



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 ŠROUBU A KOSTNÍ TKÁŇ SE ZLOMENINOU ZAFIXOVANOU POMOCÍ DLAHY

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF SCREW-BONE SYSTEM USED IN A PLATE-FIXATION OF FRACTURES

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Jakub Kalnický

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2017

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Bc. Jakub Kalnický
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce:	Ing. Petr Marcián, Ph.D.
Akademický rok:	2016/17

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 napěťová analýza šroubu a kostní tkáně se zlomeninou zafixovanou pomocí dlahy

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V ortopedii a traumatologii se používá řada typů dlah s větším či menším počtem otvorů pro různé zlomeniny. Ve snaze dosáhnout co nejlepší stabilizace, jsou v některých případech šrouby umístěny blízko sebe. Cílem diplomové práce je posoudit, zda vzdálenost mezi šrouby podstatně ovlivní deformaci a napětí řešené soustavy.

Cíle diplomové práce:

1. Vytvořit rešeršní studii řešené problematiky (řešení stejného problému, řešení deformací a napětí různých typů dlah, různé dlahy–pozice otvorů).
2. Provést analýzu řešeného problému a vytvořit výpočtový model.
3. Řešení deformace a napjatosti.
4. Analýza řešení a závěr.

Seznam doporučené literatury:

Sosna A., Základy ortopedie. Vyd. 1. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-7254-202-8.

Nasr S., Hunt S., Duncan N., Effect of screw position on bone tissue differentiation within a fixed femoral fracture (2013): J. Biomedical Science and Engineering, roč. 6, s. 71-83.

<http://dx.doi.org/10.4236/jbise.2013.612A009>

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

V oblasti ortopédie a traumatológie sa objavuje celá rada problémov týkajúcich sa fixácie zlomenín pomocou rozličných typov dláh. Vhodná aplikácia dlahy predstavuje neľahkú úlohu, s ktorou sa musí vysporiadať doktor až na operačnej sále. Z hľadiska mechaniky ma počet skrutiek a ich rozmiestnenie zásadný vplyv na proces hojenia. Pokiaľ je skrutiek príliš mnoho, alebo príliš málo, zlomenina sa nehojí správne. To môže viesť až k zlyhaniu implantátu.

Táto práca sa zaoberá deformačne napät'ovou analýzou skrutiek a kostného tkaniva so zlomeninou zafixovanou pomocou uhlovo stabilnej dlahy. Zaoberá sa vplyvom rôznych geometrických usporiadaní skrutiek na napätie a deformáciu riešenej sústavy. Za týmto účelom bolo využité výpočtové modelovanie pomocou metódy konečných prvkov. Boli vytvorené dva výpočtové modely, na ktorých sa prevádzala analýza rôzneho usporiadania skrutiek.

Prvý výpočtový model reprezentuje strednú časť stehennej kosti ktorá je na začiatku procesu hojenia. Pre štyri modely zaťaženia a jedenásť geometrických konfigurácií použitých skrutiek prebehlo celkom 44 výpočtov.

Druhý výpočtový model predstavuje koncovú časť stehennej kosti na strane kolena. Model geometrie stehennej kosti bol vytvorený na základe CT (computed tomography) vyšetrenia, geometrický model dlahy na základe 3D skenu. Boli porovnané deformácie a napätie pri troch geometrických konfiguráciách skrutiek v priebehu hojenia.

Kľúčové slová

osteosyntéza, zlomenina, dlaha, skrutky, výpočtový model, LCP DF

ABSTRACT

In the field of orthopaedics and traumatology, a whole series of problems appear related to fracture fixation by means of various types of plates. Appropriate application of the plate is the difficult task that a doctor needs to deal with in the operating room. Regarding mechanics, the number of screws and their spacing have a major impact on the healing process. If there are too many screws or lack of them, the fracture does not heal properly. This can lead to implant failure.

This work deals with stress-strain analysis of screws and bone tissue with a fracture fixed by LCP. It deals with the influence of different geometrical configurations of the screws on the stress, deformation and strain of the system. For this purpose, the computational modelling was used by means of the finite element method. Two computational models have been created, on which different screw arrangement was analysed.

The first computational model represents diaphysis of the femur that is at the beginning of the healing process. For the four load models and eleven geometric configurations and number of the screws, a total of 44 computations were performed.

The second computational model represents the distal part of the femur. Femoral geometry model was created based on CT (computed tomography) examination, geometric model of the plate was created by 3D scanning. Deformations and stresses were compared in the three geometric configurations of the screws during the healing process.

Keywords

osteosynthesis, fracture, plate, screws, computational model, LCP DF

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KALNICKÝ, J. *Deformační a napěťová analýza šroubu a kostní tkáně se zlomeninou zafixovanou pomocí dlahy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 100 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Marcián, Ph.D..

ČESTNÉ PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že táto diplomová práca je mojím pôvodným dielom, spracoval som ju samostatne pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. a s použitím literatúry uvedenej v zozname.

V Brně dne 26. května 2017

.....
Bc. Jakub Kalnický

POĎAKOVANIE

Rád by som sa poďakoval vedúcemu diplomovej práce pánovi Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D. za jeho odborné vedenie, profesionálny a zároveň priateľský prístup.

Ďalej by som sa veľmi rád poďakoval pánovi Ing. Zdeňkovi Floriánovi, CSc. za cenné rady a odborné konzultácie.

Moja vďaka patrí taktiež zamestnancom Martinskej fakultnej nemocnice, ktorí mi poskytli materiály a odborné konzultácie k danej problematike.

Síce nakoniec ale určite nie v poslednej rade, patrí veľká vďaka mojim priateľom, priateľke Linde (za jej motivačné videá) a najmä rodine ktorí, ma podporovali počas celého štúdia na vysokej škole.

OBSAH

1	ÚVOD	17
2	POPIS PROBLÉMOVÉJ SITUÁCIE	18
3	FORMULÁCIA PROBLÉMU A CIELE RIEŠENIA	19
3.1	Formulácia problému	19
3.2	Ciele riešenia.....	19
4	REŠERŠNÁ ŠTÚDIA LITERATÚRY TÝKAJÚCEJ SA RIEŠENÉHO PROBLÉMU	20
5	ANALÝZA PRVKOV RIEŠENÉJ SÚSTAVY	23
5.1	Kostrová sústava	23
5.1.1	Kosť stehenná	24
5.1.2	Kompaktné kostné tkanivo	26
5.1.3	Špongiózne kostné tkanivo.....	27
5.1.4	Cievy a nervy.....	27
5.1.5	Chemické zloženie.....	28
5.1.6	Mechanické vlastnosti kosti.....	28
5.1.7	Zlomeniny.....	29
6	OSTEOSYNTÉZA DLAHOU	33
6.1	Dynamická kompresná dlaha (DCP)	35
6.2	Uzamykacia kompresná dlaha (LCP)	35
6.3	Technika použitia.....	36
6.4	Dlahy s veľkým počtom otvorov	37
6.5	LCP DF Dlaha	38
6.5.1	Indikácie	38
6.5.2	Pred operačné plánovanie.....	38
6.5.3	Operácia.....	40
6.5.4	Odborná konzultácia.....	41
7	METÓDA RIEŠENIA.....	42
8	POUŽITÝ SOFTVÉR	43
9	VÝPOČTOVÝ MODEL DIAFÝZY FEMURU	44
9.1	Model geometrie diafýzy femuru	44
9.2	Model materiálu diafýzy femuru	46
9.3	Model uloženia a zaťaženia diafýzy femuru.....	46
9.3.1	Mód zaťaženia 1 (M1-tlak).....	46
9.3.2	Mód zaťaženia 2 (M2-ohyb Y).....	47

9.3.3	Mód zaťaženia 3 (M3- ohyb Z).....	48
9.3.4	Mód zaťaženia 4 (M4- krut).....	48
9.4	Diskretizovaný model geometrie diafýzy femuru	49
9.5	Prezentácia výsledkov diafýzy femuru.....	49
9.5.1	Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} kalusu	49
9.5.2	Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe	51
9.5.1	Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti.....	53
10	VÝPOČTOVÝ MODEL DISTÁLNEHO FEMURU	55
10.1	Model geometrie	55
10.1.1	Model geometrie femuru.....	56
10.1.2	Model geometrie dlahy	59
10.1.3	Model geometrie skrutiek	61
10.1.4	Geometrické konfigurácie použitých skrutiek	62
10.2	Model materiálu.....	63
10.2.1	Model materiálu femuru.....	63
10.2.2	Model materiálu kalusu.....	64
10.2.3	Model materiálu meniskusu	65
10.2.4	Model materiálu dlahy a skrutiek.....	65
10.3	Model uloženia	66
10.3.1	Z1- ohybové zaťaženie (vstávanie z postele).....	66
10.3.2	Z2- silové zaťaženie, 30% hmotnosti pacienta (stoj pomocou barlí)	67
10.3.3	Z3- silové zaťaženie, 100% hmotnosti pacienta (opatrná chôdza)	67
10.3.4	Z4- silové zaťaženie, 400% hmotnosti pacienta (dynamická chôdza).....	67
10.4	Diskretizovaný model geometrie	68
10.4.1	Model siete.....	69
10.4.2	Nastavenie riešiča	70
10.5	Realizácia riešenia	70
11	PREZENTÁCIA A ANALÝZA VÝSLEDKOV	71
11.1	Realizácia riešenia A)	71
11.1.1	Deformačný posuv, realizácia riešenia A)	71
11.1.2	Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe, realizácia riešenia A)	72
11.1.3	Redukované napätie σ_{HMH} v skrutkách, realizácia riešenia A)	73
11.1.4	Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse, realizácia riešenia A)	74
11.1.5	Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti, realizácia riešenia A).....	74
11.2	Realizácia riešenia B)	77
11.2.1	Deformačný posuv, realizácia riešenia B)	77
11.2.2	Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe, realizácia riešenia B)	78

11.2.3	Redukované napätie σ_{HMH} v skrutkách, realizácia riešenia B).....	79
11.2.4	Redukované pretvorenie ε_{HMH} v kaluse, realizácia riešenia B).....	79
11.2.5	Redukované pretvorenie ε_{HMH} v kosti, realizácia riešenia B).....	80
11.3	Realizácia riešenia C).....	81
11.3.1	Deformačný posuv, realizácia riešenia C).....	81
11.3.2	Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe, realizácia riešenia C).....	82
11.3.3	Redukované napätie σ_{HMH} v skrutkách, realizácia riešenia C).....	83
11.3.4	Redukované pretvorenie ε_{HMH} v kaluse, realizácia riešenia C).....	84
11.3.5	Redukované pretvorenie ε_{HMH} v kosti, realizácia riešenia C).....	84
11.4	Realizácia riešenia D).....	85
11.4.1	Deformačný posuv, realizácia riešenia D).....	85
11.4.2	Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe, realizácia riešenia D).....	86
11.4.3	Redukované napätie σ_{HMH} v skrutkách, realizácia riešenia D).....	87
11.4.4	Redukované pretvorenie ε_{HMH} kalusu, realizácia riešenia D).....	88
11.4.5	Redukované pretvorenie ε_{HMH} v kosti, realizácia riešenia D).....	88
11.5	Realizácia riešenia E).....	90
11.5.1	Deformačný posuv, realizácia riešenia E), Geometrická konfigurácia X0.....	90
11.5.2	Redukované pretvorenie ε_{HMH} v kosti, realizácia riešenia E), Geometrická konfigurácia X0.....	91
12	ZÁVER	92
13	LITERATÚRA	93
13.1	Odborné články	93
13.2	Knihy.....	95
13.3	Dizertačné, diplomové a bakalárske záverečné práce.....	96
13.4	Internetové odkazy a ostatní.....	96
14	ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK A SYMBOLOV'	99

1 ÚVOD

„Postupovať tak, ako chirurg, ktorého by som si prial pre seba a svoje deti. Ktorý nebude operovať tam, kde možno dosiahnuť ciele konzervatívne a naopak zase dá prednosť bezpečnej a jednoduchej operácii.“

Girdlestone [1]

Aktívny životný štýl je čo raz viac populárny, okrem pozitívnych vplyvov pre organizmus má však za následok aj väčšie množstvo úrazov. Adrenalinové športy napr. vo vysokohorskom teréne, ale aj pošmyknutie pri bežnej chôdzi doma, dokážu spôsobiť nepekné zlomeniny. Zvyčajne spôsobujú bolesť a znižujú komfort pacienta. Liečba môže trvať od niekoľkých týždňov až po roky.

V roku 2005 bolo v Českej republike zaznamenaných 460 tisíc zlomenín [2]. Dôvody môžu byť rôzne, najčastejšie sú to však pády a dopravné nehody. K zlomeninám dochádza najmä na horných a dolných končatinách, rebrách atď.. Medzi život ohrozujúce zlomeniny patria napr. vážne zlomeniny hrudného koša, chrbtice a lebečných kostí [3].

V poslednom desaťročí došlo v oblasti liečenia zlomenín k značnému vývoju. Podstata správneho liečenia zlomenín spočíva v porozumení procesu hojenia. Preto je veľmi dôležité stanoviť, aké podmienky vyhovujú v procese hojenia. V tejto oblasti sa naďalej vedú značné diskusie [4].

Pri zlomeninách komplikovanejšieho charakteru je často potrebná operačná liečba takzvaná osteosyntéza (viď obr. 1.1). Množstvo komplikovaných zlomenín je veľkou výzvou pre lekárov a farmaceutické firmy, ktoré vytvárajú implantáty na ich fixovanie. Čím lepšie sa podarí doktorovi pri operácii vrátiť fragmenty kosti na pôvodnú pozíciu a vhodne ich zafixovať tým lepšie pre pacienta. Z tohto dôvodu dochádza k neustálemu vývoju skrutiek, dláh, ako aj samotných techník operácií. Na dlahe je umiestnené množstvo otvorov a nie je úplne zrejmé, aká kombinácia skrutiek je pre pacienta vhodná. Taktiež sa používajú rôzne špeciálne techniky, jednou z nich je napríklad dlaha vytvorená na mieru presne pre pacienta. Ďalej sú to techniky kde sa pomocou prípravkou pred vŕtavajú do kosti pomerne presne otvory, znižuje sa invazivita operácii a pod.



Obrázok 1.1: Zlomenina distálneho femuru fixovaná pomocou dlahy

2 POPIS PROBLÉMOVÉJ SITUÁCIE

Po zlomení kosti je nutné čo najrýchlejšie zostaviť úlomky kostí do pôvodnej anatomickej pozície. Následná imobilizácia úlomkov je dôležitá z hľadiska hojenia. Pri jednoduchších typoch zlomenín sa pre imobilizáciu používajú vonkajšie dlahy, sadry, stely a podobne [5].

Pri vnútornej fixácii pomocou dlahy sa aplikujú rôzne typy dláh. Používajú sa univerzálne dlahy, ale aj dlahy, ktoré sú presne tvarovo navrhnuté k fixovaniu v určitej oblasti. Je na posúdení lekára, aký typ fixácie využije.

Na dlahu je umiestnených niekoľko otvorov. Existujú obecné odporúčania, ako rozmiestniť skrutky, vo všeobecnosti je však na skúsenosti lekára, ktoré otvory skutočne využije [4]. Rôzne kombinácie skrutiek ovplyvňuje riešenu sústavu. Napríklad v niektorých prípadoch je skrutiek v kosti naozaj veľa a ich vzdialenosti sú minimálne. Taktiež pozícia jednotlivých skrutiek ovplyvňuje tuhosť (rigiditu) fixovanej zlomeniny. Tá výrazne vplýva na hojenie zlomeniny. Preto sa naskytuje otázka vyšetriť ako jednotlivé skrutky ovplyvňujú napätie a deformáciu riešenej sústavy. Na rozhodovanie lekára pri využití skrutiek vplýva niekoľko významných faktorov: tvar zlomeniny a pozícia samotných úlomkov, pozícia mäkkých tkanív, typ dlahy, typ skrutiek a mnoho ďalších.

Riešenie deformačne napätých stavov sústavy kostného tkaniva, skrutiek a dlahy predstavuje, problém ktorý je vhodné riešiť výpočtovým modelovaním. To vyžaduje tvorbu vhodného výpočtového modelu, ktorého tvorba súvisí vyriešením rady dielčich problémov.

3 FORMULÁCIA PROBLÉMU A CIELE RIEŠENIA

3.1 Formulácia problému

Na základe popisu problémovej situácie je možné problém formulovať nasledovne:

Prevedenie deformačne napät'ovej analýzy skrutiek a kostného tkaniva so zlomeninou zafixovanou pomocou dlahy.

3.2 Ciele riešenia

- Previest' rešeršnú štúdiu riešenej problematiky (riešenie rovnakého problému, riešenie deformácií a napätia rôznych typov dláh, rôzne dlahy- pozície otvorov).
- Previest' analýzu riešeného problému a vytvoriť výpočtový model.
- Riešenie deformácie a napätosti.
- Analýza výsledkov a záver.

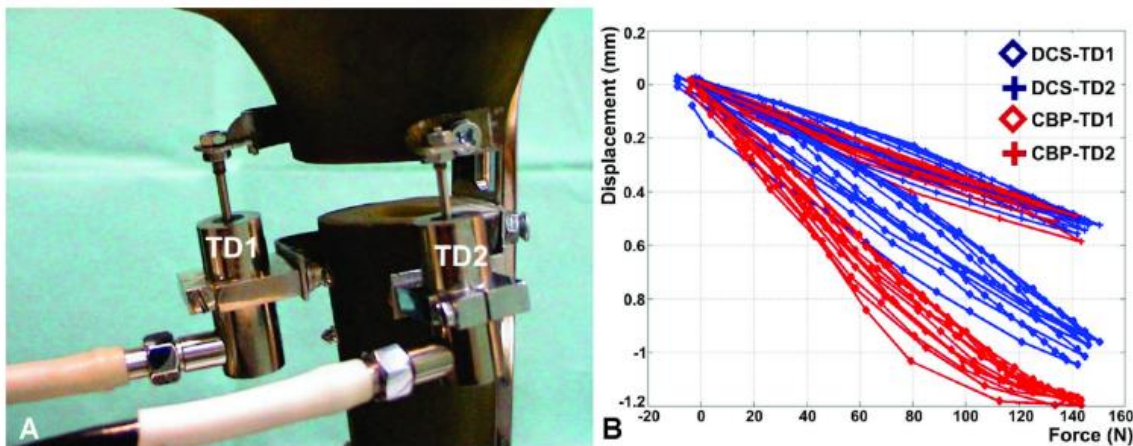
4 REŠERŠNÁ ŠTÚDIA LITERATÚRY TÝKAJÚCEJ SA RIEŠENÉHO PROBLÉMU

FROST, Harold M. Bone's mechanostat: A 2003 update. *The Anatomical Record* [online]. 2003, 275A(2), 1081-1101 [cit. 2017-04-20]. DOI: 10.1002/ar.a.10119. ISSN 0003-276x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ar.a.10119> [6]

Vo Frostovej teórii je proces prestavby kostného tkaniva riadený na základe spätnej väzby ktorá je určená namáhaním kosti (okrem iných faktorov). Modelácia a remodelácia kostnej hmoty je riadená pretvorením v teórii sú popísané štyri štádiá. Prvá oblasť končí medzi hodnotami $50 \cdot 10^{-6}$ - $200 \cdot 10^{-6}$ [-] je určená nedostatočným zaťažením kostného tkaniva, v dôsledku čoho dochádza k jej resorpcii. Druhá časť predstavuje bežný stav rozsah $1 \cdot 10^{-3}$ - $1,5 \cdot 10^{-3}$ [-] predstavuje fyziologické zaťažovanie. Tretia časť je ohraničená hodnotou $2,5 \cdot 10^{-3}$ - $3 \cdot 10^{-3}$ [-] v tejto oblasti dochádza k preťaženiu kosti. Kosť na toto preťaženie reaguje tvorbou veľkého množstva hmoty, avšak stráca svoju pružnosť a stáva sa krehkou. Porušenie kostného tkaniva nastáva za hodnotou približne $25 \cdot 10^{-3}$ [-].

DAN, Paul, Tudor PETREUS, Razvan ASAFTEI, Grigore BEREA a Paul BOTEZ. Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO) in Long Bone Fractures – Biomechanics – Design – Clinical Results. *Biomechanics in Applications* [online]. InTech, 2011 [cit. 2017-05-11]. DOI: 10.5772/21189. ISBN 978-953-307-969-1. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/biomechanics-in-applications/minimally-invasive-plate-osteosynthesis-mipo-in-long-bone-fractures-biomechanics-design-clinical-res> [7]

Text pojednáva o periartikulárnych zlomeninách dlhých kostí. Porovnáva jednotlivé typy fixácie z hľadiska stability a invazivity operácii. Vyjadruje sa k jednotlivým výhodám a nevýhodám premostujúcej dlahy, kompresnej dlahy a uhlovo stabilnej dlahy. Venuje sa operačnej technike MIPO (minimally invasive plate osteosynthesis) miniinvazívnej operačnej technike. Na obrázku 4.1 môžeme vidieť experiment, kde boli merané posuvy TD1 a TD2 na zlomenine distálneho femuru fixovaného pomocou DF LCP dlahy.



Obrázok 4.1: Experiment na zlomeniny distálneho femuru fixovanej pomocou LCP DF [7]

SIRBU, P. D., E CARATA, T. PETREUS, R. ASAFTEI a P. BOTEZ. Minimally Invasive Plate Osteosynthesis with Systems with Angular Stability in Complex Distal Femoral Fractures. Design, Biomechanics and Clinical Results. In: 2009 *Advanced Technologies for Enhanced Quality of Life [online]*. IEEE, 2009, s. 36-41 [cit. 2017-05-11]. DOI: 10.1109/AT-EQUAL.2009.45. ISBN 978-0-7695-3753-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5230922/> [8]

Tento dokument sa zaoberá menej invazívnym systémom stabilizácie zlomenín distálneho femuru (LISS-DF) a uzamykateľnými kompresnými dlahami určenými pre distálny femur (LCP DF). Rieši problémy súvisiace s rozhraním implantátu a kostného tkaniva. Zahŕňa klinické štúdie 15 zlomenín rôzneho typu.

***AO Principles of Fracture Management, Books and DVD: Edition 2. 2. Switzerland: AO Publishing, 2007. ISBN 9783131650320* [9]**

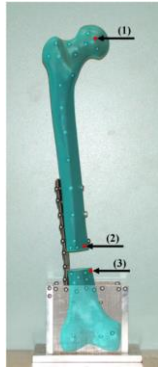
Ido o veľmi komplexnú publikáciu pojednávajúcu o AO princípoch liečenia zlomenín. Prvý zväzok sa sústreďuje na základné vedomosti a zásady liečenia zlomenín, zahŕňa biomechaniku, predoperačné plánovanie, rôzne metódy redukcie a fixácie. Táto časť sa zaoberá taktiež novými problémami týkajúcimi sa internej/externej fixácie a miniinvazívnej chirurgie. Druhý zväzok sa zaoberá liečením špecifických zlomenín v rôznych anatomických oblastiach. Pre každú oblasť je venovaná samostatná kapitola. Súčasťou knihy je viac ako 2000 vysokokvalitných ilustrácií.

GERVAIS, Benjamin, Aurelian VADEAN, Maxime RAISON a Myriam BROCHU. Failure analysis of a 316L stainless steel femoral orthopedic implant. *Case Studies in Engineering Failure Analysis* [online]. 2016, 5-6, 30-38 [cit. 2017-04-20]. DOI: 10.1016/j.csefa.2015.12.001. ISSN 22132902. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213290215000280> [10]

Štúdia sa zaoberá príčinami zlyhaním konkrétnej LCP dlahy použitej k fixovaniu zlomeniny distálneho femuru. Analýza zlyhania LCP dlahy bola prevedená v troch kôrkoch: charakterizácia materiálu, fraktografická analýza a analýza pomocou MKP. Diskusia vysvetľuje mechanizmus zlyhania a na hlavné príčiny.

WIEDING Jan, SOUFFRANT R., FRITSCHÉ A., MITTELMEIER W., BADER R., Finite Element Analysis of Osteosynthesis Screw Fixation in the Bone Stock: An Appropriate Method for Automatic Screw Modelling. *Plos One* [online]. 2012, [cit. 2017-05-09]. DOI: 10.1371/journal.pone.0033776. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3314684/> [11]

Článok sa zaoberá numerickým modelovaním skrutiek pre zníženie výpočtových nárokov v oblasti biomechaniky. Skúmali sa rôzne metódy numerického modelovania skrutiek pre zlepšenie rozmanitosti ich aplikácií. Príkladom je fixácia pre stabilizáciu veľkého segmentálneho defektu v oblasti distálneho femuru pomocou uhlovo stabilnej dlahy. V tejto štúdii boli použité tri rôzne techniky numerického modelovania interakcie dlahy s kosťou. Výsledky boli porovnané s experimentálnymi dátami. Posuvy na stehennej kosti boli merané pomocou optického meracieho systému s približnou presnosťou 3 µm. Na obr. 4.2 môžeme vidieť porovnanie modelu geometrie výpočtového modelu s experimentálnym objektom.



Obrázok 4.2: Porovnanie modelu geometrie z experimentálnym objektom [11].

GRANATA, Jaymes D., Alan S. LITSKY, David P. LUSTENBERGER, Robert A. PROBE a Thomas J. ELLIS. Immediate Weight Bearing of Comminuted Supracondylar Femur Fractures Using Locked Plate Fixation. *Orthopedics* [online]. 2012, 35(8), e1210-e1213 [cit. 2017-05-10]. DOI: 10.3928/01477447-20120725-21. ISSN 0147-7447. Dostupné z: <http://www.healio.com/doiresolver?doi=10.3928/01477447-20120725-21> [12]

Jedná sa o výskum, ktorý sa zoberá správaním zlomeniny distálneho femuru fixovanej pomocou LCP DF dlahy. Bol uskutočnený experiment na šestnástich kadaverných femuroch, ktoré boli cyklovane frekvenciou 1 HZ pre až 200000 cyklov. Zlyhanie bolo definované prostredníctvom maximálnej dovolenej deformácie 10 mm. Medza únavy bola stanovená na 1329 ± 106 N.

SON, Dae-Sung a Seung-Hwan CHANG. The simulation of bone healing process of fractured tibia applied with composite bone plates according to the diaphyseal oblique angle and plate modulus. *Composites Part B: Engineering* [online]. 2013, 45(1), 1325-1335 [cit. 2017-05-11]. DOI: 10.1016/j.compositesb.2012.07.037. ISSN 13598368. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135983681200491X> [13]

Dokument sa zaoberá simuláciou hojenia kosti fixovanou pomocou dlahy, za pomoci MKP. Pre simuláciu diferenciácie tkaniva kalusu a jeho vývoja počas procesu hojenia bola použitá mechanoregulačná teória. Pre iteračný výpočet a stanovenie fenotypu bunky v priebehu hojenia bol použitý kód napísaný v Pythone.

NASR, Saghar, Stephen HUNT a Neil A. DUNCAN. Effect of screw position on bone tissue differentiation within a fixed femoral fracture. *Journal of Biomedical Science and Engineering* [online]. 2013, 06(12), 71-83 [cit. 2017-04-11]. DOI: 10.4236/jbise.2013.612A009. ISSN 1937-6871. Dostupné z: <http://www.scirp.org/journal/PaperDownload.aspx?DOI=10.4236/jbise.2013.612A009> [14]

Cieľom tejto štúdie bolo preskúmať účinok pozície skrutiek pri fixovaní zlomeniny dlhej kosti fixovanej pomocou dlahy. Tvorba nového kostného tkaniva bola ovplyvnená mechanoregulačným algoritmom, ktorý bol zakomponovaný do výpočtového modelu MKP. Poroelastický kalus vznikol v 5 mm dlhej lomovej medzere.

5 ANALÝZA PRVKOV RIEŠENÉJ SÚSTAVY

5.1 Kostrová sústava

Ľudská kostra (skelet) (viď obr. 5.1) sa v dospelosti skladá s 207 kostí. V ranom detstve je počet kostí výrazne vyšší. V dospelosti tvorí približne 16% percent celkovej hmotnosti jedinca (12-14kg). Kostra tvorí pevnú a pohyblivú oporu ľudského tela. Ako sústava tvorí pasívny pohybový aparát. A aktívny pohybový aparát je tvorený svalovou hmotou. Chráni mozog a dôležité vnútorné orgány ako je napríklad srdce, pľúca atď. Kostná dreň vyplňa všetky dutiny v kosti, dospelý človek ma približne 1,5 kg kostnej drene. V červenej kostnej dreni sa vytvára krv, tukové bunky žltej kostnej drene sú významným zdrojom energie, v neskoršom veku sa mení z dôvodu úbytku tuku na šedú kostnú dreň. Ďalšou nemenej dôležitou funkciou kostry je, že slúži ako úložisko minerálnych látok. Elementárnou stavebnou jednotkou kostry je kosť (os) [15].

Kostru môžeme obecné rozdeliť do dvoch základných skupín:

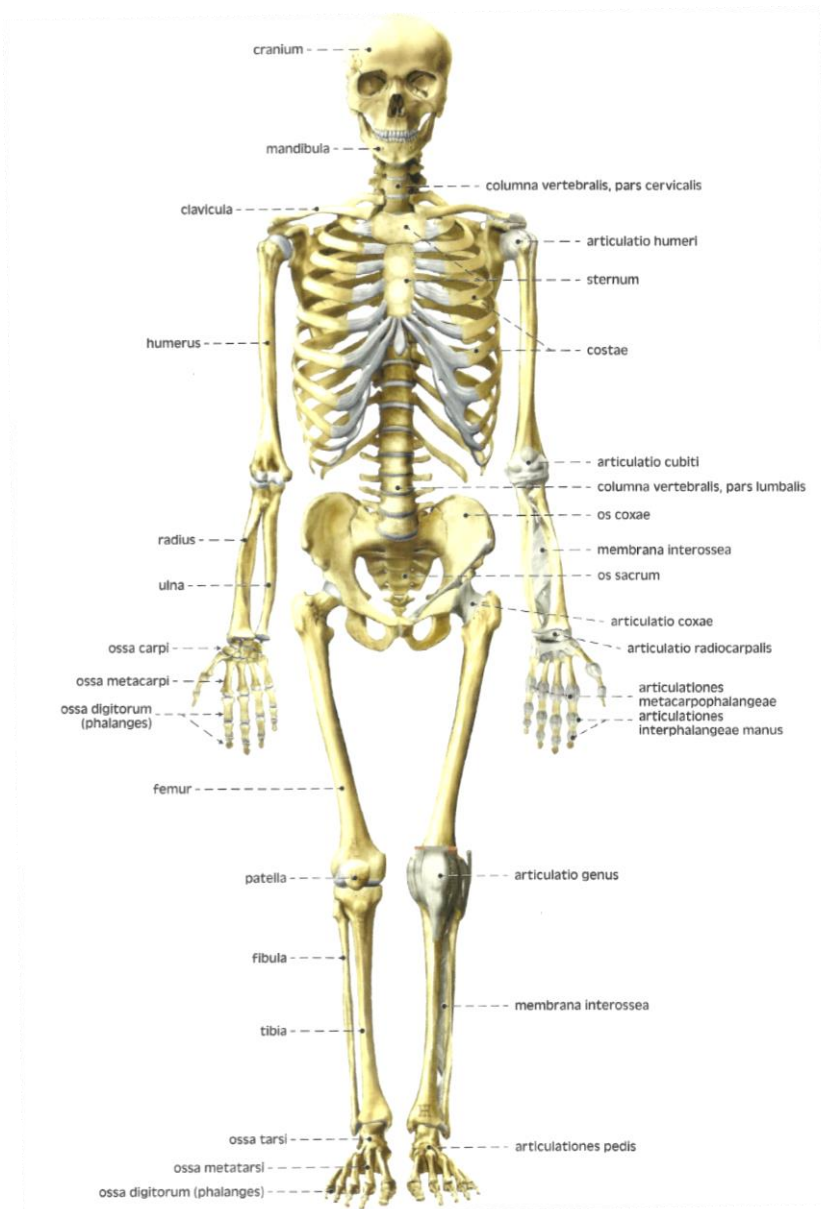
- Axiálny skelet, patrí sem lebka hrudník, chrbtica a panva
- Periférny skelet, patria sem kosti končatín [16].

Podľa tvaru delíme kosti do týchto základných skupín:

- **Dlhé kosti** (ossa longa) napr. kosť stehenná. Dlhé kosti sú typické svojím trubkovým tvarom v strednej časti kosti (diaphysis). Táto oblasť je tvorená kompaktnou kosťou (substantia compacta). V tejto časti kosti sa nachádza dreňová dutina (cavitas medullaris) vyplnená kostnou dreňou (medulla ossium). Na oboch koncoch sú zvyčajne kĺbne hlavice alebo jamky obalené chrupavkou. Epifýzy (epiphysis) sú tvorené špongióznym kostným tkanivom (substantia spongioza) pokrytým tenkou vrstvou kompaktného kostného tkaniva (corticalis). V období rastu kosti je epifýza a diafýza oddelená rastovou chrupavkou, epifýzová rastová chrupavka (cartilago epiphysialis).
- **Krátke kosti** (ossa brevia) napr. kosť zápästná. Krátke kosti majú rozličný tvar na povrchu majú tenkú kortiku a vnútri špongiózu.
- **Ploché kosti** (ossa plana) napr. lopatka. Ploché kosti sa skladajú z vnútornej a vonkajšej vrstvy kompakty (lamina externa a lamina interna) medzi nimi sa nachádza špongióza, ktorá sa nazýva diploe.
- **Pneumatizované kosti** (ossa pneumatica) napr. kosť čelná. Do kosti prestupuje sliznica z okolia napríklad z dutiny nosnej do dutiny čelnej.
- **Kosti nepravidelného tvaru**-(ossa irregularia) (napr. horná čeľusť)
- **Sezamské kosti** (ossa sesamoidea) (napr. jabĺčko). Vznikajú v šľachách svalov napomáhajú funkcii svalov [15]

Stavbu kosti možno na makroskopickej úrovni popísať dvoma základnými typmi kostného tkaniva:

- Hutným kostným tkanivom (substantia compacta) tzv. kompakta
- Hubovitým kostným tkanivom (substantia spongioza) tzv. špongióza [15]



Obrázok 5.1: Kostra ľudského tela [17]

5.1.1 Kost' stehenná

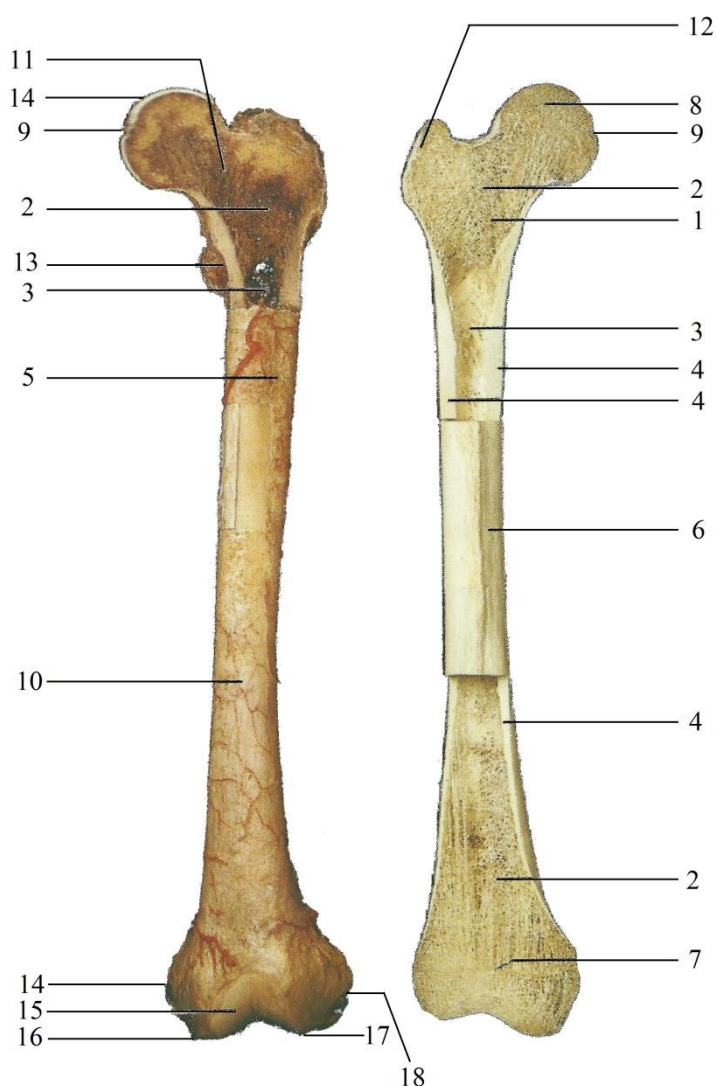
Stehenná kosť (femur) je najväčšia kosť v ľudskom tele.

Proximálny koniec femuru má *caput femoris* (vid' obr. 5.2, pozícia 8) s *fovea capitis femoris* (vid' obr. 5.2, pozícia 9) (pre úpon *lig. capitis femoris*). Bedrový kĺb je tvorený spojením hlavice femuru a acetabulom panvovej kosti. Hlavica je na diafýzu (vid' obr. 5.2, pozícia 6) napojená pomocou krčku (*collum femoris*) (vid' obr. 5.2, pozícia 11). Uhol medzi osou diafýzy femuru a osou krčka je 120° až 130° (*kolodiafyzárny uhol*, *inklinačný uhol*). Medzi *collum* a *corpus femoris* vystupujú dva výbežky, veľký chocholík (*trochanter major*) (vid' obr. 5.2, pozícia 12), na ktorý sa upína *m. glutei* a *m. piriformis*, a malý chocholík (*trochanter minor*) (vid' obr. 5.2, pozícia 13), na ktorý sa upína *m. iliopsoas*. Spredu sú spojené drsnou čiarou – *linea intertrochanterica*, ktorá slúži pre úpon venrálnej časti puzdra bedrového kĺbu. Zo zadnej strany sú trochantery spojené hranou – *crista intertrochanterica* (úpon *m. quadratus femoris*).

Mediálna strana veľkého trochanteru prechádza v jamku (*fossa trochanterica*), na ktorú sa upínajú šľachy *m. obturatorius internus et externus* a *mm. gemelli* pod malým trochanterom distálne pokračuje hrana – *linea pectinea* (úpon *m. pectineus*). Všetky uvedené miesta slúžia ako začiatky alebo úpony svalov [15].

Diafýza femuru – na zadnej strane je *linea aspera* s *labium mediale* a *labium laterale*, v proximálnom pokračovaní *labium laterale lineae asperae* sa nachádza *tuberositas glutea* (pre úpon *m. gluteus maximus*). V distálnom sme sa obe *labia lineae asperae* rozchádzajú tak, že vytvárajú trojuholníkovú plochu tvaru – *planum popliteum* [15].

Distálna časť femuru je zakončená dvom s kondylmi – *condylus femoris medialis et lateralis* pre skĺbenie s holenou kosťou, na kondyloch sa nachádza *epicondylus lateralis* a *epicondylus medialis*. Ventrálne je hladká plôška – *facies patellaris* pre skĺbenie s jabĺčkom, dorzálne je medzi kondylmi jamka – *fossa intercondylaris* proximálne ohraničená hranou – *linea intercondylaris* [15].



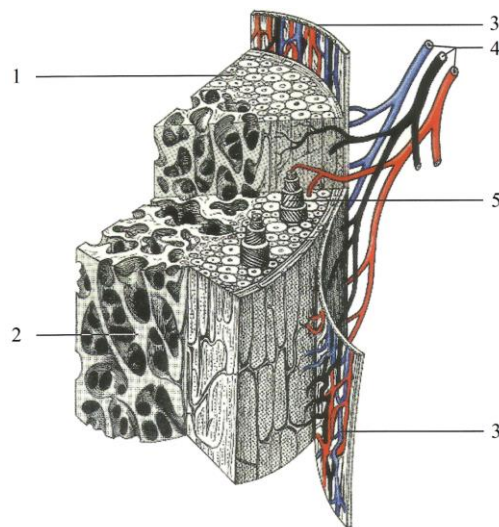
Obrázok 5.2: Stehenná kosť (femur) (popis sa vzťahuje aj pre obr. 5.3): 1 metafýza, 2 substantia spongiosa, 3 cavitas medullaris, 4 sustantia compacta, 5 for. nutriens, 6 diafýza, 7 zvyšok epifyzárnej chrupavky, 8 epifyza (caput femoris), 9 fovea capitis femoris, 10 periost, 11 collum femoris, 12 trochanter major, 13 trochanter minor, 14 medial epicondyle, 15 facies articularis, 16 medial condyle, 17 lateral condyle, 18 lateral epicondyle [18]

5.1.2 Kompaktné kostné tkanivo

Hutné kostné tkanivo (substantia compacta) tvorí vonkajšiu vrstvu kosti, v porovnaní s kosťou špongióznou je veľmi hustá, z 90 % je kalcifikovaná [16].

Na povrchu kosti (okrem kĺbných plôch) sa nachádza väzivová blana takzvaná okostica (periosteum) (viď obr. 5.3). Periost sa skladá z dvoch vrstiev má vonkajšiu fibróznú a vnútornú kambiovú časť [16]. Povrchovú vrstvu tvorí neusporiadané väzivové (kolagéne) tkanivo, ktoré odoláva mechanickému zaťaženiu. Hlboká vrstva periostu, ktorá je v kontakte s kompakťou, obsahuje kosť tvoriace bunky (osteoblasty) a kosť ničiace bunky (osteoklasty) [19]. Táto vrstva sa spolu s endostom významne podieľa na remodelácii kosti pri fraktúre. Cievky z tejto vrstvy prechádzajú do kompakty Volkmanovými kanálkami a zásobujú približne prvú tretinu kompakty. Periost je prichytený ku kompakte pomocou väzivových vlákien (Sharpeyových vlákien) spolu s nimi do kompakty prechádzajú aj nervy a cievky. Poškodenie okostnice znamená prerušenie cievneho zásobenia v danej oblasti [15].

Hutná kosť tvorí lamelárnu kosť s charakteristickým usporiadaním lamiel. Jedná sa o cylindrické lamelárne kostné tkanivové útvary, ktoré sú pozdĺžne orientované v kosti. Tieto útvary nazývané osteóny (viď obr. 5.3), alebo inak Haversové systémy. Sú približne 5 mm dlhé a v priereze sú tvorené sústrednými prstencami (5 až 20) [16]. Lamela je vrstva kostnej hmoty s určitou orientáciou kolagénových vlákien. Podľa priebehu vlákien rozoznávame tri typy osteónov: špirálový, longitudálny (pozdĺžny), alternujúci (zmiešaný). Doskové lamely nachádzajúce sa medzi osteónmi majú podobnú štruktúru [20]. Susedné prstence majú opačnú orientáciu vlákien. Takýto spôsob usporiadania lamiel zlepšuje mechanické vlastnosti osteónu. Stredom každého osteónu prechádza takzvaný centrálny kanálik (Haversov kanálik), ktorý je vystlaný endostom. Cez tento kanálik prechádzajú nervové vlákna a cievky, ktoré prinášajú výživu do kostných buniek ostienou. Volkmanove kanáliky kolmo spájajú krvné a nervové zásobenie centrálného kanáliku s okosticou a dreňovou dutinou. V malých dutinách v hmote zvanej lakuny sa nachádzajú osteocyty (kostné bunky). Pri odumretí osteocytu dochádza k vstrebaniu okolitej kostnej hmoty. Okrem lamiel v podobe osteonov sa v kompaktnej kosti vyskytuje aj v podobe vmedzerených (intersticiálnych) lamiel. Jedná sa o pozostatky z odumretých osteónov. Vo vnútornom a vonkajšom povrchu kompaktnej kosti nachádzajú plášťové lamely, fungujú ako osteón, ale v ďaleko väčšej mierke [19].



Obrázok 5.3: Stavba lamelárnej kosti, 1)kompakta, 2)špongióza, 3) periost, 4) cievne zásobenie 5)osteón [18]

5.1.3 Špongiózne kostné tkanivo

Hubovitá kosť (substancia spongiosa) mikroskopická anatómia špongiózneho kosti je menej komplikovaná ako je to pri kosti kompaktnej [15]. Trámčitá kosť je tvorená mnohonásobne prepojenými trámami a platničkami. Povrch je pokrytý endostom a dutiny sú vyplnené kostnou dreňou. Iba veľmi silné trámce môžu obsahovať osteóny [21]. Každý jednotlivý trámec obsahuje niekoľko vrstiev lamiel a osteocitov [19]. Kosť je usporiadaná do trámčovej štruktúry, ktorá je buď náhodná (napríklad diplo plochých lebečných kostí) alebo sa prispôbi namáhaniu v danej oblasti (remodelácia) napr. v epifýzach a metafýzach dlhých kostí. Trajektórie vznikajúce v špongiózneho kosti následne optimálne prenášajú zaťaženie do celej hmoty kosti. Takéto usporiadanie sa nazýva architektonika kosti [15]. Pre remodeláciu a remodeláciu platí Wolffov zákon [22]. "Vonkajší tvar, vnútorná štruktúra aj funkčné zaťaženie kosti sú vo vzájomnej harmónii. Pri akejkolvek zmene dochádza k prestavbe kosti, ktorej cieľom je dosiahnutie pôvodnej harmónie." [23]



Obrázok 5.4: Frontálny rez distálnym koncom femuru [24]

5.1.4 Cievny a nervový

Cievny a nervový zásobenie kosti je nezvyčajne rozmanité. Na rozdiel od chrupavky je kosť bohato zásobená cievami. V kostiach sa nachádza približne 3 až 11 % krvi [19]. Nervi postupne prechádzajú z periostu, ktorý je bohato inervovaný do Haversových systémov a do kostnej drene. Preto pri zlomenine kostí zažívame značnú bolesť [15].

V kostiach rozoznávame tieto skupiny kostných tepien.

- a) Výživné artérie (arteria nutritiva) – obvykle v každej kosti je jediná hlavná tlaková tepna. Hlavná výživná artéria vznikne z cievy, ktorá zahájila proces enchondrálnej osifikácie. Prebiehajú šikmo v kompakte a následne vstupujú do kostnej drene, kde sa vetvia.
- b) Metafýzové artérie (arteriae metaphysariae) – (metafýza je oblasť medzi diafýzou a epifýzou). Sú to samostatné tepny, ktoré prestupujú do metafýzy v blízkosti rastovej línie, sú značne tvarovo členité.

- c) Epifýzové artérie (arteriae epiphysariae) – predstavujú nezávisle zásobenie epifýzy v období rastu. Po ukončení rastového procesu kosti zanikajú a ich funkciu preberajú metafýzne a nutritívne tepny.

Časť kostných žíl prechádza spoločne s artériami, zatiaľ čo niektoré prechádzajú samostatnými kanálkami, napr. v plochých lebečných kostiach [15].

5.1.5 Chemické zloženie

Kosť sa skladá z organickej a anorganickej zložky. Organická zložka obsahuje bunky vlákna a základnú hmotu. Predstavuje približne 35 % tkanivovej hmoty. Organické zložky predovšetkým kolagén sú zodpovedné za pružnosť kosti. Kolagén má v kosti významné zastúpenie [19].

Zvyšok kosti je tvorený anorganickou hmotou, ktorá predstavuje približne 65 % tkanivovej hmoty. Hydroxiapatit alebo minerálne soli sú prítomné v podobe drobných kryštálov, ktoré sú v kolagénnych vláknach medzibunkovej hmoty. Tieto látky poskytujú kosti vysokú pevnosť, tuhosť a tvrdosť [19].

Pokiaľ odstránime kyselinou anorganickú hmotu, je kosť natoľko pružná, že je možné vytvoriť na nej uzol, naopak pokiaľ odstránime organickú zložku, je extrémne krehká [19].

5.1.6 Mechanické vlastnosti kosti

Kosti sú nehomogénny, anizotropný materiál. Vlastnosti kostí závisia od veľkého množstva parametrov. Jednotlivé parametre sú napríklad druh kosti, vek, pohlavie, životospráva, choroby, tvar a typ (trámčitá alebo hutná kosť) [25]. Ďalšími faktormi môže byť dedičnosť, fyzická aktivita, etnický pôvod, telesná hmotnosť, hormóny, vápnik, vitamín D [16].

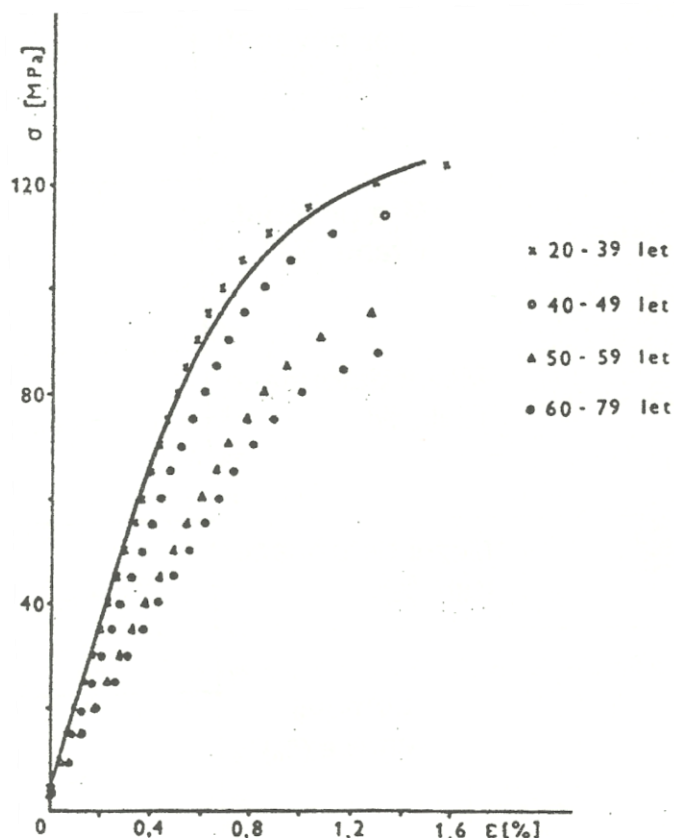
Množstvo vody obsiahnuté v kosti zásadným spôsobom ovplyvňuje mechanické vlastnosti, s vekom sa hydratácia kosti mení (klesá), a tým sa aj zhoršujú jej mechanické vlastnosti (viď obr. 5.5). Kritická hodnota hydratácie kompakty, ktorá rozoznáva voľnú a viazanú vodu, činí (37-48) mgH₂O na 1 gram kompakty. Keď z kosti odstránime voľnú vodu. Kritickú hodnotu hydratácie predstavuje voda viazaná v štruktúre [25].

Mechanické experimenty je veľmi komplikovane realizovať *in vivo*¹. Preto v podstate všetky experimenty prebiehajú *in vitro*². Pri experimentálnom zisťovaní vlastností kostí je dôležité si uvedomiť, ako zásadne a rýchlo sa vlastnosti kosti po vybratí z tela menia, preto je nevyhnutné dodržiavať zásady ktoré minimalizujú zmeny vlastností. K zmene vlastností dochádza už po niekoľkých minútach, pokiaľ kosť nie je udržiavaná vlhká, napr. fyziologický roztok. Pre dlhšiu dobu uloženia sa používa zamrazenie [25].

Je veľmi problematické získať dôveryhodné materiálové vlastnosti kosti pre výpočtové modelovanie. Existuje množstvo odborných štúdií zaoberajúcich sa materiálovými vlastnosťami kosti na rôznych úrovniach: anizotropný, ortotropný, nehomogénne izotropný a homogénne izotropný. Tieto hodnoty sa od rôznych autorov výrazne líšia [26].

¹ *In vivo*- v biológii dej, ktorý sa odohráva zaživa, teda v prostredí, v ktorom sa prirodzene nachádza

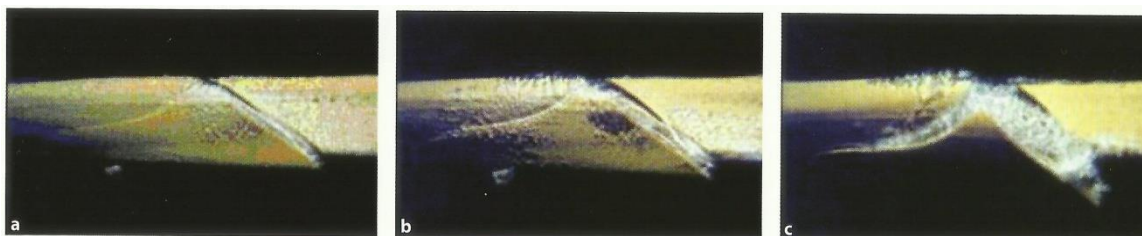
² *In vitro*- opak *in vivo*, v skúmavke alebo mimo prirodzeného prostredia, v ktorom sa prirodzene nachádza



Obrázok 5.5: Závislosť Cauchyho napätia- deformácie pre rôzne skupiny mužov (čerstvá pozdĺžna vzorka z diafýzy femuru) [27]

5.1.7 Zlomeniny

Pod pojmom zlomenina kosti rozumieme stratu spojitosti kontinua kosti. Ako príčinu vzniku zlomeniny môžeme označiť únavové procesy (vznikajú opakovaným preťažovaním skeletu), patologické zmeny (nádory, metastázy, zápaly, atď.) alebo najčastejšie úraz [18.,25]. Podľa línie lomu rozlišujeme: priečne, šikmé, špirálové, vertikálne- (dlátové pri kortikálnej kosti, impresné pri špongióznej kosti), tangenciálne- osteochondrálne, avulzívne- na úponoch svalov a šliach . Podľa počtu úlomkov na dvoj-, troj-, štvorúlomkové a trieštivé [5]. Pri zlomení kosti dochádza k poškodeniu aj okolitých mäkkých tkanív. Experiment (vid' obr. 5.6), zlomenie kosti pod vodnou hladinou preukázal vznik kavitácie, pri zlomenine in vivo dochádza teda k poškodeniu mäkkých tkanív v okolí zlomeniny [4].



Obrázok 5.6: Tri fázy zlomeniny kosti ponorenej do vody, vznik kavitácie [4].

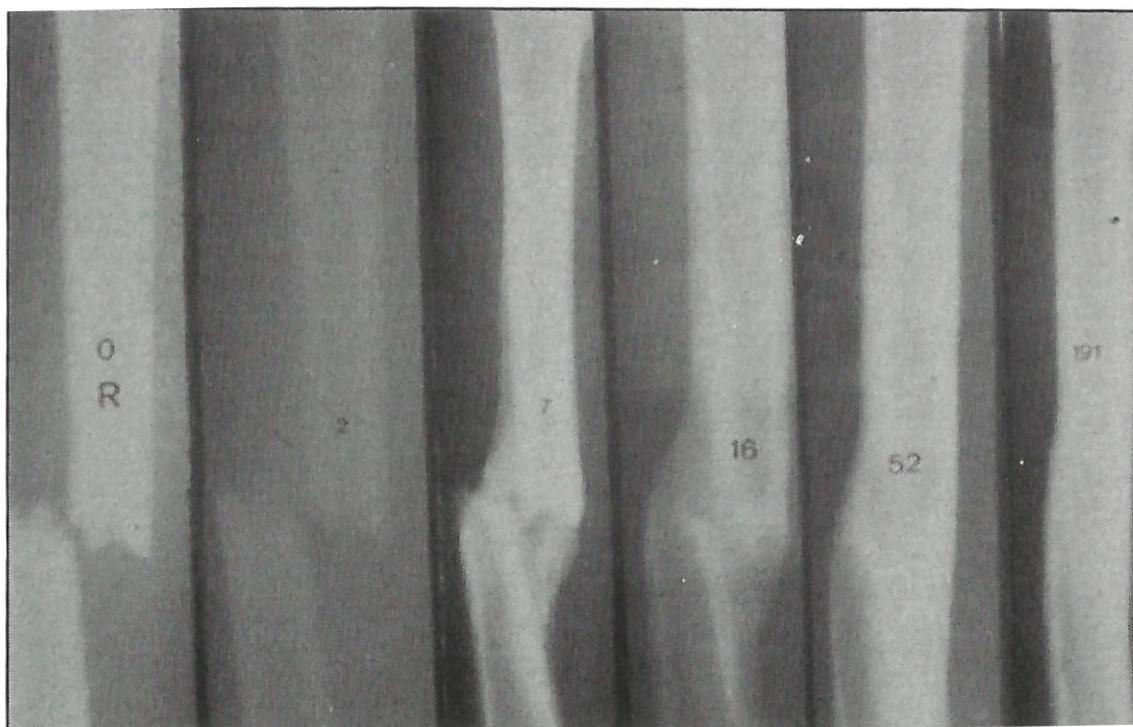
Hojenie zlomenín

V procese hojenia je dôležité krvné zásobenie zaistené periostálnim a endostálnim krvným riečišťom. Poznáme dva základne typy kostného hojenia [5].

Primárne kostné hojenie (priame)- je hojenie bez štrbiny v kosti je vytváraná takzvaná intrafragmentálna kompresia [28]. Existenciu tohto hojenia preukázali experimenty švajčiarskej spoločnosti AO Foundation. Osteóny priamo prerastajú z jedného fragmentu do druhého, primárny kalus³ (*callus*) je na RTG nezreteľný. Klinická skúsenosť preukázala, že sekundárny kalus je pevnejší ako kalus primárny. V mieste primárneho kalusu môže dochádzať k refraktúre [5].

Sekundárne kostné hojenie (nepriame)- je hojenie so štrbinou (viď obr. 5.7) tvorba kalusu má niekoľko fází.

1. **Zápalová fáza**- v mieste zlomeniny vzniká hematóm, ktorý sa neskôr zmení na bohato vaskularizované fibrózne tkanivo. Táto fáza obvykle trvá 3-5 dní [28].
2. **Reparatívna fáza**- periostrálne bunky sa transformujú v chondroblasty, ktoré vytvoria chrupavčité tkanivo. Osteoklasty odbúravajú fragmenty úlomkov a osteoblasty vytvárajú kostnú matricu. Po približne 3 týždňoch je vytvorený kostno chrupavčitý kalus, takzvaný kostný kalus spájajúci jednotlivé úlomky [28].
3. **Remodelačná fáza**- dochádza k remineralizácii, remodelácii a smerovaniu kostných trávov, uplatňuje sa tu aj primerané zaťažovanie a zrejme aj piezoelektrické prúdy [5].



Obrázok 5.7: Postupne sekundárne hojenie ovčieho femuru(v týždňoch) [4].

Komplikácie hojenia kosti: predĺženie hojenia, pseudo artrózy, nekróza kostných úlomkov infekcia [4].

³ Kalus- štruktúra vznikajúca v mieste zlomeniny reprezentujúca hojenie

Konzervatívne liečenie zlomenín

Správne vykonaná konzervatívna liečba ma menej vážnych komplikácií ako riskantná operačná liečba. Indikácie pre konzervatívnu terapiu , napr. väčšina zlomenín v detskom veku, nedislokované alebo stabilné zlomeniny, nemožnosť podstúpiť anestéziu, atď. [28]

Liečenie zlomenín prebieha v troch základných krokoch.

- Repozícia fragmentov- úlomky kosti sa zostavia do pôvodnej anatomickej pozície
- Retencia- fixovanie (imobilizácia) úlomkov
- Rehabilitácia- liečebne procesy, cvičenia [1,28]

Nevýhodou je dlhodobá fixácia susedných kĺbov to môže spôsobovať poúrazovú artrózu, zlomeninová choroba, atď.. Retenciu obvykle zaistí uje sadrový obväz [28].

Operačné liečenie zlomenín

Operačná liečba alebo inak osteosyntéza, eliminuje hlavné nevýhody konzervatívneho prístupu, umožňuje pohyblivosť prilahlých kĺbov a znižuje riziko poúrazovej artrózy a zlomeninovú chorobu. Operácia ma za účel repozíciu a následnú retenciu fragmentov vo vhodnom postavení až do úplnej konsolidácie kalusu [5].

Operačné metódy, ktoré zabezpečujú intrafragmentálny tlak a vedú teda na primárne kostné hojenie, sú **metódy absolútnej stability**. Absolútnu stabilitu zabezpečujú kompresná (ťahová) skrutka, inrafragmenálna kompresia dlahou a ťahová cerkláž [28].

Metafyzárne a diafyzárne zlomeniny nevyžadujú takú presnú anatomickú repozíciu vedú teda na sekundárne hojenie, **metódy relatívnej stability**. Relatívnu stabilitu zabezpečuje vnútro dreňové klinecovanie, premost'ovacie dlahy a vonkajšie fixátory [28].

Pri osteosyntéze sa používajú rôzne kovové implantáty (skrutky, dlahy, drôty, klince, fixátory). Tento odbor možno rozdeliť na dva základne prístupy podľa spôsobu fixácie. [4].

- Vonkajšia fixácia: je zabezpečená mimo kožu. K stabilizácii sa používajú napríklad Schanzové skrutky, Steinmanové klince alebo Kirschnerový drôty (K- drôty) [4].
- Vnútoraná fixácia: implantát je umiestnený pod mäkkým tkanivom na kosti (extramedulárna fixácia), respektíve v kosti (intramedulárna fixácia). K intramedulárnej stabilizácii sa používajú napríklad zväzok K- drôtov, vnútrodreňové klince. Pri extramedulárnej sú to dlahy, skrutky, ťahová cerkláž. [4].

Zlomeniny distálneho femuru

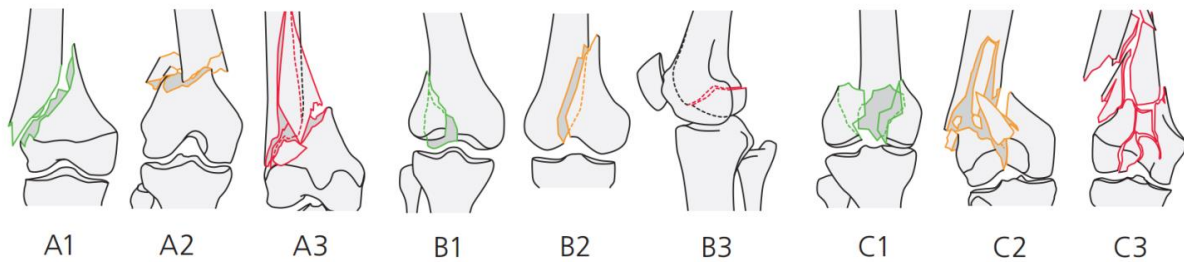
Zlomeniny dolnej časti stehenný kosti tvoria približne 6 % femorálnych zlomenín [29]. Príčiny vzniku týchto zlomenín môžeme rozdeliť do dvoch skupín.

Vysoko energetický úraz, najčastejšie spôsobený dopravnou nehodou (napr. náraz do prístrojovej dosky) pripadne pád z výšky [30]. Zvyčajnými pacientmi sú prevažne muži do štyridsiateho roku života [4].

Nízko energetický úraz, typickým reprezentantom sú pacienti po päťdesiatom roku života, prevažne ženy s osteoporózou [4].

Najpoužívanejšia klasifikácia zlomenín distálneho femuru (viď obr. 5.8) Müllerova AO klasifikácia. Podľa zásad AO:

- **A extraartikulárna zlomenina:** A1 (jednoduchá), A2 (metafýzna klinová), A3 (metafýzna komplexná) [31]
- **B čiastočne intraartikulárna zlomenina:** B1 (sagitálny, laterálny kondyl), B2 (sagitálny, mediálny kondyl), B3 (frontálna Hoffova zlomenina) [31]
- **C komplexné intraartikulárna zlomenina:** C1 (jednoduchá intrartukulárna, jednoduchá metafýzna), C2 (jednoduchá intraartukulárna, kominutívna metafýzna), C3 (kominutívna) [31]



Obrázok 5.8: Müllerova AO klasifikácia zlomenín distálneho femuru [32].

Liečba zlomenín distálneho femuru prebieha obvykle operačnou liečbou. Používajú sa rôzne taktiky operačnej liečby. Štandardné dlahovanie, uzamykateľné dlahy, vnútro dreňové klincovanie a pri otvorených zlomeninách sa často používa ako dočasná fixácia vonkajší fixátor [33].

6 OSTEOSYNTÉZA DLAHOU

Osteosyntéza je operačné liečenie zlomenín, ktoré umožňuje primárne kostné hojenie. Pri operáciách sa používajú špongiózne a kortikálne skrutky. Dlahy a skrutky sa obvykle z organizmu vyberajú. Doba, ktorú sú v organizme, je veľmi individuálna, môže sa pohybovať od niekoľkých týždňov až po roky. V súčasnosti môžeme túto oblasť liečenia zlomenín rozdeliť podľa niekoľkých hľadísk [4].

Rozdelenie dláh z hľadiska použitia reпозиčnej techniky:

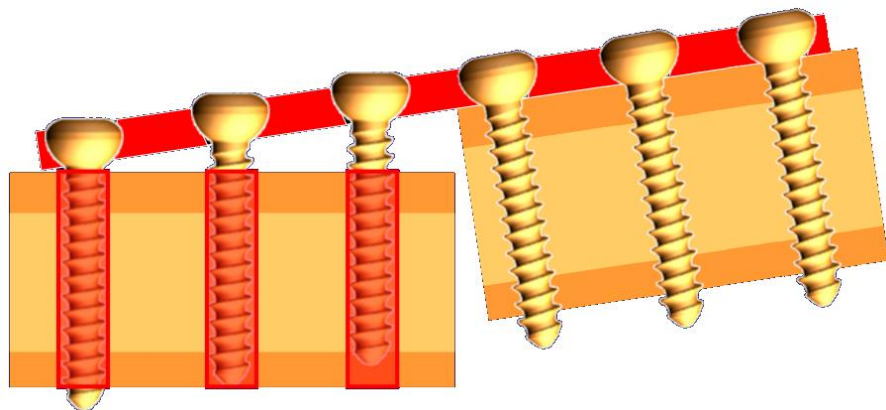
- **MIPO** (minimally invasive plate osteosynthesis) miniinvazívna technika
- **ORIF** (open reduction and internal fixation) otvorená repozícia a osteosyntéza [3,4].

Z hľadiska charakteru fixácie:

- Kompresná dlahy – Princíp osteosyntézy spočíva v zoskrutkovaní kostných fragmentov pod tlakom pomocou dlahy. Intrafragmentálny tlak môže byť vyvolaný dvoma spôsobmi. Prvý je pomocou špeciálneho sťahováku (kompresoria), ktorý sa po upevnení dlahy odstráni. Druhý spôsob je pomocou samokompresnej dlahy [33].
- Neutralizačná dlahy – Zlepšuje mechanické vlastnosti v oblasti kde samotné zoskrutkovanie fragmentov pomocou ťahových skrutiek nie je dostatočne stabilné. Dlahy je indikovaná pri šikmých zlomeninách s motýlikovým medziúlomkom [33].
- Podperná dlahy – Táto technika sa využíva pri izolovanej zlomenine kondylu femuru, kondylu tibie alebo distálnej časti tibie. V spomínaných oblastiach vznikajú pri zlomenine defekty v špongióznej kosti. Pri anatomickej rekonštrukcii sa defekty vyplňujú špongióznou výplňou, ktorá vytvára dobrý predpoklad pre hojenie [33].
- Premosťujúca dlahy – Premosťuje kostný defekt, ktorý je vyplnený špongióznou plastikou. Pri použití na humerus, femur, tibiú a fibulu sa používa široká dlahy [33].

Z hľadiska uhlovej stability

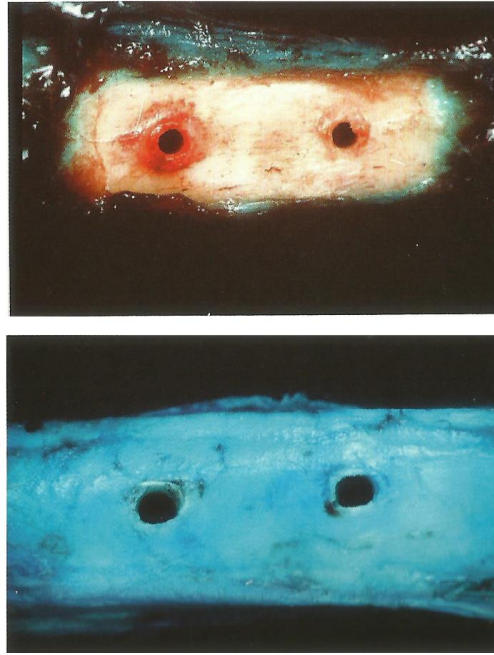
- Dlahy bez uhlovej stability – Klasické dlahy, kde je skrutku možné naklápať vzhľadom k dlahy. Pri takýchto dlahách môže dôjsť pri zaťažení k uvoľneniu skrutiek (viď obr. 6.1) a to najmä pri osteoporotickej kosti [33]. Ďalšou značnou nevýhodou je tlak, ktorý je medzi dlahy a kosťou, toto môže viesť k poškodeniu cievneho zásobenia (viď obr.6.2) a k takzvanej kostnej nekróze [4].



Obrázok 6.1: Dlahy bez uhlovej stability[34]

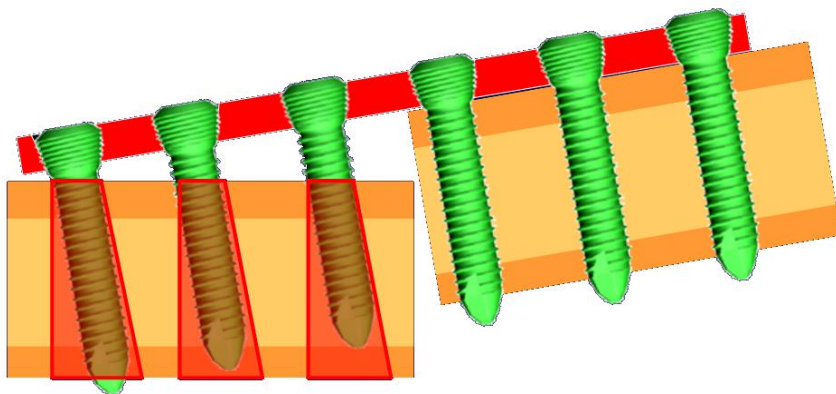


Obrázok 6.2: Uvoľnenie štandardných skrutiek (zlomenina humeru) [35]



Obrázok 6.3: Poškodenie cievneho zásobenia priľahlou dlahou, cievne zásobenie kosti vizualizované pomocou disulfínovej modrej, bezkontaktná dlaha nebráni cievnemu zásobeniu [4]

- Uhlovostabilné dlahy – Princíp spočíva v uzamknutí hlavy skrutky do dlahy a tým sa mení mechanický charakter celej sústavy. Uzamykateľné skrutky sa neuvoľnia tak jednoducho, ako je tomu pri štandardných skrutkách. Medzi kosťou a dlahou zvyčajne nevzniká tlak [28].

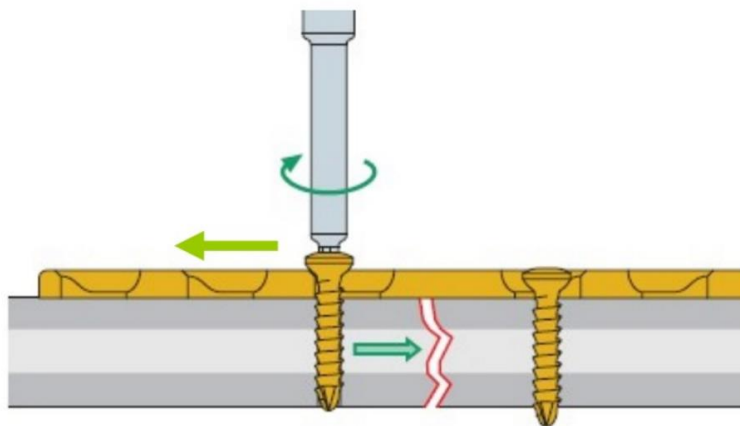


Obrázok 6.4: Uhlovo stabilná dlaha[34]

Z hľadiska typu ich môžeme rozdeliť na dlahy: úzke, široké, žliabkované, mini dlahy a špeciálne dlahy. Podľa tvaru, T dlahy (symetrické, asymetrické), L dlahy a dlahy iných tvarov [3]. Špeciálnu skupinu tvoria vstrebateľné dlahy, ktoré nie je potrebné vyoperovať. Tieto dlahy sa používajú najmä športovej medicíne, ich využitie v traumatológii je obmedzené. Vstrebateľné dlahy a skrutky sú spravidla výrobné z polyméru na základe kyseliny mliečnej a glykolu [4].

6.1 Dynamická kompresná dlahá (DCP)

DCP (Dynamic Compression Plate) toto pomenovanie prvýkrát použil Perren a spol. (1969) pri publikácii samo kompresnej dlahy so sklznými otvormi. Otvory dlahy sú oválne a ich profil sa znižuje smerom ku stredu dlahy (viď obr. 6.5). Každý výrobca používa svoj modifikovaný tvar otvorov, napríklad spoločnosť AO používa sklon v otvoroch 45°. Zatiaľ čo Mittelmeierova dlahá má sklon 27°, umožňuje väčší posun úlomkov a vytvára menší tlak [33].



Obrázok 6.5: Dynamická kompresná dlahá [36]

Pre správne vyvrtanie otvoru sú k dispozícii vŕtacie puzdra (excentrické a centrické). Výhodou tohto typu dláh je, že umožňuje zavedenie skrutky pod uhlom až 30° [33]. Nevýhodou je kontakt dlahy a kosti, ktorý ale minimalizuje konštrukcia z názvom LC-DCP (low contact dynamic compression plate) [3].

6.2 Uzamykacia kompresná dlahá (LCP)

LCP (Locking Compression Plate) spája dve liečebné techniky. Prvá je technika dynamickej kompresnej dlahy (DCP) (viď kap. 6.1) a druhá je technika uzamykateľnej dlahy PC-Fix (viď obr. 6.6).



Obrázok 6.6: Uzamykacia dlahá PC – Fix verzus PC – Fix 2 (kónický závit) [37]

PC-Fix 2, ktorý bol klinicky testovaný, preukázal okrem uhlovej stability aj dobrú osovú stabilitu. LCP kombinuje oba typy otvorov do kombinovaného otvoru (Combi Hole) (viď obr. 6.7). Spája teda výhody oboch metód a to uhlovej stability a intrafragnetálneho tlaku [37].



Obrázok 6.7: LCP dlahu, uzamykacie (zelené) a štandardné skrutky

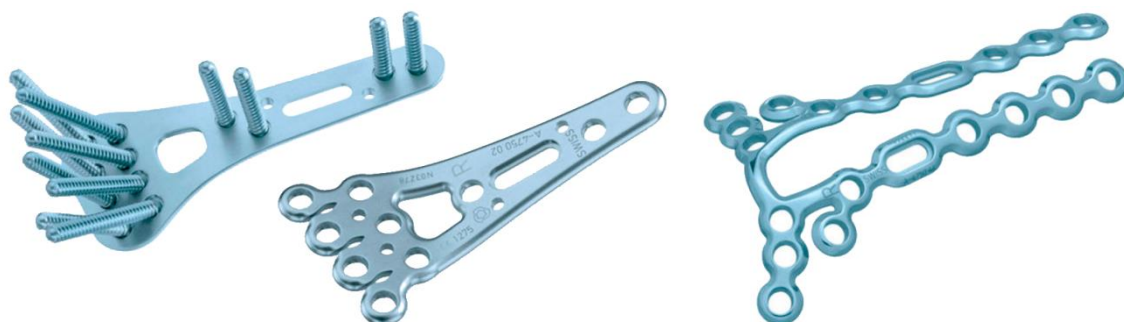
6.3 Technika použitia

Lekárom táto technika ponúka celú škálu možností fixácie. Je na odbornom posúdení, akým spôsobom dlahu použijú. Pri zavádzaní skrutiek je nutné dodržiavať ortopedické princípy a rozhodnúť, či je žiaduca relatívna alebo absolútna stabilita. V súčasnej dobe prebiehajú výskumy na stanovenie klinickej účinnosti tejto techniky, prebiehajú neutíchajúce diskusie o spôsobe zavedenia skrutiek do uzamykateľných dláh ako aj o ich konfigurácií [4].

Zlomeninu charakterizuje takzvaný stupeň deformácie v oblasti zlomeniny. Stupeň deformácie v oblasti zlomeniny sa počíta ako podiel vzdialenosti úlomkov a celkovej dĺžky lomu. Nízky stupeň (do 2%) typicky pri absolútnej stabilite sa zhojí primárne bez výrazného kalusu. Stredný stupeň deformácie (2-10%) pri relatívnej stabilite zhojí sekundárne výrazným kalusom. Vysoký stupeň deformácie (nad 10%) zvyčajne končí paskl'om. Pokiaľ je vzdialenosti lomových plôch malá (1mm), bude väčšia dĺžka dlahy minimalizovať riziko zlyhania implantátu, pri veľkej vzdialenosti (6mm), dochádza k zlyhaniu častejšie. Do každého hlavného úlomku sa odporúča zaviesť minimálne 3 skrutky, ktoré treba dotiahnuť predpísaným ťahovacím momentom [4]. Pomernou novinkou v oblasti uzamykacích dláh je VA-LCP (The variable angle locking compression plate) [38].

6.4 Dlahy s veľkým počtom otvorov

Príklady špeciálne anatomicky tvarovaných dlah určených pre špecifické časti tela.



Obrázok 6.8: Dlahy pre distálny radius (Medartis) [39, 40]



Obrázok 6.9: Dlaha pre proximálny humerus (PHILOS) [41]



Obrázok 6.10: Dlaha pre proximálna tibiou (VA- LCP) [42]



Obrázok 6.11: Laterálna dlaha pre calcaneus (VA 2.7) [43]

6.5 LCP DF Dlahy

Dlahy LCP DF (Locking Compression Plate Distal Femur) od spoločnosti Synthes bola zapožičaná Univerzitnou nemocnicou v Martine vid' (vid' obr. 6.12).



Obrázok 6.12: LCP DF dlahy pre distálny femur

6.5.1 Indikácie

Dlahy sa používajú pre stabilizáciu fraktúr distálneho femuru, to zahŕňa distálne diafýzne zlomeniny, suprakondylárne zlomeniny, intraartikulárne zlomeniny a perioprotetické zlomeniny [44].

6.5.2 Predoperačné plánovanie

Obraz o tvare a rozsahu zlomeniny je možné získať pomocou RTG prípadne CT vyšetrenia pri podozrení s významného porušenia mäkkých tkanív sa odporúča aj MRI. Predoperačné plánovanie zahŕňa použitie RTG šablóny (Artikelové číslo 034.000.315 pre pravý a 034.000.320 pre ľavý femur) pre určenie dĺžky dlahy a pozície otvoru. Voľba vhodnej dlahy (vid' tabuľka v obr. 6.13) (predmetná dlahy zvýraznená na červeno). Pri plánovaní použitia ťahových skrutiek je nevyhnutné predchádzať ich kontaktu v tele pacienta. Ohýbanie dlahy sa neodporúča, v nevyhnutných prípadoch ohýbať medzi otvormi pomocou ohýbacieho prípravku (art. číslo 329.300) a nikdy neohýbať späť [44].

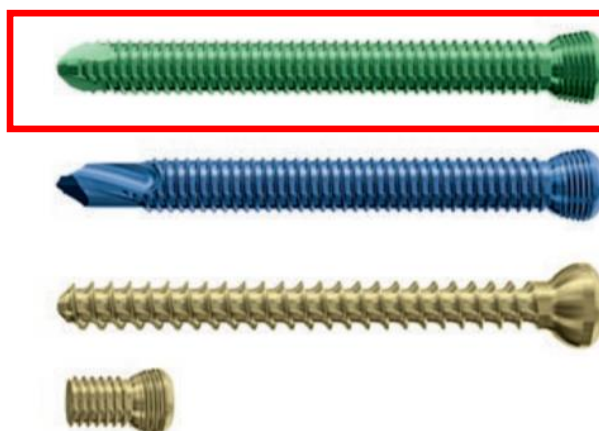
LCP Distal Femur (LCP DF)

Stainless steel	Titanium alloy	Holes	Length (mm)	
222.250	422.250	5	156	right
222.251	422.251	5	156	left
222.252	422.252	7	196	right
222.253	422.253	7	196	left
222.254	422.254	9	236	right
222.255	422.255	9	236	left
222.256	422.256	11	276	right
222.257	422.257	11	276	left
222.258	422.258	13	316	right
222.259	422.259	13	316	left
02.124.030S	04.124.030S	15	356	right
02.124.031S	04.124.031S	15	356	left
02.124.034S	04.124.034S	17	396	right
02.124.035S	04.124.035S	17	396	left
02.124.038S	04.124.038S	19	436	right
02.124.039S	04.124.039S	19	436	left



Obrázok 6.13: Tabuľka LCP DF dláh s katalógu firmy Synthes [44]

Je možné využiť niekoľko typov skrutiek (viď obr. 6.14) (predmetný typ skrutky označený na červeno). Jednotlivé typy sú samorezné alebo samovrtné uzamykateľné, periprotetické uzamykateľné so zaoblenou špičkou a kortikálne. Skrutky sú dostupné v dvoch materiálových prevedeniach rovnako, ako dlahy titánová zliatina alebo nerezová oceľ [44].

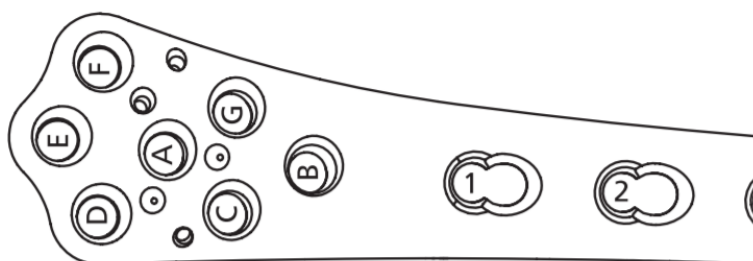


Obrázok 6.14: Skrutky od firmy Synthes [44]

Umiestnenie skrutiek závisí od typu zlomeniny. Pozícia by mala byť zvolená na základe uznávaných biomechanických princípov pre vnútornú fixáciu. Skrutky by mali byť blízko a ďaleko od zlomeniny v hlavných fragmentoch. Odporúča sa použiť najmenej 4 skrutky na každú stranu od zlomeniny. Odporúčanú dĺžku skrutiek je možné v distálnej časti určiť na základe šírky kondylu (viď tabuľka v obr. 6.15) (predmetné dĺžky skrutiek označené na červeno)[44].

Length of locking screws (mm)

Real condyle width (RCW)	Hole A	Hole B	Hole C	Hole D	Hole E	Hole F	Hole G
60–80 mm	65	40	40	55	65	65	55
81–87 mm	75	40	55	65	75	75	65
88–95 mm	75	55	65	65	75	75	75
96–110 mm	85	65	75	75	75	85	85



Obrázok 6.15: Odporúčané dĺžky skrutiek na základe šírky kondylu [45]

6.5.3 Operácia

Pacient pri operácii leží na chrbte, na stole ktorý je pre röntgenové lúče priehľadný. Noha by mala byť voľne pohyblivá chodidlo možno uložiť do držiaku. Pre projekciu sa používa otočné C rameno [46].

Pre zavádzanie skrutiek možno použiť karbónový vodiaci prípravok (viď obr. 6.16) alebo vodiaci blok. Pri extra artiklárnej zlomenine sa odporúča vytvoriť incíziu od Gerdyho výbežku 80 mm v proximálnom smere a vsunúť dlahu medzi svaly a periost. Pri intraartiklárnej zlomenine sa odporúča antero-laterálna artotomia poskytujúcu dobrú kontrolu repozície, taktiež umožňuje mediálne zavedenie ťahových skrutiek [45].

Kontrolovať pozíciu dlahy je možné pomocou Kirschnerových drôtov, pri vŕtaní sa používajú vodou chladené vodiace púzdra (viď obr. 6.16), skrutka je zavedená cez vodiace puzdro a následne dotiahnutá predpísaným uťahovacím momentom (pre samorezné skrutky 4 Nm). Použité otvory, v ktorých už je aplikovaná skrutka sú na vodiacom prípravku následne zaslepené gumovou zátkou, aby nedošlo k omylu operátora [45]. Dlahu sa z tela pacienta vyberá na základe posúdení lekára, môže to byť približne 1-2 roky [46].

Celý návod ako postupovať pri požití LCP DF od firmy Shynthes, ako aj jednotlivé inštrumentárium pri operácii používané, je detailne popísané manuáli [44, 45].



Obrázok 6.16: Aplikácia skrutiek do LCP DF [44].

6.5.4 Odborná konzultácia

Pri liečení zlomeniny pomocou LCP DF dlahy sa stretáva pacient a doktori s veľkou skupinou problémov. Pre správne pochopenie a interpretáciu problémov je najvhodnejšia osobná konfrontácia s osobou, ktorá má v danej oblasti množstvo skúseností.

Z tohto dôvodu prebehla odborná konzultácia na pôde Univerzitetnej nemocnice v Martine priamo s primárom traumatologického oddelenia pánom MUDr. Peterom Gémešom, ktorý patrí na Slovensku medzi uznávaných odborníkov v oblasti traumatológie. V ústrety autorovi práce vyšiel taktiež prednosta MUDr. Libor Nečas, PhD. a celú komunikáciu zastrešil súdny lekár MUDr. František Štuller, ktorý je medzi kolegami považovaný za slovenskú antropologickú špičku. Predmetná konzultácia sa skladala z niekoľkých častí.

V prvej časti sa diskutovalo o operácii, akým spôsobom prebieha, ako sa vyhodnocujú indikácie pre použitie danej dlahy a jednotlivé reпозиčné techniky. Voľba dĺžky a materiálu dlahy, voľba typu skrutiek, dĺžka a pozícia skrutiek, ktorá sa volí. Táto diskusia prebiehala najmä z ohľadom na tuhosť fixácie a problémy ktoré s tým súvisia a to najmä nesprávne hojenie fraktúry. So skúseností vyplýva, že príliš veľa skrutiek spôsobuje zvýšenú rigiditu sústavy v ktorej nedochádza k dostatočným relatívnym pohybom v oblasti fraktúry. Tento fakt zrejme vedie na oneskorené prípadne nedostatočné hojenie.

V druhej časti sa hovorilo o procesoch, ktoré prebiehajú po operácii. Napríklad fixácia končatiny pomocou vonkajšej ortézy po dobu čiastočného zhojenia mäkkých tkanív (približne prvý týždeň). Vyšetrenia spojené s kontrolou procesu hojenia. Následne atribúty rehabilitácie a zaťažovania a to najmä z hľadiska vhodného obdobia a miery zaťaženia. Dôvody spojené s nesprávnym hojením, postupy zabezpečujúce opätovný návrat k správne hojeniu, ale aj následky zlého hojenia napr. palkb, artróza kostí, dlhé hojenie, zlomenie dlahy, vytrhnutie skrutiek a podobne.

V tretej časti sa preberali indikácie k vybratiu dlahy, drvivá väčšina LCP DF dláh sa ponecháva v organizme od jedného až po tri roky. Taktiež sa diskutovali problémy spojené s príliš skorým, respektíve neskorým vybratím z tela (napr. refraktúry a osteoporóza).

7 METÓDA RIEŠENIA

Pre úspešne vyriešenie problému, ktorý je podrobnejšie popísaný v kapitole číslo 3, je nevyhnutné zvoliť vhodnú metódu riešenia. Problém možno označiť ako statický problém obcej pružnosti a pevnosti.

Prvou alternatívou metódy riešenia problému predstavuje experiment. Experiment in vivo je pri ľudsom tele veľmi komplikovane realizovateľný, v podstate takmer nemožný, naráža totižto na veľké množstvo problémov. Ide o zvýšenie rizika ktorým sa pacient vystavuje spolu s morálnymi aspektmi experimentu, tie tvoria bariéru, ktorá sa len obtiažne prekonáva. Experiment in vitro je už bežnejší, no taktiež sa s ním spája obrovské množstvo jednotlivých problémov. Od prístupu k vhodnému kadaveru, po prístup do dobre vybaveného laboratória, disponujúceho potrebným experimentálnym vybavením. Vzhľadom na možnosti, ktoré sa autorovi práce naskytujú, teda experiment, nie je možné realizovať.

Ďalšiu metódou riešenia môže predstavovať analytické riešenie. Vzhľadom na geometricku komplexnosť, rôznorodé materiálové vlastnosti a jednotlivé väzby nepredstavuje analytické riešenie vhodnú a efektívnu metódu riešenia daného problému. Z tohto dôvodu sa analytické riešenie nepoužije na komplexné riešenie problému.

Efektívnu metódou riešenia problému predstavuje výpočtové modelovanie, numerické riešenie problému pomocou Metódy konečných prvkov (ďalej MKP). Deformačná varianta MKP je východiskom Lagrangeova variačného princípu, ktorý možno formulovať nasledovne: „ Medzi všetkými funkciami posuvov, ktoré zachovávajú spojitosť telesa a splňujú geometrické okrajové podmienky, sa realizujú tie, ktoré udeľujú celkovej potenciálnej energii stacionárnu hodnotu [47]. “ Možno dokázať, že stacionárna hodnota existuje, je jednoznačná a predstavuje zároveň minimum [47]. Na ÚMTMB je najčastejšie používaný výpočtový softvér ANSYS, ide o jeden z najdominantnejších výpočtových programov na trhu. Jeho výhody sú dostupnosť rozšírenosť, užívateľská prívetivosť, a to najmä v grafickom prostredí ANSYS Workbench 17 [47]. Preto bol Workbench použitý ako hlavný výpočtový nástroj pre túto prácu. Nespornou výhodou prostredia Workbench je oproti klasickému prostrediu napríklad prívetivejšia grafika a jednoduchší import geometrie. V tomto prostredí je možné meniť pomerne efektívne varianty výpočtového modelu. Nedostatkom môžu byť obmedzené funkcie nastavenia výpočtu a vykresľovania výsledkov.

8 POUŽITÝ SOFTVÉR

Pre tvorbu výpočtového modelu bolo použitých niekoľko programov. V tejto kapitole autor práce čiastočne priblíži, o aké skupiny programov sa jednalo a konkrétnejší postup je popísaný v nasledujúcej kapitole.

Pre segmentáciu a tvorbu STL (STereoLithography) modelu femuru bol použitý so súhlasom autorov STL Model Creator, ktorý bol vyvinutý priamo na ÚMTMB (Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky). Tento program funguje v programovacom prostredí Matlab.

Pre prenos femuru z STL súboru do CAD (Computer-aided design) formátu bolo použitých niekoľko CAD/CAM (Computer Aided Manufacturing) programov. Catia, Inventor 2017 a následne SolidWorks 2012.

Pre tvorbu modelu dlahy bol použitý 3D skener ATOS Triple Scan, následne softvér GOM Inspect 2016, nasledoval prechod z STL formátu do CAD formátu pomocou Inventoru 2017 v programe Creo 2.0 boli upravované otvory a vytvorené skrutky.

Kompletná zostava bola naimportovaná do prostredia Ansys Workbench 17.0.

Všetky uvedené softvéry zabezpečila ÚMTMB alebo VUT FSI, prípadne sú voľne šíriteľné.

9 VÝPOČTOVÝ MODEL DIAFÝZY FEMURU

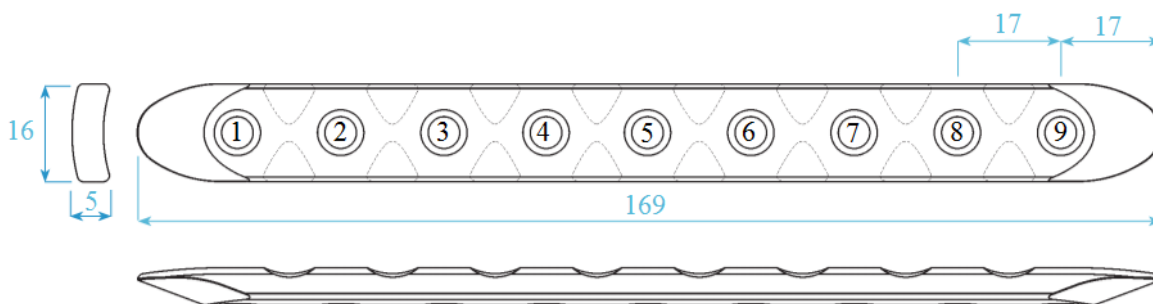
Pre správne pochopenie zákonitosti fungujúcich pri fixácii zlomeniny pomocou uhlovo stabilnej dlahy, môže dobre poslúžiť výpočtový model zlomeniny diafýzy femuru. Takýto výpočtový model je jednoduchší ako výpočtový model zlomeniny distálneho femuru, ktorý bude analyzovaný v ďalších kapitolách. Výpočtový model diafýzy femuru prináša viacero výhod, jednou z výhod je zníženie výpočtového času. To súvisí s jednoduchšou geometriou, a tým pádom aj menším počtom elementov. Skrátený výpočtový čas je veľmi dôležitý, a to z dôvodu množstva výpočtových konfigurácií (44). Skúsenosti a znalosti získane pri riešení zjednodušeného modelu môžu byť následne využité pri riešení komplexnejšieho modelu v nasledujúcej kapitole.

9.1 Model geometrie diafýzy femuru

Model geometrie bol vytvorený v prostredí Creo 2.0 a následne upravený v programe SolidWorks. Diafýza femuru je reprezentovaná valcovým telesom o rozmeroch $\varnothing 33$ -300 mm, v ktorom je axiálny otvor reprezentujúci dreňovú dutinu s priemerom 15 mm. Tieto charakteristické rozmery strednej časti stehennej kosti boli získane z CT vyšetrenia, ktoré podstúpil autor práce v dôsledku úrazu. Zlomenina je simulovaná prostredníctvom materiálu, ktorý má výrazne nižší modul pružnosti na dĺžke 5 mm v strednej časti diafýzy, vid' kapitola 9.2.

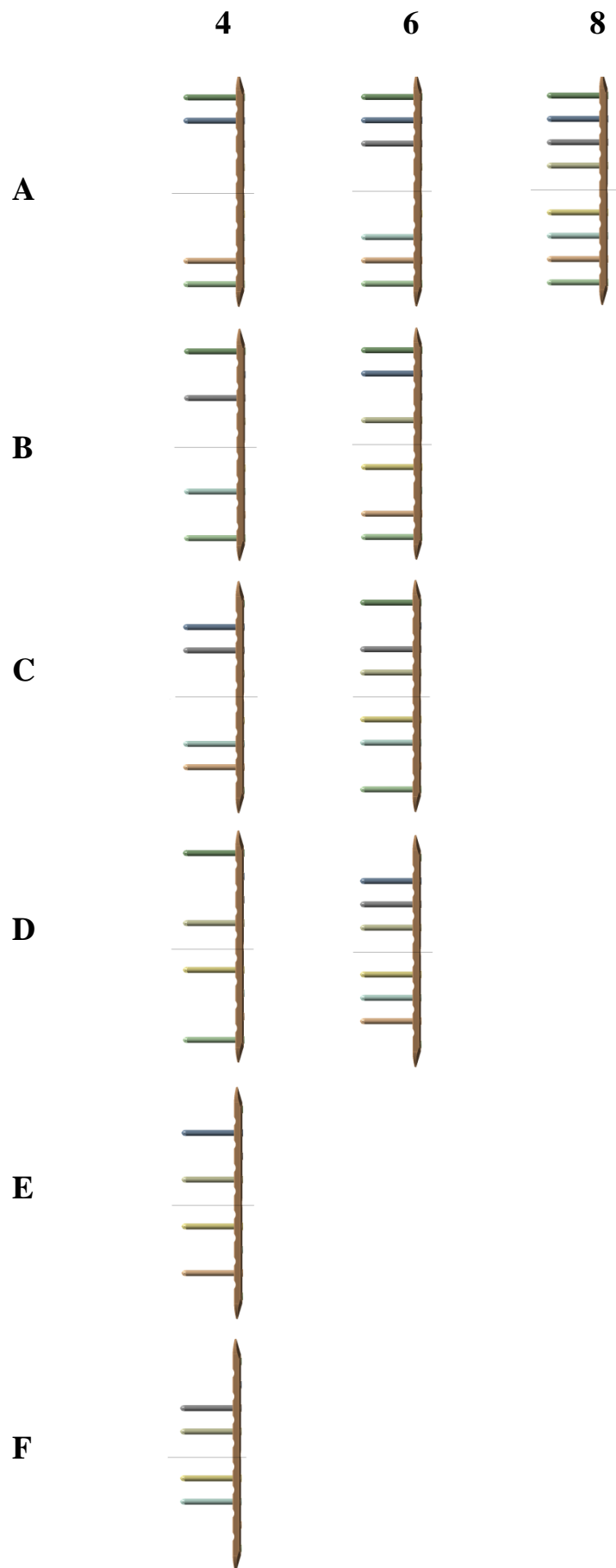
Uhlovo stabilná dlahá s deviatimi otvormi bola vytvorená na základe katalógových informácií od firmy MEDIN (vid' obr. 9.1). Otvor číslo 5, ktorý sa nachádza v strede dlahy leží v oblasti fraktúry, preto sa pri fixácii tento otvor nepoužije.

Skrutky boli vymodelované bez závitov detailnejšie vid' kapitola 10.1.2.



Obrázok 9.1: Dlahá priama uhlovo stabilná (9 otvorov) [47]

Jednotlivé geometrické variácie rozmiestnenia skrutiek s predpokladom symetrického rozloženia skrutiek vzhľadom k rovine prechádzajúcou stredom zlomeniny sú zobrazené v obr. číslo 9.2. Počet skrutiek 4, 6, 8 a rozmiesnenie A, B, C, D, E, F. Poradie bolo vytvorené intuitívne vzostupne vzhľadom na rigiditu fixovanej zlomeniny.



Obrázok 9.2: Variácie pozícií použitých skrutiek

9.2 Model materiálu diafýzy femuru

Pre telo diafýzy femuru, ktoré je tvorené kortikálnym kostným tkanivom bol použitý homogénny, izotropný, lineárny model materiálu, vid' tabuľka 1, ktorý je popísaný pomocou Youngovho modulu pružnosti E a Poissonovho pomeru μ . Viac informácií o modeloch materiálu kosti je v kapitole 10.2. Dlahá a skrutki sa vyrábajú v dvoch typových materiálových prevedeniach, a to v prevedení TITAN: Ti6Al4V ELI, podľa ISO 5832-3 alebo SSt – nehrdzavejúca oceľ, podľa ISO 5832-1, ISO 5832-9 [47]. V tabuľke 2. je nehrdzavejúca oceľ ASTM F138 spracovaná za studena, ktorá bola použitá pri výpočte. Pre vyhodnotenie pretvorenia objavujúceho sa v mieste zlomeniny, ktoré je nevyhnutné pre správne hojenie a tvorbu kalusu, bolo použité granulózne tkanivo (kalusu) vid' tabuľka 2.

Tabuľka 1: Materiálové vlastnosti pre výpočtový model diafýzneho femuru

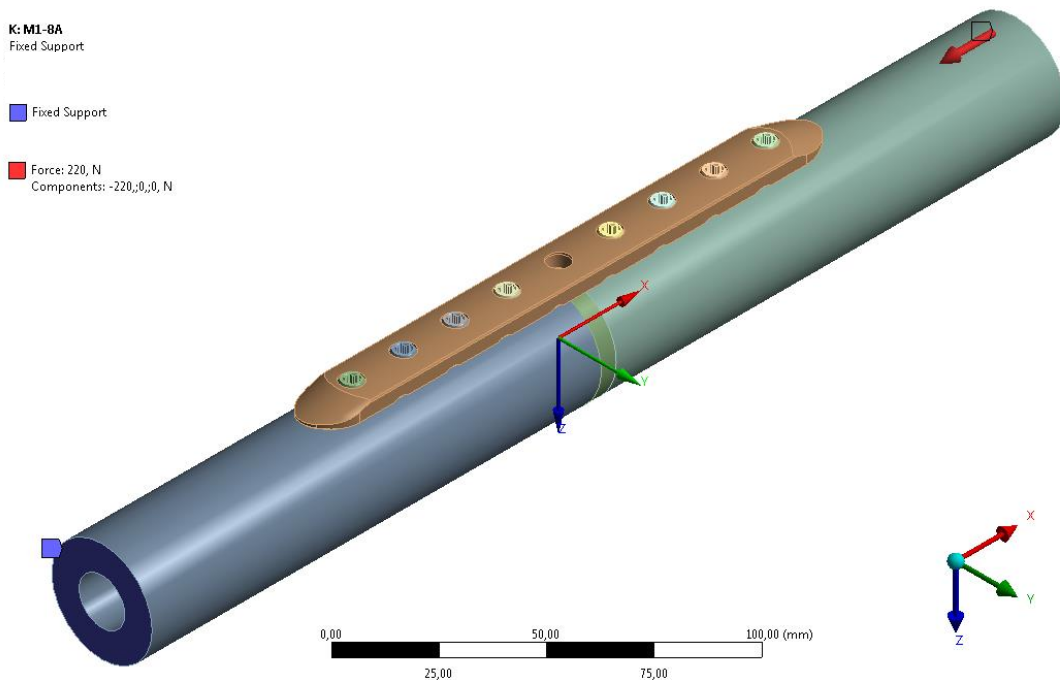
	Kortikálne kostné tkanivo	Granulózne kalus	Nehrdzavejúca oceľ [48]	Titánová zliatina [49]
Youngov modul pružnosti, E [MPa]	15000 [50]	0,2 [14]	200 000 [51]	120 000
Poissonov pomer, μ [-]	0,33 [50]	0,167 [14]	0,3 [51]	0,3
Medza pevnosti, R_m [MPa]	-	-	860 [51]	970
Medza pružnosti, R_e [MPa]	-	-	690 [51]	930
Medza únavy, R_c [MPa]	-	-	396 [10]	600
Maximálne dovolené pretvorenie [%]	0,3 [6]	100 [48]	-	-

9.3 Model uloženia a zaťaženia diafýzy femuru

Kosť na jednom konci votknutá, na druhom konci je predpísané reprezentatívne silové zaťaženia vyvolávajúce konkrétne M1- tlak (vid' obr. 9.3), M2- ohyb okolo osi Y (vid' obr. 9.4), M2- ohyb okolo osi Z (vid' obr. 9.5) a M3- krut (vid' obr. 9.6). V skutočnosti zlomenina môže byť vystavená aj iným typom namáhania, respektíve ich kombináciám, tieto ale neboli uvažované na danej úrovni modelu.

9.3.1 Múd zaťaženia 1 (M1-tlak)

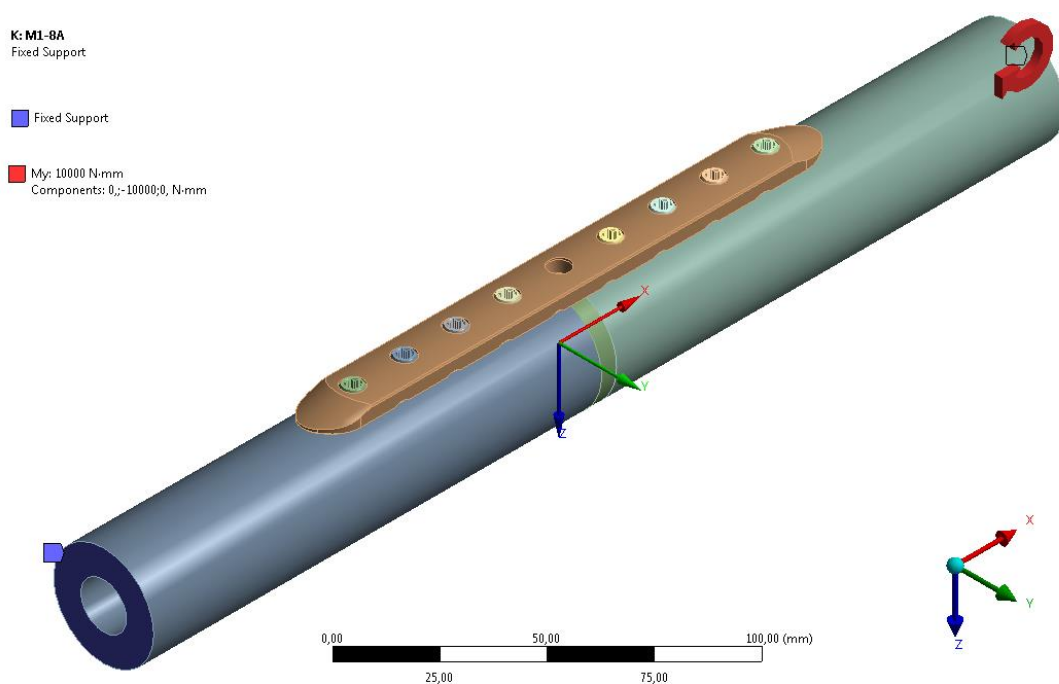
Najdominantnejší mód zaťaženia, ktorý sa na dlhej časti stehennej kosti vyskytuje, je tlakové namáhanie, ktoré vzniká napríklad pri chôdzi o barlách, keď pacient mierne dostupuje. Pre výpočet bola zvolená sila 220N rovnajúca sa 30% tiažovej sily pôsobiacej na priemerného muža o hmotnosti 75 kg. Spôsob uloženia a zaťaženia je zrejmi z obr. 9.3.



Obrázok 9.3: Mód zaťaženia 1 (M1-tlak)

9.3.2 Mód zaťaženia 2 (M2-ohyb Y)

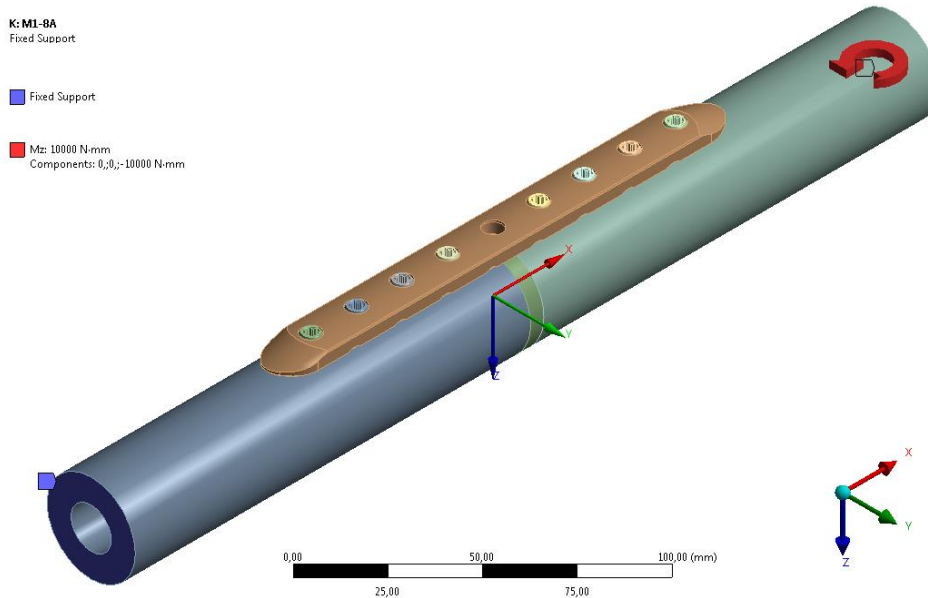
Ďalším módom zaťaženia, ktorý sa na dlhej časti stehennej kosti vyskytuje, je ohybové namáhanie, ktoré vzniká napríklad z dôvodu zakrivenia stehennej kosti. Ohybový moment môže byť, ale taktiež vyvolaný napríklad tiažovou silou pôsobiacou na spodnú časť končatiny, keď pacient vstáva z postele. Hmotnosť predkolenia a kolena priemerného muža (hmotnosti 75 kg) je približne 5 kg, poloha ťažiska spodnej časti končatiny je vo vzdialenosti približne 200 mm od zlomeniny [52]. Pre výpočet bol zvolený ohybový moment 10 000 N·mm, spôsob uloženia a zaťaženia je zřejmý z obr. 9.4.



Obrázok 9.4: Mód zaťaženia 2 (M2-ohyb Y)

9.3.3 M3- ohyb Z

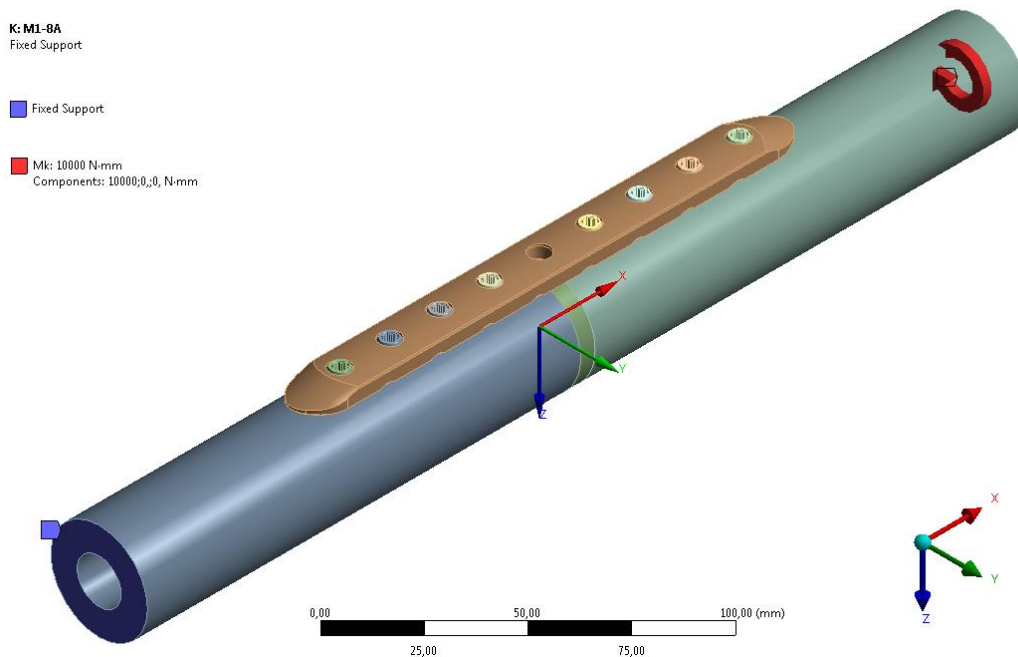
Ohybový moment pôsobí podobne ako v predchádzajúcom móde, veľkosť je rovnaká jeho orientácia je však zmenená a to tak, že pôsobí v smere osi Z. Spôsob uloženia a zaťaženia je zrejмый z obr. 9.5.



Obrázok 9.5: M3- ohyb Z

9.3.4 M4- krut

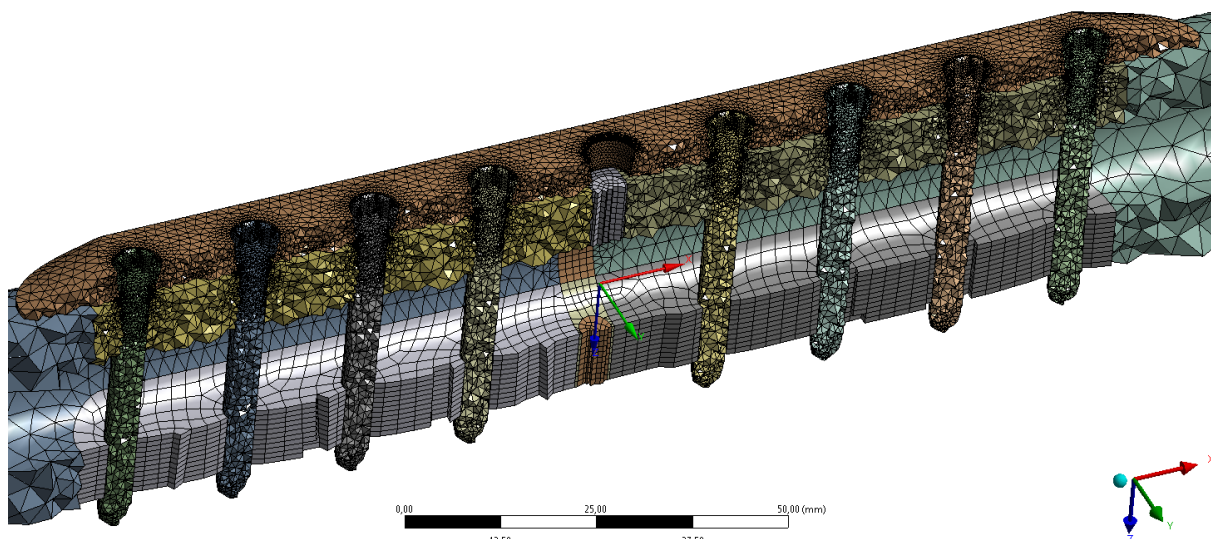
Poslednou riešenou variantu namáhania je namáhanie krutom, ktorý môže byť vyvolaný napríklad v polohe, kde pacient leží na boku. Kolená má kolmo pokrčené a nohu v takejto polohe mierne nadvihne, prípadne to môžu byť rôzne zavadenia, zmeny smeru pohybu a podobne. Krútiaci moment použitý pri výpočte je 10 000 N·mm, spôsob uloženia a zaťaženia je zrejмый z obr. 9.6.



Obrázok 9.6: M4- krut

9.4 Diskretizovaný model geometrie diafýzy femuru

Kosť bola rozdelená na niekoľko objemov z dôvodu lepšieho nastavenia veľkosti prvkov. Sieť (viď obr. 9.7) bola následne zjemnená v oblasti kontaktu skrutiek a kosti, skrutiek a dlahy, v oblasti kalusu následne v oblastiach vysokých hodnôt napätia alebo pretvorenia kde bola prevedená citlivostná analýza hustoty siete a veľkosti elementov. Bolo použitých 599 tisíc prvkov, typu SOLID186, SOLID187, pre kontakty CONTA174, TARGE170 a pre silové zaťaženie SURF154.



Obrázok 9.7: Sieť v reze

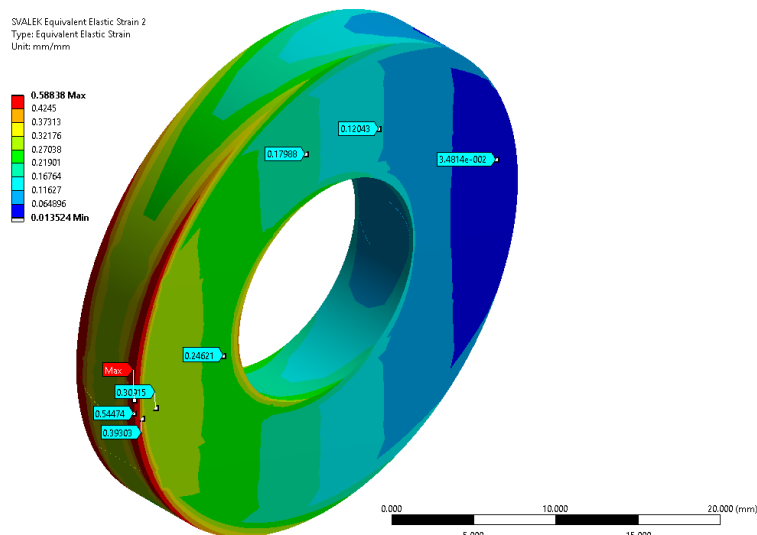
Všetky kontakty boli nastavené) „bonded“, vzhľadom na veľký počet prvkov a dĺžku výpočtového času bola použitá metóda PCG (Preconditioned Conjugate Gradient) predvolená tolerancia iteračného riešiča bola zmenná z hodnoty $1 \cdot 10^{-8}$ na $1 \cdot 10^{-4}$. Bola vykonaná analýza, ktorá potvrdila potrebu použitia nastavenia pre veľké deformácie. Výpočtový čas 44 konfigurácii zabral niečo vyše 10 hodín výsledky predstavujú približne 60 GB dát.

9.5 Prezentácia výsledkov diafýzy femuru

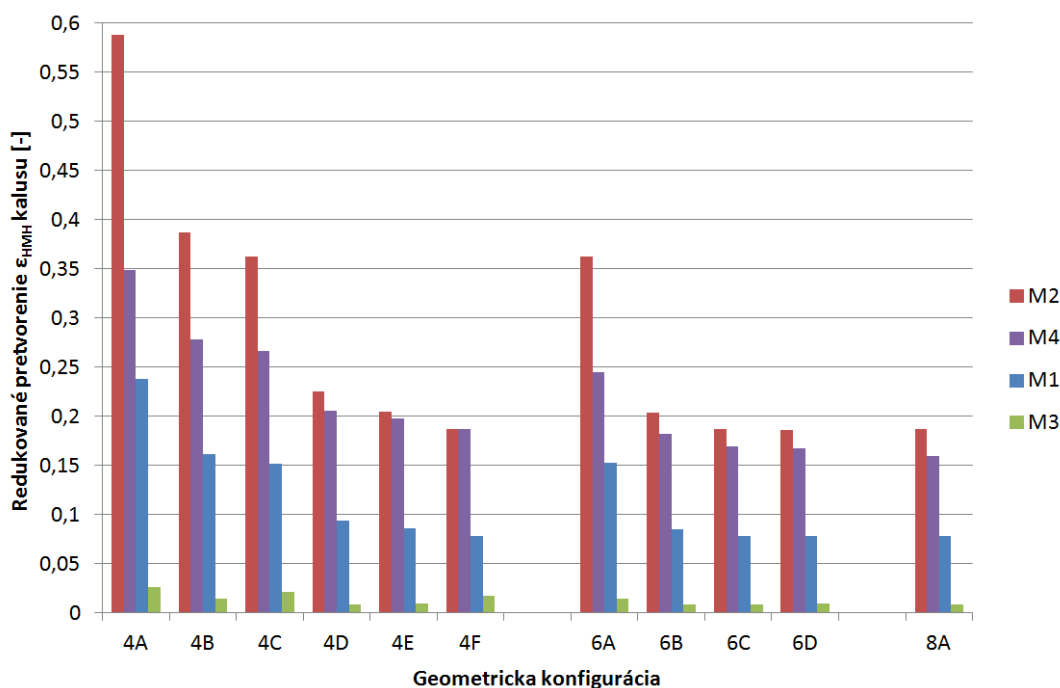
Vyhodnotiť a vhodne porovnať výsledky získane zo 44 konfigurácii predstavuje neľahkú úlohu. Vyhodnocované boli nasledujúce veličiny redukované napätie σ_{HMH} v dlahe, redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse a redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti.

9.5.1 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} kalusu

Na obrázku 9.8 môžeme vidieť maximálnu hodnotu redukovaného pretvorenia ϵ_{HMH} v oblasti kalusu ktorej bolo dosiahnuté pri geometrickej konfigurácii 4A (viď obr. 9.2) a móde zaťaženia M2 (viď kapitola 9.3.2). Porovnanie jednotlivých redukovaných pretvorení ϵ_{HMH} v závislosti na geometrickej konfigurácii a móde zaťažovanie môžeme vidieť v grafe viď obr. 9.9.



Obrázok 9.8: Maximálne redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse

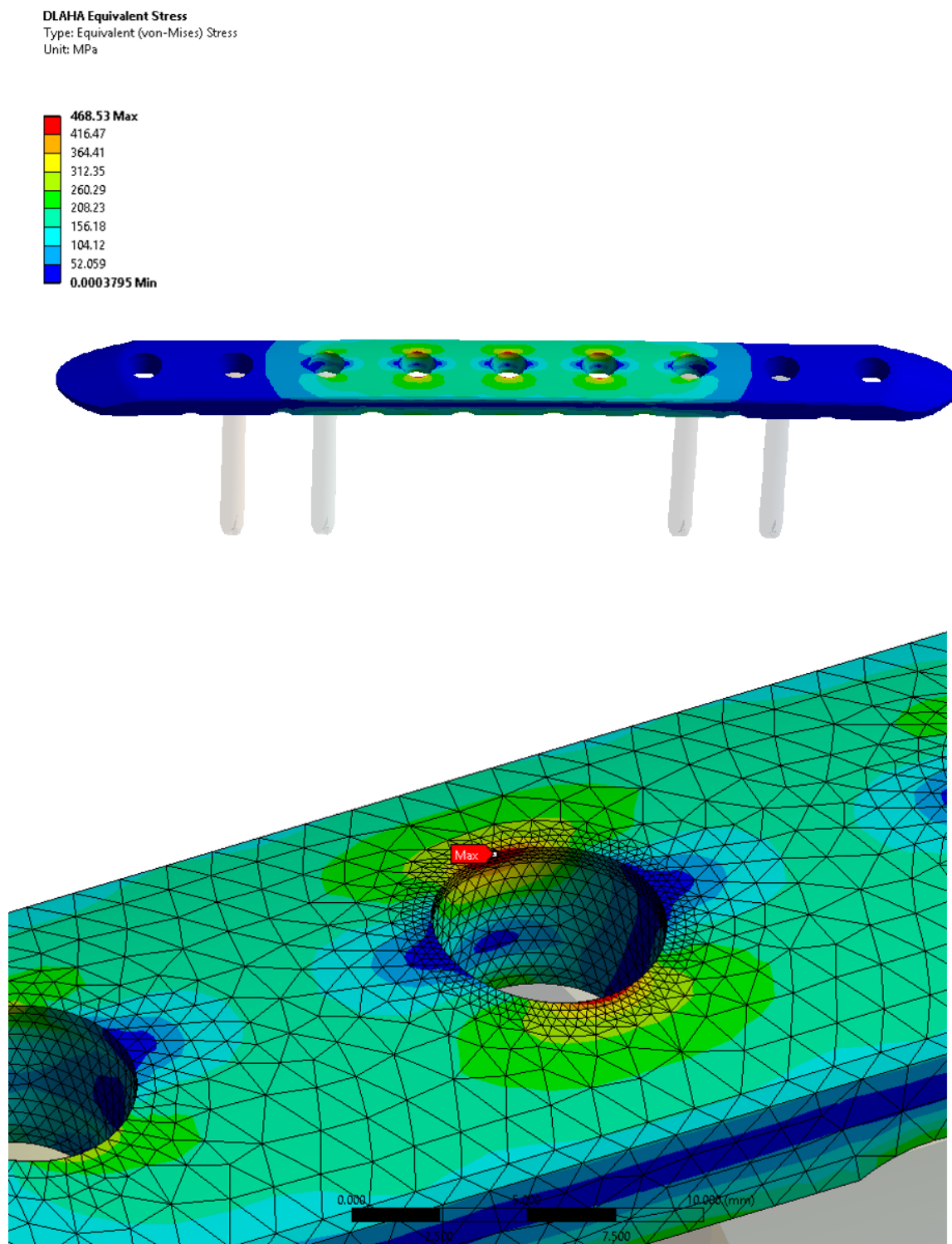


Obrázok 9.9: Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse v závislosti na geometrickej konfigurácii a móde zaťaženia.

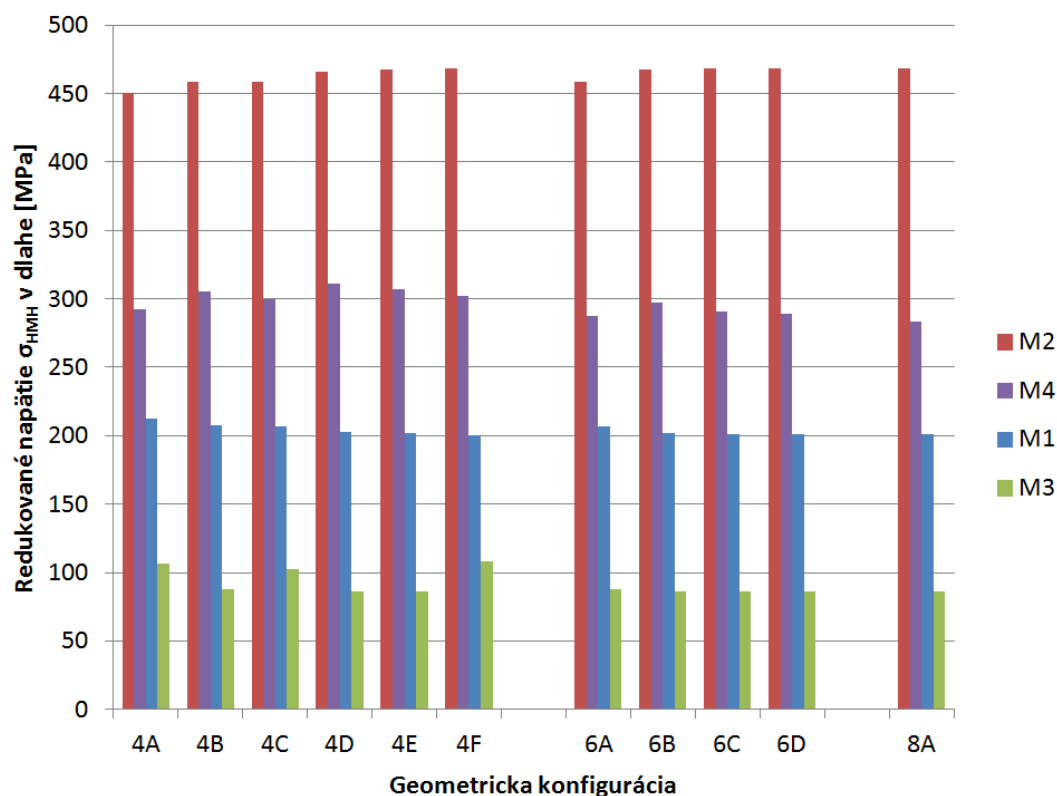
Z grafu je zrejmé, že intuitívne zoradenie geometrií (pri použití štyroch, šiestich a ôsmich skrutiek) s ohľadom na vzostupnú rigiditu zlomeniny (prejavuje sa znižujúcim sa pretvorením kalusu) bolo správne. Výnimku tvorí zaťažovací mód M3, kde vzostupná tendencia tuhosti fixácie nie je taká významná. Najväčšie pretvorenia boli vyvolané zaťažovacím módom M2, následne M4 a M1. Najmenšie pretvorenie vznikalo pri ohybovom móde M3, kde ohybová tuhosť dlahy okolo osi Z, ktorá je niekoľko krát väčšia ako ohybová tuhosť okolo osi Y, zabránila významným pretvoreniam v oblasti kalusu. Pri použití štyroch skrutiek umiestnených v tesnej blízkosti zlomeniny (4F), respektíve šiestich skrutiek v tesnej blízkosti zlomeniny (6D) a všetkých ôsmich skrutiek (8A), bolo dosiahnutých veľmi podobných výsledkov pretvorenia vo oblasti kalusu.

9.5.2 Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe

Maximálnu hodnotu redukovaného napätia σ_{HMH} v dlahe, ktorej bolo dosiahnuté pri geometrickej konfigurácii 4F (vid' obr. 9.2) a móde zaťaženia M2 (vid' kapitola 9.3.2) môžeme vidieť na obrázku 9.10. Porovnanie jednotlivých redukovaných napätí σ_{HMH} v dlahe v závislosti na geometrickej konfigurácii a móde zaťažovanie, môžeme vidieť v grafe vid' obr. 9.11.



Obrázok 9.10: Maximálne redukované napätia σ_{HMH} v dlahe



Obrázok 9.11: Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe v závislosti na geometrickej konfigurácii a móde zaťaženia.

Napätie v dlahe malo rovnakú tendenciu silnej závislosti na zaťažovacom móde v rovnakom zostupom poradí ako pri redukovanom pretvorení kalusu M2, M4, M1 a následne M3. Naopak zmena geometrických konfigurácií nemala zásadný vplyv na redukované napätie v dlahe. Redukované napätie dosiahlo maximálnej hodnoty 468,5 MPa v geometrickej konfigurácii 4F a zaťažovacom móde M2. Bezpečnosť k medznému stavu pružnosti predstavuje hodnotu 1,472 a k medznému stavu únavy 0,845 vid' rovnica (1) a (2). Je dôležité si uvedomiť, že skutočné napätie sa môže v dôsledku závitú v oblasti otvoru značne líšiť, ide teda skôr o kvalitatívne porovnanie jednotlivých konfigurácií ako o rozbor možných medzných stavov.

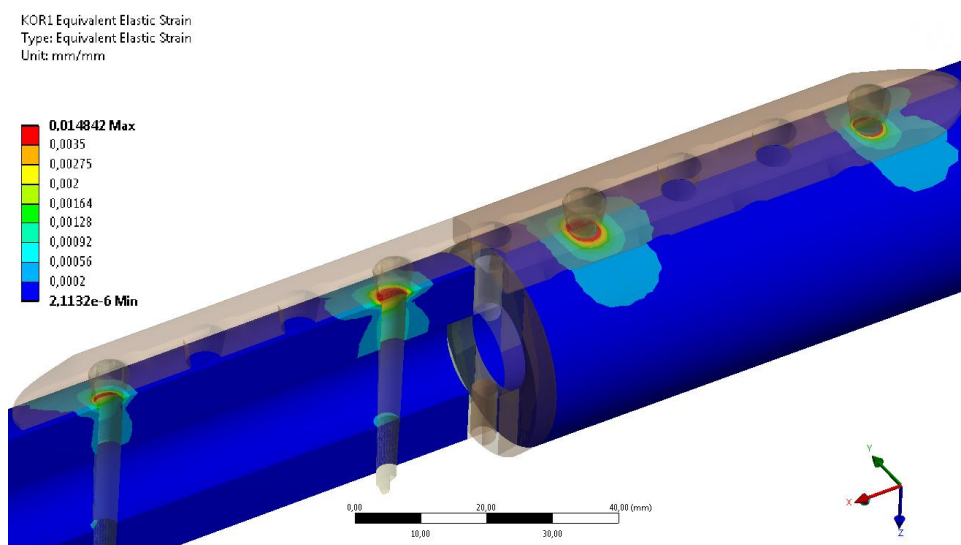
$$k_{MSP} = \frac{Re}{\sigma_{HMH}} = \frac{690}{468,5} = 1,472 \quad (1)$$

$$k_{MSÚ} = \frac{Re}{\sigma_{HMH}} = \frac{396}{468,5} = 0,845 \quad (2)$$

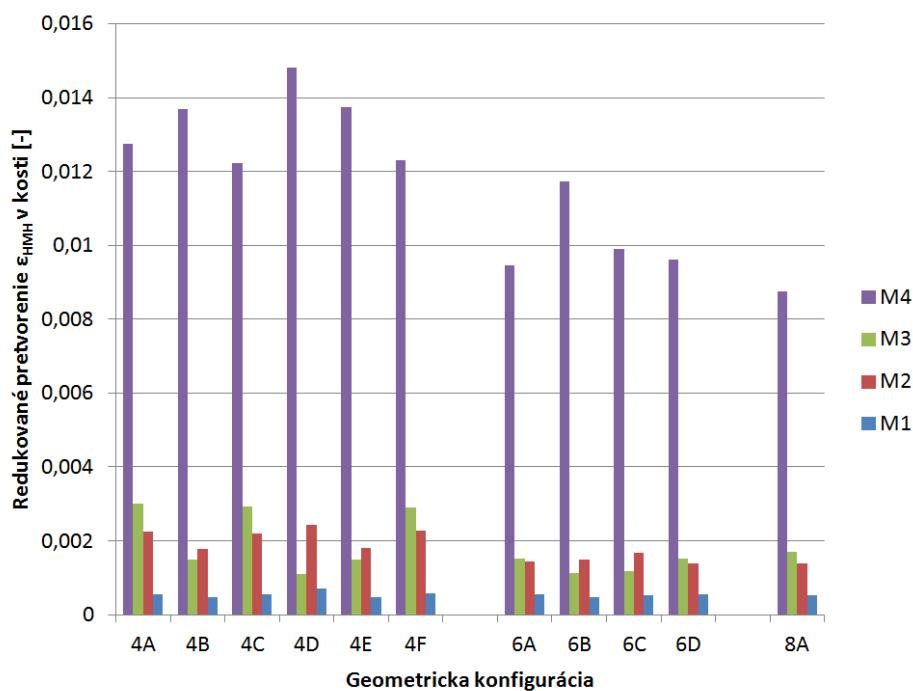
9.5.1 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti

Na obrázku 9.12 je zobrazená v čiastočnom reze geometrická konfigurácia 4D (vid' obr. 9.2) pri ktorej bolo dosiahnutej maximálnej hodnoty redukovaného pretvorenia ϵ_{HMH} v oblasti kosti v dôsledku zaťažovania M4 (vid' kapitola 9.3.4). Oblasť, kde dochádza k patologickému preťažovaniu kosti, tzn. redukované pretvorenie $\epsilon_{HMH} > 0,0035$ [-] sú označené na červeno. Žltá a oranžová oblasť značí mierne preťažovanie $0,002$ [-] < ϵ_{HMH} < $0,0035$ [-], svetlo modrá až zelená fyziologický stav $0,0002$ [-] < ϵ_{HMH} < $0,002$ [-], tmavo modrá nedostatočné namáhanie $\epsilon_{HMH} < 0,0002$ [-] (vid' kapitola 10.2.1).

Porovnanie jednotlivých redukovaných pretvorení ϵ_{HMH} v závislosti na geometrickej konfigurácii a móde zaťažovania môžeme vidieť v grafe vid' obr. 9.13.

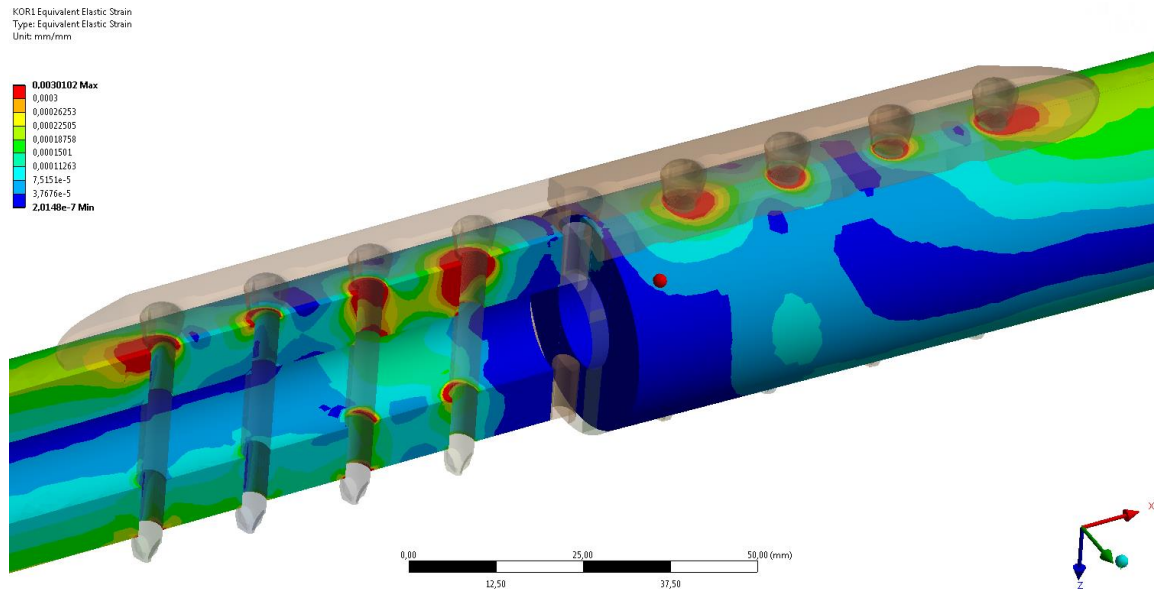


Obrázok 9.12: Maximálne redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti



Obrázok 9.13: Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti v závislosti na geometrickej konfigurácii a móde zaťažovania

Z grafu je zrejmé, že najväčšie hodnoty redukovaného pretvorenia ϵ_{HMH} v kosti vznikali v dôsledku zaťažovacieho módu M4 (vid' kapitola 9.3.4) pri použití štyroch skrutiek. Pri ostatných zaťažovacích módoch boli hodnoty redukovaného pretvorenia ϵ_{HMH} v kosti nižšie. Pri použití šiestich a ôsmich skrutiek bolo redukované pretvorenie ϵ_{HMH} pri zaťažovacom móde M2 najväčšie v tých otvoroch, ktoré boli najbližšie a najďalej od zlomeniny, napr. geometrická kombinácia 8A (vid' obr. 9.2) a zaťažovací mód M2 (vid' kapitola 9.3.2) je zobrazená obr. 9.14 nižšie farebná škála je posunutá oproti obr. 9.12.



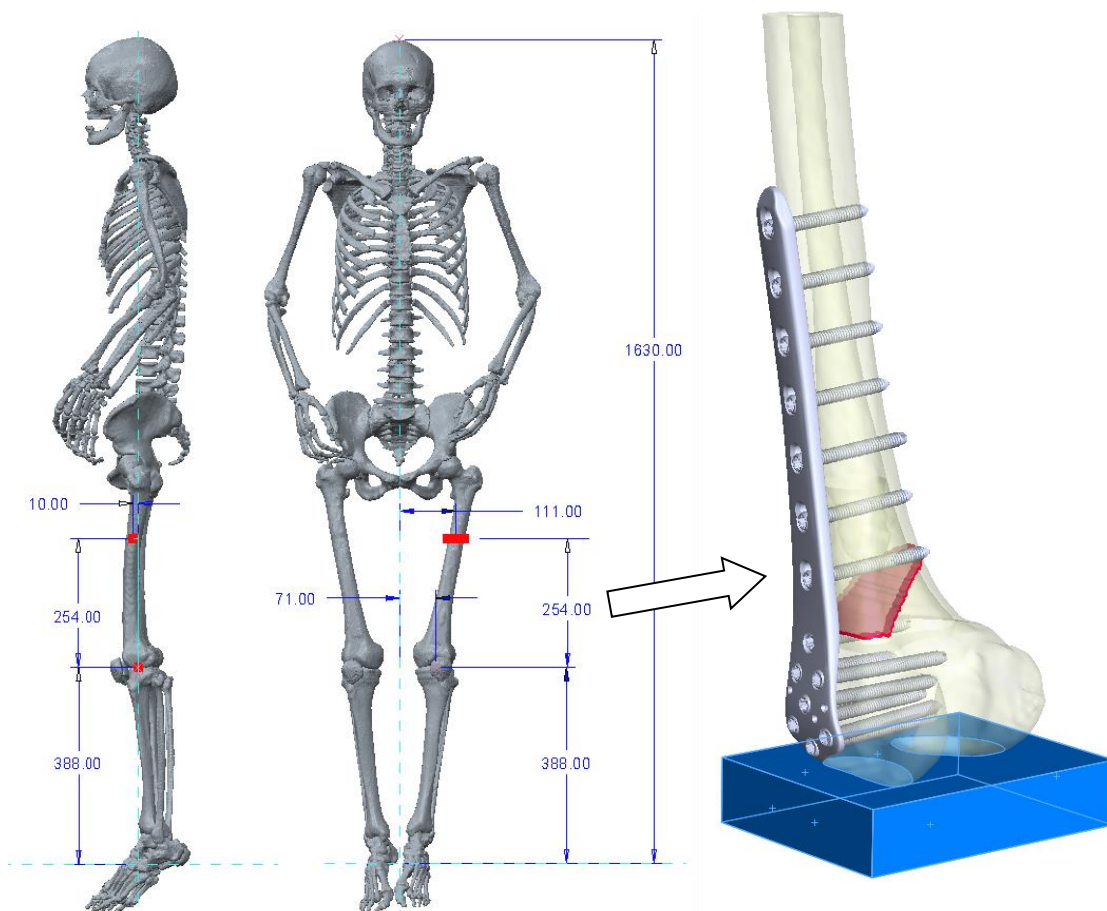
Obrázok 9.14: Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti konfigurácia 8A-M2

10 VÝPOČTOVÝ MODEL DISTÁLNEHO FEMURU

Pre vyriešenie problémovej situácie je potrebné vytvoriť výpočtový model, ktorý na vhodnej úrovni popisuje sústavu. Výpočtový model zlomeniny diafýzy femuru fixovanej pomocou LCP DF dlahy sa skladá z jednotlivých modelov: model geometrie, model materiálu, model uloženia a model zaťaženia.

10.1 Model geometrie

Model geometrie bol vytvorený na dvoch rôznych úrovniach. Prvý model geometrie neuvažuje závit na skrutkách a v kosti. Skrutka je reprezentovaná telesom ktoré, má miesto závitú jednoduchú valcovú plochu. Otvor v kosti bol následne vytvorený odčítaním spoločného objemu. Druhý model geometrie uvažuje závit na skrutkách a v kosti, ktorý bol opäť vytvorený odčítaním spoločného objemu (viď obr. 10.1 b)). Druhý model geometrie bol kompletne pripravený na použitie, no z časových dôvodov nebol nakoniec analyzovaný. Na obrázku 10.1 a) môžeme vidieť STL model ženy, ktorej ľavá stehenná kosť bola použitá pri analýze.



Obrázok 10.1 a): STL model ženy [64]

Obrázok 10.1 b): Model geometrie stehnej kosti so závitom

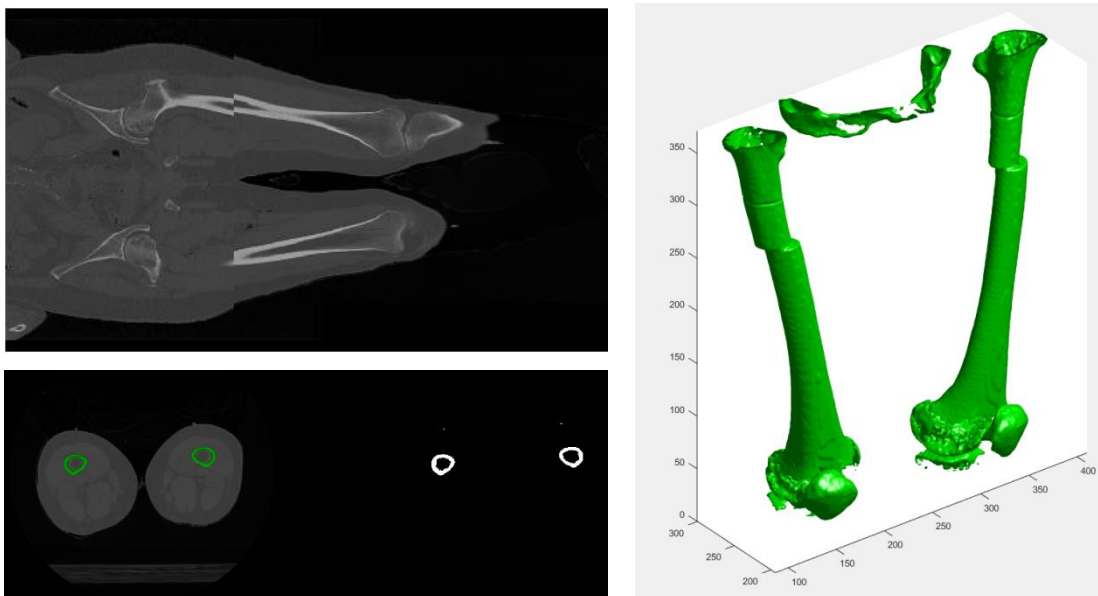
10.1.1 Model geometrie femuru

Tvorba modelu geometrie distálnej časti stehennej kosti bola z časového hľadiska výrazne náročnejšia, ako tomu bolo pri modeli geometrie diafýzy femuru, vid' kapitola 9. Geometriu nebolo možné vytvoriť v jednom programe, keďže na špecifické úkony boli potrebné taktiež špecifické príkazy, ktoré nie vždy fungovali správne. Počas tvorby sa autor stretol s množstvom dielčích problémov týkajúcim sa spracovaním vstupných dát a podobne. Podrobnejší popis tvorby modelu geometrie femuru je uvedený nižšie.

Vstupnú informáciu pre tvorbu modelu geometrie femuru tvorili dodané CT (computed tomography) snímky. Snímky sa vytvárajú pomocou CT vyšetrenia, jedná sa o vyšetrovaciu metódu, ktorá využíva röntgenové žiarenie. Umožňuje detailné zobrazenie jednotlivých častí tela v tenkých vrstvách. Táto metóda je využívaná najmä pri diagnostike rôznych ochorení a pri niektorých špeciálnych liečebných úkonoch. Dominantnou nevýhodou je nepriaznivý vplyv röntgenových lúčov na živý organizmus [53].

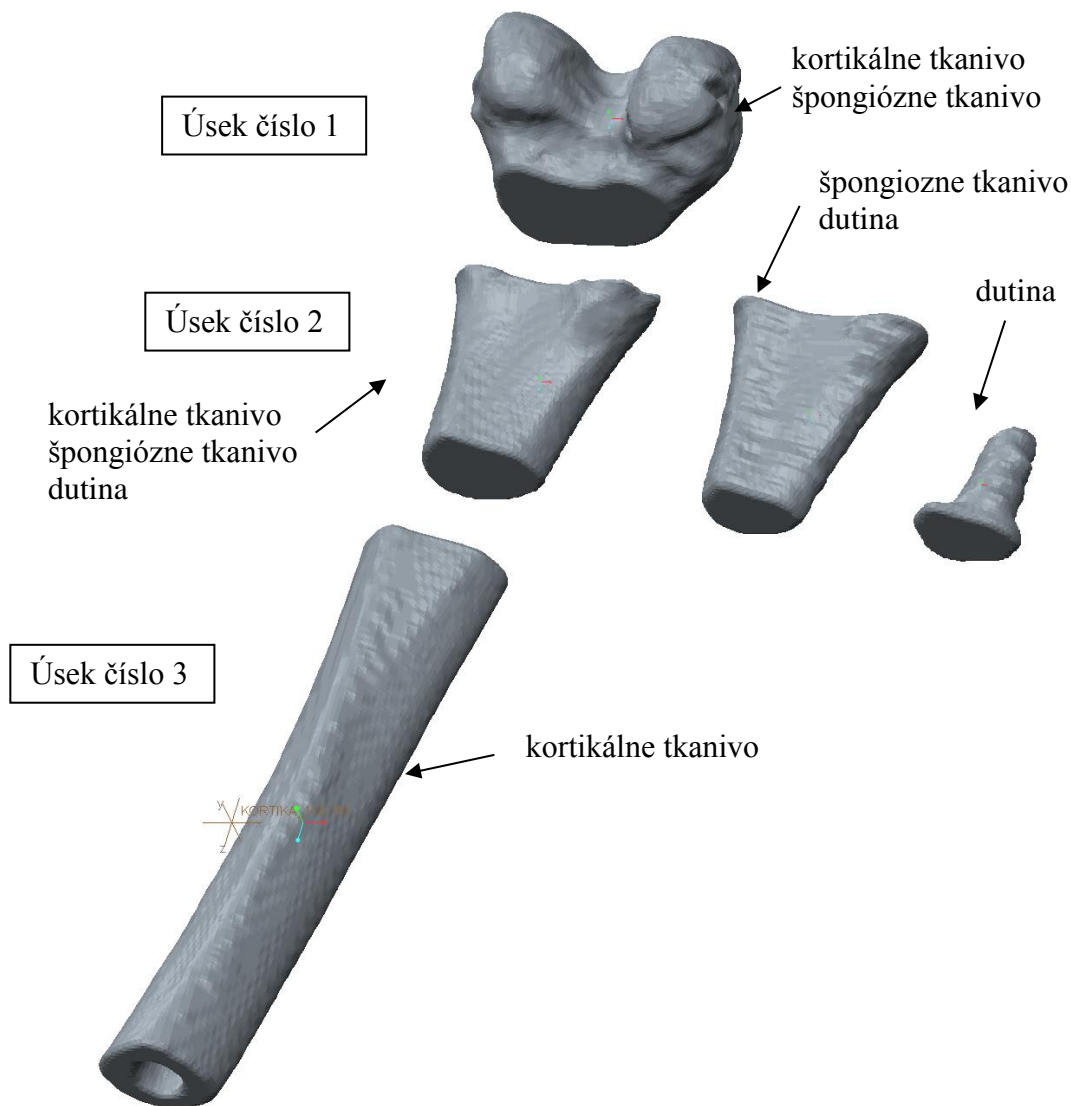
Tvorba STL modelu

Snímky boli načítané do programu STL Model Creator, ktorý funguje v programovacom prostredí Matlab [54]. Tento program umožňuje tvorbu 3D modelu z CT snímok. Dáta boli po načítaní do programu zoradené, nasledovala automatická segmentácia (vid' obr. 10.2) a v určitých oblastiach manuálna segmentácia snímky po snímke. V tomto programe bola odhalená chyba posunutia snímok, z tohto dôvodu nebol použitý celý femur ale len distálna časť, proximálna časť femuru nebola v analýze použitá. Tomu odpovedala aj voľba vhodného rozsahu snímok pre zachytenie stehennej kosti. Už v nasledujúcej fáze bolo potrebné spraviť rozhodnutie, aký typ prvkov bude pre MKP model použitý. V dôsledku veľmi tenkej vrstvy kortikálneho tkaniva (1mm) na kondylárnej časti femuru bolo rozhodnuté použiť na tomto mieste element typu Shell. Tomuto rozhodnutiu následne podliehala tvorba modelu geometrie femuru.



Obrázok 10.2: Segmentácia v programe STL Model Creator

Oblasť kosti bola rozdelená na 3 úseky (viď obr. 10.3), ktoré sa navzájom čiastočne prekrývali. V kondylárnej časti (úsek číslo 1) sa nachádza špongiózne kostné tkanivo, na ktorom je už spomínaná tenká vrstva kortikálneho kostného tkaniva toto tkanivo bolo modelované prostredníctvom plochy, na ktorej bol vytvorený prvok Shell. V strednej časti (úsek číslo 2) sa nachádzajú 3 objekty reprezentujúce kortikálne kostné tkanivo, špongiózne kostné tkanivo a dreňovú dutinu. V oblasti diafýzy (úsek číslo 3) sa nachádza len kortikálne kostné tkanivo a dreňová dutina. Pri vytváraní STL modelov bolo dôležité zachovať totožný globálny súradnicový systém pre každý model z dôvodu neskoršieho skladania jednotlivých objektov.

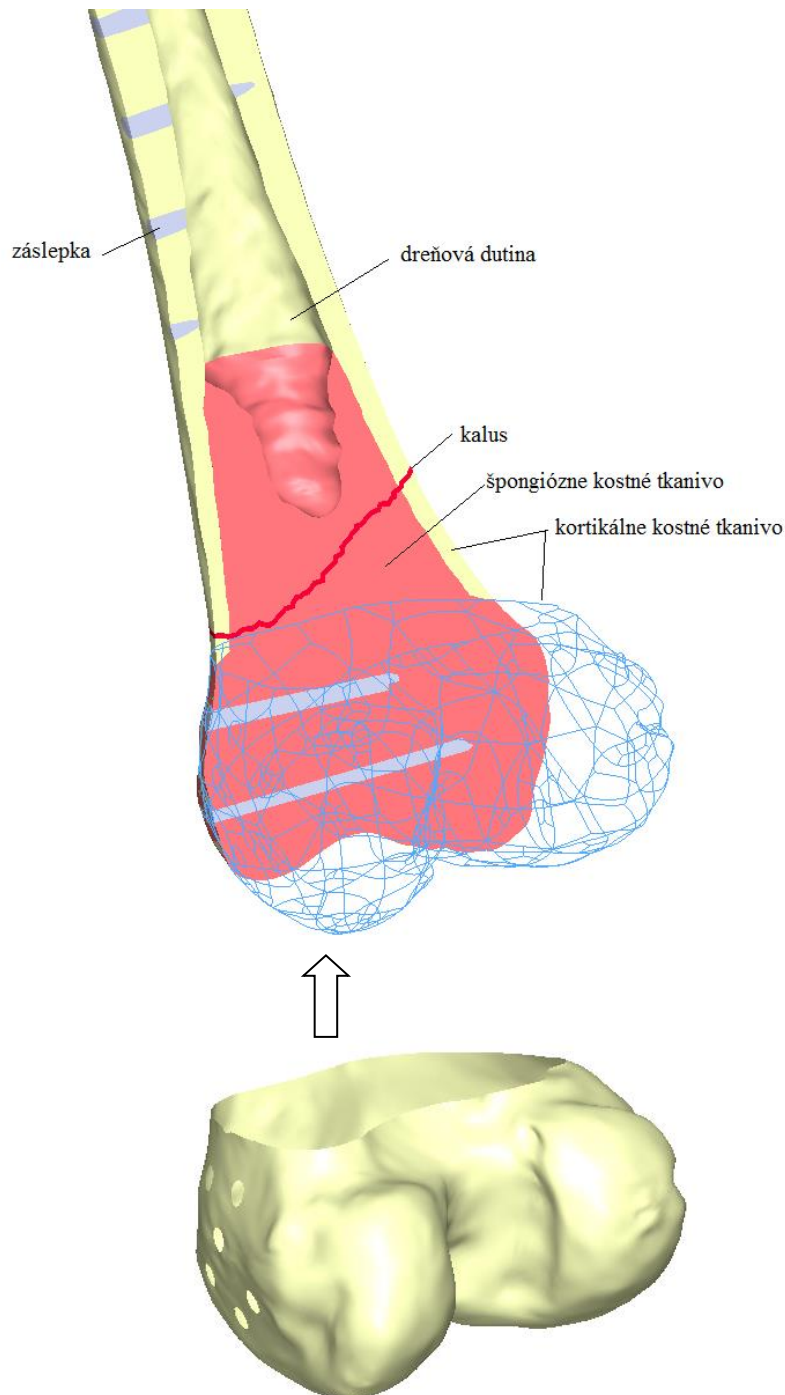


Obrázok 10.3: STL modely kosti získane po segmentácii

Tvorba objemového CAD modelu

Z každého z jednotlivých STL modelov bol v programe Catia vytvorený CAD model ktorý, bol uložený vo formáte STEP. Tieto modely boli naimportované do programu Solidworks, kde boli symetricky orezané prečnievajúce časti. Následne boli odčítané odpovedajúce objemy a vyhladené prechody na rozhraní jednotlivých úsekov. V distálnej časti femuru bol vytvorený blok reprezentujúci meniskus. Extraartikulárna zlomenina typu A1 (jednoduchá) (viď kapitola 5.1.7) bola modelovaná prostredníctvom schodovitého výrezu o hrúbke cca 1 mm, tento výrez

má premenlivé materiálové vlastnosti vyvíjajúceho sa kalusu. Od tohto okamžiku začali vznikať dva rôzne modely geometrie v prvom bola odčítaná naimportovaná geometria dlahy so skrutkami bez závitov, v druhom prípade so závitmi. Výsledne výrezky kosti zostali v geometrii potlačené pre použitie v podobe záslepky (viď obr. 10.4) pri jednotlivých kombináciách použitia skrutiek. Geometrická konfigurácia ktorá odpovedá zahojenej zlomenine po vybratí všetkých skrutiek a dlahy a po zarastení otvorov po skrutkách je označovaná **X0**.



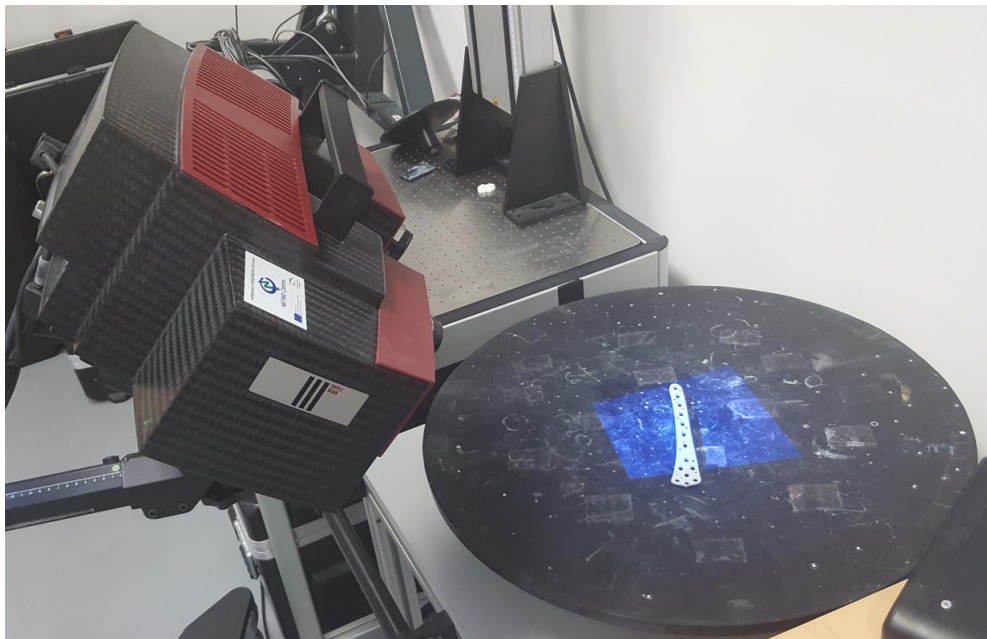
Obrázok 10.4: Model geometrie distálnej časti femuru v reze

10.1.2 Model geometrie dlahy

Na základe typu a tvaru zlomeniny bola zvolená vhodná dĺžka dlahy vid' kapitola 6.5.2. Za účelom tvorby modelu geometrie bola táto dlaha zapožičaná z Univerzítnej nemocnice v Martine. Z dôvodu komplikovanej geometrie bolo nutné využiť pre tvorbu 3D modelu optický skener ATOS Triple Scan (vid' obr. 10.6) využívajúci princíp triangulácie. Z dôvodu lesklého povrchu musel byť na dlahu nastriekaný jemný titánový prášok rozpustený v technickom liehu (vid' obr. 10.5). Dlahy bola v zapätí polepená referenčnými bodmi, ktoré slúžia pre skladanie jednotlivých skenov cez seba. Za poskytnutie prístroja, odbornú konzultáciu a pomoci pri spracovaní dát patrí vďaka Ing. Radkovi Vránovy.

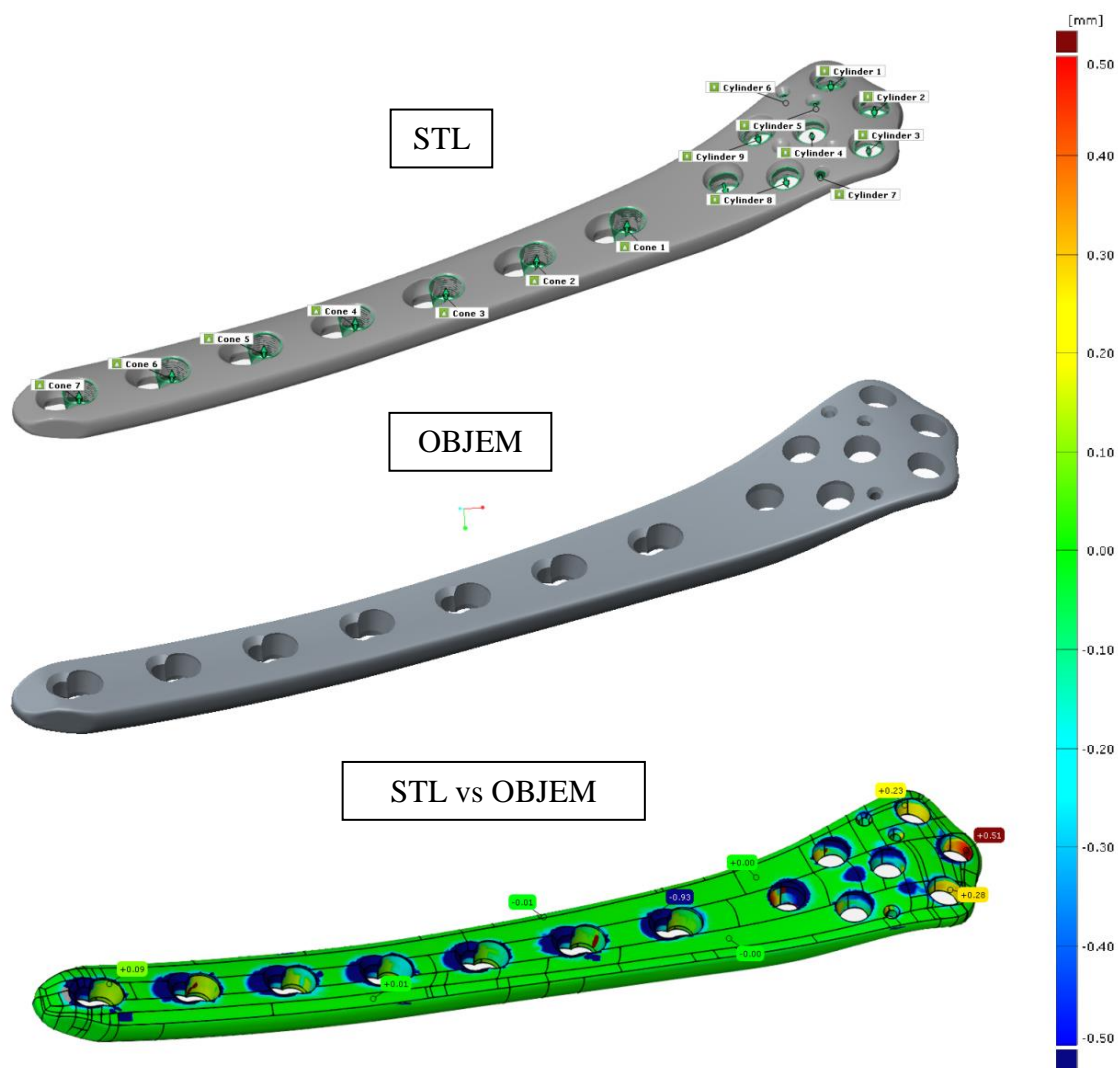


Obrázok 10.5: Nástrek titánovým práškom



Obrázok 10.6: 3D skener ATOS Triple Scan

Po vytvorení potrebných skenov bolo nevyhnutné spracovať STL model v programe GOM Inspect 2016. V programe bolo vykonané odstránenie nežiadúcich povrchov, naftovanie kužeľových plôch (uložených samostatne do súboru IGIS) a uzatvorenie všetkých otvorov. Opäť prišiel na radu problematický prechod z STL formátu do formátu CAD. V tomto prípade bol použitý softvér od spoločnosti Autodesk konkrétne sa jednalo o produkt Inventor 2017. V programe Creo 2 od spoločnosti PTC boli vytvorené osi prechádzajúce kužeľovými plochami so súboru IGIS a v zapätí opätovne vytvorené všetky otvory pre DF LCP v prevedení bez závitů.



Obrázok 10.7: Porovnanie STL a CAD modelu

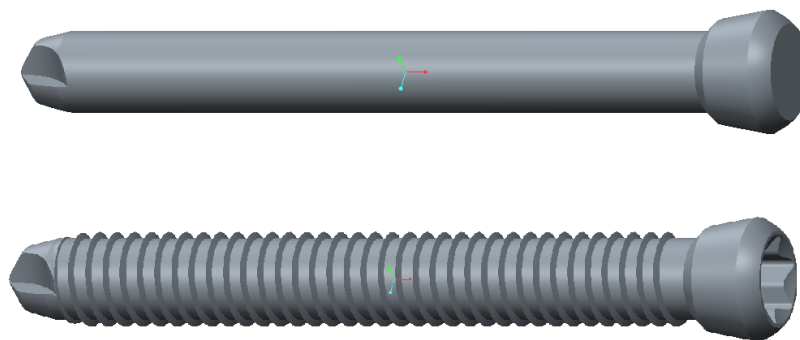
Z inšpekčnej analýzy (viď obr. 10.7) vyplýva, že odchýlky novo vytvoreného objemového CAD modelu sú vzhľadom k pôvodnému STL modelu minimálne. Významnejšie sa odlišujú v časti otvorov ktoré sa využívajú k štandardným skrutkám, v analýze však tieto typy skrutiek využité neboli.

10.1.3 Model geometrie skrutiek

Model geometrie skrutiek bo vytvorený na základne reálnych skrutiek, ktoré boli zapožičané z Univerzitetnej nemocnice v Martine súčasne s dlahou. Skrutky boli odmerané vo firme Viena International, ktorá sa zaoberá zákazkovou výrobou presných strojárskych dielcov hlavne pre automobilový priemysel. Meranie prebehlo na profilprojektore s označením LM 10-ATLAAS (vid' obr. 10.8) od talianskeho výrobcu MICROTECHNIKA sri. Na základe rozmerov získaných z merania boli vytvorené v programe Creo2 dva typy skrutiek (vid' obr. 10.9) v rôznych dĺžkových prevedeniach podľa katalógu výrobcu vid' kapitola 6.5.2.



Obrázok 10.8: Profilprojektore LM 10-ATLAAS od talianskeho výrobcu MICROTECHNIKA sri



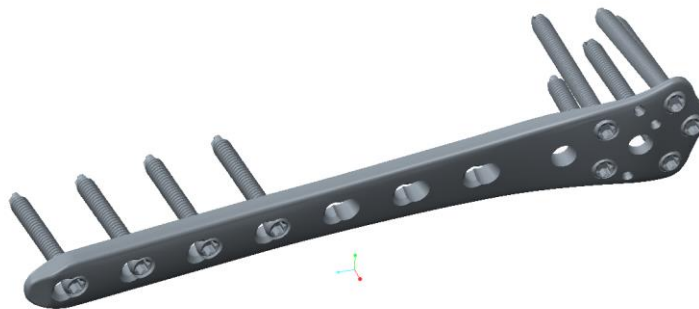
Obrázok 10.9: Skrutka v prevedení 40 mm bez závitov a so závitom

10.1.4 Geometrické konfigurácie použitých skrutiek

Nasledujúce geometrické konfigurácie vznikli po konzultácii s primárom traumatologického oddelenia pánom MUDr. Peterom Gémešom na pôde Univerzitnej nemocnice v Martine (vid' kapitola 6.5.4). Konfigurácia X6 (vid' obr. 10.10) predstavuje podľa skúsenosti nedostatočne fixovanú zlomeninu, X9 (vid' obr. 10.11) reprezentuje optimálnejšiu konfiguráciu skrutiek. Varianta X14 (vid' obr. 10.12) predstavuje príliš veľké množstvo skrutiek.



Obrázok 10.10: Geometrická konfigurácia s označením X6, využité otvory pre skrutky D, E, G, a 5,6,7(legenda označenia otvorov vid' orb.6.17)



Obrázok 10.11: Geometrická konfigurácia s označením X9, využité otvory pre skrutky C, D, E, F, G, a 4,5,6,7(legenda označenia otvorov vid' orb.6.17)



Obrázok 10.12: Geometrická konfigurácia s označením X14, využité sú všetky otvory pre skrutky

10.2 Model materiálu

Sústava sa skladá z LCP DF dlahy, uzamykateľných skrutiiek, bloku reprezentujúceho meniskus a stehennej kosti. Stehenná kosť je tvorená kortikálnym a špongióznym kostným tkanivom, kalusom v oblasti zlomeniny, ktorý v priebehu hojenia mení svoje mechanické vlastnosti. Všetky materiály sú uvažované ako homogénne, izotropné a lineárne. Na ich popis je použitý Youngov modul pružnosti a Poissonov pomer.

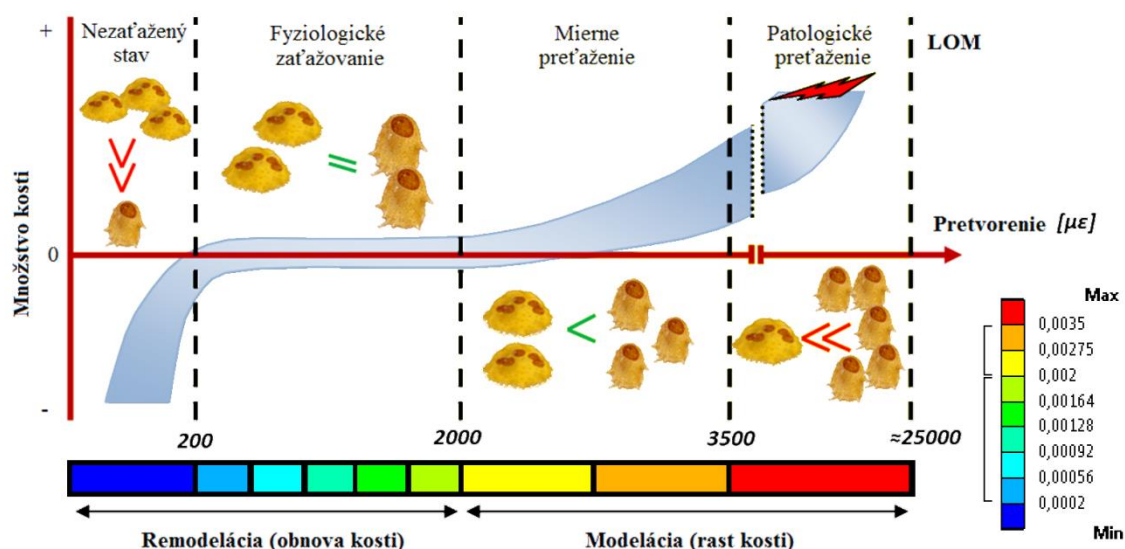
10.2.1 Model materiálu femuru

Obecne je materiál stehennej kosti človeka z hľadiska mechanických vlastností možné rozdeliť na dva základné typy kostného tkaniva. Kortikálne kostné tkanivo ktoré je hutné a nachádza sa najmä v strednej časti dlhých kostí, je tvorené charakteristickým usporiadaním lamiel, ktoré sú pozdĺžne orientované v kosti. Jeho popis je značne komplikovaný pri určovaní mechanických charakteristík, je možné vychádzať z analýzy hustoty kostného tkaniva. Hustotu kostného tkaniva je možné stanoviť napríklad z CT vyšetrenia a pomocou vhodných prepočtových vzťahov. Špongiózne kostné tkanivo je tvorené trámčitou štruktúrou a nachádza sa hlavne v epifýzach a metavýzach dlhých kostí. Materiálový popis špongiózneho kostného tkaniva je preto ešte značne komplikovanejší, ako je tomu pri kosti kortikálnej. V tabuľke číslo 2. sú nižšie uvedené, niektoré odbornou verejnosťou pojmávané a často používané, materiálové parametre popisujúce tieto typy kostného tkaniva. Auto práce použil pri analýze materiálové vlastnosti od autora M. Lengsfelda zvýraznené v tabuľke.

Tabuľka 2: Prehľad hodnôt Youngovho modulu pružnosti E [MPa] a Poissonovho pomeru μ [-] pre kortikálne a špongiózne kostné tkanivo.

Autor	Kortikálne kostné tkanivo		Špongiózne kostné tkanivo	
	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]
M. Lengsfelda [50]	15 000	0,33	1 100	0,33
M. Dalstra [55]	17 000	0,3	2 017	0,2
Yuichi Watanabe [56]	17 300	0,29	1 000	0,29
S. Nasr [14]	16 700	0,3	155	0,3
J. Cegonino [57]	14 217	0,32	100	0,3

Podľa Frostovej teórie je proces prestavby kostného tkaniva riadený na základe spätnej väzby, ktorá je určená namáhaním kostí, okrem iných faktorov ako sú napríklad hormóny výživa, vek, atď.. Vo Frostovej teórii sa pretvorenie udáva v mikrostrainech ($1000 \mu\epsilon = \epsilon = 0,001$). Pre jednoduché porovnanie redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti s Frostovou teóriou vznikla farebná škála (viď obr. 10.13). V prvej fáze kosť ubúda a znižuje svoju hustotu (tmavo modrá farba) do chvíle, pokiaľ hodnoty pretvorenia v kosti nedosiahnu hodnoty fyziologického zaťažovania. Rozsah 200 - 2000 $\mu\epsilon$ predstavuje bežný stav. Pri prekročení pretvorenia 2000 $\mu\epsilon$ dochádza k miernemu preťažovaniu, za hodnotu 3500 $\mu\epsilon$ dochádza k patologickému preťažovaniu. Kosť reaguje tvorbou veľkého množstva hmoty, avšak stráca svoju pružnosť a stáva sa krehkou. Porušenie kostného tkaniva nastáva za hodnotou približne 25000 $\mu\epsilon$ [58].



Obrázok 10.13: Prahové hodnoty pretvorenia pre rôzne záťažné stavy [26]

10.2.2 Model materiálu kalusu

Proces hojenia zlomeniny je veľmi zložitý dej, na ktorý vplýva celá rada okolitých vplyvov. Zásadný vplyv majú vek pacienta, typ zlomeniny, typ fixácie, výživa a množstvo iných vonkajších faktorov. Pri hojení prechádza fraktúra rôznymi fázami hojenia pričom dochádza aj k zmenám vlastnosti kalusu ktorý vzniká v oblasti fraktury. Pri správnom procese hojenia dochádza k zvyšovaniu tuhosti kalusu. Z mechanického hľadiska idu o veľmi komplikovanú štruktúru ktorá v procese hojenia významne mení svoje mechanické vlastnosti. V jednotlivých fázach predstavuje nehmogénny, anizotropný a nelineárny materiál.

Existuje niekoľko rôznych štúdií zaoberajúcich sa procesom hojenia zlomenín, kde sa v kaluse objavujú súčasne rôzne typy tkanív, granuloidne, fibrózne, chrupavčité, nevyspelé kostné, pokročilé kostné a dospelé kostné tkanivo. Jednotliví autori pridelujú týmto tkanivám vlastnosti ako Youngov modul pružnosti E [MPa] a Poissonov pomer μ [-] vid' tabuľka číslo 3. [14, 59, 13, 60, 61]. Podľa výsledkov práce Saghar Nasra [14], ktorí analyzovali hojenie zlomeniny femuru, je možné povedať, že granuloidne tkanivo sa dominantne vyskytuje v kaluse okolo 4. týždňa, chrupavčité tkanivo v 12. týždni a nevyspelá kosť približne v 25. týždni [14]. Tieto dáta slúžia autorovi tejto práce ako vstupné údaje pre analýzu. Fibrózne tkanivo sa v analýze nebolo uvažované, nevyspelej kosti bola priradená hodnota $E=1000$ MPa.

Tabuľka 3: Youngov modul pružnosti E [MPa] a Poissonov pomer μ [-] jednotlivých tkanív kalusu [14]

	Granuloidne tkanivo	Firbrózne tkanivo	Chrupavčité tkanivo	Nevyspelé kostné tkanivo
E [MPa]	0,2	2	10	1000-6000
μ [-]	0,167	0,167	0,167	0,3

10.2.3 Model materiálu meniskusu

V oblasti kolena dochádza ku kontaktu stehennej kosti a tibiie prostredníctvom kolenného kĺbu. Tento kĺb ma veľmi komplikovanú geometriu a materiálovú štruktúru tvorenú rôznymi typmi tkaniva. Na základe Saint Venantovému princípu môže byť táto oblasť zjednodušená a kolenný kĺb nahradený blokom, ktorý je v kontakte s femurom a pôsobí na neho odpovedajúca sila. Tomuto bloku sú pridelené materiálové vlastnosti homogénneho, lineárneho, izotropného materiálu odpovedajúce menisku. Materiálové vlastnosti bloku reprezentujúceho meniskus sú uvedené v tabuľke číslo 4.

Tabuľka 4: Youngov modul pružnosti E [MPa] a Poissonov pomer μ [-] meniskusu [62]

	Meniskus
Youngov modul pružnosti E [MPa]	50
Poissonov pomer μ [-]	0,475

10.2.4 Model materiálu dlahy a skrutiek

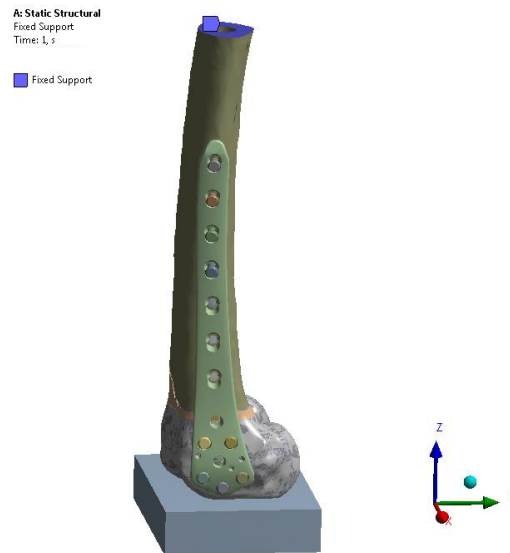
Dlaha a skrutky sa vyrábajú v dvoch materiálových prevedeniach, titánová zliatina a nehrdzavejúca oceľ. Na materiál sú okrem požiadaviek na dobré mechanické vlastnosti kladené aj požiadavky na dobrú biokompatibilitu. Pri riešení bola použitá nehrdzavejúca oceľ, vid' kapitola 6.2. V tabuľke 5. je nehrdzavejúca oceľ ASTM F138 spracovaná za studena, ktorá bola použitá pri výpočte. Bol uvažovaný lineárny, izotropný, homogénny model materiálu.

Tabuľka 5: Materiálové vlastnosti dlahy a skrutiek

	Nehrdzavejúca oceľ
Youngov modul pružnosti, E [MPa]	200 000 [51]
Poissonov pomer, μ [-]	0,3 [51]
Medza pevnosti, R_m [MPa]	860 [51]
Medza pružnosti, R_e [MPa]	690 [51]
Medza únavy, R_c [MPa]	396 [10]

10.3 Model uloženia

Femur je v ľudskom tele uložený na proximálnom konci v jamke acetábulu panvovej kosti, na distálnom konci je uložený v kolennom kĺbe. Proximálny koniec femuru nebol kvôli poškodeným CT snímkam uvažovaný. Na proximálnom konci femuru zabránené všetkým posuvom a natočeniam vid' obr. 10.14. Keďže v tejto oblasti nebudú vyhodnocované žiadne parametre, je zjednodušenie akceptovateľné.



Obrázok 10.14: Model uloženia

V oblasti distálneho konca femuru, ktorý sa nachádza bližšie k oblasti zlomeniny, bol vytvorený blok s materiálovými vlastnosťami menisku, vid' Tabuľka 7. Kontaktným plochám medzi blokom a femurom bola predpísaná podmienka „bonded“ (pevné spojenie v terminológii programu Ansys). Podmienka „bonded“ bola nastavená aj v prípade kontaktu jednotlivých typov kostných tkanív medzi sebou, kalusu a kostných tkanív, dlahy a jednotlivých skrutiek, skrutiek a jednotlivých kostných tkanív.

Pri navrhovaní zaťažovacích módov bolo postupované chronologicky postupne v čase. Snažil sa odzrkadliť zaťaženia, ktorým pacient vystavuje dolnú končatinu v procese hojenia. Tieto zaťažovacie módy vznikli po odbornej konzultácii s primárom traumatologického oddelenia pánom MUDr. Peterom Gémešom na pôde Univerzitnej nemocnice v Martine (vid' kapitola 6.5.4).

10.3.1 Z1- ohybové zaťaženie (vstávanie z postele)

Prvým zaťažovacím módom, ktorým pacient vplyva na zlomeninu, sú pohyby na lôžku pri zmene pozície. Približne prvý týždeň má pacient na končatine umiestnenú ortézu, ktorá dodatočne spevňuje končatinu a chráni poranené mäkké tkaniva, v ktorých prebieha proces hojenia. Neskôr keď už je pacient schopný dôjsť sám WC, je zlomenina namáhaná ohybom tiažou dolnej končatiny (vid' obr. 10.15). Je veľmi problematické určiť, o aké veľké zaťaženie sa jedná, keďže pri tomto zaťažovacom móde majú významný vplyv mäkké tkanivá, ortéza a mnoho ďalších vplyvov. Preto bola použitý ohybový moment (10 000 N·mm) (vid' kapitola 9.3.2). V tomto období sa kalus skladá najmä z granulózneho tkaniva (vid' kapitola 10.2.2).

10.3.2 Z2- silové zaťaženie, 30% hmotnosti pacienta (stoj pomocou barlí)

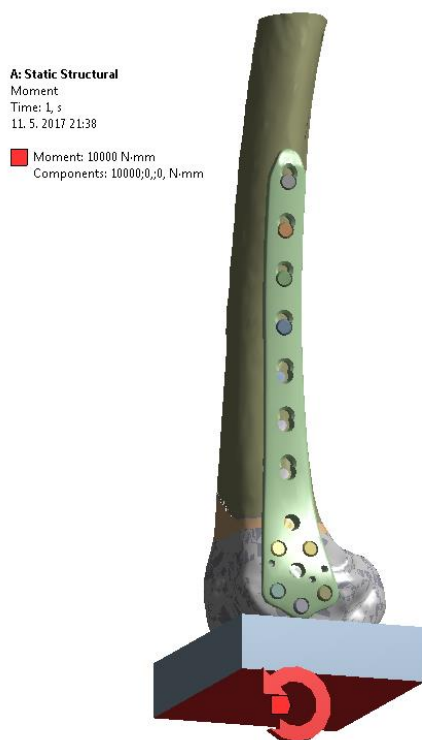
Pokiaľ hojenie fraktúry prebieha podľa vyšetrení v poriadku, doktor odporučí pacientovi mierne zaťažovanie pri chôdzi o barlách. Takéto odporúčanie najčastejšie prichádza v období kolo 12. týždňa po operácii. V tomto období by sa v oblasti kalusu malo dominantne nachádzať chrupavčité tkanivo (viď kapitola 10.2.2). Pri chôdzi o barlách ma pacient nohy rozkročené približne na šírku ramien a poranenú končatinu zaťažuje približne 30% svojej hmotnosti (viď kapitola 9.3.1). Na základe predchádzajúcich informácií odhadovanej hmotnosti pacientky na 60 kg bola kosť zaťažená silou 175 N (viď obr. 10.16) [11, 12].

10.3.3 Z3- silové zaťaženie, 100% hmotnosti pacienta (opatrná chôdza)

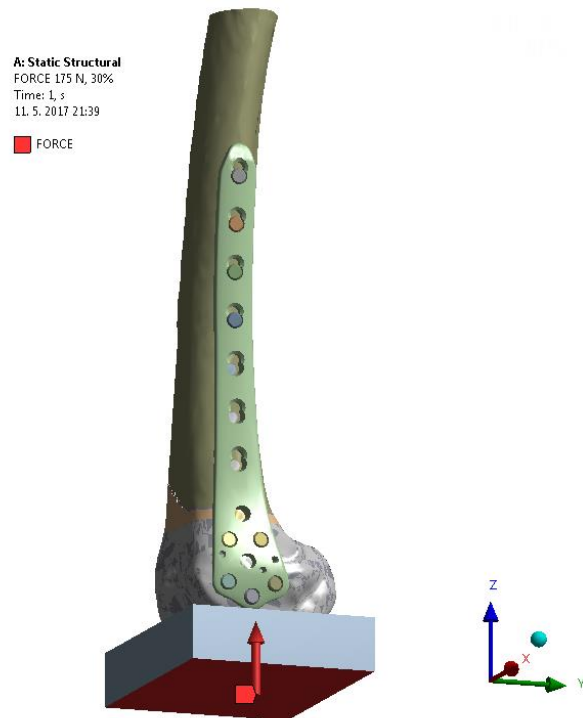
V približne 25. týždni po operácii by sa v oblasti kalusu už malo vyskytovať hlavne tkanivo odpovedajúce nevyspelej kosti (viď kapitola 10.2.2). V tomto období už pacient zvyčajne môže opatrne chodiť. Na základe predchádzajúcich informácií odhadovanej hmotnosti pacientky na 60 kg bola kosť zaťažená silou 590 N (viď obr. 10.16) [11, 12].

10.3.4 Z4- silové zaťaženie, 400% hmotnosti pacienta (dynamická chôdza)

K úplnému zahojeniu dochádza rádovo po jednom roku (52. týždňov) od operácie. V tomto období by už oblasť fraktúry mala vykazovať veľmi podobné materiálové vlastnosti ako zdravá kosť (viď kapitola 10.2.1). Na základe predchádzajúcich informácií odhadovanej hmotnosti pacientky na 60 kg bola kosť zaťažená silou 2350 N (viď obr. 10.16) [11, 12].



Obrázok 10.15: Z1- ohybové zaťaženie



Obrázok 10.16: Z2,Z3,Z4- silové zaťaženie

10.4 Diskretizovaný model geometrie

Po konečnom doladení modelu v programe Solidworks bol model uložený vo formáte „parasolid.x_t“. 3D model bol v zapätí na importovaný do programu ANSYS Workbench 17. V programe Workbench prebehla diskretizácia modelu (bola vytvorená konečno prvková sieť) veľkosť prvkov a typ bol volený s ohľadom na presnosť výsledkov a dĺžku výpočtového času. Malé množstvo prvkov znehodnocuje výsledky a príliš veľký počet prvkov výrazne zvyšuje výpočtový čas. Konečno prvková sieť bola zjemnená na povrchu jednotlivých telies, v oblasti kontaktov jednotlivých objektov, v oblasti extrémnych hodnôt napätia alebo pretvorenia a v oblastiach zaujímavých z hľadiska analýzy. Bola spravená analýza, ktorá potvrdila nutnosť uvažovania veľkých deformácií. Uvažovanie veľkých deformácií značne zvýšilo výpočtový čas (3h verzus 6h).

Pri výpočte boli použité jednotlivé prvky. Prvok SOLID 187 (10 uzlový prvok v každom uzli sú 3 stupne voľnosti) bol použitý na meniskus, špongiózne a kortikálne kostné tkanivo, dlahu a skrutky. Prvok SHELL 181 (v každom uzle má 6 stupňov voľnosti) bol použitý na distálnom konci femuru pre kortikálne kostné tkanivo o hrúbke 1 mm. Prvky CONTA174 a TARGE170 boli použité pre popis kontaktov. Prvky SURF154 slúžia pre popis silového zaťaženia modelu [63]. V tabuľke číslo 6. môžeme vidieť počet prvkov, veľkosť prvkov⁴ a typ prvkov použitých na objektoch geometrickej konfigurácie X9, ostatné geometrické konfigurácie požívali podobný počet elementov.

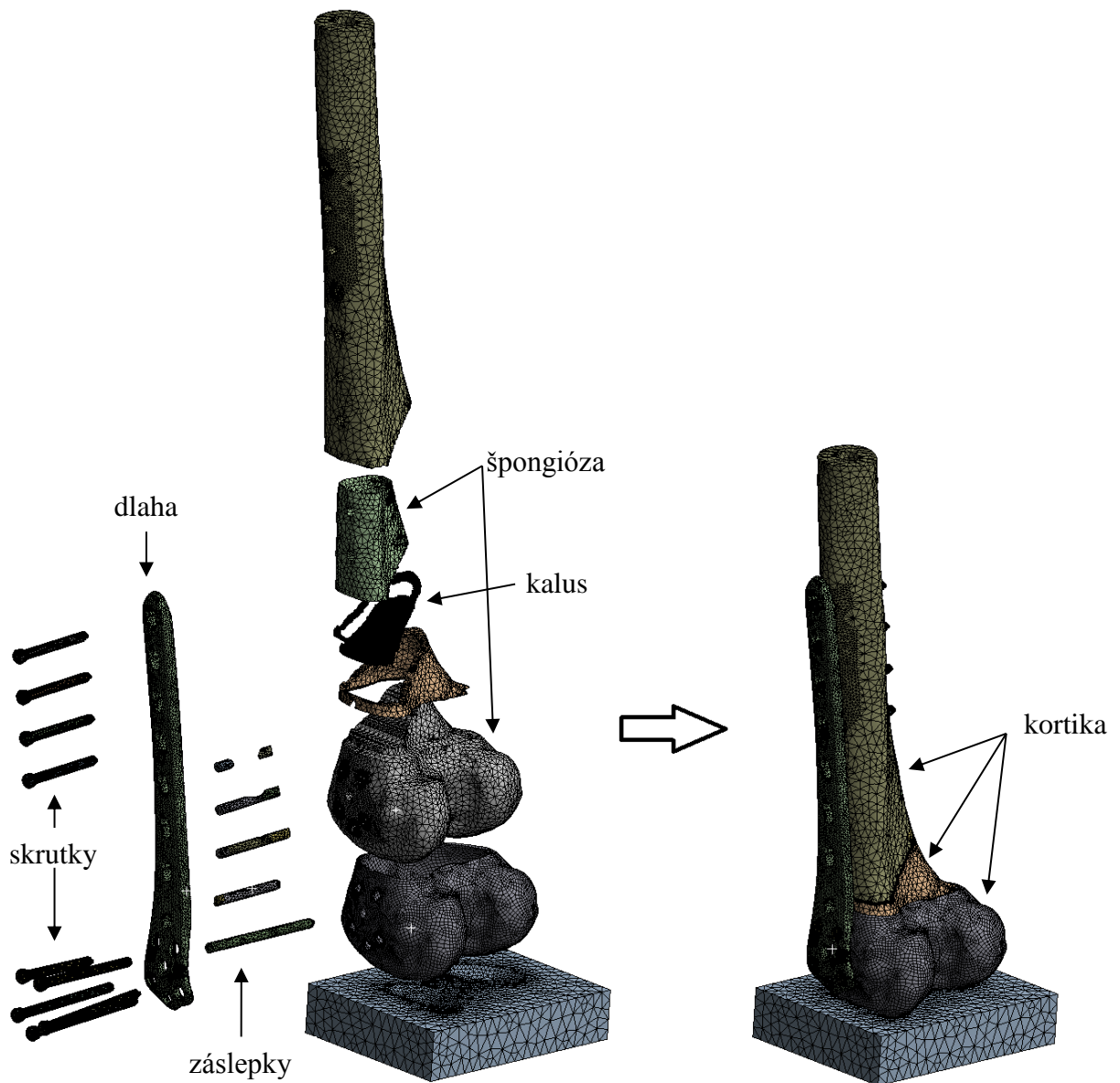
Tabuľka 6: Diskretizácia modelu geometrie

Objekt	Veľkosť prvkov ⁴ [mm]	Počet prvkov [-]
Kortikálne kostné tkanivo	3	105200
Špongiózne kostné tkanivo	3	298986
Skrutky (BZ)	0,8	126890
Dlaha	1,5	93692
Kalus	0,5	117576
Blok menisku	5	36434
		Σ 778778

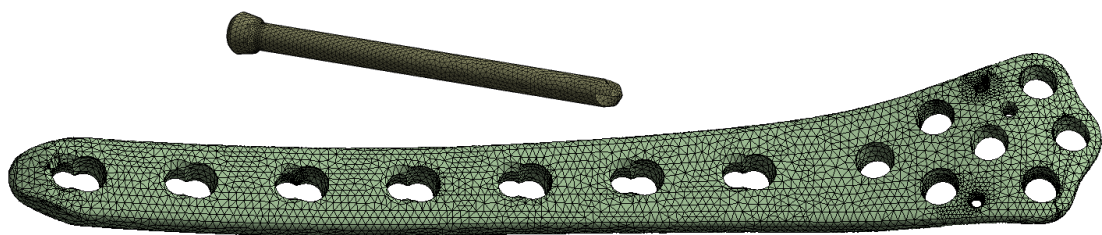
⁴ Veľkosť prvkov- v tomto prípade pod týmto pojmom rozumieme približnú veľkosť prvku na povrch v objeme sú prvky väčšie a naopak, v potrebných oblastiach menšie

10.4.1 Model siete

Na nasledujúcich obrázkoch môžeme vidieť diskretizáciu jednotlivých objektov modelu pomocou konečno prvkovej siete vid' obr. 10.17, detailnejší pohľad na dlaha a skrutku vid' obr. 10.18.



Obrázok 10.17: Diskretizácia modelu pomocou konečnoprvkovej siete



Obrázok 10.18: Konečno prvková sieť skrutky a dlahy

10.4.2 Nastavenie riešiča

Z dôvodu počtu prvkov a vzhľadom na výpočtový čas, bola použitá metóda PCG (Preconditioned Conjugate Gradient). Predvolená tolerancia iteračného riešiča bola zmenená z hodnoty $1 \cdot 10^{-8}$ na $1 \cdot 10^{-4}$. Bola vykonaná analýza, ktorá nepotvrdila potrebu nastavenia analýzy pre veľké deformácie, ktorá by zbytočne predĺžila výpočtový čas. Rozdiel v redukovanom pretvorení ϵ_{HMH} v oblasti kalusu pri analýze s nastavením pre veľké deformácie predstavoval 4%, rozdiel v mieste maximálneho posuvu činil 0,6 %. Výpočtový čas 13. konfigurácii zabil niečo vyše 5 hodín. Výsledky predstavujú približne 15 GB dát.

10.5 Realizácia riešenia

Realizácia riešenia prebehla voľbou vhodnej kombinácie zaťažovacích, materiálových a geometrických prevedení vid' tabuľka 7. Pri návrhu parametrov výpočtových modelov sa postupovalo v zmysle štandardného chronologického procesu liečenia pacienta. Kde z dôvodu postupujúceho hojenia fraktúry v čase dochádza k zvyšovaniu tuhosti kalusu, vid' kapitola 10.2.2 a zároveň sa menil charakter a zvyšovala sa intenzita zaťažovania, vid' kapitola 10.3.1. Tieto jednotlivé realizácie riešenia A-E boli prevedené na štyroch geometrických konfiguráciách X0, X6, X9, X14, vid' kapitola 10.1.4. Následne boli tieto geometrické konfigurácie navzájom porovnané.

Tabuľka 7: Realizácia riešenia

Realizácia riešenia	Týždeň po operácii	Zaťaženie	Tkanivo kalusu	Geometrické konfigurácie			
				X6	X9	X14	X0
A)	4.	Z1- ohyb	granulózne	✓	✓	✓	-
B)	12.	Z2- sila 30% Fg	chrupavčité	✓	✓	✓	-
C)	25.	Z3- sila 100% Fg	nevysp. kost	✓	✓	✓	-
D)	52.	Z4- sila 400% Fg	kort.+špong.	✓	✓	✓	-
E)	62.	Z4- sila 400% Fg	kort.+špong.	-	-	-	✓

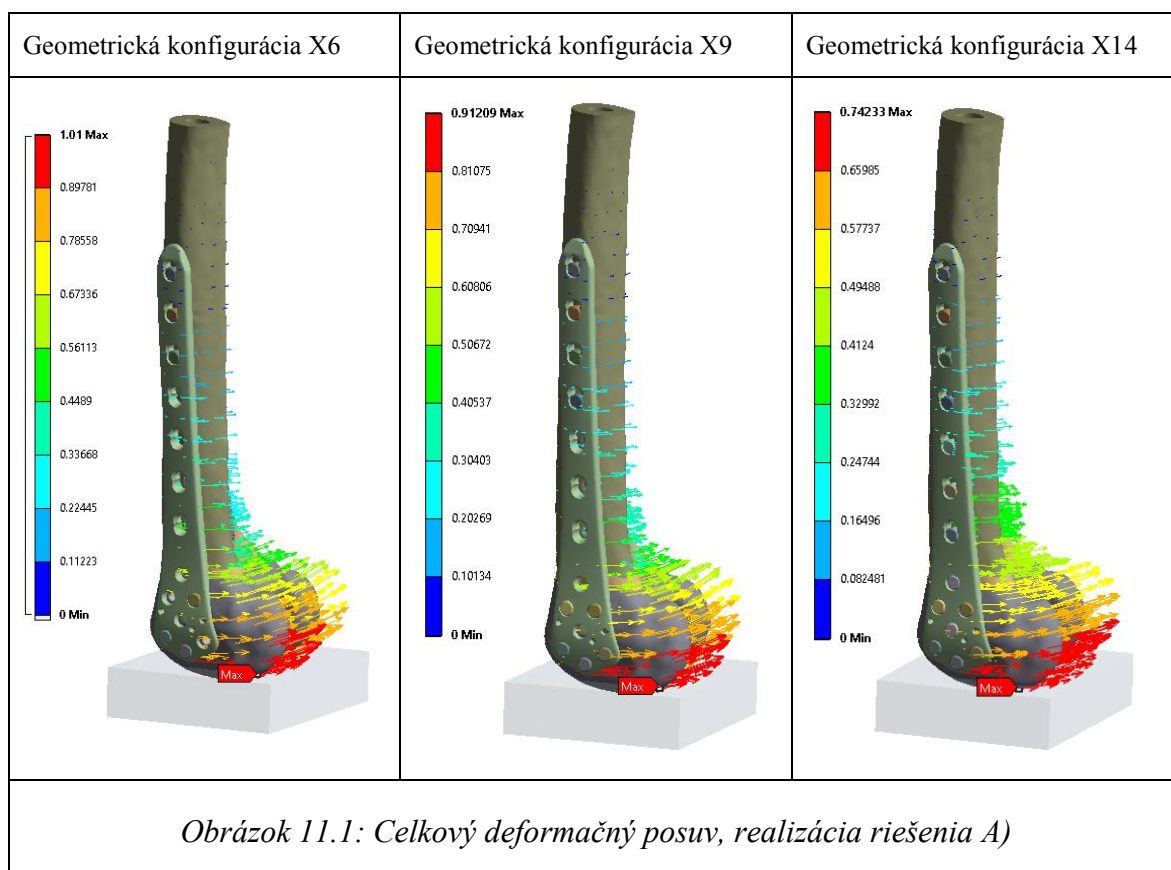
11 PREZENTÁCIA A ANALÝZA VÝSLEDKOV

V nasledujúcej kapitole sú analyzované dosiahnuté výsledky. Vyhodnocovanie prebiehalo v jednotlivých realizáciách riešenia A) až E) vid' tabuľka číslo 7. . To znamená, že sa boli porovnávať medzi sebou jednotlivé geometrické konfigurácie X6, X9, X14 a na koniec X0. Porovnávali sa medzi sebou celkové deformačné posuvy, deformačné posuvy v jednotlivých smeroch, redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse, redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti, redukované napätie σ_{HMH} v dlahe a skrutkách. Komplexné výsledky týkajúce sa redukovaného pretvorenia ϵ_{HMH} kosti budú vyobrazené iba v prípade realizácie riešenia A) - X6. V ostatných prípadoch bude vyobrazená len tá oblasť kosti, v ktorej sa objavuje patologické preťažovanie.

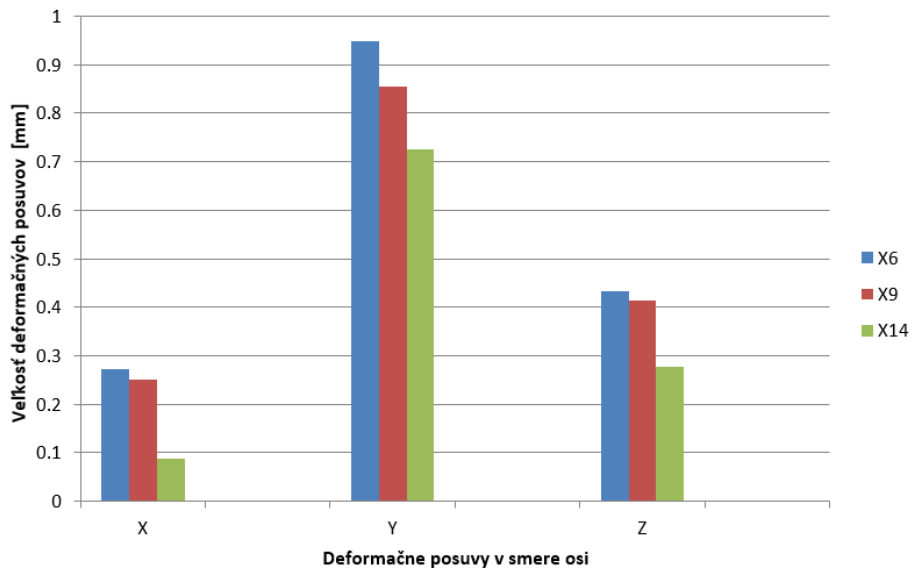
11.1 Realizácia riešenia A)

Táto realizácia riešenia reprezentuje stav ktorý sa štandardne objavuje v procese hojenia približne okolo 4. týždňa po operácii. Kalus ma vlastnosti granulózne tkaniva (vid' kapitola 10.2.2), kosť je namáhaná ohybovým momentom (10 000 N·mm) (vid' kapitola 10.3.1).

11.1.1 Deformačný posuv, realizácia riešenia A)

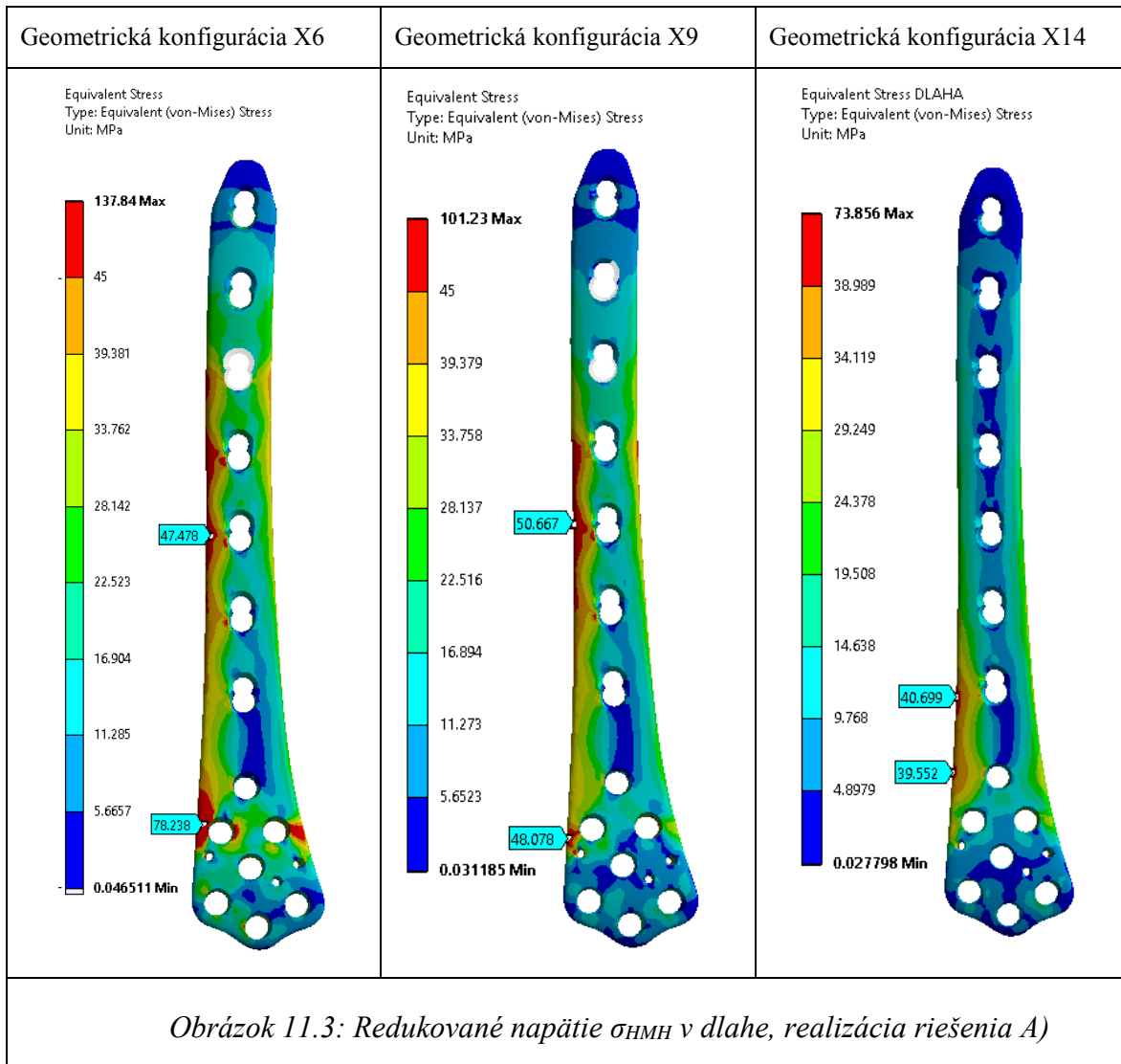


Z obrázku číslo 11.1 je zrejmé, že najväčšie posuvy vznikajú pri použití šiestich skrutiek (geometrická konfigurácia X6), naopak najmenšie pri použití všetkých štrnástich skrutiek (geometrická konfigurácia X14). Porovnanie posuvov v jednotlivých smeroch je na obrázku číslo 11.2. Najväčšie deformačné posuvy sa objavovali v smere osi Y, so stúpajúcim počtom skrutiek sa ich veľkosť zmenšovala.



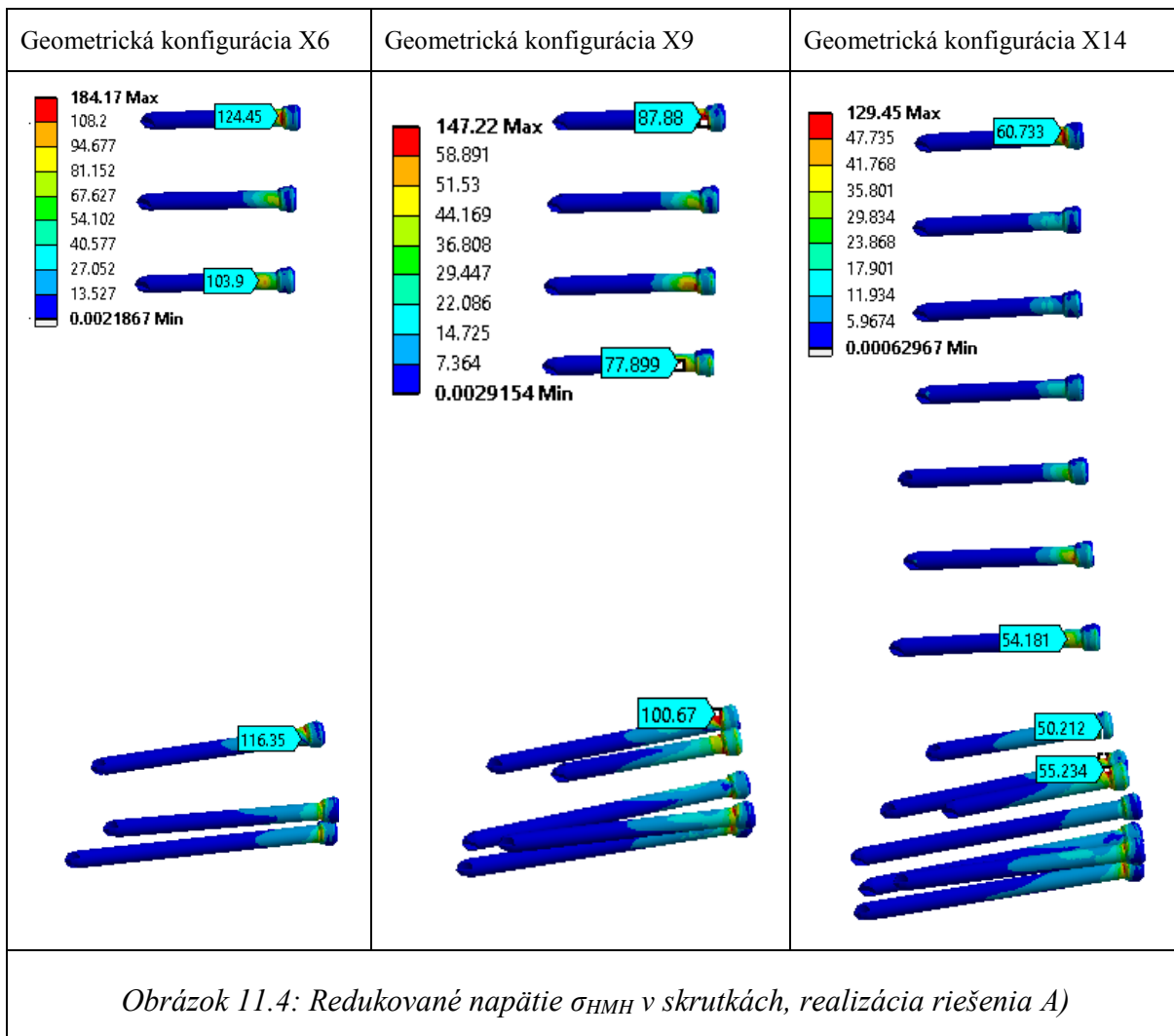
Obrázok 11.2 Deformačné posuvy v jednotlivých smeroch, realizácia riešenia A)

11.1.2 Redukované napätie σ_{MH} v dlahe, realizácia riešenia A)



Na obrázku 11.3 vidíme porovnanie redukovaného napätia σ_{HMH} v dlahe pri použití šiestich, deviatich a štrnástich skrutiek. Najvyššej hodnoty napätia σ_{HMH} bolo dosiahnuté pri konfigurácii X6, približne 79 MPa v oblasti okolo otvoru C (označenie otvorov vid' obrázok 6.15). V konfigurácii X9 sa ako najnebezpečnejšie miesto javí opäť oblasť kolo otvoru C a oblasť okolo otvor číslo 3, kde bolo napätie približne 51 MPa. V poslednej konfigurácii X14 je to oblasť na boku dlahy pri otvore číslo 1, kde sa hodnoty redukovaného napätia σ_{HMH} vyšplhali približne na 41 MPa. K výsledkom je potrebné pristupovať kriticky keďže geometria otvorov je zjednodušená a neuvažujú sa koncentrácie napätia spôsobené závitom. V oblasti hrán vznikajú ostré prechody z tohto dôvodu nie je možné na týchto miestach vyhodnocovať napätie.

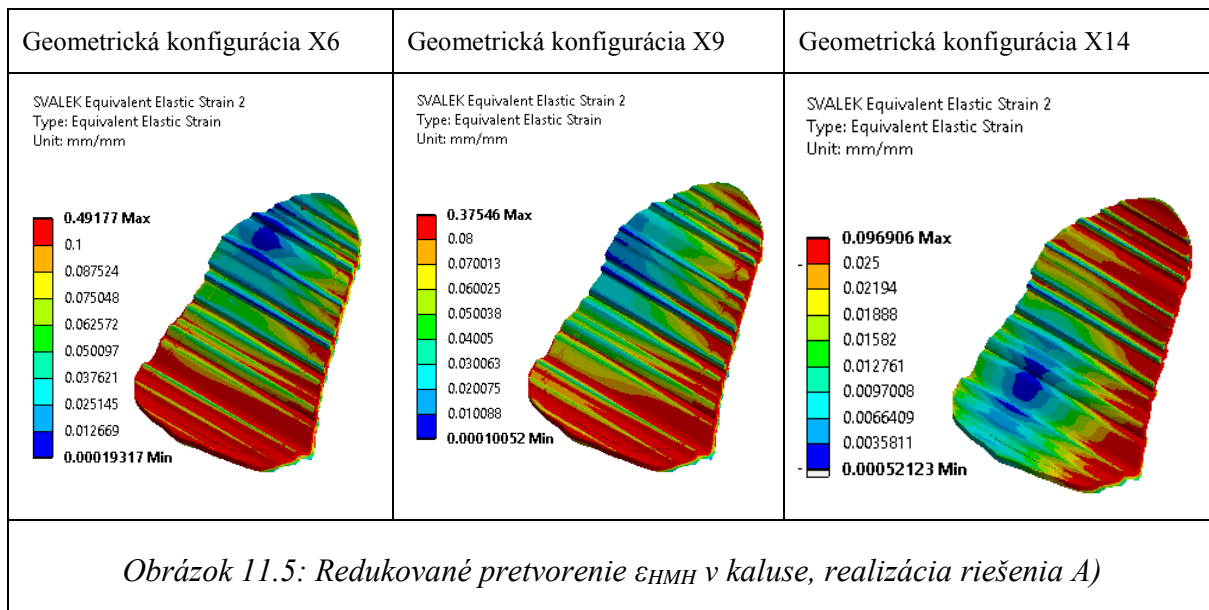
11.1.3 Redukované napätie σ_{HMH} v skrutkách, realizácia riešenia A)



Z obrázku číslo 11.4 je badateľné, že zistenie z kapitoly 9.5.1 sa potvrdilo aj pri značne komplikovanej geometrii. Pokiaľ je zlomenina, ktorá je fixovaná pomocou skrutiek zaťažovaná ohybovým namáhaním, tak najväčšiu časť tohto zaťaženia prenášajú skrutky, ktoré sú najbližšie a najďalej od miesta zlomeniny. Najväčšie redukované napätie σ_{HMH} bolo zistené v geometrickej konfigurácii X6, kde bolo maximálneho redukované napätia σ_{HMH} dosiahnuté na skrutke číslo 7, a to približne 125 MPa. Pri konfigurácii X9 to bola skrutka s označením G. Hodnota redukované napätia σ_{HMH} bola približne 101 MPa. Pri použití všetkých štrnástich skrutiek bolo maximálneho redukované napätia σ_{HMH} dosiahnuté opäť na skrutke číslo 7 a to približne 61 MPa. Kritické miesta sa objavovali na prechode medzi hlavou skrutky a driekom, keďže na analyzovanej skrutke nie je vytvorený závit je potrebné na výsledky hľadieť kriticky.

Táto práca je zameraná na určenie charakteru zaťažovania. Z dôvodu ostrých prechodov nebolo napätie vyhodnocované v mieste prechodu drieku a hlavy skrutky, ale v primeranej vzdialenosti.

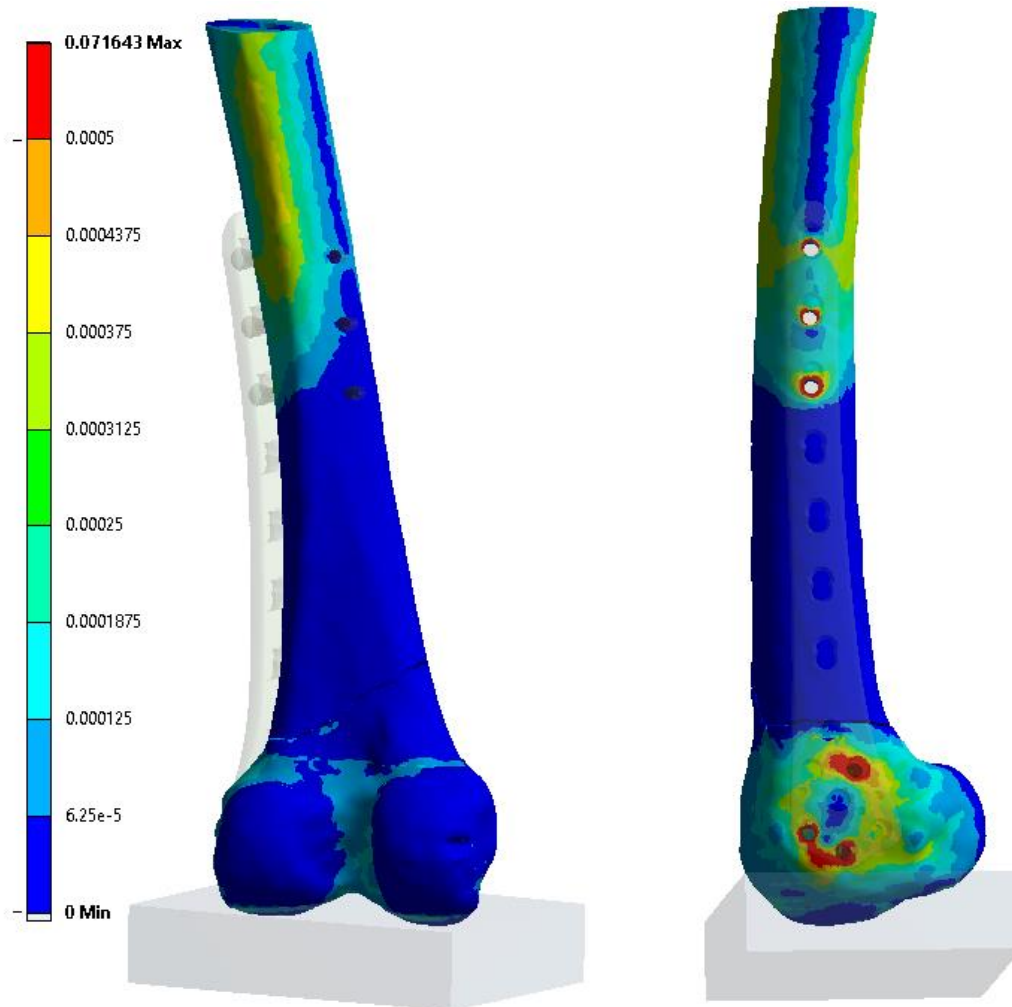
11.1.4 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse, realizácia riešenia A)



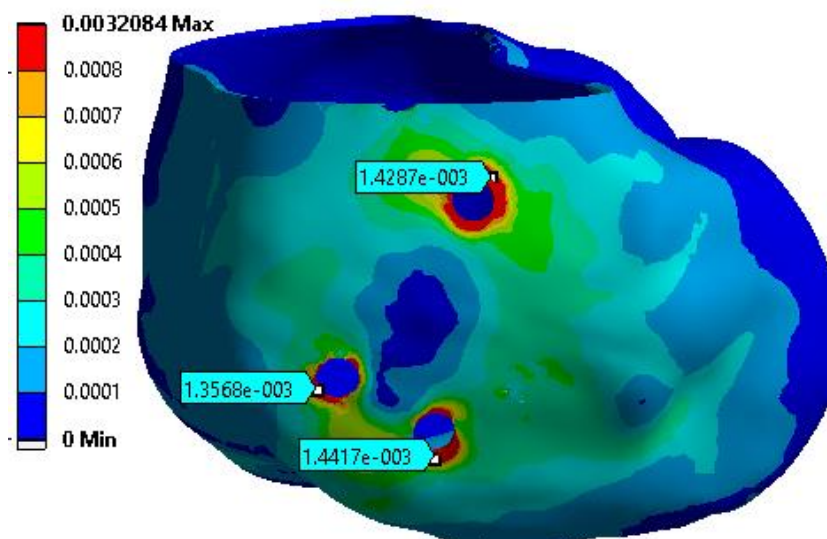
Na obrázku 11.5 je znázornené redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse, najväčšie pretvorenie vznikalo v pri konfigurácii X6. Približne 30% kalusu bolo pretvoreného v rozmedzí 0,1-0,492 [-]. Druhé najväčšie pretvorenie vznikalo pri konfigurácii X9 približne 30% kalusu bolo pretvoreného v rozmedzí 0,08-0,375 [-]. Najmenšie pretvorenie sa objavovalo pri použití všetkých štrnástich skrutiek. Približne 30% kalusu bolo pretvoreného v rozmedzí 0,025-0,097 [-]. Pri geometrickej konfigurácii X6 a X9 je najvýznamnejšie pretvorená oblasť kalusu na strane dlahy, naopak pri konfigurácii X14 je to oblasť ktorá je na opačnej strane.

11.1.5 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti, realizácia riešenia A)

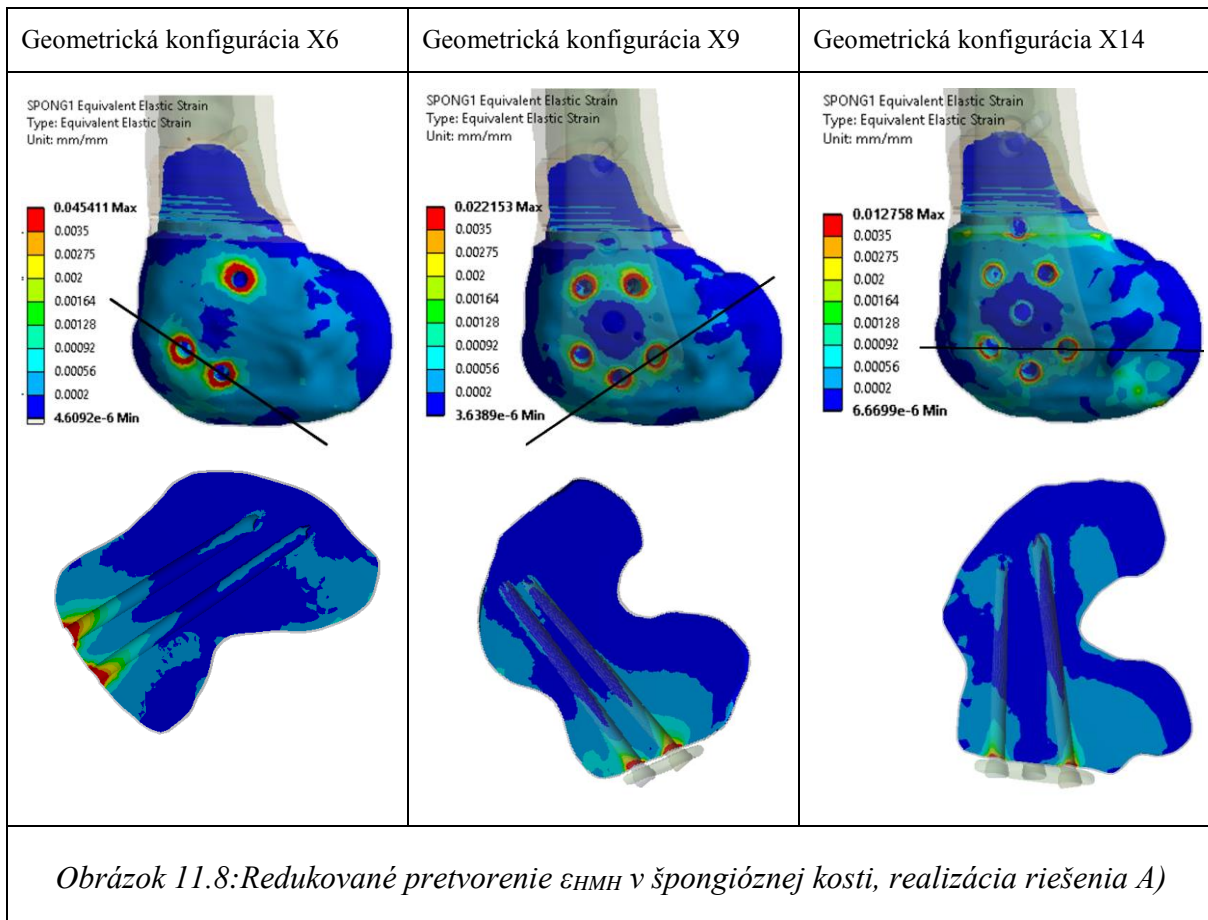
Na obrázku číslo 11.6 môžeme vidieť redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v celej kosti pri realizácii riešenia A)-X6. V diaľznej časti, kde sa nachádza iba kortikálne kostné tkanivo sa pretvorenie pohybovalo v okolí otvoru približne okolo hodnoty 0,0005 [-], čo na základe Frostovej teórie (viď obrázok 10.13) predstavuje fyziologické zaťaženie. V distálnej časti femuru v kortikálnom kostnom tkanive, viď obrázok 11.7 sa pretvorenie v blízkosti otvorov pohybovalo približne okolo hodnoty 0,0015 [-], čo podľa Frostovej teórie predstavuje fyziologické zaťažovanie. Najväčšie pretvorenie vznikalo v distálnej časti femuru v oblasti kondylu, v špongióznom kostnom tkanive, viď obr. 11.8 (Geometrická konfigurácia X6). V špongióznom kostnom tkanive sa v oblasti otvorov pre skrutky sa pretvorenie pohybovalo v hodnotách odpovedajúcich patologickému preťažovaniu. Po tejto ukážke sa práci bude ďalej vyobrazovať len kostné tkanivo, v ktorom dochádza k patologickému preťažovaniu, a teda redukované pretvorenie $\epsilon_{HMH} > 0,0035$ [-].



Obrázok 11.6: Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v celej kosti, realizácia riešenia A)-X6



Obrázok 11.7: Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kortikálnom kostnom tkanive na distálnom konci femuru, realizácia riešenia A)-X6

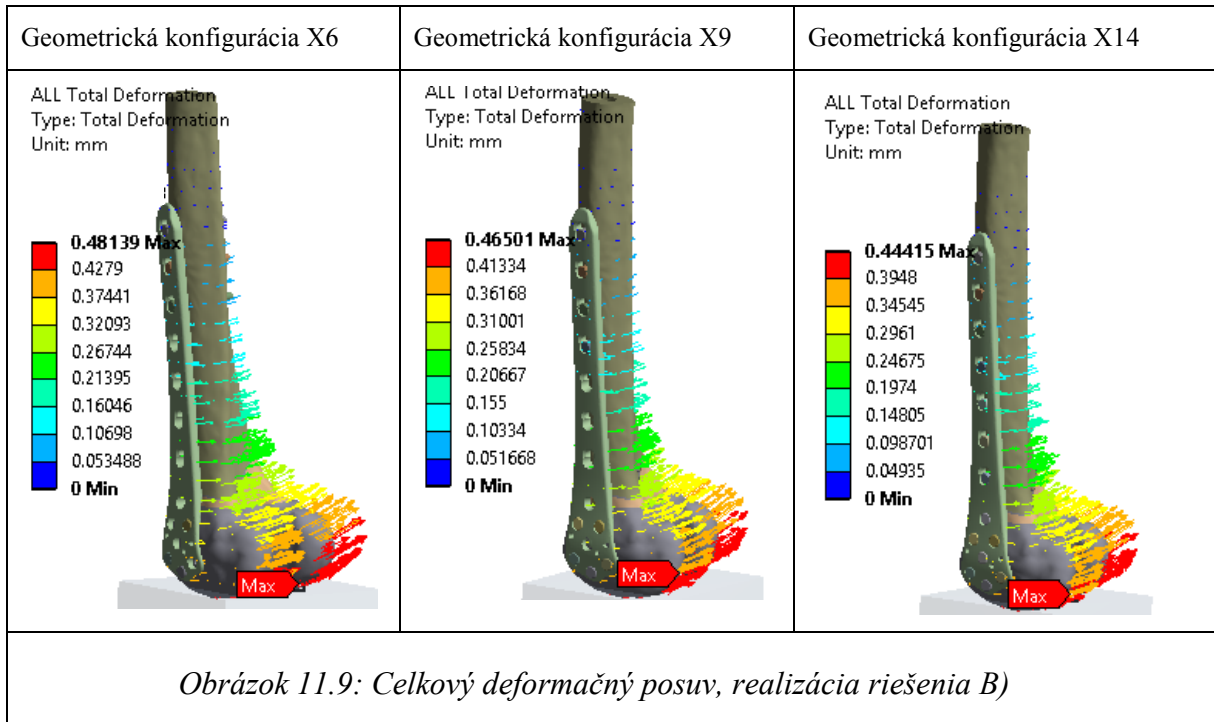


Na obrázku číslo 11.8 vidíme redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v špongióznej kosti pri realizácii riešenia A). Farebná škála je zjednotená s Frostovou teóriou (viď obr. 10.13), tmavomodrá oblasť odpovedá nedostatočnému zaťažovaniu, svetlomodrá až svetlozelená odpovedá fyziologickému zaťažovaniu, žltá a oranžová miernemu preťažovaniu a červená oblasť patologickému preťažovaniu kostného tkaniva. Z porovnania redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v špongióznej kosti vyplýva nasledovné. Z pribúdajúcim počtom skrutiek sa zväčšuje počet oblastí, ktoré sú patologicky preťažované, no zároveň sa jednotlivé oblasti zmenšujú. Najväčšie pretvorenie vzniká tesne pod povrchom kortikálneho tkaniva. V tomto prípade sa nepotvrdila domnienka, že v oblasti špičiek skrutiek ležiacich blízko pri sebe, by vznikali významné oblasti pretvorenia. Pri geometrickej konfigurácii X14 skrutka s označením A prenáša nižšie zaťaženie ako ostatné skrutky.

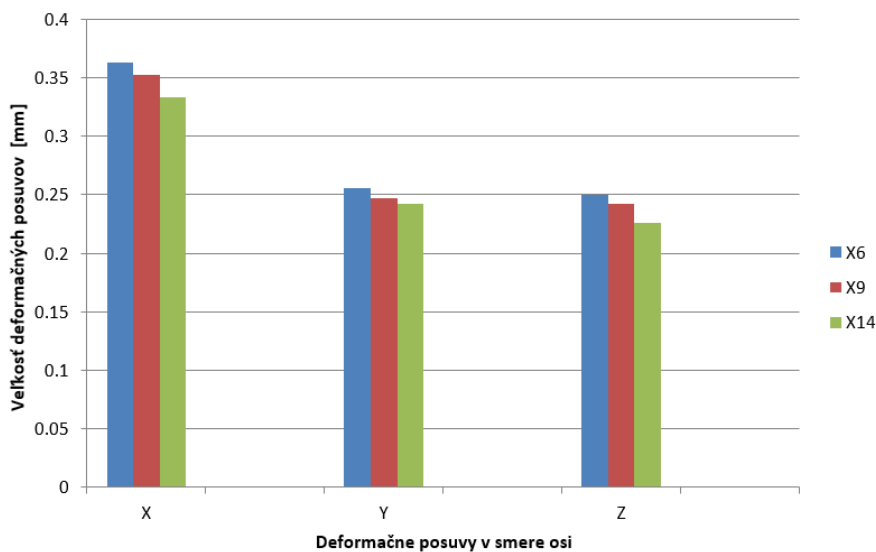
11.2 Realizácia riešenia B)

Realizácia riešenia B) reprezentuje stav, ktorý sa štandardne objavuje v procese hojenia približne okolo 12. týždňa od operácie. Kalus ma vlastnosti prevažne chrupavčitého tkaniva (viď kapitola 10.2.2), kosť je namáhaná silou rovnajúcou sa približne 30 % tiažovej sily pacienta (viď kapitola 10.3.1).

11.2.1 Deformačný posuv, realizácia riešenia B)



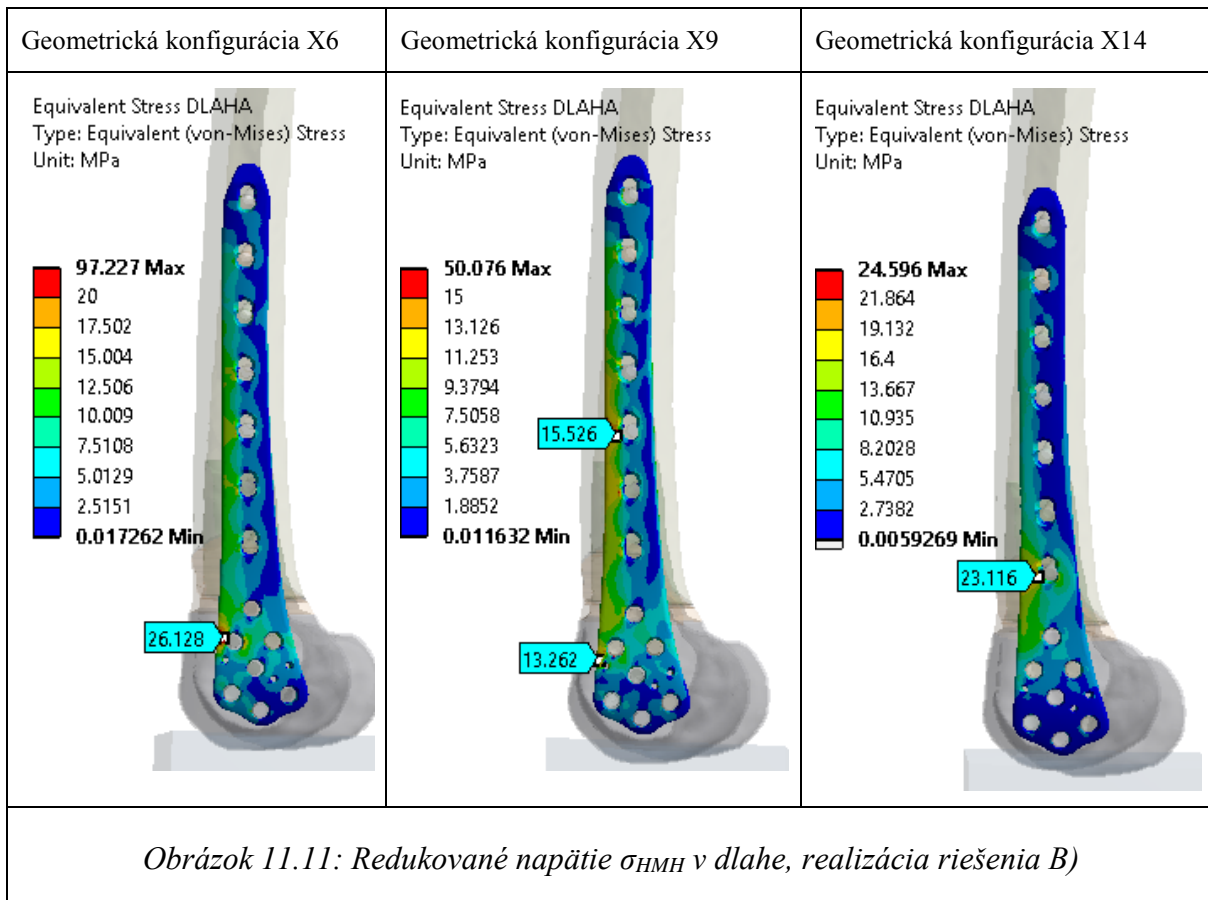
Na obrázku 11.9 vidíme dosiahnuté výsledky celkových posuvov potvrdzujúce zistenie z kapitoly 11.1.1, že so zvyšujúcim sa počtom skrutiek sa deformačné posuvy znižujú. V tejto realizácii riešenia sú však už rozdiely minimálne, maximálny celkový posuv bol približne 0,46 mm. Na obrázku číslo 11.10 môžeme vidieť deformačné posuvy v jednotlivých smeroch. Najväčšie vznikali v smere osi X so stúpajúcim počtom skrutiek sa ich veľkosť znižovala.



Obrázok 11.10 Deformačné posuvy v jednotlivých smeroch, realizácia riešenia B)

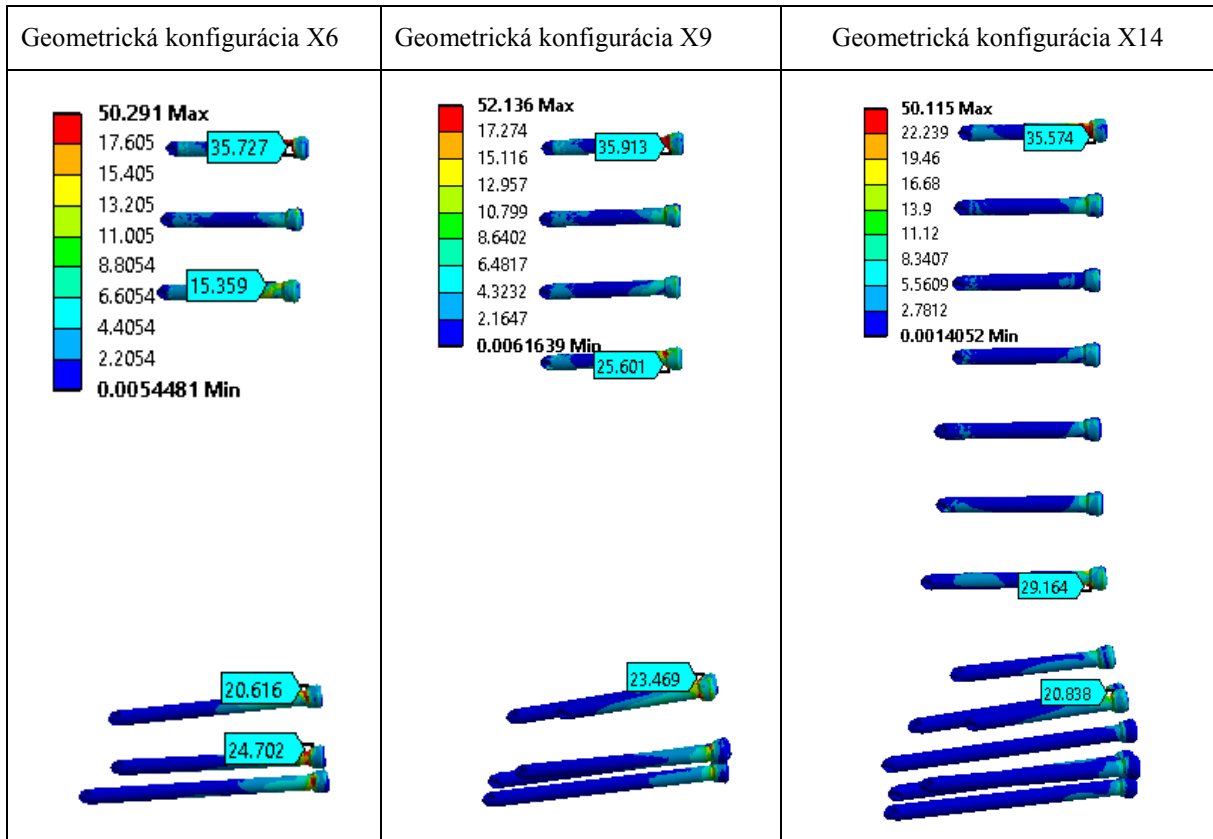
11.2.2 Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe, realizácia riešenia B)

Na obrázku 11.11 vidíme porovnanie redukovaného napätia σ_{HMH} v dlahe pri konfigurácii X6, X9, X14. Výsledky potvrdili podobný charakter redukovaného napätia v dlahe ako v kapitole 11.1.2. Najvyššej hodnoty napätia σ_{HMH} bolo dosiahnuté pri konfigurácii X6, približne 26 MPa pri otvore s označením C (označenie otvorov vid' obrázok 6.15). V konfigurácii X9 sa ako najnebezpečnejšie znovu prejavuje oblasť kolo otvoru C a oblasť okolo otvor číslo 3 kde bolo napätie približne 16 MPa. V konfigurácii X14 je to oblasť pri otvore 1, kde sa hodnoty redukovaného napätia σ_{HMH} vyšplhali približne na 23 MPa. Keďže nebol uvažovaný závit a analýza bola zameraná na určenie charakteru namáhania je na extrémálne hodnoty potrebné hľadieť kriticky. V oblasti hrán otvorov z dôvodu ostrých prechodov nie je možné vyhodnocovať napätie.



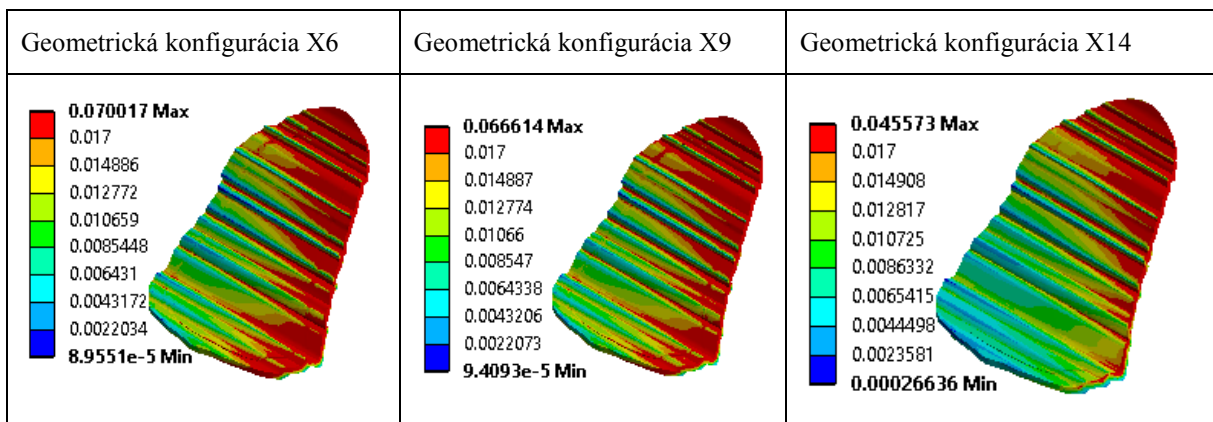
11.2.3 Redukované napätie σ_{HMH} v skrutkách, realizácia riešenia B)

Na obrázku číslo 11.12 je porovnanie redukovaného napätia σ_{HMH} v skrutkách pre konfigurácie X6, X9, X14. Najväčšie redukované napätie σ_{HMH} bolo zistené vo všetkých geometrických konfiguráciách na skrutke číslo 7 a pohybovalo sa okolo hodnoty 36 MPa. Kritické miesta sa objavovali na prechode medzi hlavou skrutky a driekom, keďže na analyzovanej skrutke nie je vytvorený závit ktorý je na reálnej skrutke, na výsledky je potrebné hľadiť kriticky.



Obrázok 11.12: Redukované napätie σ_{HMH} v skrutkách, realizácia riešenia B)

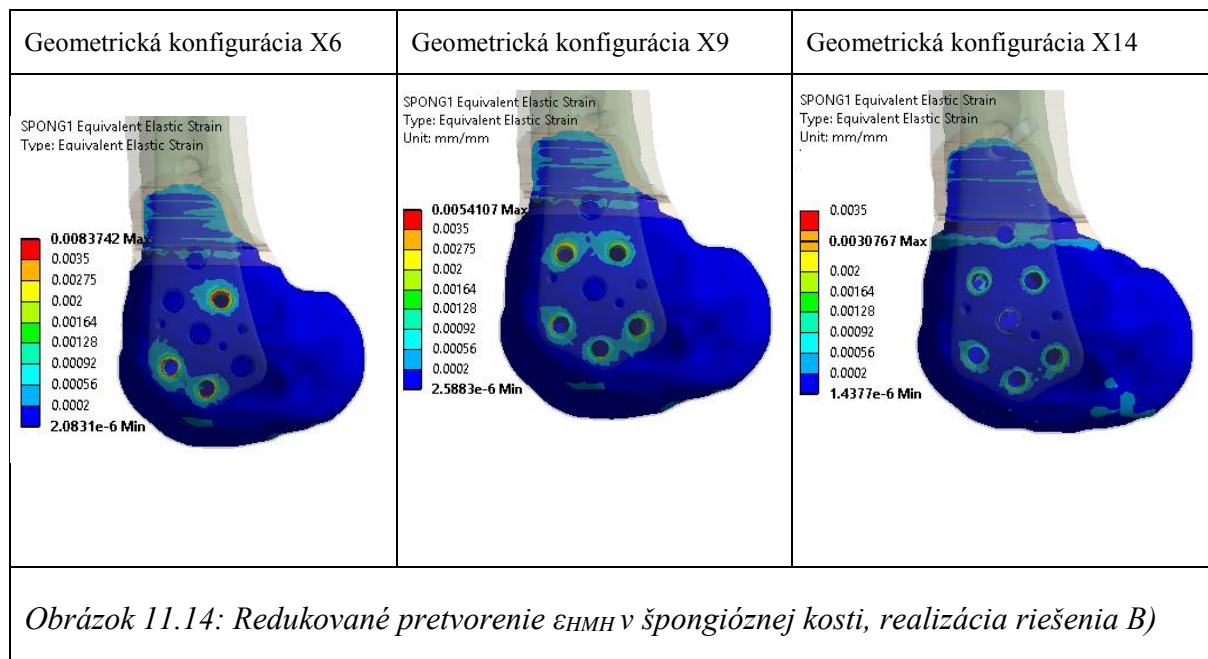
11.2.4 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse, realizácia riešenia B)



Obrázok 11.13: Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse, realizácia riešenia B)

Na obrázku 11.13 je znázornené redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse, najväčšie pretvorenie vznikalo v pri konfigurácii X6. Približne 30% kalusu bolo pretvoreného v rozmedzí 0,017-0,07 [-]. Druhé najväčšie pretvorenie vznikalo pri konfigurácii X9 približne 25% kalusu bolo pretvoreného v rozmedzí 0,017-0,067 [-]. Najmenšie pretvorenie sa objavovalo pri použití všetkých štrnástich skrutiek približne 20% kalusu bolo pretvoreného v rozmedzí 0,017-0,045 [-]. Opäť sa potvrdzuje zistenie z realizácie riešenia A, že pri stúpajúcom počte skrutiek sa charakter pretvorenia mierne mení a oblasť najväčšieho namáhania sa presúva na stranu vzdialenú od dlahy.

11.2.5 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti, realizácia riešenia B)

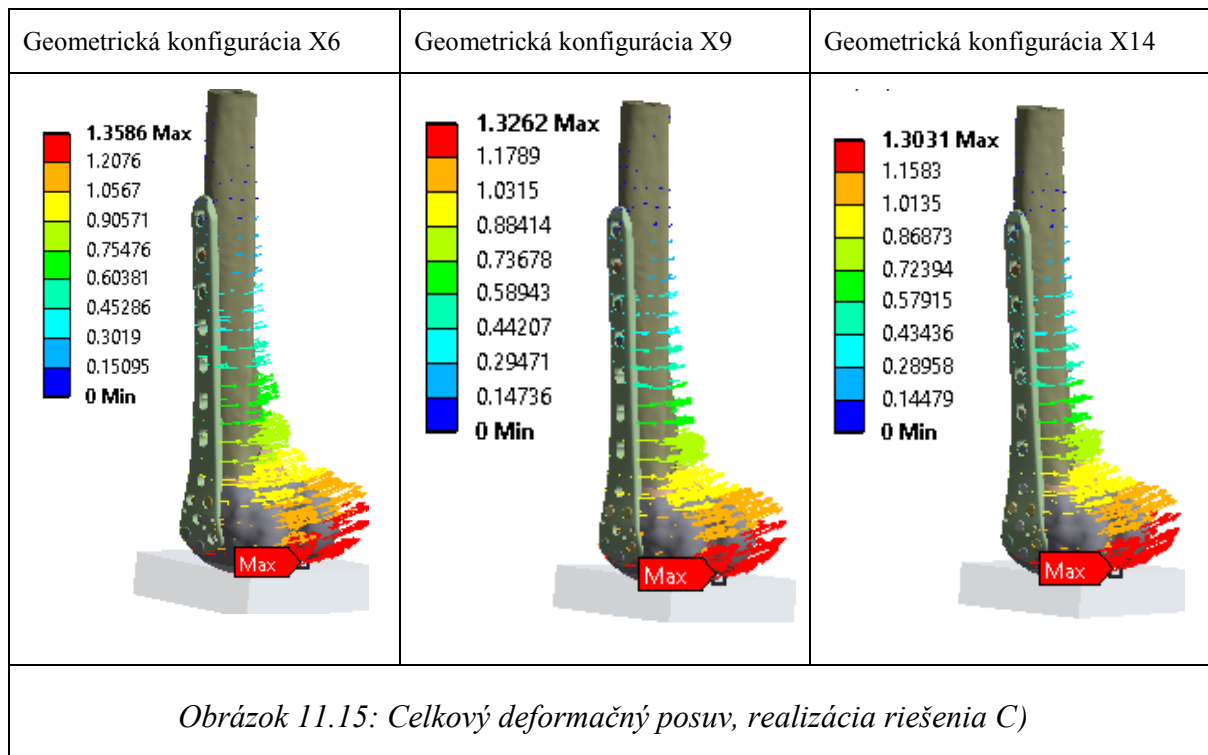


Na obrázku číslo 11.14 vidíme redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v špongióznej kosti pri realizácia riešenia A). Farebná škála je zjednotená s Frostovou teóriou (viď obr. 10.13), tmavomodrá oblasť odpovedá nedostatočnému zaťažovaniu, svetlomodrá až svetlozelená odpovedá fyziologickému zaťažovaniu, žltá a oranžová miernemu preťažovaniu, červená oblasť patologickému preťažovaniu kostného tkaniva. Z porovnania redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v špongióznej kosti vyplýva. Z pribúdajúcim počtom skrutiek sa zväčšuje počet oblastí, ktoré sú preťažované, no zároveň sa jednotlivé oblasti zmenšujú. Najväčšie pretvorenie vzniká tesne pod povrchom kostného tkaniva. V geometrickej konfigurácii X9 dochádza k patologickému preťažovaniu len vo veľmi malých oblastiach pri geometrickej konfigurácii X14, dokonca nedochádza k žiadnemu patologickému preťažovaniu.

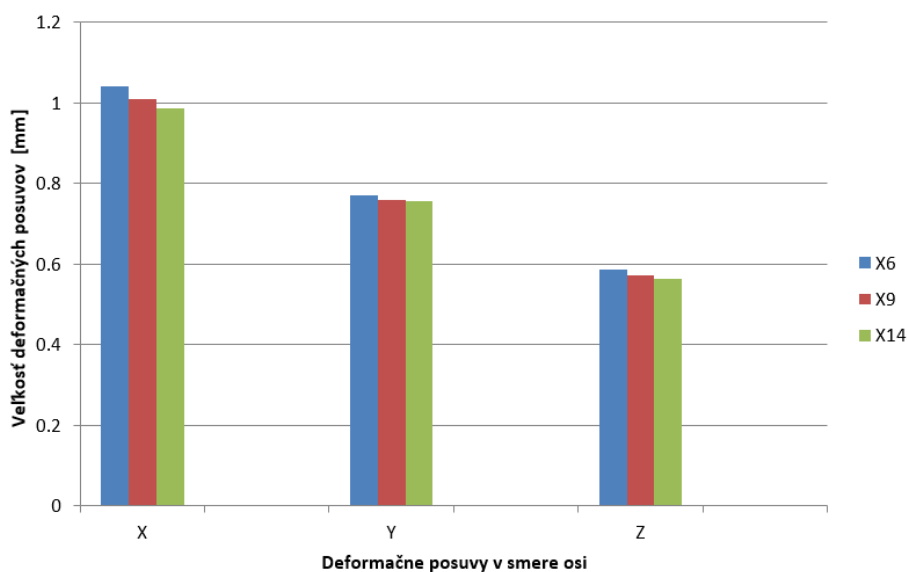
11.3 Realizácia riešenia C)

Realizácia riešenia C) reprezentuje stav, ktorý sa štandardne objavuje v procese hojenia približne okolo 25. týždňa po operácii. Kalus ma vlastnosti nevyspelej kosti (viď kapitola 10.2.2), kosť je namáhaná 100% tiažov pacienta (viď kapitola 10.3.3).

11.3.1 Deformačný posuv, realizácia riešenia C)



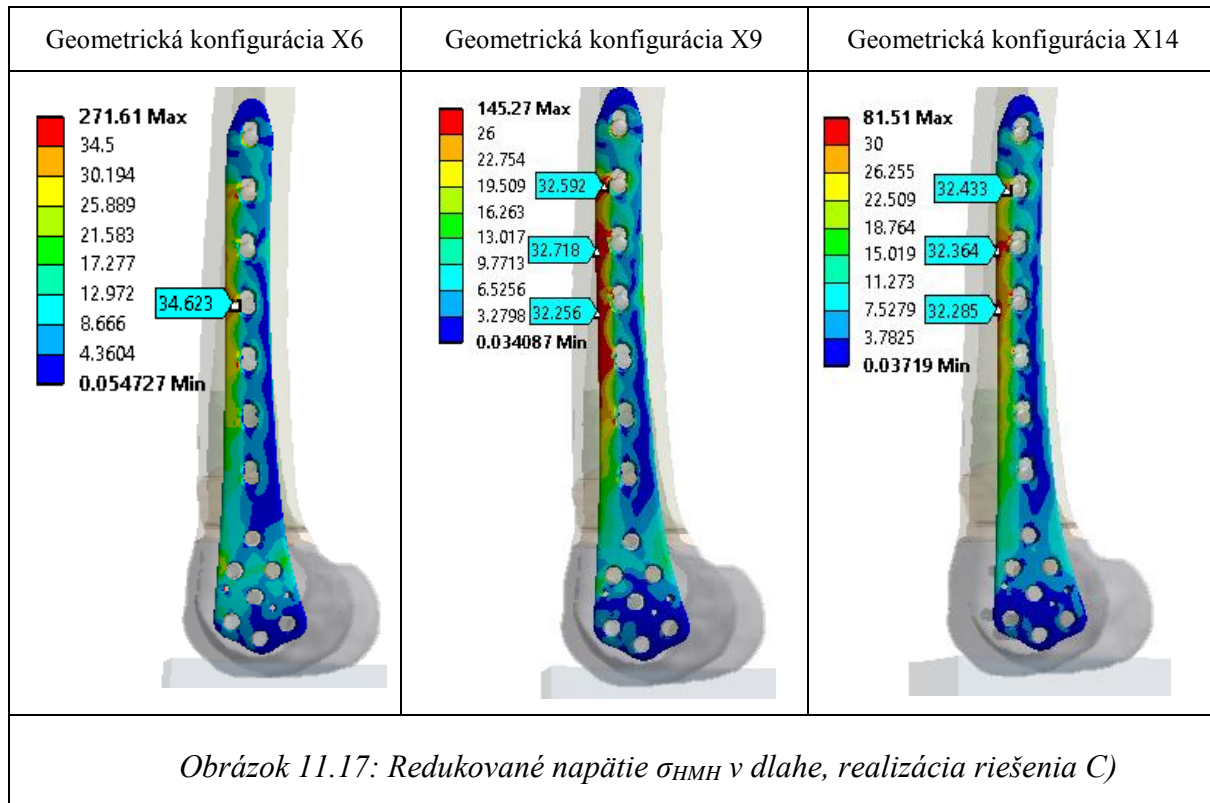
Na obrázku 11.15 vidíme celkové posuvy potvrdzujúce zistenie o celkových posuvoch z predchádzajúcich realizácií. So zvyšujúcim sa počtom skrutiek sa deformačné posuvy znižujú. Rozdiely sú však minimálne, maximálny celkový posuv bol približne 1,32 mm. Na obrázku číslo 11.6 vidíme deformačné posuvy v jednotlivých smeroch, charakter je podobný ako pri realizácii riešenia B.



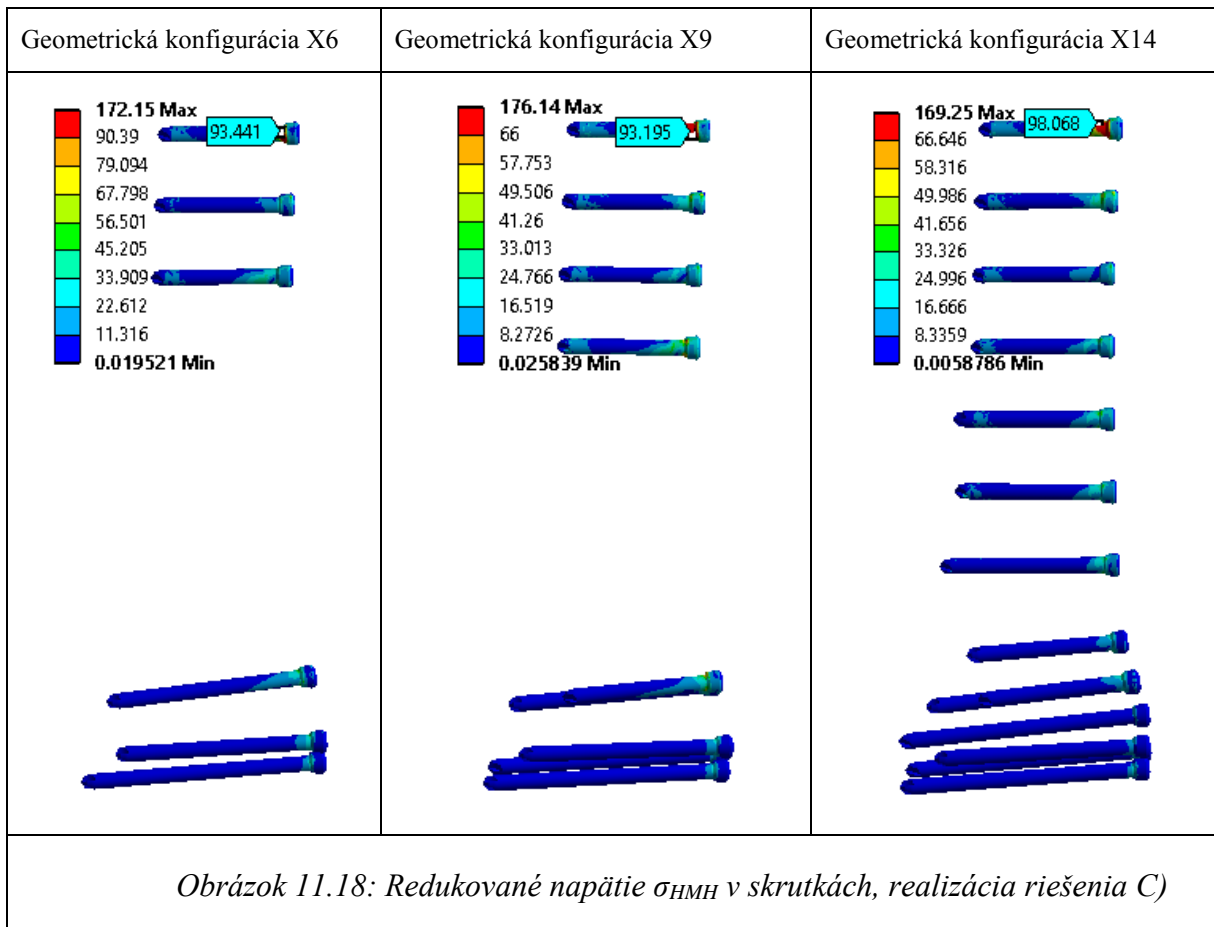
Obrázok 11.6 Deformačné posuvy v jednotlivých smeroch, realizácia riešenia C)

11.3.2 Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe, realizácia riešenia C)

Na obrázku číslo 11.17 je porovnanie redukovaného napätia σ_{HMH} v dlahe pri konfigurácii X6, X9, X14. Najvyššej hodnoty napätia σ_{HMH} bolo dosiahnuté pri konfigurácii X6, pri otvore číslo 4 (označenie otvorov vid' obrázok 6.15) približne 35 MPa. Pri geometrickej konfigurácii X9 sa ako najnebezpečnejšia prejavuje oblasť na hrane dlahy kolo otvoru číslo 3, 4, 5, 6, kde sa hodnoty redukovaného napätia σ_{HMH} pohybujú okolo hodnoty 33 MPa. Pri geometrickej konfigurácii X14 sa ako kritické miesto javí oblasť na boku dlahy pri otvore číse 5, kde napätie dosahuje hodnoty približne 33 MPa. K výsledkom je potrebné pristupovať kriticky, keďže geometria otvorov je zjednodušená a neuvažuje sa závit. V oblasti ostrých hrán otvorov nie je možné vyhodnocovať napätie.

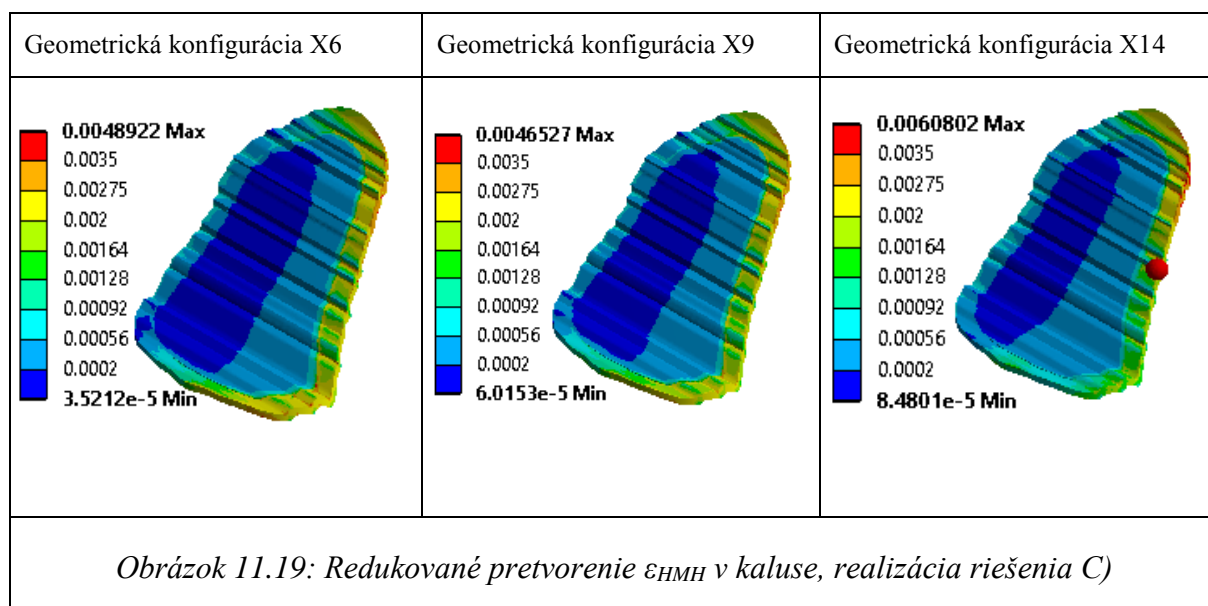


11.3.3 Redukované napätie σ_{HMH} v skrutkách, realizácia riešenia C)



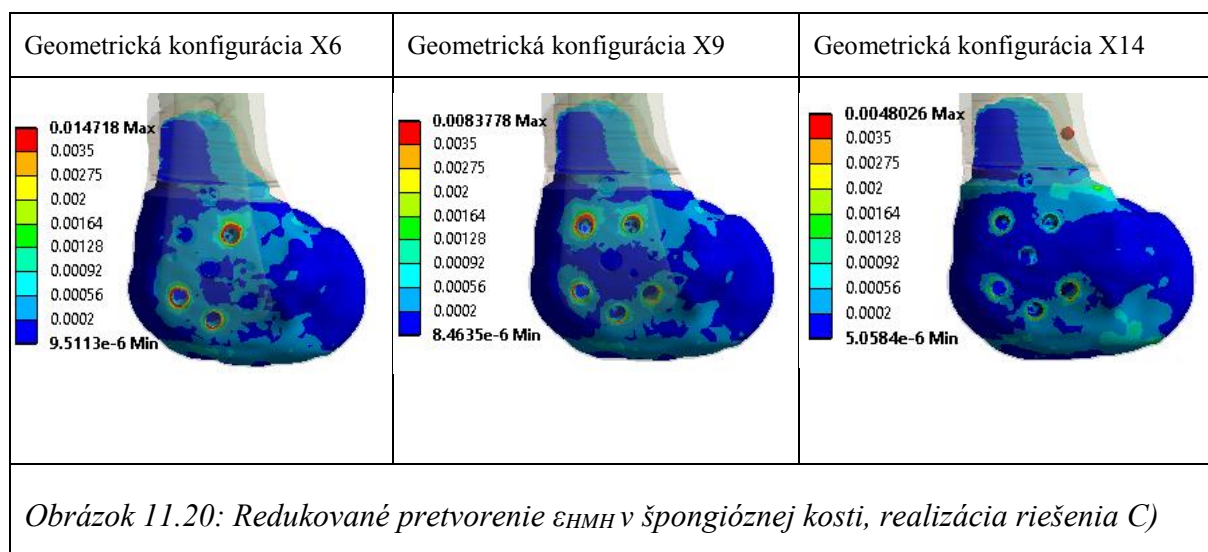
Na obrázku číslo 11.18 je porovnanie redukovaného napätia σ_{HMH} v skrutkách pre konfigurácie X6, X9, X14. Najväčšie redukované napätie σ_{HMH} bolo zistené vo všetkých geometrických konfiguráciách na skrutke číslo 7 a pohybovalo sa od hodnoty približne 94 MPa po hodnotu približne 98 MPa. Kritické miesta sa objavovali na prechode medzi hlavou skrutky a driekom, keďže na analyzovanej skrutke nie je vytvorený závit ktorý na reálnej skrutke zvyšuje koncentráciu napätia je potrebné na výsledky hľadieť kriticky. Z dôvodu ostrého prechodu neboli vyhodnocované výsledky v mieste prechodu drieku a hlavy skrutky ale v primeranej vzdialenosti.

11.3.4 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kaluse, realizácia riešenia C)



Na obrázku 11.19 je porovnanie redukovaného pretvorenia ϵ_{HMH} v kaluse, najväčšie pretvorenie vznikalo prekvapivo pri konfigurácii X14 opäť v oblasti ktorá je najviac vzdialená od dlahy. Z dôvodu zvýšenej tuhosti kalusu je zrejmi vplyv rozdielnych tuhostí kortikálneho a špongiózneho kostného tkaniva. Prejavuje sa spôsobom, že pretvorenie kalusu ϵ_{HMH} medzi kortikálnym kostným tkanivom je vyššie ako medzi špongióznym kostným tkanivom.

11.3.5 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti, realizácia riešenia C)

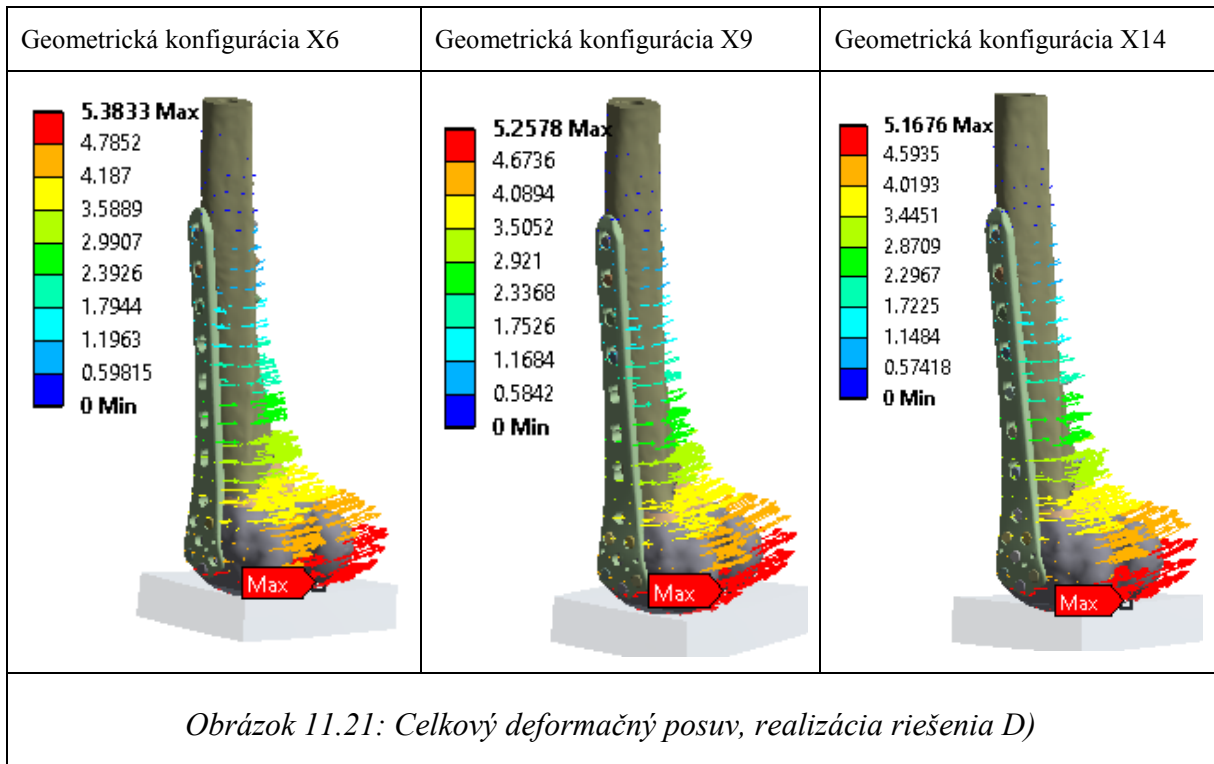


Na obrázku číslo 11.20 vidíme redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v špongióznej kosti pri realizácii riešenia C). Farebná škála je zjednotená s Frostovou teóriou (vid' obr. 10.13), tmavo modrá oblasť odpovedá nedostatočnému zaťažovaniu, svetlomodrá až svetlozelená odpovedá fyziologickému zaťažovaniu, žltá a oranžová miernemu preťažovaniu, červená oblasť patologickému preťažovaniu kostného tkaniva. Z porovnania redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v špongióznej kosti vyplýva. Z pribúdajúcim počtom skrutiek sa zväčšuje počet oblastí, ktoré sú preťažované, no zároveň sa jednotlivé oblasti znižujú. Najväčšie pretvorenie vzniká tesne pod povrchom kostného tkaniva. V geometrickej konfigurácii X14 dochádza k patologickému preťažovaniu len vo veľmi malých oblastiach.

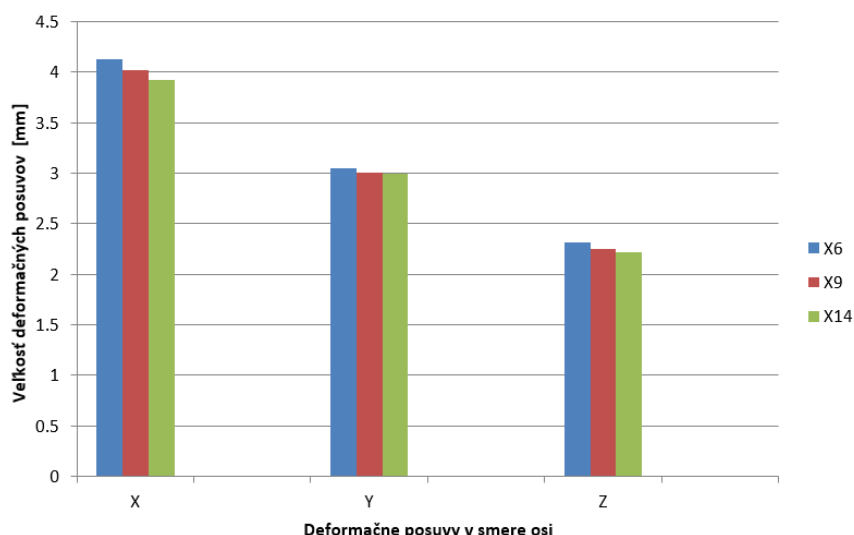
11.4 Realizácia riešenia D)

Realizácia riešenia D) reprezentuje stav, ktorý sa štandardne objavuje v procese hojenia približne okolo jedného rok po operácii. Kalus už v podstate neexistuje a kosť má vlastnosti podobné ako pred zlomeninou, pri analýze, boli použité materiály s vlastnosťami odpovedajúcimi kortikálnemu a špongióznemu kostnému tkanivu (viď kapitola 10.2.1). Kosť je namáhaná silou rovnajúcou sa približne 400 % tiažovej sily pôsobiacej na pacienta (viď kapitola 10.3.4).

11.4.1 Deformačný posuv, realizácia riešenia D)



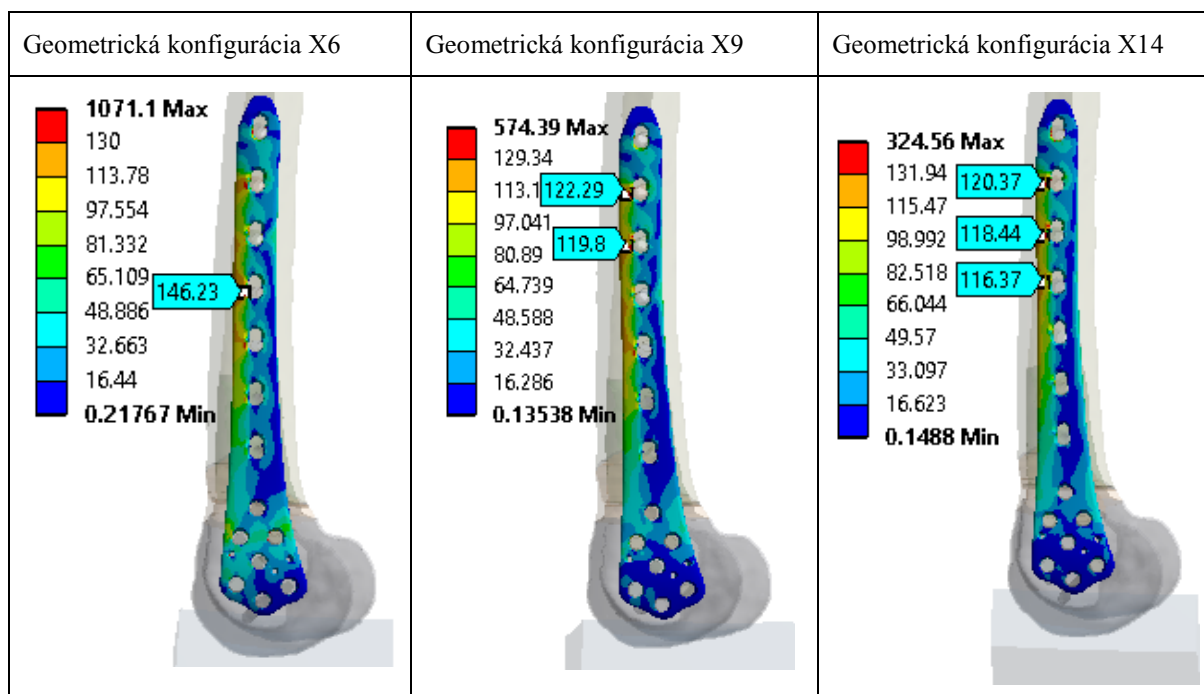
Na obrázku 11.21 vidíme celkové deformačné posuvy, maximálny celkový deformačný posuv bol približne 5,4 mm. Na obrázku číslo 11.22 sú vyobrazené deformačné posuvy v jednotlivých smeroch, najväčšie deformačné posuvy sú v smere osi X, so zväčšujúcim počtom skrutiek deformačné posuvy mierne klesajú.



Obrázok 11.22 Deformačné posuvy v jednotlivých smeroch, realizácia riešenia D)

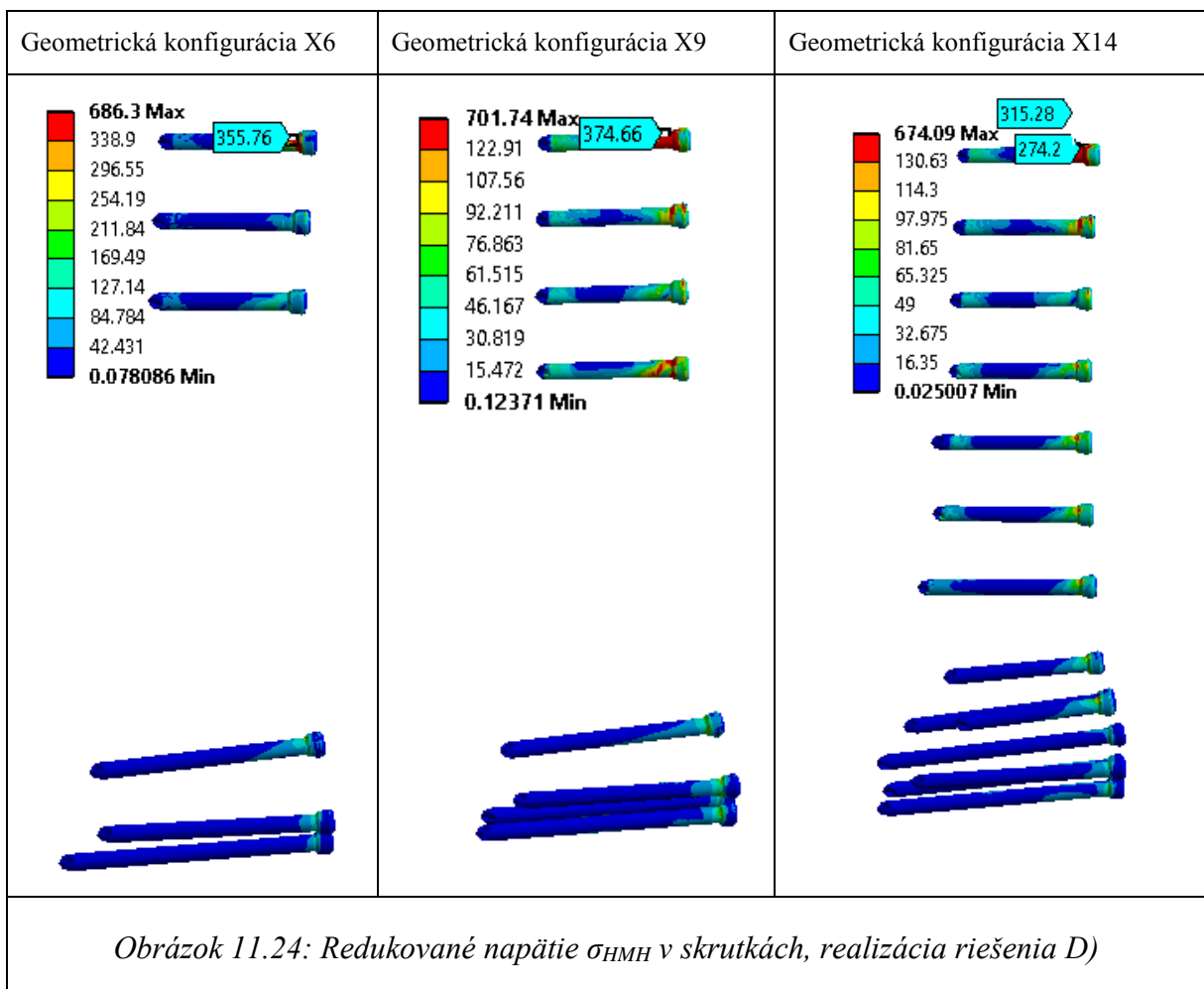
11.4.2 Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe, realizácia riešenia D)

Na obrázku 11.23 vidíme porovnanie redukovaného napätia σ_{HMH} v dlahe pri konfigurácii X6, X9, X14. Najvyššej hodnoty redukovaného napätia σ_{HMH} sa objavujú pri konfigurácii X6, približne 147 MPa pri otvore číslo 4 (označenie otvorov vid' obrázok 6.15). V konfigurácii X9 sa prejavuje ako najnebezpečnejšia oblasť kolo otvoru číslo 5 a 6, kde bolo napätie približne 123 MPa. V konfigurácii X14 je to oblasť pri otvore 4, 5, 6, kde sa hodnoty redukovaného napätia σ_{HMH} vyšplhali približne na hodnotu 121 MPa. K výsledkom je potrebné pristupovať kriticky keďže geometria otvorov je zjednodušená a neuvažuje závit. V oblasti ostrých prechodov plôch nie je možné vyhodnocovať napätie.



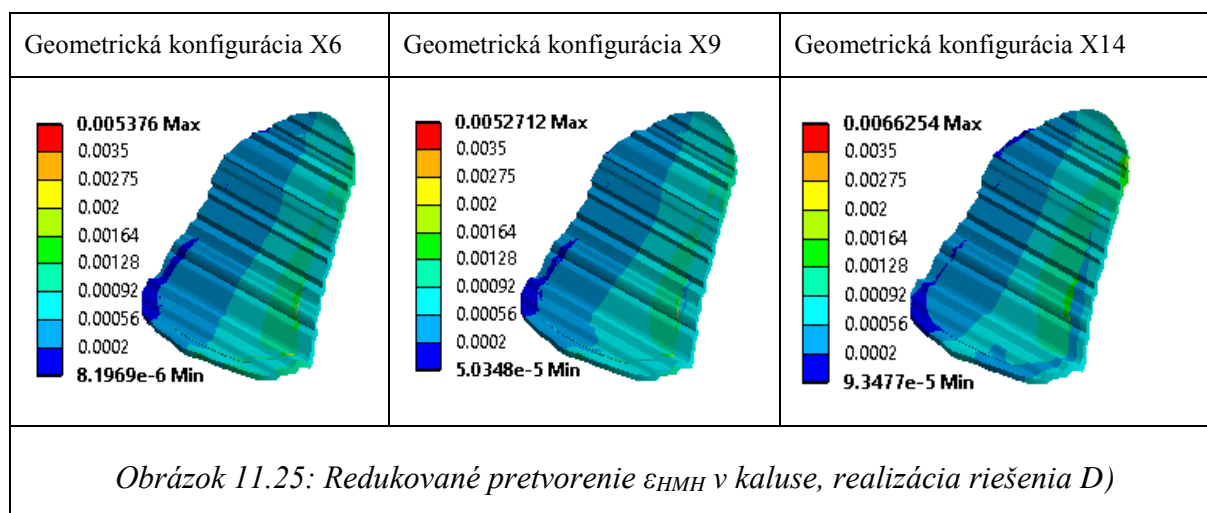
Obrázok 11.23: Redukované napätie σ_{HMH} v dlahe, realizácia riešenia D)

11.4.3 Redukované napätie σ_{HMH} v skrutkách, realizácia riešenia D)



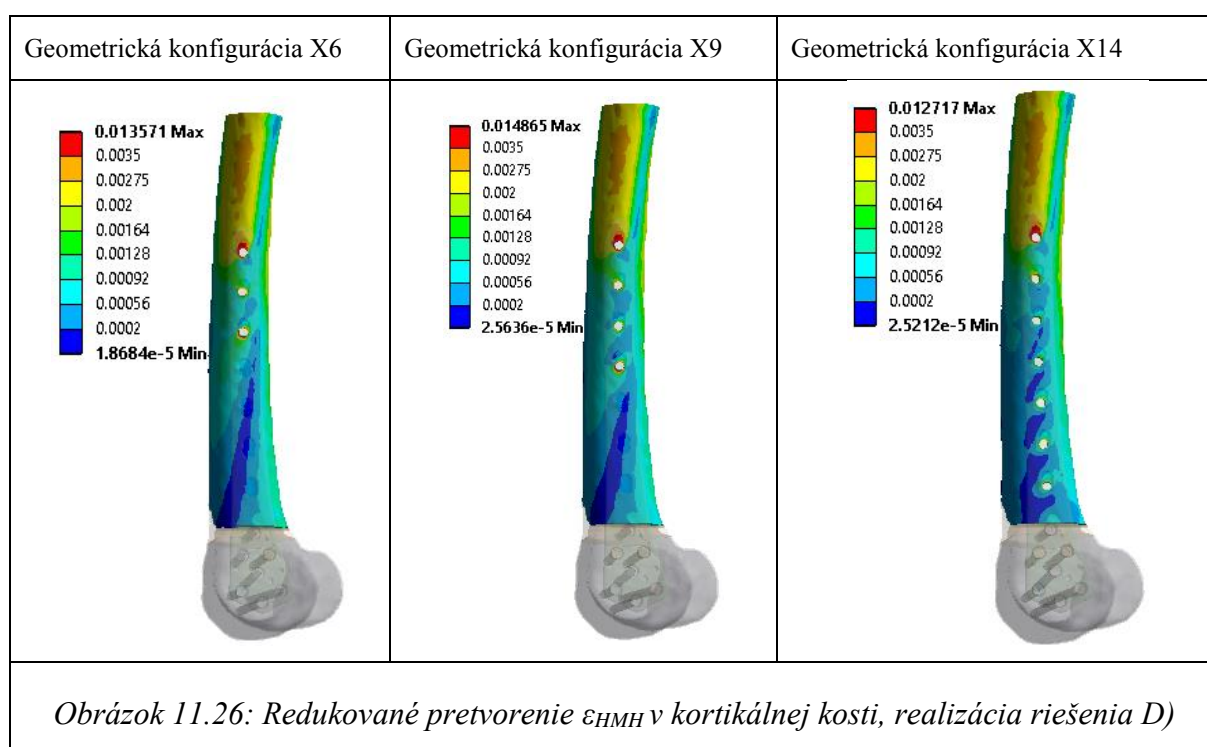
Na obrázku číslo 11.24 je porovnanie redukovaného napätia σ_{HMH} v skrutkách pre jednotlivé konfigurácie. Najväčšie redukované napätie σ_{HMH} sa objavuje vo všetkých geometrických konfiguráciách na skrutke číslo 7. Pri konfigurácii X6 pohybovalo redukované napätie okolo hodnoty 356 MPa, pri konfigurácii X9 to bola hodnota 375 MPa a pri konfigurácii X14 približne 316 MPa. Kritické miesta sa objavovali na prechode medzi hlavou skrutky a driekom a v oblasti kontaktu skrutky a kosti. Keďže na analyzovanej skrutke nie je vytvorený závit, ktorý sa na skutočnej skrutke vyskytuje, je potrebné na výsledky hľadieť kriticky.

11.4.4 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} kalusu, realizácia riešenia D)

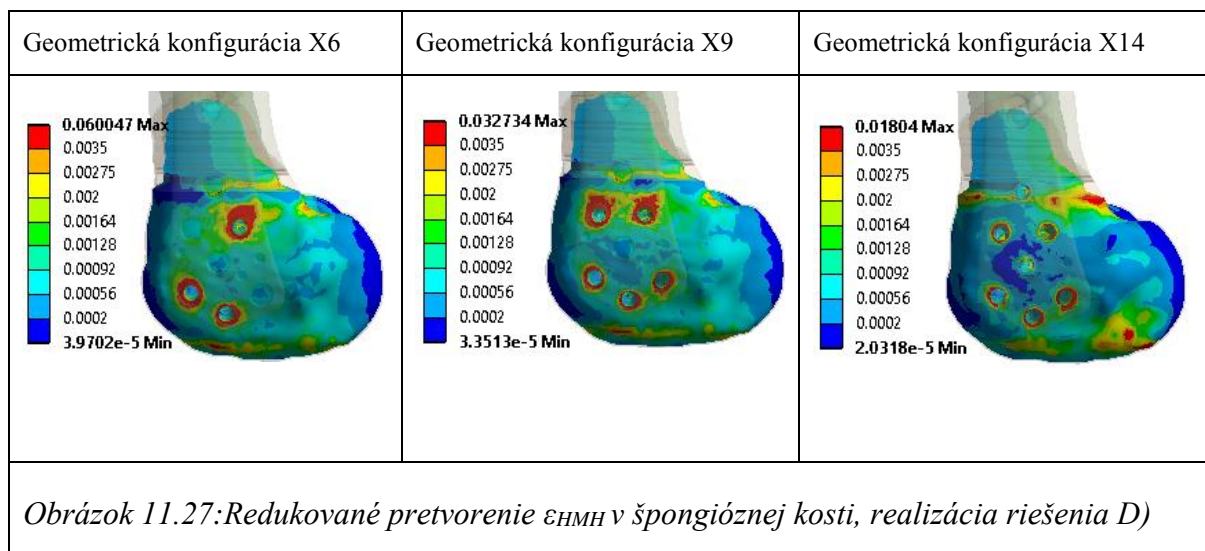


Na obrázku 11.25 je znázornené redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v mieste bývalého kalusu, farbená škála je nastavená podľa Frostovej teórie (viď obr. 10.13), tmavomodrá oblasť odpovedá nedostatočnému zaťažovaniu, svetlomodrá až svetlozelená odpovedá fyziologickému zaťažovaniu, žltá a oranžová miernemu preťaženiu, červená oblasť patologickému preťaženiu kostného tkaniva. Z vyššie zmieneného vyplýva, že oblasti bývalej zlomeniny sú pri všetkých troch geometrických konfiguráciách zaťažované prevažne fyziologickým spôsobom.

11.4.5 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti, realizácia riešenia D)



Na obrázku číslo 11.26 môžeme vidieť redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v diafýznej časti femuru v kortikálnom kostnom tkanive. Pri jednotlivých konfiguráciách sú hodnoty pretvorenia približne rovnaké. V pomerne malej oblasti okolo otvoru číslo 7 dochádza k patologickému preťaženiu.

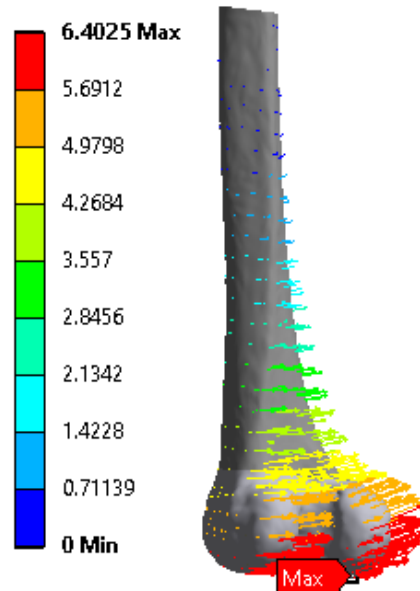


Na obrázku číslo 11.27 vidíme redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v špongióznej kosti pri realizácii riešenia D). Farebná škála je zjednotená s Frostovou teóriou (viď obr. 10.13), tmavomodrá oblasť odpovedá nedostatočnému zaťažovaniu, svetlomodrá až svetlozelená odpovedá fyziologickému zaťažovaniu, žltá a oranžová miernemu preťažovaniu, červená oblasť patologickému preťažovaniu kostného tkaniva. Z porovnania redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v špongióznej kosti vyplýva. Z pribúdajúcim počtom skrutiek sa zväčšuje počet oblastí, ktoré sú preťažované, no zároveň sa jednotlivé oblasti zmenšujú. Najväčšie pretvorenie vzniká tesne pod povrchom kostného tkaniva. V geometrickej konfigurácii X6 dochádza k najvýznamnejšiemu patologickému preťažovaniu.

11.5 Realizácia riešenia E)

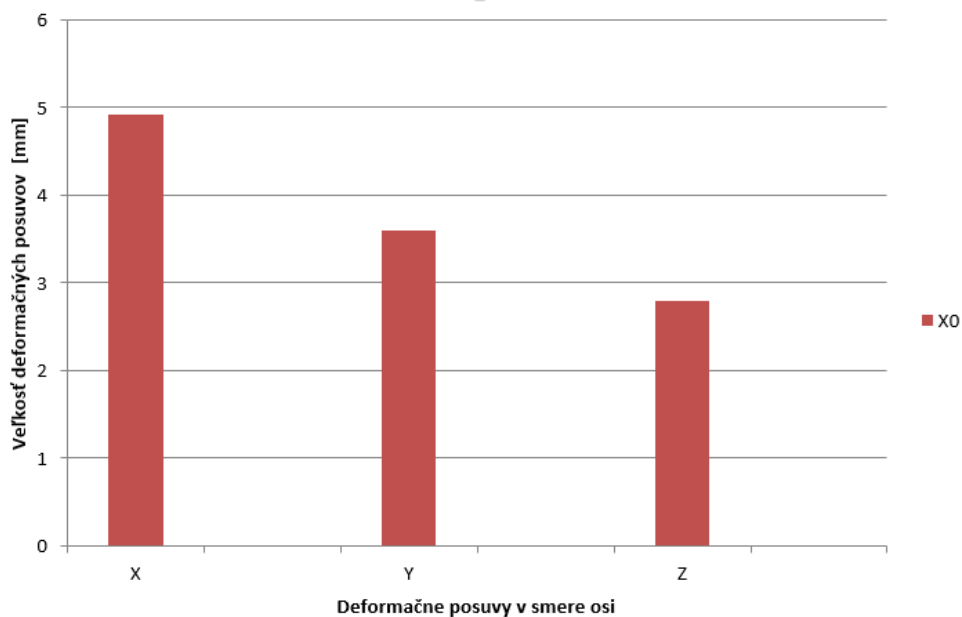
Realizácia riešenia E) predstavuje fyziologický stav, v oblasti femuru sa nenachádza zlomenina ani kalus. Kosť je namáhaná silou rovnajúcou sa približne 400 % tiažovej sily pôsobiacej na pacienta (viď kapitola 10.3.4).

11.5.1 Deformačný posuv, realizácia riešenia E), Geometrická konfigurácia X0



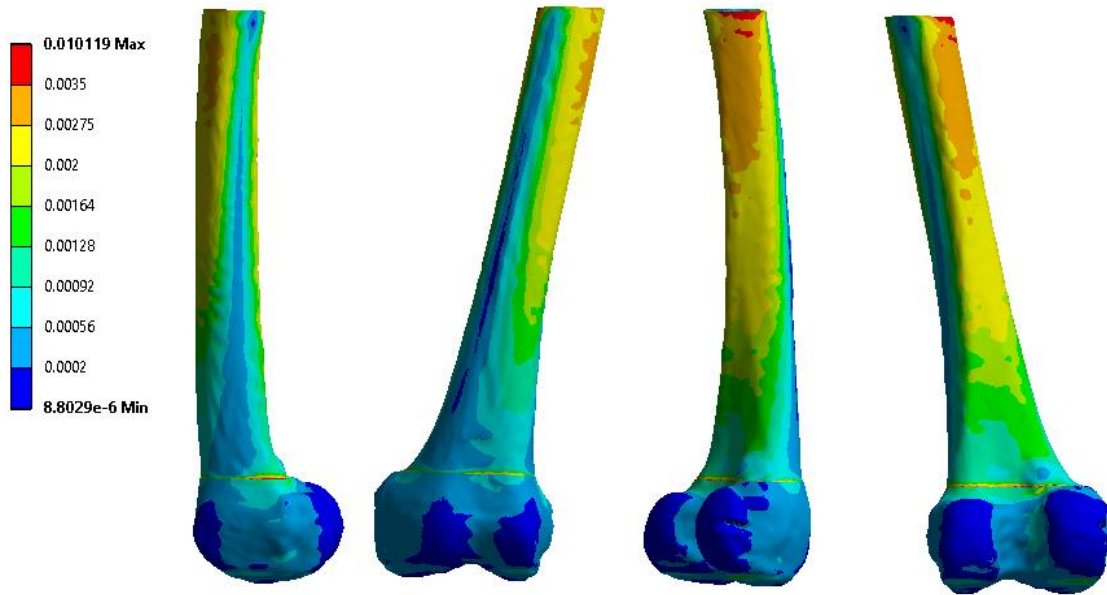
Obrázok 11.28: Celkový deformačný posuv, realizácia riešenia E)

Na obrázku číslo 11.28 môžeme vidieť, že celkový maximálny deformačný posuv na fyziologickej kosti je väčší, ako je tomu pri kosti fixovanej pomocou dlahy. K najväčším deformačným posuvom opäť došlo v smere osi X vid' tabuľka na obrázok číslo 11.29.

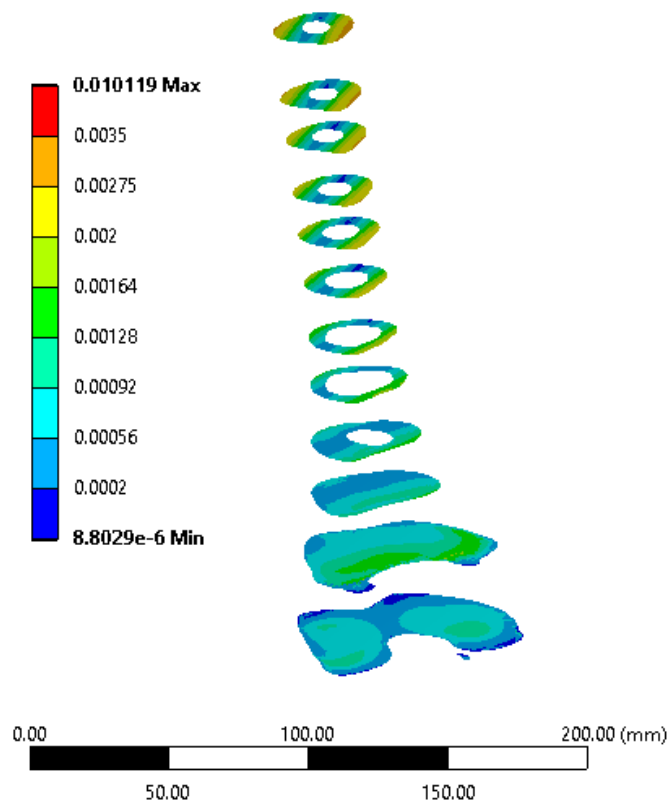


Obrázok 11.29 Deformačné posuvy v jednotlivých smeroch, realizácia riešenia E)

11.5.2 Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti, realizácia riešenia E), Geometrická konfigurácia X0



Obrázok 11.30: Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti, realizácia riešenia E)



Obrázok 11.31: Redukované pretvorenie ϵ_{HMH} v kosti v priereze, realizácia riešenia E)

Z obrázku číslo 11.30 a z obrázku 11.31 je zrejmé, že fyziologická kosť je zaťažovaná podľa Frostovej teórie fyziologickým zaťažením.

12 ZÁVER

Práca sa zoberá deformačne napät'ovou analýzou skrutiek a kostného tkaniva so zlomeninou zafixovanou pomocou dlahy. Pri prevedení rešeršných štúdií riešenej problematiky, bol formulovaný problém súvisiaci s liečením zlomenín pomocou osteosyntézy. Pri liečení zlomenín je rozhodujúcim faktorom určujúcim charakter hojenia pretvorenie, ktoré sa objavuje v oblasti kalusu na začiatkoch hojenia. Vhodnou metódou na určenie deformačne napät'ových stavov predstavuje výpočtové modelovanie. Boli vytvorené dva výpočtové modely, na ktorých sa skúmal vplyv geometrickej konfigurácie použitých skrutiek.

Prvý výpočtový model reprezentoval strednú časť stehennej kosti, na ktorej bola zlomenina v počiatočnom štádiu hojenia fixovaná pomocou LCP dlahy. Bolo testovaných celkom 11 geometrických konfigurácií rozmiestnenia skrutiek. Výpočtový model bol zaťažovaný štyrmi zaťažovacími módmí, na tomto výpočtovom modeli teda prebehlo 44 výpočtov. Geometrické konfigurácie boli zoradené v závislosti na stupni rigidity fixovanej zlomeniny vzostupne. Na danom výpočtovom modeli môžeme povedať, že tuhosť fixácie možno zvýšiť využitím otvorov na dlahe situovaných bližšie k zlomenine, prípadne použitím väčšieho množstva skrutiek. Závislosť redukovaného napätia σ_{HMH} v dlahe na geometrickej konfigurácii bola minimálna. Redukované pretvorenie v kosti ϵ_{HMH} v závislosti na geometrickej konfigurácii a zaťažovacom móde je zrejmá z grafu na obrázku 9.13.. Patologicky preťažované oblasti mali skôr lokálny charakter a objavovali sa v mieste vstupu skrutky do kostného tkaniva (na strane dlahy). Pri použití šiestich a ôsmich skrutiek najväčšiu časť namáhania prenášali skrutky umiestnené najbližšie a najďalej od miesta zlomeniny (najmä pri ohybovom namáhaní).

Druhý výpočtový model reprezentoval distálnu časť stehennej kosti, na ktorej bola extraartikulárna zlomenina typu A1 (jednoduchá). Z CT snímok bol vytvorený model geometrie stehennej kosti. Pomocou 3D skenu a optického merania vznikli modely geometrie štandardne používanej dlahy a skrutiek. Vzhľadom na možné množstvo výpočtových geometrických konfigurácií vznikol model geometrie, ktorý umožňoval vytvárať ľubovoľné kombinácie využitia skrutiek. Tento model bol vytvorený na dvoch rôznych úrovniach, so závitom a bez závitú. Z dôvodu množstva uzlov a problematickej tvorbe siete bol riešený model geometrie bez závitú, a to v troch geometrických konfiguráciách. Podľa množstva skrutiek X6 (6 skrutiek), X9 (9 skrutiek), X14 (14 skrutiek). Tieto geometrické konfigurácie boli následne porovnávané z hľadiska deformačne napät'ových stavov, ktoré nastávajú v procese hojenia (realizácie riešenia A-E). V procese hojenia sa postupne menilo zaťaženie a model materiálu kalusu. So zvyšujúcim sa počtom skrutiek klesali maximálne deformačné posuvy a zmenšovali sa hodnoty redukovaného pretvorenia ϵ_{HMH} kalusu. Najväčšie hodnoty redukovaného pretvorenia ϵ_{HMH} v kosti sa objavovali v kondylárnej časti femuru v špongióznom kostnom tkanive. Najväčšie hodnoty vznikali v mieste vstupu skrutiek do špongiózneho kostného tkaniva. So stúpajúcim počtom skrutiek sa zväčšoval počet preťažovaných oblastí, no veľkosti jednotlivých oblastí sa zmenšovali. V miestach zbiehajúcich sa špičiek jednotlivých skrutiek nedochádzalo k vzniku významného redukovaného pretvorenia (viď obr. 11.8). Najväčšie hodnoty redukovaného napätia σ_{HMH} na skrutkách sa vyskytovali takmer výlučne v skrutke, ktorá bola najbližšie k proximálnemu koncu femuru. Pri dlahe to boli rôzne oblasti okolo otvorov pre skrutky prípadne otvory pre Kirchnerov drôt.

13 LITERATÚRA

13.1 Odborné články

- [6] FROST, Harold M. Bone's mechanostat: A 2003 update. *The Anatomical Record* [online]. 2003, 275A(2), 1081-1101 [cit. 2017-04-20]. DOI: 10.1002/ar.a.10119. ISSN 0003-276x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ar.a.10119>
- [7] DAN, Paul, Tudor PETREUS, Razvan ASAFTEI, Grigore BEREA a Paul BOTEZ. Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO) in Long Bone Fractures – Biomechanics – Design – Clinical Results. *Biomechanics in Applications* [online]. InTech, 2011 [cit. 2017-05-11]. DOI: 10.5772/21189. ISBN 978-953-307-969-1. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/biomechanics-in-applications/minimally-invasive-plate-osteosynthesis-mipo-in-long-bone-fractures-biomechanics-design-clinical-res>
- [8] SIRBU, P. D., E CARATA, T. PETREUS, R. ASAFTEI a P. BOTEZ. Minimally Invasive Plate Osteosynthesis with Systems with Angular Stability in Complex Distal Femoral Fractures. Design, Biomechanics and Clinical Results. In: 2009 *Advanced Technologies for Enhanced Quality of Life* [online]. IEEE, 2009, s. 36-41 [cit. 2017-05-11]. DOI: 10.1109/AT-EQUAL.2009.45. ISBN 978-0-7695-3753-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5230922/>
- [10] GERVAIS, Benjamin, Aurelian VADEAN, Maxime RAISON a Myriam BROCHU. Failure analysis of a 316L stainless steel femoral orthopedic implant. *Case Studies in Engineering Failure Analysis* [online]. 2016, 5-6, 30-38 [cit. 2017-04-20]. DOI: 10.1016/j.csefa.2015.12.001. ISSN 22132902. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213290215000280>
- [11] WIEDING Jan, SOUFFRANT R., FRITSCHÉ A., MITTELMEIER W., BADER R., Finite Element Analysis of Osteosynthesis Screw Fixation in the Bone Stock: An Appropriate Method for Automatic Screw Modelling. *Plos One* [online]. 2012, [cit. 2017-05-09]. DOI: 10.1371/journal.pone.0033776. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3314684/>
- [12] GRANATA, Jaymes D., Alan S. LITSKY, David P. LUSTENBERGER, Robert A. PROBE a Thomas J. ELLIS. Immediate Weight Bearing of Comminuted Supracondylar Femur Fractures Using Locked Plate Fixation. *Orthopedics* [online]. 2012, 35(8), e1210-e1213 [cit. 2017-05-10]. DOI: 10.3928/01477447-20120725-21. ISSN 0147-7447. Dostupné z: <http://www.healio.com/doiresolver?doi=10.3928/01477447-20120725-21>
- [13] SON, Dae-Sung a Seung-Hwan CHANG. The simulation of bone healing process of fractured tibia applied with composite bone plates according to the diaphyseal oblique angle and plate modulus. *Composites Part B: Engineering* [online]. 2013, 45(1), 1325-1335 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/j.compositesb.2012.07.037. ISSN 13598368. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135983681200491X>
- [14] NASR, Saghar, Stephen HUNT a Neil A. DUNCAN. Effect of screw position on bone tissue differentiation within a fixed femoral fracture. *Journal of Biomedical Science and Engineering* [online]. 2013, 06(12), 71-83 [cit. 2017-04-11]. DOI: 10.4236/jbise.2013.612A009. ISSN 1937-6871. Dostupné z: <http://www.scirp.org/journal/PaperDownload.aspx?DOI=10.4236/jbise.2013.612A009>

- [29] HERRERA, Diego A, Philip J KREGOR, Peter A COLE, Bruce A LEVY, Anders JÖNSSON a Michael ZLOWODZKI. Treatment of acute distal femur fractures above a total knee arthroplasty: Systematic review of 415 cases (1981–2006). *Acta Orthopaedica* [online]. 2009, 79(1), 22-27 [cit. 2017-04-20]. DOI: 10.1080/17453670710014716. ISSN 1745-3674. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/17453670710014716>
- [37] FRIGG., R. Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury* [online]. 2001, 32, 63-66 [cit. 2017-04-20]. DOI: 10.1016/S0020-1383(01)00127-9. ISSN 00201383. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0020138301001279>
- [50] LENGSELD, M, J SCHMITT, P ALTER, J KAMINSKY a R LEPPEK. Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation. *Medical Engineering & Physics* [online]. 1998, 20(7), 515-522 [cit. 2017-04-20]. DOI: 10.1016/S1350-4533(98)00054-X. ISSN 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135045339800054X>
- [55] Dalstra MM, Huiskes RR, van Erning LL. Development and Validation of a Three-Dimensional Finite Element Model of the Pelvic Bone. ASME. *J Biomech Eng.* 1995;117(3):272-278. doi:10.1115/1.2794181.
- [56] WATANABE, Yuichi, Naoto SHIBA, Shigeaki MATSUO, Fujio HIGUCHI, Yoshihiko TAGAWA a Akio INOUE. Biomechanical study of the resurfacing hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2000, 15(4), 505-511 [cit. 2017-04-20]. DOI: 10.1054/arth.2000.1359. ISSN 08835403. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540300282144>
- [57] CEGOÑINO, J., J.M. GARCÍA AZNAR, M. DOBLARÉ, D. PALANCA, B. SERAL a F. SERAL. A Comparative Analysis of Different Treatments for Distal Femur Fractures using the Finite Element Method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2004, 7(5), 245-256 [cit. 2017-05-09]. DOI: 10.1080/10255840412331307182. ISSN 1025-5842. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255840412331307182>
- [58] MARCIÁN, Petr, Libor BORÁK, Jiří VALÁŠEK, Jozef KAISER, Zdeněk FLORIAN a Jan WOLFF. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a feasibility study. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, 47(16), 3830-3836 [cit. 2017-04-21]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.019. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929014005405>
- [59] LACROIX, D. a P.J. PRENDERGAST. A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading. *Journal of Biomechanics* [online]. 2002, 35(9), 1163-1171 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/S0021-9290(02)00086-6. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929002000866>
- [60] KIM, Hyun-Jun, Seung-Hwan CHANG a Ho-Joong JUNG. The simulation of tissue differentiation at a fracture gap using a mechano-regulation theory dealing with deviatoric strains in the presence of a composite bone plate. *Composites Part B: Engineering* [online]. 2012, 43(3), 978-987 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/j.compositesb.2011.09.011. ISSN 13598368. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359836811004434>

[61] MEHBOOB, Hassan, Dae-Sung SON a Seung-Hwan CHANG. Finite element analysis of tissue differentiation process of a tibia with various fracture configurations when a composite intramedullary rod was applied. *Composites Science and Technology* [online]. 2013, 80, 55-65 [cit. 2017-05-04]. DOI: 10.1016/j.compscitech.2013.02.020. ISSN 02663538. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0266353813000961>

[62] HAUT DONAHUE, Tammy L., M.L. HULL, Mark M. RASHID a Christopher R. JACOBS. How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint. *Journal of Biomechanics* [online]. 2003, 36(1), 19-34 [cit. 2017-05-09]. DOI: 10.1016/S0021-9290(02)00305-6. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929002003056>

13.2 Knihy

[1] GÁL, Petr. *Miniinvazivní osteosyntéza zlomenin horní končetiny u dětí*. Brno: Masarykova univerzita, 2001. Sborník prací lékařské fakulty v Brně. ISBN 80-210-2548-4. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:d0986fc0-37dc-11e2-b19a-005056827e52>

[4] ČECH, Oldřich, Pavel DOUŠA a Martin KRBEC. *Traumatologie pohybového aparátu, pánve, páteře a paklouby*. Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-266-4.

[5] POKORNÝ, Vladimír. *Traumatologie*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-277-X. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:a7bcaae0-02a0-11e4-89c6-005056827e51>

[9] *AO Principles of Fracture Management, Books and DVD: Edition 2*. 2. Switzerland: AO Publishing, 2007. ISBN 9783131650320

[15] PÁČ, Libor a Ladislava HORÁČKOVÁ. *ANATOMIE POHYBOVÉHO SYSTÉMU ČLOVĚKA*. Brno: Masarykova univerzita, 2011. ISBN 978-80-87192-14-6.

[16] VYSKOČIL, Václav. *Osteoporóza a ostatní nejčastější metabolická onemocnění skeletu*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-637-3.

[17] GRIM, Miloš a Ondřej NAŇKA. *Atlas anatomie člověka*. I., Končetiny, stěna trupu = Atlas of human anatomy. I., Limbs, body wall. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4012-6.

[18] ROHEN, Johannes W., Chihiro YOKOCHI a Elke LÜTJEN-DRECOLL. *Anatomie člověka: fotografický atlas systematické a topografické anatomie : 6. vydání*. Praha: Triton, c2008. ISBN 978-80-7387-131-4. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:7e2fb6f0-d3d1-11e5-9ce1-005056827e51>

[19] MARIEB, Elaine Nicpon a Jon MALLATT. *Anatomie lidského těla*. Brno: CP Books, 2005. ISBN 80-251-0066-9.

[20] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4. Dostupné také z: <http://kramerius.mzk.cz/search/handle/uuid:63b5b370-0a72-11e5-9eb3-005056827e52>

[21] GRIM, Miloš a Rastislav DRUGA. *Základy anatomie*. 1., Obecná anatomie a pohybový systém. Praha: Karolinum, c2001. ISBN 80-7262-112-2. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:1f019556-a02f-11e1-9d5f-0050569d679d>

[22] WOLFF, J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. A. Hirschwald, Berlin, 1892.

- [23] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:63b5b370-0a72-11e5-9eb3-005056827e52>
- [25] GÁL, Petr. *Miniinvazivní osteosyntéza zlomenin horní končetiny u dětí*. Brno: Masarykova univerzita, 2001. Sborník prací lékařské fakulty v Brně. ISBN 80-210-2548-4. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:d0986fc0-37dc-11e2-b19a-005056827e52>
- [27] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 80-01-03424-0. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:27800560-adc9-11e3-b74a-5ef3fc9ae867>
- [28] WENDSCHE, Peter a Radek VESELÝ. *Traumatologie*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-211-4. 300 s. ISBN 9783868056488.
- [30] ZEMAN, Miroslav a Zdeněk KRŠKA. *Speciální chirurgie*. 3., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-128-5. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:f96fd220-82fd-11e5-a715-005056827e52>
- [31] *Manual of INTERNAL FIXATION*. Berlin: Springer, 1991. ISBN 0-387-52523-8.
- [33] ČECH, Oldřich. *Stabilní osteosyntéza v traumatologii a ortopedii*. 2., přeprac. a dopln. vyd. Praha: Avicenum, 1982.
- [47] PETRUŠKA, Jindřich. *MKP v inženýrských výpočtech* [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně Fakulta strojního inženýrství ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, 2011 [cit. 2017-04-08]. Dostupné z: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/img/fckeditor/file/opory/RIV/MKP2011.pdf>
- [48] RÜEDI, Thomas P. a W. M. MURPHY. *AO principles of fracture management* [online]. Davos Platz, [Switzerland]: AO Pub., 2000 [cit. 2017-04-10]. ISBN 08-657-7886-8. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=exvf6Zwz5sAC&pg=PA34&dq=ISO+5832-1+GPa&hl=sk&sa=X&ved=0ahUKEwisLSmqZrTAhUE_ywKHVGiAdMQ6AEIOjAE#v=onepage&q=ISO%205832-1%20GPa&f=false

13.3 Dizertačné, diplomové a bakalárske záverečné práce

- [3] Linhart, L., *Studie dlah pro horní končetinu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 57 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [26] MARCIÁN, P. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou hustotu kostní tkáně*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 145 s. Vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

13.4 Internetové odkazy a ostatní

- [2] *Zlomeniny v roce 2005* [online]. ÚZIS, 2006 [cit. 2017-02-26]. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/category/tematicke-rady/zdravotnicka-statistika/zlomeniny?title=zlomeniny&body=>
- [24] *WE PICKED A BONE FOR YOU!* [online]. 2011 [cit. 2017-03-11]. Dostupné z: <https://creationmuseum.org/blog/2011/11/22/we-picked-a-bone-for-you/>
- [32] *Řešení Synthes. Inovativní řešení pro traumatologii, ortopedii a pediatrii*. [online]. SYNTHES [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: http://www.tomjedlicka.com/portfolio/source/solutions_trauma.pdf

- [34] *Biomechanics of Fractures and Fixation* [online]. 2004 [cit. 2017-03-19]. Dostupné z: <http://slideplayer.com/slide/4572220/>
- [35] *Xrays Of Fracture of Humerus* [online]. [cit. 2017-05-11]. Dostupné z: <http://boneandspine.com/xrays-fracture-of-humerus/>
- [36] *SCREWS AND PLATES FIXATION* [online]. University of Medicine and Pharmacy at Ho Chi Minh City, 2015 [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: <https://www.slideshare.net/BaHuong/screws-and-plates-fixation>
- [38] *4.5mm VA-LCP Curved Condylar Plate* [online]. [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: <https://www.depuyssynthes.com/hcp/trauma/products/qs/45mmVA-LCPCurvedCondylarPla>
- [39] *Radius compression plate / distal Distal Radius 2.5* [online]. [cit. 2017-03-26]. Dostupné z: http://www.medicalexpo.com/prod/medartis/product-94077-578987.html?utm_source=ProductDetail&utm_medium=Web&utm_content=SimilarProduct&utm_campaign=CA
- [40] *Radius compression plate / distal Dorsal Frame Plate 2.5* [online]. [cit. 2017-03-26]. Dostupné z: http://www.medicalexpo.com/prod/medartis/product-94077-578989.html?utm_source=ProductDetail&utm_medium=Web&utm_content=SimilarProduct&utm_campaign=CA
- [41] *Humerus compression plate / proximal PHILOS™* [online]. [cit. 2017-03-26]. Dostupné z: http://www.medicalexpo.com/prod/depuy-synthes/product-79814-631365.html#product-item_631337
- [42] *Tibia compression plate / proximal VA-LCP™* [online]. [cit. 2017-03-26]. Dostupné z: http://www.medicalexpo.com/prod/depuy-synthes/product-79814-631365.html#product-item_631337
- [43] *Calcaneus compression plate / lateral VA 2.7* [online]. [cit. 2017-03-26]. Dostupné z: http://www.medicalexpo.com/prod/depuy-synthes/product-79814-631365.html#product-item_790795
- [44] *Less invasive stabilization system (LISS) for LISS and LCP DF Plates.* [online]. synthes [cit. 2017-03-21]. Dostupné z: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-TRM-0614-0094-2_LR.pdf
- [45] *Less Invasive Stabilization System (LISS).* [online]. Synthes [cit. 2017-03-21]. Dostupné z: <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/SUTGLISSDistFemurJ2892H.pdf>
- [46] *Nemocnice Motol* [online]. 2016 [cit. 2017-03-26]. Dostupné z: <http://play.iprima.cz/nemocnice-motol/nemocnice-motol-6>
- [47] *DLAHY ÚHLOVĚ STABILNÍ ANGULARLY STABLE PLATES* [online]. MEDIN, a.s [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: <http://medin.cz/data/filecache/component/files/catalog-of-traumatology-angularly-stable-plates.pdf>
- [49] *Ti6Al4V ELI Titanium Alloy* [online]. [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-ELI-Titanium-Alloy.pdf>
- [51] *ALLOY 316LVM • UNS S31673 • WNR 1.4441* [online]. Finetubes [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <http://www.finetubes.co.uk/products/specialist-tube-materials/stainless-steel-tubes/alloy-316lvm-uns-s31673/>

- [52] Hmotností segmentů těla [online]. [cit. 2017-05-14]. Dostupné z: <https://www.kme.zcu.cz/download/predmety/bio/segmenty.pdf>
- [53] CT - VÝPOČETNÍ (POČÍTAČOVÁ) TOMOGRAFIE [online]. [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: <https://www.homolka.cz/cs-CZ/oddeleni/radiodiagnosticke-oddeleni-rdg/vysetrovaci-a-intervencni-metody/ct-vypocetni-pocitacova-tomografie.html>
- [54] *STL Model Creator – Software*. URL www.biomechanika.fme.vutbr.cz
STL model creator (Matlab 2010, MathWorks, Natick, MA, USA)
MARCIAN, P.; KONEČNY, O.; BORAK, L.; VALAŠEK, J.; ŘEHAK, K.;
KRPÁLEK, D.; FLORIAN, Z. On the Level of Computational Models in
Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct. In MENDEL
2011 - 17th International Conference on Soft Computing. 1. Brno: Brno University of
Technology, 2011. s. 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0.
- [63] ANSYS Help 17.2 [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2017-04-04].
- [64] *Left lower limb* [online]. [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=72&Itemid=77&lang=en

14 ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK A SYMBOLOV

- 4A – geometrická konfigurácia, 4 skrutky
4B – geometrická konfigurácia, 4 skrutky
4C – geometrická konfigurácia, 4 skrutky
4D – geometrická konfigurácia, 4 skrutky
6A – geometrická konfigurácia, 6 skrutiek
6B – geometrická konfigurácia, 6 skrutiek
6C – geometrická konfigurácia, 6 skrutiek
6D – geometrická konfigurácia, 6 skrutiek
8A – geometrická konfigurácia, 8 skrutiek
A – realizácia riešenia, 4. týždeň po operácií
AO – švajčiarska spoločnosť zaoberajúca sa osteosyntézou
B – realizácia riešenia, 12. týždeň po operácií
C – realizácia riešenia, 25. týždeň po operácií
CAD – computer-aided design, návrh pomocou počítača
CAM – computer-aided manufacturing, výroba s využitím počítača
CT – computed tomography, výpočtová tomografia
D – realizácia riešenia, 52. týždeň po operácií
DCP – dynamic compression plate, dynamická kompresná dlaha
E – realizácia riešenia, 62. týždeň po operácií
E – Youngov modul pružnosti [MPa]
Fg – ťažová sila [N]
IGES – Initial Graphics Exchange Specification, formát súboru
LCP – locking compression plate, uzamykateľná kompresná dlaha
LCP DF – locking compression plate for distal femur, uzamykateľná kompresná dlaha pre distálny femur
LISS – Less Invasive Stabilization System, menej invazívny stabilizačný systém
M1 – zaťažovací mód, tlak
M2 – zaťažovací mód, ohyb okolo osi Y
M3 – zaťažovací mód, ohyb okolo osi Z
M4 – zaťažovací mód, krut
MIPO – minimally invasive plate osteosynthesis, miniinvazívna dlahová osteosyntéza
MKP – metóda konečných prvkov
MRI – magnetic resonance imaging, magnetická rezonancia
ORIF – (open reduction and internal fixation) otvorená repozícia a osteosyntéza

PCG – Preconditioned Conjugate Gradient, predbežne upravený konjugovaný gradient

R_c – medza únavy [MPa]

R_e – medza pružnosti [MPa]

R_m – medza pevnosti [MPa]

RTG – Röntgenové žiarenie

STL – STereoLithography, formát súboru

TD1 – posuvy na zlomenine v mieste 1

TD2 – posuv na zlomenine v mieste 2

ÚMTMB – Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

VA-LCP – The variable angle locking compression plate, uzamykateľná kompresná dlahá s variabilným uhlom

X0 – geometrická konfigurácia, fyziologická

X14 – geometrická konfigurácia, 14 skrutiek

X6 – geometrická konfigurácia, 6 skrutiek

X9 – geometrická konfigurácia, 9 skrutiek

Z1 – ohybové zaťaženie

Z2 – silové zaťaženie, 30% F_g

Z3 – silové zaťaženie, 100% F_g

Z4 – silové zaťaženie, 400% F_g

ϵ_{HMH} – redukované pretvorenie [-]

μ – Poissonov pomer [-]

σ_{HMH} – redukované napätie [MPa]