



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 DLAHY
FIXUJÍCÍ ZLOMENINU TIBIE TYPU I DLE
SCHATZKEROVY STUPNICE**

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF PLATE FOR FIXING A TIBIAL FRACTURE TYPE I PER SCHATZER'S
CLASSIFICATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Alena Filková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2022

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka: **Bc. Alena Filková**
Studijní program: Inženýrská mechanika a biomechanika
Studijní obor: Biomechanika
Vedoucí práce: **Ing. Petr Marcián, Ph.D.**
Akademický rok: 2021/22

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 dlahy fixující zlomeninu tibie typu I dle Schatzkerovy stupnice

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Zlomeniny proximální tibie patří k nejkomplicovanějším zlomeninám s následnými možnými komplikacemi. Vznikají nejčastěji působením nadměrných axiálních sil. Úlomky kostních tkání jsou k sobě fixovány operativně pomocí dlah a šroubů. Tím se podstatně mění deformačně napěťové stavy soustavy, jejichž určení a analýza jsou předmětem této diplomové práce. V práci bude výpočtově řešena monokondylární zlomenina fixovaná vybranou dlahou.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení podrobné rešeršní studie související s řešenou problematikou
2. Vytvoření modelu geometrie kostních tkání.
3. Vytvoření modelu geometrie dlahy.
4. Vytvoření výpočtového modelu v programu ANSYS.
5. Provedení deformační a napěťové analýzy a posouzení mechanické interakce mezi dlahou a kostní tkání.

Seznam doporučené literatury:

ČIHÁK, R. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

ARVIND, K., JAVED, J., OWAIS, A., Q.: Complete posterior dislocation of fractured lateral condyle of tibia with disruption of proximal tibiofibular joint: Technical note. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma, roč. 14, 2021, str. 127-131, ISSN 0976-5662, <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2020.07.008>.

KUBIČEK, M., FLORIAN Z.: Stress Strain Analysis of Knee Joint. Engineering Mechanics, roč. 16, č. 5, str. 315–322, 2009.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2021/22

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Zlomeniny proximální tibie patří k nejzávažnějším intraartikulárním zlomeninám s následnými často se vyskytujícími komplikacemi. Ve většině případů zlomeniny se přistupuje k léčbě pomocí vnitřní dlahy či šroubů. Tato diplomová práce se zaměřuje na provedení deformační a napět'ové analýzy dlahy fixované v tibii pomocí kostních šroubů. Pro posouzení mechanické interakce mezi jednotlivými prvky této soustavy bylo využito výpočtového modelování pomocí metody konečných prvků. Za tímto účelem bylo nutné provést rešeršní studii zabývající se problematikou zahrnující kostní tkáň, jejich porušení a následné léčby vzniklých zlomenin. Deformačně-napět'ová analýza byla provedena pro dvě varianty fixace této zlomeniny: fixace úhlově stabilní dlahou se šrouby a fixace kompresními šrouby. Dále byly tyto analýzy doplněny o jejich modifikace, které představovaly různé úrovně těchto dvou variant výpočtového modelu. Šrouby pro uchycení dlahy v kostní tkáni byly uvažovány se závitem i bez závitu. Rozhraní mezi šrouby a kostní tkání bylo řešeno pomocí kontaktu *Bonded* a také pomocí kontaktu *Frictionless*. Ve vyhodnocení výsledků byl posouzen vliv těchto modifikací výpočtového modelu na výsledné deformační a napět'ové charakteristiky. Ve všech provedených variantách byla posouzena mechanická interakce mezi prvky této soustavy.

KLÍČOVÁ SLOVA

Tibie, dlahy, kompresní šrouby, metoda konečných prvků, deformačně-napět'ová analýza, výpočtové modelování

ABSTRACT

Fractures of the proximal tibia are the most severe intra-articular fractures with subsequent frequent complications. In most cases, the fracture is treated with an inner plate or screws. This diploma thesis focuses on the stress-strain analysis of the plate fixed in the tibia using bone screws. Computational modeling using the finite element method was used to assess the mechanical interaction between the individual elements of this system. For this purpose, it was necessary to conduct a research study dealing with issues involving bone tissue, their damage and subsequent treatment of fractures. Stress-strain analysis was performed for two variants of fixation of this fracture: fixation with an angularly stable plate with screws and fixation with compression lag screws. Furthermore, these analyses were supplemented by their modifications, which represented different levels of these two variants of the computational model. Screws for fixing the plate in the bone tissue were considered both threaded and unthreaded. The interface between the screws and the bone tissue was solved using the *Bonded* contact and also the *Frictionless* contact. The influence of these modifications of the computational model on the resulting deformation and stress characteristics was assessed in the evaluation of the results. The mechanical interaction between the elements of this system was assessed in all performed variants.

KEY WORDS

Tibia, plate fixation, lag screws, finite element method, stress-strain analysis, computational modeling

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

FILKOVÁ, Alena. *Deformační a napěťová analýza dlahy fixující zlomeninu tibie typu I dle Schatzkerovy stupnice* [online]. Brno, 2022 [cit. 2022-05-12]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/139841>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci *Deformační a napěťová analýza dlahy fixující zlomeninu tibie typu I dle Schatzkerovy stupnice* vypracovala samostatně pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D., s použitím literatury uvedené v seznamu použitých zdrojů.

V Brně dne: 20.5.2022

Alena Filková

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala svému vedoucímu diplomové práce Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D., za jeho trpělivost, věnovaný čas, cenné rady a připomínky při vypracovávání této diplomové práce a také za poskytnutí výpočtové kapacity. Také bych tímto chtěla poděkovat firmě MEDIN, a.s. za poskytnutí dat. Velký dík patří i mé rodině a přátelům, kteří mi byli oporou při vysokoškolském studiu.

Obsah

Úvod	15
Popis problémové situace	16
Formulace problému.....	16
Formulace cílů řešení	16
Systém podstatných veličin	17
1 Rešerše související s řešenou problematikou	18
1.1 Anatomické názvosloví	18
1.1.1 Základní anatomické roviny těla.....	18
1.1.2 Základní anatomické směry	19
1.1.3 Hlavní části těla.....	21
1.2 Kosterní soustava	22
1.2.1 Základní stavba kostí	22
1.2.2 Vznik a vývoj kostí	24
1.2.3 Cévní zásobení kostí	25
1.2.4 Přestavba kosti	25
1.2.5 Cyklus úpravy kostní tkáně.....	27
1.2.6 Frostova hypotéza	27
1.3 Kostra dolní končetiny	27
1.3.1 Pletenec dolní končetiny	28
1.3.2 Volná část dolní končetiny.....	29
1.4 Zlomeniny kostí.....	30
1.4.1 Rozlišení zlomenin.....	30
1.4.2 Klasifikace zlomenin dlouhých kostí.....	31
1.4.3 Hojení kostních tkání	33
1.5 Léčba zlomenin	34
1.5.1 Diagnostika zlomenin	34
1.5.2 Konzervativní léčba zlomenin	35
1.5.3 Operační léčba zlomenin.....	36
1.6 Dlahy pro zlomeninu typu I dle Schatzkerovy stupnice.....	40
1.6.1 Zlomenina typu I dle Schatzkerovy stupnice.....	40
1.6.2 Úhlově stabilní dlaha pro proximální tibií	41
2 Výběr metody řešení	44

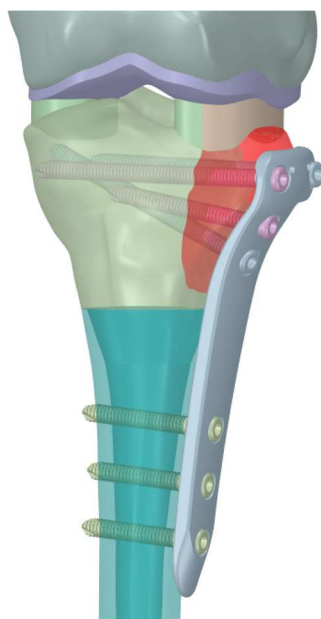
3	Tvorba výpočtového modelu	45
3.1	Model geometrie	46
3.1.1	Tvorba modelu geometrie kostních tkání.....	46
3.1.2	Tvorba modelu geometrie dlahy a šroubů.....	51
3.1.3	Model geometrie soustavy kostní tkáně a dlahy	52
3.2	Model materiálu	55
3.3	Model vazeb a zatížení	56
3.4	Diskretizovaný model geometrie.....	59
3.5	Nastavení řešiče.....	61
4	Prezentace a analýza výsledků	62
4.1	Celkové posuvy soustavy	62
4.2	Ekvivalentní napětí von Mises v dlaze.....	64
4.3	Ekvivalentní napětí von Mises ve šroubech.....	66
4.4	Ekvivalentní přetvoření kostních tkání	78
4.4.1	Plocha fragmentu	80
4.5	Posouzení mechanické interakce mezi kostní tkání a implantátem	82
5	Závěr.....	90
6	Seznam použitých zdrojů	93
7	Seznam obrázků	96
8	Seznam použitých zkratk a symbolů	98

Úvod

Dolní končetina plní pro člověka nejdůležitější opěrnou a pohybovou funkci. Proto jakékoli její zranění s sebou nese významné omezení klíčových aktivit každodenního lidského života. Častým zraněním dolních končetin jsou zlomeniny kostních tkání. Proto je vhodné usilovat o co nejvíce efektivní léčbu těchto zranění.

První pokusy o léčbu zlomenin se vyskytovaly už ve starém Řecku a Římě [25]. Historicky první léčby zlomenin probíhaly spíše pomocí konzervativní léčby zlomenin, při kterých se využívalo dřevěných dlah a obvazů [25]. V 12.-13. století jsou zaznamenány první pokusy o operační léčbu zlomenin (osteosyntézu) [25]. V této době byly využívány pro fixaci především materiály jako jsou slonová kost, stříbro nebo železo [25]. V roce 1985 byla použita pro vnitřní fixaci první kovová dlaha (W. A. Lane), avšak tato dlaha podléhala korozi. Další vývoj přinesl dlahy, které měly zvýšenou odolnost proti korozi, přesto nebyly vhodné pro použití z důvodu jejich nedostatečné pevnosti [26]. Vývojový proces těchto dlah pro fixaci zlomenin zahrnoval celou řadu změn v geometrii a materiálu. V současné době lze pro vývojový proces využít výpočtové modelování.

Zlomeniny jsou léčeny vícero přístupy. K jednomu z nejvýznamnějších léčebných postupů patří osteosyntéza. Tato diplomová práce se zajímá o zlomeninu tibie a její léčbu pomocí osteosyntézy. Zlomeniny tibie patří mezi jednu ze závažnějších zlomenin. Vniká pomocí axiálně působícího násilí často kombinovaného s ohybovým [5]. U těchto zlomenin vzniká narušení kloubní plochy a ve většině případů dochází k porušení okolních měkkých tkání [5]. Rozsah tohoto zranění potom určuje výsledné narušení stability kolenního kloubu. Existuje více druhů vnitřní fixace této zlomeniny jako je například fixace pomocí dlahy nebo pomocí šroubů. V rámci této práce bude zkoumána deformační a napěťová analýza dlahy fixující zlomeninu tibie typu I dle Schatzkerovy stupnice pomocí výpočtového modelování. Na obrázku 1 je zobrazen model geometrie tkání (femur, chrupavky, tibie) a implantátu (dlaha, šrouby) pro jednu variantu výpočtového modelu v této diplomové práci.



Obrázek 1: Fixace dlahou.

Popis problémové situace

Zlomeniny proximální tibie patří k nejzávažnějším intraartikulárním zlomeninám s následnými často se vyskytujícími komplikacemi. Tyto zlomeniny jsou způsobeny pádem, nebo nárazem na kolenní kloub ze strany [5]. Typ zlomeniny a rozsah porušení tkání závisí na poloze kloubu a směru úrazového násilí [5]. Zlomeniny proximální tibie se rozdělují pomocí zavedených klasifikací. Jednou z těchto klasifikací je Schatzkerova stupnice, která klasifikuje tyto zlomeniny do šesti typů [11]. Typem I je označována nedislokovaná zlomenina laterálního kondylu [11].

Tato intraartikulární monokondilární zlomenina vyžaduje správnou repozici, které je nejlépe dosaženo při operačním zásahu. Aby byla zlomenina správně zhojena je nejčastěji volena operační léčba (osteosyntéza), při které je provedena vnitřní repozice úlomků a následná fixace nejčastěji kompresními šrouby nebo dlahou [5]. Dlahu je připevněna ke kostní tkáni pomocí šroubů a zamezuje pohybu úlomků vůči kosti a vytváří tak podpůrný efekt při pohybu končetiny. Končetina se zavedenou dlahou by však neměla být vystavována takovému zatížení jako končetina zdravá. Při zatěžování postižené končetiny se zavedenou dlahou vznikají oproti původnímu fyziologickému uspořádání odlišné deformační a napěťové stavy kostních tkání, použité dlahy a šroubů, kterými je dlahu upevněna. Tyto vzniklé deformační a napěťové stavy je důležité zkoumat, a to z důvodu možného selhání některého prvku ze vzniklé soustavy tvořené kostí, dlahou a šrouby.

Vzhledem k značné složitosti použití experimentálních metod in vitro a téměř nemožnému použití metod in vivo pro určení deformačních a napěťových stavů je vhodné použít metodu řešení pomocí výpočtového modelování. Pro vytvoření výpočtového modelu pro řešení deformačních a napěťových stavů je nutné vyřešit několik dílčích problémů jako je vytvoření modelu geometrie (v tomto případě se jedná o model geometrie holenní kosti) a vytvoření modelu geometrie využití dlahy a šroubů. Jako součást řešení tohoto problému je třeba provést rešeršní studii související s uvedenou problematikou.

Formulace problému

Na základě analýzy problémové situace lze problém formulovat následovně:

Vytvoření modelu geometrie kostních tkání a dlahy, vytvoření výpočtového modelu a následné provedení deformační a napěťové analýzy a posouzení mechanické interakce mezi dlahou se šrouby a kostní tkání.

Formulace cílů řešení

1. Provedení podrobné rešeršní studie související s řešenou problematikou
2. Vytvoření modelu geometrie kostních tkání.
3. Vytvoření modelu geometrie dlahy.
4. Vytvoření výpočtového modelu v programu ANSYS.
5. Provedení deformační a napěťové analýzy a posouzení mechanické interakce mezi dlahou a kostní tkání.

Systém podstatných veličin

Systém podstatných veličin popsáný podle [26] je následující:

Ω – Primární objekt

Objektem je vnitřní dlahy fixující zlomeninu tibie.

S0 – Okolí entity

Okolím objektu je kostní tkáň

S1 – Geometrie a topologie entity

Jedná se o výrobní rozměry dlahy a její uložení v prostoru spolu se šrouby a kostními tkáněmi.

S2 – Vazby entity na okolí

Vazby entity jakožto dlahy na okolí představující kostní tkáň jsou definovány pomocí příslušných kostních šroubů.

S3 – Aktivace entity

Aktivace entity (dlahy) je provedena pomocí interakce okolí entity (kostní tkáň) s entitou na které vyvolává procesy. V tomto případě se aktivací rozumí změny na okolí entity vzniklé aplikovaným zatížením na ně.

S4 – Ovlivňování entity

Entita je ovlivňována spojením pomocí šroubů s okolní kostní tkání.

S5 – Oborové vlastnosti entity

Vlastnosti entity jsou dány rozměry geometrie dlahy a materiálovými charakteristikami dlahy.

S6 – Procesy a stavy na entitě

Na základě formulace problému jsou za procesy a stavy na entitě považovány deformační a napěťové stavy.

S7 – Projevy entity do okolí

Projevy entity jsou vyjádřeny vznikem deformace a napjatosti na entitě.

S8 – Důsledky projevů v okolí entity

Jako důsledky projevů je považována možná deformace dlahy a zatěžování kostní tkáně v okolí uchycení dlahy.

1 Rešerše související s řešenou problematikou

1.1 Anatomické názvosloví

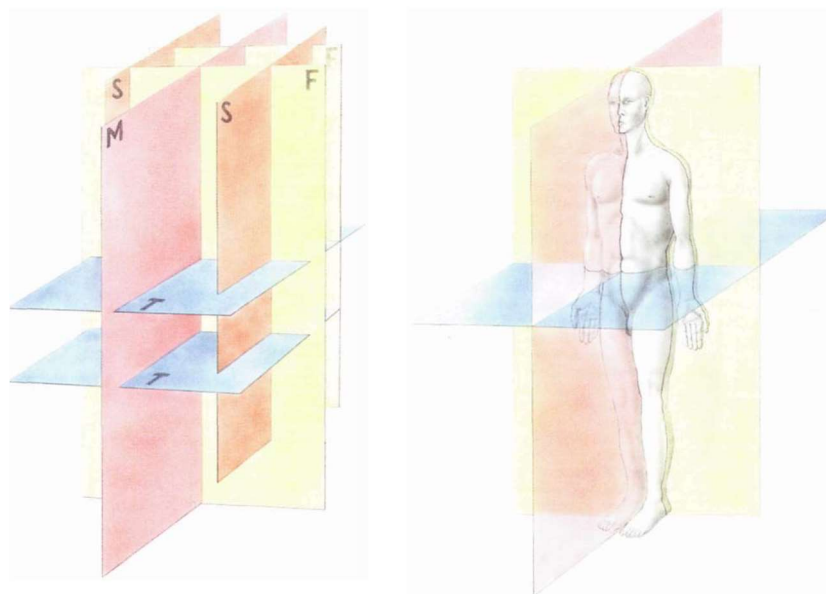
K mezinárodnímu dorozumívání je v medicíně tradičně používáno latinské anatomické názvosloví. Toto názvosloví bylo dohodnuto na mezinárodním sjezdu v roce 1895 v Basileji a později v roce 1935 bylo upraveno na anatomickém kongresu v Jenu [1]. Definitivní forma byla přijata na mezinárodním sjezdu anatomů v New Yorku roku 1960 [1].

Orientace na lidském těle je určena rovinami a směry. Anatomické názvosloví vyznačující roviny a směry v těle bylo voleno tak, aby jej bylo možno použít bez ohledu na polohu těla a jeho částí [1]. Pro stanovení rovin a směrů je nutno využít základní anatomické polohy těla. Tuto polohu definuje vzpřímený stoj s horními končetinami visícími volně podél těla s dlaněmi směřujícími vpřed. V této pozici jsou předloketní kosti ve vzájemné rovnoběžné poloze [1]. Palec ruky je tedy prst vnější a malík je prst vnitřní [1].

1.1.1 Základní anatomické roviny těla

Pro orientaci v prostoru se využívají tyto roviny těla, zobrazené na obrázku 2.:

- **Rovina mediánní**
 - Je to rovina svislá, která protíná stojící tělo směrem zepředu dozadu a dělí jej rovnoměrně na poloviny. Jedná se též o jednu z rovin sagitálních [1].
- **Roviny sagitální**
 - Jedná se o všechny roviny rovnoběžné s rovinou mediánní [1].
- **Roviny Frontální**
 - Roviny svislé, a kolmé na roviny sagitální se nazývají frontální. Tyto roviny leží tečně k čelu člověka [1].
- **Roviny transverzální**
 - Roviny transverzální jsou vodorovné roviny napříč lidským tělem, které jsou kolmé na roviny sagitální i na roviny frontální [1].



Obrázek 2: Anatomické roviny těla: M – mediánní, S – sagitální, F – frontální, T – transverzální [1].

1.1.2 Základní anatomické směry

Pro orientaci na lidském těle se využívají základní anatomické směry, které jsou rozděleny do dvou skupin [1]:

I. Užívané označení na trupu (Obrázek 3,5)

Superior – horní

Inferior – dolní

Cranialis – směrem k hlavě

Caudalis – směrem k dolnímu konci těla

Anterior – přední

Posterior – zadní

Ventralis – přední

Dorsalis – zadní

Medialis – vnitřní, blíže mediánní rovině

Lateralis – zevní, vnější, ležící dále od mediánní roviny

Internus – vnitřní

Externus – zevní

Dexter – pravý

Sinister – levý

Superficialis – povrchový

Profundus – hluboký

II. Užívané označení na končetinách (Obrázek 3,4)

Proximalis – bližší k trupu

Distalis – vzdálenější od trupu, směrem k volnému konci končetiny

Superior – horní

Inferior – dolní

Anterior – přední

Posterior – zadní (užívá se i na předloktí a na bérce)

Medialis – vnitřní

Lateralis – zevní, vnější

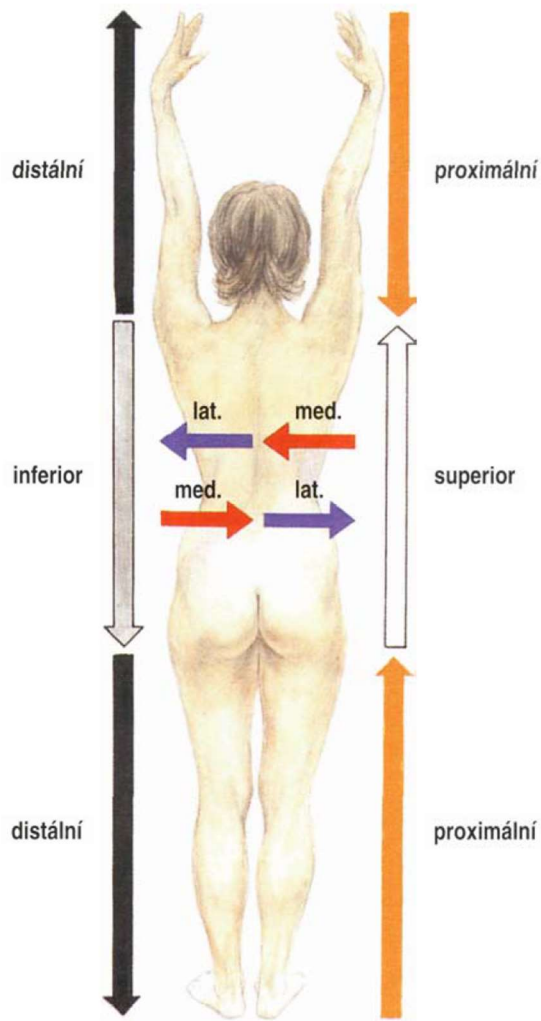
Protože v této diplomové práci je řešenou oblastí dolní končetina, je zde doplněno označení přímo pro dolní končetinu (Obrázek 4):

Tibialis – vnitřní, bližší ke kosti holenní (tibii)

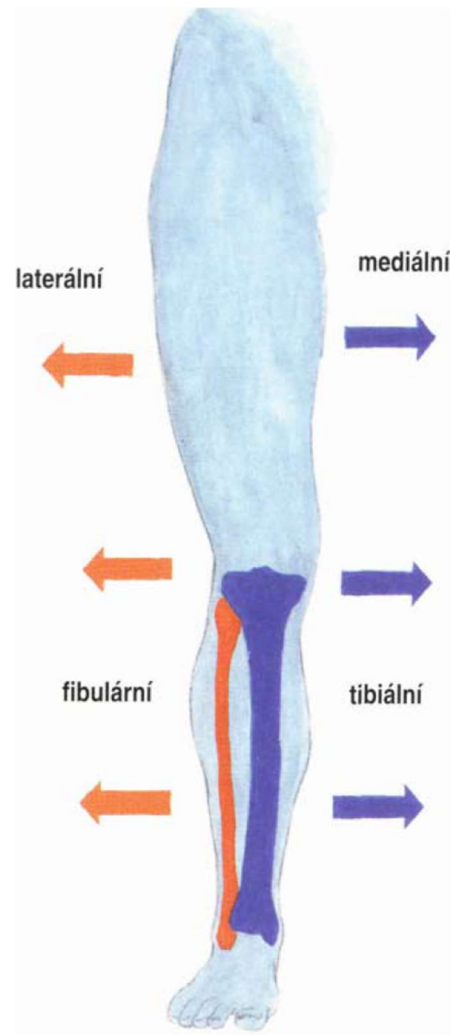
Fibularis – zevní, bližší ke kosti lýtkové (fibule)

Plantaris – chodidlový, uložený směrem k plantě

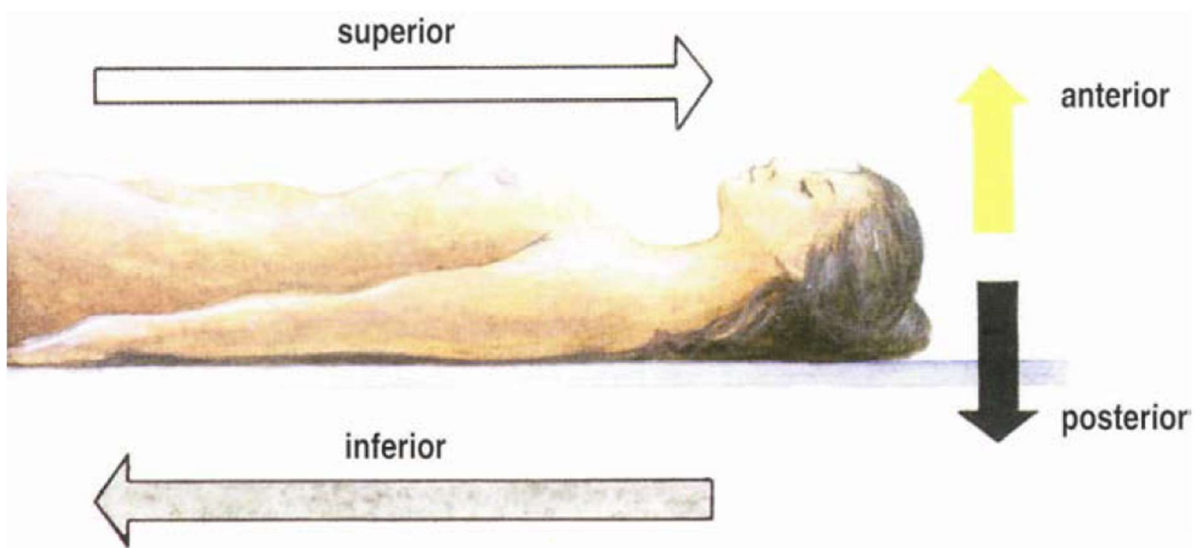
Dorsalis – hřbetní, uložený do hřbetu nohy



Obrázek 4: Označení hlavních směrů [1]



Obrázek 3: Označení směrů na dolní končetině [1]



Obrázek 5: Označení směrů vleže [1].

1.1.3 Hlavní části těla

Na lidském těle jsou rozeznávány dvě hlavní části. Kmen tělní a končetiny, které obsahují hlavní části těla [1]:

I. Kmen tělní

Caput – hlava

Zahrnující:	Cranium	– lebka
	Facies	– obličej
	Oculus	– oko
	Auris	– ucho
	Nasus	– nos
	Os	– ústa

Collum – krk

Truncus – trup

Zahrnující:	Thorax	– hrudník
	Pectus	– hrud'
	Dorsum	– záda
	Abdomen	– břicho
	Pelvis	– pánev

II. Končetiny (membra)

Membrum superius dextrum et sinistrum – pravá a levá horní končetina

Zahrnující:	Axilla	– jáma podpažní
	Brachium	– paže
	Cubitus	– loket
	Antebrachium	– předloktí
	Manus	– ruka

Membrum inferius dextrum et sinistrum – pravá a levá dolní končetina

Zahrnující:	Femur	– stehno
	Genu	– koleno
	Fossa poplitea	– zákolenní jamka
	Crus	– bérce
	Sura	– lýtko
	Pes	– noha

1.2 Kosterní soustava

Kosterní soustavu tvoří soubor kostí lidského těla nazývaný kostra (sceletum). Kostra spolu s chrupavkami a s kloubními vazivovými spoji kostí představující pevnou a pohyblivou oporu těla vytváří pasivní pohybový aparát [1]. Do kosterní soustavy spadají i ochranná pouzdra orgánů jako je mozek, srdce, plíce, a další [2]. Hmotnost kostry člověka se pohybuje okolo 14 % váhy člověka a je složena z přibližně 207 kostí, avšak jejich počet je závislý na věku a dědičnosti jedince [3]. Další důležitá funkce kostry člověka je depozitum minerálních látek, především díky tvorbě krve probíhající v červené kostní dřeni [2].

1.2.1 Základní stavba kostí

Obecně jsou rozeznávány tři základní typy tvarů kostí:

- dlouhé kosti (Obr. 6, a),
- krátké kosti (Obr. 6, b),
- ploché kosti (Obr. 6, c) [1].

Dlouhé kosti mají duté tělo (diaphysis), které je tvořeno silným pláštěm kompaktní kosti (s tloušťkou asi 4–8 mm [6]). Dutina těla je vyplněna kostní dřeví [1]. Kloubní konce dlouhých kostí (epiphysis) jsou na povrchu pokryty tenčí vrstvou kompaktní kosti (s tloušťkou přibližně 1-2 mm [6]) a uvnitř jsou vyplněné spongiosní kostní tkání [1]. Krátké kosti jsou kosti nepravidelného tvaru s nepravidelnými kloubními plochami. Na povrchu mají tenkou vrstvu kompaktní kosti a uvnitř je spongiosní kostní tkáň [1]. Ploché kosti jsou tvořeny vnější a vnitřní vrstvou kompaktní kosti a mezi těmito vrstvami je spongiosní kostní tkáň, která se nazývá diploe. Typickými plochými kostmi jsou kosti lebeční nebo kost hrudní [1].

Kosti, které neodpovídají předchozím charakteristikám nebo jsou jejich tvarovou kombinací, se označují jako kosti nepravidelné [1]. Pokud má kost v nitru dutinu nebo více dutinek vyplněných sliznicí je označována jako kost pneumatizovaná [1].

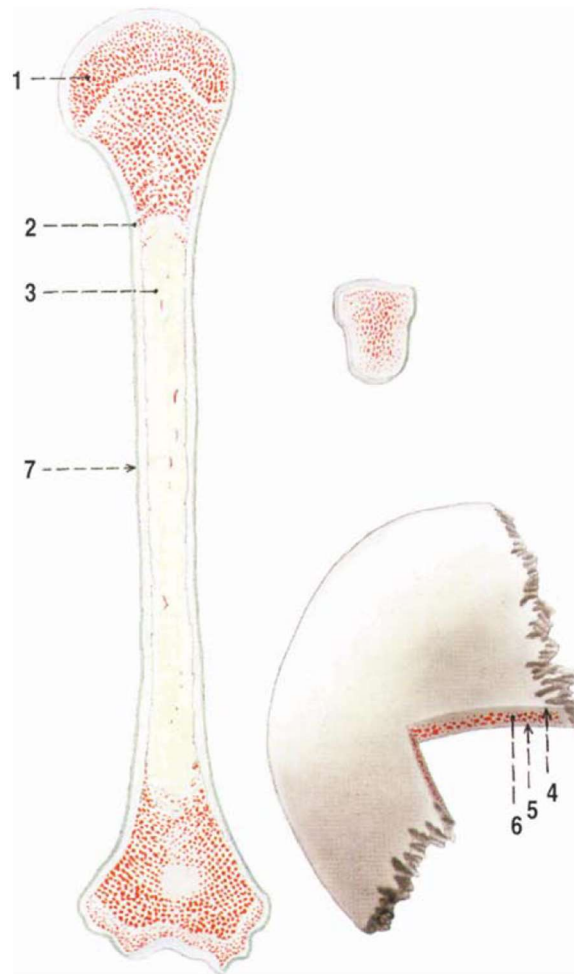
Kosti třech základních tvarových typů se od sebe liší způsobem a průběhem tvorby kosti za vývoje a růstu [1].

Kosti jsou tvořeny kostní tkání dvou hlavních forem:

- hutná kostní tkáň (substantia compacta) – „Kompakta“,
- trámčitá kostní tkáň (substantia spongiosa) – „Spongióza“ [2].

Hustá kompaktní kost je u člověka tvořena lamelární (vrstevnatou) kostní stavbou [1]. V této kostní tkáni jsou kolagenní vlákna charakteristicky uspořádaná do lamel. Charakteristické uspořádání lamel představují Haversovy lamely, vytvářející soustředné válce kolem kostních cév. Soustava lamel kolem jedné cévy tvoří základní stavební jednotku nazývanou osteon [2]. Osteony, které byly narušeny přestavbou kosti a zahrazeny novými Haversovými soustavami, jsou označovány jako vmezeřené lamely. Dále se zde vyskytují povrchové lamely vznikající periostální osifikací [2]. Trámčitou kostní tkáň tvoří trámečky, které jsou nepravidelně uspořádány, anebo jsou orientovány do určitých směrů, čímž vytvářejí trajektorie, které jsou orientovány tak, že optimálně přenášejí zatížení do celé kosti [2]. Toto uspořádání trámců spongiózní kosti se nazývá kostní architektura. Trámečky spongiózy se

nachází v krátkých kostech, v diploe plochých kostí a v epifýzách a metafýzách dlouhých kostí [2].



Obrázek 6: Základní typy tvarů kostí – zleva: (a) dlouhé, (b) krátké, (c) ploché
1.spongoóza, 2. kompakta, 3. dřevná dutina, 4. kompakta zevní, 5. kompakta vnitřní, 6. diploe, 7. periosteum [1].

Všechny kostní dutiny jsou vyplněny kostní dřeví (Medulla ossium). Nachází se v tělech dlouhých kostí v takzvané dřevné dutině a dále mezi trámečky spongiózy [1]. Kostní dřeví je měkká tkáň makroskopicky různého vzhledu a dělí se na:

- červenou kostní dřeví,
- žlutou kostní dřeví,
- šedou kostní dřeví [1].

Červená kostní dřeví je aktivní krvetvornou tkání [2]. Tvoří ji síť retikulárního vaziva protkaná krevními vlásečnicemi [1]. V retikulárním vazivu je krvetvorná tkáň obsahující kmenové buňky pro tvorbu červených a většiny bílých krvinek. Z těl mnohojaderných buněk jsou zde také tvořeny krevní destičky [1]. Před narozením jedince, kdy jsou ještě kloubní konce kostí chrupavčité, se červená kostní dřeví vyskytuje všude v dutinách dlouhých kostí [1]. V dospělosti se kostní dřeví udržuje ve spongióze kloubních konců dlouhých kostí a ve spongióze krátkých kostí, dále také v žebrech, kostech pánevních, v kosti hrudní a v diploe [1]. Žlutá kostní dřeví vzniká z červené kostní dřeví. V růstovém období ustává krvetvorba v tělech dlouhých kostí a retikulární vazivo dřeví je postupně prostupováno tukovými buňkami [1].

Žlutá kostní dřev je významným energetickým zdrojem organismu [2]. Šedá kostní dřev má želatinový průsvitný vzhled a vzniká v pozdějším věku ze žluté dřevě ztrátou tuku [1].

Vazivový obal kosti se nazývá okostice (periosteum). Jeho funkce spočívá v krytí zevního povrchu kosti s výjimkou kloubních konců kosti, které jsou pokryté chrupavkou [1]. Je to tuhá vazivová vrstva nestejněměrné tloušťky [1]. Okostice má dvě charakteristické vrstvy. Zevní vrstva (fibrózní), která je složena z hustšího vaziva a hlubší vrstva (kambiová), která obsahuje více vazivových buněk a nepravidelně uspořádaná vlákna [1]. Hlubší vrstva obsahuje též osteoblasty, jejichž činností přirůstá poškozená kost apozičně do tloušťky [1]. Okostice je ke kompaktně upevněna pomocí vazivových vláken, se kterými do kompakty vstupují cévy a nervy [2].

Mezi kostní tkání a kostní dřeví je vazivová vrstvička nazývaná endostelum [1]. Pokrývá trámečky kostní spongiózy a vystýlá vnitřní stranu kostních dutin [2].

1.2.2 Vznik a vývoj kostí

Vznik a vývoj kostí lze za fylogeneze rozeznávat dvojího typu. Jako první jsou primární (krycí) kosti, které vznikaly v podkožním vazivu jako kosti kryjící tělo [1]. Mechanismus vzniku těchto kostí se nazývá desmogenní osifikace. Sekundární kosti vznikaly jako součásti hlubokého skeletu a byly zprvu chrupavčité. Při procesu vzniku těchto kostí nazývaném chondrogenní osifikace byly chrupavky nahrazeny kostmi [1]. V embryonálním vývoji člověka se zachovaly oba způsoby tvorby kosti, osifikace desmogenní (ve vazivu) i osifikace chondrogenní (v chrupavce). Osifikace chondrogenní se dělí na dva typy v souvislosti s tím, kde v chrupavce probíhá, a to na osifikaci povrchovou a na osifikaci uvnitř chrupavky [1]. Proces osifikace je zahájen buňkami uloženými podél cév, osteoblasty. Osteoblasty produkují nezvápenatělé prekursorů základní hmoty, která se polymerací mění v osteoid [1]. Zde se tvoří současně fibrily jako součást mezibuněčné hmoty. V této formě se osteoblasty mění na osteocyty, představující typické kostní buňky [1]. Osteoblasty tvoří základní struktury – kostní trámečky, které narůstají apozicí. Později splýváním mnohobuněčné buňky vznikají osteoklasty, jež odbourávají kost. Odbourané části kosti jsou nahrazovány kostí novou [1].

Osifikace dlouhých kostí

Protože se tato práce zabývá především kostí holenní, bude v následujícím odstavci popsána pouze osifikace dlouhých kostí.

Osifikace dlouhých kostí začíná zpravidla uprostřed délky kosti. V hluboké vrstvě vazivového obalu chrupavky se vydifferentiují osteoblasty, jež vyprodukují kostěný plášť těla budoucí kosti [1]. Dále následuje osifikace uvnitř chrupavky budoucího těla kosti. Buňky chrupavky se množí a seskupují a měchýřkovitě se zvětšují a následně základní hmota chrupavky zvápenatí [1]. Do změněné chrupavky pronikají od kostěného pláště pupeny s cévami. Z těchto pupenů se differentiují buňky kostní dřevě a osteoblasty vytvářející kostní tkáň [1]. Zbytky chrupavky jsou odbourány, čímž vznikne osifikační jádro, ze kterého se šíří osifikace směrem ze středu délky kosti k oběma koncům kosti, do nichž však nedostoupí [1]. Takto vzniká střední část dlouhé kosti (diafýza). Konce dlouhých kostí (epifýza) osifikují ze samostatných jader. Osifikace epifýzy se šíří od středu jádra k povrchu. Mezi epifýzami a diafýzou se udržují po celou dobu růstu kosti do délky růstové chrupavky, díky nimž přirůstá

dlouhá kost do délky [1]. Do tloušťky kost přirůstá mechanismem apozice, která je doplněná odbouráváním kosti, aby byly uchovávány tvary a proporce kosti [1]. Dřeňová dutina uvnitř těla dlouhých kostí vzniká odbouráváním kostních trámců uvnitř diafýzy [1].

1.2.3 Cévní zásobení kostí

Tepny dlouhých kostí

Dlouhé kosti mají několik zdrojů tepenného zásobení [1,2].

- I. Do diafýzy
 - a. Výživné artérie (Arteria nutricia)
 - b. Periostální cévy
 - c. Metafýzové artérie (Arteriae mataphysariae)
- II. Do epifýzy
 - a. Epifýzové artérie (Arteriae epiphysariae)

Arteria nutricia vzniká z cévy, která první vnikla do nitra kosti při začátku osifikace diafýzy. Po vstupu se dostává do kostní dřeně, jež vyživuje a část svých větví napojuje do cév v kostní tkáni [1]. Periostální cévy zastupují největší množství cév vstupujících do kosti [1]. Z periostu vstupují do kosti drobnými kanálky a v kosti probíhají bez ohledu na lamely a napojují se na cévy v Haversových kanálcích [1]. Arteriae mataphysariae jsou samostatné cévy vystupující z cévních sítí na kloubních pouzdrech. Tyto samostatné cévy zásobují konec diafýzy (metafýza), větví se hluboko ve spongióze a tím vyživují kostní tkáň i kostní dřev [1]. Do epifýz vstupují Arteriae epiphysariae, což je více samostatně vstupujících cév. Nejčastěji vnikají do kostí z kloubních cévních sítí.

Žíly dlouhých kostí

Žíly odvádějí krev z kostí podél tepének, nebo v případě plochých lebečních kostí a hrudních i bederních obratlů samostatnými kanály [1].

Inervace kostí

Nervová vlákna se bohatě vyskytují v okostici, která je proto velmi citlivá. Nervová vlákna poté procházejí podél cév do Haversových kanálků a do kostní dřeně [1]. Tato vlákna výhradně inervují stěny cév [1].

1.2.4 Přestavba kostí

S bohatým cévním zásobením a s jeho trvalou přestavbou souvisí také trvalá přestavba kosti, která probíhá po celý život. Kost se vyvíjí, přizpůsobuje a reaguje na změny z okolí. Přestavba vzniká proto, aby kost mohla růst rovnoměrně všude po svém objemu a byla schopna měnit svou morfologii ve snaze se přizpůsobit jakémukoli novému vnějšímu zatížení [1]. Buňky kosti jsou pevně zabudovány v kostní tkáni, kost tedy musí přirůstat aposicí nových lamel na povrchu a současně se musí přestavovat, čímž udržuje tvar [1] (obrázek 7).

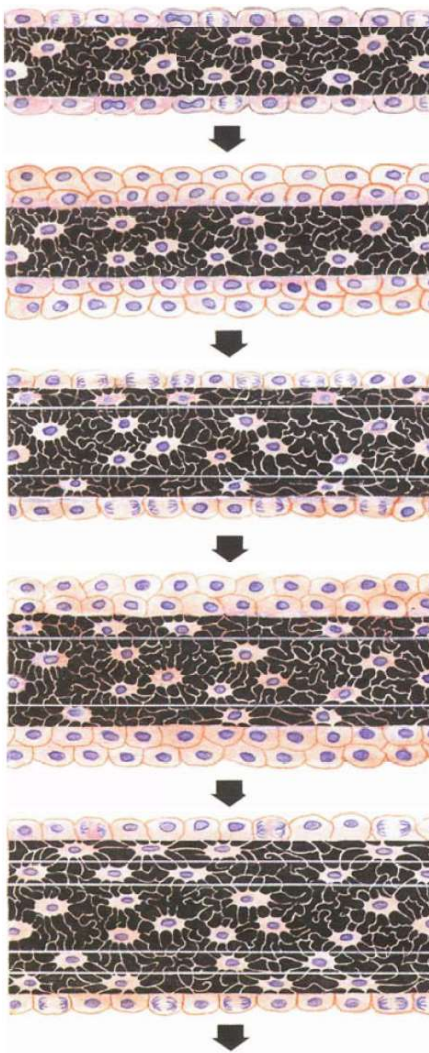
Aposice

Aposice probíhá tak, že k osifikovanému kostnímu rámečku přiléhají na povrchu osteoblasty endostu [1]. Tyto osteoblasty se na povrchu množí do té doby, než vytvoří alespoň dvojitou vrstvu. Osteoblasty, která přiléhají ke kosti produkují do svého okolí prekursory mezibuněčné hmoty, ve které jsou osteoblasty umístěny a zůstávají i na jejím povrchu [1]. Tím vzniká na povrchu nová lamela. Ostatní osteoblasty se dále množí a celý děj vzniku lamely se opakuje [1].

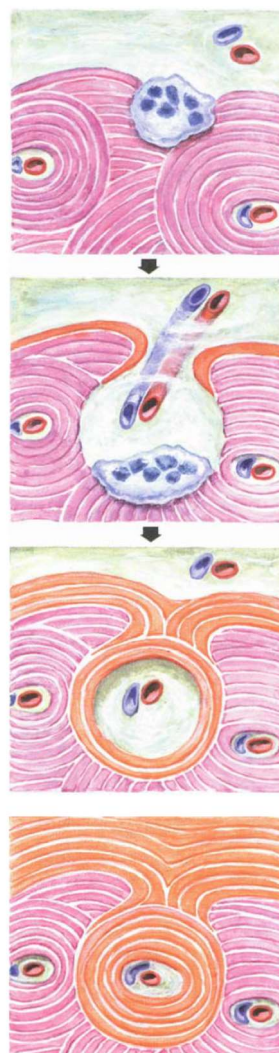
Přestavba

Osteoklasty, jakožto velké mnohjaderné buňky, odbourávají kost od povrchu nebo z nitra kanálků a rozrušují tím lamely [1]. Na vnitřních plochách vznikají koncentrické lamely, které postupně vyplňují dutinu směrem k jejímu středu [1]. Tímto způsobem vzniká nový Haversův kanálek (obrázek 8). Zbytky rozrušených lamel zůstávají mezi nově vytvořenými osteony jako intersticiální lamely [1].

V pokročilém věku a při některých chorobách může docházet k řídnutí kostí (proces osteopomsa) [1]. To je zapříčiněno tím, že převažuje odbourávání kostí nad tvorbou kostí nové.



Obrázek 8: Způsob přirůstání kostních lamel [1].



Obrázek 7: Postup přestavby Haversových kanálků [1].

Nejvíce tímto procesem můžou být postiženy obratle, pánevní kosti, horní konce kostí stehenních, žebra nebo klíční kosti [1].

Kost se poměrně dobře regeneruje, přičemž hlavní role připadá periostu [1]. Novotvorba kosti probíhá z osteoblastů, které se nově vydifferentiují ve vrstvě periostu [1]. Zlomenina kosti se regeneruje tak, že z periostu se mezi lomnými plochami vytváří vazivové spojení zvané callus [1]. Kostní svalek poté osifikuje za předpokladu vzájemného znehybnění kostí. Kostěný callus se poté přestavuje tak, že po čase stopa zlomeniny zmizí [1]. Dokonce díky přestavbě je možné, že se vyrovná případné špatné postavení částí kosti [1]. V takovém případě nová kost za přestavby svalku přirůstá více na straně kosti mechanicky namáhanější a odbourává se na straně méně namáhané [1].

1.2.5 Cyklus úpravy kostní tkáně

Cyklus úpravy kostní tkáně představuje 4 po sobě jdoucí fáze [5]. Jako první jde o aktivaci, kdy signály z osteocytů aktivují osteoklasty. Dále se jedná o resorpci, při které osteoklasty zahájí odbourávání staré kosti. Poté následuje tvorba kosti pomocí aktivované činnosti osteoblastů a mineralizace kosti se stanovením hustoty kostních minerálů. Jako poslední fáze je označena fáze klidu, kdy v kosti nedochází k žádným změnám.

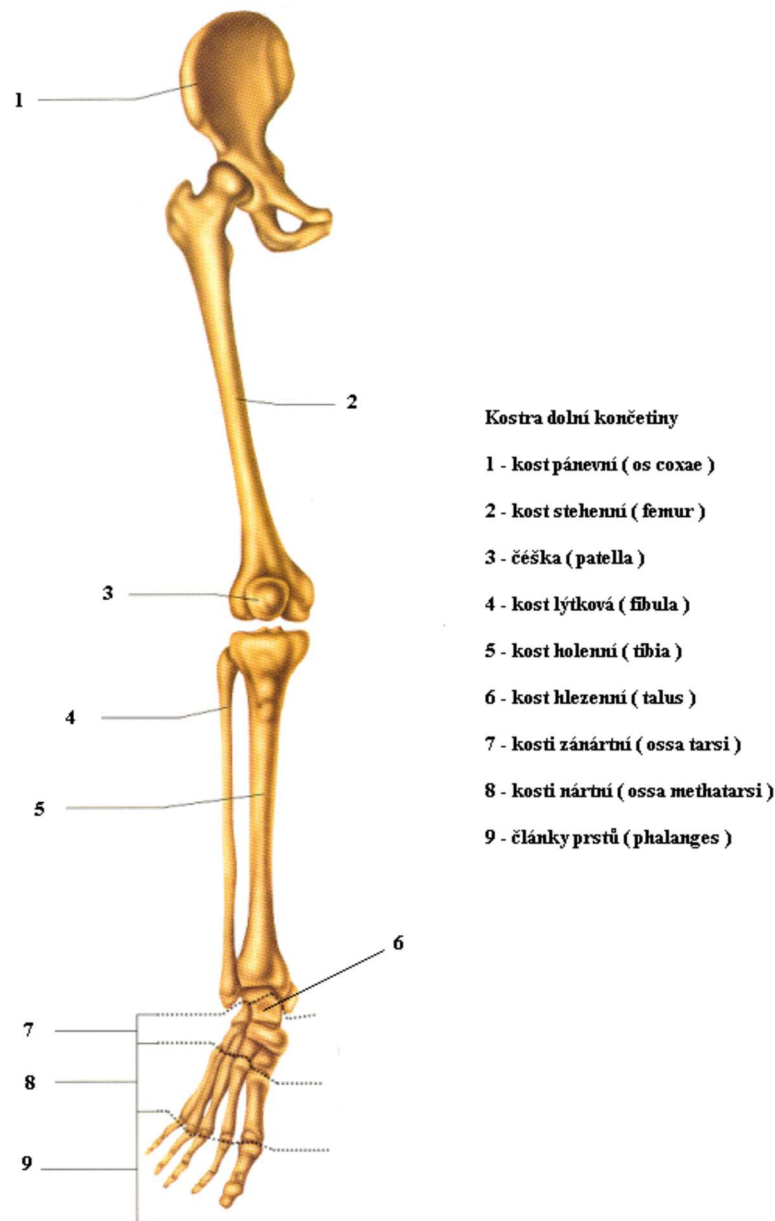
Cyklus probíhá nepřetržitě a reaguje na vnější zatížení. U nezatížené kosti dochází k úbytku hmoty a u přetížené kosti dochází naopak k nárůstu hmoty.

1.2.6 Frostova hypotéza

Frost popisuje kost jako „mechanostat“. Tato teorie umožňuje pochopit pozorování změn probíhajících v kostech, kdy je proces přestavby kosti řízen zpětnou vazbou určenou na základě zatěžování [7]. Na přestavbě se též podílí vlivy, které nemají mechanický charakter, jako jsou například výživa a genetické předpoklady. Dle Frosta je přestavba kosti závislá na hodnotě minimálního efektivního přetvoření (MES), které odděluje jednotlivá stádia [7]. První stádium představuje resorpci, kdy nedochází k dostatečnému zatěžování kosti. Hranice je daná spodní prahovou hodnotou přetvoření pohybujících se v hodnotách 50-200 $\mu\epsilon$, za horní prahovou hodnotu je považováno 1000-1500 $\mu\epsilon$ [7],[8]. Nad touto horní hodnotou je kost mírně přetížená a dochází k jejímu nárůstu. Hranice přetížení se pohybuje okolo hodnot 2500-3000 $\mu\epsilon$. Za touto hodnotou přetvoření dochází k přetížení kosti. Vzniká výstavba velkého množství kostní tkáně, avšak tato tkáň může být sice pevná, ale křehká. Při dosažení hodnoty 25000 $\mu\epsilon$ dochází k porušení kostní tkáně [7],[8].

1.3 Kostra dolní končetiny

Dolní končetiny slouží u člověka k pohybu vzpřímeného těla po dvou končetinách [1]. Kostra dolní končetiny se skládá z pletence dolní končetiny tvořeného pánevní kostí a z kostí volné dolní končetiny (Obrázek 9) [1]. Na dolní končetině jsou kosti spolu se svaly a klouby robustnější než u horní končetiny, ale mají více omezenou pohyblivost.



Obrázek 9: Kostra dolní končetiny [4].

1.3.1 Pletenec dolní končetiny

Pletenec dolní končetiny (cingulum membri inferioris) představuje párová pánevní kost, která je dorzomediálně kloubně připojena ke kosti křížové [2]. Ventrálně je pravá a levá pánevní kost chrupavčitě spojena ve sponě stydké [2]. Vzniká tak uzavřený útvar pánve [1].

Pánevní kost je u dospělého jedince jednotnou plochou kostí, která za vývoje vzniká ze tří chrupavčitě spojených kostí [2]. Kostí kyčelní, která tvoří větší horní část pánevní kosti a je postavena tak, že kosti obou stran se zezadu dopředu rozbíhají a současně se rozevírají kraniálním směrem [1]. Dále kostí sedací a stydkou tvořící dolní část pánevní kosti, přičemž se dolní části obou stran zezadu dopředu sbíhají [1]. Tyto tři kosti se v období růstu setkávají chrupavkou v jamce kyčelního kloubu, který lze nalézt na rozhraní horní a dolní části pánevní kosti [1]. Tato jamka (Acetabulum) má okrouhlý tvar, tvořený všemi třemi kostmi pánevní kosti.

1.3.2 Volná část dolní končetiny

Volná část dolní končetiny (pars libera membri inferioris) se skládá z kosti stehenní, česky, kosti holenní a lýtkové a kostry nohy, kterou tvoří sedm zánártních kostí, pět nártních kostí a články prstů [2]. Tato část dolní končetiny je jedním koncem připojená k osovému skeletu pomocí pletence dolní končetiny (kloubní spojení) a druhá konec je volný.

Stehenní kost (Femur)

Femur je nejdelší kost v lidském těle, která snese velké zatížení. Jedná se o párovou kost tvořící část těla nazývanou stehno. Na femuru lze rozeznat čtyři hlavní části. Hlavici femuru s průměrem kolem 45 mm, nesoucí kloubní plochu odpovídající asi třem čtvrtinám povrchu koule [1]. Hlavice femuru spolu s acetabulem pánevní kosti tvoří základ kyčelního kloubu. Dále se jedná o krček kosti stehenní připojující hlavici k tělu kosti [1]. Osa krčku svírá s osou diafýzy femuru úhel 120° - 130° (kolodiafyzární úhel) [2]. Torzní pootočení krčku vůči frontální rovině je přibližně 10° [1]. Poté následuje tělo kosti stehenní představující diafýzu. Tělo femuru v průřezu představuje pomyslné mezikruží a na mediálním konci vybíhá do dvou hrbolů (malý a velký chocholík) pro upnutí svalů [1]. Distální konec se rozšiřuje na dva hrboly vnitřní a vnější epikondyl). Čtvrtou hlavní část představují kondyly stehenní kosti (condylus medialis, condylus lateralis) se svými kloubními plochami [1].

Češka (Patella)

Patella je největší sezamská kost v lidském těle, vyskytující se v úponové šlaše čtyřhlavého stehenního svalu [2]. Má trojúhelníkový tvar s hrotem směřujícím distálně. Její přední plocha je zdrsňelou plochou přichycena do šlachy čtyřhlavého stehenního svalu a zadní kloubní plocha, povlečena silnou chrupavkou, přiléhá k femuru mezi kondyly [1,2].

Kost holenní (Tibia)

Kost holenní vyskytující se mediálně vpředu se skládá ze tří hlavních úseků. Z proximální části, kterou tvoří dva široké kloubní hrboly na vnější a vnitřní straně, pokryté na své proximální straně kloubními plochami, sloužícími pro styk s kondyly femuru [1]. Kloubní plocha mediálního kondyly je oválná a vyhloubená, zato kloubní plocha laterálního kondyly je menší, okrouhlá a plochá, téměř rovná [1]. Tyto dvě kloubní plochy rozděluje výběžek, který má po stranách vkleslé okrsky pro úpony zkřížených vazů kolenního kloubu. Také se zde nachází kloubní ploška pro spojení s kostí lýtkovou umístěna šikmo zdola zezadu pod laterálním kondylem [1]. Dále se kost holenní skládá z trojbokého těla s přední hranou (hmatatelnou pod kůží) a laterální stranou pro připojení vazů [1]. Distální část tibie pokračuje na své vnitřní hraně do výběžku představující vnitřní kotník. Za tímto výběžkem je zářez pro průchod šlach svalů z bérce do chodidla [1].

Kost lýtková (Fibula)

Kost lýtková je tvořena čtyřmi částmi. Na proximální straně kosti se jedná o hlavici kosti lýtkové, která nese malý výběžek a oválnou kloubní plošku pro spojení s tibií [1]. Zeštíhlení pod hlavici představuje krček kosti lýtkové, který dále přechází do těla kosti lýtkové. Tělo

fibuly má tři hrany, hranu směřující dopředu, hranu směřující dozadu a hranu směřující mediálně dopředu [1]. Čtvrtou část představuje laterální kotník, umístěný distálně než kotník mediální. Dále se zde nachází kloubní plocha kotníku pro spojení s kostí hlezenní [1]. Při vrozených vadách dolních končetin může nastat, že kost lýtková může částečně nebo dokonce úplně chybět [1].

1.4 Zlomeniny kostí

Zlomenina (fraktura) je klasifikována jako porucha kontinuity kostní tkáně. Tato porucha může být úplná, ale i neúplná [5]. U mladých lidí je příčinou většiny zlomenin úraz, například sportovní zranění nebo automobilové nehody. U starších lidí vznikají zlomeniny častěji v důsledku osteoporózy (snížení kostní hustoty) [9].

1.4.1 Rozlišení zlomenin

Zlomenina může vzniknout mechanismem přímým nebo nepřímým. Přímý mechanismus označuje násilí, které působí přímo na kost. Nepřímý mechanismus označuje násilí, které nepůsobí přímo na kost, ale je přenášeno v ose kosti [10]. Základní rozlišení rozděluje zlomeniny na úrazové, únavové a patologické [5].

- **Úrazové zlomeniny**

Zlomeniny vzniklé náhlým akutním násilím [10]. Rozlišuje se násilí torzní, ohybové, kompresní, avulzní a střížné [5]. Tyto zlomeniny vykazují jisté příznaky, jako jsou například deformace končetiny, bolest a funkční omezení [5].

- **Únavové zlomeniny**

Zlomeniny vzniklé přetížením skeletu při únavě svalové manžety či nadměrným a opakovaným násilím hypertrofické svalové manžety [5]. tyto zlomeniny mohou být lokalizovány zejména na dolních končetinách. Linie lomu těchto zlomenin je často příčná a svalek s touto linií vzniká současně [10]. Klinické symptomy v tomto případě jsou nenápadné. Nejčastěji se projevuje lokální bolest během zátěže bez nápadnějších otoků a později i bolest klidová [5].

- **Patologické zlomeniny**

Zlomeniny vznikající na kosti již patologicky změněné, postižené jiným procesem, jako je například zánět [10]. Násilí je pro vznik této zlomeniny potřeba minimální. K nejčastějším příčinám patří metastatické procesy, osteoporóza a kostní cysty.

Zlomeniny je dále možné dělit dle linie lomu na příčné, šikmé, spirální, vertikální, tangenciální, avulzní (na úponech vazů a šlach) [5]. Podle počtu úlomků je lze dělit na dvou úlomkové, tří úlomkové, čtyř úlomkové a tříštivé zlomeniny. Dle dislokace úlomků hodnocené podle polohy periferního fragmentu vůči poloze proximálního fragmentu (u zlomenin páteře opačně) lze rozlišit zlomeniny na ad latus (do strany), ad longitudinem (do délky), ad axim (do úhlu), cum rotatione (s rotací) [10]. Dále se zlomeniny dělí dle lokalizace na epifyzární poranění – zlomeniny nitrokloubní, metafyzární zlomeniny – zlomeniny v blízkosti kloubu, diafyzární zlomeniny a zlomeniny axiálního skeletu (pánve a páteře) [10]. K důležitému rozlišení

zlomenin patří také dělení zlomenin na otevřené a zavřené. Za otevřené zlomeniny se považují ty, jejichž lomové linie přímo korespondují s poraněním kožního krytu [5]. Tyto zlomeniny doprovází poranění měkkých tkání a otázka bakteriální kontaminace či infekce [5]. Zavřené zlomeniny nemají poraněný kožní kryt.

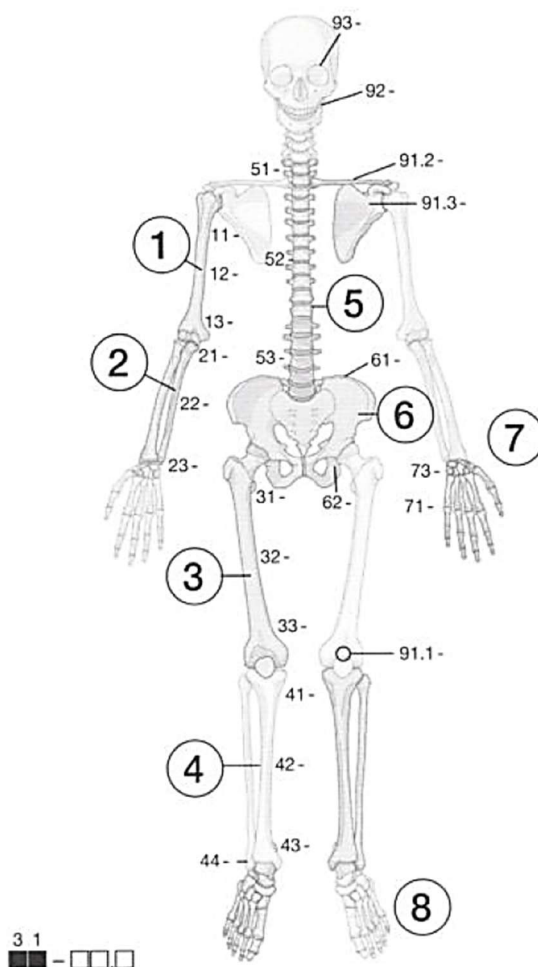
1.4.2 Klasifikace zlomenin dlouhých kostí

Pro jednoduchý a srozumitelný popis situace zlomenin dlouhých kostí existuje mnoho definovaných klasifikací zlomenin [5]. Klasifikace by měla být reprodukovatelná a měla by informovat o závažnosti a prognóze zlomeniny [5]. Slouží k lokalizaci a identifikaci typu zlomeniny a stává se vodítkem k léčebnému postupu [11].

AO klasifikace

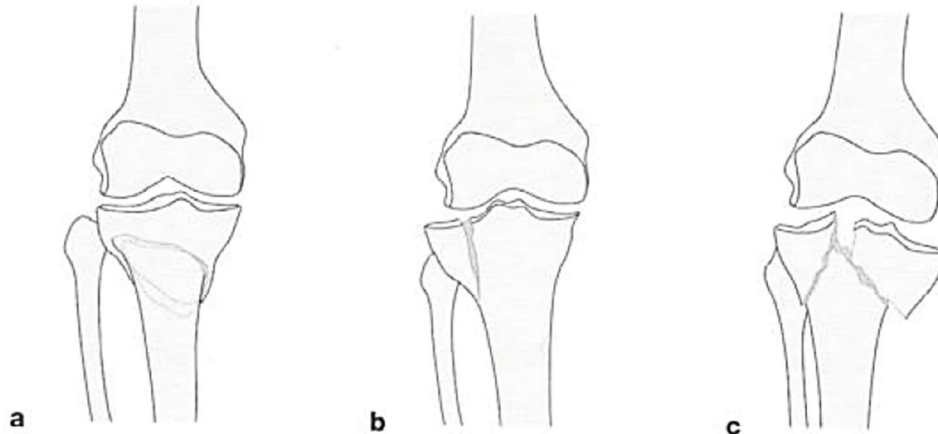
Tato nejrozšířenější klasifikace byla vytvořena společností Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) v roce 1987 [11]. Vychází z RTG snímků a definuje zlomeniny pomocí čtyřmístného kódu s doplňující pátou číslicí [5].

První číslo kódu označuje anatomickou oblast zlomeniny (obrázek 10). Druhá číslice kódu udává segment kosti, ve kterém se zlomenina nachází [5]. V případě dlouhých kostí číslo 1 označuje proximální epifýzu, číslo 2 diafýzu a číslo 3 distální epifýzu [11].



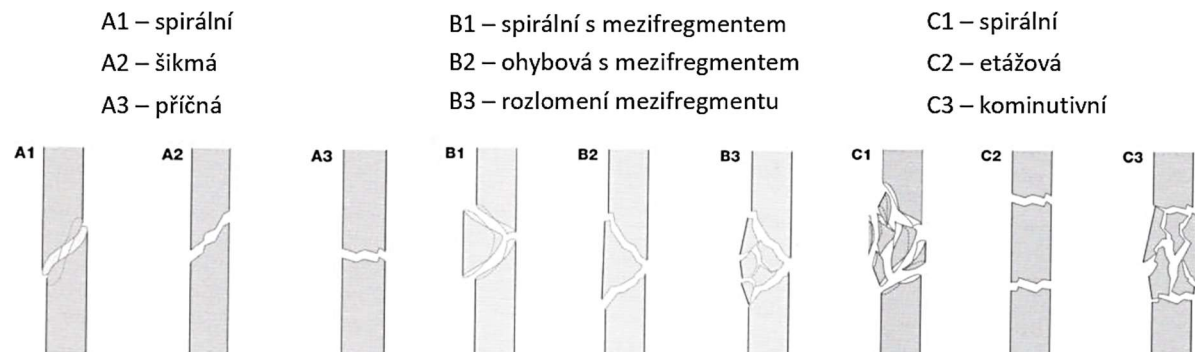
Obrázek 10: AO klasifikace – První a druhá číslice kódu [5].

Po prvních dvou číslicích následuje pomlčka, za kterou se nachází písmeno přiřazené povaze zlomeniny (typu průběhu lomné linie) [5,11]. V případě zlomenin diafyzárních označuje písmeno A jednoduché dvouúlomkové zlomeniny, písmeno B tříúlomkové zlomeniny s mezifragmentem a písmeno C označuje víceúlomkové (tříštvrté) zlomeniny [5]. U zlomenin nitrokloubních písmeno A označuje zlomeniny, při kterých kloubní plocha není poškozena, písmeno B označuje případ zlomeniny, kdy část kloubní plochy souvisí s diafýzou a písmeno C označuje úplné nitrokloubní zlomeniny (obrázek 11) [5].



Obrázek 11: AO klasifikace – nitrokloubní zlomeniny [5].

Čtvrté místo kódu představuje číslice popisující závažnost kostního poranění [5]. Popis v případě diafyzárních zlomenin je vysvětlen na obrázku 12.



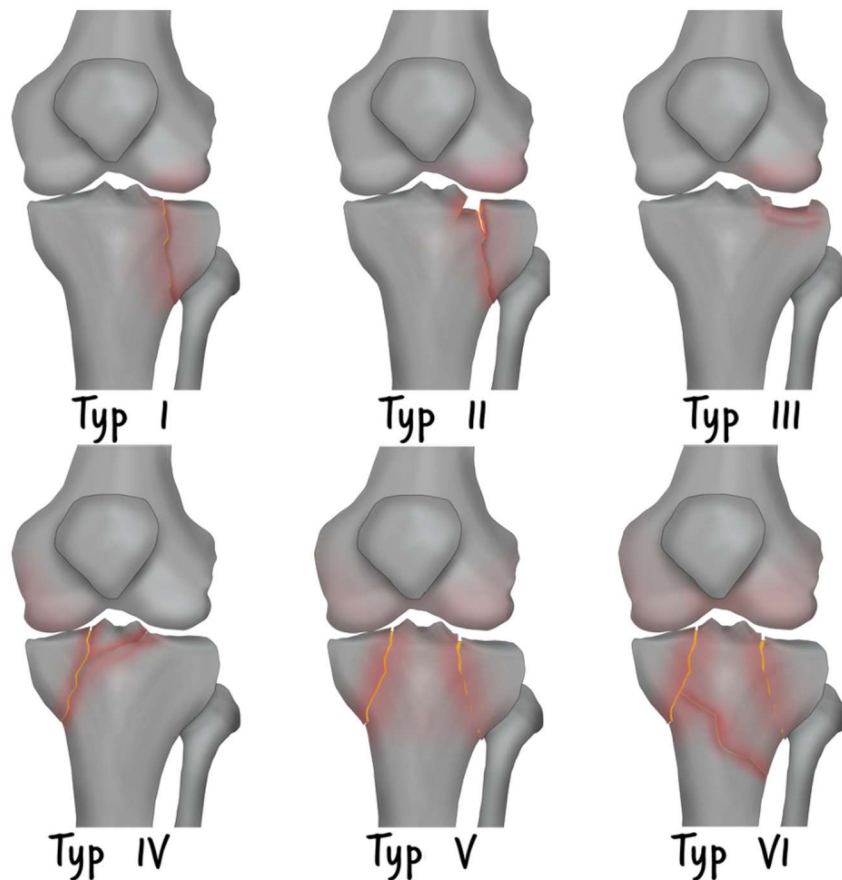
Obrázek 12: AO klasifikace – diafyzární zlomeniny, třetí a čtvrtá číslice [5].

Schatzkerova stupnice

Jedná se o často užívanou klasifikaci zlomenin plata tibie. Byla publikována Josephem Schatzkerem v roce 1949 [12]. Tato stupnice dělí zlomeniny do šesti skupin očíslovaných od I do VI (obrázek 13) [12]. V Schatzkerově klasifikaci označuje každá číselná kategorie zlomeniny zvyšující se závažnost, odrážející se na zvýšené energii předané kosti v době poranění a horší prognóze [12].

- **Schatzker I:** nedislokovaná vertikální “split” zlomenina laterálního kondylu,
- **Schatzker II:** dislokovaný “split” laterálního kondylu,
- **Schatzker III:** deprese laterálního plata (a) nebo centrálního plata (b),
- **Schatzker IV:** “split” mediálního kondylu,

- **Schatzker V:** bikondylární “split”, centrální porce plata zůstává v kontaktu s diafýzou,
- **Schatzker VI:** kompletní oddělení plata a diafýzy [11].



Obrázek 13: Schatzkerova stupnice [12] (upraveno).

1.4.3 Hojení kostních tkání

Kostní tkáň je po celou dobu života přestavována. V mladém věku člověka převládá pozitivní stránka kostní remodelace, avšak v pozdějším věku se anabolické děje vyrovnávají s katabolickými a postupně začne převládat kostní resorbce nad kostní novotvorbou [5]. Tyto změny jsou výrazněji pozorovatelné na trámčité kostní tkáni, avšak u kortikální kosti také dochází k zvýšené porozitě a jejímu ztenčení [5]. Kostní remodelace je ovlivněna mnoha faktory jako jsou například vlivy genů a hormony.

Remodelace kosti pomocí osteoblastů, osteoklastů a osteocytů, je popsána v kapitole 1.2.4. Tento proces reaguje na zátěž kosti a na přítomnost poškození a mikrofraktur a spouští jejich reparaci [5].

Hojení kostních defektů je dvojího typu. Hojení primární (přímé) je proces, ke kterému dochází, pokud se neobjevuje štěrbina v kostní tkáni a nastává přímý růst osteonů, které přerůstají přímo z jednoho fragmentu do druhého [5]. Hojení sekundární (nepřímé) je hojení se štěrbinou, při tomto hojení vzniká svalek (callus) a je rozděleno do několika fází [5]. První fáze (zánětlivá) trvá přibližně 3-5 dnů. V místě zlomeniny vzniká hematoma, který se mění na fibrózní tkáň [5]. V druhé fázi (reparativní) jsou periostální buňky transformovány na

chondroblasty, které vytváří chrupavčitou tkáň [5]. Kostní úlomky jsou odbourány pomocí osteoklastů a osteoblasty vytváří kostní matici [5]. Tato fáze trvá asi 3 týdny a na jejím konci je vytvořen kostně-chrupavčitý svalek [5]. V následujících fázích je stará kost resorbována, vniká kost nová, která je následně mineralizována a vnikne tzv. tvrdý svalek [5]. Jako poslední nastává remodelace, při které dochází k resorbci nadbytečného svalku a znovu se vytváří dřevná dutina [10]. Toto stádium trvá řadu let. Jsou-li fragmenty až příliš dislokovány nastává porucha hojení (pakloub). Proces remodelace v tomto případě startuje mnohem později a kosti se při něm po čase osově srovnají [5]. Existuje i třetí forma kostního hojení, která se využívá při prodlužování femuru a tibie [5]. Ve fázi vytvoření měkkého svalku se využije zevního fixátoru, pomocí kterého se svalek distrakčním mechanismem postupně prodlužuje [5].

1.5 Léčba zlomenin

1.5.1 Diagnostika zlomenin

Důležitý krok pro zvolení správné léčby zlomeniny je její diagnostika.

Klinické vyšetření

Jako první se provádí anamnéza, při které se zjišťuje mechanismus úrazu. V této fázi se získávají informace o intenzitě násilí a z ní vyplývající možný typ zlomeniny a možné skryté poranění měkkých tkání [10].

Mezi základní klinické příznaky zlomeniny patří bolestivost a defigurace [10]. Bývá přítomen i otok a hematom. Při fyzikálním vyšetření pacienta je zjistitelným příznakem také krepitus (vyvolán posunem úlomků kosti proti sobě) a patologická pohyblivost [10].

V klinickém vyšetření je potřeba také vyšetření cévního a nervového zásobení periferní poraněné končetiny [10]. Při poranění axiálního skeletu je potřeba vyšetřit natočení a symetrie pánve, jednotlivé spinózní výběžky a interspinózní prostory na páteři a při poranění hlavy zkontrolovat možné poranění krční páteře [10].

Grafické vyšetření

- Nativní RTG vyšetření:
 - Provádí se vždy. Každá zlomenina je vyšetřena nejméně ve dvou projekcích. Nejčastěji se jedná o předozadní a boční projekci [10].
- Angiografie:
 - Provádí se při poranění kostí s podezřením na poškození vaskulárního aparátu [10].
- Výpočetní tomografie (CT):
 - Toto vyšetření se používá zejména u poranění axiálního skeletu. Poskytuje informace o charakteru zlomeniny a o přítomnosti úlomků kostí [10].
- Klasická tomografie:
 - Využívá se v případě, kdy není k dispozici CT. Je vhodná pro diagnostiku zlomenin hrudní a krční páteře [10].
- Nukleární magnetická rezonance (MRI):

- Tato metoda je významná při poranění krční páteře s podezřením na poranění ploténky nebo míchy. Je také často využívanou metodou při ortopedickém vyšetření páteře [10].
- Radioizotopový sken:
 - Metoda využívaná při poranění, kdy nelze z předcházejících vyšetření stanovit, zda se jedná nebo nejedná o zlomeninu [10]. Pomáhá také zjistit patologickou zlomeninu [10].

1.5.2 Konzervativní léčba zlomenin

Principem konzervativní (neoperační) léčby je zavřená repozice u dislokovaných zlomenin, imobilizace po dobu hojení zlomeniny a rehabilitace [5].

Neoperační léčba zlomenin se provádí u většiny pacientů v nízkém věku. Dále se využívá v případě nedislokovaných nebo dobře reponované zlomeniny [5]. Tato léčba se také využije, pokud není možno provést operační léčbu, například z důvodu kontraindikace k celkové anestezii [5].

Komplikace, které mohou nastat u konzervativně léčených zlomenin jsou: poúrazová artróza nitrokloubních zlomenin, oběhové změny v žilním a lymfatickém systému se souvisejícími otoky a ztuhlostí kloubních pouzder a také osteoporóza z imobilizace [5].

Repozice

Repozice je nutnou součástí léčby zlomenin. Případě konzervativní léčby se jedná o zavřenou repozici, která vždy vede k sekundárnímu kostnímu hojení [5]. Při nedostačující repozici úlomků hrozí prodloužení kostního hojení nebo dokonce vznik paklobu (pseudoartróza) [5]. Zavřená repozice je prováděna repozičními manévry pro vyrovnání dislokace s určitou tolerancí závislou na typu zlomeniny [14]. Pro lepší komfort pacienta je možné použít lokální, případně celkovou anestezii.

Imobilizace

Imobilizace je znehybnění zlomeniny potřebné pro její správné hojení. Je umožněno malým pohybům, které stimulují hojení za tvorby nejprve měkkého a poté kostěného svalku [14].

K fixaci se využívá sádrový obvaz, který je vytvořen prosypáním tkaného základu hemihydrátem síranu vápenatého [14]. Alternativou obmotaného a rozstříženého obvazu je využití sádrových longet, které jsou po ztuhnutí sádry omotané elastickým obinadlem [5]. Další možností je použití ortézy, která se využívá k imobilizaci zlomenin proximálního humeru, diafýzy klíční kosti či pately [14]. Imobilizace se využívá také pro přesun raněného do nemocnice (transportní dlahy).

Rehabilitace

Obecně se jedná o snahu návratu k funkčnímu stavu před úrazem. Proces rehabilitace začíná co nejdříve po úrazu (od prvních dnů imobilizace) [5]. Rehabilitace zahrnuje izometrické cvičení svalů pod sádrou, mobilizace pomocí berlí a cvičení všech neimobilizovaných kloubů [5]. Po sejmutí imobilizace se začíná s pasivním cvičením – rozhýbání přilehlých kloubů

pomocí fyzioterapeuta nebo nepostižené končetiny [14]. Poté se postupně navazuje s aktivním cvičením [14].

1.5.3 Operační léčba zlomenin

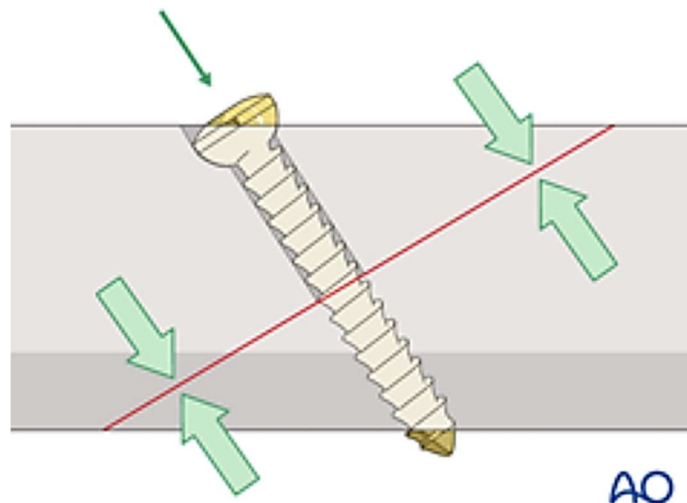
Operační léčba zlomenin kostí se nazývá osteosyntéza. Operační léčba se dělí na metodu absolutní stability a metodu relativní stability [5]. Termín absolutně stabilní se využívá pro označení stavu, kdy při zatížení dochází k vzájemným pohybům fragmentů, které jsou dostatečně malé k tomu, aby mohlo proběhnout primární kostní hojení (snaha o zamezení vzájemných pohybů). Termín relativně stabilní označuje stav, kdy dochází k malému vzájemnému pohybu fragmentů, který umožňuje tvorbu svalku při sekundárním hojení.

A. Absolutně stabilní osteosyntéza

Absolutně stabilní operační metoda je termín používaný pro operační léčbu zlomenin zajišťující dostatečnou kompresi (interfragmentární tlak) pro primární kostní hojení [5]. Absolutně stabilní osteosyntéza se provádí za použití: kompresního šroubu, kompresní dlahy nebo tahové cerkláže [5]. Tato metoda je vhodná u nitrokloubních zlomenin [14].

A.1. Kompresní (tahový) šroub

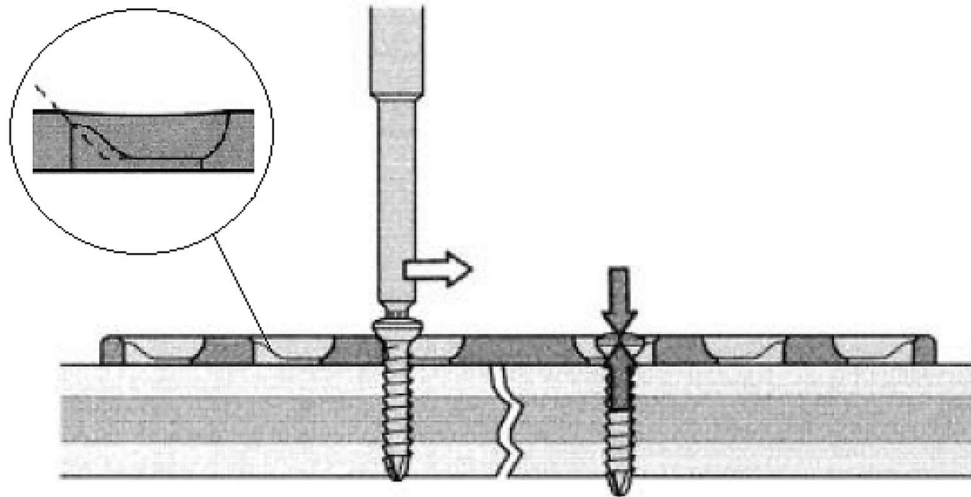
Využívají se kortikální nebo spongiózní šrouby. Skrze první „kortiku“ šroub prokluzuje předvrtaným otvorem a v protilehlé „kortice“ se šroub zakotví závitem, tím je docíleno kompresi (obrázek 14) [5]. Kortikální šroub má menší rozteč závitů než spongiózní šroub [14]. Spongiózní šroub se využije v případě, že v místě fraktury převažuje spongiózní kostní tkáň a naopak [14].



Obrázek 14: Kompresní šroub [14].

A.2. Kompresní dlaha

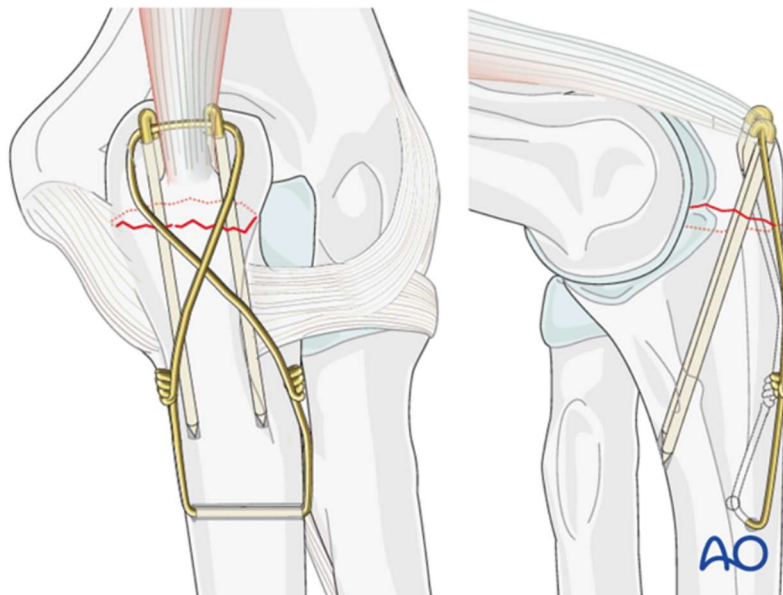
Kompresní dlaha využívá tvaru otvorů, které umožňují excentrické zavrtání šroubu a sklouznutí hlavy šroubu po šikmině otvoru, čímž vzniká komprese (obrázek 15) [5].



Obrázek 15: Kompresní dlaha [5] (upraveno)

A.3. Tahová cerkláž

Tuto metodu lze použít pouze u zlomenin, které nejsou tříštivé [14]. Nejčastěji se využívá u jednoduchých zlomenin pately, kotníku, lokte nebo zevního konce klíční kosti [14]. Je založena na zavedení dvou paralelních K-drátů, jejichž konce jsou zakotveny v protilehlé kortice [14]. Vázací drát zaujímá tvar osmičky, kde jedna smyčka je provlečena předvrtaným otvorem ve fragmentu a druhá smyčka je vedena za koncem paralelních K-drátů [14]. Dotahováním konců smyčky vzniká komprese na lomné linii [14]. Na obrázku 16 je zobrazen příklad využití tahové cerkláže v případě zlomeniny výběžku kosti loketní.



Obrázek 16: Tahová cerkláž [15].

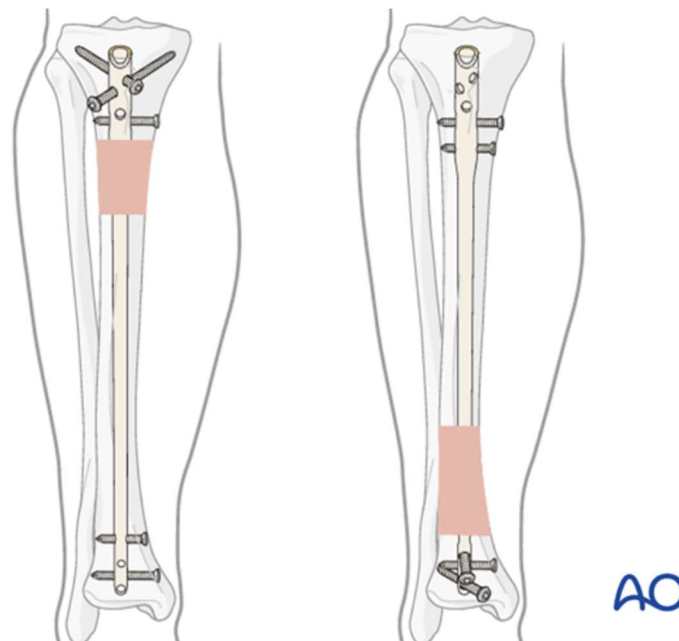
B. Relativně stabilní osteosyntéza

Při relativně stabilní osteosyntéze se provádí nepřímá repozice a vzniká sekundární hojení kosti [14]. Uplatňuje se v případě, kdy není vyžadována přesná anatomická repozice [5]. Tento případ nastává u metafyzárních a diafyzárních zlomenin [5]. Na lomné linii jsou dovoleny malé pohyby, které stimulují hojení kosti a vznik svalku [14]. Při tomto hojení není nutná otevřená

repozice [14]. Pro relativně stabilní osteosyntézu se využívají nitrodřeňové hřebce, přemostující dlahy nebo zevní fixátory [14].

B.1. Nitrodřeňový hřeb

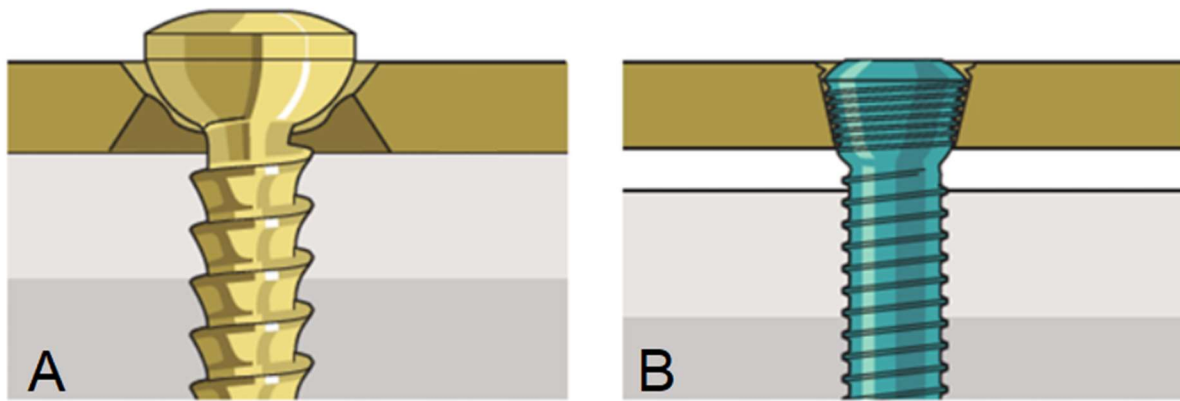
Hřeb se zavádí vstupním otvorem, který se nachází mimo oblast zlomeniny a je umístěn do dřeňové dutiny dlouhých kostí [14]. Dutina může být před zavedením frézována pro zvětšení jejího průměru a možnosti zavedení širšího hřebce [14]. Frézování, avšak může způsobit termickou nekrózu endostu a přilehlé kostní tkáň [14]. Hřeb se po zavedení zajišťuje proximálně i distálně šrouby [14]. Nitrodřeňový hřeb se využívá pro léčbu zlomenin diafýzy. Na obrázku 17 je příklad nitrodřeňového hřebce pro zlomeninu proximální a distální diafýzy tibie.



Obrázek 17: Nitrodřeňový hřeb [16].

B.2. Přemostující dlahy

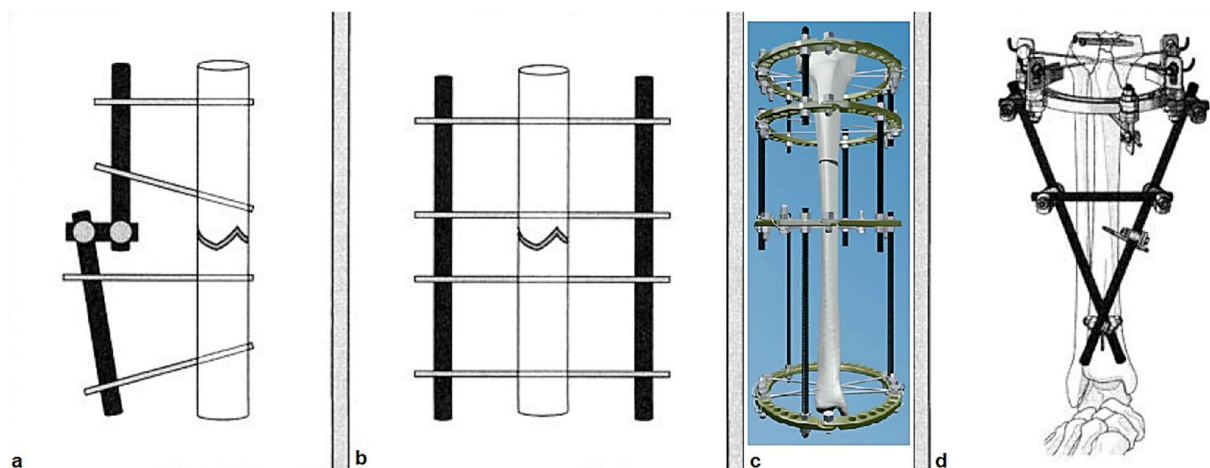
Typů dlah pro osteosyntézu je velká spousta. Jsou tvarem a velikostí uzpůsobeny pro všechny druhy dlouhých kostí. Dlahy jsou k poraněné kosti připevněny pomocí šroubů vedených skrz otvory v dlaze [14]. Dlahy zlomeninu přemostí s tím, že nemají žádný kompresní efekt [5]. Dlahy lze rozdělit na konvenční a úhlově stabilní (obrázek 18). Při použití konvenčních dlah není šroub v otvoru upevněn [14]. V tomto případě může při zátěži docházet k předčasnému uvolnění šroubu, a to zejména v porotické kosti [5]. Při použití úhlově stabilních dlah je hlava šroubu pevně zakotvená (uzamčena) v dlaze pomocí závitu [14]. Uzamčené šrouby zajišťují větší stabilitu dlahy, proto je možné je zavádět pouze monokortikálně [14]. Tato dlahy jsou umístěny tak, že nepřiléhají přímo ke kosti, čímž neomezují cévní zásobení kosti a nenamáhají periost [14]. Šrouby jsou zaváděny do kosti pod určitými úhly tak, aby bylo dosaženo nejlepší stability [14]. Pro splnění absolutní stability při osteosyntéze pomocí úhlově stabilních dlah je prvním krokem zafixovat úlomky jednotlivými kompresními šrouby a dlahy je použita jako podpora [14].



Obrázek 18: Dlahy – A: konvenční dlahá, B: uhlově stabilní dlahá, [17] (upraveno).

B.3. Zevní fixátor

Zevní fixátor se využívá v případech, kdy je nutné dodržet méně invazivní operační výkony a ve speciálních případech jako je korekce úhlových deformací, zkrácení nebo prodloužení kostí [5]. Základní typy zevního fixátoru jsou: svorkový, rámový, kruhový a hybridní (obrázek 19).



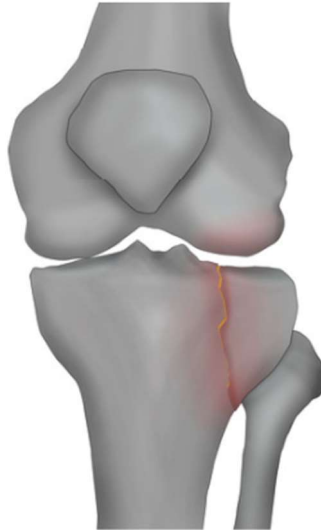
Obrázek 19: Zevní fixátor – a) svorkový, b) rámový, c) kruhový, d) hybridní [5,18] (upraveno).

Zevní fixátor je konstruován tak, že jeho části nezasahují do prostoru zlomenin a není teda možná infekce zlomeniny v okolí drátů a šroubů [5]. Konstrukce také umožňuje přístup pro opakované převazy zlomeniny [5]. Stabilita kostních fragmentů je docílena pomocí K-drátů, šroubů či hřebů zavedených přes kůži a spojených s rámem [5]. Fixátor je dostatečně stabilní pro částečné zatěžování končetiny během léčby a umožňuje dynamický způsob léčení [5].

1.6 Dlahy pro zlomeninu typu I dle Schatzkerovy stupnice

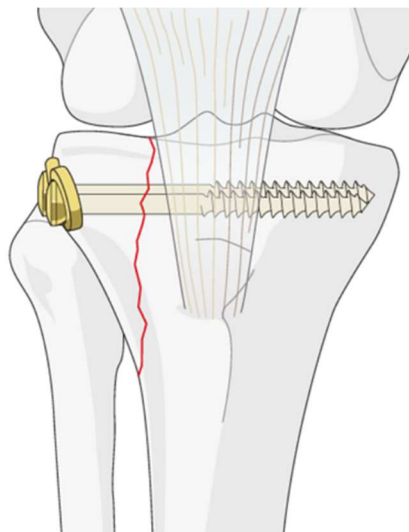
1.6.1 Zlomenina typu I dle Schatzkerovy stupnice

Za zlomeninu tibie typu I dle Schatzkerovy stupnice je považována zlomenina laterálního kondylu proximální epifyzy tibie s nedislokovaným vertikálním lomem (obrázek 20) [12]. Tyto zlomeniny proximální tibie vznikají většinou při pádech na končetinu nebo nárazech na kolenní kloub ze strany [5]. Téměř vždy je tento úraz doprovázen poraněním chrupavek, vazů a menisků [5]. Laterální kondyl je postižen až 10x častěji oproti kondylu mediálnímu [5].

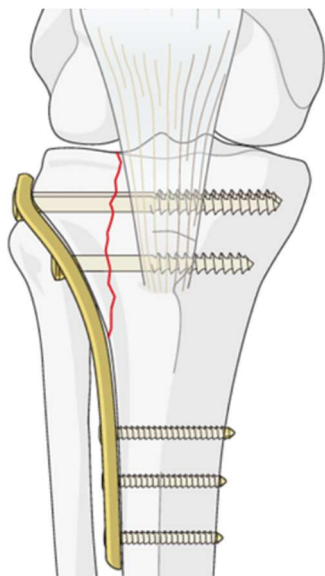


Obrázek 20: Zlomenina – Typ I dle Schatzkerovy stupnice [12].

Cílem léčby je obnovení hladké kloubní plochy, zajištění fyziologické osy kloubu a ligamentózní stability a umožnění časně mobilizace. Konzervativní léčba se využívá pouze v případě, pokud je zlomenina bez dislokace nebo při kontraindikaci k operační léčbě [5]. Mezi možnosti operační léčby patří kompresní šrouby – kanylované šrouby s dočasnou fixací úlomku K-drátem (obrázek 21), dále kombinace kompresních šroubů s opěrnou dlahou (obrázek 22) nebo úhlově stabilní dlahy (obrázek 23) [5].



Obrázek 21: Fixace pomocí šroubů [19].



Obrázek 22: fixace pomocí dlahy [19].



Obrázek 23: Fixace pomocí úhlově stabilní dlahy [20].

1.6.2 Úhlově stabilní dlaha pro proximální tibií

Jako výchozí geometrie a parametry dlahy pro vypracování této diplomové práce byla vybrána úhlově stabilní dlaha pro proximální tibií od firmy MEDIN, a.s. (obrázek 23).

Tato dlaha je určena k úhlově stabilní osteosyntéze zlomenin typu 41 – A2, A3, B1, C1, C2, C3 dle Müllera [21]. V proximální části dlahy jsou tři otvory horizontálně a tři vertikálně [21]. Horizontální otvory slouží pro šrouby tvořící podporu tibiálnímu platu a vertikální otvory slouží pro šrouby vytvářející oporu pro šrouby umístěné v horizontálních otvorech [21]. Tyto otvory pro šrouby jsou uzamykatelné [21]. Je zde také jeden oválný otvor pro kortikální šroub [21].

Materiály pro výrobu dlah

Dlahy firmy MEDIN jsou vyráběné z implantátové oceli ISO 58321 E nebo z titanu Ti6Al4V ELI ISO 5832-3 [20]. Použit lze pouze dlahu se šrouby o vzájemně stejném materiálu. V tabulce 1 jsou zobrazeny materiálové charakteristiky pro zmíněné dva materiály.

Tabulka 1: Mechanické vlastnosti oceli a slitiny titanu [22,23].

	E [MPa]	μ [-]	R _{p0,2} [MPa]	R _m [MPa]	σ_c [MPa]
Korozivzdorná ocel	2.10 ⁵	0,3	290	530	250
ISO58321 E	až 2,1.10 ⁵		až 340	až 550	až 320
Titanová slitina	1,1.10 ⁵	0,35	810	880	400
ISO5832-3	až 1,3.10 ⁵		až 920	až 990	až 450

Operační proces

Příprava implantátu a nástrojů

První důležitý krok je volba dlahy a šroubů [20]. Měla by být zvolena tak, aby distální polovina dlahy nezasahovala do místa zlomeniny [20]. Před operací je nutné zkontrolovat prezenci a funkčnost všech nástrojů [20]. Dále je nutné dlahu i nástroje před použitím dezinfikovat [20].

Předoperační příprava

Následujícím krokem je umístění pacienta na operační stůl. Operační poloha je v leže na zádech s operovanou končetinou tak, aby v průběhu operace mohla být provedena RTG projekce ve dvou vzájemně kolmých rovinách [20]. Dále je nakreslena na kůži pacienta poloha kostí, šlach a místa řezu [20]. Místo řezu se volí jako anterolaterální nebo miniinvazivní dle charakteru zlomeniny [20].

Repozice

Repozice je velmi důležitou součástí osteosyntézy. Fragментy se uvedou do původní anatomické polohy [20].

Fixace

Reponovaná kloubní plocha se fixuje dvěma tahovými (kompresními) šrouby popř. K-dráty [20].

Zavedení dlahy

Dlaha je zavedena a přiložena na tibií z laterální strany [20]. Zlepšení manipulovatelnosti je dosaženo zašroubováním uzamykatelných pouzder do otvorů dlahy [20]. Poloha dlahy je zkontrolována pomocí RTG a zafixována kortikálním šroubem v oválné drážce nebo pomocí K-drátů, pro které jsou vytvořeny menší otvory v dlaze [20]. Dlaha musí být umístěna na střed diafýzy a pod přední hranou tibie [20].

Zavedení úhlově stabilních šroubů

Do stabilizované dlahy jsou zavedeny uzamykatelná cílicí pouzdra [20]. K-dráty je zkontrolována budoucí poloha šroubů, které nesmí narušovat kloubní plochy a být ve vzájemné kolizi [20]. Po ověření pozice se vyvrtá otvor vrtákem, na kterém lze odečíst délku šroubu (obrázek 24) [20].



Obrázek 24: Operační proces – předvrtání otvorů [20].



Obrázek 25: Zavedené šrouby [20].

Pomocí šroubováku se zavedou šrouby. Šrouby v proximální části se zavádějí pouze monokortikálně [20]. Zavedené šrouby jsou znázorněny na obrázku 25.

Ukončení operace

Nakonec dochází ke kontrole repozice, umístění a délky dlahy a šroubů [20]. Proveďte se závěrečné RTG dokumentace a uzavře se rána [20].

Extrakce dlahy

Extrakce dlahy je doporučena minimálně 12 měsíců od implantace [20]. Pokud rizika spojená s extrakcí převyšují důvod k extrakci, implantáty mohou být ponechány trvale [20]. Při extrakci se provádí postupně uvolnění šroubů, odstranění šroubů a extrakce dlahy [20].

2 Výběr metody řešení

- Pro řešení deformačních a napěťových stavů soustavy kostních tkání tibie a dlahy s fixačními šrouby je možné použít dvě metody řešení: experimentální modelování a výpočtové modelování [37]. Z důvodu náročného uskutečnění experimentálního modelování a splnění zadaných cílů této práce je zvolena metoda výpočtového modelování, která umožňuje určit mechanickou interakci lokálně v místech interakce šroubu s kostní tkání.
- Řešení bylo provedeno na počítači v učebně na ÚMTMB FSI VUT. Parametry počítače jsou: procesor AMD Ryzen 5 1500X Quad-Core Processor, operační paměť 16 GB RAM. Některé výpočty musely být provedeny na počítači HP Z440 s procesorem CPU Intel Xeon E5-1650 3,6ghz a operační pamětí 256 GB z důvodu vyšších nároků na operační paměť.
- K řešení problémů v této práci byl použit výpočtový software ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 18.1 (Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA) [32].
- Výpočtový model řešený pomocí metody konečných prvků se v tomto případě skládá ze čtyř dílčích modelů:
 - Model geometrie
 - Model materiálu
 - Model vazeb
 - Model zatížení
- Řešením pomocí výpočtového modelování byly analyzovány deformační a napěťové stavy související s fixací zlomeniny tibie.

3 Tvorba výpočtového modelu

Jak je uvedeno v kapitole 2 - výběr metody řešení, výpočtový model se v tomto případě skládá ze čtyř dílčích modelů:

- 1) Model geometrie
- 2) Model materiálu
- 3) Model vazeb
- 4) Model zatížení

Úroveň těchto dílčích modelů rozhoduje o kvalitě dosažených výsledků. V této práci je zaměřena pozornost na více úrovní výpočtového modelu.

Bylo vytvořeno celkem 10 variant výpočtového modelu:

Varianta Fyz Tato varianta představuje výpočtový model fyziologické tkáně (chrupavek a tibie). Není zde uvažována zlomenina.

Varianta 1 BZ Jedná se o výpočtový model tibie se zlomeninou fixovanou pomocí dlahy uchycené šrouby neuvažující závit. Tyto šrouby jsou uchyceny ke kostní tkáni vazbou *Bonded* viz kapitola 3.3.

Varianta 1 BZ_ tření Tato varianta představuje řešení tibie se zlomeninou fixovanou pomocí dlahy uchycené šrouby, které neuvažují závit. Tyto šrouby jsou uchyceny ke kostní tkáni kontaktem *Frictionless* viz kapitola 3.3.

Varianta 1 Z Varianta 1 Z představuje řešení výpočtového modelu tibie se zlomeninou fixovanou pomocí dlahy uchycené šrouby, které uvažují závit. Tyto šrouby jsou uchyceny ke kostní tkáni vazbou *Bonded* viz kapitola 3.3.

Varianta 1 Z_ tření Jedná se o výpočtový model tibie se zlomeninou fixovanou pomocí dlahy uchycené šrouby uvažující závit. Tyto šrouby jsou uchyceny ke kostní tkáni kontaktem *Frictionless* viz kapitola 3.3.

Varianta 2 Tato varianta představuje řešení tibie se zlomeninou fixovanou pomocí kompresních šroubů. Kompresní šrouby jsou uchyceny v kostní tkáni pomocí vazby *Bonded* viz kapitola 3.3.

Varianta 2_ tření Jedná se o výpočtový model tibie se zlomeninou fixovanou pomocí kompresních šroubů, které jsou uchyceny v kostní tkáni pomocí kontaktu *Frictionless*.

Varianta 2_ předpětí100 Jedná se o výpočtový model tibie se zlomeninou fixovanou pomocí kompresních šroubů, které jsou uchyceny v kostní tkáni pomocí kontaktu *Frictionless* a je na ně aplikováno předpětí s hodnotou 100 N.

Varianta 2_ předpětí250 Tato varianta představuje řešení tibie se zlomeninou fixovanou pomocí kompresních šroubů uchycených v kostní tkáni pomocí vazby *Frictionless* a je na ně aplikováno předpětí s hodnotou 250 N.

Varianta 2_ předpětí500 Jedná se o výpočtový model tibie se zlomeninou fixovanou pomocí kompresních šroubů uchycených v kostní tkáni pomocí kontaktu *Frictionless* a s aplikovaným předpětím s hodnotou 500 N.

3.1 Model geometrie

Model geometrie je v tomto případě složen z dílčích částí: model geometrie kostních tkání, model geometrie dlahy a model geometrie šroubů. Pro tvorbu modelu geometrie řešené soustavy je nutné vytvořit tyto zmíněné dílčí části modelu geometrie.

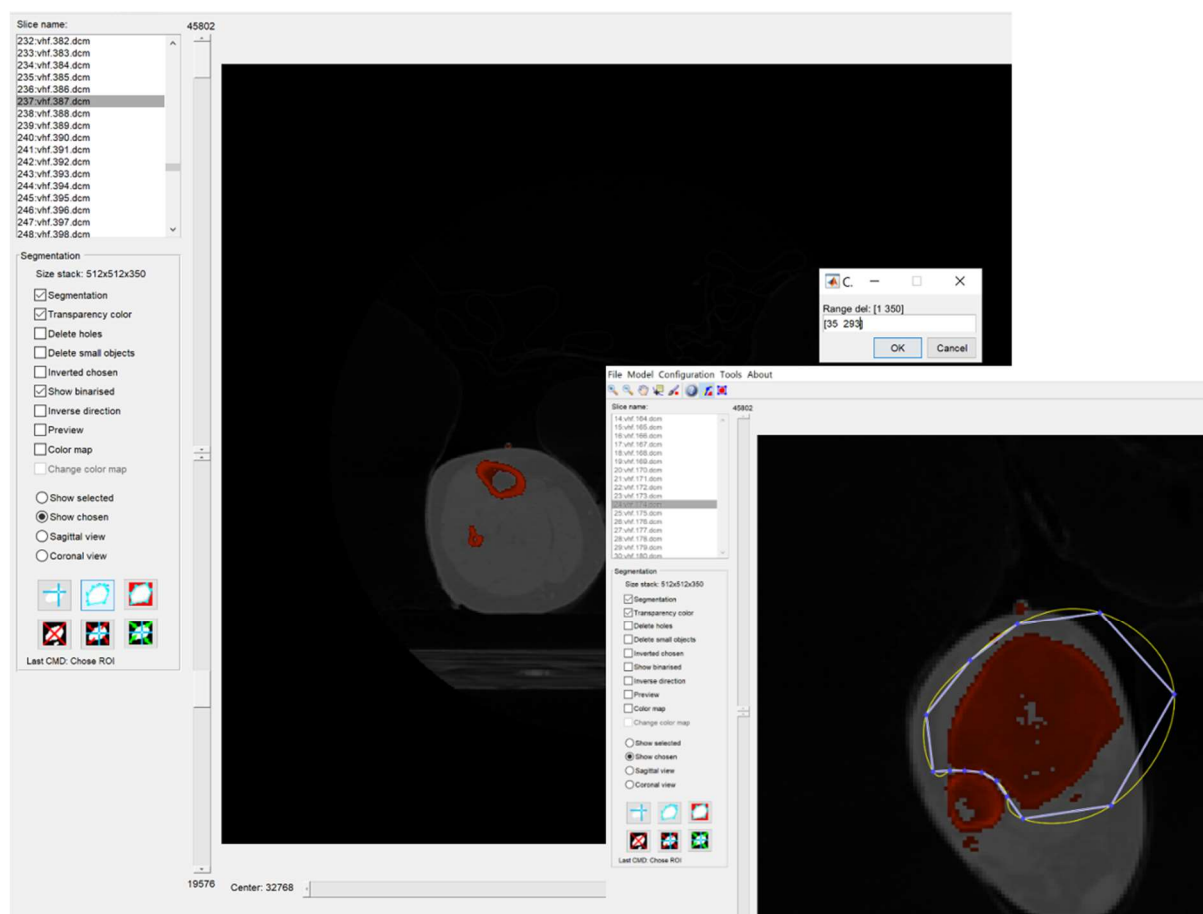
3.1.1 Tvorba modelu geometrie kostních tkání

Jelikož se tato práce zabývá zlomeninou tibie, byl vytvořen model geometrie tibie s příslušnou zlomeninou, který byl doplněn o model geometrie femuru spolu s modelem geometrie chrupavek představujících spojení těchto dvou kostí.

Tvorba fyziologického modelu geometrie kostních tkání

Pro tento účel bylo využito CT snímků ženy z databáze (Visible Human Project CT Datasets 2012 University of Iowa) [33].

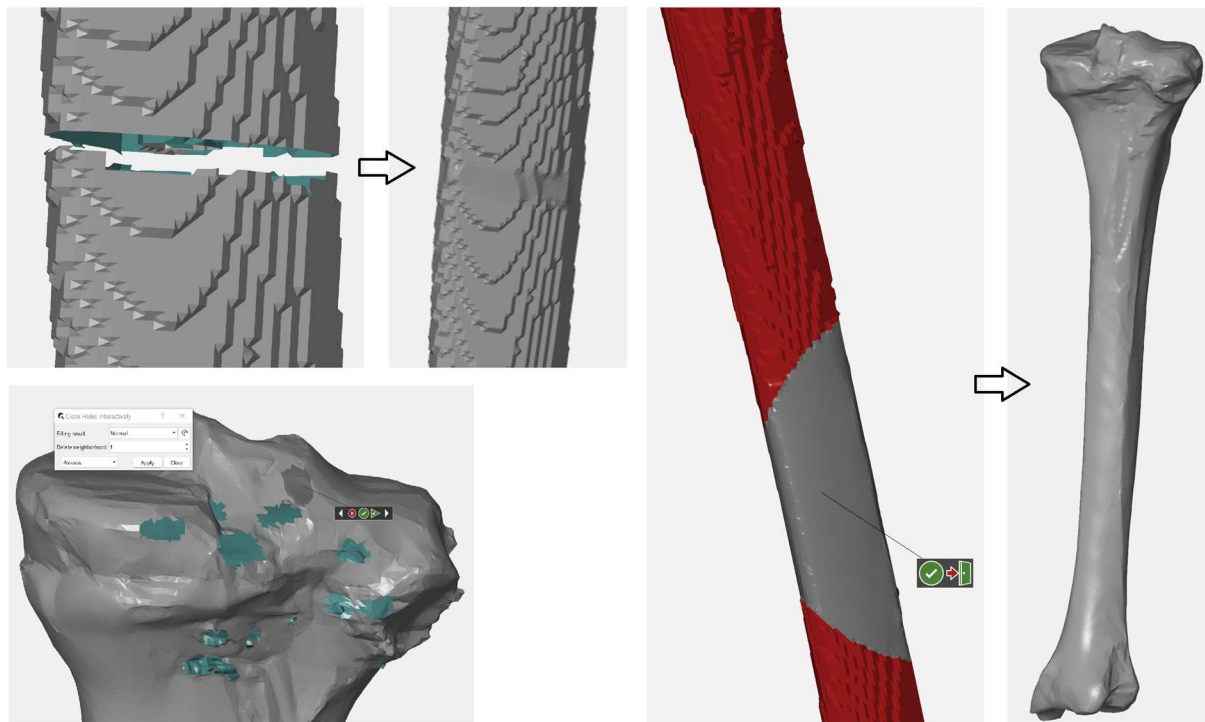
V programu STL Model Creator (vytvořený na VUT v Brně [24]) byla provedena pomocí nástrojů manuální a automatické segmentace tvorba geometrie s formátem souboru STL pro tábii a femur. Obrázek 26 zobrazuje výběr oblasti při manuální segmentaci tibie v programu STL Model Creator.



Obrázek 26: Naznačený postup segmentace v programu STL Model Creator.

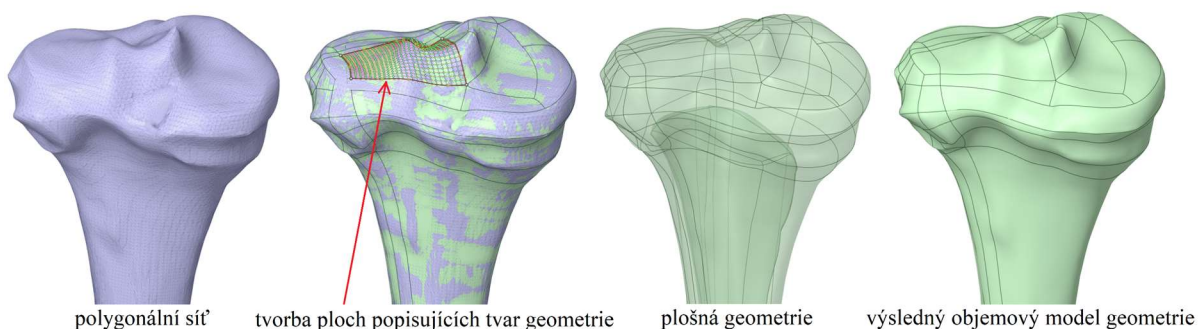
Následně byla provedena úprava této plošné geometrie ve formátu polygonální sítě v programu Gom Inspect (ZEISS, Jena, Německo). Tato úprava se týkala například opravení

chyb vniklých chybnými CT snímky, zalepení děr v této síti nebo vyhlazení povrchu STL sítě. Na obrázku 27 je naznačeno zalepení děr STL sítě a vyhlazení jejího povrchu.



Obrázek 27: Úprava plošné geometrie tibie.

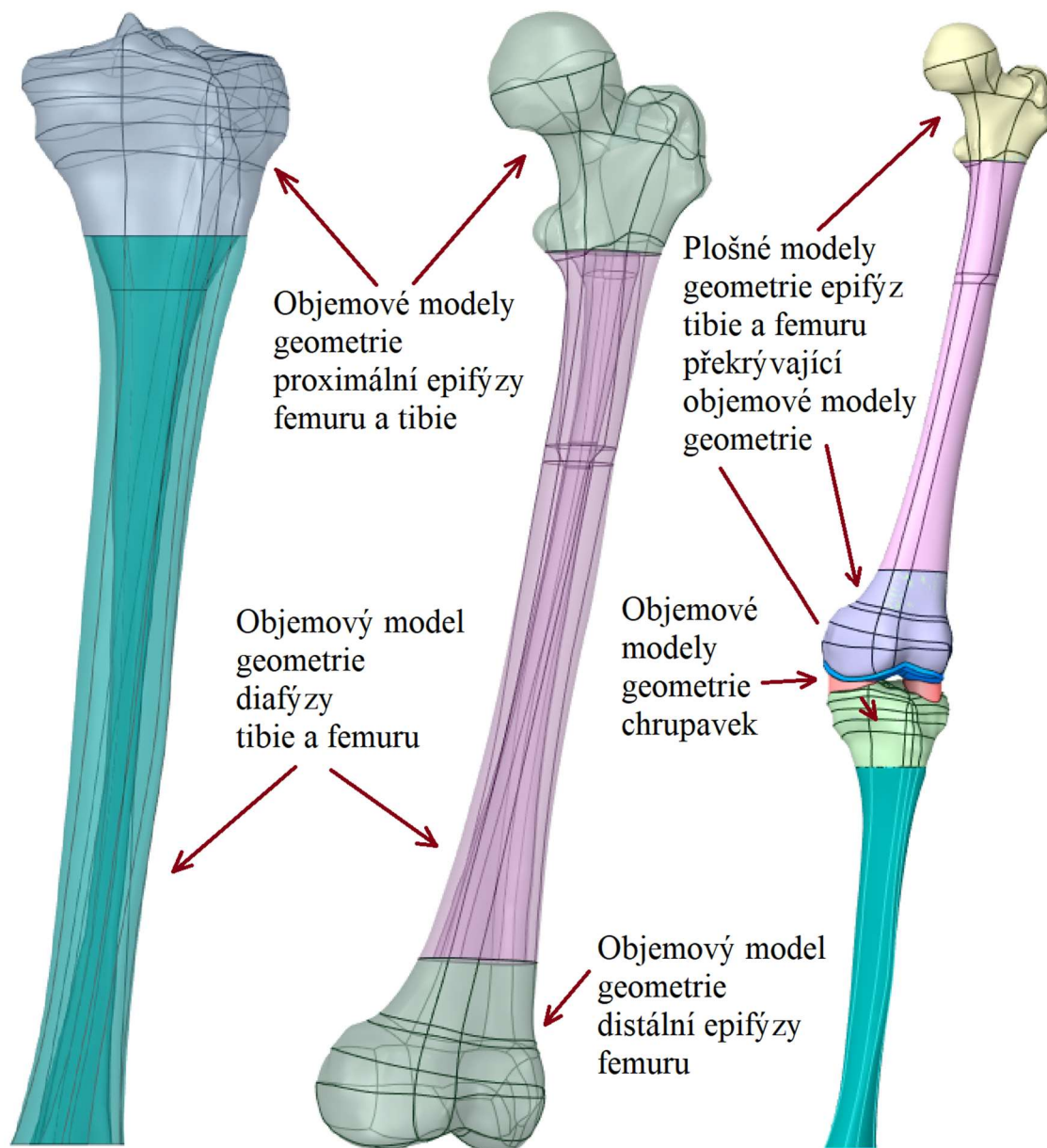
Poté byly STL soubory s plošnou geometrií nahrány do programu ANSYS [32], ve kterém byly provedeny veškeré následující úpravy. Nahrané STL polygonální sítě byly upraveny pomocí funkcí pro „Reverse Engineering“ pro vytvoření plošných modelů a následnou tvorbu objemových modelů. Na obrázku 28 je naznačen postup tvorby objemového modelu tibie za pomoci využití funkce „Skin Surface“, která vytváří plochy popisující tvar geometrie tvořený polygonální sítí. Zleva se postupně jedná o plošnou STL síť, na které je manuálně vytvořena plocha popisující tvar této geometrie. Tyto plochy vytvořené na celém povrchu sítě jsou poté složeny do jedné plošné geometrie, ze které je vytvořen výsledný objemový model geometrie.



Obrázek 28: Postup tvorby objemového modelu geometrie.

Oba modely geometrie tibie i femuru byly rozděleny na části tvarem odpovídající oblastem reprezentujícím kortikálním a spongiózním kostním tkáním (podrobněji popsáno v kapitole 3.1.3). Výsledné 3D modely tibie a femuru byly vloženy do sestavy. V sestavě byly poté vytvořeny chrupavky reprezentující vzájemné spojení femuru a tibie v kolenním kloubu.

Na obrázku 29 jsou zobrazeny vytvořené modely geometrie tibie bez zlomeniny, femuru a příslušných chrupavek. Tento model geometrie reprezentuje fyziologickou dolní končetinu člověka.

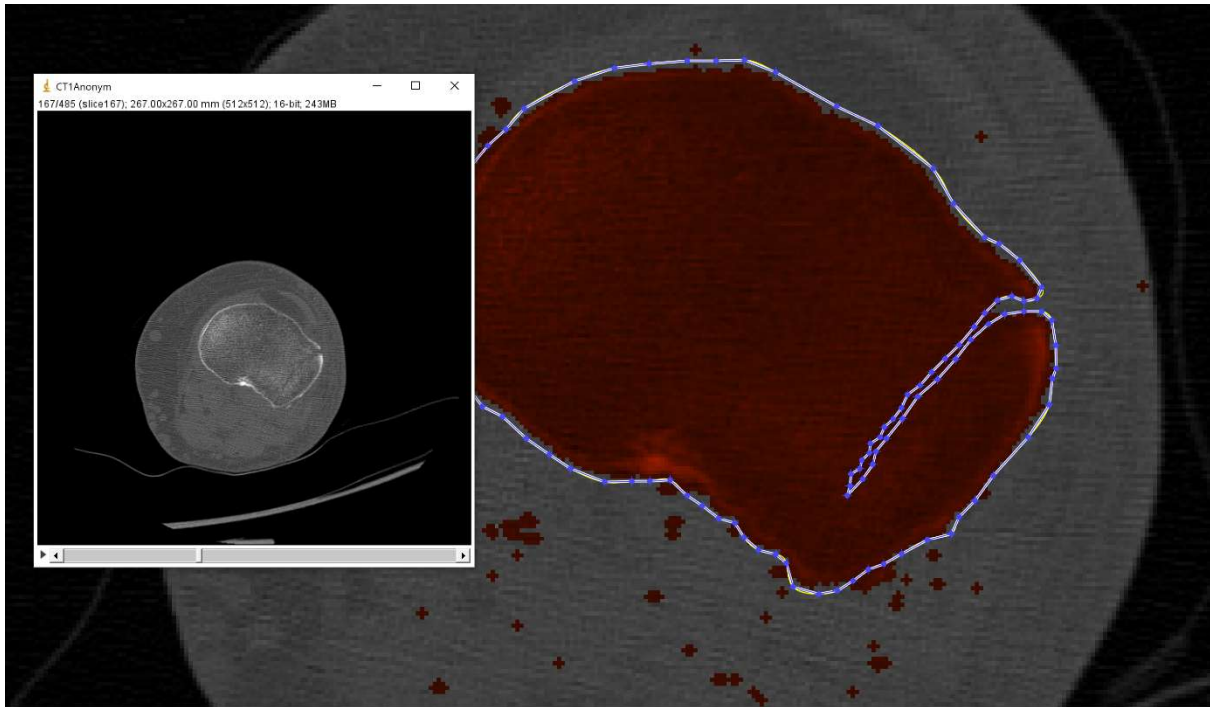


Obrázek 29: Fyziologický model geometrie kostních tkání.

Tvorba modelu geometrie kostních tkání se zlomeninou

Pro tvorbu geometrie kostní tkáně se zlomeninou tibie typu I dle Schatzkerovy stupnice byla využita anonymizovaná CT data poskytnutá I. ortopedickou klinikou, Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Stejným způsobem jako v předchozí kapitole byla v programu STL Model Creator vytvořena STL síť části tibie se zlomeninou z CT snímků (obrázek 30). Tento model geometrie vytvořený přímo z CT dat pacienta po úrazu, zobrazený na obrázku 31, je příliš geometricky složitý. Tato úroveň modelu geometrie nelze využít pro výpočtové modelování z důvodu možné časové a náročnosti a požadavků na výpočetní paměť. Dalším důvodem, proč

tento model geometrie není možné použít je ten, že před fixací zlomeniny provádí lékař repozici úlomků, což znamená, že lomové plochy musí ležet ve vzájemně těsné blízkosti. Z těchto důvodů byla z CT dat pacienta po úrazu použita pouze plocha popisující tvar lomové plochy zlomenin.



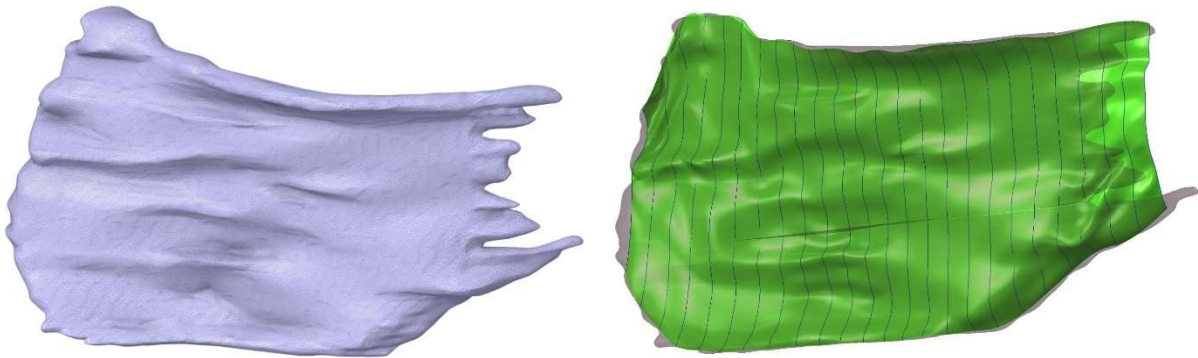
Obrázek 30: Tvorba STL sítě tibie s trhlinou.



Obrázek 31: Model geometrie tibie s trhlinou.

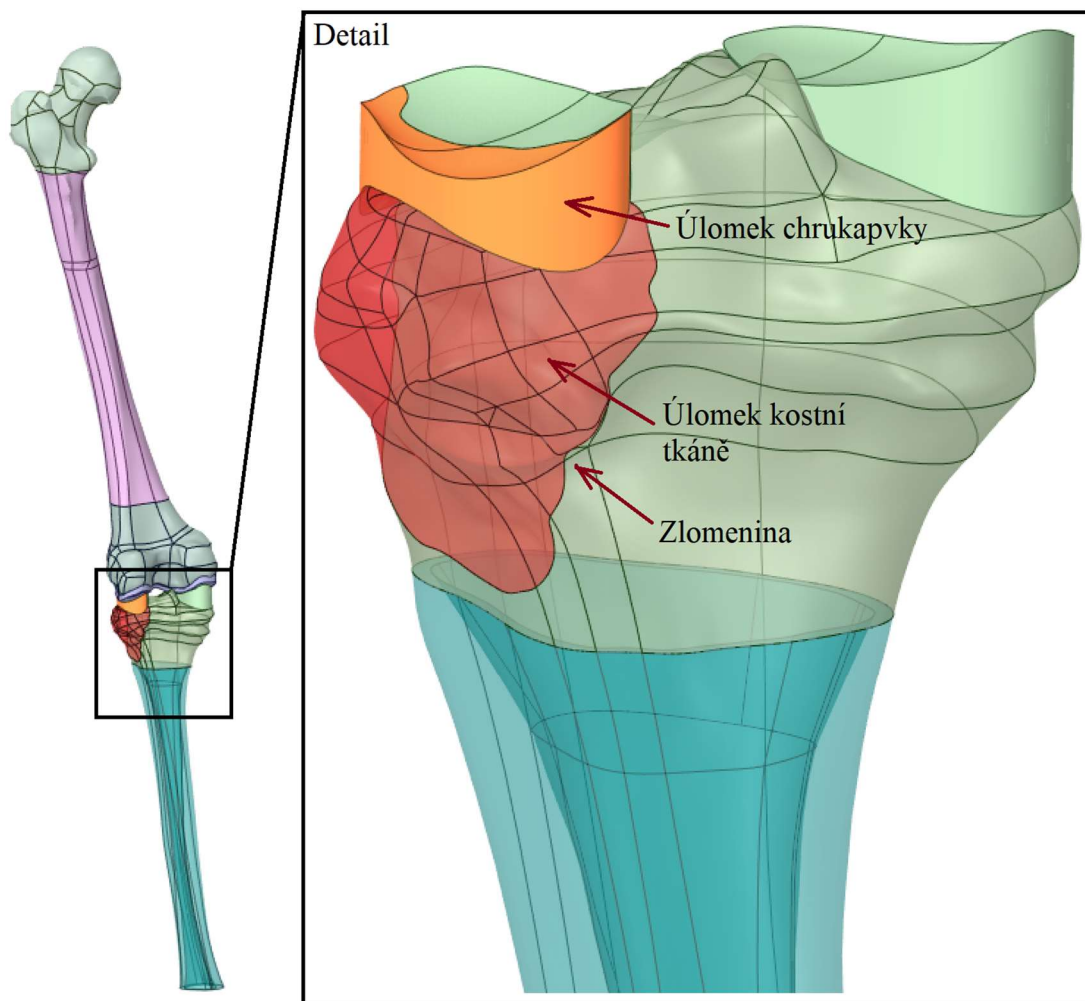
Byla provedena segmentace štěrbině vzniklé zlomeninou. Takto vytvořená STL síť popisující geometrii zlomeniny byla použita pro definici plochy představující lomnou plochu zlomeniny. Geometrie štěrbině tvořená STL sítí byla proložena několika rovnoběžnými rovinami, ve kterých protnutí se sítí vznikly křivky. Tyto křivky byly poté propojeny do výsledné plochy popisující tvar lomné plochy vzniklé zlomeninou. Na obrázku 32 je vlevo

zobrazena STL síť štěrbiny a vpravo proložené křivky vytvářející výslednou plochu zobrazenou zelenou barvou.



Obrázek 32: STL model štěrbiny a proložená plocha.

Následně byla vytvořená plocha použita pro vytvoření zlomeniny tibie typu I dle Schatzkerovy stupnice. Plochou vytvořenou proložením štěrbiny z CT dat byl „oříznut“ už vytvořený fyziologický model geometrie tibie a chrupavky v místě laterálního kondylu. Chrupavka nad laterálním kondylem byla také rozdělena z důvodu, že tyto zlomeniny jsou často doprovázené porušením přilehlých měkkých tkání [5]. Tímto procesem vznikl model geometrie kostních tkání a chrupavek se zlomeninou (obrázek 33).



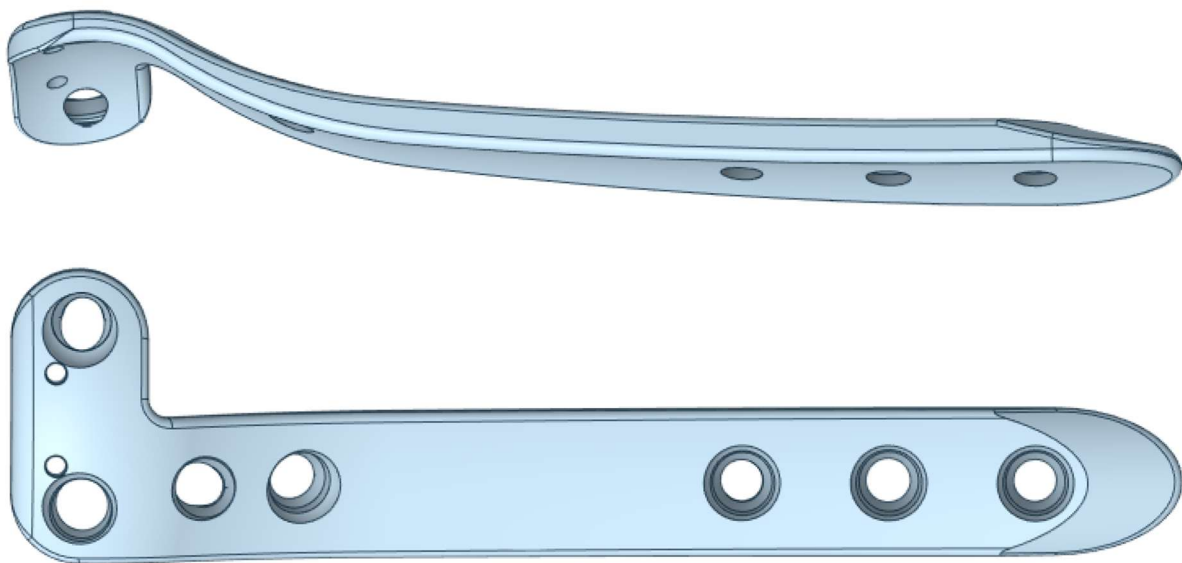
Obrázek 33: Model geometrie kostních tkání a chrupavek se zlomeninou.

3.1.2 Tvorba modelu geometrie dlahy a šroubů

Tvorba modelu geometrie dlahy

Základní tvar geometrie dlahy pro tvorbu modelu geometrie byl využitý z geometrie dlahy poskytnuté firmou MEDIN, a.s., prostřednictvím Ing. Veroniky Husslíkové (biomechanický inženýr MEDIN). Poskytnuté modely byly využity pro tvorbu základní geometrie modelu geometrie dlahy pro výpočtové modelování. Jednou z provedených úprav na modelu geometrie bylo odstranění závitů v dlaze a na hlavách zamykatelných šroubů [34], [35]. To bylo provedeno z důvodu ušetření výpočtového času. Toto zamykatelné spojení mezi dlahou a šrouby bylo modelováno pomocí pevné vazby *Bonded*, viz kapitola 3.3.

Tato dlaha se vyrábí v délce 120 mm a tloušťce 4,5 mm [36]. Na obrázku 34 je zobrazena výsledná geometrie dlahy použita jako model geometrie dlahy pro výpočtové modelování.

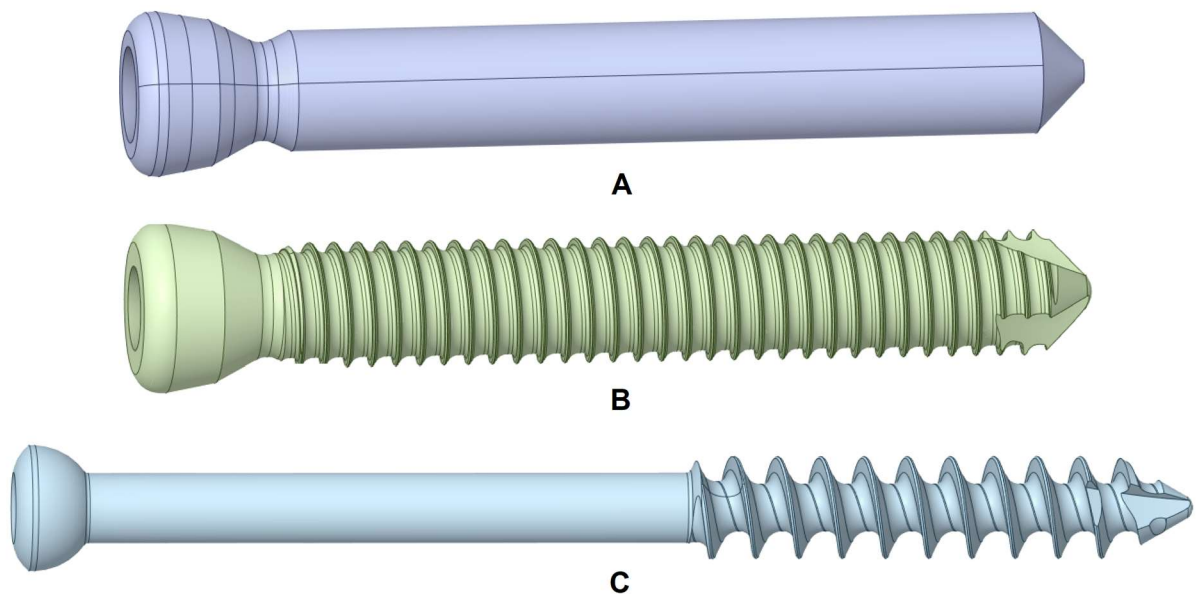


Obrázek 34: Model geometrie dlahy.

Tvorba modelu geometrie šroubů

Dlaha fixující zlomeninu femuru byla doplněna šrouby, které byly též poskytnuty firmou MEDIN a upraveny pro výpočtové modelování. V této diplomové práci byl proveden výpočtový model pro více variant fixace zlomeniny tibie. Jedná se o fixaci pomocí dlahy zajištěné kortikálními šrouby a fixaci pomocí dvou kompresních spongiózních šroubů. Varianta fixace pomocí dlahy zajištěné kortikálními šrouby obsahuje dvě úrovně modelu geometrie. První úroveň modelu geometrie zahrnuje kortikální šrouby bez závitu a druhá úroveň modelu geometrie obsahuje kortikální šrouby se závitem. Z tohoto důvodu je geometrie poskytnutá firmou MEDIN upravena do třech modelů geometrie šroubů. Všechny tři modely geometrie šroubu neobsahují závity na hlavě šroubu. Tyto modely geometrie jsou zobrazeny na obrázku 35. Šroub A představuje kortikální šroub bez závitu a šroub B kortikální šroub se závitem. Oba tyto šrouby slouží pro zajištění uzamykatelné dlahy a mají rozměry vybrány dle katalogu firmy MEDIN [36]. Celkové délky šroubů jsou: 75 mm, 48 mm, 38 mm a 32 mm a průměr je 5 mm. Šroub C představuje model geometrie spongiózního šroubu pro fixaci zlomeniny pomocí dvou kompresních šroubů. Rozměry tohoto šroubu jsou také vybrány dle katalogu MEDIN: průměr

dříku 4,5 mm, průměr závitu 6,5 mm, délka závitové části 32 mm a celková délka 70 a 75 mm [36].

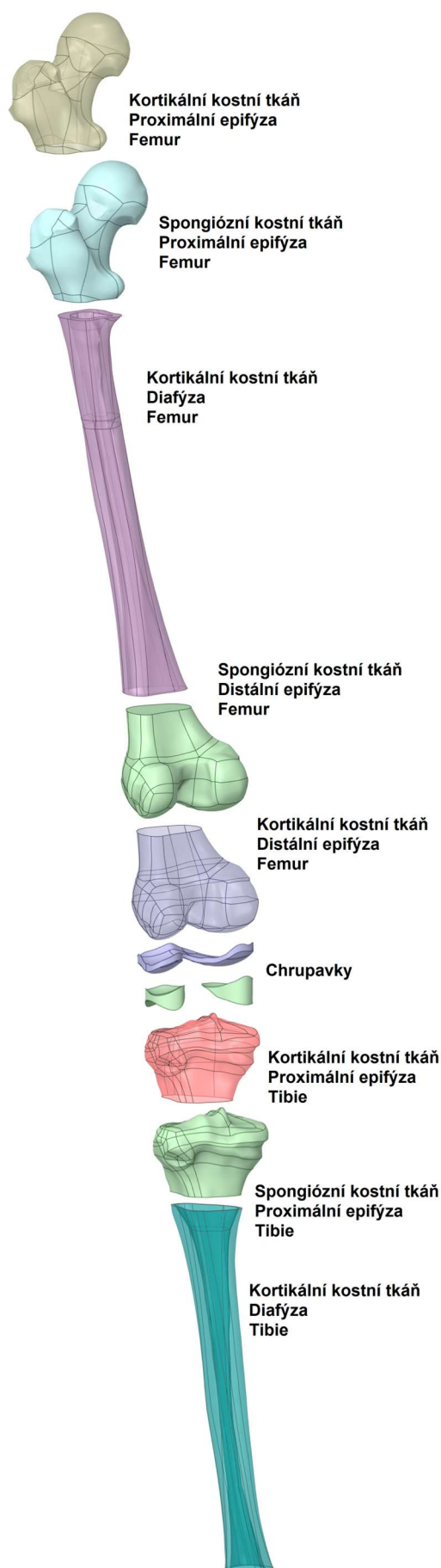


Obrázek 35: Modely geometrie šroubů.

3.1.3 Model geometrie soustavy kostní tkáně a dlahy

Model geometrie je tvořen třemi částmi: kostní tkáň s chrupavkami, dlahy a šrouby. V této diplomové práci byly výpočtovým modelováním řešeny dvě varianty fixace zlomeniny. Jedná se o fixaci pomocí dlahy se šrouby a fixaci pomocí kompresních šroubů. V Každé variantě je řešeno více úrovní výpočtového modelu. Tyto varianty byly doplněny o řešení výpočtového modelu s modelem geometrie fyziologické kostní tkáně a chrupavek bez zlomeniny.

Model geometrie fyziologické kostní tkáně a chrupavek (označení: *Varianta Fyz*) je složen z modelu geometrie femuru, modelu geometrie tibie a modelu geometrie chrupavek. Jednotlivé části tohoto modelu geometrie jsou popsány na obrázku 36. Modely geometrie femuru a tibie se skládají z dílčích modelů geometrie diafýzy femuru a tibie a modelů geometrie epifýz femuru a tibie. Epifýzy jsou vytvořeny jak objemovými, tak plošnými modely geometrie. Plošné modely geometrie epifýz představují kortikální kostní tkáň a objemové modely geometrie epifýz představují spongiózní kostní tkáň. Objemové modely geometrie diafýz představují kortikální kostní tkáň na těle femuru a tibie.



Obrázek 36: Model geometrie fyziologické kostní tkáně a chrupavek.

Varianta 1

První varianta, která byla v této práci řešena popisuje kostní tkáň a chrupavky se zlomeninou fixovanou pomocí uhlově stabilní dlahy a šroubů. Tato varianta je rozdělena do dvou úrovní modelu geometrie.

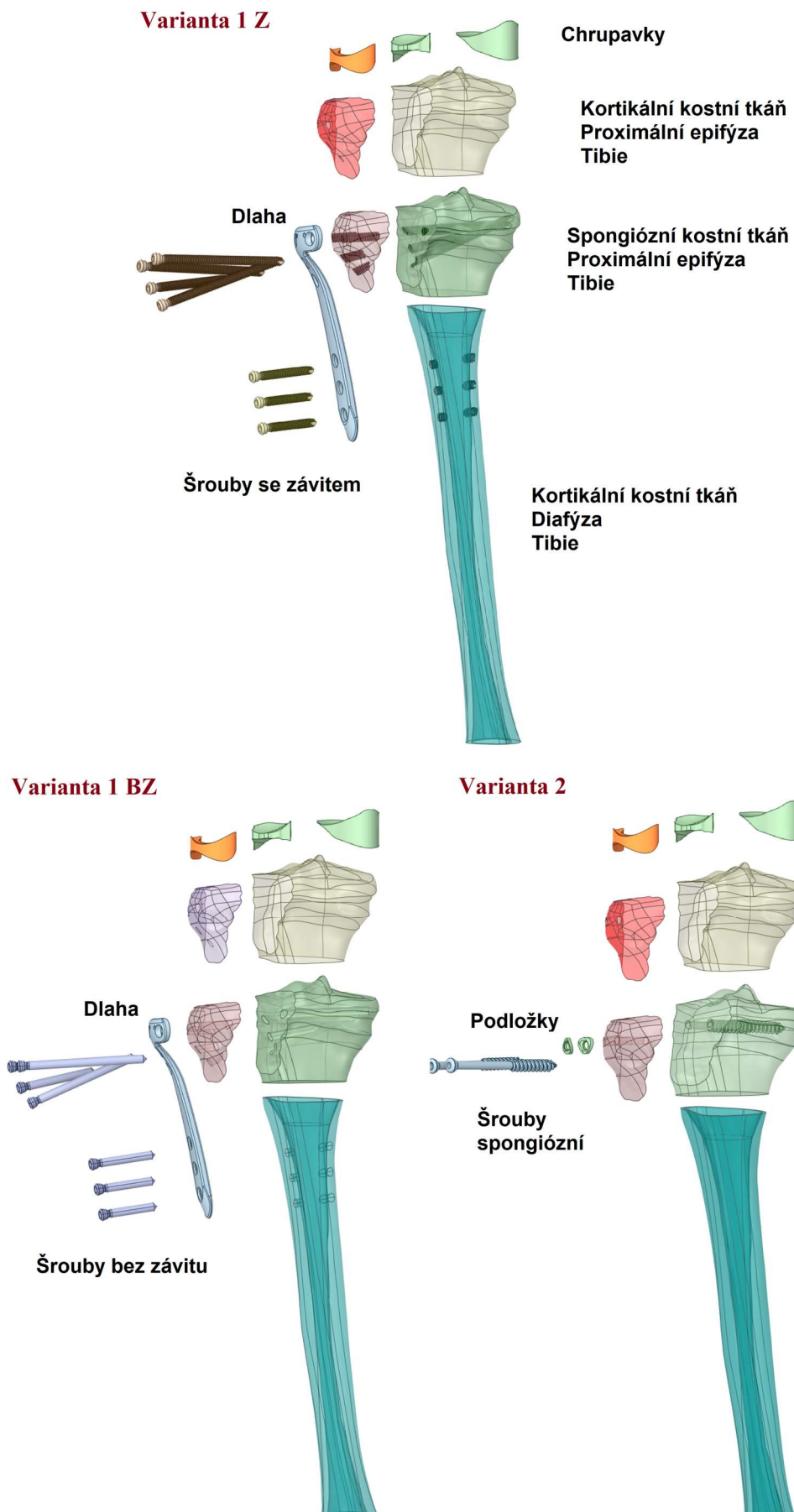
Úroveň modelu geometrie A obsahuje model geometrie šroubů, které nezahrnují závit. Tato úroveň modelu geometrie bez závitů je řešena například ve studiích [34] a [35]. Model geometrie *varianty 1 BZ* je tedy tvořen modelem geometrie kostní tkáně se zlomeninou, modelem geometrie chrupavek se zlomeninou, modelem geometrie dlahy a modelem geometrie šroubů se bez závitů označených písmenem A na obrázku 35. Modely geometrie kostních tkání jsou složeny z dílčích modelů geometrie analogicky jako v případě modelu geometrie fyziologické kostní tkáně. Navíc se v modelu geometrie kostní tkáně vyskytují otvory pro příslušné šrouby.

Druhá úroveň modelu geometrie obsahuje model geometrie šroubů se závitěm. Tento model geometrie šroubu je označen písmenem Z na obrázku 35. Model geometrie *varianty 1 Z* je tedy tvořen obdobně jako model geometrie *varianty 1 BZ* s výjimkou modelu geometrie šroubů a příslušných otvorů v modelech geometrie kostních tkání pro tyto šrouby.

Varianta 2

Druhá varianta, představuje model geometrie kostních tkání a chrupavek se zlomeninou fixovanou pomocí dvou kompresních šroubů s podložkami. Pro model geometrie této varianty byl použit model geometrie kostních tkání a chrupavek se zlomeninou a model geometrie spongiózních šroubů, které jsou označeny jako C na obrázku 35. Pro tyto šrouby jsou také v příslušných modelech geometrie kostních tkání vytvořeny otvory.

Na obrázku 37 jsou zobrazeny *varianty 1 BZ, 1 Z a 2*. Ve těchto variantách je model geometrie femuru identický, proto není na obrázku znázorněn.



Obrázek 37: Model geometrie – Varianty 1 BZ, 1 Z a 2.

3.2 Model materiálu

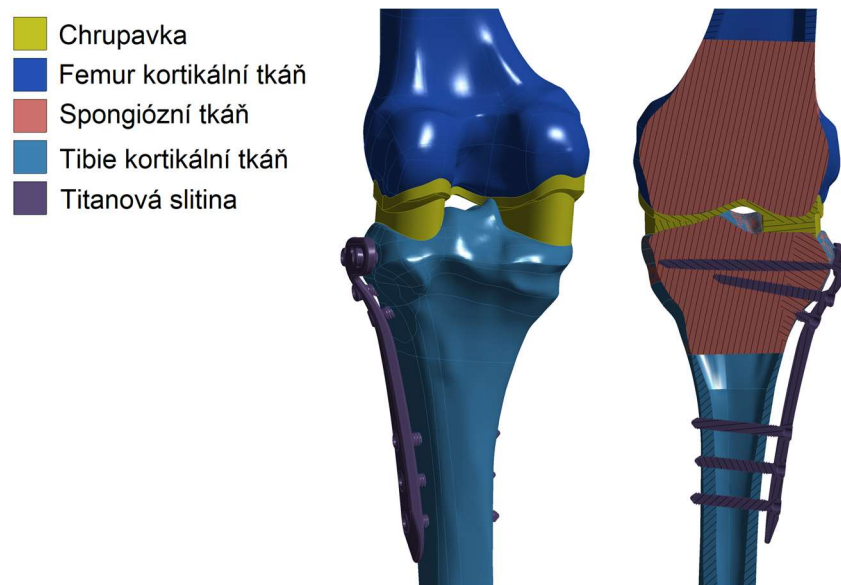
Mechanické vlastnosti živých kostních tkání je velice náročné získat. Během remodelace kostní tkáně se mění množství minerálních látek a tím se mění i aktuální tuhost v jednotlivých trámečcích v závislosti na jejich mineralizaci [7]. Kostní tkáň lze popsat pomocí různých úrovní modelu materiálu. Nejnižší úroveň modelu materiálu je lineární elastický model materiálu [8]. Tento model popisuje materiál homogenní izotropní lineárně pružný, určený dvěma parametry Youngovým modulem pružnosti E [MPa] a Poissonovým číslem μ [-] [8]. Tento model nerespektuje složitost mikrostruktury spongiózní kostní tkáně [8]. Jako další je možné využít nehomogenní izotropní model materiálu. Nehomogenní izotropní model je možné popsat pomocí charakteristik získaných z CT snímků pomocí odečtení hodnot intenzit pixelů [8]. V tomto případě model materiálu respektuje rozložení hustoty kostní tkáně. Dále je možné získat strukturální model materiálu, který respektuje strukturu tkáně na mikroúrovni [8]. Tohoto je možné dosáhnout pomocí snímání kostních tkání na mikro CT.

Pro popis kostní tkáně je možné vytvořit ještě vyšší úroveň modelu materiálu, avšak v této práci bude využit lineární elastický model materiálu, který je použit a dostatečně ověřen ve vědeckých pracích zabývajících se obdobou problematikou jako se zabývá tato práce. Stejná úroveň materiálu byla použita například v těchto pracích [38], [39], [40]. Parametry popisující tento model byly převzaty z literatury [22] a [27] jsou uvedeny v tabulce 2.

Tabulka 2: Charakteristiky modelu materiálu [22], [27].

	Titanová slitina ISO5832-3 Dlaha, šrouby, podložky	Kortikální kostní tkáň Tibie	Kortikální kostní tkáň Femur	Spongiózní kostní tkáň Tibie	Spongiózní kostní tkáň Femur	Chrupavky
E [MPa]	1,2e5	18400	17600	500	500	50
μ [-]	0,35	0,3	0,3	0,3	0,3	0,45

Na obrázku 38 je model geometrie (var. 1 Z) s přiřazeným modelem materiálu.



Obrázek 38: Model materiálu (Varianta 1 Z).

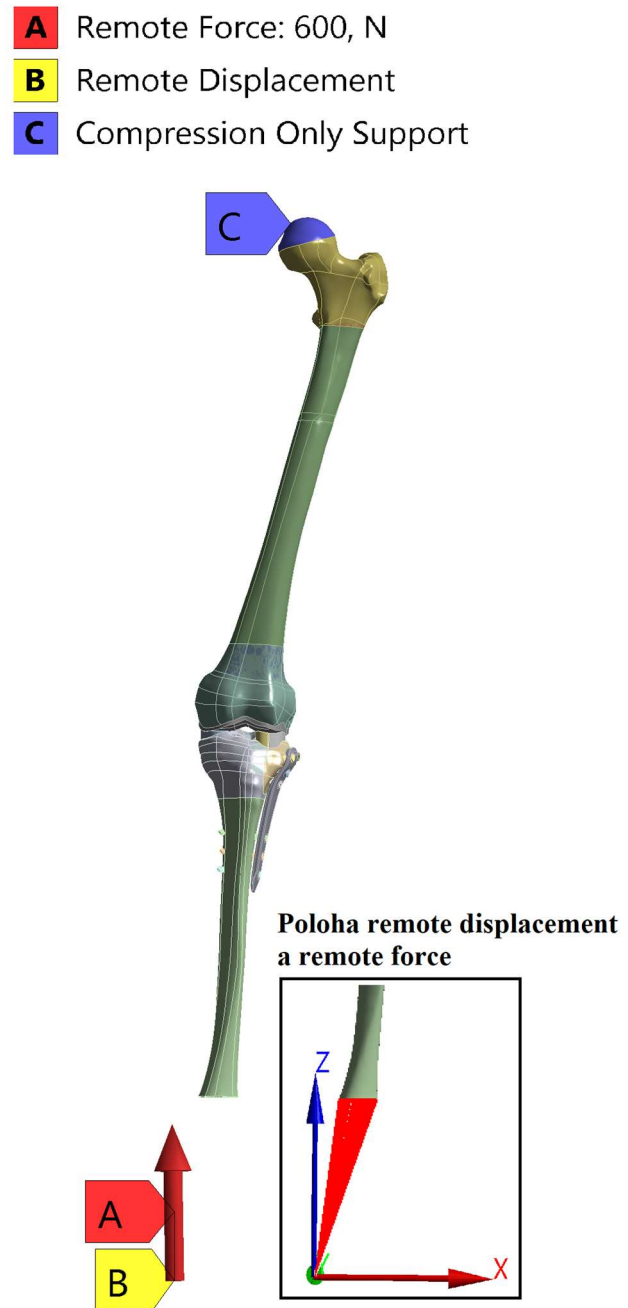
3.3 Model vazeb a zatížení

Dalším krokem při tvorbě výpočtového modelu je definice vazeb zajišťujících uchycení těles v prostoru, definice vzájemné interakce těles pomocí vazeb mezi nimi a definice zatěžující síly. Při aplikaci těchto podmínek byla snaha o ekvivalenci k chování lidské dolní končetiny při stožení na jedné končetině.

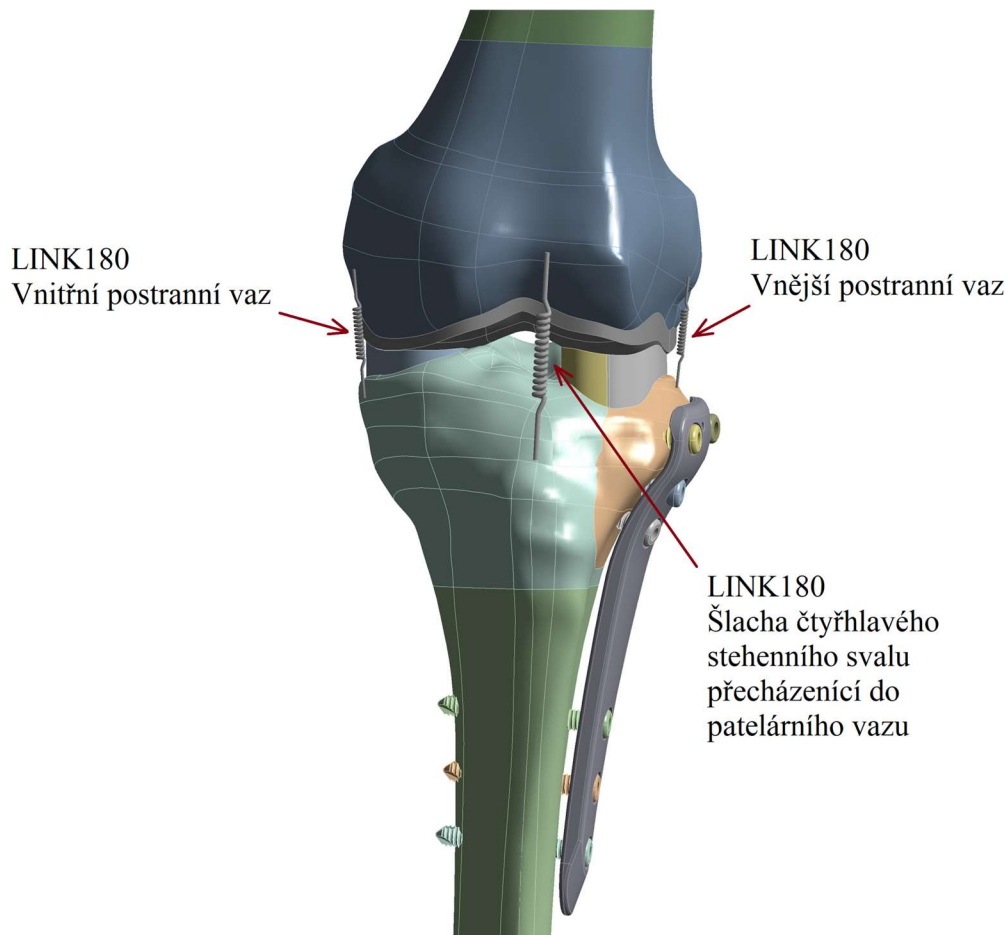
Pohybu v prostoru bylo zamezeno pomocí vazby *Remote Displacement*. Tato okrajová podmínka umožňuje definovat posunutí a rotace na libovolném místě v prostoru [29]. Při předepsání této podmínky byly tedy nastaveny nulové posuvy ve dvou směrech ($x=0$, $y=0$) v místě, které představuje dotyk celé dolní končetiny s podložkou. Dále byla na hlavu femuru aplikována vazba *Compression Only Support*. Tato vazba je předepsána pomocí asymetrického tuhopružného kontaktu [28]. Touto podmínkou je pomocí uměle vytvořeného tuhého cílového povrchu zamezen pohyb kolmo k definovaným plochám [29].

Do stejného místa jako bylo definováno *Remote Displacement* bylo definováno i zatížení pomocí podmínky *Remote Force* s hodnotou 600 N ve směru osy z (označeno písmenem A a B na obrázku 39). Tato síla je aplikována do místa spojeného pomocí kontaktních prvků se spodní plochu oříznutí tibie, leží v ose těla a její hodnota byla odvozena z hmotnosti těla. Jelikož z CT dat byla možná zjistit pouze informace, že se jedná o data ženy s výškou přibližně 150 cm, byla tedy předpokládána hmotnost 60 kg. Okrajové podmínky *Remote Displacement*, *Compression Only Support* a *Remote Force* jsou zobrazeny na obrázku 39.

Pro stabilitu kolenního kloubu zde byly vloženy prvky reprezentující kolenní vazy či šlachy. Přesněji se jedná o šlahu čtyřhlavého stehenního svalu přecházející do patelárního vazy, o vnější postranní vaz a o vnitřní postranní vaz. Tyto prvky byly vytvořeny pomocí pružin (jedná se o prvek popsáný v kapitole 3.4 LINK180, kterých byl nastaven na chování „tension only“) interagujících pouze v tahu a považovány za téměř tuhé. Tyto pružiny obsažené ve výpočtovém modelu jsou zobrazeny na obrázku 40.

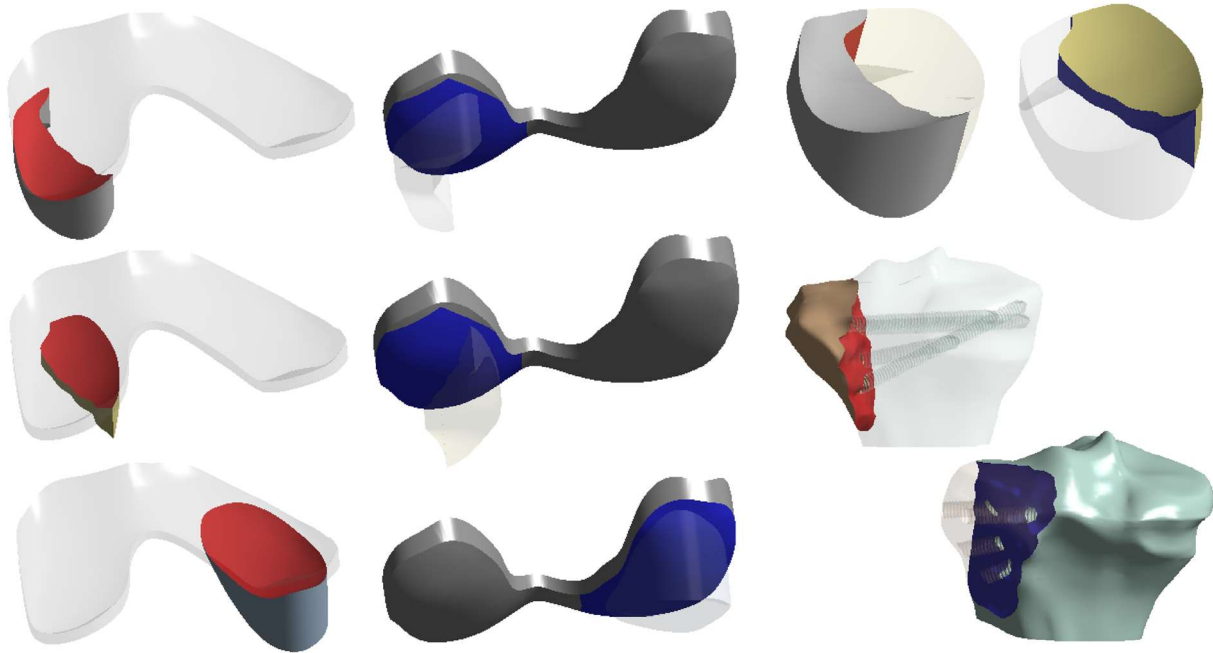


Obrázek 39: Model vazeb a zatížení.



Obrázek 40: Vazy či šlachy kolenního kloubu vytvořené z prvku LINK180.

Pro vymezení vazeb mezi tělesy soustavy byly použity dva typy kontaktů – *Bonded* a *Frictionless*. Kontakt *Bonded* zajišťuje pevné spojení vybraných ploch s různou výpočtovou sítí elementů. Zamezuje tím vzájemnému posuvu nebo oddělení těchto ploch případně hran. V řešeném výpočtovém modelu je pomocí tohoto kontaktu řešeno spojení dílčích částí příslušících dané kosti a vzájemné spojení šroubů s dlahou. V případě tibie se jedná o spojení kortikální a spongiózní kostní tkáně v proximální epifýze a spojení epifýzy s diafýzou tibie. Obdobně pro femur toto pevné spojení představuje vazbu mezi kortikální a spongiózní kostní tkání v epifýzách a spojení epifýz s diafýzou femuru. Spojení šroubů s kostními tkáněmi bylo řešeno jak vazbou *Bonded*, tak kontaktem bez tření – *Frictionless*. Kontakt *Frictionless* představuje spojení, kdy definované plochy po sobě navzájem volně „kloužou“. Konzervativně je předpokládán nulový koeficient tření. Při nastavení tohoto kontaktu byla umožněna aktualizace tuhosti v každém kroku a dovolena agresivnější změna rozsahu hodnot tuhosti [28]. Dále byla vybrána volba, která uzavírá mezery mezi kontaktními plochami nebo ignoruje případný průnik těchto ploch a vytvoří tím beznapěťový počáteční stav [28]. Důvodem je rychlejší a stabilnější výpočet. Veškeré další nastavení kontaktu bylo ponecháno ve výchozím nastavení. Vazba *Frictionless* byla nastavena na plochy představující lomovou plochu zlomeniny v kostní tkáni, na plochy chrupavek tvořících vzájemné spojení femuru a tibie a v některých případech na plochy šroubů v kostní tkáni.



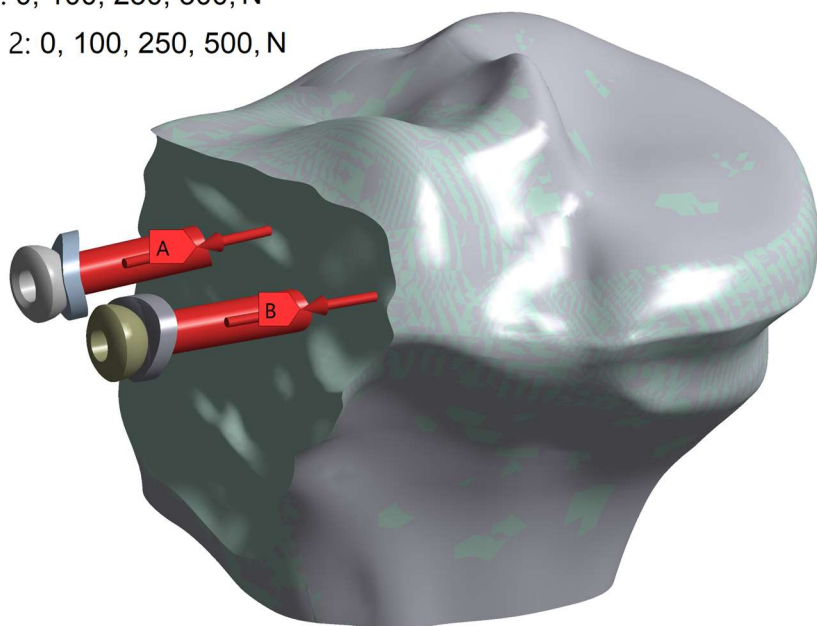
■ Kontaktní plochy ■ Cílové plochy

Obrázek 41: Plochy s kontaktem *Frictionless*.

Na obrázku 41 jsou zobrazeny plochy modelu geometrie, na kterých byl ve všech variantách nastaven kontakt *Frictionless*.

Ve variantě 2, kde je zlomenina tibie fixována pomocí kompresních spongiózních šroubů, bylo do těchto šroubů aplikováno předpětí. Jelikož přesná hodnota předpětí není známá, tak bylo řešeno více variant s hodnotou předpětí: 0 N, 100 N, 250 N a 500 N (obrázek 42). Hodnota 500 N je uváděna jako maximální možná hodnota předpětí aplikována na šrouby, nad kterou dochází k poškození kostní tkáně [31].

A Bolt Pretension: 0, 100, 250, 500, N
B Bolt Pretension 2: 0, 100, 250, 500, N



Obrázek 42: Předpětí v šroubech.

3.4 Diskretizovaný model geometrie

Pro výpočtové modelování s použitím metody konečných prvků je potřeba vytvořit síť konečných prvků. Tato síť byla vytvořena pomocí několika prvků: SOLID187, SHELL181, LINK180, CONTAC174 a TARGE170.

SOLID187 Jedná se o trojrozměrný prvek s tvarem čtyřstěnu, který je definován deseti uzly s třemi stupni volnosti (UX, UY, UZ) [30]. Je vhodný pro modelování nepravidelných sítí [30]. V tomto výpočtovém modelu byl použit na objemovou geometrii.

SHELL181 Jedná se o čtyřuzlový prvek se šesti stupni volnosti v každém uzlu (UX, UY, UZ, ROTX, ROTY, ROTZ) [30]. Je vhodný pro analýzu tenkých skořepinových struktur [30]. SHELL181 byl použit pro plochy modelující kortikální kostní tkáň v oblasti epifýz.

LINK180 LINK 180 je jednoosý tahově-kompresní trojrozměrný prvek se třemi stupni volnosti v každém uzlu (UX, UY, UZ) [30]. Prvek lze použít k modelování pružin.

CONTAC174 Prvek je definován osmi uzly a nachází se na povrchu objemových nebo skořepinových prvků s nebo bez středových uzlů [30]. V případě párového kontaktu je cílový povrch definován prvkem TARGE170 [30].

TARGE170 Používá se k reprezentaci " cílových " povrchů pro přidružené kontaktní prvky CONTA174 [30]. Stupně volnosti tohoto osmiuzlového prvku závisí na přidruženém kontaktním prvkem [30].

Velikost elementů konečno prvkové sítě byla volena tak, aby byla zajištěna dostatečná přesnost požadovaných výsledných hodnot, avšak musel být brán v úvahu i výpočetní čas a výpočetní paměť použitého hardwaru. V tabulce 3 jsou uvedeny obecné velikosti prvků sítě pro všechny varianty vytvářených výpočtových modelů. Dále byla síť konečných prvků zjemňována v oblastech zájmu a oblastech výrazných změn napětí a deformace.

Tabulka 3: Velikosti prvků konečnoprvkové sítě

	Velikost prvku
Kostní tkáň – Femur	5 mm
Kostní tkáň – Tibie	4 mm (tělo), 2 mm (hlava)
Chrupavky	2 mm
Dlaha	1,4 mm
Šrouby	1 mm
Kontaktní plochy v uložení šroubů	0,4 mm

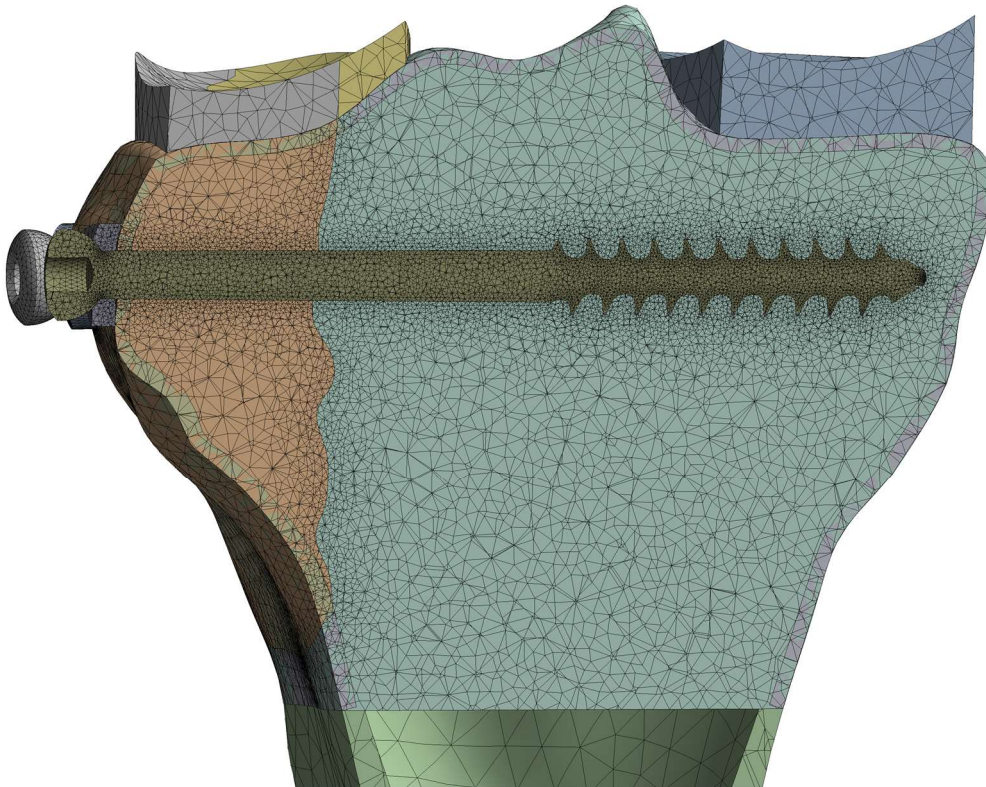
Na obrázku 43 je zobrazena síť konečných prvků použitá pro variantu 1 BZ, variantu 1 Z a variantu 2.



Varianta 1 BZ



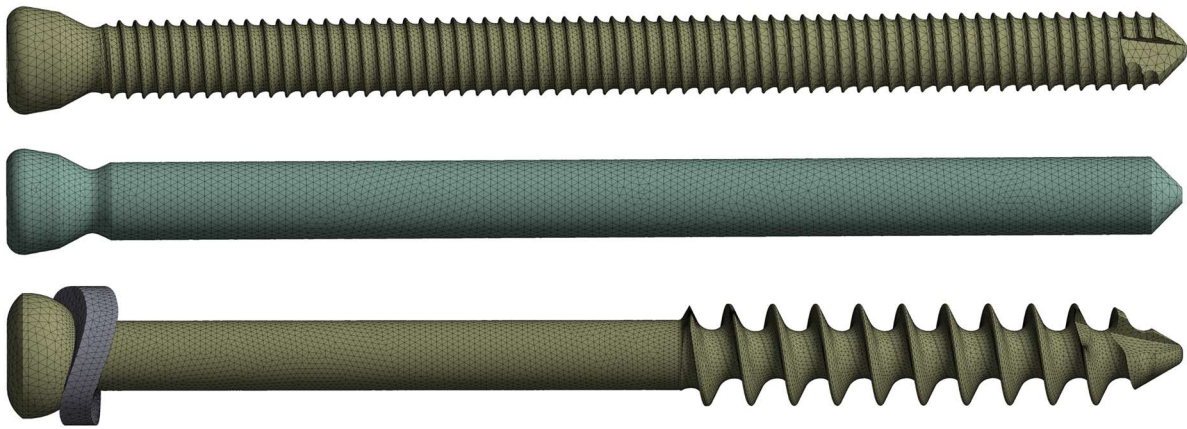
Varianta 1 Z



Varianta 2

Obrázek 43: Síť konečných prvků – varianta 1 BZ, varianta 1 Z, varianta 2.

Na obrázku 44 je zobrazena použitá síť prvků na šroubech. Jedná se o šroub kortikální se závitů, kortikální bez závitů a spongiózní šroub s podložkou. Podložka se využívá v případě, že zlomenina není fixována dlahou, aby hlava šroubu nepoškodila kostní tkáň.



Obrázek 44: Síť konečných prvků na šroubech.

Obrázek 45 představuje síť konečných prvků na dlaze pro fixaci zlomeniny.



Obrázek 45: Síť konečných prvků na dlaze.

V tabulce 4 je vypsán počet uzlů a prvků konečnoprvkové sítě u jednotlivých variant vytvořeného výpočtového modelu.

Tabulka 4: Počty prvků a uzlů konečnoprvkové sítě u jednotlivých variant.

	Výpoč. model fyziologických tkání	Varianta 1 BZ dlaha a šrouby bez závitů	Varianta 1 Z dlaha a šrouby se závitěm	Varianta 2 Kompresní šrouby
Počet prvků	93 387	1 655 594	2 713 497	1 339 763
Počet uzlů	143 826	2 402 643	4 108 074	1 946 800




3.5 Nastavení řešiče

Před samotným řešením bylo třeba nastavit řešič. Řešení bylo nastaveno na počet jednoho substepu a typ řešiče na iterativní. Bylo také zapnuto řešení se zahrnutím velkých deformací. Dále byl pomocí *Commands* přidán APDL příkaz pro nastavení přesnosti iterativního PCG řešiče, která byla stanovena na $1e-4$. Všechny ostatní volby byly ponechány s výchozím nastavením.

4 Prezentace a analýza výsledků

Všechny řešené varianty výpočtových modelů jsou pro přehlednost vypsány v tabulce 5. Celkový výpočtový čas prezentovaných variant byl přibližně 1500 minut.

Tabulka 5: Varianty výpočtového modelu.

Varianta	Fixace zlomeniny	Použité šrouby	Vazba (šrouby kostní tkáň)
Fyz	Bez fixace	Pozn.: Fyziologická kostní tkáň a chrupavky	
1 BZ	Dlaha	Kortikální bez závitu 	Bonded
1 BZ_ tření			Frictionless
1 Z		Kortikální se závitem 	Bonded
1 Z_ tření			Frictionless
2	Šrouby	Kompresní spongiózní 	Bonded
2_ tření			Frictionless
2_ předpětí100			Frictionless, předpětí 100 N
2_ předpětí250			Frictionless, předpětí 250 N
2_ předpětí500			Frictionless, předpětí 500 N

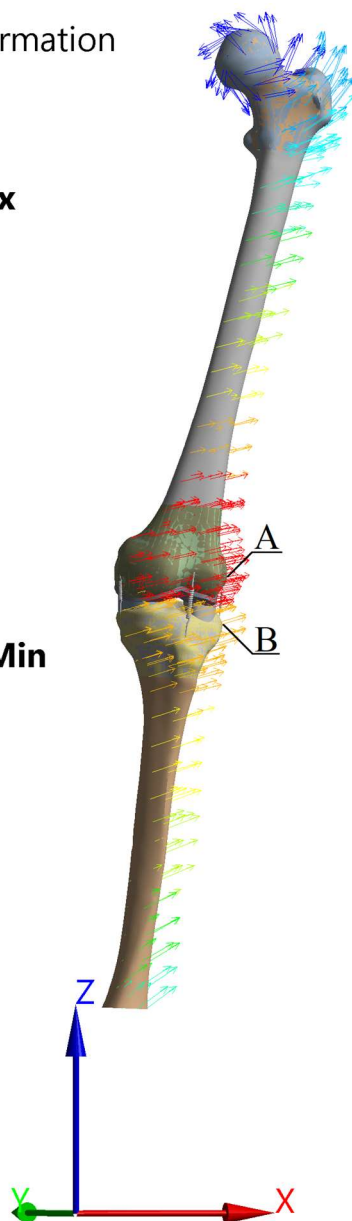
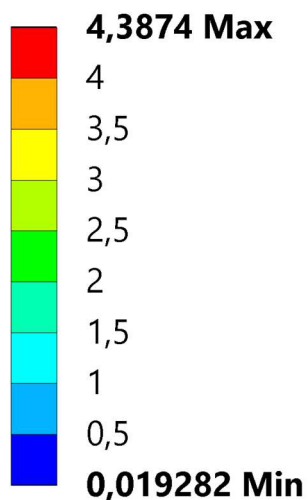
4.1 Celkové posuvy soustavy

Při tvorbě výpočtového modelu pro fyziologickou kostní tkáň a chrupavky bylo hlavním záměrem využití tohoto výpočtového modelu pro vymezení a nastavení okrajových podmínek tak, aby tyto podmínky co nejlépe popisovaly chování lidské dolní končetiny. Proto se tato kapitola zabývající se celkovými posuvy věnuje více tomuto výpočtovému modelu. Ostatní výpočtové modely zahrnující fixaci zlomeniny mají stejný charakter výsledné deformace.

Na obrázku 46 jsou zobrazeny celkové posuvy z výpočtového modelu fyziologických kostní tkáň a chrupavek. Největší posuvy se ve všech řešených případech vyskytují v oblasti spojení femuru s tibíí. Celkový posuv u *varianty Fyz* má hodnotu 4,35 mm a je v místě distální epifýzi femuru, v epifýzi tibie je hodnota celkového posuvu 3,96 mm. Z obrázku je zřejmé, že posuvy hlavice femuru vykazují posuvy umožněné v jamce kyčelního kloubu.

Velikost posuvů v místě epifýzi femuru (označeno A na obr. 46) a v místě epifýzi tibie (označeno B na obr. 46) pro všechny řešené varianty jsou vypsány v tabulce 6. V této tabulce lze vidět, že největší hodnoty celkových posuvů se vyskytují ve variantě uvažující závit (1 Z a 1 Z_ tření). Hodnoty celkových posuvů variant uvažujících kontakt *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání jsou ve většině případů větší, než u variant, kde je v tomto místě vazba *Bonded*.

Type: Total Deformation
Unit: mm



Obrázek 46: Celkové posuvy fyziologických kostních tkání a chrupavek (Varianta Fyz).

Tabulka 6: Celková posuvy soustavy.

Varianta	Celkové posuvy v místě A	Celkové posuvy v místě B
Fyz	4,35 mm	3,96 mm
1 BZ	3,85 mm	3,52 mm
1 BZ_ tření	3,91 mm	3,59 mm
1 Z	5,39 mm	5,21 mm
1 Z_ tření	5,61 mm	5,42 mm
2	3,85 mm	3,50 mm
2_ tření	3,85 mm	3,51 mm
2_ předpětí100	3,85 mm	3,51 mm
2_ předpětí250	3,85 mm	3,51 mm
2_ předpětí500	3,85 mm	3,50 mm

4.2 Ekvivalentní napětí von Mises v dlaze

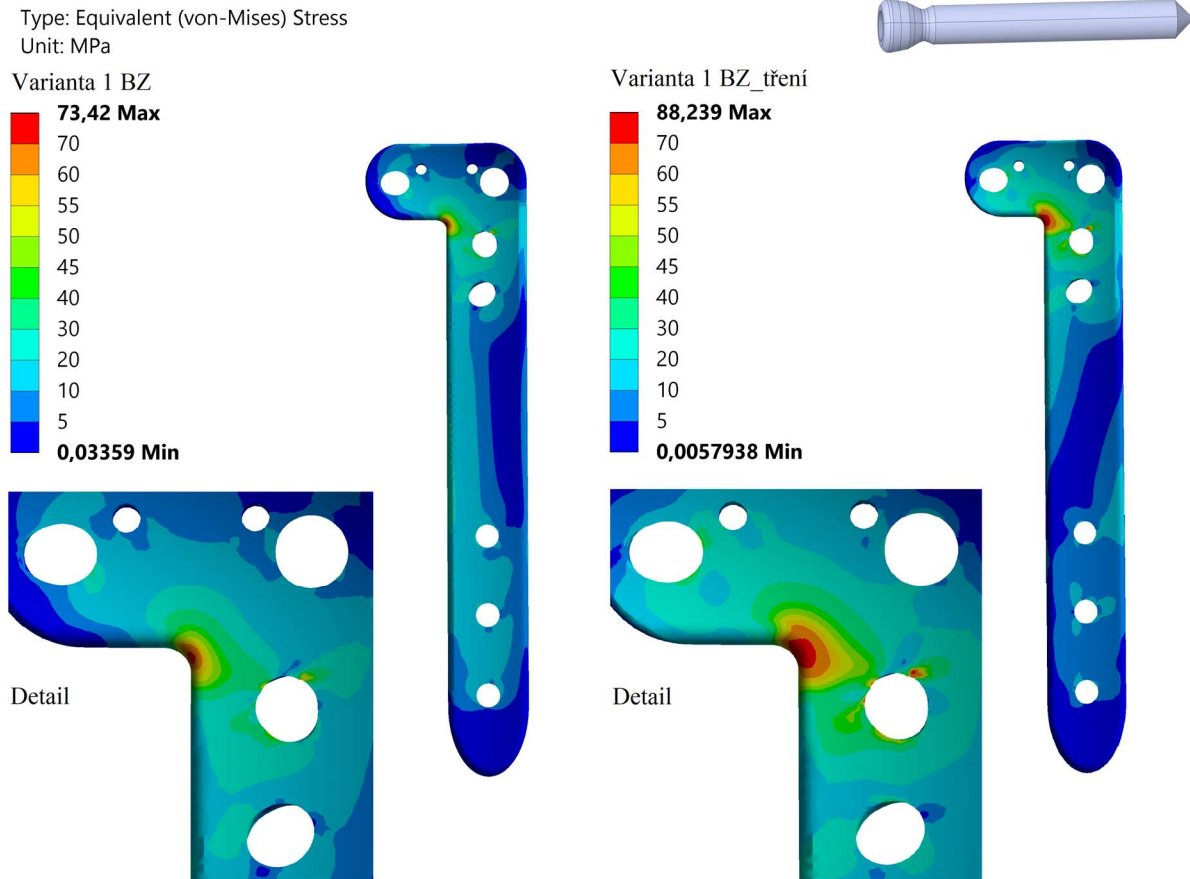
Fixace zlomeniny tibie pomocí dlahy a příslušných šroubů byla řešena ve *variantě 1*. Tato fixační dlaha byla hodnocena pomocí ekvivalentního napětí von Mises. Jelikož byla tato varianta řešena pro více úrovní výpočtového modelu, jsou v této kapitole popisující výsledné hodnoty napětí analyzovány čtyři varianty výpočtového modelu.

Na obrázku 47 je zobrazeno výsledné ekvivalentní napětí von Mises v dlaze pro *variantu 1 BZ* a *variantu 1 BZ_ tření*. Jedná se o fixaci dlahou se šrouby bez závitů, přičemž ve *variantě 1 BZ* jsou tyto šrouby pevně uchyceny v kostní tkáni a ve *variantě 1 BZ_ tření* jsou šrouby vázány kontaktem *Frictionless*. Aby bylo možné lépe porovnat výsledky těchto dvou řešených případů, jsou jejich barevné škály hodnot identické až na maximální a minimální hodnoty napětí. V prvním případě (varianta 1 BZ) dosahuje hodnota maximálního napětí von Mises v dlaze 73,42 MPa. Tato maximální hodnota se nachází v ohybu dlahy o 90° zobrazeném v levém detailu na obrázku 47. Na pravé straně tohoto obrázku je zobrazeno výsledné napětí pro variantu 1 BZ_ tření. V tomto případě je maximální hodnota napětí von Mises vyskytující se v dlaze 88,24 MPa. Maximální hodnota leží v oblasti rádia zobrazeném v levém detailu.

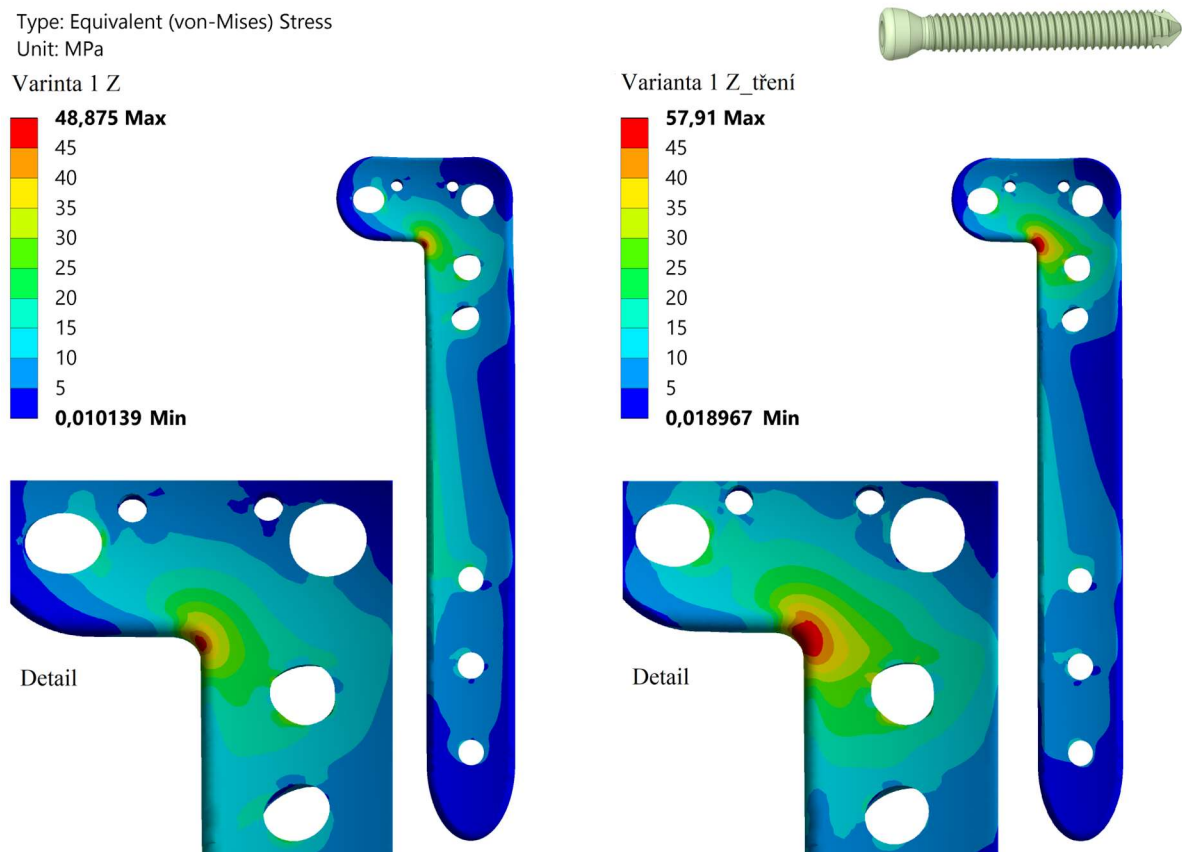
Dále bylo hodnoceno ekvivalentní napětí von Mises pro případ fixace dlahy se šrouby se závitěm (varianta 1 Z). Na obrázku 48 vpravo je vykresleno výsledné napětí v dlaze, zajištěné šrouby se závitěm, které jsou pevně uchycené v kostní tkáni, napětí zde dosahuje maximální hodnoty 48,86 MPa v místě rádia. Tato oblast je zobrazena v pravém detailu na tomto obrázku. Na levé straně obrázku 48 je zobrazeno napětí von Mises v dlaze, která je uchycena pomocí šroubů se závitěm. Vazba šroubů byla v tomto případě řešena pomocí kontaktu *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání (varianta 1 Z_ tření). Výsledné maximální napětí v dlaze pro tuto variantu je 57,91 MPa. Maximální hodnota napětí se též nachází v místě ohybu dlahy o 90°. Tato oblast je zobrazena v detailu v levé části obrázku 48.

Porovnání těchto čtyř případů je provedeno v grafu 1. V tomto grafu jsou zobrazeny maximální hodnoty ekvivalentního napětí von Mises v dlaze pro výše zmíněné čtyři varianty. Ve všech případech se maximální hodnota napětí vyskytuje v místě ohybu dlahy. Z grafu 1 je zřejmé, že maximální hodnoty ekvivalentního napětí v tomto místě jsou vyšší v případě výpočtových modelů, které neuvažují závit na šroubech. Vyšší hodnoty napětí se vyskytují v těch případech, ve kterých je uvažován kontakt *Frictionless* mezi šrouby a kostními tkáněmi.

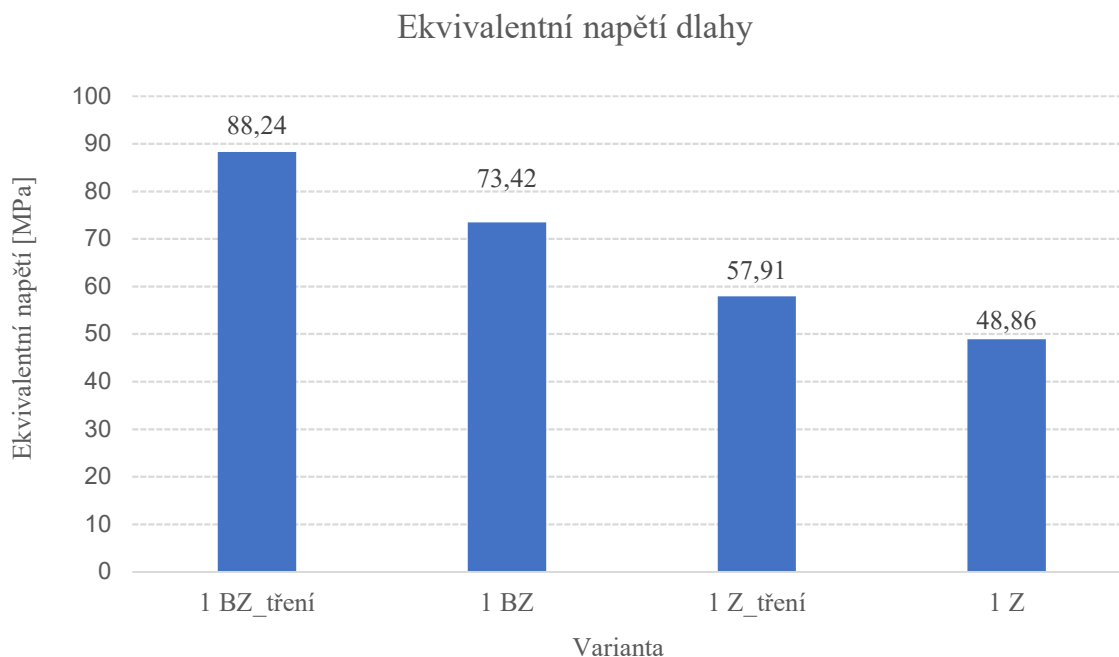
Největší hodnota maximálního ekvivalentního napětí von Mises je 88,24 MPa ve *variantě 1 BZ_ tření*. Tato hodnota napětí dosahuje 11 % meze kluzu ($R_{P0,2}$) použité titanové slitiny.



Obrázek 47: Ekvivalentní napětí von Mises v dlaze – Varianta 1 BZ, 1 BZ_tření.



Obrázek 48: Ekvivalentní napětí von Mises v dlaze – Varianta 1 Z, 1 Z_tření.



Graf 1: Ekvivalentní napětí von Mises v dlaze – Varianta 1 BZ, 1 BZ_tření, 1 Z a 1 Z_tření.

Hodnota ekvivalentního napětí von Mises dlahy varianty 1 BZ nižší 17 % vůči hodnotě napětí dlahy varianty 1 BZ_tření. Rozdíl varianty 1 Z a 1Z_tření je 16 % z větší hodnoty. Hodnota ekvivalentního napětí varianty 1 Z (zahrnutí závitů) je nižší o 33 % vůči hodnotě napětí varianty 1 BZ. U varianty 1 Z_tření a varianty 1 BZ_tření se jedná o pokles hodnoty napětí varianty 1 Z_tření o 34 % vůči variantě 1 BZ_tření.

4.3 Ekvivalentní napětí von Mises ve šroubech

Ekvivalentní napětí ve šroubech pro uchycení dlahy je hodnoceno ve čtyřech případech varianty 1: 1 BZ, 1 BZ_tření, 1 Z a 1 Z_tření. Dále bylo hodnoceno ekvivalentní napětí šroubů varianty výpočtového modelu s fixací pomocí kompresních šroubů: varianta 2, varianta 2_tření, varianta 2_předpětí100, varianta 2_předpětí250 a varianta 2_předpětí500.

Na obrázku 49 je zobrazeno výsledné ekvivalentní napětí von Mises v sedmi šroubech ve variantě 1 BZ. Ve spodním pravém rohu obrázku je pro snadnější orientaci zobrazeno schéma se značením šroubů a ve výsledcích je očíslováno sedm šroubů pro příslušnou variantu. Výsledné ekvivalentní napětí von Mises těchto sedmi šroubů je zobrazeno podle tohoto očíslování pod sebe a ke každému šroubu je vykreslený navíc detailní pohled na oblast maximálního napětí v tomto šroubu. Na obrázku 49 lze tedy pozorovat, že nejvyšší hodnota maximálního napětí se vyskytuje na šroubu číslo 4 a je rovna 62,24 MPa. Nejnižší hodnota maximálního napětí 21,01 MPa se vyskytuje v místě zúžení za hlavou šroubu 2. Ostatní hodnoty maximálního napětí jsou 37,29 MPa pro šroub 1, 32,51 MPa pro šroub 3, 44,95 MPa ve šroubu 5, 34,72 MPa ve šroubu 6 a 46,78 MPa ve šroubu číslo 7. Tyto maximální hodnoty napětí se ve všech šroubech (kromě šroubu 1) vyskytují v místě zúžení za hlavou šroubu.

Výsledné napětí šroubů ve variantě 1 BZ_tření je vykresleno na obrázku 50. Šrouby jsou v tomto případě uchyceny v kostní tkáni pomocí kontaktu *Frictionless*. Uspořádání šroubů a jejich výsledných hodnot napětí je provedeno podle zvoleného číslování, které je definováno v pravém dolním rohu tohoto obrázku. V tomto řešeném případě je zjištěna nejvyšší hodnota

maximálního napětí von Mises šroubu s hodnotou 129,0 MPa v zúženém průměru za hlavou šroubu číslo 4. Nejnižší hodnota maximálního ekvivalentního napětí šroubů lze pozorovat na šroubu 2. Tato hodnota se vyskytuje za hlavou šroubu a je rovna 28,92 MPa. Při zbylých šroubech se hodnoty maximálního ekvivalentního napětí von Mises vyskytují ve stejném místě jako u šroubu číslo 2 a 4. Jedná se o oblast zúžení za hlavou šroubu. Tyto hodnoty napětí jsou: 55,16 MPa ve šroubu 3, 73,88 MPa ve šroubu 5, 60,78 MPa ve šroubu 6 a 63,37 MPa ve šroubu 7. Výjimku představuje šroub číslo 1, který má maximální hodnotu napětí 49,08 MPa a tato hodnota se vyskytuje v první polovině šroubu na jeho spodní straně (oblast orientovaná směrem opačným k zadanému zatížení).

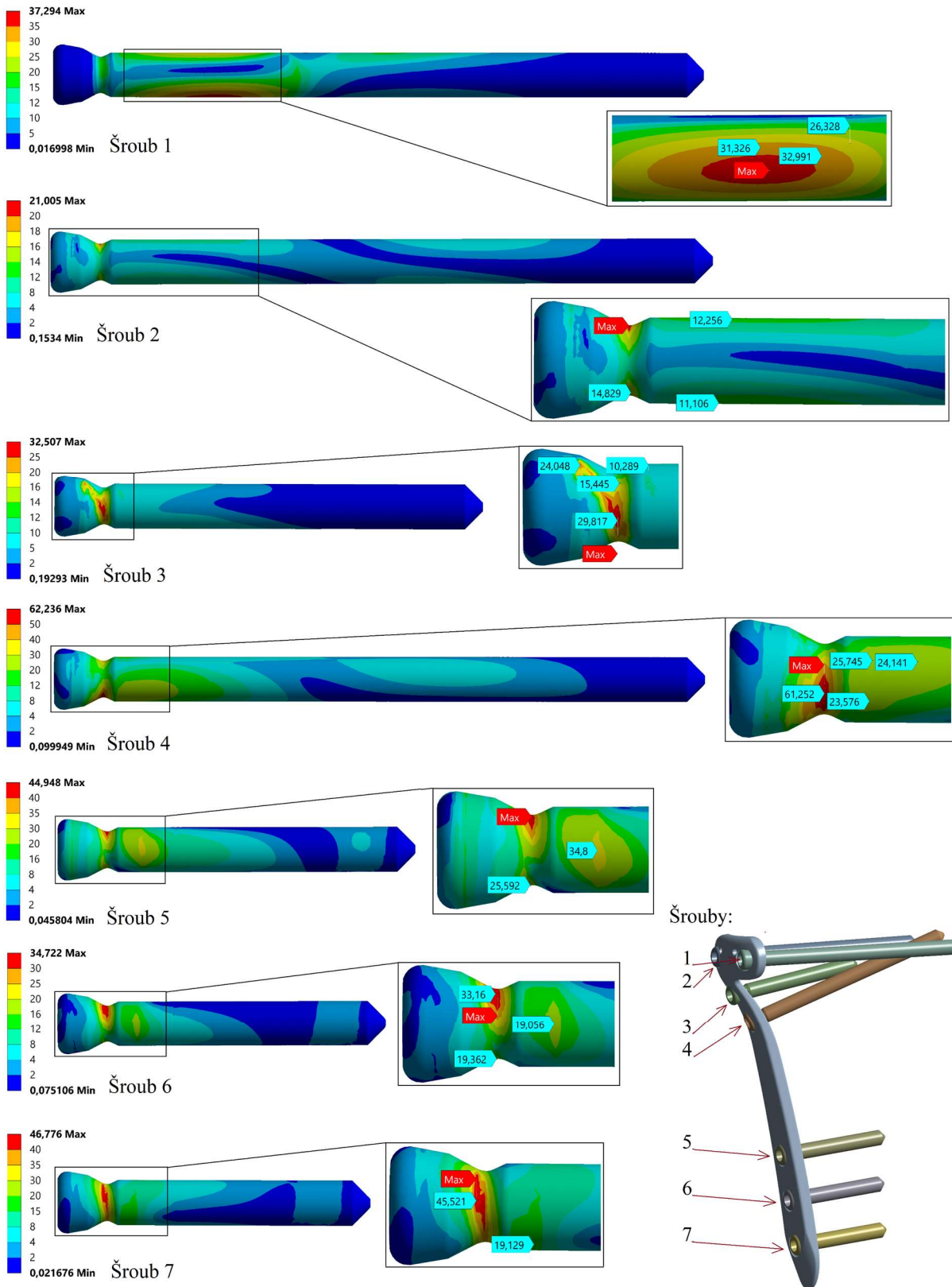
Na obrázku 51 je vykresleno ekvivalentní napětí von Mises šroubů z *varianty 1 Z*. Tato varianta výpočtového modelu uvažuje závit na šroubech, přičemž tyto šrouby jsou uchyceny pevnou vazbou *Bonded* ke kostní tkáni. V tomto případě je nejvyšší hodnota maximálního napětí šroubu 51,22 MPa v oblasti čtvrtého závitu šroubu číslo 5. Jedná se o rozhraní, při kterém přechází šroub z prostoru mezi dlahou a kostní tkání do kostní tkáně. Nejnižší hodnota ekvivalentního napětí šroubu se nachází na šroubu číslo 2 v oblasti uchycení hlavy šroubu v dlaze. Tato hodnota napětí je 18,90 MPa. Napětí na šroubu číslo 1 dosahuje maximální hodnoty 44,85 MPa ve spodní oblasti první třetiny délky šroubu. Šroub číslo 3 má maximální hodnotu napětí 20,28 MPa v místě zúžení šroubu za jeho hlavou. Ve stejné oblasti má maximální hodnotu napětí i šroub označený číslem 4. Zmíněné maximální napětí šroubu 4 dosahuje hodnoty 37,03 MPa. Šroub číslo 6 má hodnotu maximálního napětí rovnu 25,95 MPa a šroub číslo 7 má hodnotu napětí 29,19 MPa. Oblast maximálního napětí se v obou těchto šroubech vyskytuje za hlavou šroubu.

Varianta s fixací zlomeniny dlahou se šrouby, které mají závit a jsou vázané kontaktem *Frictionless* ke kostní tkáni je zobrazena na obrázku 52. Na tomto obrázku je vykresleno výsledné ekvivalentní napětí von Mises šroubů obsažených v této variantě (Varianta 1 Z_ tření). Nejvyšší hodnota maximálního napětí ve šroubech se v tomto případě vyskytuje na šroubu číslo 1. Hodnota maximálního ekvivalentního napětí von Mises vyskytující se na spodní straně první třetiny celkové délky šroubu je 63,80 MPa. Nejnižší hodnota maximálního napětí je na šroubu označeném číslem 4. Maximální hodnota napětí na tomto šroubu se vyskytuje také na spodní straně první třetiny celkové délky šroubu. Šroub 2 má hodnotu maximálního napětí 25,55 MPa, která se nachází ve zmenšeném průměru za hlavou šroubu na jeho spodní straně. Šroub číslo 3 má maximální hodnotu napětí 24,55 MPa nacházející se na hlavě šroubu. Poslední tři šrouby (5, 6, 7) mají maximální napětí v oblasti zúžení za hlavou šroubu. Tato hodnoty napětí jsou: 44,45 MPa ve šroubu 5, 33,69 MPa ve šroubu číslo 6 a 43,20 ve šroubu s číslem 7.

Maximální hodnoty ekvivalentního napětí von Mises se v případě šroubu 1 ve všech výše zmíněných variantách vyskytují v první třetině celkové délky šroubu (ve spodní části šroubu). Šroub 2 má ve třech variantách hodnotu maximálního napětí v místě zúžení za hlavou šroubu, avšak ve variantě 1 Z je maximální hodnota napětí přímo na hlavě šroubu. V případě šroubů 3 až 7 se hodnota maximálního napětí von Mises vyskytuje v oblasti zúžení průměru za hlavou šroubu. Neplatí to pouze u šroubu 4 ve *variantě 1Z_ tření*, zde se maximální napětí vyskytuje v místě první třetiny celkové délky šroubu (ve spodní části šroubu).

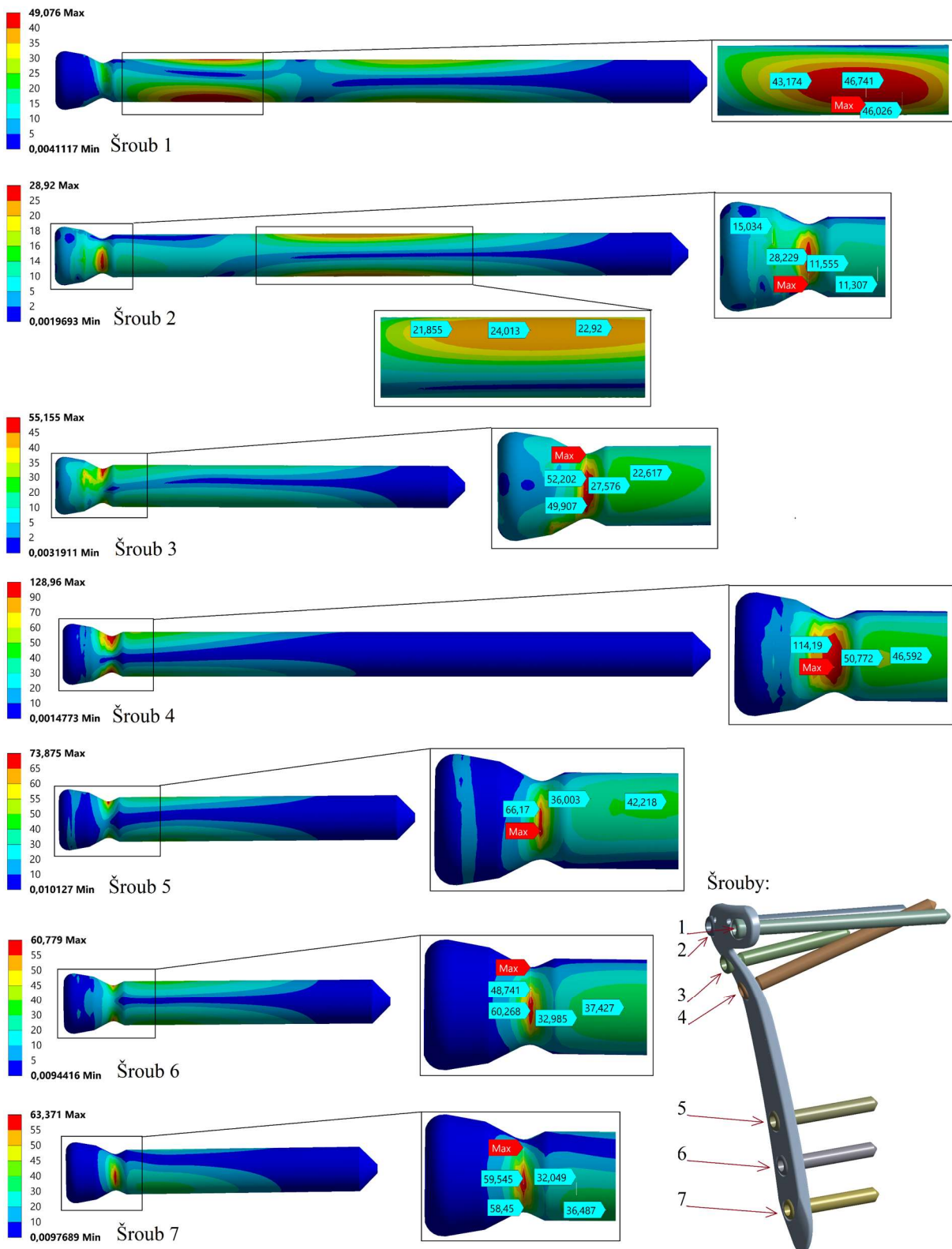
Varianta 1 BZ

Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa



Obrázek 49: Ekvivalentní napětí von Mises ve šroubech – Varianta 1 BZ.

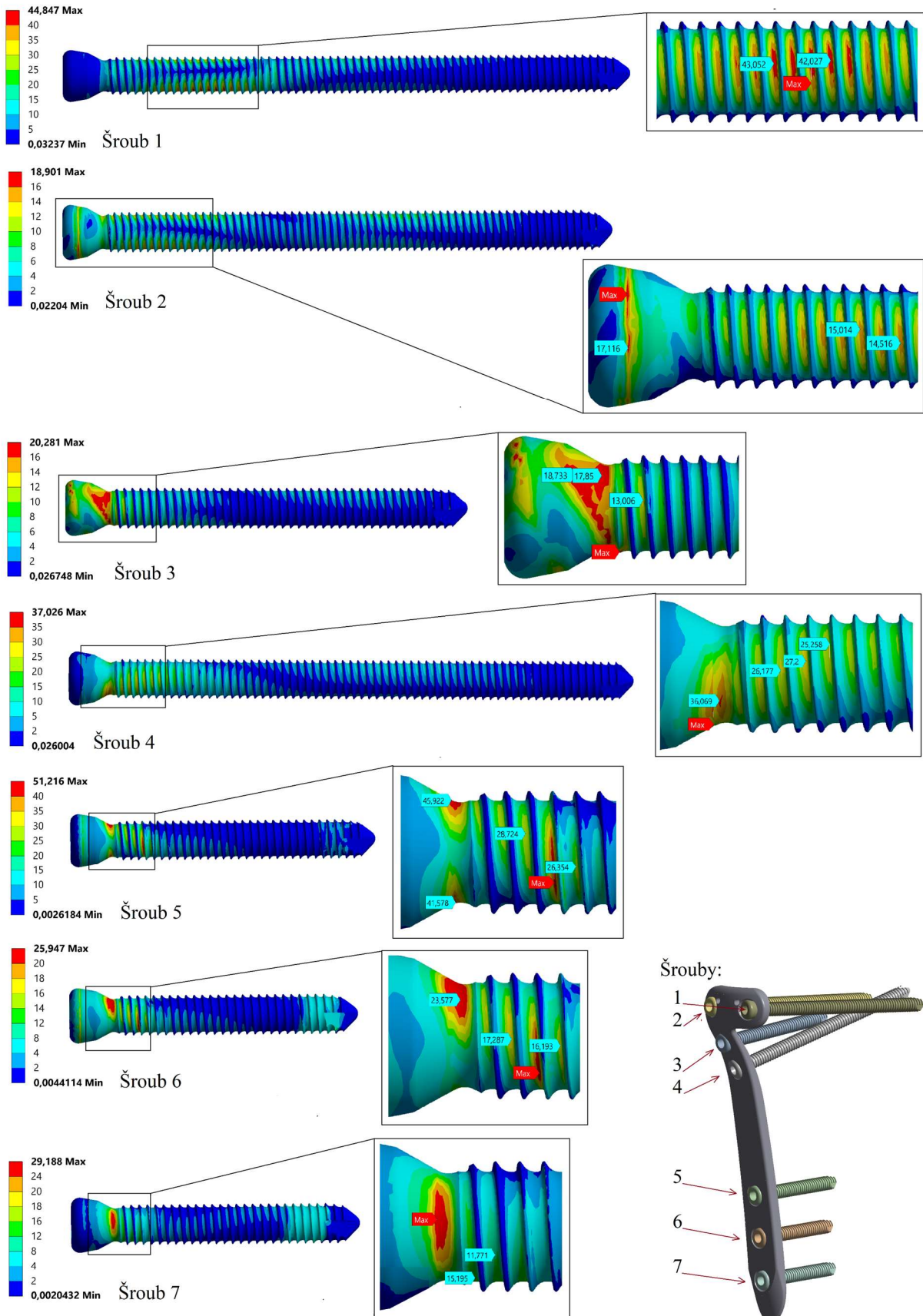
Varianta 1 BZ_tření
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa



Obrázek 50: Ekvivalentní napětí von Mises ve šroubech – Varianta 1 BZ_tření.

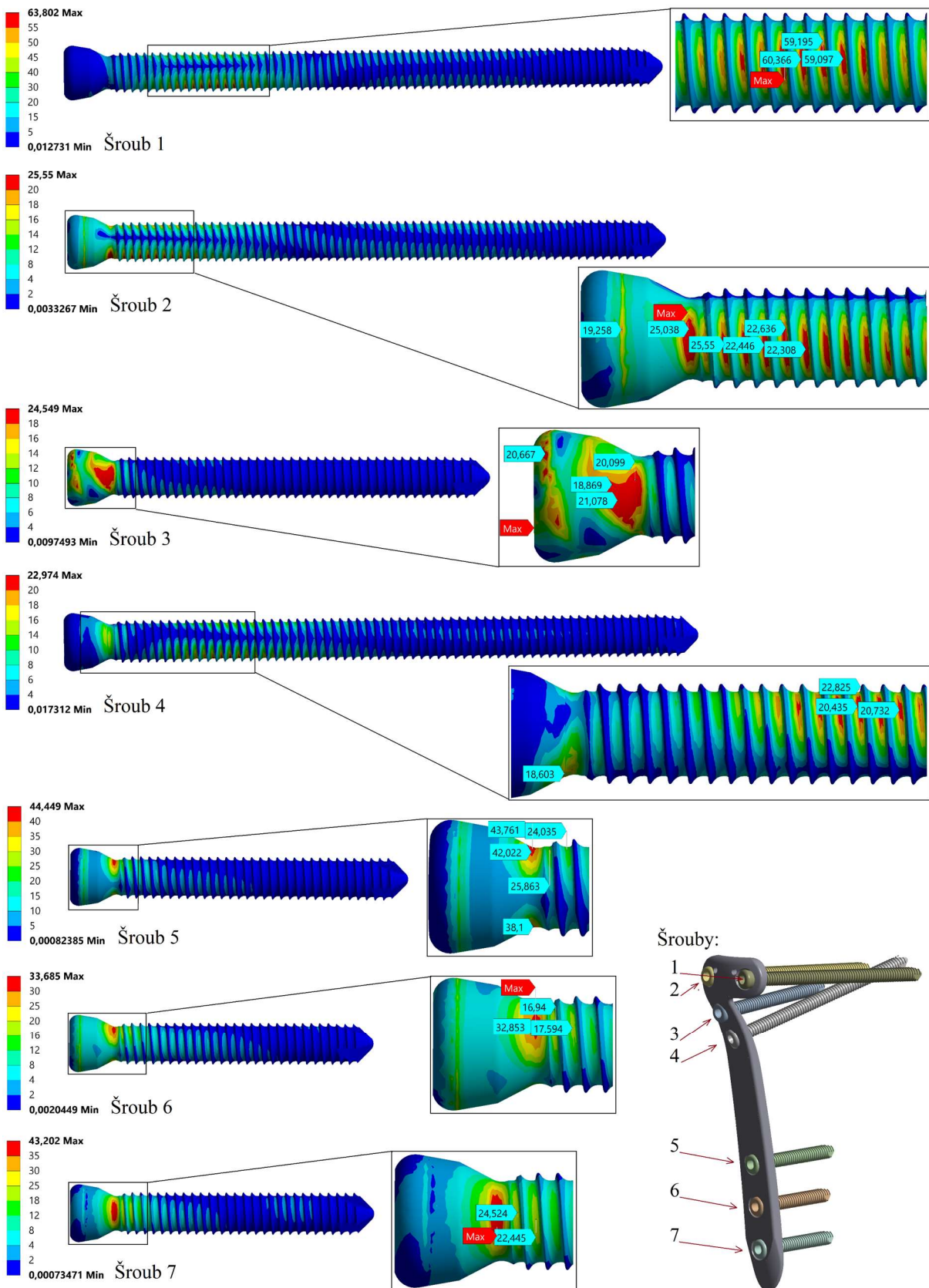
Varianta I Z

Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa



Obrázek 51: Ekvivalentní napětí HMH ve šroubech – Varianta I Z.

Varianta I Z_tření
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa

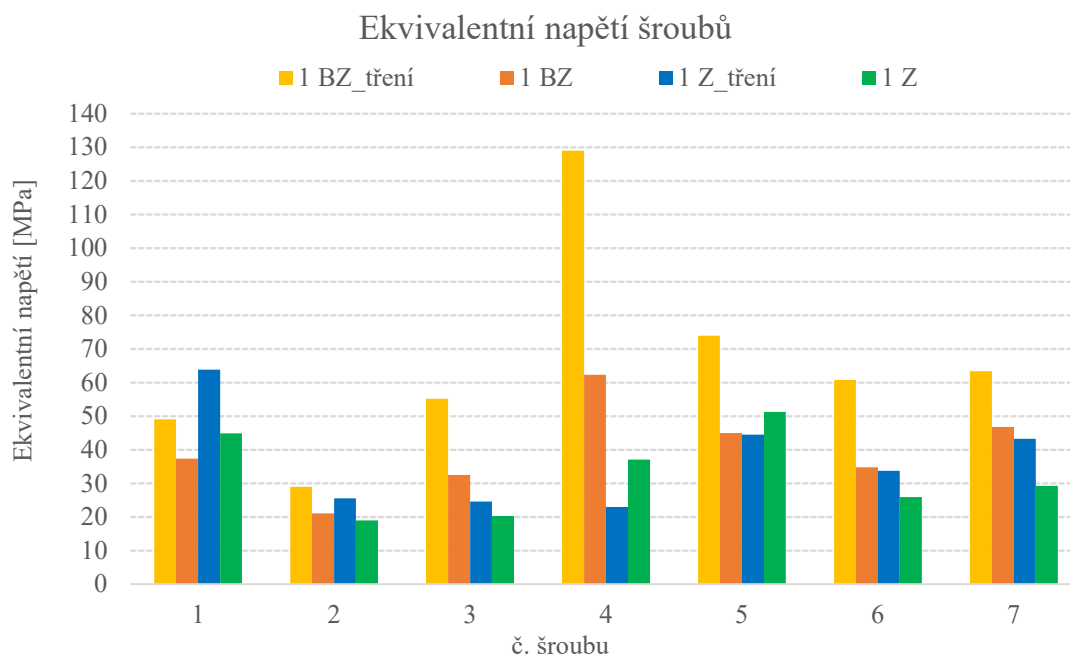


Obrázek 52: Ekvivalentní napětí HMH ve šroubech – Varianta I Z_tření.

Pro porovnání výsledného maximálního napětí ve šroubech v těchto čtyřech řešených případech varianty 1 (1 BZ, 1 BZ_ tření, 1 Z a 1 Z_ tření) byly výsledné hodnoty srovnány v grafu 2. V grafu 2 je pro každou zmíněnou variantu vykreslena hodnota maximálního ekvivalentního von Mises napětí pro všech sedm šroubů. Z výsledků vyplývá, že největší hodnoty napětí se nachází ve šroubech označených číslem 4. To platí pouze pro varianty, ve kterých nebyl uvažován závit na šroubech. V případě šroubů se závitem jsou největší hodnoty napětí ve šroubech označených čísly 1 a 5. Nejmenší hodnoty maximálního napětí se ve většině případů vyskytovaly na šroubu číslo 2. Dále byla analyzována závislost hodnot maximálních napětí v řešených variantách, které uvažují či neuvažují závit na šroubech a variantách, ve kterých je využito vazby *Bonded* či kontaktu *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání. Z grafu je vidět pokles napětí v případě zahrnutí závitu na šroubech do výpočtového modelu. Dále je vidět, že hodnoty napětí v případě uvažování pevné vazby *Bonded* mezi šrouby a kostní tkání jsou nižší než hodnoty napětí v případech, kdy je použit kontakt *Frictionless* na rozhraní šroubů a kostní tkáň. Tyto zjištěné závislosti mají však následující výjimky. V případě šroubu 1 nastává, že tento šroub vykazuje vyšší hodnoty maximálního napětí von Mises v případě zahrnutí závitu na šroubech do výpočtového modelu. Ve šroubech 4 a 5 u varianty 1 Z a varianty 1 Z_ tření je hodnota napětí vyšší v případě využití vazby *Bonded* mezi šrouby a kostní tkání.

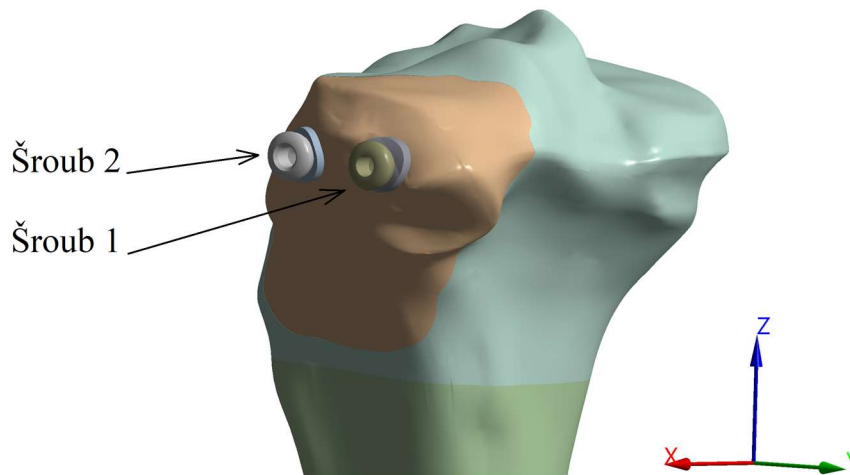
Při porovnání hodnot maximálního ekvivalentního napětí s použitím vazby *Bonded* mezi šrouby a kostní tkání a kontaktem *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání dochází k největšímu rozdílu u šroubu č. 4. Hodnota napětí na šroubu 4 varianty 1 BZ je o 52 % nižší než hodnota napětí šroubu 4 varianty 1 BZ_ tření. Nejmenší rozdíl nastává u šroubu 3, kdy hodnota maximálního napětí varianty 1 Z_ tření je vyšší než hodnota napětí varianty 1 Z o 17 %.

Největší rozdíl při zahrnutí závitu na šroubech do výpočtového modelu nastává u šroubu č. 4. Napětí šroubu 4 varianty 1 Z_ tření je menší o 83 % než napětí šroubu 4 varianty 1 BZ_ tření. Nejmenší rozdíl nastává u šroubu 2, kdy napětí varianty 1 Z kleslo o 10 % z hodnoty napětí varianty 1 BZ.



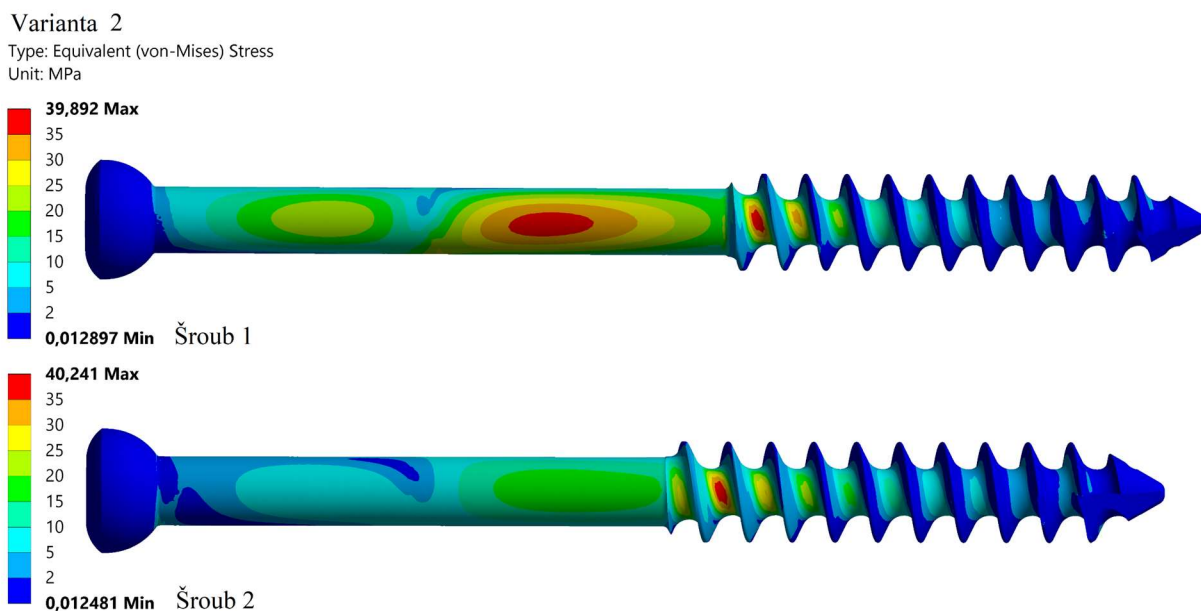
Graf 2: Ekvivalentní napětí HMH ve šroubech – Varianta 1 BZ, 1 BZ_ tření, 1 Z a 1 Z_ tření.

Dále bylo hodnoceno ekvivalentní napětí von Mises šroubů z varianty 2. Hodnocení bylo provedeno tak, že pro každou variantu výpočtového modelu bylo vykresleno ekvivalentní napětí von Mises na dvou šroubech, pomocí kterých je zlomenina fixována. Tyto šrouby byly označeny jako šroub číslo 1 a šroub číslo 2, jako je zobrazeno na obrázku 53.



Obrázek 53: Označení šroubů – varianta 2.

Na obrázku 54 je zobrazeno ekvivalentní napětí von Mises v kompresních šroubech, pomocí nichž a podložek je fixován fragment kosti. Šrouby jsou v tomto případě vázány pevným spojením *Bonded* ke kostní tkáni. Hodnota maximálního ekvivalentního napětí šroubu 1 je 39,89 MPa a šroubu 2 je 40,24 MPa. U obou těchto šroubů se maximální napětí nachází v prvním či druhém závitě šroubu na horní polovině šroubu (polovina, jejíž normála je orientovaná ve směru osy z).



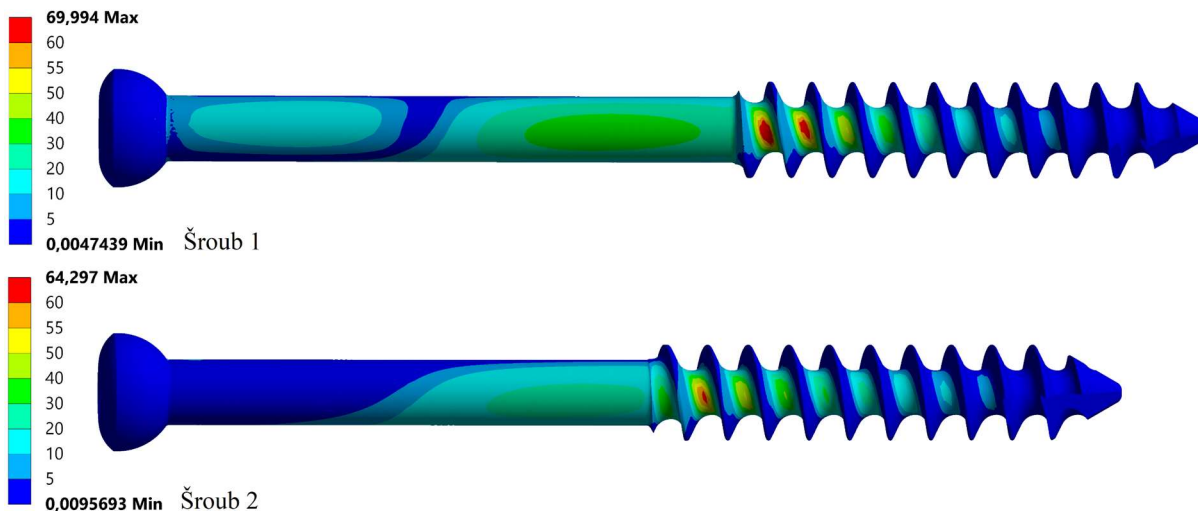
Obrázek 54: Ekvivalentní napětí ve šroubech – Varianta 2.

Dále byl analyzován případ, kdy místo vazby *Bonded* mezi šrouby a kostní tkání byl použit kontakt *Frictionless*. Výsledné ekvivalentní napětí von Mises šroubů z varianty 2 *tření* je zobrazeno na obrázku 55. Hodnota maximálního napětí von Mises šroubu 1 je 69,99 MPa a

hodnota napětí šroubu 2 je 64,30 MPa. Maximální napětí se nachází u obou šroubů v prvním či druhém závitu šroubu na horní polovině šroubu.

Varianta 2_tření

Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa



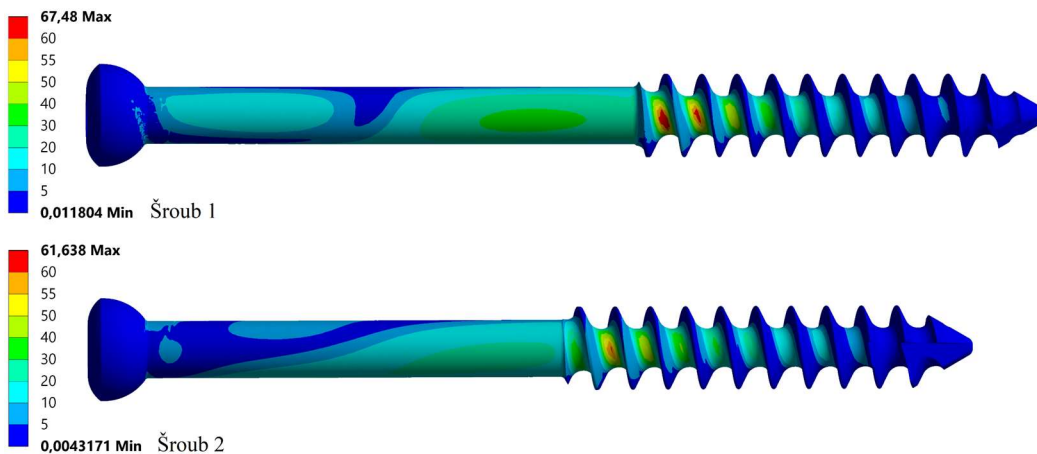
Obrázek 55: Ekvivalentní napětí ve šroubech – Varianta 2_tření.

Fixace pomocí kompresních šroubů, jak již už podle názvu napovídá, je fixace s jistým předpětím vzniklém při dotažení šroubů v kostní tkáni. Proto bylo toto předpětí uvažováno a zahrnuto do výpočtového modelu [5]. Při použití předpětí ve šroubech byl použit kontakt *Frictionless* mezi šrouby kostní tkání. Jak už bylo zmíněno dříve, hodnota předpětí ve šroubech není obecně známá, proto byly brány v úvahu hodnoty využívané ve vědeckých pracích zabývajících se obdobnou problematikou. Nejčastěji aplikované hodnoty předpětí na kostní šrouby se pohybují v rozmezí hodnot 50–500 N [31]. Přičemž dle studie [31] síla předpětí 500 N představuje kritickou hodnotu, nad kterou dochází k poškození kostní tkáně.

Na obrázku 56 je zobrazeno ekvivalentní napětí von Mises šroubů s aplikovaným předpětím 100 N. Hodnota maximálního napětí šroubu 1 je 67,48 MPa a hodnota maximálního napětí šroubu 2 je 61,64 MPa. Maximální napětí se opět nachází u obou šroubů v prvním či druhém závitu šroubu na horní polovině šroubu.

Varianta 2_předpětí100

Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa



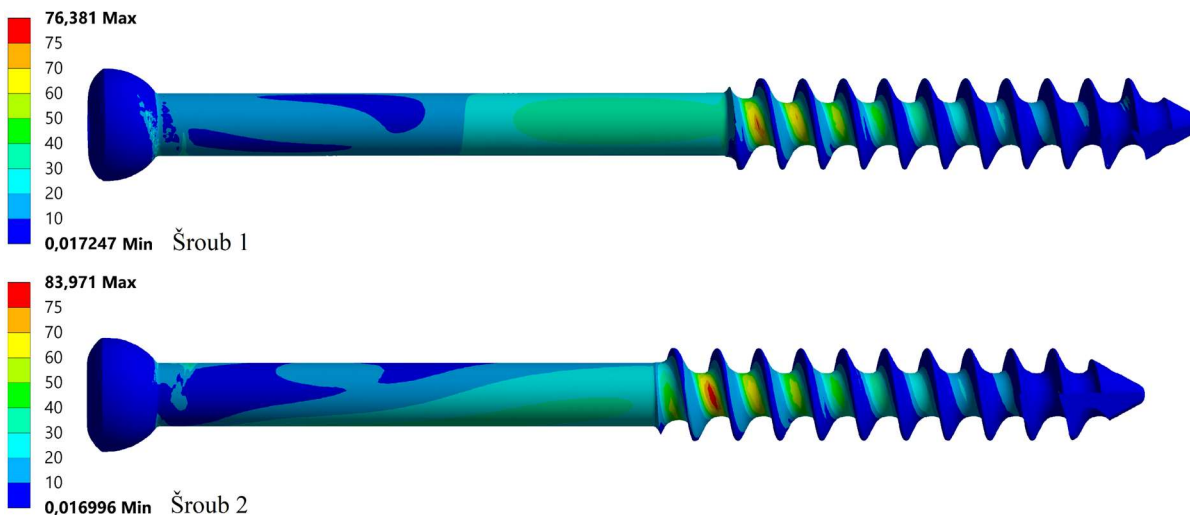
Obrázek 56: Ekvivalentní napětí ve šroubech – Varianta 2_předpětí100.

V dalším případě bylo ve šroubech použito předpětí 250 N. Výsledné ekvivalentní napětí šroubů s předpětím 250 N je zobrazeno na obrázku 57 (varianta 2_předpětí250). Maximální hodnota ekvivalentního napětí šroubu 1 je 76,38 MPa a šroubu 2 je 83,97 MPa. Maximální napětí se nachází ve stejné oblasti šroubů jako v předchozích případech.

Varianta 2_předpětí250

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa



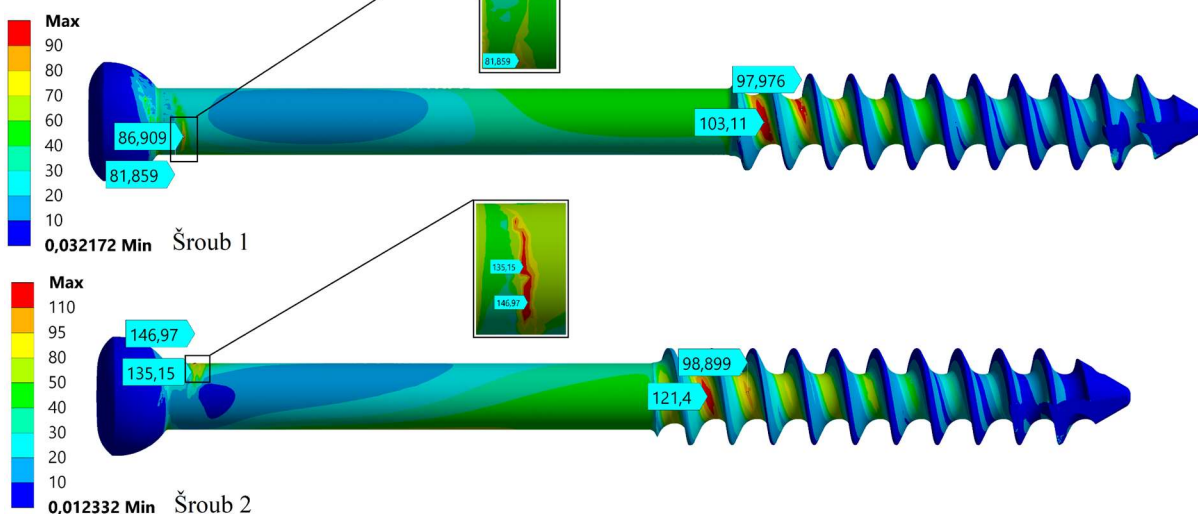
Obrázek 57: Ekvivalentní napětí ve šroubech – Varianta 2_předpětí250.

Jako poslední byl hodnocen případ, kdy bylo aplikováno předpětí s hodnotou 500 N. Výsledné hodnoty napětí šroubů z varianty 2_předpětí500 jsou zobrazeny na obrázku 58. Maximální hodnota ekvivalentního napětí von Mises šroubu 1 je 103,1 MPa a šroubu 2 je 147,0 MPa. Maximální hodnota napětí se v případě šroubu 1 nachází na prvním závitě tohoto šroubu, avšak maximální napětí šroubu 2 vzniká v místě interakce podložky se šroubem. Maximální hodnota napětí šroubu 2 v místě prvního či druhého závitu je 121,40 MPa.

Varianta 2_předpětí500

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

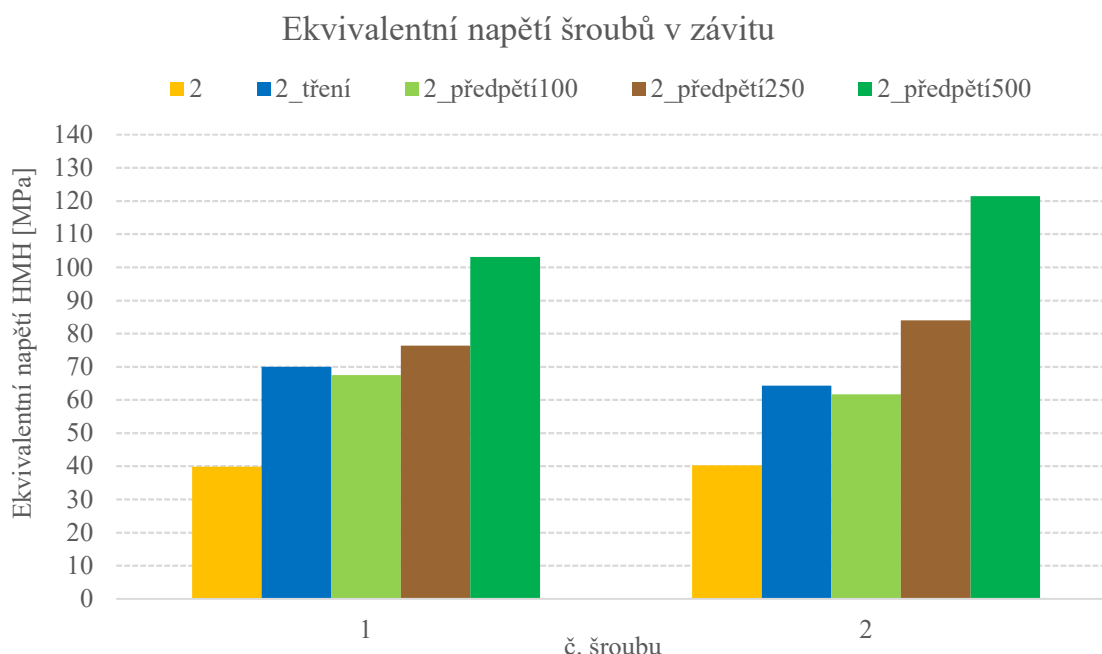
Unit: MPa



Obrázek 58: Ekvivalentní napětí ve šroubech – Varianta 2_předpětí500.

Pro porovnání variant 2 byly hodnoty maximálního napětí von Mises šroubů zobrazeny v grafu 3. Graf 3 představuje hodnoty ekvivalentního napětí šroubu 1 a šroubu 2 rozdělené podle varianty (varianta 2, varianta 2_tření, varianta 2_předpětí100, varianta 2_předpětí250 a varianta 2_předpětí500). Z představeného grafu je zřejmé, že se zvětšujícím se předpětím šroubů roste i jejich hodnota maximálního napětí. Dále je možné vidět, že stejná závislost, na kterou bylo poukázáno v grafu 2 (graf výsledných hodnot ekvivalentního napětí šroubů z varianty 1) se vyskytuje i zde. V grafu byly varianty vykresleny v opačném pořadí, ale zde též platí, že při využití pevné vazby *Bonded* mezi šrouby a kostní tkání je hodnota napětí nižší než při využití kontaktu *Frictionless*. Maximální hodnoty ekvivalentního napětí von Mises jsou pro oba šrouby srovnatelné s maximálním rozdílem 15 % u varianty 2_předpětí500.

V případě šroubu jedna je hodnota ekvivalentního napětí nižší ve variantě 2 o 61 % z varianty 2_předpětí 500. U šroubu 2 je to 67 %. Největší rozdíl hodnot napětí v šroubech 1 a 2 nastává u varianty 2_předpětí 500. Hodnota ekvivalentního napětí na šroubu 1 je o 15 % nižší než hodnota napětí šroubu 2.

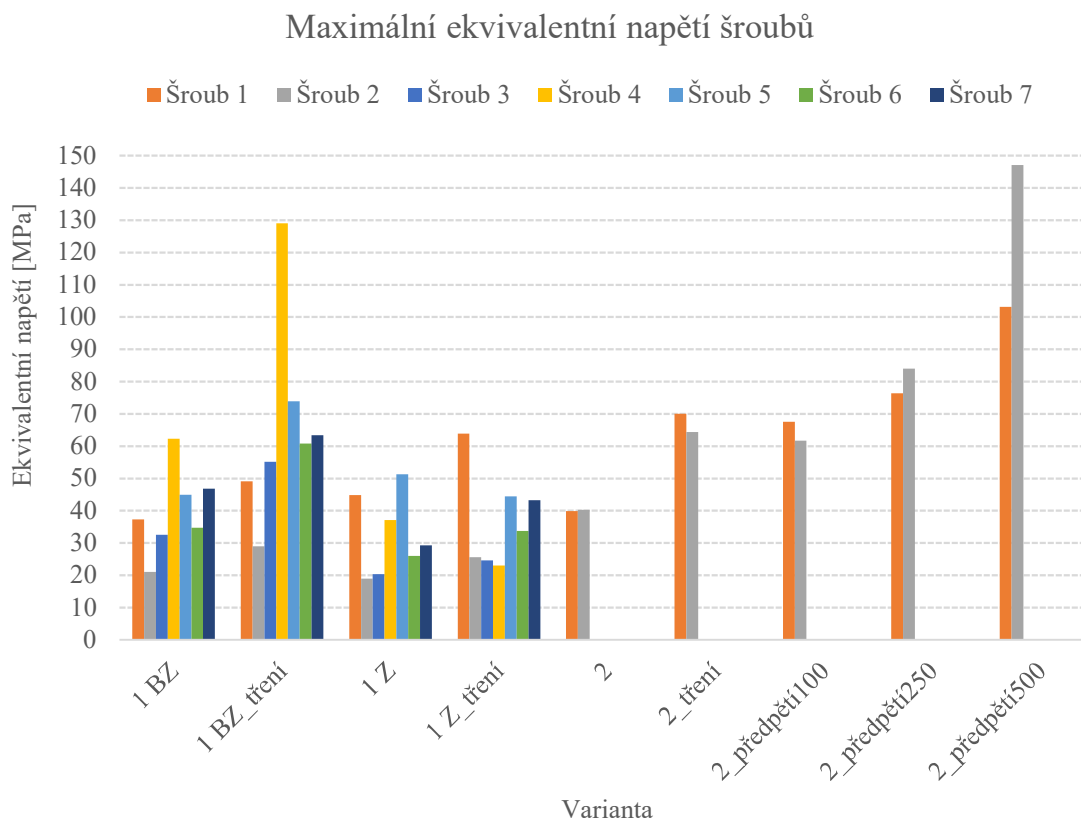


Graf 3: Ekvivalentní napětí HMH ve šroubech – Varianta 2, Varianta 2_tření, Varianta 2_předpětí100, Varianta 2_předpětí250, Varianta 2_předpětí500.

U varianty 1 dosahovali hodnoty ekvivalentního napětí v některých šroubech až 130 MPa. Ve variantě 2 byla nejvyšší hodnota maximálního ekvivalentního napětí, při použití nejvyšší hodnoty předpětí v závitech šroubu, přibližně 120 MPa a v místě interakce s podložkou až 147 MPa. Mez kluzu $R_{P0,2}$ použité titanové slitiny se pohybuje v rozmezí 810–920 MPa [22]. Maximální hodnota ekvivalentního napětí se tedy pohybuje pod 20% meze kluzu ($R_{P0,2}$). Je však nutné dodat, že řešení bylo provedeno pro statickou úlohu a dosažené hodnoty napětí například pro případ cyklického zatěžování nebo rázového charakteru namáhání (například pád pacienta na končetinu) můžou několikanásobně vzrůst. Což by mohlo mít za následek, jak překročení meze kluzu, tak překročení meze pevnosti titanové slitiny a s tím související možný vznik porušení implantátu.

Pro porovnání všech variant byly hodnoty maximálního napětí von Mises šroubů zobrazeny v grafu 4. Na vodorovné ose jsou vykresleny analyzované varianty a na svislé ose jsou hodnoty ekvivalentního napětí von Mises ve všech šroubech vyskytujících se ve všech variantách. Z grafu vyplývá, že hodnoty maximálních ekvivalentních napětí se pohybují přibližně od 20 MPa do 130 MPa.

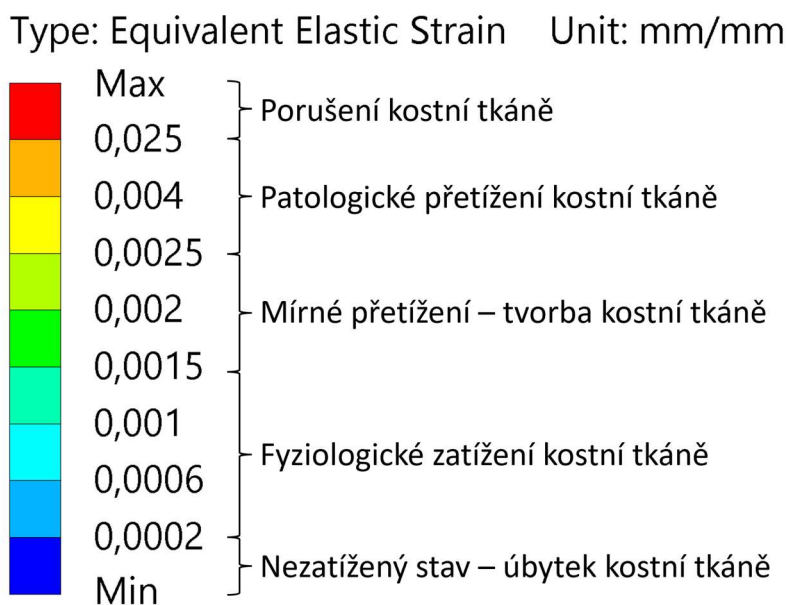
Při porovnání variant fixace dlahou a fixace kompresními šrouby lze říct, že hodnota ekvivalentního napětí šroubu 1 varianty 2 se liší od maximální hodnoty napětí šroubu 1 varianty 1 BZ o 7 % a maximální hodnota napětí šroubu 1 varianty 2 se od napětí na šroubu 1 varianty 1 Z liší o 11 %. Avšak největší hodnota maximálního napětí z varianty 2 se liší od největší hodnoty maximálního napětí varianty 1 BZ o 35 % a maximální hodnota napětí z varianty 2 se liší od maximální hodnoty napětí z varianty 1 Z o 21 %. Ze stejného porovnání variant s kontaktem *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání vyplývá, že hodnota maximálního napětí na šroubu 1 varianty 2_*tření* se liší od hodnoty maximálního napětí šroubu 1 varianty 1 BZ_*tření* o 43 % a maximální hodnota napětí šroubu 1 varianty 2_*tření* se od napětí na šroubu 1 varianty 1 Z_*tření* liší o 9 %. Největší hodnota napětí šroubu varianty 2_*tření* se liší od největší hodnoty maximálního napětí šroubu varianty 1 BZ_*tření* o 46 % a největší hodnota maximálního napětí šroubu varianty 2_*tření* se liší od největší hodnoty maximálního napětí šroubu varianty 1 Z_*tření* o 10 %.



Graf 4: Ekvivalentní napětí šroubů všech variant.

4.4 Ekvivalentní přetvoření kostních tkání

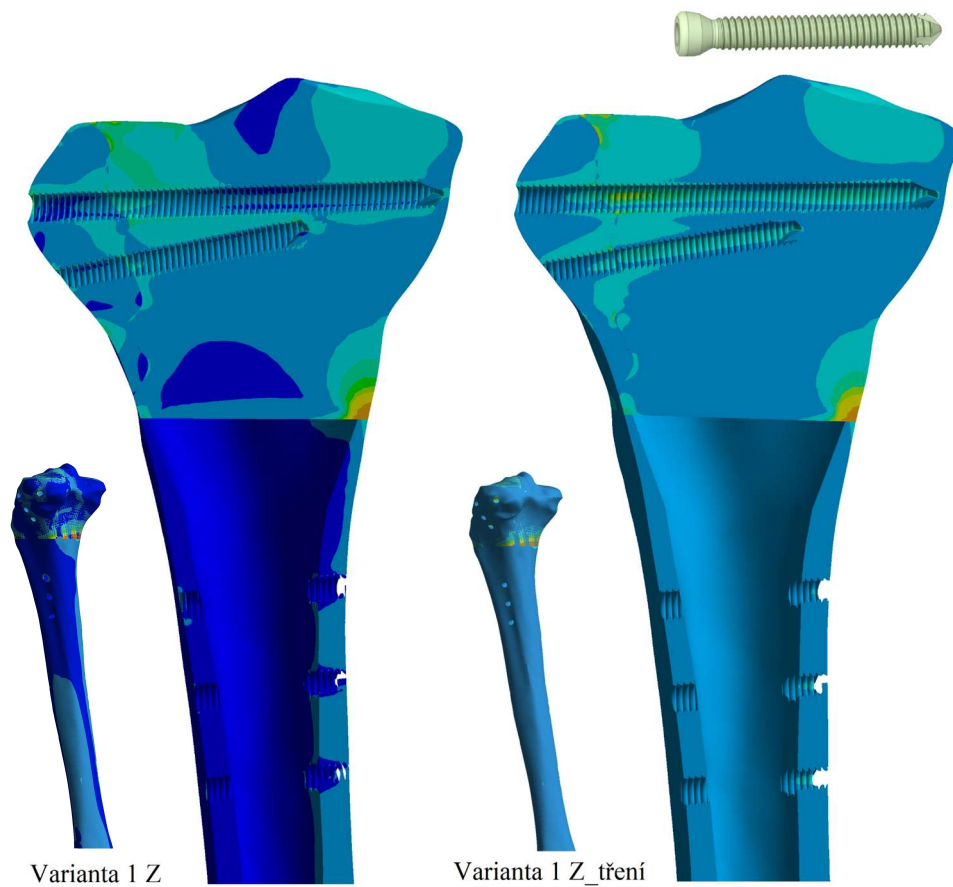
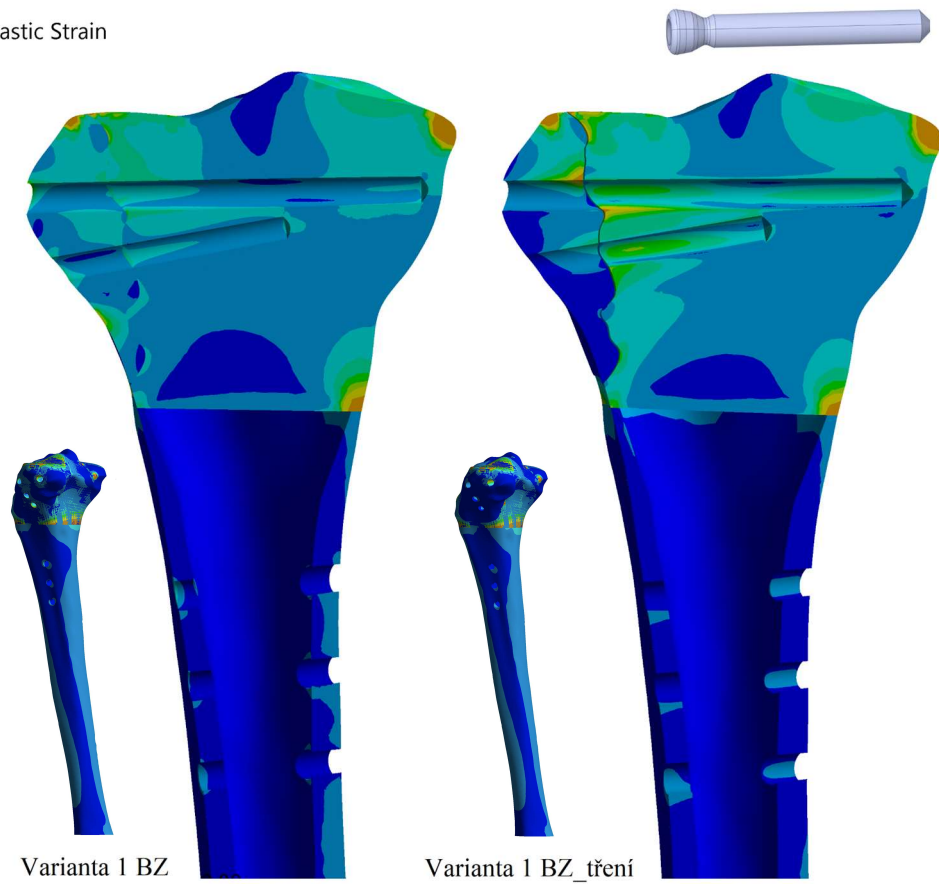
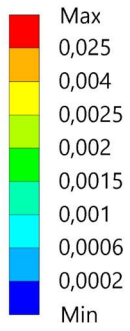
Vyhodnocení přetvoření v kostní tkáni bylo provedeno na základě Frostovy hypotézy [7]. V kapitole 1.2.6 byla tato hypotéza popsána. Frostova hypotéza je tedy založena na myšlence, že v kostní tkáni dochází ke zpětné vazbě mezi mechanickým zatěžováním a kostními buňkami [7]. Posouzení procesů probíhajících v kostní tkáni je provedeno pomocí přetvoření. Podle Frosta byly definovány intervaly hodnot ekvivalentního přetvoření, které představují dané procesy probíhající v kostní tkáni. Tyto intervaly jsou zobrazeny na obrázku 59. Kostní tkáň se nachází v nezatíženém stavu, při kterém dochází k úbytku kostní tkáně, pokud jsou hodnoty ekvivalentního přetvoření menší nebo rovny 0,0002. V intervalu hodnot přetvoření 0,0002-0,0015 je kostní tkáň považována za fyziologicky zatěžovanou. V intervalu hodnot přetvoření 0,0015-0,0025 dochází k mírnému přetížení, při kterém dochází k tvorbě nové kostní tkáně. Interval hodnot přetvoření 0,0025-0,004 představuje patologické přetížení kostní tkáně a nad hodnotou přetvoření 0,004 dochází k porušení kostní tkáně. Poslední dva stavy jsou v kostní tkáni nežádoucí.



Obrázek 59: Prahové hodnoty přetvoření pro různé stavy kostní tkáně.

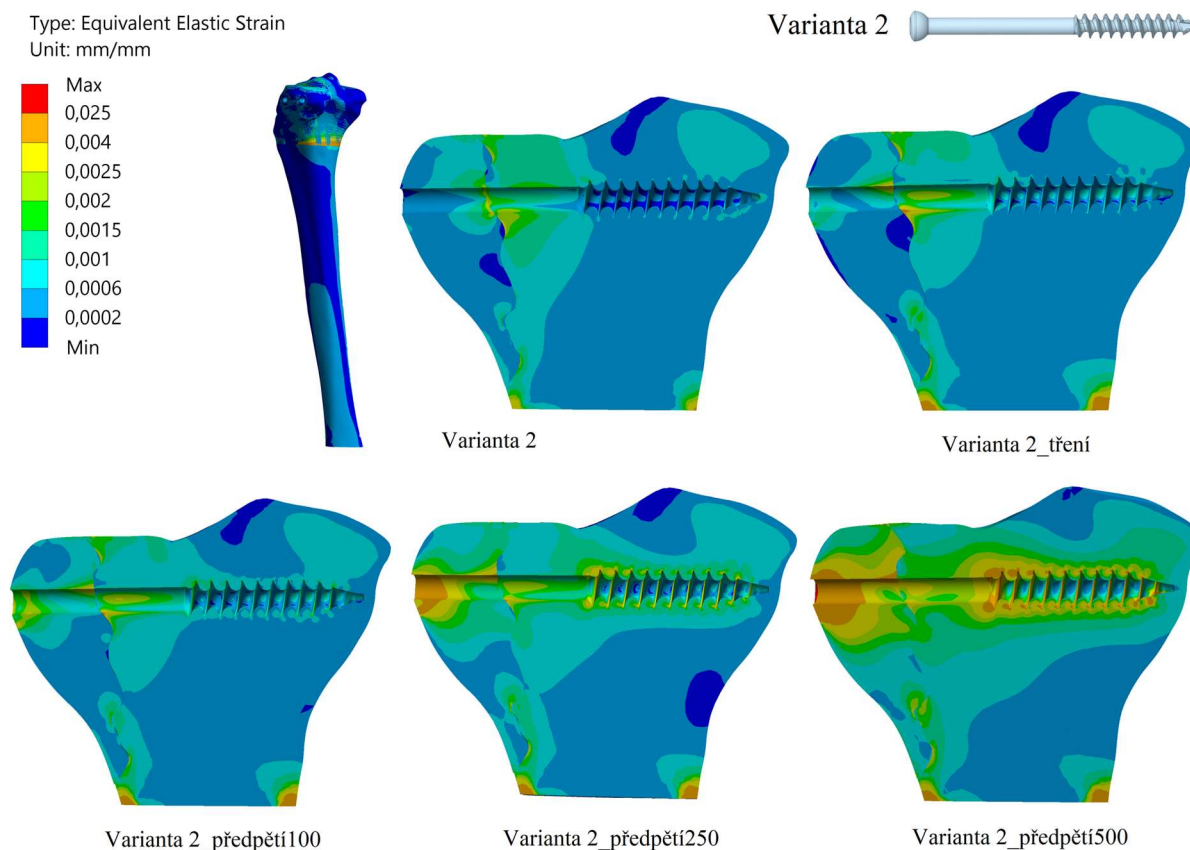
Na obrázku 60 je zobrazeno výsledné ekvivalentní přetvoření von Mises kostní tkáně tibie z varianty 1. Škála výsledných hodnot přetvoření je definována podle škály z obrázku 59 a odpovídá vykresleným výsledným hodnotám přetvoření pro: variantu 1 BZ, variantu 1 BZ_tření, variantu 1 Z a variantu 1 Z_tření. Na obrázku 60 lze pozorovat, že ve všech případech se vyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření von Mises vyskytují v oblasti spongiózní kostní tkáně epifýzy tibie. V diafýze tibie se nevyskytuje přetížení kostní tkáně. Mírné přetížení kostní tkáně se vyskytuje v otvorech pro šrouby a v blízkosti zlomeniny. U varianty 1 BZ_tření a varianty 1 Z_tření se v otvorech pro šrouby vyskytují i hodnoty přetvoření spadající do oblasti patologického přetížení kostní tkáně. Tyto varianty výpočtového modelu uvažují kontakt *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání. Ve všech variantách vznikaly lokální vysoké hodnoty přetvoření na rozhraní mezi tkáněmi (chrupavka-spongióza, kortika-spongióza).

Type: Equivalent Elastic Strain
Unit: mm/mm



Obrázek 60: Ekvivalentní přetvoření – varianta 1.

Výsledné hodnoty ekvivalentního přetvoření von Mises epifýzy tibie *varianty 2* jsou zobrazeny na obrázku 61. Diafýza tibie není do výsledků zahrnuta z toho důvodu, že hodnoty přetvoření kostní tkáně v této oblasti nespádají do významných hodnot přetvoření a vzájemně se výrazně neliší. Na obrázku 61 jsou tedy vykresleny výsledné hodnoty ekvivalentního přetvoření von Mises pro: *variantu 2*, *variantu 2_tření*, *variantu 2_předpětí100*, *variantu 2_předpětí250*, *variantu 2_předpětí500*. Z obrázku 61 lze říct, že vyšší hodnoty přetvoření von Mises se objevují v oblasti porušené kostní tkáně (zlomeniny) a v oblasti otvorů pro šrouby. U variant uvažujících kontakt *Frictionless* (*varianta 2_tření*, *varianta 2_předpětí100*, *varianta 2_předpětí250*, *varianta 2_předpětí500*) se vyskytují hodnoty přetvoření spadající do intervalu hodnot s patologickým přetížením kostní tkáně. S přibývajícím hodnotou předpětí na šroubech se zvětšuje i oblast okolo otvorů se šrouby, ve které je patologicky přetěžovaná kostní tkáň. To stejné platí i pro oblast zlomeniny. V případě aplikovaného předpětí šroubů 500 N se již vyskytují v některých uzlech hodnoty přetvoření (v místě dotyku kostní tkáně s podložkou) vyšší než 0,025 a dochází tedy k porušení kostní tkáně.



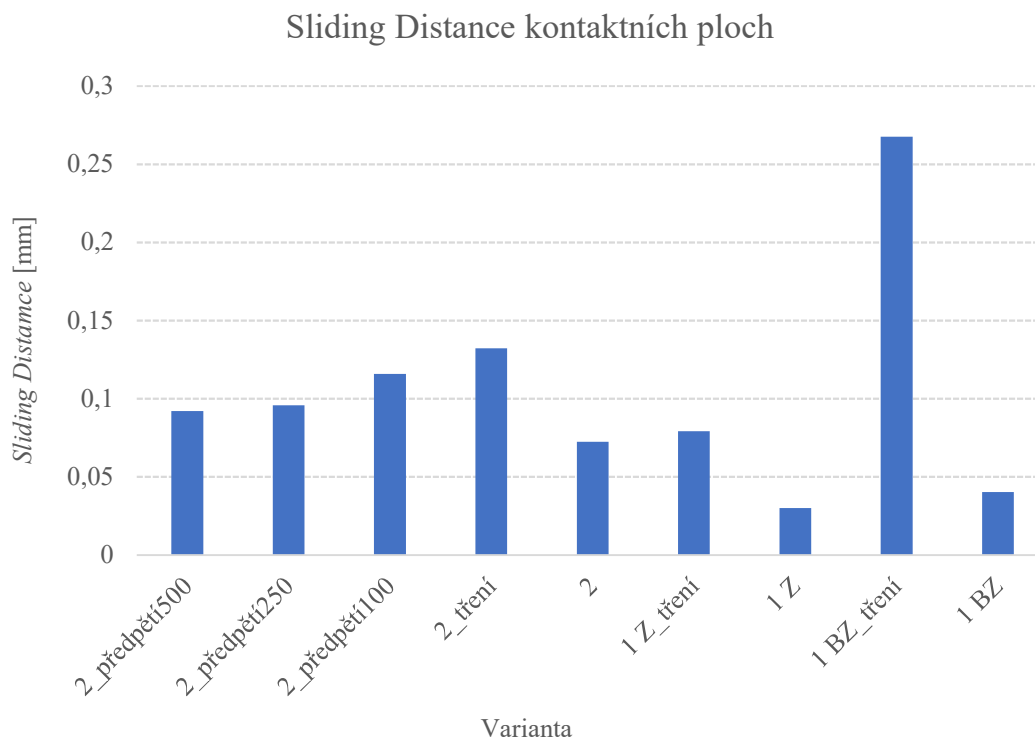
Obrázek 61: Ekvivalentní přetvoření – Varianta 2.

4.4.1 Plocha fragmentu

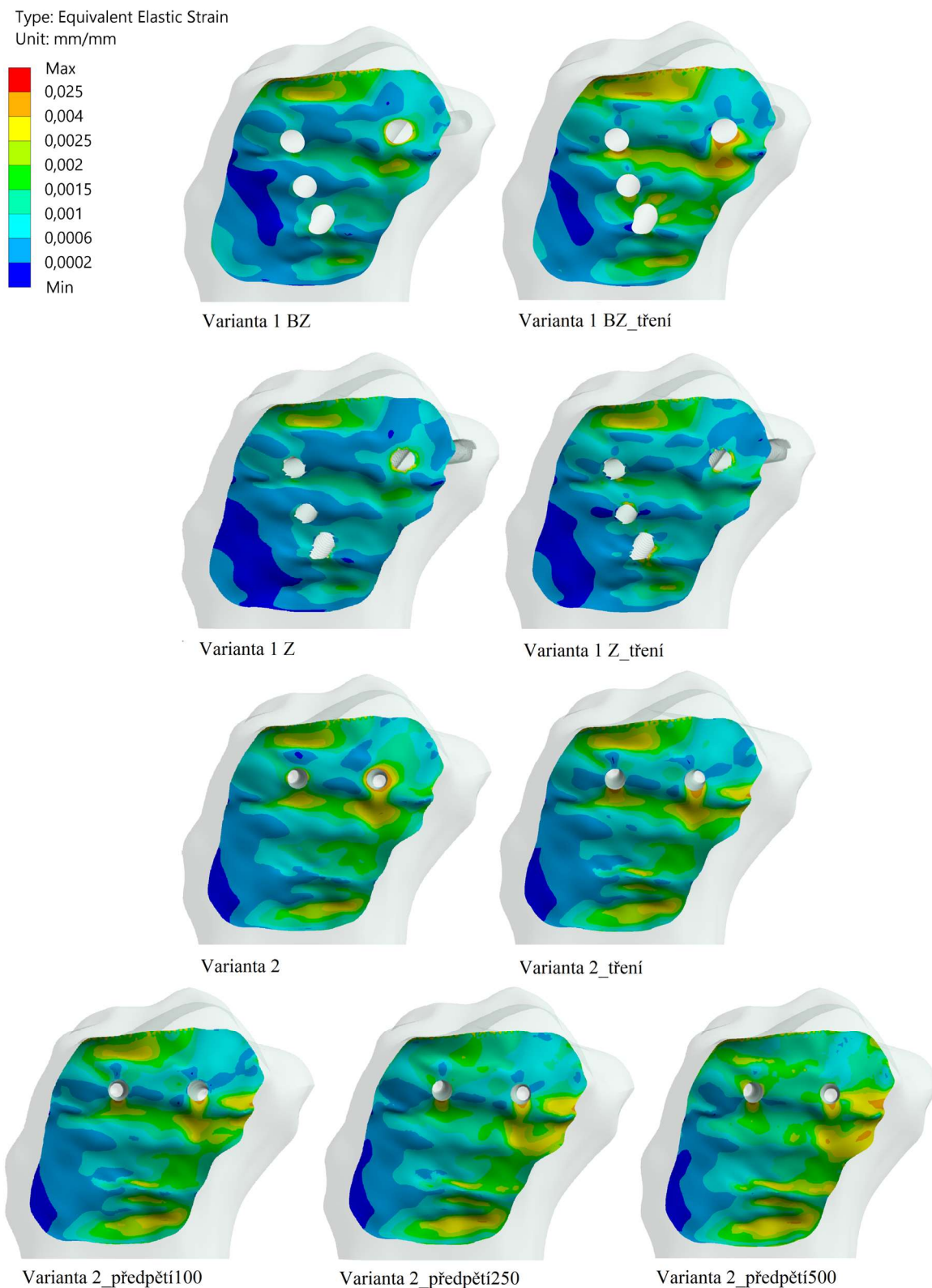
Na obrázku 62 je zobrazeno ekvivalentní přetvoření von Mises na kontaktní ploše fragmentů. Na obrázku lze vidět, že vyšší hodnoty přetvoření se vyskytují v oblastech, které představují místo uchycení druhého fragmentu „výčnělky“ ve směru působícího zatížení. Na ploše *varianty 1 BZ* se v těchto místech vyskytuje patologické přetížení kostní tkáně. U *varianty 1 BZ_tření* je vidět rozšíření těchto oblastí s vyšší hodnotou přetvoření a hodnoty přetvoření odpovídající přetížení kostní tkáně se objevují i okolo otvoru pro šroub 1. Hodnoty

ekvivalentního přetvoření *varianty 1 Z* a *varianty 1Z_tření* jsou srovnatelné. Na ploše *varianty 1Z_tření* se vyskytuje mírný nárůst hodnot vůči *variantě 1 Z* odpovídajících přetížení kostní tkáně okolo otvorů se šrouby. Na ploše fragmentu *varianty 2* lze pozorovat výraznější oblasti s hodnotou přetvoření odpovídající patologickému přetížení kostní tkáně pod otvory se šrouby a v horní a spodní části této plochy. U *varianty 2_tření* je vidět rovnoměrnější rozložení těchto vyšších hodnot do dvou otvorů se šrouby. Při zvětšování předpětí na šroubech lze pozorovat zvyšující se hodnoty ekvivalentního přetvoření v rámci celé plochy fragmentu.

Dále byl na ploše vyhodnocen kontakt těchto dvou fragmentů pomocí výsledné hodnoty *Sliding Distance*. Jedná se o maximální celkovou vzdálenost „sklouznutí“ dvou kontaktních ploch, která je určena algebraickým součtem ekvivalentního elastického skluzu a třecího skluzu [41]. Je to skluz, kontaktních prvků při jejich oddělování od cílových prvků. V grafu 5 je zobrazena hodnota *Sliding Distance* pro všechny analyzované varianty. Nejnížší hodnota *Sliding Distance* je 0,0298 mm u *varianty 1 Z*. Nejvyšší hodnota *Sliding Distance* je 0,2677 mm na ploše *varianty 1 BZ_tření*. Tato vysoká hodnota je nejspíš způsobena „klouzáním“ šroubů bez závitů v kostní tkáni prostřednictvím kontaktu *Frictionless*, přesto že úhel umístění kostních šroubů v kostní tkáni nedovoluje „vytažení“ dlahy z kosti. Nejmenší hodnoty *Sliding Distance* se vyskytují ve variantách s vazbou *Bonded* mezi šrouby a kostní tkání (varianta 1 BZ, varianta 1 Z, varianta 2). Dále je možné v grafu 5 vidět, že při zvětšující se hodnotě aplikovaného předpětí šroubů se zmenšuje hodnota maximální celkové vzdálenost „sklouznutí“ dvou kontaktních ploch.



Graf 5: Posuvy na kontaktní ploše fragmentů.

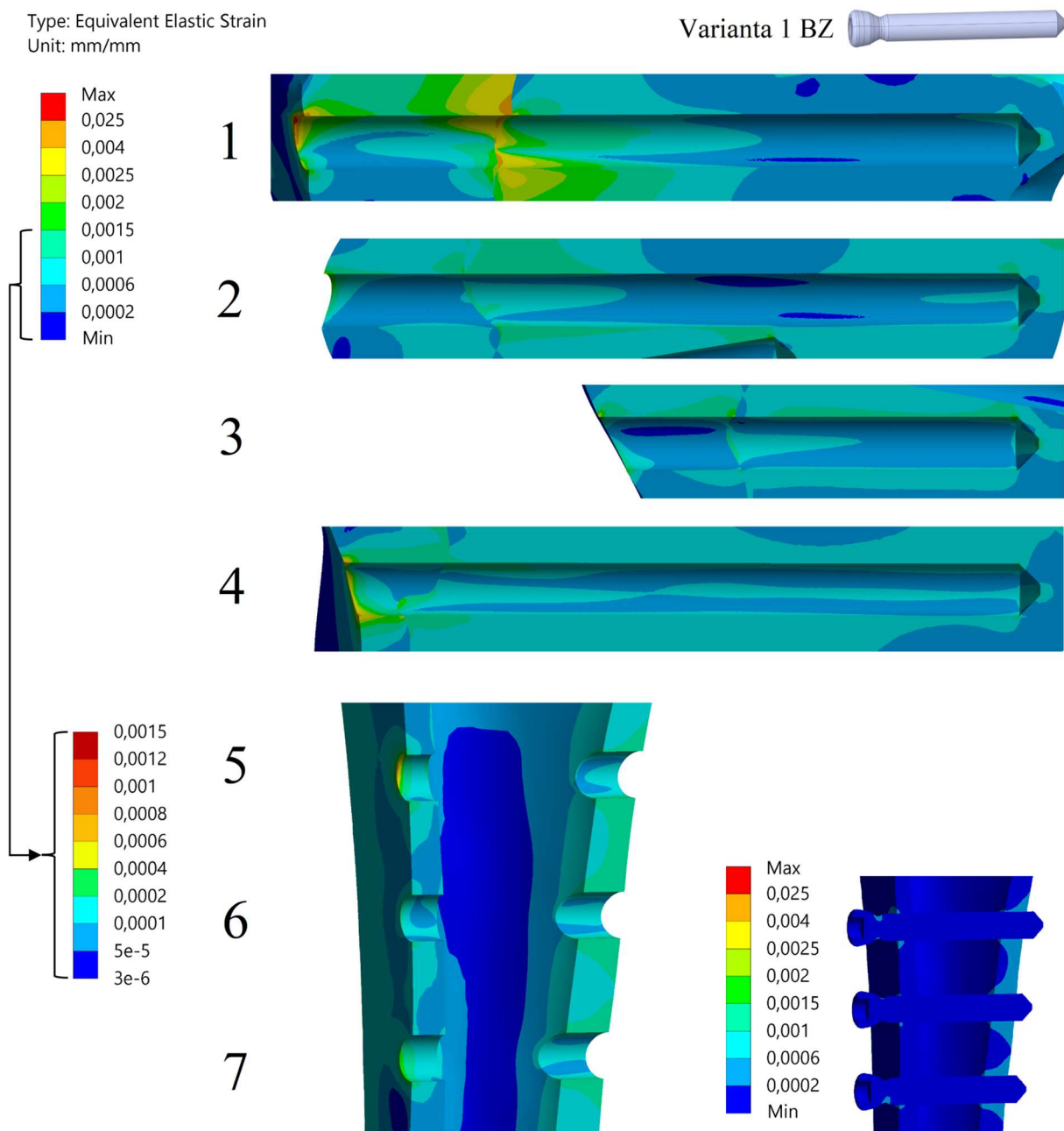


Obrázek 62: Ekvivalentní přetvoření na ploše fragmentu.

4.5 Posouzení mechanické interakce mezi kostní tkání a implantátem

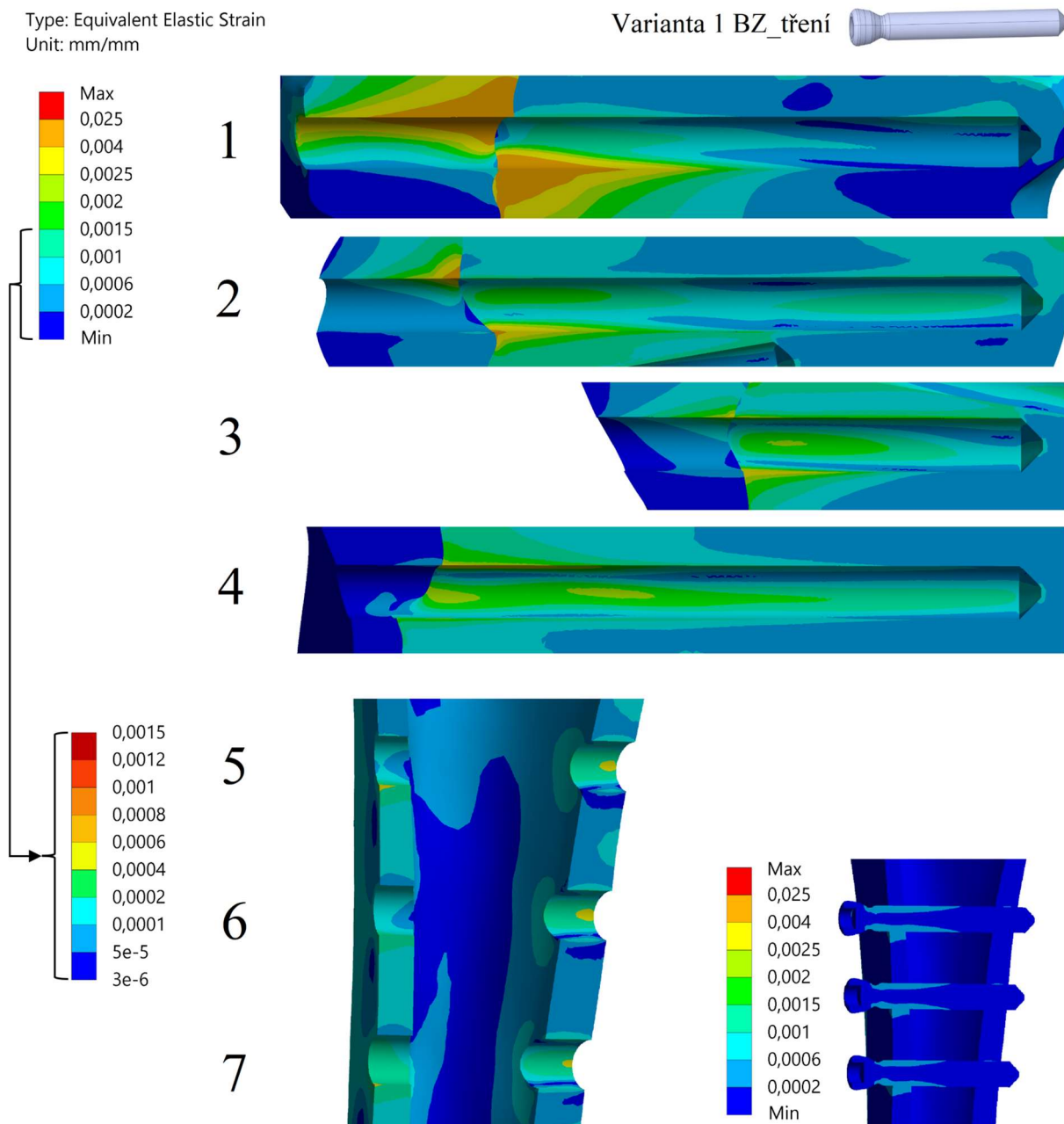
Posouzení rozhraní mezi kostí a implantátem bylo provedeno pomocí Frostovy hypotézy viz kap. 1.2.6. Pomocí této hypotézy je možné určit, jak bude reagovat kostní tkáň na namáhání, na základě hodnot ekvivalentního přetvoření von Miseses.

K mechanické interakci mezi dlahou a kostní tkání nedochází z důvodu fixace uzamykatelnými kostními šrouby. Proto bude dále věnována pozornost mechanické interakci mezi šrouby a kostní tkání. Na obrázku 63 je zobrazeno ekvivalentní přetvoření kostní tkáň v blízkosti interakce se šrouby *varianty 1 BZ*. Otvory pro šrouby jsou očíslovány stejně jako šrouby v kapitole 4.3. Nejméně namáhaná je oblast diafýzy tibie, v níž hodnoty přetvoření spadají do oblasti nezatíženého stavu. Proto je ekvivalentní přetvoření pro diafýzu tibie zobrazeno v detailnější škále hodnot, ze které vyplývá, že nejvyšší hodnoty přetvoření z těchto tří otvorů pro šroub (5, 6, 7) jsou v otvoru 5. Hodnoty ekvivalentního přetvoření, které odpovídají patologickému přetížení se vyskytují v otvoru pro šroub 1, přesněji se jedná o ostrý okraj otvoru a ostré hrany vyskytující se v místě spojení fragmentů. Tyto hodnoty přetvoření se vyskytují také na okraji otvoru 4.



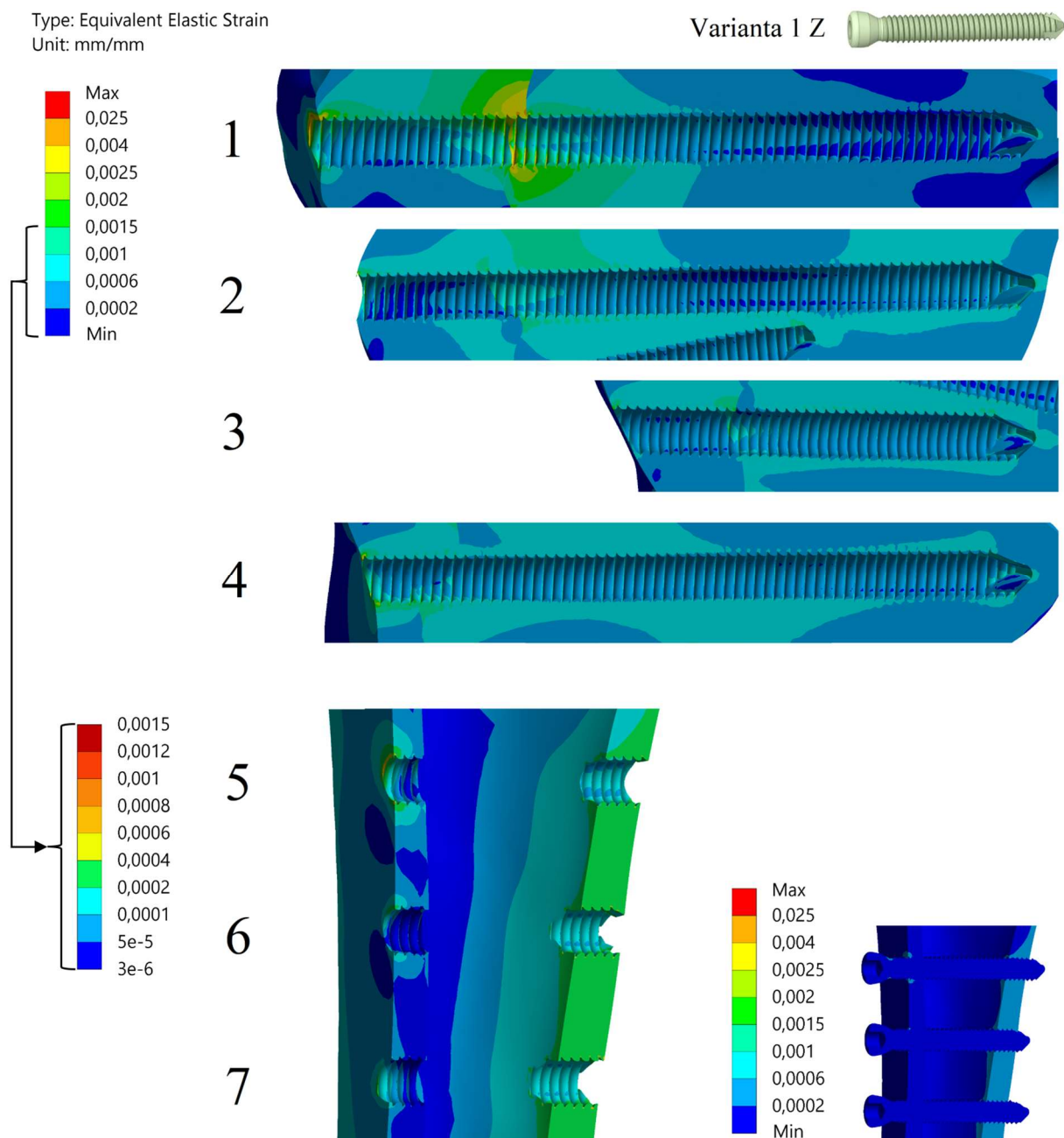
Obrázek 63: Ekvivalentní přetvoření – Varianta 1 BZ.

Na obrázku 64 je zobrazeno výsledné ekvivalentní přetvoření kostní tkáně v blízkosti otvorů pro šrouby *varianty 1 BZ_tření*. Kostní tkáň diafýzy tibie byla také vykreslena pro detailnější škálu hodnot přetvoření, jelikož hodnoty ekvivalentního přetvoření celé diafýzy tibie patří do oblasti nezatíženého stavu kostní tkáně. Z detailu lze říct, že vyšší hodnoty přetvoření se zde nachází v otvorech pro šrouby. Maximální hodnoty přetvoření se nacházení ve spongiózní kostní tkáni epifýzy tibie. V otvorech označených 3 a 4 se hodnoty ekvivalentního přetvoření vyskytují převážně v oblasti mírného přetížení kostní tkáně. V otvorech 1 a 2 se vyskytují hodnoty přetvoření představující patologické přetížení kostní tkáně. Ve fragmentu se tyto hodnoty přetvoření vyskytují v horní polovině otvoru pro šroub a v druhé části hlavy tibie se vyskytují ve spodní části tohoto otvoru.



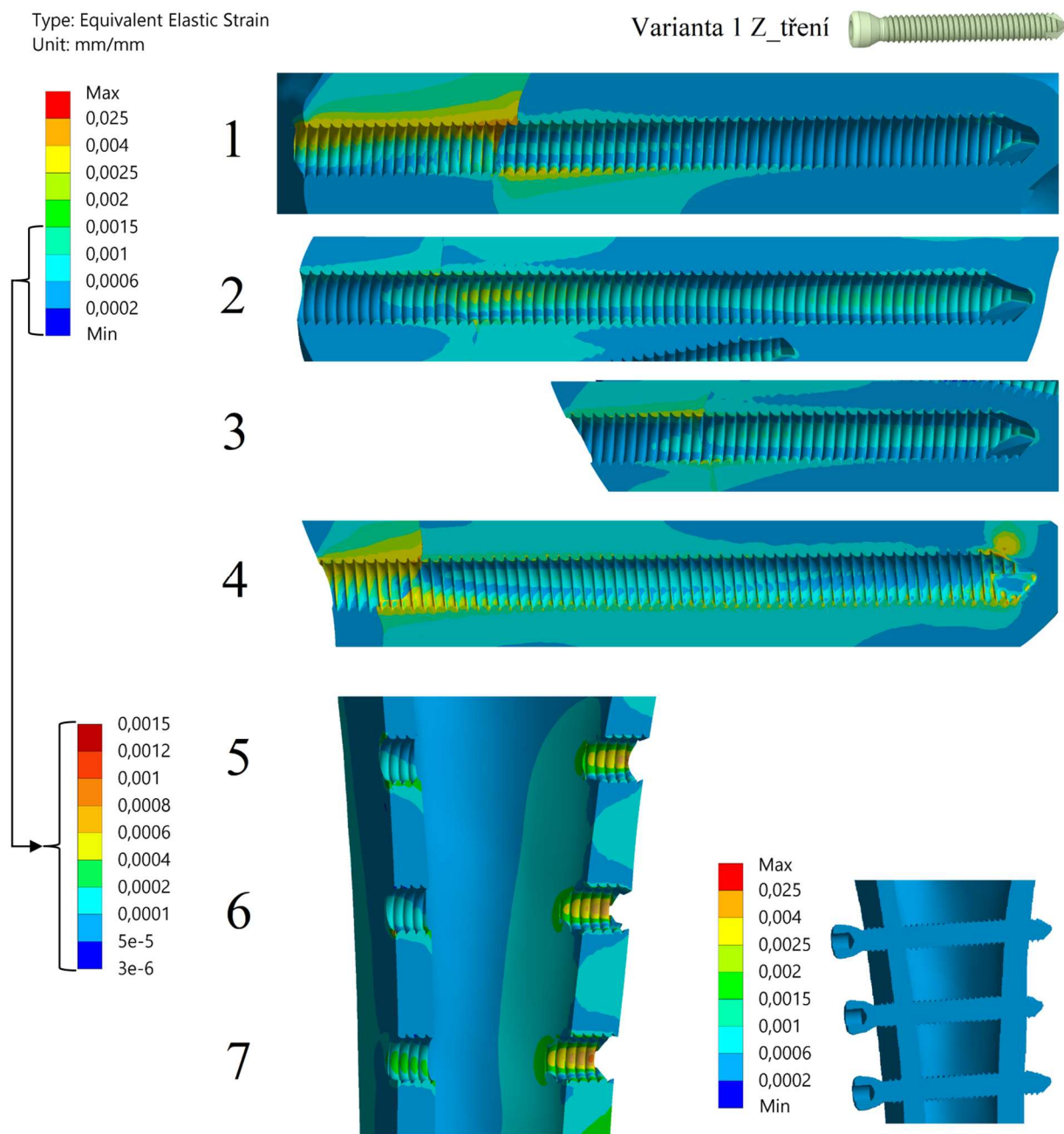
Obrázek 64: Ekvivalentní přetvoření – Varianta 1 BZ_tření.

Na obrázku 65 je zobrazeno výsledné ekvivalentní přetvoření von Mises kostní tkáně tibie v oblasti otvorů pro šrouby ve variantě I Z. Hodnoty ekvivalentního přetvoření celé diafýzy tibie patří do oblasti nezatíženého stavu kostní tkáně, proto byla vykreslena tato část pro detailnější škálu hodnot přetvoření. Z tohoto detailu lze vidět, že vyšší hodnoty se vyskytují okolo otvoru šroubu 5. Ve spongiózní kostní tkáni epifýzy tibie se hodnoty ekvivalentního přetvoření pohybují v hodnotách patřících do intervalu mírného přetížení kostní tkáně. Nejvyšší hodnoty přetvoření jsou v závitovém otvoru šroubu 1. Hodnoty přetvoření odpovídající patologickému přetížení kostní tkáně se vyskytují na ostrých hranách okraje otvoru a na rozhraní fragmentů.



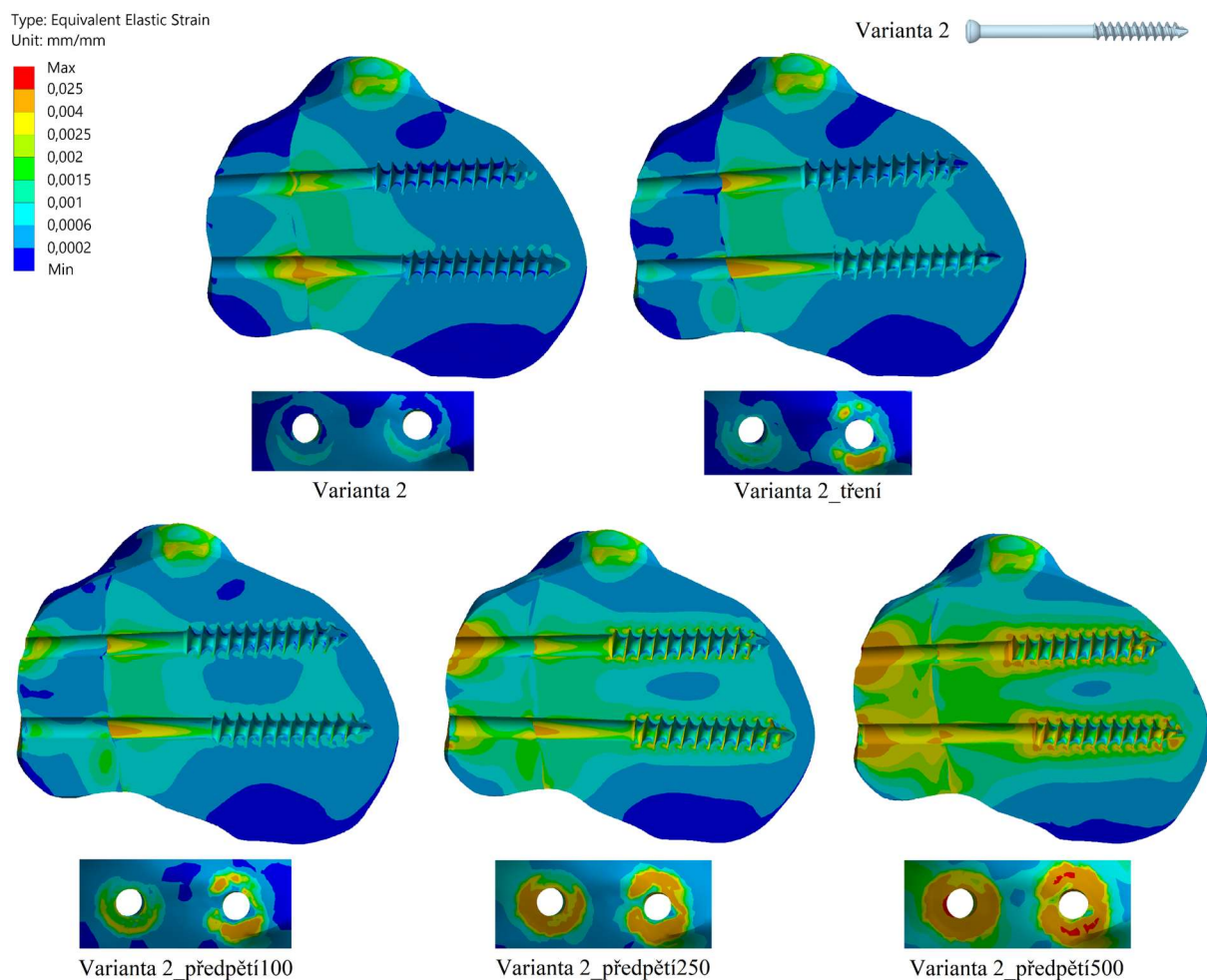
Obrázek 65: Ekvivalentní přetvoření – Varianta I Z.

Na obrázku 66 je zobrazeno výsledné ekvivalentní přetvoření von Mises v blízkosti závitových otvorů *varianty 1 Z_tření*. Hodnoty ekvivalentního přetvoření celé diafýzy tibie stále patří do oblasti nezatíženého stavu kostní tkáně, proto byla vykreslena tato část pro detailnější škálu hodnot přetvoření. Z tohoto detailu je zřejmé, že vyšší hodnoty přetvoření se vyskytují v závitových otvorech. Hodnoty přetvoření odpovídající patologickému přetížení kostní tkáně se vyskytují v závitových otvorech šroubů 1 a 4. Ve fragmentu se tyto hodnoty přetvoření vyskytují v horní polovině otvoru pro šroub a v druhé části hlavy tibie se vyskytují ve spodní části tohoto otvoru. V části otvoru, která odpovídá počáteční oblasti šroubu 4 se vyskytují vyšší hodnoty přetvoření, které jsou avšak důsledkem chyby vzniklé při tvorbě modelu geometrie (chybně provedené oříznutí plochami závitového šroubu kostní tkáně).



Obrázek 66: Ekvivalentní přetvoření – Varianta 1 Z_tření.

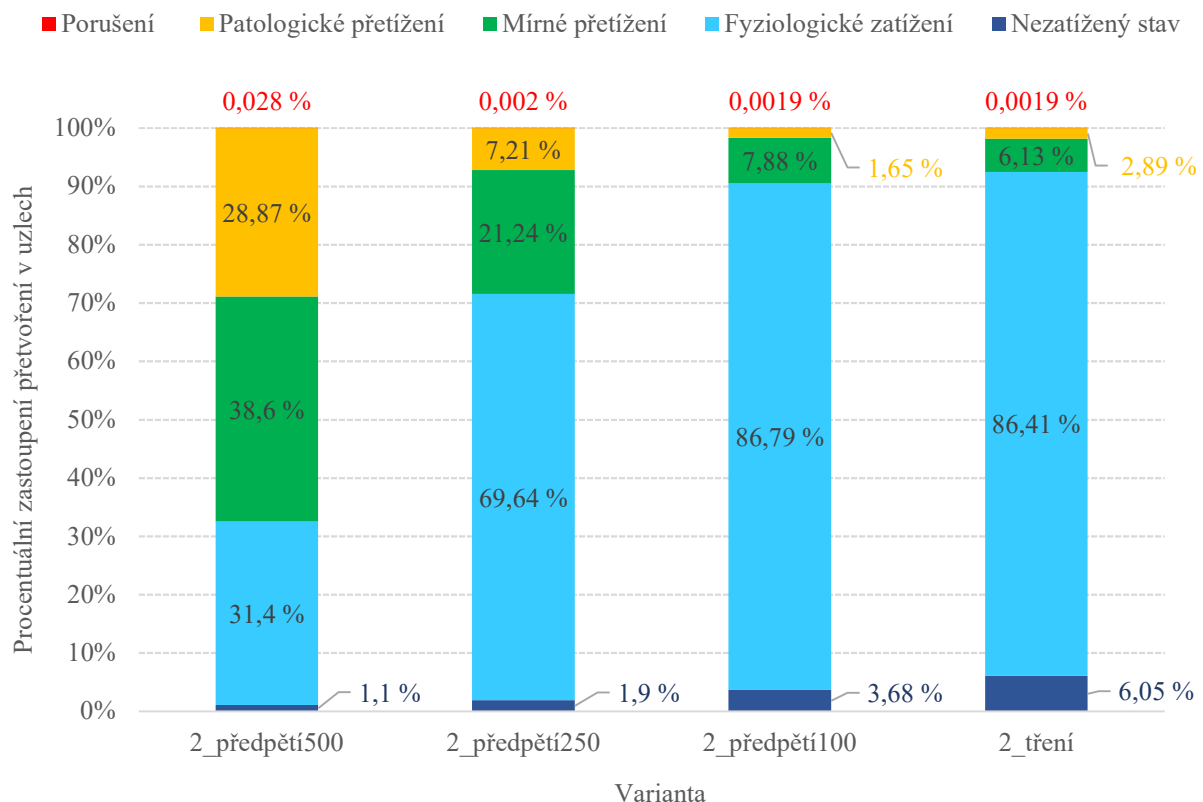
Na obrázku 67 je zobrazeno ekvivalentní přetvoření hlavy tibie v řezu pro všechny varianty 2. Ve všech variantách se nejvyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření vyskytují převážně v otvorech pro šruby. U *varianty 2* lze pozorovat hodnoty přetvoření představující patologicky přetěžovanou kostní tkáň vyskytující se v oblasti spojení fragmentů. Hodnoty přetvoření spadající do oblasti přetěžování tkáně u *varianty 2_tření* se vyskytují v části hlavy tibie a ne v úlomku zlomeniny. Tyto hodnoty přetvoření fregmentu se vyskytují v druhé polovině řezu. Při aplikaci předpětí je možné vidět, že ve fragmentu rostou hodnoty ekvivalentního přetvoření, nejvíce v oblasti umístění podložek na kostní tkáni. Ve *variantě 2_předpětí100* se vyskytuje malá oblast přetížení kostní tkáně v místě podložek, a vůči *variantě 2_tření* je viditelný nárůst hodnot přetvoření v okolí závitů. Ve *variantě 2_předpětí250* hodnoty přetvoření okolo šroubů spadají do oblasti mírného přetížení kostní tkáně a hodnoty přetvoření kostní tkáně v oblasti podložek značně vzrostli vůči *variantě 2_předpětí100*. Hodnoty ekvivalentního přetvoření *varianty 2_předpětí500* v oblastech otvorů se šrouby odpovídají hodnotám patologického přetěžování kostní tkáně a v oblastech podložek dokonce odpovídají hodnotám porušení kostní tkáně. K porušení kostní tkáně dochází tedy při aplikované síle předpětí 500 N stejně tak, jako bylo zjištěno v práci [31].



Obrázek 67: Ekvivalentní přetvoření – Varianta 2, varianta 2_tření, varianta 2_předpětí100, varianta 2_předpětí250, varianta 2_předpětí500.

V grafu 6 je zobrazeno procentuální zastoupení hodnot ekvivalentního přetvoření uzlů náležících spongiózní kostní tkáni epifýzy tibie v pěti možných procesech v kostní tkáni pro variantu 2_ *tření*, variantu 2_ *předpětí100*, variantu 2_ *předpětí250* a variantu 2_ *500*. Tento graf slouží k vzájemnému porovnání zmíněných variant bez předpětí a s různými hodnotami předpětí. Tmavě modrá barva představuje nezatížený stav kostní tkáně. Ve variantě 2_ *tření* se vyskytují hodnoty přetvoření odpovídající tomuto stavu v 6,05 % uzlů z jejich celkového počtu a ve variantě 2_ *předpětí500* jen 1,1 %. Světle modrou barvou je označeno fyziologické zatížení kostní tkáně. Tento stav nastává v největším počtu uzlů ve většině variant kromě varianty 2_ *předpětí500*, kde 31,4 % představují hodnoty přetvoření v uzlech, které spadají do fyziologického zatížení kostní tkáně. Zelenou barvou je označený stav mírného přetížení kostní tkáně. Nejmenší zastoupení se vyskytuje ve variantě 2_ *tření*, kde tyto hodnoty přetvoření představují 6,13 % ze všech hodnot v uzlech. Nejčastěji se tyto hodnoty přetvoření vyskytují v kostní tkáni varianty 2_ *předpětí500* (38,6 %). Žlutou barvou je označeno patologické přetížení kostní tkáně. Nejvíce hodnot přetvoření v uzlech odpovídajících patologickému přetížení je u varianty 2_ *předpětí500*. Hodnoty ekvivalentního přetvoření, které znamenají porušení kostní tkáně jsou zobrazeny červenou barvou. Tyto hodnoty se vyskytují nejčastěji u varianty 2_ *předpětí500*, avšak se zastoupením pouze 0,028 % z celkového počtu uzlů spongiózní kostní tkáně epifýzy tibie.

Spongiózní kostní tkáň epifýzy tibie



Graf 6: Procentuální zastoupení hodnot ekvivalentního přetvoření.

Výsledné hodnoty ekvivalentního přetvoření se tedy ve všech variantách vyskytují převážně v oblastech otvorů pro šrouby. V těchto místech v některých případech dochází k patologickému přetížení kostní tkáně. Vyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření se v odlomeném fragmentu nacházejí v horní polovině otvorů a v opačném fragmentu tibie se nacházejí v spodní polovině otvorů pro šrouby. Hodnotám přetvoření odpovídající porušení kostní tkáně se vyskytují pouze v případě, kdy je aplikováno předpětí šroubů s hodnotou 500 N. Kostní tkáň diafýzi tibie odpovídá nezatíženému stavu.

5 Závěr

Tato diplomová práce se zabývá problematikou zlomenin tibie typu I dle Schatzkerovy stupnice, a to jejich léčbou pomocí osteosyntézy s využitím dlahy.

Prvním cílem bylo provedení podrobné rešeršní studie související s řešenou problematikou. V rešerši bylo popsáno vybrané anatomické názvosloví. Dále byla popsána kosterní soustava zahrnující stavbu, vznik, vývoj a přestavbu kostní tkáně. Poté byla provedena studie zlomenin kostí, a to jejich klasifikace, hojení a léčba. Poslední část studie byla zaměřena na fixaci zlomeniny typu I dle Schatzkerovy stupnice. Tato studie poskytuje potřebné informace pro stanovení vhodného řešení definovaného problému.

Pro řešení deformačních a napěťových stavů soustavy kostních tkání a dlahy s kostními šrouby bylo zvoleno výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků. Dalším cílem této práce je tedy tvorba modelu geometrie kostních tkání. Pro tvorbu modelu geometrie kostních tkání bylo využito CT dat poskytnutých ortopedickou klinikou Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně a CT dat volně dostupných na webových stránkách Univerzity of Iowa [33]. Pro tvorbu modelu geometrie kostních tkání z CT dat byly využity programy STL Model Creator, GOM Inspect a SpaceClaim. Nejdříve byl vytvořen model geometrie kostních tkání s chrupavkami bez zlomeniny (fyziologický stav) a poté byl vytvořen model geometrie kostních tkání a chrupavek se zlomeninou a s otvory pro implantát pro fixaci této zlomeniny. Dále byl vytvořen model geometrie dlahy, kostních šroubů a podložek. Tento model geometrie byl vytvořen na základě poskytnutých dat z firmy MEDIN v programu SpaceClaim. V rámci této diplomové práce byl tedy vytvořen model geometrie tibie bez zlomeniny, model geometrie tibie se zlomeninou fixovanou dlahou uchycenou zamykatelnými šrouby bez závitů, model geometrie tibie se zlomeninou fixovanou dlahou uchycenou šrouby zahrnující závit a model geometrie tibie se zlomeninou fixovanou dvěma kompresními šrouby s podložkami.

Dalším cílem bylo vytvořit výpočtový model v programu ANSYS. Bylo vytvořeno několik variant výpočtového modelu: výpočtový model fyziologické tkáně zahrnující femur, tibií a chrupavky, neuvažující zlomeninu (Varianta Fyz), výpočtový model tibie se zlomeninou fixovanou dlahou se šrouby neuvažující závit na šroubech a tyto šrouby jsou zde pevně vázány ke kostní tkáni (varianta 1 BZ), výpočtový model tibie se zlomeninou fixovanou dlahou se šrouby neuvažující závit s kontaktem *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání (varianta 1 BZ_ tření), výpočtový model tibie se zlomeninou fixovanou dlahou se šrouby uvažující závit na šroubech uchycených vazbou *Bonded* ke kostní tkáni (varianta 1 Z), výpočtový model zlomeniny tibie fixované dlahou se šrouby uvažující závit na šroubech uchycených kontaktem *Frictionless* ke kostní tkáni (varianta 1 Z_ tření), výpočtový model zlomeniny tibie fixované kompresními šrouby uchycenými v kostní tkáni vazbou *Bonded* (varianta 2), výpočtový model zlomeniny tibie fixované kompresními šrouby uchycenými kontaktem *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání (varianta 2_ tření), výpočtový model zlomeniny tibie fixované kompresními šrouby uchycenými kontaktem *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání s aplikovanou silou předpětí 100 N ve šroubech (varianta 2_ předpětí100), výpočtový model zlomeniny tibie fixované kompresními šrouby s kontaktem *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání a s aplikovanou silou předpětí šroubů 250 N (varianta 2_ předpětí250) a výpočtový model

zlomeniny tibie fixované kompresními šrouby kontaktem *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání s aplikovanou silou předpětí šroubů 500 N (varianta 2_předpětí500).

Pomocí výpočtového modelování byly provedeny deformační a napěťové analýzy dvou různých variant fixace zlomeniny tibie (dlahou a kompresními šrouby) a deformační a napěťová analýza soustavy fyziologických tkání. Byly vyhodnoceny celkové posuvy soustavy. Charakter deformace byl posouzen na základě výsledných posuvů *varianty Fyz.* Největší celkový posuv má hodnotu 5,61 mm (varianta 1 Z_tření). Výsledný charakter deformace je u všech variant stejný a dostatečně se přibližuje k chování lidské dolní končetiny. Dále bylo hodnoceno ekvivalentní napětí von Mises v dlaze pro *variantu 1 BZ*, *variantu 1 BZ_tření*, *variantu 1 Z* a *variantu 1 Z_tření* a výsledné hodnoty maximálního ekvivalentního napětí jsou zobrazeny v grafu 1. Ve všech variantách se maximální hodnota napětí vyskytuje v místě rádia ohybu dlahy. Největší hodnota maximálního ekvivalentního napětí von Mises je 88,24 MPa ve *variantě 1 BZ_tření*. Tato hodnota napětí dosahuje 11 % meze kluzu ($R_{p0,2}$) použité titanové slitiny. Hodnoty ekvivalentního napětí von Mises jsou vyšší u variant, které nezahrnují závit do výpočtového modelu v obou případech jde o přibližně 34 % vzájemný rozdíl. Při využití kontaktu *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání dochází k vzrůstu hodnoty maximálního napětí přibližně o 17 % vůči variantám s vazbou *Bonded* mezi šrouby a kostní tkání. Ekvivalentní napětí von Mises bylo dále hodnoceno i ve šroubech u všech analyzovaných variant. Maximální ekvivalentní napětí se u variant 1 nacházelo nejčastěji v zúžené oblasti za hlavou šroubu. Nejvyšší maximální hodnoty se ve variantách nezahrnujících závit vyskytovaly na šroubu 4 a ve variantách zahrnujících závit na šroubu 1 a 5. U variant výpočtového modelu s fixací zlomeniny kompresními šrouby vznikalo maximální napětí v místech prvního až druhého závitu šroubu. Výsledné hodnoty maximálních ekvivalentních napětí všech variant jsou zobrazené v grafu 4. Hodnoty ekvivalentního napětí šroubů jsou ve většině případů vyšší u variant, které uvažují kontakt *Frictionless* mezi šrouby a kostní tkání. Při zvyšování hodnoty předpětí šroubů roste i výsledné ekvivalentní napětí na těchto šroubech. Hodnoty napětí šroubů se pohybují v intervalu 20–150 MPa. Nejvyšší hodnoty ekvivalentního napětí jsou u *varianty 2_předpětí500*, tato hodnota dosahuje 147 MPa, což odpovídá 18 % z meze kluzu použité titanové slitiny.

Dále bylo hodnoceno ekvivalentní přetvoření kostních tkání pomocí Frostovi hypotézy. Vyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření von Mises se ve všech variantách vyskytují v oblasti spongiózní kostní tkáně epifyzy tibie. Nebezpečná místa se nejčastěji vyskytují v oblastech otvorů pro šrouby a v blízkosti zlomeniny. Pomocí ekvivalentního přetvoření byla hodnocena i plocha kontaktní plocha fragmentu. Vyšší hodnoty přetvoření se na této ploše vyskytují v oblastech, které představují místo uchycení druhého fragmentu „výčnělky“ ve směru působícího zatížení. Také byl vyhodnocen kontakt těchto dvou ploch fragmentů pomocí výsledné hodnoty *Sliding Distance*. Nejnižší hodnota *Sliding Distance* je 0,0298 mm u *varianty 1 Z*. Nejvyšší hodnota *Sliding Distance* je 0,2677 mm na ploše *varianty 1 BZ_tření*.

Posledním cílem této diplomové práce bylo posouzení interakce kostní tkáně s implantátem. K mechanické interakci mezi dlahou a kostní tkání nedochází z důvodu fixace uzamykatelnými kostními šrouby, a proto byla posouzena interakce kostní tkáně se šrouby. Posouzení bylo provedeno na základě Frostovy hypotézy. Hodnoty přetvoření, které spadaly do oblasti přetížení kostní tkáně se vyskytují převážně v otvoru pro šroub 1 a to na rozhraní

fragmentů. Vyšší hodnoty ekvivalentního přetvoření se vyskytovali i v otvorech šroubů 2, 3 a 4. K výraznějším oblastem spadajících do hodnot porušení kostní tkáně došlo pouze ve *variantě 2_předpětí500* při aplikaci předpětí o hodnotě 500 N. Avšak hodnoty přetvoření v uzlech, které spadali do tohoto intervalu porušení kostní tkáně se vyskytovali pouze v 0,0019 % celkového počtu uzlů spongiózní kostní tkáně epifýzy tibie. Kostní tkáň diafýzy tibie odpovídá nezatíženému stavu.

Všechny cíle práce byly splněny.

6 Seznam použitých zdrojů

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [2] DOKLÁDAL, Milan a Milan PÁČ. *Anatomie člověka I: Pohybový systém: [Určeno pro posl. fak. lék. J]*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Brno: Masarykova univerzita, 1994. ISBN 80-210-0292-1.
- [3] STEELE, D. a A. BRAMBLETT. *The anatomy and biology of the human skeleton*. 1. College Station: Texas A & M University Press, 1988. ISBN 0890963002.
- [4] Kostra dolní končetiny. *Shop9.shopsoutlet.ru* [online]. 2020 [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://shop9.shopsoutlet.ru/content?c=p%C3%A1nev%20doln%C3%AD%20kon%C4%8Detina&id=1>
- [5] WENDSCHE, Peter a Radek VESELÝ. *Traumatologie*. Druhé, přepracované a rozšířené vydání. Praha: Galén, [2019]. ISBN 978-80-7492-452-1.
- [6] WENJING DU, Hu JINGWEN a JINGWEN HU. *A Method to Determine Cortical Bone Thickness of Human Femur and Tibia Using Clinical CT Scans*. IRCOBI conference, 2018. IRC-18-65. Dostupné také z: <http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc18/pdf-files/65.pdf>
- [7] FROST, Harold M., Hu JINGWEN a JINGWEN HU. Does bone design intend to minimize fatigue failures? A case for the affirmative. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*. IRCOBI conference, 2000, 18(5), 278-282. ISSN 0914-8779. IRC-18-65. Dostupné z: doi:10.1007/PL00010642
- [8] MARCIÁN, Petr, Zdeněk FLORIAN a Michal MRÁZEK. Stomatologická biomechanika: Výukový materiál pro stomatologickou biomechaniku. *FOND ROZVOJE VYSOKÝCH ŠKOL*. 2010, 86. Dostupné z: http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=83%3Astomatologicka-biomechanika&catid=38%3Aopory&Itemid=97&lang=cs
- [9] Rejstříkový pojem: zlomenina. *Národní zdravotnický informační portál* [online]. [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/rejstrikovy-pojem/2039>
- [10] KOUDELA, Karel. *Ortopedie*. Praha: Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0654-2.
- [11] PACLÍK, Aleš. *Klasifikace zlomenin dlouhých kostí* [online]. 2021 [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <http://lf1.cz/1-klasifikace-zlomenin-dlouhych-kosti/>
- [12] BRYANTON, Mark a P. QURESHI. *Schatzker classification of tibial plateau fractures*. Radiopaedia.org, 2009. Dostupné také z: <https://radiopaedia.org/articles/7322>
- [13] MATRE, Kjell a Jan-Erik GJERTSEN. Intracapsular proximal femoral fractures. In: <https://musculoskeletalkey.com/> [online]. 2020 [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://musculoskeletalkey.com/intracapsular-proximal-femoral-fractures-2/>
- [14] PACLÍK, Aleš. *Konzervativní neoperativní léčba zlomenin* [online]. 2021 [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <http://lf1.cz/3-konzervativni-neoperacni-lecba-zlomenin>
- [15] Tension band principles: Ulna, articular, olecranon. *AO foundation surgery reference* [online]. [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/proximal-forearm/ulna-articular-olecranon/tension-band-wiring>
- [16] Intramedullary nailing: Multifragmentary fracture, fragmentary segmental. *AO foundation surgery reference* [online]. [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/tibial-shaft/multifragmentary-fracture-fragmentary-segmental/intramedullary-nailing>

- [17] MIO - Angular stable plate (LISS): Extraarticular fracture, metaphyseal simple. *AO foundation surgery reference* [online]. [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/proximal-tibia/extraarticular-fracture-metaphyseal-simple/mio-angular-stable-plate-liss>
- [18] BILER, M. *Systémy napínání drátu u kruhového fixátoru: bakalářská práce*. Ostrava: VŠB-Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra výrobních strojů a konstruování, 201, 39s. Vedoucí práce: Melecký, J.
- [19] Partial articular fracture, split. *AO foundation surgery reference* [online]. [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/proximal-tibia/partial-articular-fracture-split>
- [20] *Operační technika: Dlahy femorální distální* [online]. In: . MEDIN, a.s, 2013 [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: https://www.medin.cz/media/cache/file/02/OP023CSR00_dlahy_tibialni_proximalni_2013-01-14.pdf
- [21] Eshop medin: Dlahy tibiální proximální úhlově stabilní. *MEDIN* [online]. Nové Město na Moravě [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://eshop.medin.cz/dlahy-tibialni-proximalni-uhlove-stabilni>
- [22] DUDA, Jan. Rozbor technologie výroby humerálního hřebu. Brno 2016. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. 31 s. 6 příloh. Vedoucí práce. Ing. Milan Kalivoda
- [23] HUSSLIKOVÁ, V. Deformační a napěťová analýza dlahy fixující zlomeninu vřetenní kosti. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2020. 98 s. Vedoucí práce. Ing. Petr Marcián, Ph.D.
- [24] KONEČNÝ, O. Aplikace pro zpracování CT/MRI snímků s podporou tvorby 3D geometrie. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 44s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Karel Horák, Ph.D.
- [25] NESTROJIL, Petr. Léčení zlomenin dlouhých kostí. *SANQUIS* [online]. Úrazová nemocnice, Brno [cit. 2022-04-07]. Dostupné z: <https://www.sanquis.cz/index2.php?linkID=art701>
- [26] UHTHOFF, Hans K., Philippe POITRAS a David S. BACKMAN. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. 2006, 11(2), 118-126 [cit. 2022-11-4]. DOI: 10.1007/s00776-005-0984-7. ISSN 09492658. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0949265815325793>
- [27] KUBICEK, Martin; FLORIAN, Zdenek. Stress strain analysis of knee joint. *Engineering mechanics*, 2009, 16.5: 315-322.
- [28] *Ansys ® Academic Mechanical, Release 2021 R2, HelpSystem, Advanced Contact Settings*. © ANSYS, Inc. [cit. 2022-04-25].
- [29] *Ansys ® Academic Mechanical, Release 2021 R2, HelpSystem, Support Type Boundary Conditions*. © ANSYS, Inc. [cit. 2022-04-25].
- [30] *Ansys ® Academic Mechanical, Release 2021 R2, HelpSystem, Element Library*. © ANSYS, Inc. [cit. 2022-04-25].
- [31] *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 235. 2021. ISSN 0954-4119. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0954411920964628>
- [32] ANSYS: [online], [cit. 2022-04-25], Dostupné z: <http://www.ansys.com>
- [33] *Visible Human Project CT Datasets* [online]. University of Iowa [cit. 2022-04-27]. Dostupné z: https://mri.radiology.uiowa.edu/visible_human_datasets.html

- [34] ANDRANGO CASTRO, Elder Michael, Svatava KONVICKOVA, Matej DANIEL a Zdenek HORAK. Identification of the critical level of implantation of an osseointegrated prosthesis for above-knee amputees. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2017, 20(14), 1494-1501. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255842.2017.1380799
- [35] NECAS, Libor, Maros HRUBINA, Zoltan CIBULA, Jiri BEHOUNEK, Stanislav KRIVANEK a Zdenek HORAK. Fatigue failure of the sliding hip screw – clinical and biomechanical analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2017, 20(12), 1364-1372. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255842.2017.1363192
- [36] Nástroje a implantáty pro traumatologii [online]. In: . MEDIN, 2018 [cit. 2022-04-27]. Dostupné z: <https://www.medin.cz/katalogy>
- [37] JANÍČEK, Přemysl. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky: hledání souvislostí: učební texty*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007. ISBN 978-80-214-3544-5.
- [38] MANSUR, Henrique, Phelipe Pinheiro Alves LUCAS, Ricardo Carvalho VITORINO, Fabrício Reichert BARIN, Anderson FREITAS, Leonardo Rigobello BATTAGLION a Lucas Sacramento RAMOS. Biomechanical comparison of four different posterior malleolus fixation techniques: A finite element analysis. *Foot and Ankle Surgery*. 2021, 1999. ISSN 12687731. Dostupné z: doi:10.1016/j.fas.2021.06.001
- KAR, Uttam Kumar, Rajesh Kumar BHUSHAN, Ricardo Carvalho VITORINO,
- [39] BARIN, Fabrício Reichert, FREITAS, Anderson, BATTAGLION, Leonardo Rigobello a RAMOS, Lucas Sacramento. Design and analysis of femoral locking plate under different loading conditions using suitable material: A finite element analysis. *Materials Today: Proceedings*. 2020, 1999, 21, 1128-1134. ISSN 22147853. Dostupné z: doi:10.1016/j.matpr.2020.01.061
- [40] CAITI, G., J. G. G. DOBBE, E. BERVOETS, M. BEERENS, S. D. STRACKEE, G. J. STRIJKERS a G. J. STREEKSTRA. Biomechanical considerations in the design of patient-specific fixation plates for the distal radius. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2019, 57(5), 1099-1107 [cit. 2020-01-12]. DOI: 10.1007/s11517-018-1945-6. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-018-1945-6>
- [41] *Ansys*® *Academic Mechanical, Release 2021 R2, HelpSystem, Contact Results*. © ANSYS, Inc. [cit. 2022-05-10].

7 Seznam obrázků

OBRÁZEK 1: FIXACE DLAHOU.....	15
OBRÁZEK 2: ANATOMICKÉ ROVINY TĚLA: M – MEDIÁNNÍ, S – SAGITÁLNÍ, F – FRONTÁLNÍ, T – TRANSVERZÁLNÍ [1].....	18
OBRÁZEK 3: OZNAČENÍ SMĚRŮ NA DOLNÍ KONČETINĚ [1].....	20
OBRÁZEK 4: OZNAČENÍ HLAVNÍCH SMĚRŮ [1].....	20
OBRÁZEK 5: OZNAČENÍ SMĚRŮ VLEŽE [1].....	20
OBRÁZEK 6: ZÁKLADNÍ TYPY TVARŮ KOSTI – ZLEVA: (A) DLOUHÉ, (B) KRÁTKÉ, (C) PLOCHÉ.....	23
OBRÁZEK 8: POSTUP PŘESTAVBY HAVERSOVÝCH KANÁLKŮ [1].....	26
OBRÁZEK 7: ZPŮSOB PŘIRŮSTÁNÍ KOSTNÍCH LAMEL [1].	26
OBRÁZEK 9: KOSTRA DOLNÍ KONČETINY [4].	28
OBRÁZEK 10: AO KLASIFIKACE – PRVNÍ A DRUHÁ ČÍSLICE KÓDU [5].	31
OBRÁZEK 11: AO KLASIFIKACE – NITROKLOUBNÍ ZLOMENINY [5].	32
OBRÁZEK 12:AO KLASIFIKACE – DIAFYZÁRNÍ ZLOMENINY, TŘETÍ A ČTVRTÁ ČÍSLICE [5].	32
OBRÁZEK 13: SCHATZKEROVA STUPNICE [12] (UPRAVENO).	33
OBRÁZEK 14: KOMPRESNÍ ŠROUB [14].....	36
OBRÁZEK 15: KOMPRESNÍ DLAHA [5] (UPRAVENO).....	37
OBRÁZEK 16: TAHOVÁ CERKLÁŽ [15].....	37
OBRÁZEK 17: NITRODŘEŇOVÝ HŘEB [16].....	38
OBRÁZEK 18: DLAHY – A: KONVENČNÍ DLAHA, B: UHLOVĚ STABILNÍ DLAHA, [17] (UPRAVENO).....	39
OBRÁZEK 19: ZEVNÍ FIXÁTOR – A) SVORKOVÝ, B) RÁMOVÝ, C) KRUHOVÝ, D) HYBRIDNÍ [5,18] (UPRAVENO).	39
OBRÁZEK 20: TYP I DLE SCHATZKEROVY STUPNICE [12].	40
OBRÁZEK 21: FIXACE POMOCÍ ŠROUBŮ [19].....	40
OBRÁZEK 22: FIXACE POMOCÍ DLAHY [19].	41
OBRÁZEK 23: FIXACE POMOCÍ ÚHLOVĚ STABILNÍ DLAHY [20].....	41
OBRÁZEK 24: OPERAČNÍ PROCES – PŘEDVRTÁNÍ OTVORŮ [20].	42
OBRÁZEK 25: ZAVEDENÉ ŠROUBY [20].....	42
OBRÁZEK 26: NAZNAČENÝ POSTUP SĚGMENTACE V PROGRAMU STL MODEL CREATOR.....	46
OBRÁZEK 27: ÚPRAVA PLOŠNÉ GEOMETRIE TIBIE.....	47
OBRÁZEK 28: POSTUP TVORBY OBJEMOVÉHO MODELU GEOMETRIE.....	47
OBRÁZEK 29: FYZIOLOGICKÝ MODEL GEOMETRIE KOSTNÍCH TKÁNÍ.....	48
OBRÁZEK 30: TVORBA STL SÍTĚ TIBIE S TRHLINOU.....	49
OBRÁZEK 31: MODEL GEOMETRIE TIBIE S TRHLINOU.....	49
OBRÁZEK 32: STL MODEL ŠTĚRBINY A PROLOŽENÁ PLOCHA.....	50
OBRÁZEK 33: MODEL GEOMETRIE KOSTNÍCH TKÁNÍ A CHRUPAVEK SE ZLOMENINOU.....	50
OBRÁZEK 34: MODEL GEOMETRIE DLAHY.....	51
OBRÁZEK 35: MODEL GEOMETRIE ŠROUBŮ.....	52
OBRÁZEK 36: MODEL GEOMETRIE FYZIOLOGICKÉ KOSTNÍ TKÁNĚ A CHRUPAVEK.....	53
OBRÁZEK 37: MODEL GEOMETRIE – VARIANTY 1 BZ, 1 Z A 2.....	54
OBRÁZEK 38: MODEL MATERIÁLU (VARIANTA 1 Z).....	55
OBRÁZEK 39: MODEL VAZEB A ZATÍŽENÍ.....	56

OBRÁZEK 40: VAZY ČI ŠLACHY KOLENNÍHO KLOUBU VYTVOŘENÉ Z PRVKU LINK180	57
OBRÁZEK 41: PLOCHY S KONTAKTEM FRICTIONLESS.....	58
OBRÁZEK 42: PŘEDPĚTÍ V ŠROUBECH	58
OBRÁZEK 43: SÍŤ KONEČNÝCH PRVKŮ – VARIANTA 1 BZ, VARIANTA 1 Z, VARIANTA 2.	60
OBRÁZEK 44: SÍŤ KONEČNÝCH PRVKŮ NA ŠROUBECH	61
OBRÁZEK 45: SÍŤ KONEČNÝCH PRVKŮ NA DLAZE	61
OBRÁZEK 46: CELKOVÉ POSUVY FYZIOLOGICKÝCH KOSTNÍCH TKÁNÍ A CHRUPAVEK (VARIANTA FYZ)	63
OBRÁZEK 47: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ VON MISES V DLAZE – VARIANTA 1 BZ, 1 BZ_TŘENÍ.....	65
OBRÁZEK 48: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ VON MISES V DLAZE – VARIANTA 1 Z, 1 Z_TŘENÍ.....	65
OBRÁZEK 49: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ VON MISES VE ŠROUBECH – VARIANTA 1 BZ.....	68
OBRÁZEK 50: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ VON MISES VE ŠROUBECH – VARIANTA 1 BZ_TŘENÍ.....	69
OBRÁZEK 51: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ HMH VE ŠROUBECH – VARIANTA 1 Z.....	70
OBRÁZEK 52: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ HMH VE ŠROUBECH – VARIANTA 1 Z_TŘENÍ.....	71
OBRÁZEK 53: OZNAČENÍ ŠROUBŮ – VARIANTA 2	73
OBRÁZEK 54: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ VE ŠROUBECH – VARIANTA 2	73
OBRÁZEK 55: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ VE ŠROUBECH – VARIANTA 2_TŘENÍ.....	74
OBRÁZEK 56: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ VE ŠROUBECH – VARIANTA 2_PŘEDPĚTÍ100	74
OBRÁZEK 57: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ VE ŠROUBECH – VARIANTA 2_PŘEDPĚTÍ250	75
OBRÁZEK 58: EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ VE ŠROUBECH – VARIANTA 2_PŘEDPĚTÍ500	75
OBRÁZEK 59: PRAHOVÉ HODNOTY PŘETVOŘENÍ PRO RŮZNÉ STAVY KOSTNÍ TKÁNĚ.	78
OBRÁZEK 60: EKVIVALENTNÍ PŘETVOŘENÍ – VARIANTA 1	79
OBRÁZEK 61: EKVIVALENTNÍ PŘETVOŘENÍ – VARIANTA 2	80
OBRÁZEK 62: EKVIVALENTNÍ PŘETVOŘENÍ NA PLOŠE FRAGMENTU	82
OBRÁZEK 63: EKVIVALENTNÍ PŘETVOŘENÍ – VARIANTA 1 BZ	83
OBRÁZEK 64: EKVIVALENTNÍ PŘETVOŘENÍ – VARIANTA 1 BZ_TŘENÍ	84
OBRÁZEK 65: EKVIVALENTNÍ PŘETVOŘENÍ – VARIANTA 1 Z.....	85
OBRÁZEK 66: EKVIVALENTNÍ PŘETVOŘENÍ – VARIANTA 1 Z_TŘENÍ.....	86
OBRÁZEK 67: EKVIVALENTNÍ PŘETVOŘENÍ – VARIANTA 2, VARIANTA 2_TŘENÍ, VARIANTA 2_PŘEDPĚTÍ100, VARIANTA 2_PŘEDPĚTÍ250, VARIANTA 2_PŘEDPĚTÍ500.	87

8 Seznam použitých zkratk a symbolů

AMD	Advanced Micro Devices
ANSYS	Analysis System
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen - Association for the
APDL	ANSYS Parametric Design Language
CT	Computed Tomography - počítačová tomografie
FSI	Fakulta strojního inženýrství
HP	Hewlett-Packard Development Company, L.P.
PA USA	Pennsylvania, constituent state of the United States of America
PCG	Preconditioned Conjugate Gradient (Solver)
RAM	Random Access Memory
RTG	Rentgenové záření
STL	Standard Triangle Language nebo Standard Tessellation Language Study of Internal Fixation (ASIF) - Pracovní spolek pro otázky osteosyntézy
ÚMTMB	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na VUT v Brně
VUT	Vysoké učení technické v Brně