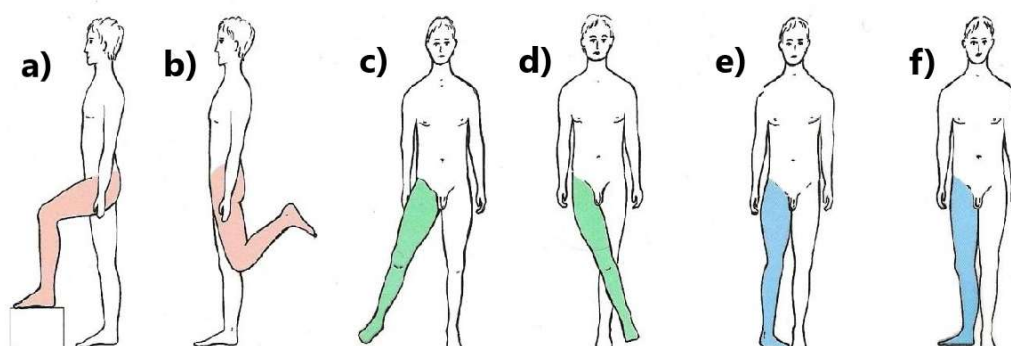
Pre korektné modelovanie interakcií telies je dôležité aplikovať správne typy kontaktov s vhodnými nastaveniami. Femur bol na úrovni geometrie rozdelený na kortikálne a spongiózne tkanivo. Tento prechod je v skutočnosti iba na úrovni štruktúry telesa, preto bolo zvolené spojenie typu *bonded* s formuláciou MPC (*multi point constraint*). Na základe záverov štúdie venujúcej sa rozhraniu PMMA a kostného tkaniva [67] bol zvolený kontakt typu *frictional*. Typy použitých kontaktov sú uvedené v tabuľke 6.

Tab. [6]: Modely kontaktov a použitá formulácia

kontaktný pár	model kontaktu	formulácia	súčiniteľ trenia	zdroj
PMMA – jadro	<i>frictionless</i>	<i>augmented lagrange</i>	–	–
PMMA – kortika	<i>frictional</i>	<i>augmented lagrange</i>	0.2	[67]
PMMA – os coxae	<i>frictional</i>	<i>augmented lagrange</i>	0.2	[67]
PMMA – spongióza	<i>frictional</i>	<i>augmented lagrange</i>	0.2	[67]
spongióza – kortika	<i>bonded</i>	<i>MPC</i>	–	–

5.4.2 Svaly zahrnuté do výpočtového modelu

Aktivitu svalov možno rozdeliť na 3 fáze. **Latentnú** – krátky interval po stimulácii, predtým, ako sa napätie začne zvyšovať, **kontrakčnú** – fáza, v ktorej sa napätie zvyšuje na maximálnu hodnotu a **relaxačnú** – fáza, v ktorej sa napätie znižuje na základnú hodnotu. Pokiaľ sa sval neskracuje ani nepredlžuje, no zvyšuje sa sila vyvinutá svalom, dochádza k tzv. **izometrickej kontrakcii**. [68, s. 196] Tento stav odpovedá fixácii kĺbu v určitej konfigurácii (stoj na 1 končatine) [69]. Pohyby bedrového kĺbu sú schematicky znázornené na obrázku č. 32.



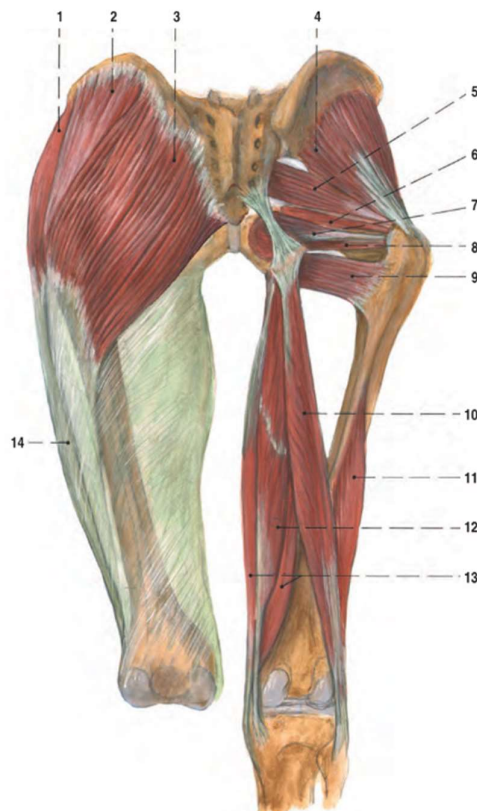
Obr. [32]: Pohyby bedrového kĺbu: a) flexia, b) extenzia, c) abdukcia, d) addukcia, e) vnútorná rotácia, f) vonkajšia rotácia. Upravené z [70]

Vo výpočtovom modeli sú zahrnuté vybrané svaly aktívne pri stojaní na jednej končatine. Sú modelované pomocou elementov typu LINK180 s vysokou tuhosťou (10^6 Nmm), čím je modelovaná izometrická kontrakcia vo svaloch [60]. Nakoľko svaly neprenášajú zaťaženie v tlaku, bolo elementom nastavené správanie iba v ťahu. V programe Ansys Workbench je automaticky nastavené správanie úponov ako nedeformovateľné (eng. *rigid*). Toto správanie bolo prepnuté na deformovateľné (eng. *deformable*), čo presnejšie vystihuje odozvu kostného tkaniva v mieste svalového úponu.

M. gluteus maximus udržiava vzpriamené postavenie trupu. Bez tohto svalu nie je možná chôdza po schodoch, pretože fixuje opornú končatinu. *M. gluteus medius* prispieva k stabilite panvy. Je výrazne aktivovaný pri stojaní na jednej končatine. *M. gluteus minimus* má rovnakú funkciu ako *m. gluteus medius*. [10]

Funkcia adduktorov je zložitejšia. Aktivita celej svalovej skupiny je pri symetrickom stojaní minimálna. Ich funkcia nastupuje až pri flexii v bedrách [10, s. 286].

Pre fixáciu femuru voči panve pri zaťažení bola skupina svalov doplnená o *musculus pectineus*. Ten vykonáva flexiu, addukciu, externú a internú rotáciu stehna a stabilizuje panvu a trup počas chôdze [71].



Obr. [33]: Pohľad dorzálny na muscoli glutei, pelvitrochanterické svaly a svaly zadnej strany stehna. Pomenovania svalov dôležitých pri stoji na 1 končatine [8, s. 484]:

2 – musculus gluteus medius

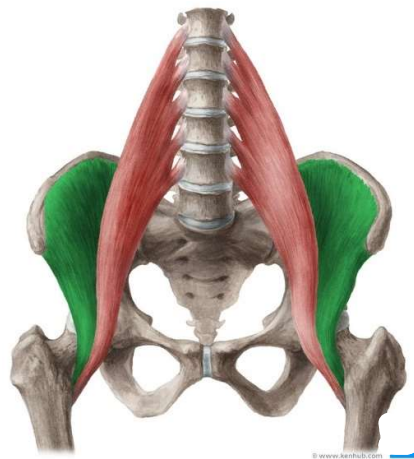
3 – musculus gluteus maximus

4 – musculus gluteus minimus

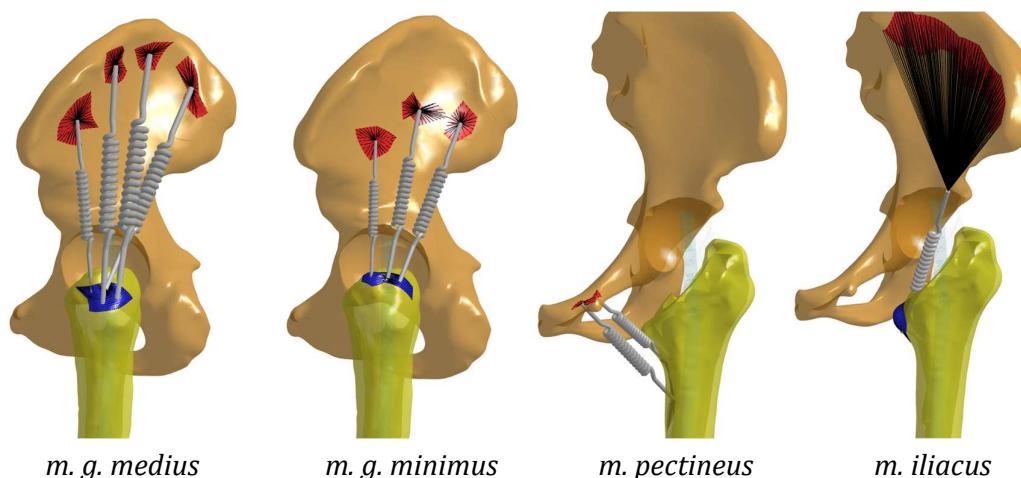
musculus pectineus



musculus iliacus



Obr. [34]: Pohľad ventrálne na vybrané svaly zahrnuté do výpočtového modelu [71]



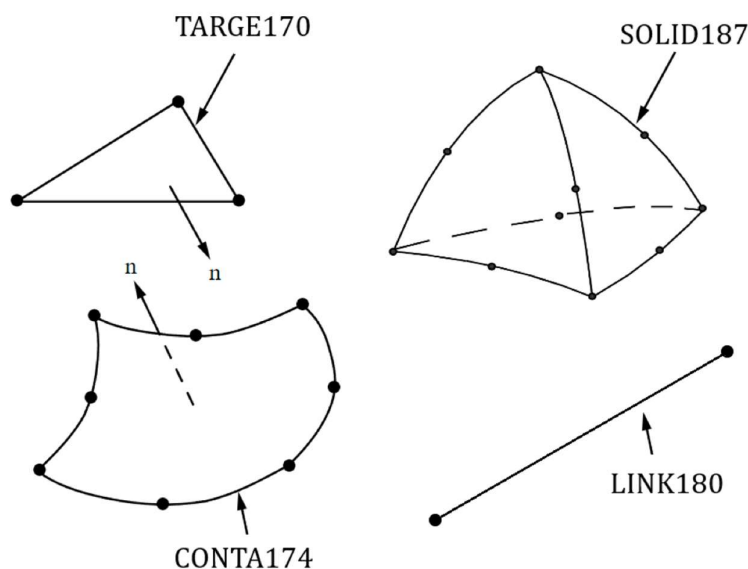
Obr. [35]: Zobrazenie svalových úponov na panvovej a stehennej kosti

5.5 Sieť konečných prvkov

Ukážka siete konečných prvkov pre sústavu s komerčným spacerom je na obrázku 37. Naprieč všetkými výpočtovými modelmi bola snaha o vytvorenie siete s podobnou kvalitou, zjemnenú v oblasti záujmu (primárne v oblasti kontaktov a kritických miest – stanovených z predošlých analýz).

Telesá boli osieťované pomocou kvadratických tetrahedron (štvorstenných) prvkov (SOLID187), ktoré sú tvorené 10 uzlami. Plochy kontaktných dvojíc boli osieťované prvkami CONTA174 a TARGE170. Svaly boli modelované 2-uzlovými prútovými prvkami LINK180 s nastavením „iba v ťahu“. Schematické znázornenie použitých prvkov je na obrázku 36.

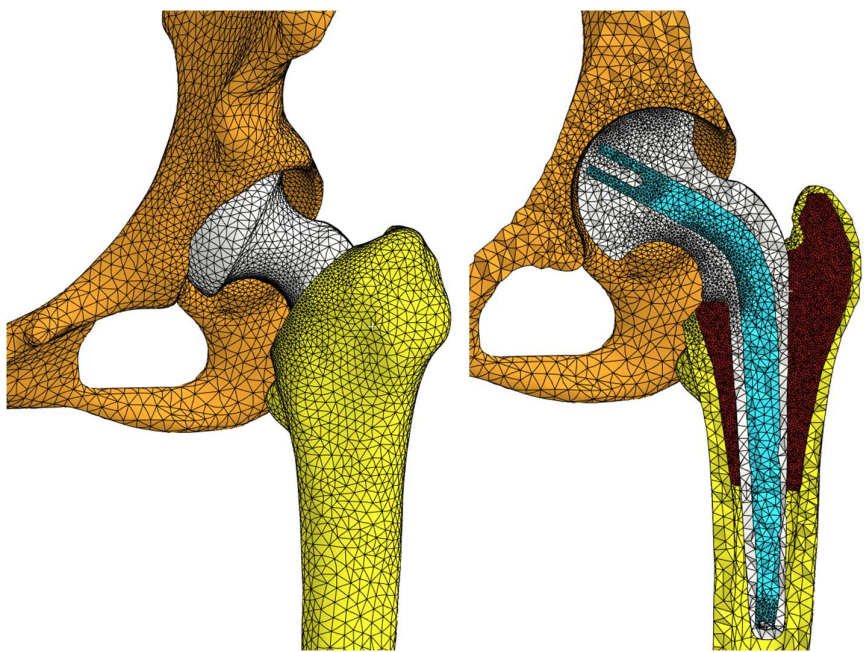
Celkový počet uzlov jednotlivých konečno-prvkových modelov je uvedený v tabuľke 7. V prípade spaceru tvoreného iba cementom bol vytvorený iba MKP model s homogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva.



Obr. [36]: Schematické znázornenie typov použitých konečno-prvkových elementov [72]

Tab. [7]: Celkový počet uzlov siete konečných prvkov variant výpočtových modelov

MKP model	s homogénnym modelom	s nehomogénnym modelom
	materiálu spongiózneho tkaniva	materiálu spongiózneho tkaniva
komerčný spacer	462 844	1 336 694
ručný spacer	532 834	1 296 285
intraoperačný spacer V1	476 163	1 154 219
intraoperačný spacer V2	455 659	1 141 298
iba cement	989 823	–



Obr. [37]: Sieť konečných prvkov sústavy s komerčným spacerom

6 Prezencia a analýza výsledkov

V rámci tejto kapitoly budú predstavené výsledky analýz zostavených výpočtových modelov. V poslednej podkapitole, 6.3, bola vykonaná analýza zaťaženia jednotlivých variant výpočtových modelov (pri použití homogénneho modelu materiálu spongiózneho tkaniva femuru). Cieľom bolo zistiť pri akom zaťažení dôjde u daného variantu k medznému stavu na aspoň jednom z telies výpočtového modelu.

Vo výpočtových modeloch boli vo väčšine prípadov zahrnuté veľké deformácie (v Ansyse: *large deflection: on*). Výsledky sú zobrazené bez zväčšenia (skutočná veľkosť deformácie).

6.1 Vyšetrované medzné stavy

Teplota skleného prechodu PMMA ($T_g = 116^\circ\text{C}$ [73]) je výrazne vyššia, ako teplota dosiahnutá v ľudskom tele. Kostný cement je preto uvažovaný ako materiál v krehkom stave [33; 74].

Pre vyhodnotenie medzného stavu (skrátene: MS) **krehkej pevnosti** v kostnom cemente bola použitá **Mohr-Coulombova** podmienka (nazývaná aj hypotéza vnútorného trenia), používaná pre materiály v krehkom stave [75]. Medzné hodnoty krehkej pevnosti v ťahu (σ_{Rt}) a v tlaku (σ_{Rd}) boli popísané v kapitole 5.2.4, no je dôležité upozorniť, že materiálové charakteristiky PMMA sa môžu relatívne líšiť v závislosti od výrobcu [76]. Vyšetrovaná bezpečnosť voči MS bola na telese zobrazená pomocou faktoru bezpečnosti (eng. *safety factor*), označený ako F_s (vzťah č. 15) [75].

$$F_s = \left(\frac{\sigma_1}{\sigma_{Rt}} + \frac{\sigma_3}{\sigma_{Rd}} \right)^{-1}, \quad (15)$$

kde σ_1 a σ_3 sú 1. a 3. hlavné napätia. Medzný stav nastane, ak je hodnota $F_s < 1$.

Bezpečnosť ocelového a titánového jadra bola vyhodnocovaná voči **medznému stavu pružnosti**. Po prekročení medze klzu materiálu dochádza k medznému stavu, v dôsledku čoho nastanú v materiáli plastické deformácie [77].

Pre tieto medzné stavy bola použitá hypotéza HMM (známa aj ako **von-Mises**). Hypotéza predpokladá, že k medznému stavu nedôjde, ak hodnota redukovaného napätia neprekročí hodnotu dovoleného napätia [77]:

$$\sigma_{red} \leq \sigma_{dov} \quad (16)$$

Redukované napätie podľa hypotézy von-Mises prevádza napäťový stav na jednoosovú napätosť [78]. Bolo porovnávané s dovolenými hodnotami (medzou klzu) pre ocel a titán uvedené v kapitole 5.2.5. Predpis, podľa ktorého je redukované napätie definované v programe Ansys Workbench uvádza vzťah 17 [75]:

$$\sigma_{red} = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2} \quad (17)$$

Namáhanie kostného tkaniva bolo hodnotené pomocou **intenzity pretvorenia** (eng. *strain intensity*). V programe Ansys Workbench je táto premenná definovaná nasledovne:

$$\varepsilon_I = \max(|\varepsilon_1 - \varepsilon_2|, |\varepsilon_2 - \varepsilon_3|, |\varepsilon_3 - \varepsilon_1|), \quad (18)$$

kde $\varepsilon_{1,2,3}$ sú hlavné pretvorenia v danom uzle. Po prekročení medznej hodnoty intenzity pretvorenia pre kostné tkanivo, ktorá bola uvedená v kapitole 2.3.1, dôjde k **porušeniu kostného tkaniva**.

6.2 Varianty s homogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru

6.2.1 Veľkosť sily medzi jamkou a spacerom

V odbornej literatúre je v niektorých prípadoch použitý variant výpočtového modelu pre endoprotézu bedrového kĺbu, kedy je do modelu geometrie femuru vložená endoprotéza, distálny koniec femuru je votknutý a hlavica endoprotézy zaťažená vektorom sily. Veľkosť vektoru zaťažujúcej sily sa zvykne líšiť. Obvyklá hodnota uvádzaná v prácach popísaných v rešeršnej časti sa pohybuje v rozsahu 1500-6000 N [25; 29; 31; 65].

V tabuľke 8 je uvedená veľkosť sily vo väzbe medzi spacerom a jamkou bedrového kĺbu. Napriek tomu, že sa hodnoty pohybujú v uvedenom rozsahu je zjavné, že medzi jednotlivými variantami výpočtových modelov sú, napriek rovnakej hmotnosti pacienta, rozdiely.

V dôsledku rozdielov medzi modelmi geometrie spacerov je panva voči femuru natočená o iný uhol. Zároveň sa môže líšiť miesto kontaktu spaceru s jamkou bedrového kĺbu. Pravdepodobne najvýraznejší vplyv na veľkosť sily medzi jamkou bedrového kĺbu a spacerom mala rôzna miera aktivácie svalov zahrnutých do výpočtového modelu. Tá bola ovplyvnená aj celkovou deformáciou sústavy.

Tab. [8]: Veľkosť sily vo väzbe [N] medzi spacerom a jamkou bedrového kĺbu

variant zaťaženia	komerčný	bez jadra	ručný		intraoperačný V1		intraoperačný V2	
			ocel'	titán	ocel'	titán	ocel'	titán
1.	3794	2491	3080	3090	3105	3137	2697	2711
2.	5999	4313	5042	5004	4920	4963	4650	4645
3.	7273	5257	5971	5906	5774	5811	5640	5634

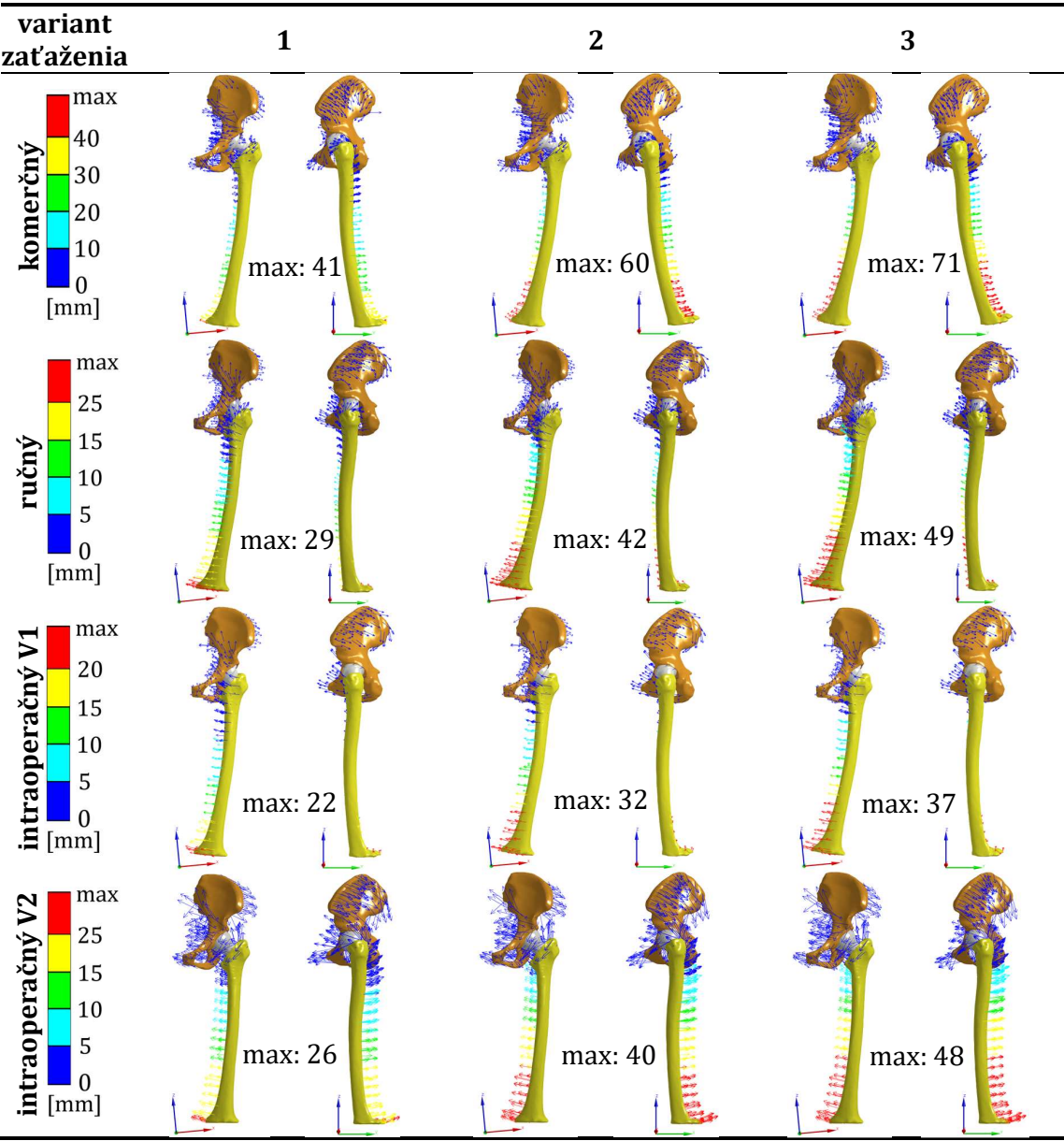
6.2.2 Spacery s ocelovým jadrom (homog.)

U spacerov s ocelovým jadrom došlo takmer vo všetkých prípadoch k prekročeniu medze klzu, v dôsledku čoho došlo k plastickej deformácii jadra. Jadro začalo v plastickej oblasti spevňovať a najvyššia dosiahnutá hodnota redukovaného napätia predstavuje 437 MPa (variant s ručným spacerom).

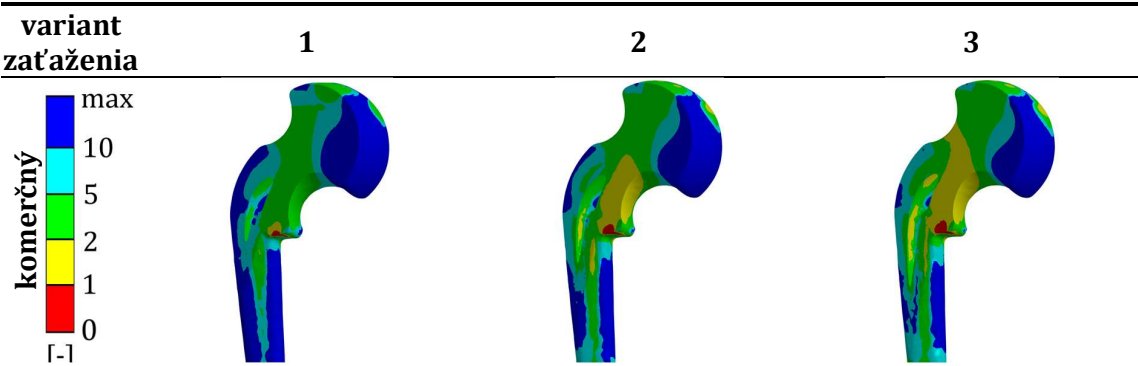
Medzný stav v kostnom cemente spaceru nenastal iba v intraoperačných spaceroch v 1. variante zaťaženia (stoj na jednej končatine pacienta s váhou 78.74 kg).

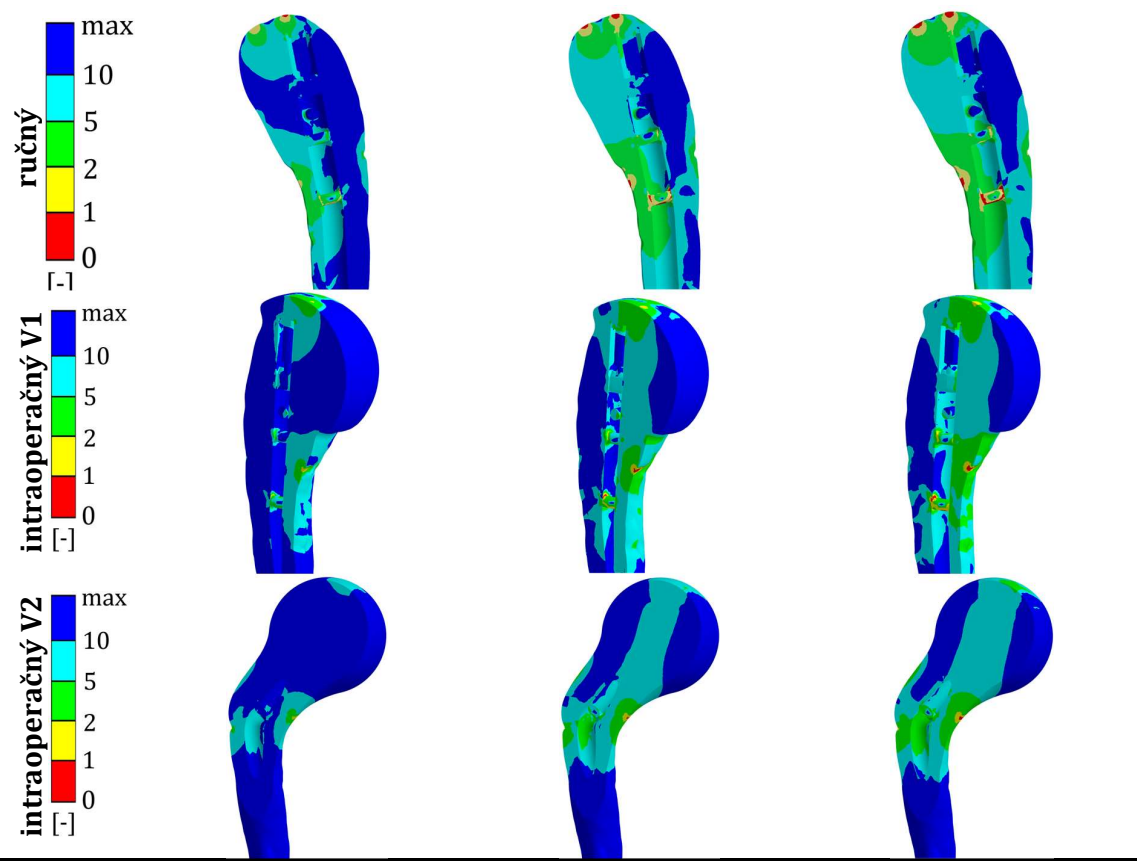
Vo výsledkoch väčšiny výpočtových modelov dochádza k porušeniu kostného tkaniva vo všetkých variantoch zaťaženia, okrem intraoperačného spaceru V2 v 1. variante zaťaženia.

Tab. [9]: Porovnanie celkových posuvov variant spacerov (homog. m. m., ocel')

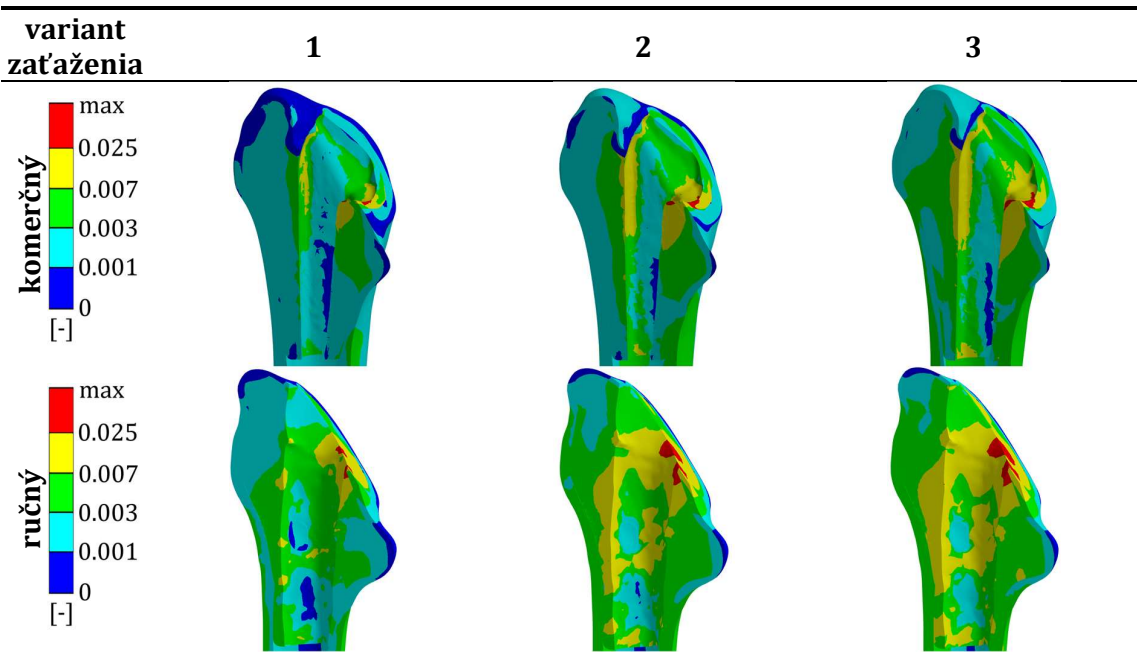


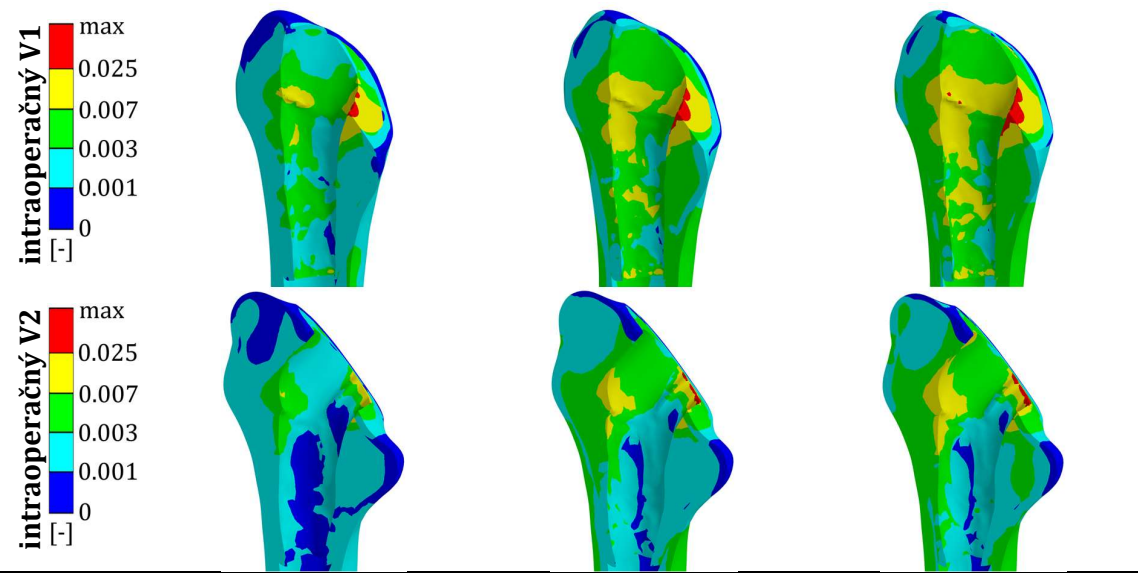
Tab. [10]: Bezpečnosť kostného cemetnu (homog. m. m., ocel')



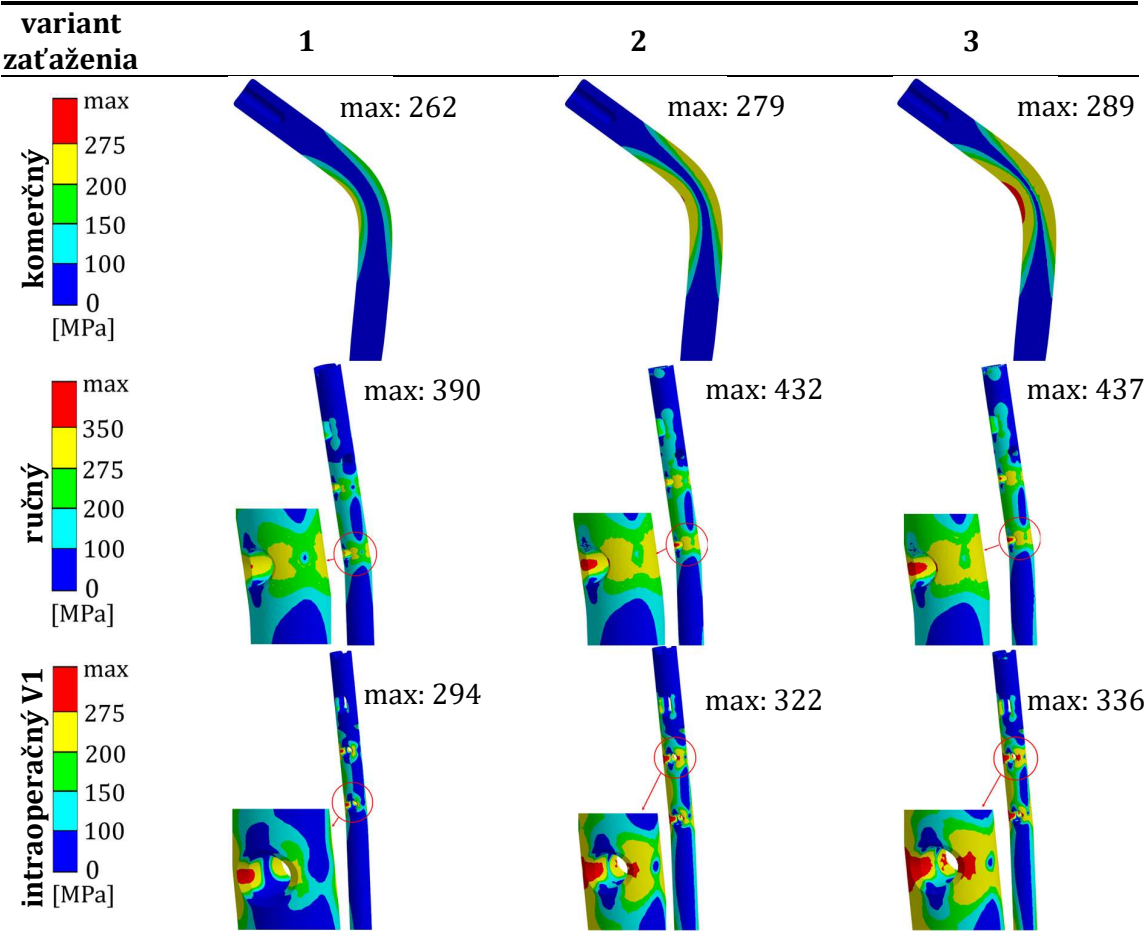


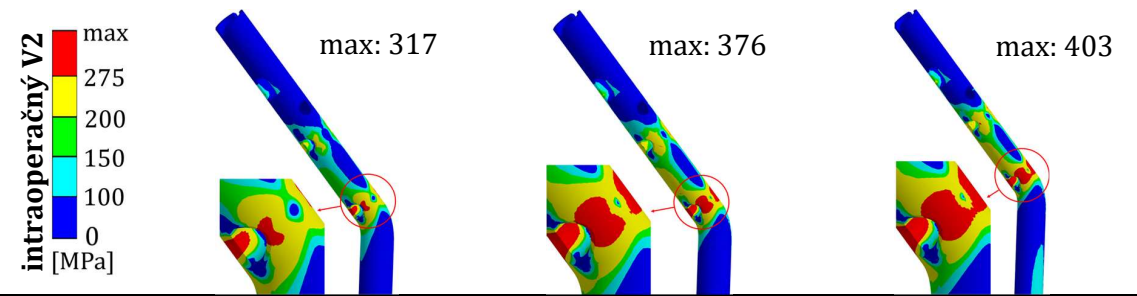
Tab. [11]: Intenzita pretvorenia spongiózneho tkaniva femuru (homog. m. m., ocel')





Tab. [12]: Rozloženie redukovaného napätia (von-Mises) (homog. m. m., ocel')

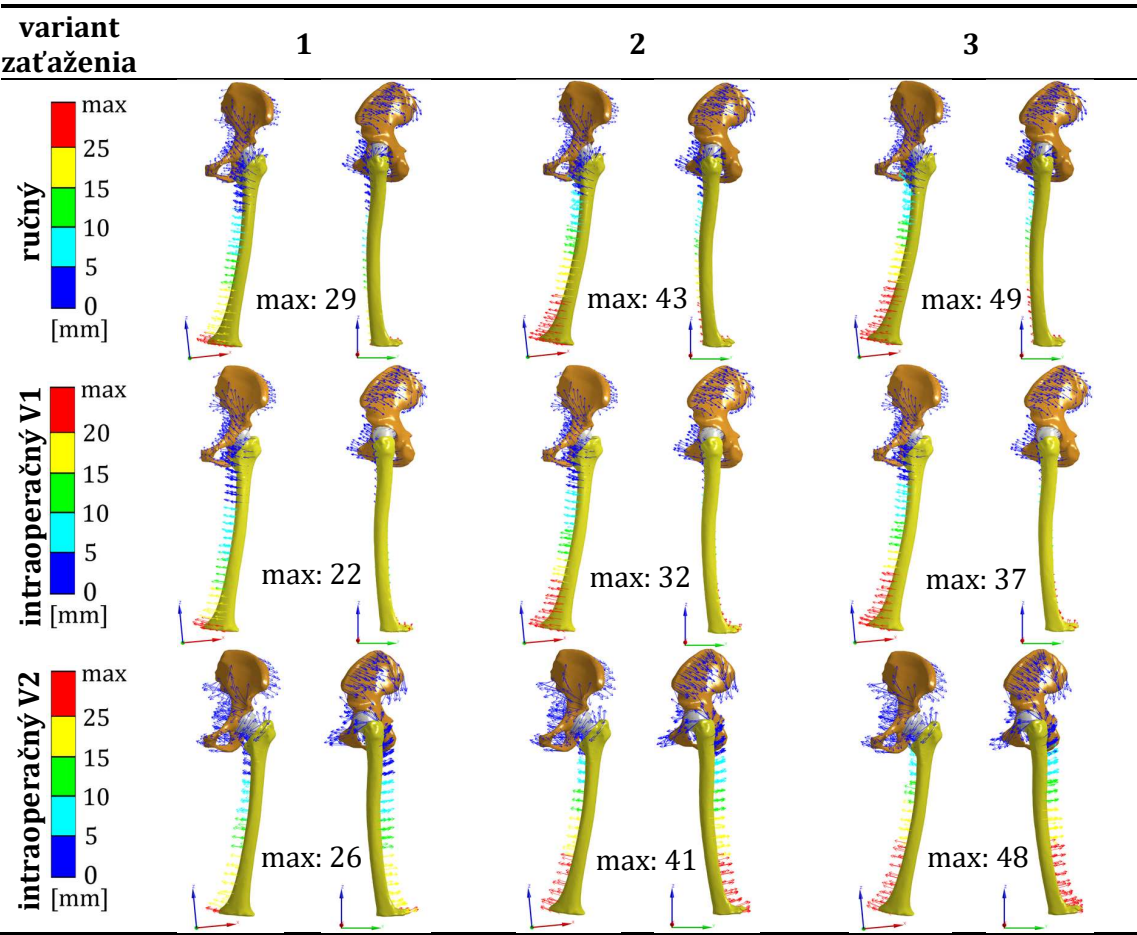




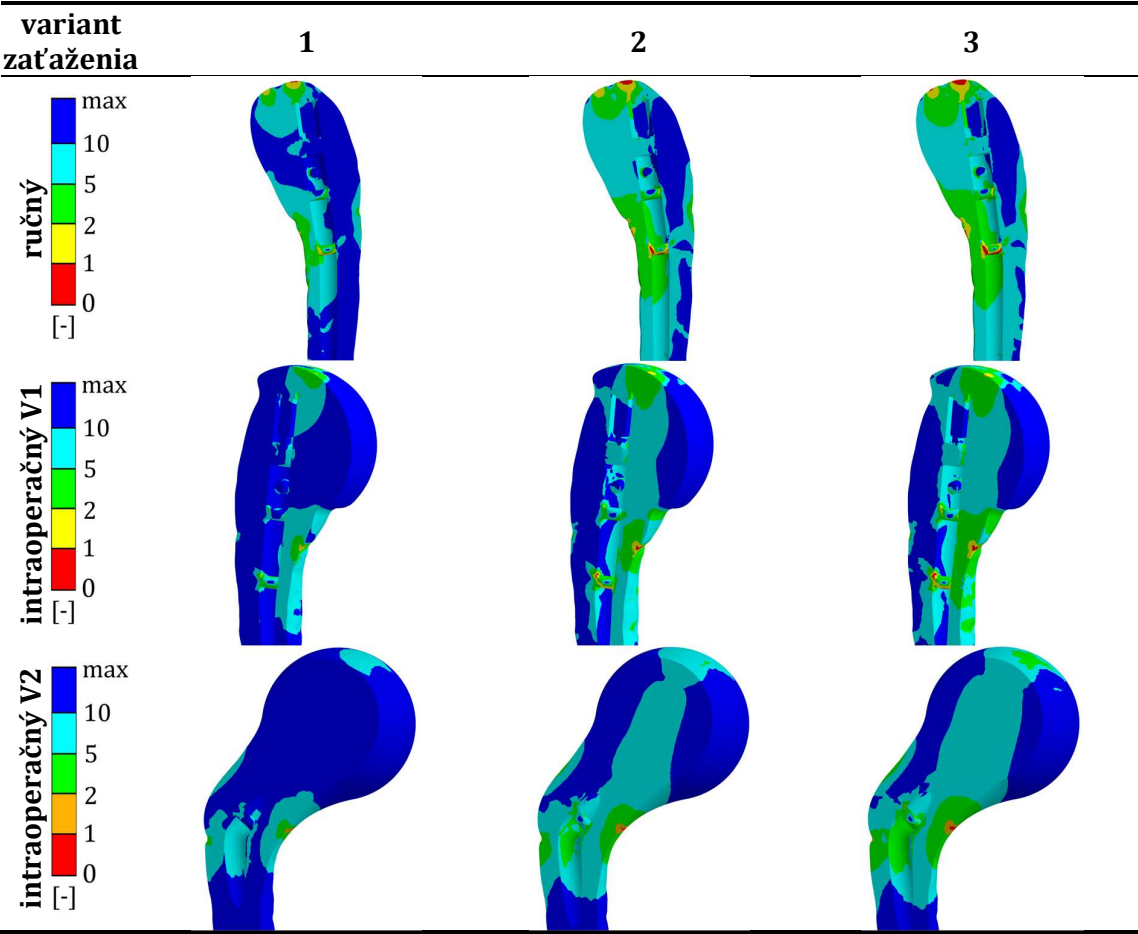
6.2.3 Spacery s titánovým jadrom (homog.)

Humerálny klinec sa vyrába v dvoch variantoch materiálov: ocel'ový alebo titánový (kapitola 5.2.5). Ručný a dva intraoperačné spacery boli z toho dôvodu spočítané aj s titánovým jadrom.

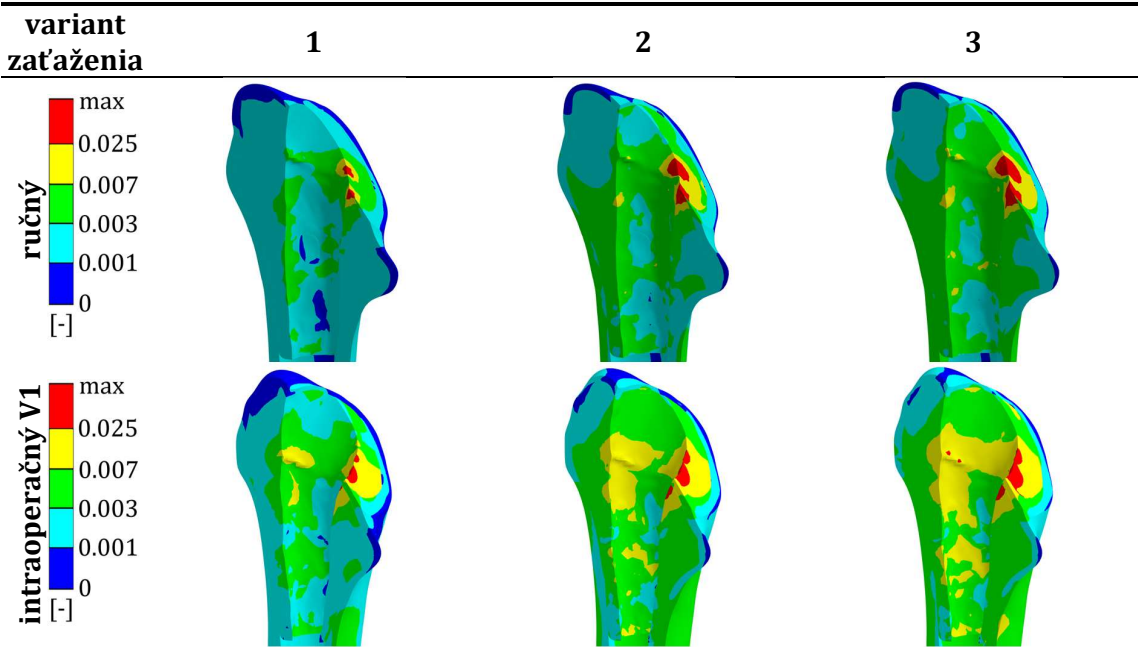
Tab. [13]: Porovnanie celkových posuvov variant spacerov (homog. m. m., titán)

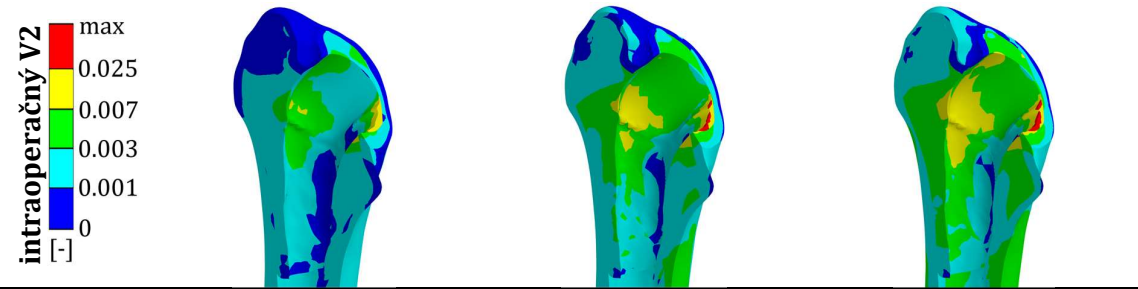


Tab. [14]: Bezpečnosť kostného cemetnu (homog. m. m., titán)

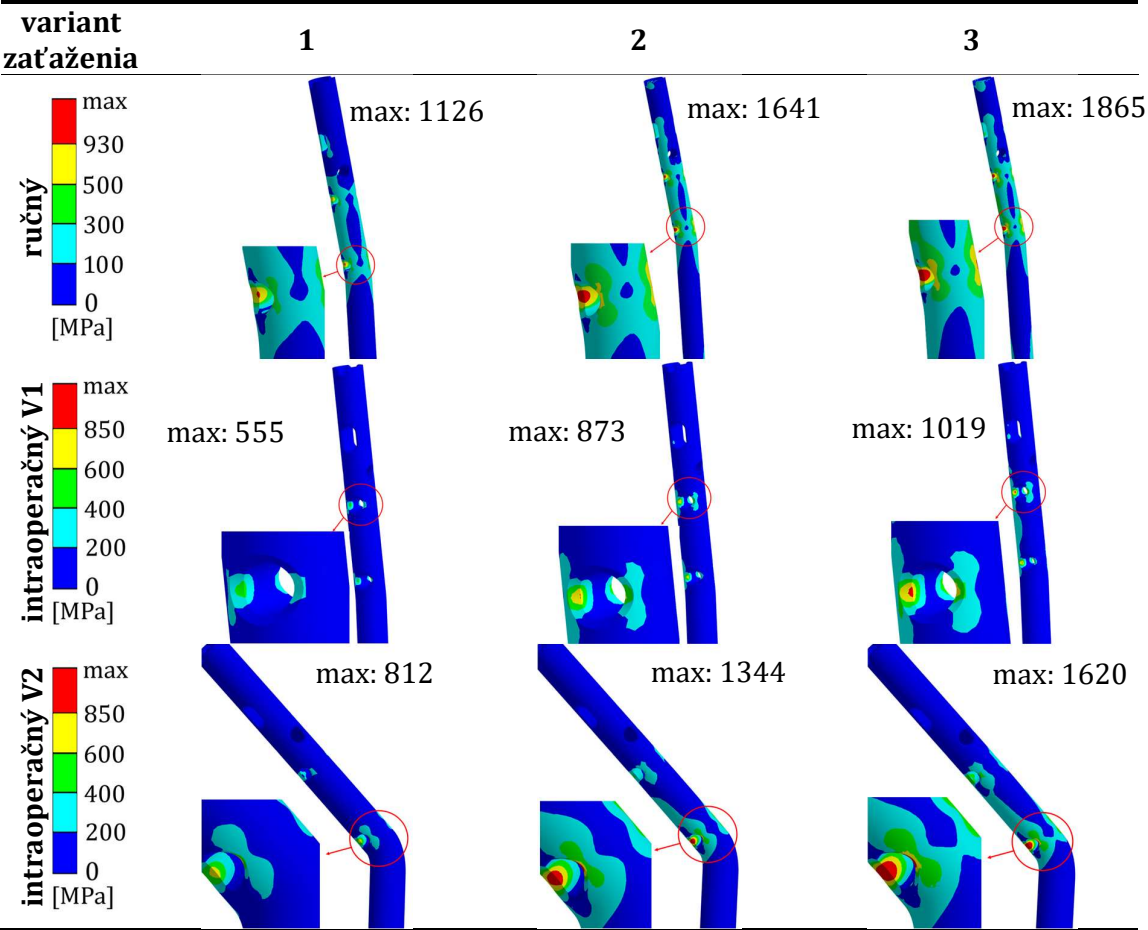


Tab. [15]: Intenzita pretvorenia kostného tkaniva femuru (homog. m. m., titán)





Tab. [16]: Rozloženie redukovaného napätia (von-Mises) (homog. m. m., titán)

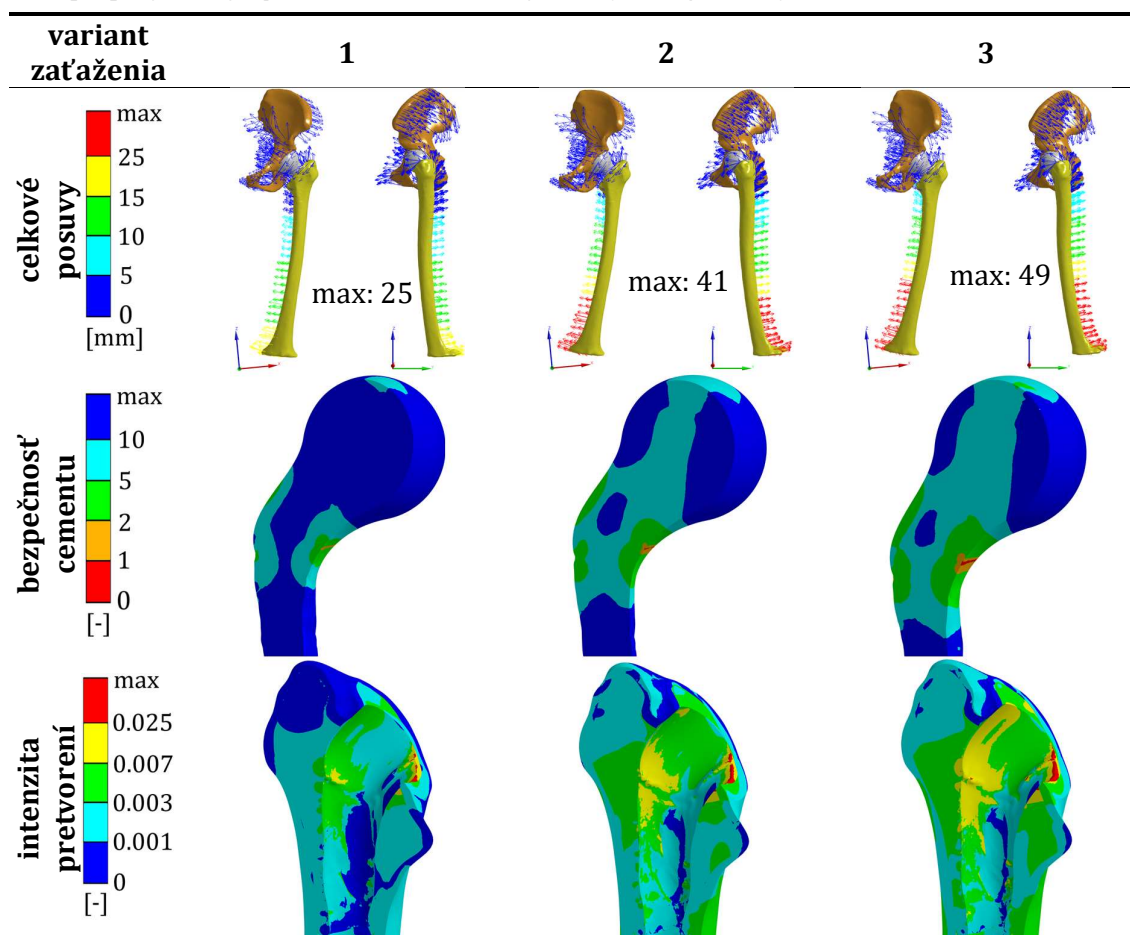


V prípade použitia jadra spacerov z titánu nenastal medzný stav pružnosti iba v prípade variant intraoperačných spacerov (V1 aj V2) pre variant zaťaženia 1. Rovnako ako v prípade variantov s ocelovým jadrom, nenastal medzný stav v kostnom tkanive a v kostnom cemente iba pre variant zaťaženia 1 v intraoperačnom spaceri V2.

6.2.4 Spacer bez kovového jadra (homog.)

V porovnaní s variantom spaceru s jadrom (intraoperačný V2), došlo už v prvom variante zaťaženia k patologickému namáhaniu kostného tkaniva, kedy hrozí jeho porušenie. K medznému stavu krehkej pevnosti v cemente došlo až pri druhom variante zaťaženia. Charakter a veľkosť posuvov sústavy telies bol rovnaký ako pri použití titánového alebo ocelového jadra.

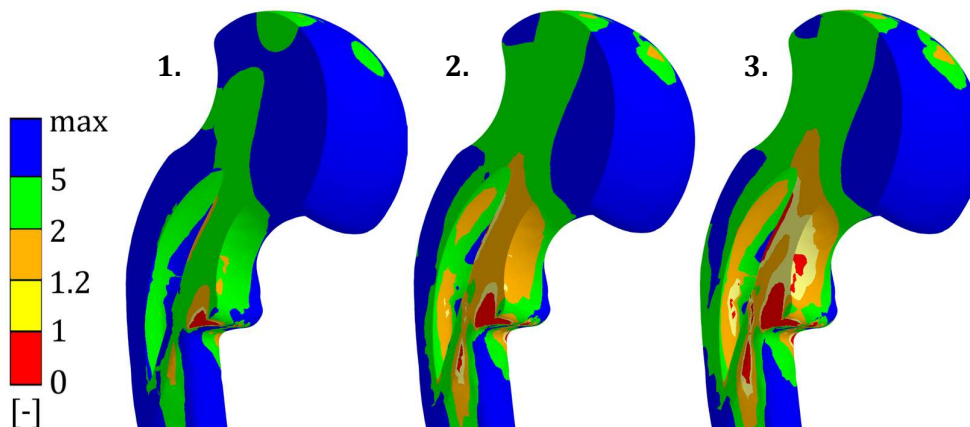
Tab. [17]: Výsledky spaceru bez kovového jadra (homog. m. m.)



6.3 Varianty s nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru

Vo výpočtových modeloch bola snaha zahrnúť veľké deformácie (eng.: *large deflection: on*), ako tomu bolo v prípade výpočtových modelov s homogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva. Pri riešení niektorých výpočtových modelov však nastali problémy s konvergenciou. Pre dosiahnutie konvergenie riešenia neboli v daných výpočtových modeloch zahrnuté veľké deformácie.

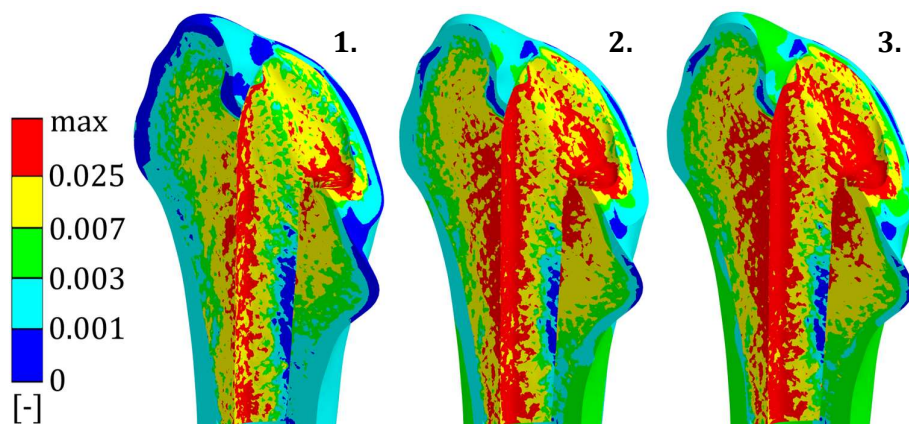
6.3.1 Spacery s ocel'ovým jadrom (nehomog.)



Obr. [38]: Bezpečnosť kostného cementu komerčného spaceru voči medzi krehkej pevnosti (nehomogénny m. m., ocel'); (číslovanie odpovedá variantom zaťaženia)

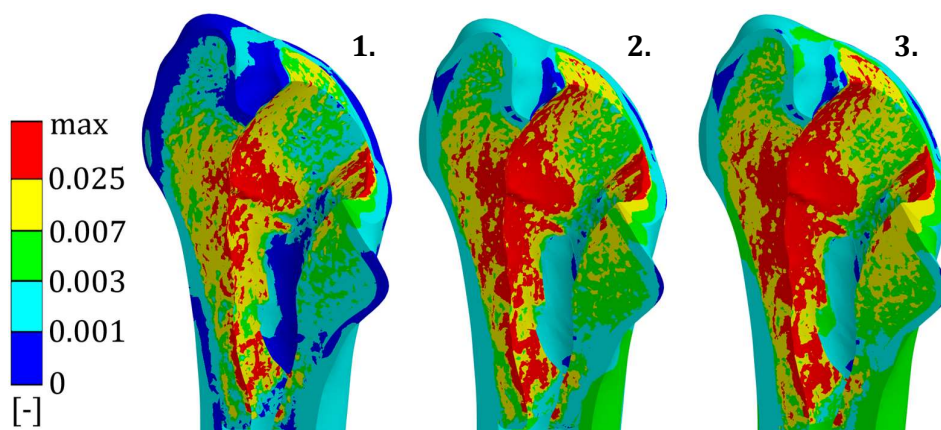
V porovnaní s výsledkami z kapitoly 6.2.2, došlo u varianty s **komerčným spacerom** k nárastu redukovaného napätia (HMH) v jadre spaceru iba o jednotky MPa a rozloženie napätosti v telese ostalo bez zmeny. Došlo však k výraznejšiemu namáhaniu kostného cementu a kostného tkaniva (obr. 38 a 39). Možno preto očakávať medzný stav krehkej pevnosti v cemente už pri nižšom zaťažení.

Porovnanie maximálnych a minimálnych hodnôt pozorovaných veličín pre výpočtové modely s komerčným jadrom je uvedené v prílohe č. 1.



Obr. [39]: Intenzita pretvorenia kostného tkaniva varianty s komerčným spacerom (nehomogénny m. m., ocel'); (číslovanie odpovedá variantom zaťaženia)

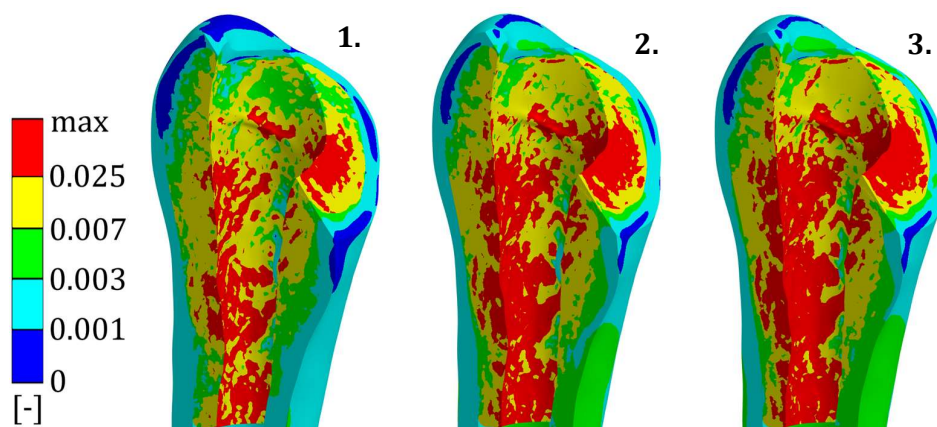
Napätosť v jadre **intraoperačného spaceru V2** sa výrazne nezmenila. Rovnako tak bezpečnosť kostného cementu (príloha č. 4). Výraznejší rozdiel bol zaznamenaný iba v intenzite pretvorenia spongiózneho tkaniva. (obr. 40). V porovnaní s výpočtovým modelom s homogénnym modelom materiálu je teda kostné tkanivo výraznejšie namáhané.



Obr. [40]: Intenzita pretvorenia kostného tkaniva varianty s intraoperačným spacerom V2 (nehomogénny m. m., ocel'); (číslovanie odpovedá variantom zaťaženia)

Riešenia výpočtových modelov s nehomogénnym materiálom spongiózneho tkaniva s ručným a intraoperačným spacerom V1 nekonvergovali so zahrnutými **veľkými deformáciami**. Z toho dôvodu neboli v týchto dvoch konečno-prvkových modeloch zahrnuté veľké deformácie a vplyv tohto nastavenia na pozorované výsledky bol posúdený v kapitole 6.5.

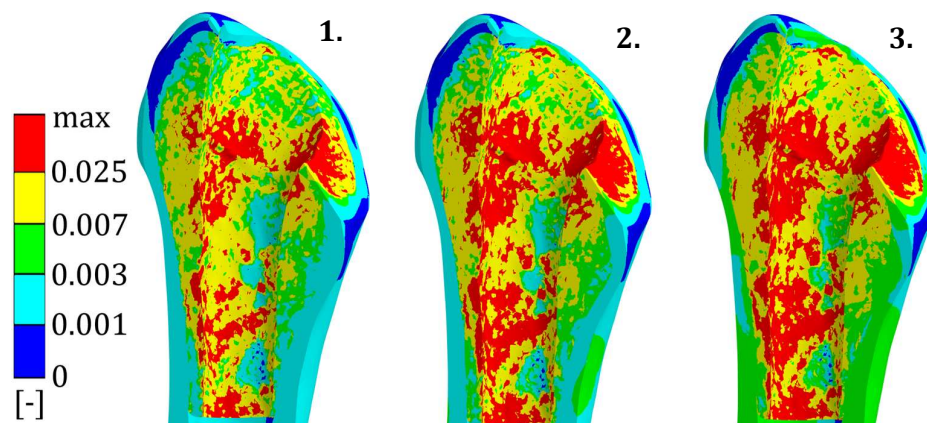
Intenzita pretvorenia kostného tkaniva výpočtového modelu s **ručným spacerom** je zobrazené na obrázku 41. Vo zvyšných pozorovaných výsledkoch bol zachovaný charakter a veľkosť napätí a pretvorenia ako v prípade variantu s homogénnym modelom materiálu. Porovnanie je uvedené v prílohe č. 2.



Obr. [41]: Intenzita pretvorenia kostného tkaniva varianty s ručným spacerom (nehomogénny m. m., ocel'); (číslovanie odpovedá variantom zaťaženia)

Porovnaním výsledkov variantu s intraoperačným spacerom V1 s homogénnym a nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva (príloha č. 3) bolo zistené, že nenastali výrazné odchýlky vo výsledkoch celkových posuvov, hodnôt a rozložení redukovaného napätia v jadre spaceru či bezpečnosti kostného cementu vzhľadom k medznému stavu krehkej pevnosti

Intenzita pretvorenia kostného tkaniva výpočtového modelu s nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva je zobrazená na obrázku 42.



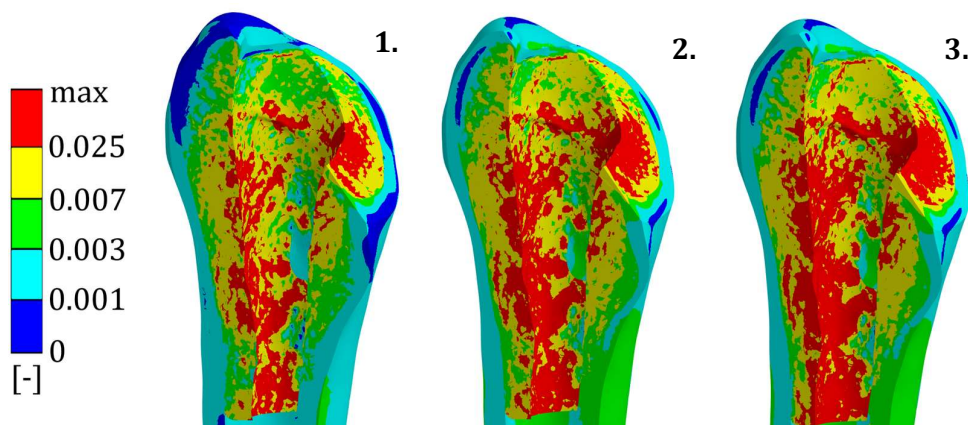
Obr. [42]: Intenzita pretvorenia kostného tkaniva varianty s intraoperačným spacerom V1 (nehomogénny m. m., ocel'); (číslovanie odpovedá variantom zaťaženia)

Na základe vyššie uvedených výsledkov a porovnaní v prílohách č. 1-4 možno usúdiť, že pri použití nehomogénneho modelu materiálu boli výsledky napätí v jadre a cemente a celkových posuvov sústavy takmer zhodné. Kostné tkanivo je v prípade nehomogénneho modelu materiálu výraznejšie preťažované vo väčšom počte prvkov.

6.3.2 Spacery s titánovým jadrom (nehomog.)

U výpočtových modelov s titánovým jadrom sa nepodarilo zahrnúť vplyv veľkých deformácií, kvôli problémom s konvergenciou výpočtov. Rozdiely, ku ktorým zmena tohto nastavenia výpočtových modelov vedie, sú bližšie popísané v kapitole 6.5.

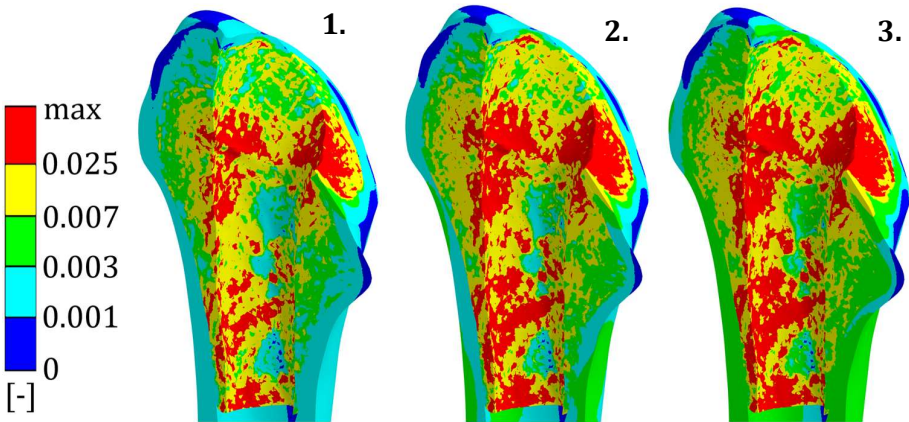
Celkové posuvy a bezpečnosť cementu konečno-prvkového modelu s **ručným spacerom** sú v porovnaní s výsledkami s homogénnym modelom materiálu bez výraznejších zmien (príloha č. 2). Rozdiely sa prejavujú v intenzite pretvorenia kostného tkaniva, ktoré je výraznejšie namáhané (obr. 43).



Obr. [43]: Intenzita pretvorenia kostného tkaniva varianty s ručným spacerom (nehomogénny m. m., titán); (číslovanie odpovedá variantom zaťaženia)

Výsledky variantu s **intraoperačným spacerom V1** sa s menšími odchýlkami zhodujú s výsledkami, ktoré boli získané z výpočtového modelu s homogénnym modelom materiálu a to v celkových posuvoch aj v bezpečnosti kostného cementu (príloha č. 3).

Redukované napätie (HMH) v jadre spaceru je vyššie v každom variante zaťaženia o približne 100 MPa (príloha č. 3). Rozloženie intenzity pretvorenia v kostnom tkanive je zobrazené na obrázku 44.



Obr. [44]: Intenzita pretvorenia kostného tkaniva varianty s intraoperačným spacerom V1 (nehomogénny m. m., titán); (číslovanie odpovedá variantom zaťaženia)

V prípade **intraoperačného spaceru V2** s titánovým jadrom nedošlo k zmene rozloženia bezpečnosti kostného cementu oproti výpočtovému modelu s homogénnym modelom materiálu.

Výraznejšie rozdiely nastal v celkových posuvoch sústavy (charakter deformácie sa zachoval, no klesla maximálna hodnota), v intenzite pretvorenia kostného tkaniva a v hodnote redukovaného napätia titánového jadra spaceru (porovnanie v prílohe č. 4).

Maximálna hodnota redukovaného napätia v jadre klesla (napr. v 1. variante zaťaženia o 90 MPa), teda by sa dalo očakávať, že spacer prenesie väčšie zaťaženie pred dosiahnutím medzného stavu. Je však potrebné upozorniť, že výsledok mohol byť ovplyvnený nezahrnutím deformácií vo výpočtovom modeli.

Tab. [18]: Výsledky variantu s intraoperačným spacerom V2 (nehomog. m. m., titán)

variant zaťaženia	1	2	3
intenzita pretvorenia [-]			
jadro: redukované napätie (HMH) [MPa]	 max: 722	 max: 1101	 max: 1256

6.4 Rozbor vplyvu zaťaženia na medzné stavy sústav

Na základe predchádzajúcich výsledkov bola vykonaná analýza zaťaženia, pri ktorom dôjde v danej sústave kostí s typom spaceru k prvému (tabuľka 19) a druhému (tabuľka 20) medznému stavu. V tabuľkách je uvedený typ spaceru použitý vo výpočtovom modeli a v zátvorke materiál jadra spaceru.

Analýza bola vykonaná na výpočtových modeloch s **homogénnym modelom materiálu** spongiózneho tkaniva femuru a zahrnutými veľkými deformáciami. Zaťaženie bolo vyjadrené ako váha pacienta v kilogramoch (rovnaký postup ako v kapitole 5.3).

Kombinácia informácie o prvom a druhom medznom stave vo výpočtovom modeli môže priblížiť potenciálny mechanizmus poruchy danej sústavy spaceru a kostného tkaniva pri jeho zaťažení.

Zaťaženie potrebné k posúdeniu medzného stavu v riešenej sústave, bolo stanovené z uložených výsledkov v medzi-krokoch (eng. *substeps*) riešenia.

Tab. [19]: Prehľad zaťažení, pri ktorých došlo k prvému medznému stavu

typ spaceru	charakter 1. MS	prvé prekročenie medznej hodnoty [kg]	prekročenie medznej hodnoty vo viac prvkoch [kg]
komerčný	cement – MS krehkej pevnosti	15.8	34.7
ručný (ocel')	cement – MS krehkej pevnosti	15.8	31.5
ručný (titán)	cement – MS krehkej pevnosti	15.8	31.5
intraoperačný V1 (ocel')	jadro – MS pružnosti	21.0	31.5
intraoperačný V1 (titán)	kostné tkanivo – porušenie tkaniva	39.4	47.2
intraoperačný V2 (ocel')	jadro – MS pružnosti	42.0	47.2
intraoperačný V2 (titán)	kostné tkanivo – porušenie tkaniva	78.7	102.4
iba cement	kostné tkanivo – porušenie tkaniva	63.0	70.9

Tab. [20]: Prehľad zaťažení, pri ktorých došlo k druhému medznému stavu

spacer	charakter 2. MS	prvé prekročenie medznej hodnoty [kg]	prekročenie medznej hodnoty vo viac prvkoch [kg]
komerčný	kostné tkanivo – porušenie tkaniva	47.2	63.0
ručný (ocel')	jadro – MS pružnosti	21.0	31.5
ručný (titán)	kostné tkanivo – porušenie tkaniva	31.5	63.0
intraoperačný V1 (ocel')	kostné tkanivo – porušenie tkaniva	39.4	47.2
intraoperačný V1 (titán)	cement – MS krehkej pevnosti	63.0	86.6
intraoperačný V2 (ocel')	kostné tkanivo – porušenie tkaniva	78.7	102.4
intraoperačný V2 (titán)	jadro – MS pružnosti	86.6	102.4
iba cement	cement – MS krehkej pevnosti	86.6	147.6

6.5 Analýza vplyvu veľkých deformácií na vybrané výsledky

Jeden zo zásadných problémov pri riešení bolo zahrnutie veľkých deformácií, nakoľko v niektorých miestach dochádzalo k výraznému deformovaniu siete konečných prvkov (primárne pri riešení variant s nehomogénnym modelom materiálu spongiózy femuru).

Kvôli relatívne výrazným odlišnostiam vo výsledkoch po skúšobných výpočtoch bola snaha zahrnúť veľké deformácie vo všetkých výpočtových modeloch.

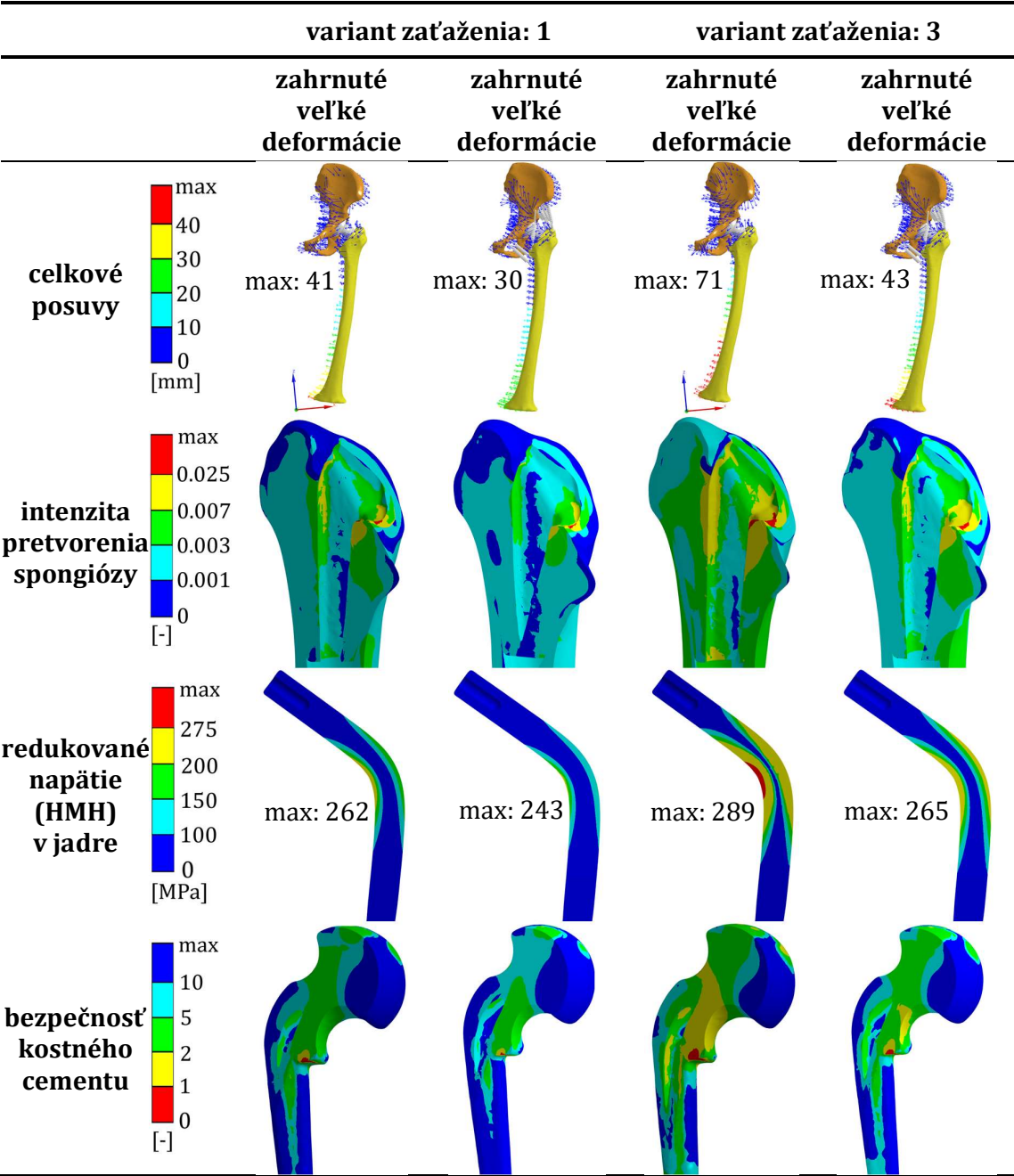
V tejto kapitole budú rozdiely vo výsledkoch porovnané, pre možnosť objektívnejšieho vyhodnotenia vplyvu zahrnutia veľkých deformácií.

6.5.1 Veľké deformácie (homog. m. m.)

U variant s homogénnym modelom materiálu bolo riešenie dosiahnuté aj pri zahrnutí veľkých deformácií. Riešenie výpočtového modelu na tom istom hardvéri však trvalo dlhšie so zahrnutými (5.4 hod) ako bez zahrnutých (3.7 hod) veľkých deformácií.

V tabuľke 21 sú porovnané významné výsledky pre variant s komerčným spacerom a v tabuľke 22 pre variant s ručným spacerom s ocelovým a titánovým jadrom.

Tab. [21]: Porovnanie vplyvu veľkých deformácií na výsledky pre komerčný spacer

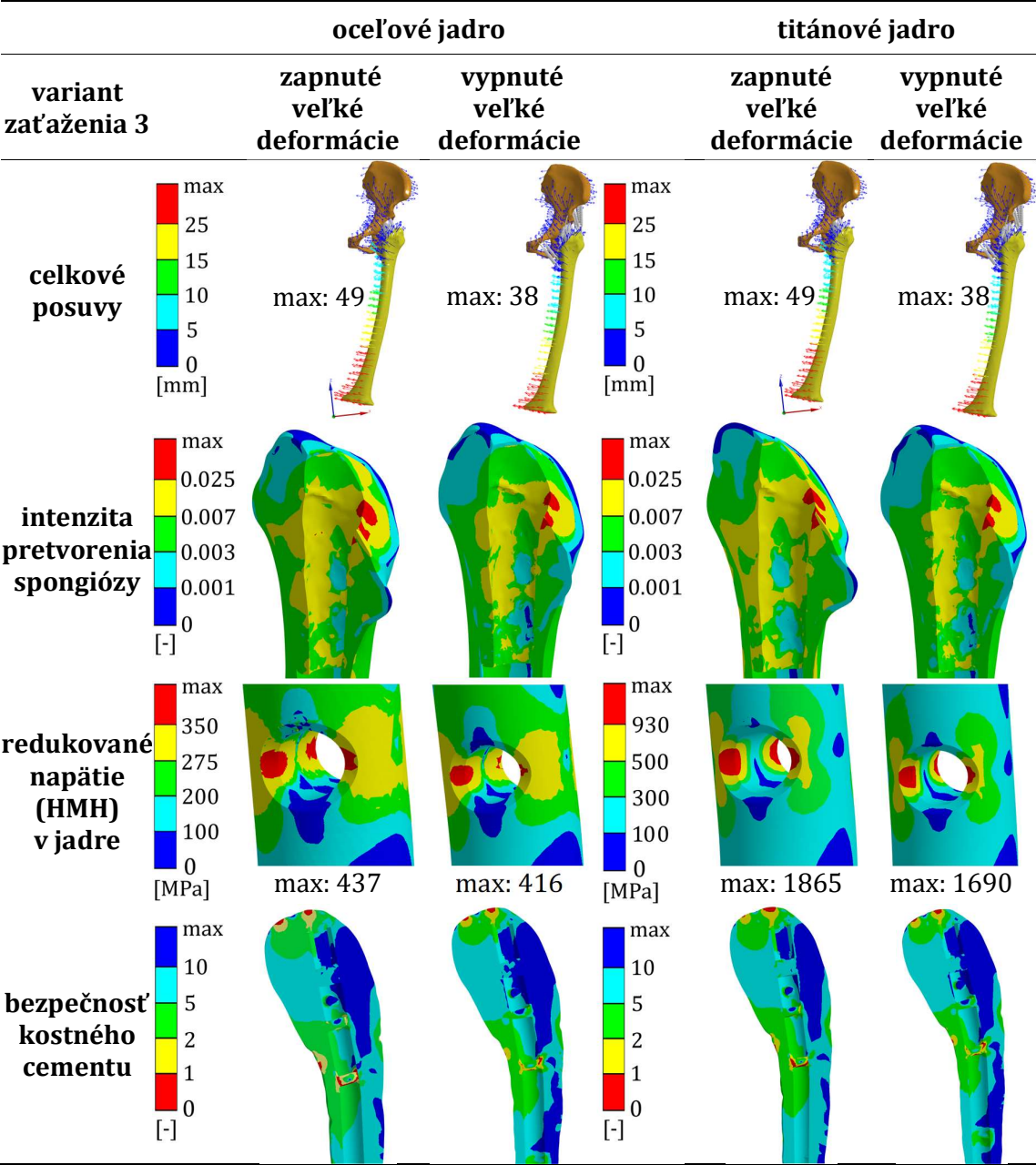


Výsledky sa v prípade variantu s ručným spacerom (tab. 22) výraznejšie nelíšia, preto by bolo použitie veľkých deformácií na zváženie. V prípade variantu s komerčným spacerom (tab. 21) sú však rozdiely výraznejšie (rozloženie bezpečnosti kostného cementu, napätosť v jadre spaceru, namáhanie kostného tkaniva).

Vplyv veľkých deformácií ma rôzny efekt na výsledky jednotlivých výpočtových modelov. Pokiaľ nie sú k dispozícii výsledky so zahrnutými veľkými deformáciami a bez nich, nie je možné posúdiť či sa tento vplyv na výsledkoch prejaví alebo nie.

Výsledky so zahrnutím veľkých deformácií sú konzervatívnejšie a nakoľko v týchto výpočtových modeloch nebol výraznejší problém s dosiahnutím riešenia, bolo vhodné veľké deformácie zahrnúť.

Tab. [22]: Porovnanie vplyvu veľkých deformácií na výsledky s ručným spacerom

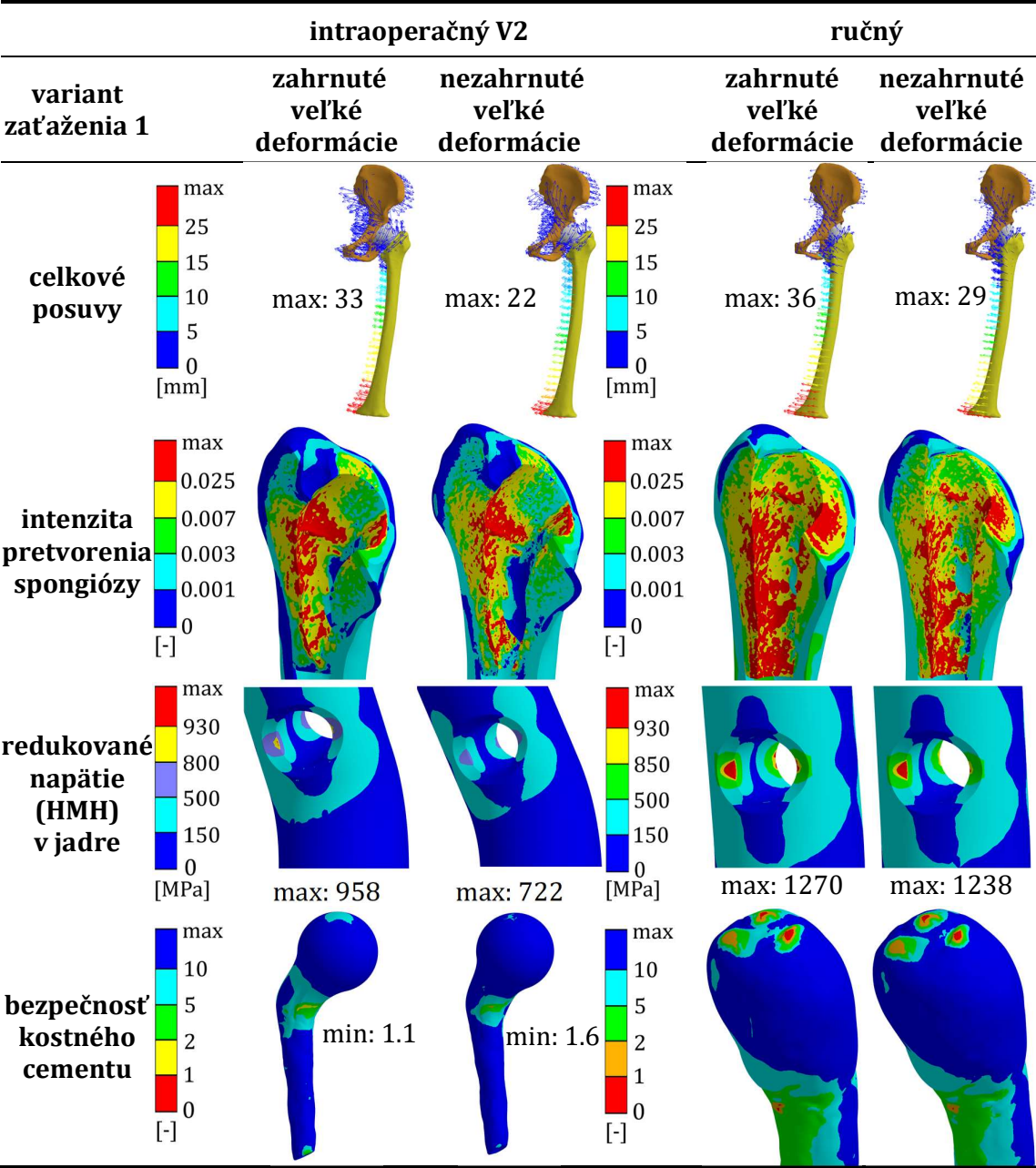


6.5.2 Veľké deformácie (nehomog. m. m.)

U variant s intraoperačným spacerom V2 a ručným spacerom s titánovým jadrom so zahrnutými veľkými deformáciami bolo riešenie dosiahnuté iba v prvej variante zaťaženia. Bez zahrnutia veľkých deformácií bolo riešenie dosiahnuté aj vo zvyšných dvoch variantoch zaťaženia.

Tabuľka nižšie (tab. 23) porovnáva významné výsledky medzi týmito výpočtovými modelmi pre variant zaťaženia č. 1.

Tab. [23]: Porovnanie vplyvu veľkých deformácií na pozorované výsledky (titán)



Hodnota redukovaného napätia v titánovom jadre intraoperačného spaceru V2 pri zahrnutí veľkých deformácií prekročila medzu klzu, zatiaľ čo u variantu s nezahrnutými veľkými deformáciami je bezpečnosť voči MS pružnosti približne 1.18.

V prípade intenzity pretvorenia spongiózneho tkaniva je v oboch variantoch prekročená medzná hodnota, no ak boli veľké deformácie zahrnuté, nastalo výraznejšie namáhanie vo väčšom počte prvkov.

Z porovnania výsledkov v tabuľke 23 je vidieť, že vo variantoch so zahrnutými veľkými deformáciami sú hodnoty posuvov, napätí a pretvorení vyššie, teda na konzervatívnejšej strane. V prípade nezahrnutia veľkých deformácií by mali byť preto výsledné hodnoty vyhodnotené obozretnejšie.

6.6 Diskusia výsledkov

Pre každý variant s homogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru boli vykreslené celkové posuvy. V porovnaní s celkovými posuvmi variantov s nehomogénnym modelom materiálu nedošlo k rozdielom v charaktere deformácie. Porovnanie maximálnych hodnôt je uvedené v prílohách č. 1-4.

Najväčšia hodnota posuvov (82 mm) je vo variante s komerčným spacerom s nehomogénnym modelom materiálu. Hodnoty posuvov vo zvyšných variantoch sa pohybovali v rozsahu približne 20-50 mm. V sústavách dochádza k rotácii hlavice spaceru v jamke panvovej kosti a k prehýbaniu femuru, čo sa prejaví posuvom femuru (dominantne v smere medial-lateral, no u viacerých variant došlo k posuvom aj v smere anterior-posterior).

Z porovnania výsledkov, ktoré je uvedené v prílohách 1-4 vyplýva, že vo variantoch s nehomogénnym modelom materiálu bola bezpečnosť cementu voči MS krehkej pevnosti nižšia oproti variantom s homogénnym modelom materiálu. Okrem nižšej hodnoty bezpečnosti sa v niektorých prípadoch zvýšilo aj množstvo prvkov, v ktorých bola bezpečnosť prekročená.

Z troch uvažovaných variant zaťaženia nenastal medzný stav krehkej pevnosti iba vo výsledkoch prvého variantu zaťaženia výpočtového modelu s intraoperačným spacerom V1 a V2 a v spaceri bez jadra (u intraoperačného spaceru V1 klesla bezpečnosť pod kritickú hodnotu v jednom uzle).

V prípade ručného spaceru je, z hľadiska bezpečnosti, problémová styková plocha hlavice spaceru s jamkou panvovej kosti. Z toho dôvodu bol model geometrie upravený podľa hlavice komerčného spaceru (intraoperačný spacer V1). Z výsledkov možno usúdiť, že táto úprava významne zvýšila bezpečnosť voči MS krehkej pevnosti.

V cemente komerčného spaceru došlo v každom z variant zaťaženia k prekročeniu bezpečnosti. Spacer je namáhaný v oblasti krčku spaceru, kde prichádza do kontaktu výbežok cementu s kostným tkanivom. V prípade, ak by sa od spaceru odlomil iba spomínaný výbežok, tak by sústava so spacerom ešte nejaké zaťaženie mohla preniesť a medzný stav by nemusel byť natoľko kritický. Z priebehov vykreslených v tabuľke 10 však vidieť nízku mieru bezpečnosti po celom priereze krčku spaceru. Vo variante s nehomogénnym modelom materiálu bezpečnosť ešte klesla.

Jadrá spacerov boli vyhodnocované voči medznému stavu pružnosti. Takmer vo všetkých variantoch výpočtových modelov došlo v jadrách k MS pružnosti. Medzný stav nenastal vo variante zaťaženia 1 v ocelovom jadre komerčného spaceru a v titánovom jadre intraoperačného spaceru V1 a V2. Spacery s ocelovým jadrom sú však schopné,

vd'aka výraznému spevneniu materiálu, preniesť zaťaženie aj za medzou klzu, čo je oproti jadru z titánovej zliatiny výhodou.

K prekročeniu medznej hodnoty $25\,000\ \mu\epsilon$ v kostnom tkanive femuru dochádza vo výsledkoch všetkých variant (okrem variantu s intraoperačným spacerom V2 s homogénnym modelom materiálu v 1. variante zaťaženia). V žiadnom z variant výpočtových modelov nedošlo k prekročeniu medznej hodnoty v panvovej kosti. Z toho dôvodu nebol priebeh intenzity pretvorenia na panvovej kosti v práci vykreslený.

Vo výsledkoch variantov s nehomogénnym modelom materiálu je kostné tkanivo namáhané ešte výraznejšie a k porušeniu dochádza vo väčšom objeme tkaniva (obr. 39-44 a tab. 18). Môže to naznačovať luxáciu spaceru v kosti, prípadne periprotetickú zlomeninu kosti. Obe sú v zhode s klinickými pozorovaniami, ktoré sú popísané v rešeršnej časti (kapitola 4).

Z výsledkov analýzy zaťaženia potrebného pre dosiahnutie medzného stavu v riešenej sústave (kapitola 6.4) vyplýva, že najväčšie zaťaženie prenesie sústava s intraoperačným spacerom V2 alebo so spacerom bez jadra. Model geometrie spaceru bez jadra vzišiel z modelu geometrie cementu intraoperačného spaceru V2, preto možno tvrdiť, že spacery majú vhodný tvar geometrie cementu a uloženie vo femure.

Vo variante s intraoperačným spacerom V2 s ocel'ovým jadrom dochádza k MS pružnosti pri nižšom zaťažení ako vo variante s titánovým jadrom. Ocel' AISI 316L však poskytuje vysokú mieru spevnenia s medzou pevnosti až 990 MPa, zatiaľ čo titán Ti6Al4V po prekročení medze klzu výraznejšie nespevňuje (medza pevnosti 930 MPa).

Zároveň je nutné poznamenať, že vo výpočtovom modeli neboli zahrnuté zvyškové napätia, ktoré vzniknú po ohybe humerálneho klinca do požadovaného tvaru. V kritickom mieste možno očakávať ťahové zvyškové napätia, ktoré znížia výslednú veľkosť redukovaného napätia.

Záver

Táto diplomová práca sa zaoberala deformačno-napäťovou analýzou sústavy bedrového spaceru a kostného tkaniva. Bola vytvorená rešerš dostupnej literatúry súvisiaca s problematikou a na základe nej zostavené výpočtové modely s použitím metódy konečných prvkov. Práca bola rozšírená o porovnávaciu analýzu rôznych variant spacerov používaných v klinickej praxi. Ciele práce boli v plnom rozsahu splnené.

Model geometrie kostného tkaniva bol vytvorený na základe poskytnutých CT snímok. Model geometrie ručného a komerčného spaceru bol vytvorený pomocou 3D skeneru, zatiaľ čo intraoperačné spacery boli vytvorené úpravou modelov geometrie ručného a komerčného spaceru. Boli vytvorené dva modely materiálu spongiózneho tkaniva (homogénny a nehomogénny) a tri varianty statického zaťaženia.

Pre možnosť porovnania výsledkov variant riešených v tejto práci s výsledkami z iných výpočtových modelov s odlišným modelom zaťaženia, bola analyzovaná veľkosť sily vo väzbe medzi jamkou panvovej kosti a spacerom. Veľkosť sily sa pohybuje v rozsahu uvádzanom v odbornej literatúre.

Kostný cemenet bol vyhodnocovaný voči medznému stavu krehkej pevnosti podľa Mohr-Coulombovej podmienky. Prvé a tretie hlavné napätia, ktoré do podmienky vstupujú, sú vykreslené v prílohách 5-8 pre všetky varianty výpočtových modelov.

Spacery nie sú určené na chôdzu. Pacient by si mal pomáhať barlami alebo invalidným vozíkom. Z toho dôvodu nebola vyhodnocovaná remodelácia kostného tkaniva, ale jeho porušenie po prekročení medznej hodnoty.

V práci bola vykonaná aj analýza zaťaženia, ktorej cieľom bolo odhaliť ktorý medzný stav nastane v danom variante výpočtového modelu ako prvý, prípadne druhý v poradí (tabuľka 19 a 20).

Na základe výsledkov vychádza, z hľadiska odolnosti voči mechanickému namáhaniu, najlepšie sústava s intraoperačným spacerom V2 alebo so spacerom bez jadra s rovnakým modelom geometrie kostného cementu.

Zistenia tejto diplomovej práce sú v zhode s klinickými pozorovaniami, ktoré popisujú rôzne komplikácie spacerov (zlomenie spaceru, zlomenie kosti, luxácia spaceru).

Na zistenia tejto práce možno nadviazať v ďalšom výskume. Vo výpočtových modeloch možno zahrnúť vplyv reziduálnych napätí od ohybu jadra pri jeho tvarovaní, použiť iný typ jadra (napríklad plochý vhodne tvarovaný plech) či vytvoriť model geometrie s čiastočne penetrovanou jamkou panvovej kosti. Je možné skúmať vplyv uloženia spacerov na pozorované výsledky či vytvoriť výpočtový model s nehomogénnym modelom materiálu kortikálneho tkaniva femuru.

Použitá literatúra

- [1] EMMER, Jan; TOMÁŠ, Tomáš; APOSTOLOPOULOS, Vasileios; BRANČÍK, Pavel; RAPI, Jakub et al. Mechanical complications and *infection control comparison of* custom-made and prefabricated articular hip spacers in the treatment of periprosthetic infection. online. *Joint Diseases and Related Surgery*. 2023, roč. 34, č. 3, s. 557-564. ISSN 2687-4784. Dostupné z: <https://doi.org/10.52312/jdrs.2023.1155>. [cit. 2024-02-10].
- [2] VOJTAŠŠÁK, Jozef. ORTOPÉDIA. 1. Bratislava: Slovak Academic Press, 1998. ISBN 8088908000.
- [3] HEIANZA, Yoriko; MA, Wenjie; LI, Xiang; CAO, Yin; CHAN, Andrew et al. Duration and Life-Stage of Antibiotic Use and Risks of All-Cause and Cause-Specific Mortality. online. *Circulation Research*. 2020, roč. 126, č. 3, s. 364-373. ISSN 0009-7330. Dostupné z: <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.119.315279>. [cit. 2024-02-16].
- [4] FINK, Bernard. Femoral Spacers in Septic Two-Stage Revision. online. In: *Femoral Revision Arthroplasty*. 1. Springer Cham, 2022, s. 261-275. ISBN 978-3-030-84821-7. Dostupné z: https://doi.org/10.1007/978-3-030-84821-7_19. [cit. 2024-02-16].
- [5] TECRES S.P.A. Spacer®-G. online. In: *TECRES S.P.A. Spacer®-G*. 2020. Dostupné z: https://www.tecres.com/product_details/spacer-g. [cit. 2024-02-03].
- [6] ANAGNOSTAKOS, Konstantinos a FINK, Bernd. Antibiotic-loaded cement spacers – lessons learned from the past 20 years. online. *Expert Review of Medical Devices*. 2018, roč. 15, č. 3, s. 231-245. ISSN 1743-4440. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/17434440.2018.1435270>. [cit. 2024-02-12].
- [7] CITAK, Mustafa; MASRI, Bassam; SPRINGER, Bryan; ARGENSON, Jean-Noel a KENDOFF, Daniel. Are Preformed Articulating Spacers Superior To Surgeon-Made Articulating Spacers in the Treatment Of PJI in THA? A Literature Review. online. *The Open Orthopaedics Journal*. 2015, roč. 9, č. 1, s. 255-261. ISSN 1874-3250. Dostupné z: <https://doi.org/10.2174/1874325001509010255>. [cit. 2024-02-16].
- [8] ČIHÁK, Radomír; GRIM, Miloš a FEJFAR, Oldřich. *Anatomie 1*. online. 3. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-9209-5. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/e-kniha/anatomie-1-1728821/#>. [cit. 2024-03-11].
- [9] BARTLEBY. 6c. 3. The Femur. online. In: *Bartleby*. c1993–2024. Dostupné z: <https://www.bartleby.com/lit-hub/anatomy-of-the-human-body/6c-3-the-femur#i245>. [cit. 2024-03-11].
- [10] DYLEVSKÝ, Ivan. *FUNKČNÍ ANATOMIE*. online. 1. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-7030-7. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/e-kniha/funkcni-anatomie-1733623/>. [cit. 2024-03-14].
- [11] GRAY, Henry. 6c. 2. The Pelvis. online. In: *Bartleby*. c1993–2024. Dostupné z: <https://www.bartleby.com/lit-hub/anatomy-of-the-human-body/6c-2-the-pelvis>. [cit. 2024-03-21].
- [12] JACOBS, Chris; BEAUPRÉ, Gary a CARTER, Dennis. Radiograph of a coronal section. online. In: *JACOBS, Chris R. Maintenance and Adaptation of Bone Tissue: the*

- importance of mechanical stimuli. 1994. Dostupné z: <https://web.stanford.edu/group/rrd/Publications/mech5.html>. [cit. 2024-03-12].
- [13] JULIUS WOLFF INSTITUT (JWI) - CENTER FOR MUSCULOSKELETAL BIOMECHANICS AND REGENERATION. Julius Wolff. online. In: Charité – Universitätsmedizin Berlin. 2024. Dostupné z: https://jwi.charite.de/en/about_us/julius_wolff/. [cit. 2024-04-20].
- [14] PIVONKA, Peter (ed.). Multiscale Mechanobiology of Bone Remodeling and Adaptation. online. 1. Springer Cham, 2017. ISBN 978-3-319-58845-2. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/978-3-319-58845-2>. [cit. 2024-04-20].
- [15] SABET, Fereshteh; RAEISI NAJAFI, Ahmad; HAMED, Elham a JASIUK, Iwona. *Modelling of bone fracture and strength at different length scales: a review*. online. Interface Focus. 2016, roč. 6, č. 1. ISSN 2042-8898. Dostupné z: <https://doi.org/10.1098/rsfs.2015.0055>. [cit. 2024-05-13].
- [16] FROST, Harold M. Bone's mechanostat: A 2003 update. online. The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology. 2003, roč. 275, č. 2, s. 1081-1101. ISSN 1552-4884. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/ar.a.10119>. [cit. 2024-05-08].
- [17] CENTRUM SPOLOČNÝCH ČINNOSTÍ SLOVENSKEJ AKADÉMIE VIED, ENCYKLOPEDICKÝ ÚSTAV. Bakteriémia. online. In: *Encyclopaedia Beliana*. 1999. Dostupné z: <https://beliana.sav.sk/heslo/bakteriemia>. [cit. 2024-03-09].
- [18] SNOPO, P.; KOLAROVSKI, B.; OPŠENÁK, R.; HANKO, M. a RICHTEROVÁ, R. Infekčné komplikácie súvisiace s operačnou liečbou degeneratívneho ochorenia driekovej chrbtice. online. *Rozhledy v chirurgii*. 2018, roč. 12, č. 97, s. 539-545. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rozhledy-v-chirurgii/2018-12/infekcne-komplikacie-suvisiace-s-operacnou-liecbou-degenerativneho-ochorenia-driekovej-chrbtice-107059>. [cit. 2024-03-09].
- [19] LANDOR, Ivan; VAVARÍK, Pavel; GALLO, Jiří a SOSNA, Antonín. Revizní operace totálních náhrad kyčelního kloubu. Jessenius. Praha: Maxdorf, 2012. ISBN 978-80-7345-254-4.
- [20] Akutní osteomyelitida. online. In: WikiSkripta. 2018. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Akutn%C3%AD_osteomyelitida. [cit. 2024-04-04].
- [21] KOUDELA, Karel. Ortopedie. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0654-2.
- [22] MAXDORF, S.R.O. Débridement. online. In: VELKÝ LÉKAŘSKÝ SLOVNÍK. c1998-2024. Dostupné z: <https://lekarske.slovniky.cz/pojem/debridement>. [cit. 2024-03-09].
- [23] TECRES S.P.A. Spacer. online. In: TECRES S.P.A. Medical EXPO. 2024. Dostupné z: https://pdf.medicaexpo.com/pdf/tecres/spacer/84989-110321-_3.html. [cit. 2024-04-18].
- [24] JONES, Christopher; SELEMON, Nicolas; NOCON, Allina; BOSTROM, Mathias; WESTRICH, Geoffrey et al. The Influence of Spacer Design on the Rate of Complications in Two-Stage Revision Hip Arthroplasty. online. The Journal of Arthroplasty. 2019, roč. 34, č. 6, s. 1201-1206. ISSN 08835403. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.02.012>. [cit. 2024-03-17].
- [25] BITSAKOS, Charalampos; KERNER, Jan; FISHER, Ian a AMIS, Andrew. The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur.

- online. *Journal of Biomechanics*. 2005, roč. 38, č. 1, s. 133-139. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.005>. [cit. 2024-02-19].
- [26] HUISKES, R.; WEINANS, H.; GROOTENBOER, H.J.; DALSTRA, M.; FUDALA, B. et al. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. online. *Journal of Biomechanics*. 1987, roč. 20, č. 11-12, s. 1135-1150. ISSN 00219290. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90030-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90030-3). [cit. 2024-02-19].
- [27] MANSFIELD, Paul a NEUMANN, Donald. online. In: *Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant*. 3. Mosby, 2018. ISBN 978-0-323-54498-6. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/C2016-0-03960-8>. [cit. 2024-02-19].
- [28] PHILLIPS, A.T.M.; PANKAJ, P.; HOWIE, C.R.; USMANI, A.S. a SIMPSON, A.H.R.W. Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of *muscular and ligamentous* boundary conditions. online. *Medical Engineering & Physics*. 2007, roč. 29, č. 7, s. 739-748. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.08.010>. [cit. 2024-03-14].
- [29] BOUZIANE, M.M.; SALAH, H.; BENBAREK, S.; BACHIR BOUIADJRA, Bel a SERIER, B. Finite Element Analysis of the Mechanical Behaviour of a Reinforced PMMA-Based Hip Spacer. online. *Advanced Materials Research*. 2015, roč. 1105, s. 36-40. ISSN 1662-8985. Dostupné z: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.1105.36>. [cit. 2024-03-16].
- [30] BALEANI, M.; TRAINA, F. a TONI, A. The mechanical behaviour of a pre-formed hip spacer. online. *HIP International*. 2003, roč. 13, č. 3, s. 159-162. ISSN 1120-7000. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/112070000301300306>. [cit. 2024-03-16].
- [31] GE, Hao; YAN, Hongsong; LIU, Xianwang; HUANG, Yiwei a ZENG, Jianchun. Finite element analysis of the mechanical strength of a new hip Spacer. online. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2023, roč. 24, č. 1. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12891-023-06562-z>. [cit. 2024-02-19].
- [32] SCHOELLNER, C.; FUERDERER, S.; ROMPE, J.D. a ECKARDT, A. Individual bone cement spacers (IBCS) for septic hip revision—preliminary report. online. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2003, roč. 123, č. 5, s. 254-259. ISSN 0936-8051. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00402-003-0502-3>. [cit. 2024-03-17].
- [33] MALLEK, Abdelhafid; MILOUDI, Abdelkader; KHALDI, Mokhtar; BOUZIANE, Mohammed-Mokhtar; BOUIADJRA, Belabbes et al. Quasi-static analysis of hip cement spacers. online. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021, roč. 116. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104334>. [cit. 2024-03-17].
- [34] THIELEN, T.; MAAS, S.; ZUERBES, A.; WALDMANN, D.; ANAGNOSTAKOS, K. et al. Development of a reinforced PMMA-based hip spacer adapted to patients' needs. online. *Medical Engineering & Physics*. 2009, roč. 31, č. 8, s. 930-936. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.05.004>. [cit. 2024-03-17].
- [35] SAMBRI, Andrea; FIORE, Michele; RONDINELLA, Claudia; MORANTE, Lorenzo; PAOLUCCI, Azzurra et al. Mechanical complications of hip spacers: a systematic review of the literature. online. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2023, roč. 143, č. 5, s. 2341-2353. ISSN 1434-3916. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00402-022-04427-z>. [cit. 2024-04-06].
- [36] THIELEN, T.; MAAS, S.; ZUERBES, A.; WALDMANN, D.; ANAGNOSTAKOS, K. et al.

- Mechanical behaviour of standardized, endoskeleton-including hip spacers implanted into composite femurs. online. *International Journal of Medical Sciences*. 2009, roč. 6, č. 5, s. 280-286. ISSN 1449-1907. Dostupné z: <https://doi.org/10.7150/ijms.6.280>. [cit. 2024-05-15].
- [37] MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K. et al. On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro-Ct., *MENDEL 2011: International Conference on Soft Computing*. 2011, roč. 17, s. 255-267.
- [38] CARL ZEISS GOM METROLOGY GMBH, . GOM Software 2022. Version 2.0.1. 2022.
- [39] SYNIMED. Temporary hip spacer 880985. online. In: MedicalExpo. 2024. Dostupné z: <https://www.medicaexpo.com/prod/synimed-synergie-ingenierie-medicale/product-70238-457920.html>. [cit. 2024-03-02].
- [40] MEDIN, A.S. Hřeby humerální. online. In: MEDIN, A.S. MEDIN. 2024. Dostupné z: <https://www.medin.cz/hreby-humeralni>. [cit. 2024-02-03].
- [41] SIGGELKOW, E; HERTIG, D; WIDMER, K-H a PLOEG, H. Construction and validation of a finite element model of a human pelvis. online. Switzerland: Universität Basel. Dostupné z: https://isbweb.org/images/conf/2001/Longabstracts/PDF/0100_0199/0146.pdf. [cit. 2024-02-03].
- [42] WIRTZ, Dieter; SCHIFFERS, Norbert; PANDORF, Thomas; RADERMACHER, Klaus; WEICHERT, Dieter et al. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. online. *Journal of Biomechanics*. 2000, roč. 33, č. 10, s. 1325-1330. ISSN 00219290. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00069-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00069-5). [cit. 2024-02-09].
- [43] BAYRAKTAR, Harun; MORGAN, Elise; NIEBUR, Glen; MORRIS, Grayson; WONG, Eric et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. online. *Journal of Biomechanics*. 2004, roč. 37, č. 1, s. 27-35. ISSN 00219290. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00257-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00257-4). [cit. 2024-02-10].
- [44] SPEIRS, Andrew; HELLER, Markus; DUDA, Georg a TAYLOR, William. Physiologically based boundary conditions in finite element modelling. online. *Journal of Biomechanics*. 2007, roč. 40, č. 10, s. 2318-2323. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.038>. [cit. 2024-04-21].
- [45] PENG, Liang; BAI, Jing; ZENG, Xiaoli a ZHOU, Yongxin. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. online. *Medical Engineering & Physics*. 2006, roč. 28, č. 3, s. 227-233. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.06.003>. [cit. 2024-02-09].
- [46] BORÁK, L a MARCIÁN, P. Inhomogeneous material properties assignment to finite element models of bone: A sensitivity study. online. *Proceedings of the conference Engineering Mechanics*. 2017, č. 23, s. 190-193. Dostupné z: <https://www.engmech.cz/improc/2017/0190.pdf>. [cit. 2024-02-09].
- [47] RHO, J.Y.; HOBATHO, M.C. a ASHMAN, R.B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. online. *Medical Engineering & Physics*. 1995, roč. 17, č. 5, s. 347-355. ISSN 13504533. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/1350-4533\(95\)97314-F](https://doi.org/10.1016/1350-4533(95)97314-F). [cit. 2024-02-09].

- [48] LENGSELD, M; SCHMITT, J; ALTER, P; KAMINSKY, J a LEPPEK, R. *Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation*. online. Medical Engineering & Physics. 1998, roč. 20, č. 7, s. 515-522. ISSN 13504533. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(98\)00054-X](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(98)00054-X). [cit. 2024-02-09].
- [49] BOELCH, Sebastian; RUECKL, Kilian; FUCHS, Clara; JORDAN, Martin; KNAUER, Markus et al. *Comparison of Elution Characteristics and Compressive Strength of Biantibiotic-Loaded PMMA Bone Cement for Spacers: Copal® Spacem with Gentamicin and Vancomycin versus Palacos® R G with Vancomycin*. online. BioMed Research International. 2018, roč. 2018, s. 1-5. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2018/4323518>. [cit. 2024-02-29].
- [50] LILIKAKIS, Anastasios a SUTCLIFFE, Michael. *The effect of vancomycin addition to the compression strength of antibiotic-loaded bone cements*. online. International Orthopaedics. 2009, roč. 33, č. 3, s. 815-819. ISSN 0341-2695. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00264-008-0521-3>. [cit. 2024-02-29].
- [51] VON HERTZBERG-BOELCH, Sebastian; LUEDEMANN, Martin; RUDERT, Maximilian a STEINERT, Andre. *PMMA Bone Cement: Antibiotic Elution and Mechanical Properties in the Context of Clinical Use*. online. Biomedicines. 2022, roč. 10, č. 8. ISSN 2227-9059. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/biomedicines10081830>. [cit. 2024-02-29].
- [52] ZHENG, Xiaoqiang; WANG, Yifan; LIU, Jingyu; HAN, Jintong; CUI, Zhenduo et al. *Gelatin/gentamicin sulfate-modified PMMA bone cement with proper mechanical properties and high antibacterial ability*. online. Materials Research Express. 2022, roč. 9, č. 3. ISSN 2053-1591. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/2053-1591/ac5e1f>. [cit. 2024-02-04].
- [53] CHEN, Lei; TANG, Yufei; ZHAO, Kang; ZHA, Xiang; LIU, Jiaxin et al. *Fabrication of the antibiotic-releasing gelatin/PMMA bone cement*. online. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. 2019, roč. 183. ISSN 09277765. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2019.110448>. [cit. 2024-02-29].
- [54] VORNDRAN, Elke; SPOHN, Nikola; NIES, Berthold; RÖßLER, Sophie; STORCH, Sandra et al. *Mechanical Properties and Drug Release Behavior of Bioactivated PMMA Cements*. online. Journal of Biomaterials Applications. 2012, roč. 26, č. 5, s. 581-594. ISSN 0885-3282. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/0885328210376996>. [cit. 2024-02-29].
- [55] FUNK, Grahmm; BURKES, Jonathan; COLE, Kimberly; RAHAMAN, Mohamed a MCIFF, Terence. *Antibiotic Elution and Mechanical Strength of PMMA Bone Cement Loaded With Borate Bioactive Glass*. online. Journal of Bone and Joint Infection. 2018, roč. 3, č. 4, s. 187-196. ISSN 2206-3552. Dostupné z: <https://doi.org/10.7150/jbji.27348>. [cit. 2024-03-01].
- [56] MORGAN, Elise; UNNIKISNAN, Ginu a HUSSEIN, Amira. *Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States*. online. Annual Review of Biomedical Engineering. 2018, roč. 20, č. 1, s. 119-143. ISSN 1523-9829. Dostupné z: <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-062117-121139>. [cit. 2024-03-01].
- [57] ARORA, Manit. *Polymethylmethacrylate bone cements and additives: A review of the literature*. online. World Journal of Orthopedics. 2013, roč. 4, č. 2, s. 67-74. ISSN 2218-5836. Dostupné z: <https://doi.org/10.5312/wjo.v4.i2.67>. [cit. 2024-03-01].

- [58] ADIBI, Pardis a ITEKA, Rita. *Material* characterization of 316L. online, Master's Dissertation, vedoucí Johan Jeppsson. Media-Tryck AB: Lund University, 2019. Dostupné z: <https://lup.lub.lu.se/luur/download?func=downloadFile&recordId=8987461&fileId=8987484>. [cit. 2024-02-04].
- [59] MAKEITFROM. Grade 23 (Ti-6Al-4V ELI, R56407) Titanium. online. In: MakeItFrom. 2020. Dostupné z: <https://www.makeitfrom.com/material-properties/Grade-23-Ti-6Al-4V-ELI-R56407-Titanium>. [cit. 2024-03-02].
- [60] ŠTEKL, Martin. Vliv uložení jamky totální *endoprotézy* na mechanické vlastnosti kyčelního spojení. online, Dizertační práce, vedoucí Zdeněk Florian. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=58969. [cit. 2024-02-17].
- [61] World Health Organization. online. In: Mean BMI (kg/m^2) (age-standardized estimate). 2024. Dostupné z: [https://www.who.int/data/gho/data/indicators/indicator-details/GHO/mean-bmi-\(kg-m\)-\(age-standardized-estimate\)](https://www.who.int/data/gho/data/indicators/indicator-details/GHO/mean-bmi-(kg-m)-(age-standardized-estimate)). [cit. 2024-02-18].
- [62] CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION [CDC]. *Body* Mass Index (BMI). online. In: Assessing Your Weight: Body Mass Index (BMI). 2024. Dostupné z: <https://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/index.html>. [cit. 2024-02-18].
- [63] TÖZEREN, Aydın. Human Body Dynamics: Classical Mechanics *and* Human Movement. online. [1]. United States of America: (Springer-Verlag New York, Inc., 2000. ISBN 0-387-98801-7. Dostupné z: <https://www.sportsbiomech.com/Books/Human%20Body%20Dynamics%20-%20classical%20mechanics%20and%20human%20movement.pdf>. [cit. 2024-02-17].
- [64] KŘEN, Jiří; ROSENBERG, Josef a JANÍČEK, Přemysl. Biomechanika. 2. vydání - dotisk. Plzeň: Západočeská univerzita, 2006. ISBN 80-708-2792-0.
- [65] SENALP, A.; KAYABASI, Oguz a KURTARAN, Hasan. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. online. *Materials & Design*. 2007, roč. 28, č. 5, s. 1577-1583. ISSN 02613069. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2006.02.015>. [cit. 2024-05-03].
- [66] ŘEHÁK, Kamil. Deformačně napěťová studie Burch-Schneiderovy dlahy. *Dizertační* práce, vedoucí Zdeněk Florian. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. Dostupné také z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=161702.
- [67] JANSSEN, Dennis; MANN, Kenneth a VERDONSCHOT, Nico. Micro-mechanical modeling of the cement-bone interface: The effect of friction, morphology and material properties on the micromechanical response. online. *Journal of Biomechanics*. 2008, roč. 41, č. 15, s. 3158-3163. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.020>. [cit. 2024-02-04].
- [68] MARŠÍK, František a DVOŘÁK, Ivan. Biotermodynamika. Vyd. 2., upr. a rozš. Praha: Academia, 1998. ISBN 80-200-0664-8.
- [69] FEHER, Joseph. Quantitative Human Physiology. online. 2. Elsevier Inc, 2017. ISBN

- 978-0-12-800883-6. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-800883-6.00027-6>. [cit. 2024-03-07].
- [70] Obr. 2: Pohyb končetin. online. In: *ELUC*. 2014. Dostupné z: https://eluc.ikap.cz/uploads/block_images/4124/Z_KLADN_POHYBY.jpg. [cit. 2024-03-26].
- [71] VASKOVIC, Jana a MCLAREN, Nicola. Pectineus muscle. online. In: KENHUB GMBH. Kenhub. 2023, 03.11.2023. Dostupné z: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/pectineus-muscle>. [cit. 2024-03-25].
- [72] ANSYS, INC., . Element Library: Mechanical Enterprise Academic Research. online. In: ANSYS®. Help System. Release 18.1. [cit. 2024-05-08].
- [73] VAN LOOCK, Frederik a FLECK, Norman. Deformation and failure maps for PMMA in uniaxial tension. online. *Polymer*. 2018, roč. 148, s. 259-268. ISSN 00323861. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2018.06.027>. [cit. 2024-05-07].
- [74] HALAMA, Radim; FOJTÍK, František; FUSEK, Martin; ROJÍČEK, Jaroslav a ADÁMKOVÁ, Ludmila. VLASTNOSTI A ZKOUŠENÍ MATERIÁLŮ: POLYMERY A KOMPOZITNÍ MATERIÁLY. ZÁKLADNÍ ROZDĚLENÍ, CHEMICKÉ SLOŽENÍ, STRUKTURA. REOLOGICKÉ MODELY NAPĚŤOVĚ-DEFORMAČNÍHO CHOVÁNÍ. online. In: VYSOKÁ ŠKOLA BÁŇSKÁ – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA FAKULTA STROJNÍ. Ostrava, 2013. Dostupné z: https://projekty.fs.vsb.cz/463/edubase/VY_01_014/Vlastnosti%20a%20zkou%C5%A1en%C3%AD%20materi%C3%A1l%C5%AF/02%20Text%20pro%20e-learning/Vlastnosti%20a%20zkou%C5%A1en%C3%AD%20materi%C3%A1l%C5%AF%2013.pdf. [cit. 2024-05-11].
- [75] ANSYS, INC., . Using Results: Mechanical Enterprise Academic Research. online. In: ANSYS®. Help System. Release 18.1. [cit. 2024-05-08].
- [76] AYATOLLAHI, M.R.; TORABI, A.R. a FIROOZABADI, M. Theoretical and experimental investigation of brittle fracture in V-notched PMMA specimens under compressive loading. online. *Engineering Fracture Mechanics*. 2015, roč. 135, s. 187-205. ISSN 00137944. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2015.01.005>. [cit. 2024-05-11].
- [77] HALAMA, Radim; FUXA, Jan; ADÁMKOVÁ, Ludmila; FOJTÍK, František a FRYDRÝŠEK, Karel. Pružnost a pevnost - interaktivní studijní materiál. online. [1.] Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava Západočeská univerzita v Plzni, 2012. Dostupné z: https://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/pruznost_pevnost_obraz.pdf. [cit. 2024-05-11].
- [78] HALAMA, Radim; FOJTÍK, František; FUSEK, Martin; ROJÍČEK, Jaroslav a ADÁMKOVÁ, Ludmila. VLASTNOSTI A ZKOUŠENÍ MATERIÁLŮ: HYPOTÉZY PEVNOSTI. online. In: VYSOKÁ ŠKOLA BÁŇSKÁ – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA FAKULTA STROJNÍ. Ostrava, 2013. Dostupné z: https://projekty.fs.vsb.cz/463/edubase/VY_01_014/Vlastnosti%20a%20zkou%C5%A1en%C3%AD%20materi%C3%A1l%C5%AF/02%20Text%20pro%20e-learning/Vlastnosti%20a%20zkou%C5%A1en%C3%AD%20materi%C3%A1l%C5%AF%2006.pdf. [cit. 2024-05-11].

Zoznam príloh

Príloha 1: Porovnanie max. a min. hodnôt pre varianty s homogénnym a nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru (varianty s komerčným spacerom)

Príloha 2: Porovnanie max. a min. hodnôt pre varianty s homogénnym a nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru (varianty s ručným spacerom); u variant s nehomogénnym modelom materiálu neboli zahrnuté veľké deformácie

Príloha 3: Porovnanie max. a min. hodnôt pre varianty s homogénnym a nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru (varianty s intra. spacerom V1); u variant s nehomogénnym modelom materiálu neboli zahrnuté veľké deformácie

Príloha 4: Porovnanie max. a min. hodnôt pre varianty s homogénnym a nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru (varianty s intra. spacerom V2); u variant s nehomogénnym modelom materiálu a titánovým jadrom neboli zahrnuté veľké deformácie

Príloha 5: Zobrazenie 1. a 3. hlavných napätí na cemente spaceru (varianty s homogénnym modelom materiálu spongiózneho kostného tkaniva a ocelovým jadrom)

Príloha 6: Zobrazenie 1. a 3. hlavných napätí na cemente spaceru (varianty s homogénnym modelom materiálu spongiózneho kostného tkaniva a titánovým jadrom + spacer bez jadra)

Príloha 7: Zobrazenie 1. a 3. hlavných napätí na cemente spaceru (varianty s nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho kostného tkaniva a ocelovým jadrom)

Príloha 8: Zobrazenie 1. a 3. hlavných napätí na cemente spaceru (varianty s nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho kostného tkaniva a titánovým jadrom)

Príloha [1]: Porovnanie max. a min. hodnôt pre varianty s homogénnym a nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru (varianty s komerčným spacerom)

variant zaťaženia	sledovaná veličina	komerčný	
		homog.	nehomog.
1.	max. celkový posuv [mm]	41	43
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.26	0.20
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	262	264
2.	max. celkový posuv [mm]	60	68
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.17	0.12
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	279	282
3.	max. celkový posuv [mm]	71	82
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.15	0.10
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	289	296

Príloha [2]: Porovnanie max. a min. hodnôt pre varianty s homogénnym a nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru (varianty s ručným spacerom); u variant s nehomogénnym modelom materiálu neboli zahrnuté veľké deformácie

variant zaťaženia	sledovaná veličina	ručný (ocel')		ručný (titán)	
		homog.	nehomog.	homog.	nehomog.
1.	max. celkový posuv [mm]	29	29	29	29
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.39	0.39	0.39	0.39
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	390	373	1126	1238
2.	max. celkový posuv [mm]	42	40	42	40
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.32	0.33	0.32	0.33
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	432	443	1641	1865
3.	max. celkový posuv [mm]	49	45	49	45
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.27	0.31	0.28	0.31
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	437	467	1865	2116

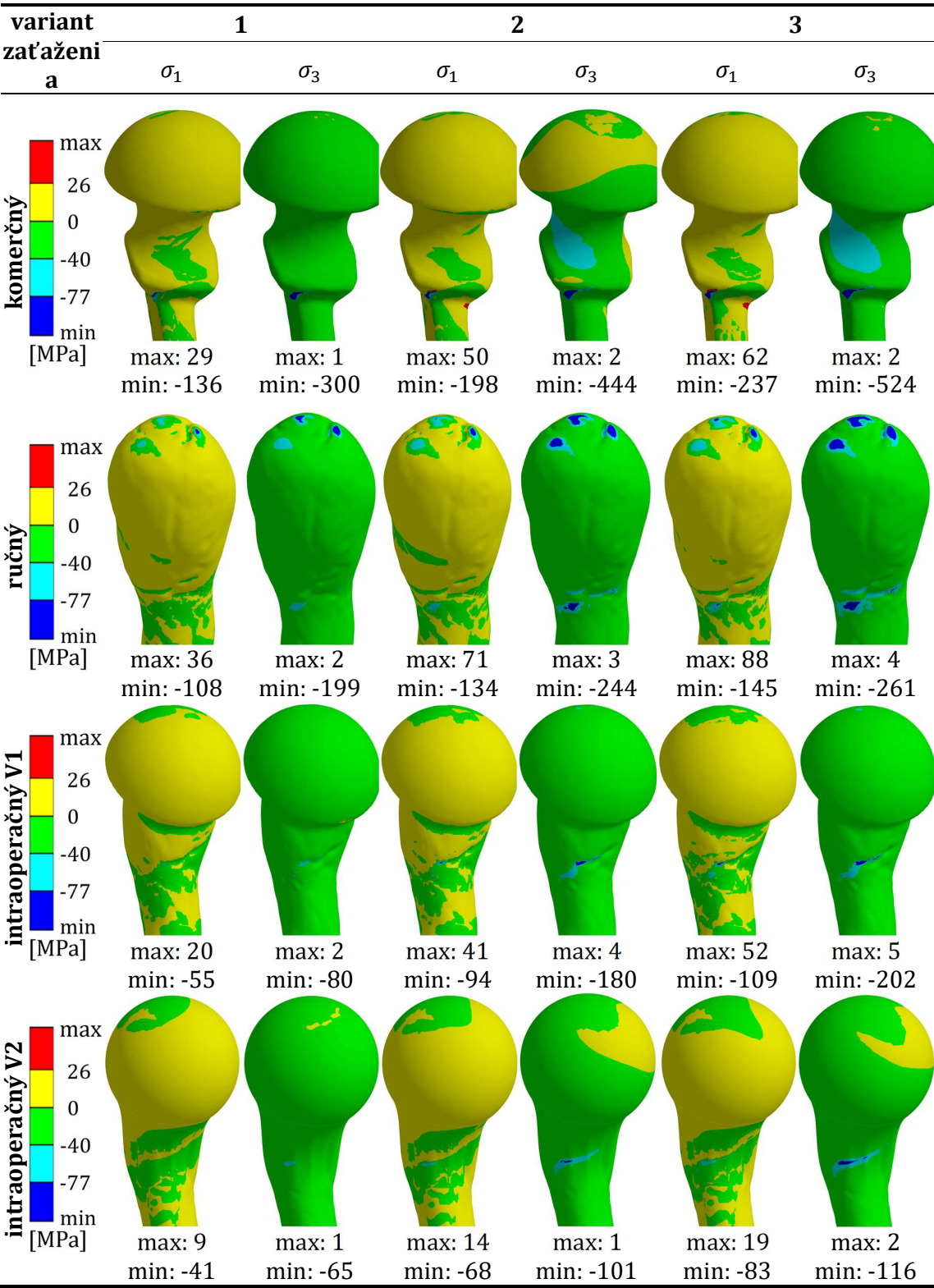
Príloha [3]: Porovnanie max. a min. hodnôt pre varianty s homogénnym a nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru (varianty s intra. spacerom V1); u variant s nehomogénnym modelom materiálu neboli zahrnuté veľké deformácie

variant zaťaženia	sledovaná veličina	intra. V1 (ocel')		intra. V1 (titán)	
		homog.	nehomog.	homog.	nehomog.
1.	max. celkový posuv [mm]	22	22	22	22
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.96	0.93	0.82	0.60
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	294	296	555	634
2.	max. celkový posuv [mm]	32	31	32	32
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.43	0.38	0.41	0.22
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	322	333	873	995
3.	max. celkový posuv [mm]	37	35	37	35
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.38	0.33	0.37	0.19
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	336	350	1019	1153

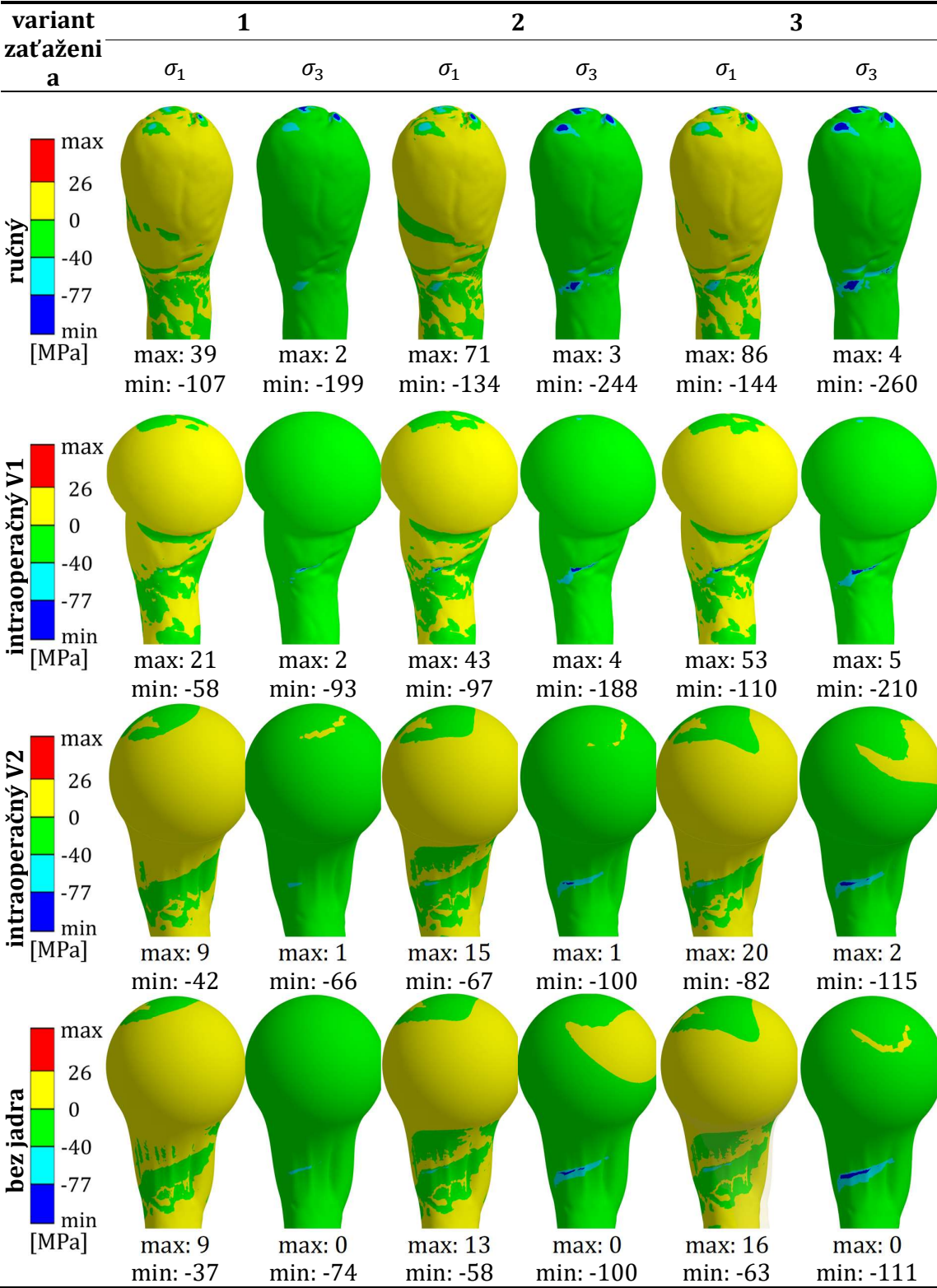
Príloha [4]: Porovnanie max. a min. hodnôt pre varianty s homogénnym a nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho tkaniva femuru (varianty s intra. spacerom V2); u variant s nehomogénnym modelom materiálu a titánovým jadrom neboli zahrnuté veľké deformácie

variant zaťaženia	sledovaná veličina	intra. V2 (ocel')		intra. V2 (titán)	
		homog.	nehomog.	homog.	nehomog.
1.	max. celkový posuv [mm]	26	32	26	22
	min. bezpečnosť cementu [-]	1.18	1.16	1.16	0.98
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	317	329	812	722
2.	max. celkový posuv [mm]	40	55	41	30
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.76	0.61	0.77	0.61
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	376	409	1345	1101
3.	max. celkový posuv [mm]	48	66	48	34
	min. bezpečnosť cementu [-]	0.66	0.49	0.67	0.53
	max. σ_{red} jadra spaceru [MPa]	403	442	1620	1256

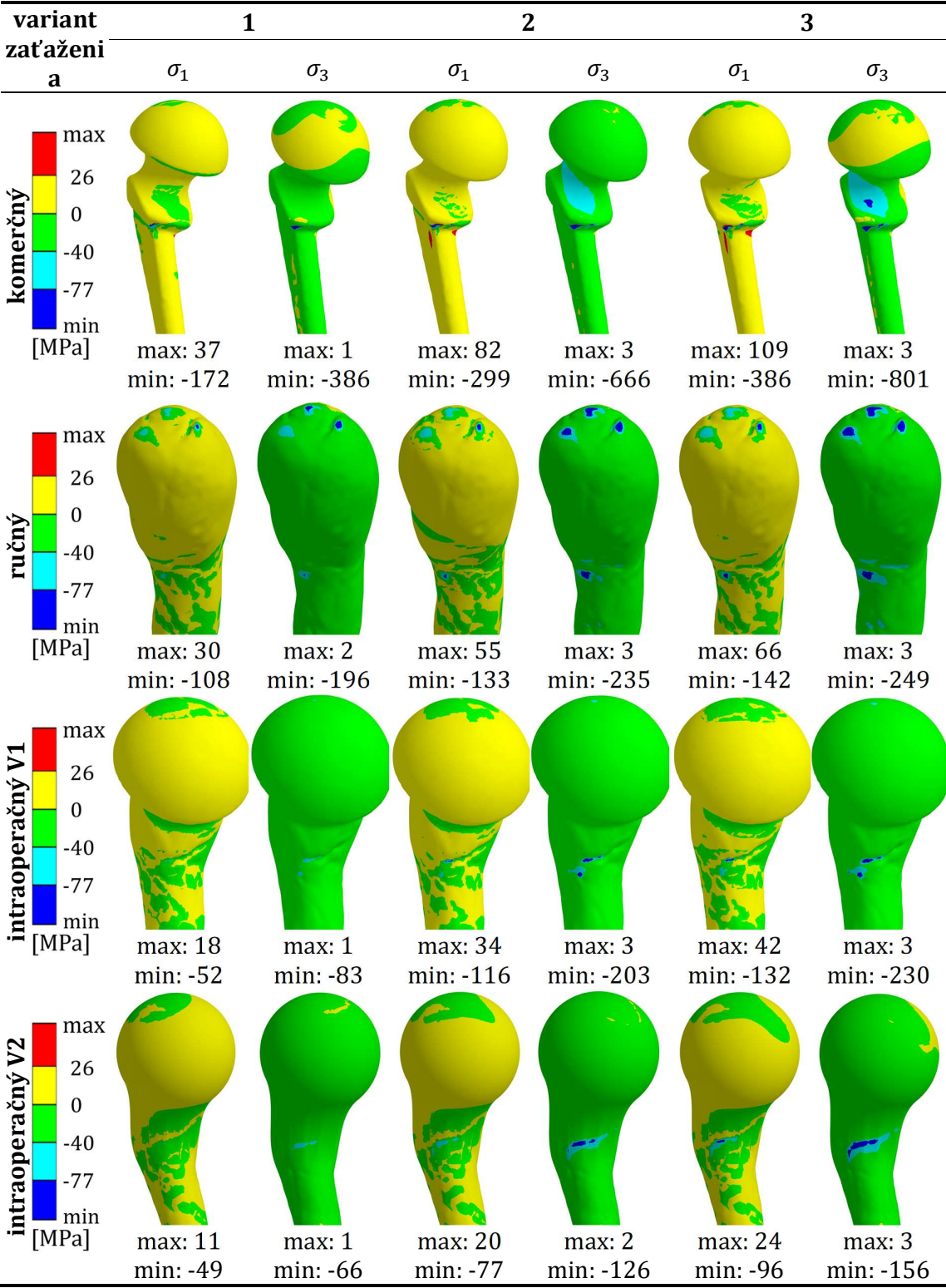
Príloha [5]: Zobrazenie 1. a 3. hlavných napätí na cemente spaceru (varianty s homogénnym modelom materiálu spongiózneho kostného tkaniva a oceľovým jadrom)



Príloha [6]: Zobrazenie 1. a 3. hlavných napätí na cemente spaceru (varianty s homogénnym modelom materiálu spongiózneho kostného tkaniva a titánovým jadrom + spacer bez jadra)



Príloha [7]: Zobrazenie 1. a 3. hlavných napätí na cemente spaceru (varianty s nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho kostného tkaniva a ocelovým jadrom)



Príloha [8]: Zobrazenie 1. a 3. hlavných napätí na cemente spaceru (varianty s nehomogénnym modelom materiálu spongiózneho kostného tkaniva a titánovým jadrom)

