



# 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 VŘETENNÍ KOSTI

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF INTERNAL PLATE FIXATOR OF DISTAL RADIUS FRACTURE

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. VERONIKA HUSSLIKOVÁ

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETR MARCIÁN, Ph.D.

BRNO 2020



# Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka:	<b>Bc. Veronika Hussliková</b>
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce:	<b>Ing. Petr Marcián, Ph.D.</b>
Akademický rok:	2019/20

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 vřetenní kosti**

### **Stručná charakteristika problematiky úkolu:**

Fraktury vřetenní kosti patří mezi nejčastější zlomeniny v lidském těle. K těmto zlomeninám dochází zejména při sportovních aktivitách. Úlomky kostních segmentů je nutné ve vážnějších případech zajistit dlahou, a je tedy nutné přistoupit k operaci. Často se při těchto zákrocích používají komerčně vyráběné dlahy. Soustava vřetenní kosti s dlahou je částečně pohyblivá a mechanicky namáhaná. Posouzení mechanické interakce mezi dlahou a vřetenní kostí je možné provést výpočtovým modelováním pomocí MKP.

### **Cíle diplomové práce:**

1. Rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelu geometrie vřetenní kosti z dodaných CT dat.
3. Vytvoření modelu geometrie dlahy na základě dostupných dat z literatury.
4. Vytvoření výpočtového modelu vřetenní kosti s dlahou v programovém prostředí software ANSYS.
5. Provedení deformační a napěťové analýzy pro vybrané zátěžné stavy.

### **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.

CAITI, G.; DOBBE, J.G.G.; BERVOETS, E. Biomechanical considerations in the design of patient-specific fixation plates for the distal radius, Medical and Biological Engineering and Computing, 2019, roč. 57, č. 5, str. 1099-1107.

LIN CH. L.; LIN, Y. H.; CHEN, A. CH-Y. Buttressing angle of the double-plating fixation of a distal radius fracture: a finite element study, Medical and Biological Engineering and Computing, 2006, roč. 44, č. 8, str. 665-673.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2019/20

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
ředitel ústavu

---

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

## **Abstrakt**

Zlomeniny distálního konce vřetenní kosti se řadí mezi nejčastější zlomeniny. Při komplikovaných zlomeninách je nutné přistoupit k operační léčbě pomocí vnitřní dlahy. Práce se zaměřuje na provedení deformačně-napěťové analýzy vnitřní dlahy fixované ve vřetenní kosti pomocí kostních šroubů. Pro posouzení mechanických interakcí mezi jednotlivými prvky této soustavy bylo použito výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků. Deformačně-napěťová analýza byla provedena pro tři různé typy fixace v modelech geometrie zahrnujících zlomeninu vřetenní kosti a zhojenou vřetenní kost a pro tři různé typy zatížení. Ve vyhodnocení výsledků byl posouzen vliv typu zatížení a vliv zhojení kostní tkáně. Pro zatížení ohybem, které bylo nejkritičtější, nedošlo v dlaze ani v kostních šroubech k překročení meze kluzu a nevznikla tedy nevratná plastická deformace materiálu.

## **Summary**

Distal radius fractures are one of the most common fractures. In case of a complicated fracture, it is necessary to proceed with surgical treatment using an internal plate fixator. The aim of this thesis was to perform a stress-strain analysis of an internal plate fixator attached to the distal radius using bone screws. Computational modeling using finite element method was used to assess the mechanical interactions among the individual elements of this system. The stress-strain analysis was performed for three different types of fixation in geometry models including a distal radius fracture and a healed distal radius and for three different types of loads. In the evaluation of the results, the influence of the type of load and the influence of the healing of the bone tissue were assessed. For the bending load, which was the most critical, the yield strength was not exceeded in the plate or in the bone screws, and therefore irreversible plastic deformation of the material did not occur.

## **Klíčová slova**

Vřetenní kost, vnitřní dlahy, deformačně-napěťová analýza, výpočtové modelování, metoda konečných prvků

## **Keywords**

Radius, internal fixator, stress-strain analysis, computational modeling, finite element method

HUSSLIKOVÁ, V. *Deformační a napěťová analýza dlahy fixující zlomeninu vřetenní kosti*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2020. 98 s. Vedoucí Ing. Petr Marcián, Ph.D.



Prohlašuji, že jsem diplomovou práci *Deformační a napěťová analýza dlahy fixující zlomeninu vřetenní kosti* vypracovala samostatně pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D., s použitím pramenů uvedených v seznamu použitých zdrojů.

Bc. Veronika Hussliková





Na tomto místě bych ráda poděkovala svému vedoucímu diplomové práce Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D., za jeho trpělivost, věnovaný čas, cenné rady a připomínky, podporu během psaní této diplomové práce a poskytnutí výpočtové kapacity.

Také bych tímto chtěla poděkovat svým rodičům za zázemí a podporu nejen při vysokoškolském studiu.

Bc. Veronika Hussliková



# Obsah

Úvod	13
<b>Popis problémové situace</b>	<b>14</b>
Formulace problému	14
Cíle řešení	14
Systém podstatných veličin	15
Výběr metody řešení	15
<b>1 Rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou</b>	<b>16</b>
1.1 Anatomie a biomechanika	16
1.2 Vnitřní dlahy pro fixaci zlomenin vřetenní kosti	16
1.3 Výpočtové modelování	17
<b>2 Základní anatomie spojená s řešenou problematikou</b>	<b>18</b>
2.1 Anatomické názvosloví	18
2.2 Anatomie horní končetiny	20
2.3 Stavba kostí	21
<b>3 Zlomeniny kostí</b>	<b>24</b>
3.1 Typy zlomenin	24
3.2 Klasifikace zlomenin	24
3.2.1 AO Fracture Classification	25
3.3 Hojení zlomenin	30
3.4 Léčba zlomenin	30
3.4.1 Konzervativní léčba	31
3.4.2 Vnější fixátory	31
3.4.3 Operační léčba	34
<b>4 Vnitřní dlahy pro fixaci zlomenin vřetenní kosti</b>	<b>36</b>
4.1 Operační metody	37
4.2 Druhy vnitřních dlah	37
4.3 Materiály používané pro výrobu vnitřních dlah	39
4.3.1 Korozivzdorná ocel	39
4.3.2 Slitiny titanu	40
4.4 Komerčně vyráběné dlahy pro distální radius	41
4.5 Úhlově stabilní T-dlaha firmy MEDIN, a. s.	41
4.5.1 Operační technika	43
4.5.2 Materiály dlahy a kostních šroubů	43
<b>5 Výpočtové modelování</b>	<b>44</b>
5.1 Model geometrie	44
5.1.1 Model geometrie vřetenní kosti	44
5.1.2 Model geometrie vnitřní dlahy	45
5.1.3 Model geometrie šroubu	46
5.1.4 Varianty modelu geometrie	46

5.2	Model materiálu . . . . .	48
5.2.1	Model materiálu kostní tkáně . . . . .	48
5.2.2	Model materiálu vnitřní dlahy a kostních šroubů . . . . .	49
5.3	Model vazeb . . . . .	50
5.4	Model zatížení . . . . .	51
5.5	Diskretizovaný model geometrie . . . . .	52
5.6	Nastavení řešiče . . . . .	55
5.7	Použitý hardware . . . . .	55
<b>6</b>	<b>Prezentace a analýza dosažených výsledků</b>	<b>56</b>
6.1	Posuvy soustavy . . . . .	56
6.2	Redukované napětí HMM ve vnitřní dlaze . . . . .	59
6.3	Redukované napětí HMM v kostních šroubech . . . . .	64
6.4	Vyhodnocení přetvoření v kostní tkáni . . . . .	69
	<b>Závěr</b>	<b>80</b>
	<b>Seznam použitých zdrojů</b>	<b>93</b>
	<b>Seznam použitých zkratk a symbolů</b>	<b>94</b>
	<b>Seznam obrázků</b>	<b>94</b>
	<b>Seznam tabulek</b>	<b>98</b>

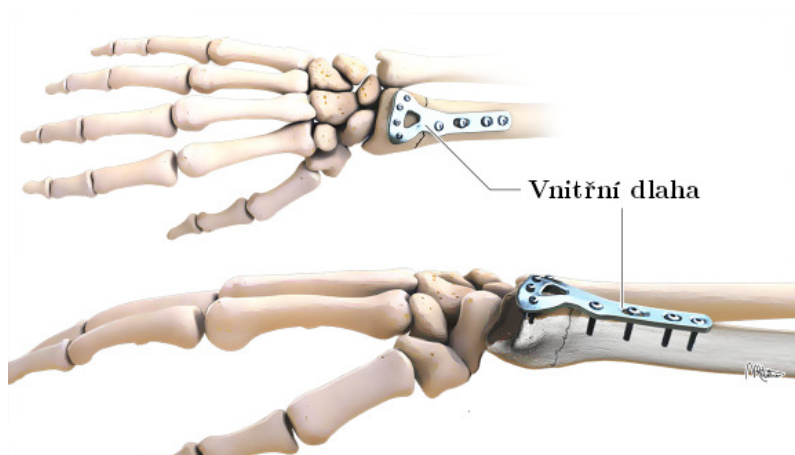
# Úvod

Horní končetiny patří mezi nejdůležitější části lidského těla co se týče komunikace s okolním světem. Jestliže dojde ke zranění či jakémukoli omezení funkce horní končetiny, jsou ovlivněny i klíčové aktivity každodenního života a je na místě usilovat o co nejefektivnější a nejrychlejší léčbu těchto zranění.

Ze všech úrazů kostí u dospělých představují zlomeniny distálního konce radia 8–15 % [64]. Jedná se o jedny z nejčastějších zlomenin vůbec. Obvykle vznikají jako následek pádu na napnutou končetinu, kdy se jedinec snaží ochránit hlavu a obličej natažením rukou před sebe.

Při léčbě fraktur distálního radia existuje několik různých postupů. Volba léčebné metody závisí primárně na typu a komplikovanosti zlomeniny. U komplikovaných zlomenin se přistupuje k vnitřní fixaci úlomků pomocí dlahy, která je ke kosti připevněna šrouby (obrázek 1).

Historie vnitřních dlah sahá až na konec 19. století. V roce 1895 W. A. Lane poprvé představil kovovou destičku pro použití k vnitřní fixaci zlomeniny [110]. Tento koncept prošel v následujícím století vývojem, který zahrnoval nevyhnutelnou změnu materiálu i tvaru. Kromě komerčně vyráběných dlah je v posledních letech značně diskutován a zkoumán tzv. patient-specific přístup, kdy se tvar dlahy upravuje na míru konkrétním pacientům, aby repozice kostí byla co nejpřesnější [12]. Tato diplomová práce je věnována deformační a napěťové analýze komerčně vyráběných vnitřních dlah.



**Obrázek 1:** Vnitřní dlaha fixující zlomeninu vřetenní kosti – ilustrační obrázek. [49]

# Popis problémové situace

Zlomeniny vřetenní kosti se řadí mezi nejčastější zlomeniny horní končetiny. Podle mechanismu vzniku mohou být různého charakteru.

Nestabilní tříštivé zlomeniny a zlomeniny s neuspokojivým postavením úlomků kosti po repozici nelze léčit obyčejnou vnější dlahou, protože by mohlo dojít k posunutí úlomků kosti ve fraktuře a tím ke komplikacím při hojicím procesu [115]. Proto se při léčbě těchto komplikovaných zlomenin přistupuje k operačnímu řešení (neboli osteosyntéze) vnitřními dlahami, zevními fixátory nebo Kirschnerovými dráty.

Při užití vnitřní dlahy se tato pomocí šroubů připevní ke kosti a drží úlomky na správném místě. Umožňuje tak dřívější mobilizaci končetiny bez komplikovaného sádrování [9]. Při následném zatěžování končetiny vznikají oproti původnímu fyziologickému uspořádání odlišné deformačně-napětové stavy vřetenní kosti, zmíněné dlahy a šroubů, které ji upevňují ke kosti. Proto je důležité tyto stavy určit a zkoumat, zda při zatěžování nedojde k selhání některého prvku nově vzniklé soustavy radius–dlaha–šrouby.

Pro určení deformačně-napětových stavů uvedené soustavy je nezbytný výběr vhodné metody řešení. Vzhledem k nemožnosti praktického provedení experimentálního modelování *in vivo* je vhodné zvolit výpočtové modelování. To umožňuje zkoumat soustavu v různých zatěžovacích stavech a také provést analýzu pro různé geometrie dlah.

Při vytváření vhodného výpočtového modelu pro řešení deformačně-napětových stavů je nutné vyřešit několik dalších dílčích problémů jako vytvoření modelu geometrie vřetenní kosti z dodaných CT snímků, vytvoření modelu geometrie vnitřní dlahy a řešerše v oblasti řešeného problému pro určení zatížení výše uvedené soustavy.

## Formulace problému

Na základě popisu problémové situace lze problém formulovat takto:

**Provedení řešeršní studie zabývající se problematikou zlomenin vřetenní kosti a jejich léčby pomocí vnitřních dlah a provedení deformační a napětové analýzy komerčně vyráběné vnitřní dlahy pro fixaci zlomeniny vřetenní kosti.**

## Cíle řešení

- Rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou.
- Vytvoření modelu geometrie vřetenní kosti z dodaných CT dat.
- Vytvoření modelu geometrie dlahy na základě dostupných dat z literatury.
- Vytvoření výpočtového modelu vřetenní kosti s dlahou v programovém prostředí software ANSYS.
- Provedení deformační a napětové analýzy pro vybrané zátěžné stavy.

# Systém podstatných veličin

Systém podstatných veličin popsáný podle [50] je následující:

## $\Omega$ – primární objekt

Objektem je vnitřní dlahy fixující zlomeninu vřetenní kosti.

## S0 – veličiny popisující okolí objektu

Okolím objektu je kostní tkáň vřetenní kosti.

## S1 – veličiny popisující strukturu objektu - topologii, topografii, geometrii

Do této podmnožiny se řadí výrobní rozměry dlahy a její uspořádání v prostoru společně s vřetenní kostí.

## S2 – veličiny popisující podstatné vazby objektu s okolím

Podstatnou vazbou objektu s okolím je uložení v kostní tkáni pomocí šroubů.

## S3 – veličiny vyjadřující aktivaci objektu

Aktivace objektu je interakce, která je orientována z okolí na objekt a která na objektu vyvolává procesy. V tomto případě aktivací objektu rozumíme veškeré aktivity spojené s pohybem horní končetiny, ve které je dlahy umístěna.

## S4 – veličiny, které působí z okolí na objekt - ovlivňující veličiny

Veličinou, která ovlivňuje objekt z okolí, je oseointegrace neboli spojení šroubů s okolní kostní tkání.

## S5 – veličiny vyjadřující vlastnosti prvků struktury

Vlastnosti vnitřní dlahy pro fixaci zlomeniny vřetenní kosti jsou dány jejími rozměry a materiálými a mechanickými charakteristikami. Dalšími vlastnostmi prvků struktury jsou průměr a stoupání závitů použitých šroubů.

## S6 – veličiny popisující procesy na struktuře objektu

Na základě formulace problému jsou jako hlavní uvažovány deformační procesy vnitřní dlahy.

## S7 – veličiny popisující projevy (chování) objektu

Projevy objektu jsou vyjádřeny vznikem deformace a napjatosti v dlahy.

## S8 – veličiny popisující důsledky projevů objektu na jeho okolí nebo na objekt samý

Důsledkem projevů může být uvolnění dlahy a také proces remodelace kostní tkáně.

# Výběr metody řešení

Výběr vhodné metody řešení je žádoucí pro určení napětí a deformací výše uvedené soustavy. Experimentální modelování in vivo je prakticky neproveditelné, proto je pro deformační a napětovou analýzu vnitřní dlahy fixující zlomeninu vřetenní kosti zvoleno výpočtové modelování.

# 1 Rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou

V rámci rešeršní studie byla zkoumána literatura týkající se obecné anatomie a anatomie a biomechaniky horní končetiny a články a publikace zabývající se vnitřními fixátory zlomenin vřetenní kosti a výpočtovým modelováním v této oblasti.

## 1.1 Anatomie a biomechanika

Anatomií pohybového aparátu se ve své knize zabývá Čihák (2016) [18]. Lze zde najít informace vhodné pro proniknutí do dané problematiky jako jsou anatomické názvosloví, základní stavba kostí a jejich mechanické vlastnosti a kapitoly o jednotlivých částech kosterní soustavy. Anatomii ve svých publikacích popisují také Holibková a Laichman (2010) [42], Hudák a Kachlík (2013) [43] nebo Parker (2016) [78].

Biomechanice člověka se ve svých knihách věnují Křen a kol. (1997) [54], Valenta a Němec (1985) [112], Peterson a Bronzino (2008) [80] nebo Čapek a kol. (2018) [17]. V těchto publikacích lze najít informace zahrnující chování biologických tkání z pohledu mechaniky, aplikace biomechaniky, hlavní výzkumná témata a experimentální a výpočtové přístupy v oboru. Čapek a kol. (2018) [17] ve svém díle zahrnuje také vývojový cyklus vzniku implantátů.

## 1.2 Vnitřní dlahy pro fixaci zlomenin vřetenní kosti

V rámci zpracování této diplomové práce byla provedena i rešerše v oblasti zlomenin kostí a jejich léčby. Obecnou traumatologií se ve svých knihách zabývají Višňa a Hoch (2004) [116] nebo Wendsche a Veselý (2015) [120]. Ghiasi a kol. (2017) [40] se ve svém článku věnuje zlomeninám kostí, mechanismu a biomechanickému modelování jejich hojení, Mauck a Swigler (2018) [63] shrnují dostupné poznatky o diagnóze a léčbě zlomeniny vřetenní kosti. MacIntyre a Dewan (2016) [58] se zabývají epidemiologií, prognózou a rizikovými faktory zlomenin distálního radia.

Vnitřní dlahy pro fixaci zlomenin vřetenní kosti jsou intenzivně zkoumanou problematikou. Proto lze dohledat mnoho odborných studií a článků zabývajících se ať už vnitřními dlahami jako takovými, nebo jejich výpočtovým modelováním.

Výpočtovým modelováním vnitřních dlah a zkoumáním jejich deformačně-napěťových stavů se věnují například Caiti a kol. (2019) [12], Cheng a kol. (2007) [46], Lin a kol. (2006) [57] nebo Stanbury a kol. (2012) [95]. Wall a kol. (2012) [118] a Yuen a kol. (2015) [122] se zabývají určováním vhodných délek šroubů pro fixaci vnitřní dlahy k vřetenní kosti. Další studie se zabývají porovnáváním různých typů vnitřních dlah co se týče tvarů, materiálů, apod.

Ramavath a kol. (2006) [86] systematicky shrnuje literaturu týkající se biomechaniky vnitřních dlah pro fixaci zlomenin vřetenní kosti publikovanou v posledním desetiletí a výstupy z těchto zdrojů vzájemně porovnává.



Pohled na historii a současnost vnitřních dlah pro fixaci zlomeniny vřetenní kosti poskytuje Uhthoff a kol. (2006) [110].

### 1.3 Výpočtové modelování

Použití metody konečných prvků pro řešení deformačně-napětových stavů kostní tkáně popisují Burkhart a kol. (2013) [10], Ruffoni a Van Lenthe (2017) [88] nebo Parashar a Sharma (2016) [76]. Z těchto článků lze čerpat informace o metodách validace a zpřesnění konečnoprvkových modelů nebo způsobech posouzení kvality konečnoprvkové sítě.

Metodami vytvoření modelu geometrie ze snímků získaných pomocí počítačové tomografie (CT) se zabývají například Kumar a kol. (2019) [55], Davis a kol. (2015) [20] nebo Wang a kol. (2010) [119].

Na ústavu mechaniky těles a biomechaniky na VUT v Brně byly vypracovány a obhájeny například diplomová práce z oblasti stomatologie zabývající se tematikou implantátů v dolní čelisti (Fňukal (2017) [30]), diplomová práce zabývající se deformačně-napětovou analýzou lebečního fixátoru (Chamrad (2016) [44]), nebo dizertační práce Krpalka (2016) [53] zabývající se biomechanickou studií ruky.

Na základě výše uvedeného lze tedy říci, že z knih, odborných článků i závěrečných prací lze čerpat mnoho informací z anatomie, biomechaniky i traumatologie a nalézt informace o výpočtovém modelování kostní tkáně v biomechanice a s tím související tvorbě modelů geometrie kostní tkáně z CT snímků.

Vnitřními dlahami pro fixaci zlomenin vřetenní kosti se zabývá velké množství odborných studií a publikací – věnují se výpočtovému modelování vnitřních dlah, porovnávání různých druhů vnitřních dlah, určování délek šroubů použitých při fixaci těchto dlah, porovnávání materiálů používaných pro jejich výrobu apod. Žádná ze studií zmíněných výše se ale nezabývá analýzou deformačně-napětových stavů pro dvě varianty dlahy, resp. tři varianty fixace pomocí šroubů, a srovnáním deformačně-napětových stavů v soustavě radius se zlomeninou–dlaha–šrouby a deformačně-napětových stavů v soustavě zhojený radius–dlaha–šrouby.

## 2 Základní anatomie spojená s řešenou problematikou

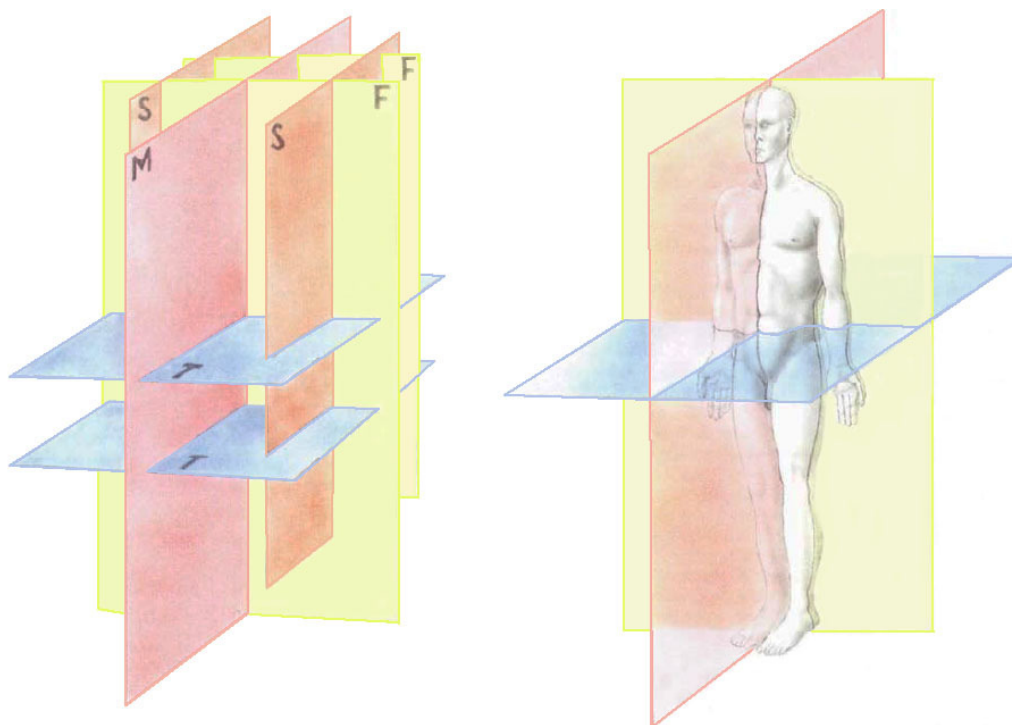
Deformační a napěťová analýza vnitřního dlahy fixující zlomeninu radia je nevyhnutelně spojená se znalostí základní anatomie a konkrétně i anatomie horní končetiny. Tato kapitola se tedy věnuje anatomickému názvosloví, kostře horní končetiny a v neposlední řadě stavbě kostí.

### 2.1 Anatomické názvosloví

Orientace na lidském těle je určena rovinami a směry, které se týkají celého těla, ale i jeho jednotlivých částí. Pro určování rovin a směrů je třeba mít jednotnou základní anatomickou polohu těla, která je určena takto: vzpřímený postoj, při němž horní končetiny volně visí podél těla a dlaně jsou vytočené dopředu.

V rámci celého těla uvádíme čtyři základní roviny (obrázek 2.1):

- **mediánní** – svislá rovina jdoucí zepředu dozadu, která dělí tělo na dvě zrcadlové poloviny,
- **sagitální** – všechny roviny rovnoběžné s mediánní rovinou,
- **frontální** – svislé roviny kolmé na roviny sagitální,
- **transversální** – vodorovné roviny kolmé na sagitální i frontální roviny [18].



**Obrázek 2.1:** Roviny těla: M – mediánní, S – sagitální, F – frontální, T – tranversální. [82] (upraveno)

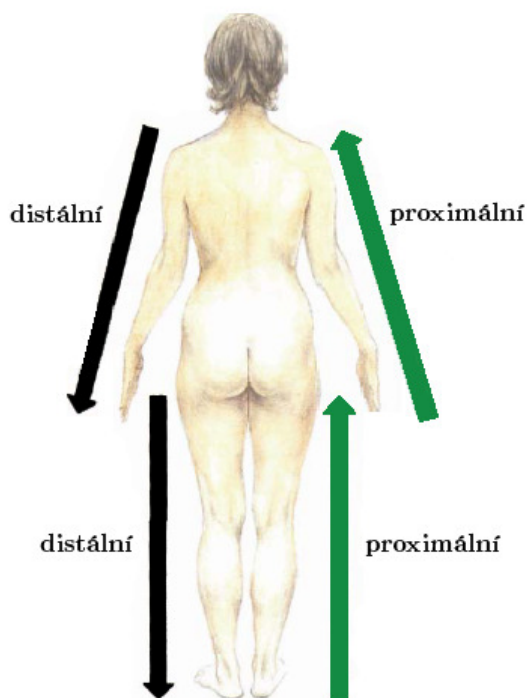
Jak již bylo popsáno výše, pro orientaci na lidském těle se dále využívají směry. Protože v této diplomové práci je řešenou oblastí horní končetina, je vhodné zmínit směry na končetinách:

- **proximalis** – bližší k trupu,
- **distalis** – vzdálenější od trupu, tedy směrem k volnému konci končetiny [18].

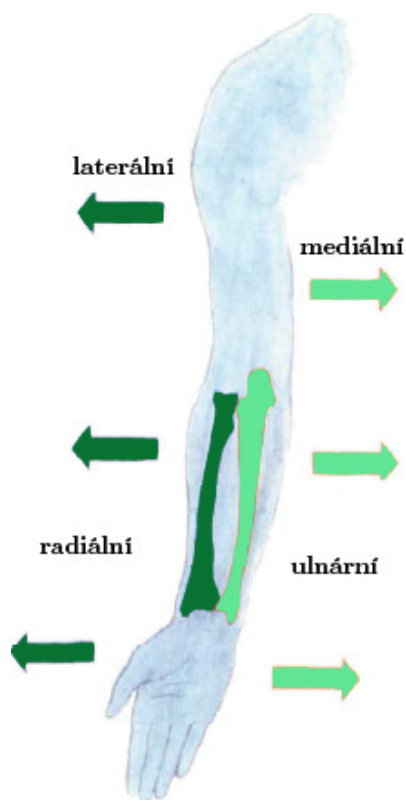
Konkrétně na horní končetině pak rozlišujeme tyto směry:

- **ulnaris** – vnitřní, tj. bližší ke kosti loketní, ulně;
- **radialis** – zevní, tj. bližší ke kosti vřetenní, radiu;
- **palmaris** (též **volaris**) – dlaňový, uložený (též směřující) směrem do dlaně (lat. *palma* – dlaň);
- **dorsalis** – hřbetní, tj. uložený směrem do hřbetu ruky [18].

Grafické znázornění směrů na končetinách je uvedeno na obrázku 2.2, znázornění směrů na horní končetině je uvedeno na obrázku 2.3.



**Obrázek 2.2:** Směry na končetinách. [73] (upraveno)



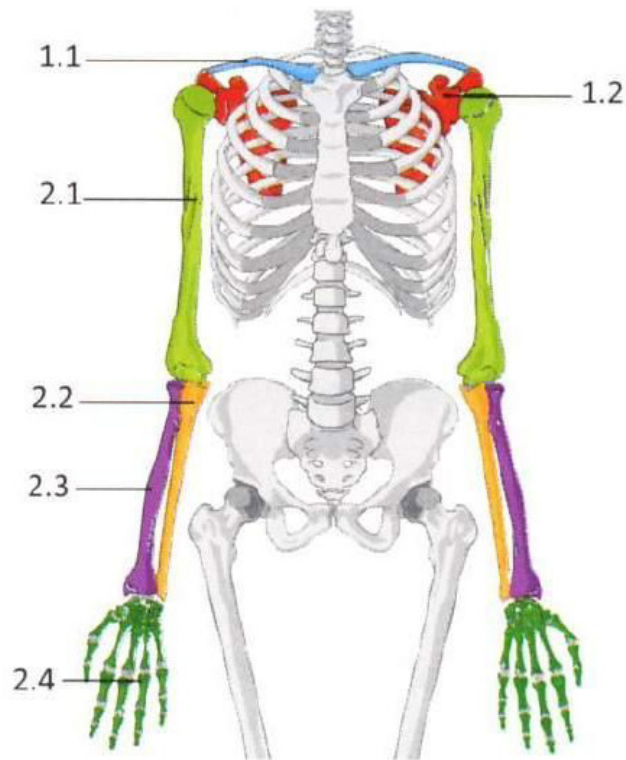
Obrázek 2.3: Směry na předloktí a ruce. [74] (upraveno)

## 2.2 Anatomie horní končetiny

Horní končetina má na lidském těle „komunikační“ funkci – umožňuje komunikaci s okolím, ale i s tělem samotným. Skládá se z pletence horní končetiny a volné části horní končetiny. Pletenec zahrnuje lopatku a kost klíční a zabezpečuje připojení končetiny k trupu. Volná část horní končetiny disponuje různě pohyblivými články – paže, předloktí, ruka –, přičemž ramenní kloub je nepohyblivějším kloubem v těle, loketní kloub má teleskopickou funkci (končetina pomocí něj mění svoji délku) a klouby ruky mají nejčastěji úchopovou funkci [75]. Kostru volné končetiny tvoří:

- kost pažní (*humerus*),
- kost vřetenní (*radius*),
- kost loketní (*ulna*),
- kosti zápěstní (*ossa carpi*),
- kosti záprstní (*ossa metacarpi*),
- články prstů (*phalanges*) [42].

Kostra horní končetiny je znázorněna na obrázku 2.4.



**Obrázek 2.4:** Kostí horní končetiny: 1.1 – kost klíční (*clavicula*), 1.2 – lopatka (*scapula*), 2.1 – kost pažní (*humerus*), 2.2 – kost loketní (*ulna*), 2.3 – kost vřetenní (*radius*), 2.4 – kosti ruky (kosti zápěstní (*ossa carpi*), kosti záprstní (*ossa metacarpi*), články prstů (*phalanges*)). [52]

## 2.3 Stavba kostí

Kostra je oporou těla. Spolu s chrupavkami, klouby a vazy tvoří tzv. pasivní pohybový aparát. Rozlišujeme tři základní tvary kostí (obrázek 2.5):

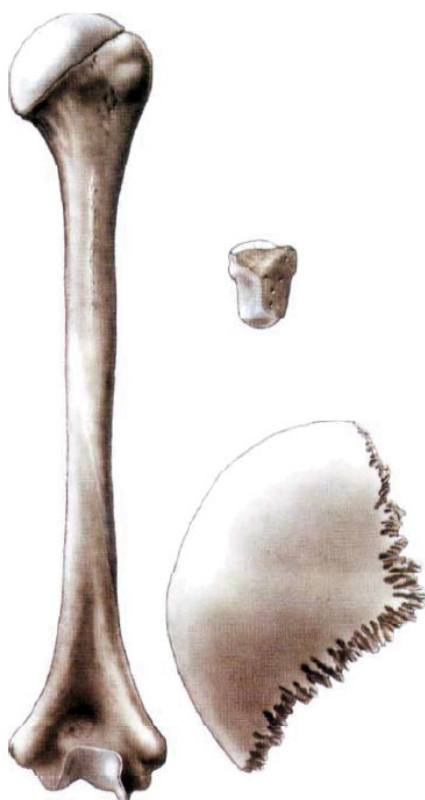
- dlouhé kosti,
- krátké kosti,
- ploché kosti [18].

Dlouhé kosti jsou tvořeny střední částí trubkovitého tvaru (diafýza), která je dutá a na kterou navazují koncové části (epifýzy), které obvykle tvoří kloubní hlavice nebo kloubní jamky pokryté chrupavkou. Krátké kosti mají nepravidelný tvar a nepravidelné kloubní plochy různých tvarů. Mezi ploché kosti patří např. kost hrudní nebo některé kosti lebeční. Kromě tvaru se od sebe tyto skupiny kostí liší také způsobem a průběhem tvorby kosti za vývoje a růstu a poměrem jednotlivých typů kostní tkáně zmíněných níže.

Kosti, které nelze zařadit do předchozích tří skupin, se označují jako kosti nepravidelné [18].

Kost je tvořena kostní tkání. Existují dva druhy kostní tkáně:

- **kompakta** – hutná kost (*substantia compacta*),
- **spongióza** – houbovitá kost (*substantia spongiosa*) [75].

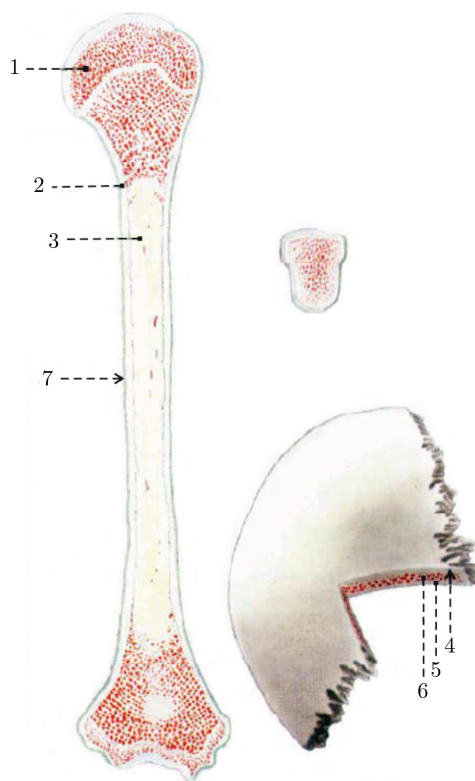


**Obrázek 2.5:** Základní tvary kostí: dlouhá kost – pažní kost člověka, krátká kost – jedna ze zápěstních kostí, plochá kost – temenní kost člověka. [123]

Kompakta se zpravidla nachází na povrchu kostí a má lamelovitou strukturu, spongióza tvoří trámečkovitou strukturu uvnitř kostí [78]. Poměr kompakty a spongiózy závisí na věku a aktivitě a je také odrazem fyzických nároků, které jsou na kost kladeny [18].

V dutinách dlouhých kostí se nachází kostní dřev ( *medulla ossium* ). V závislosti na vývojovém stadiu kosti rozlišujeme tři druhy kostní dřevě – červenou, žlutou a šedou. Povrch kostí kryje okostice ( *periost* ). Tato vrstva umožňuje růst kosti do šířky, zajišťuje výživu kosti a také se podílí na hojení zlomenin [42].

Zastoupení jednotlivých druhů kostní tkáně v různých typech kostí je ukázáno na obrázku 2.6.



**Obrázek 2.6:** Podíl kompakty a spongiózy u různých typů kostí: 1 – spongióza, 2 – kompakta, 3 – dutina těla dlouhé kosti, 4 – zevní kompakta lebeční kosti, 5 – vnitřní kompakta lebeční kosti, 6 – spongióza lebeční kosti (se silnější trámčinou), 7 – okostice (*periost*). [81] (upraveno)

# 3 Zlomeniny kostí

Zlomenina (jak je označována porucha kontinuity kosti [120]) patří k nejčastějším ortopedickým problémům. Z údajů Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR (ÚZIS ČR) vyplývá, že z celkového počtu ambulantně ošetřených úrazů ve vybraných chirurgických oborech v České republice v roce 2018 se ve více než 24 % případů jednalo o zlomeniny [124]. V rámci všech zlomenin se v 17,5 % případů jedná o zlomeninu distálního radia<sup>1</sup> [16].

Jedním z rizikových faktorů pro vznik zlomenin je osteoporóza vyskytující se u starších pacientů [28], [8].

## 3.1 Typy zlomenin

Protože zlomeniny vznikají z různých příčin, různými mechanismy a také jejich forma se liší, je nutné je rozdělovat podle určitých kritérií.

Podle příčiny vzniku dělíme zlomeniny do tří skupin:

- **úrazové**,
- **únarové** – vznikají opakovaným přetížením skeletu,
- **patologické** – vznikají na patologicky změněných kostech často malým a netypickým zatížením [120].

Dále lze dělit zlomeniny podle poškození měkké tkáně:

- **zavřené**,
- **otevřené** – kost se dostává do styku s vnějším prostředím a zároveň často dochází k poškození měkké tkáně [116].

Podle linie lomu se zlomeniny dělí na šest typů: příčné, šikmé, spirální, vertikální, tangenciální a avulzní [116], [120]. Avulzní zlomeniny se vyskytují na úponech vazů a šlach.

Podle počtu úlomků rozlišujeme zlomeniny dvouúlomkové, tříúlomkové, čtyřúlomkové a víceúlomkové [116].

## 3.2 Klasifikace zlomenin

Zlomeniny je nutné vhodně popsat a pojmenovat, aby byla zajištěna jasná a výstižná komunikace v lékařství při jejich léčbě a také aby bylo možno porovnat výskyt jednotlivých zlomenin a výsledky léčby a následně tyto výsledky předvídat a hledat nejvhodnější způsob léčby pro danou frakturu [116], [29]. Zmíněný popis a pojmenování zlomenin kostí jsou zajištěny jejich klasifikací.

Tato klasifikace by měla objektům určit jasné a nezaměnitelné názvy. Měla by umožnit rozdělit objekty do skupin, předvídat výsledky a navést ke vhodné léčbě [29]. Dokonalou klasifikaci, podle které by bylo možno toto provést u všech obvyklých zlomenin, ale není

---

<sup>1</sup>Tento údaj vychází ze studie provedené v edinburské nemocnici Royal Infirmary of Edinburgh v roce 2000.



možné vytvořit, protože by bylo třeba znát přirozený výsledek zlomeniny a také dopady, které by na něj měly různé zásahy. Většina klasifikací byla vytvořena, aby bylo na základě vážnosti, komplikovanosti, mechanismu vzniku nebo výsledku možné co nejlépe určit potřebnou léčbu. Taková klasifikace musí zároveň být výstižná, logická a reprodukovatelná.

Společně s vývojem lékařství se také vyvíjela klasifikace zlomenin. Existovaly klasifikace vycházející pouze z vnějšího zkoumání zlomenin, později klasifikace podle rentgenových snímků. S vývojem CT se poté objevila snaha implementovat CT data do už existujících rozdělení založených na rentgenových snímcích nebo vznikala rozdělení nová. V posledních desetiletích byly užívané klasifikační systémy testovány a zpochybňovány [11] a v současnosti je výzkum soustředěn na ověření, úpravu a vylepšení stávajících systémů nebo dokonce vytváření nových [29].

Podle [29] mohou být klasifikace zlomenin rozděleny do čtyř hlavních skupin:

- „**Fracture-Specific Classification Systems**“ – zabývají se pouze specifickou částí kosterní soustavy,
- „**Patient-Specific Classification Systems**“ – nejsou omezeny na určitou kost, ale zahrnují jedinečnou skupinu ošetřovaných (děti, pacienti s nádorovým onemocněním apod.),
- „**Generic or Universal Systems**“ – snaží se pro označení všech druhů zlomenin využívat stále stejnou logickou metodiku – prakticky se jedná o systém číselných kódů,
- „**Soft-Tissue Injury Classification Systems**“ – zabývají se spíše zraněním měkké tkáně než zlomeninou samotnou.

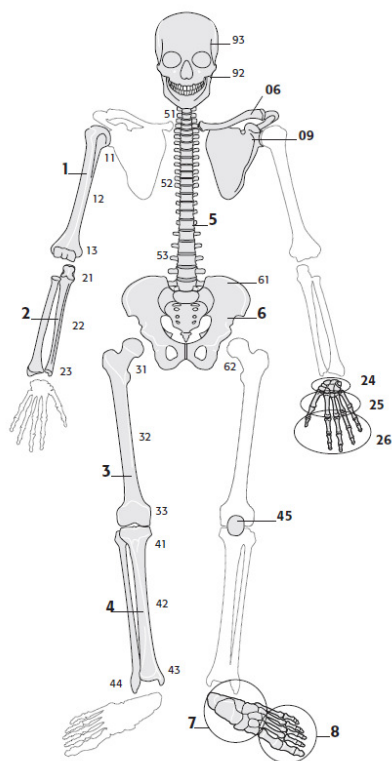
### 3.2.1 AO Fracture Classification

Pravděpodobně nejčastěji využívanou univerzální klasifikací je AO<sup>2</sup> klasifikace zlomenin – AO fracture classification. Tato klasifikace je produktem organizace AO Foundation, která byla vytvořena roku 1958 skupinou švýcarských chirurgů v čele s Maurice E. Müllerem, kteří se zajímali o výzkum hojení kostí [1]. Bylo jasné, že operativní řešení zlomenin získá uznání jen v případě, že bude možné prokázat klinicky významné výsledky [62]. Byla tedy sbírána a ukládána data týkající se všech případů a během prvních let bylo takto uloženo více než 100 000 rentgenových snímků dokumentujících operativní řešení fraktur. Tato dokumentace následně prokázala účinnost jejich přístupu a zároveň posloužila jako základ pro AO klasifikaci zlomenin, která byla poprvé publikována v roce 1990 [29]. Roku 1996 byla doplněna a označena za „ucelenou“ pod označením *CCF – Comprehensive Classification of Fractures* [120]. Je to v podstatě jediná univerzální klasifikace, která se v současnosti používá [29]. Každé zlomenině přiřazuje unikátní kód skládající se z čísel a písmen. Třídění probíhá v pěti krocích [89], [65]:

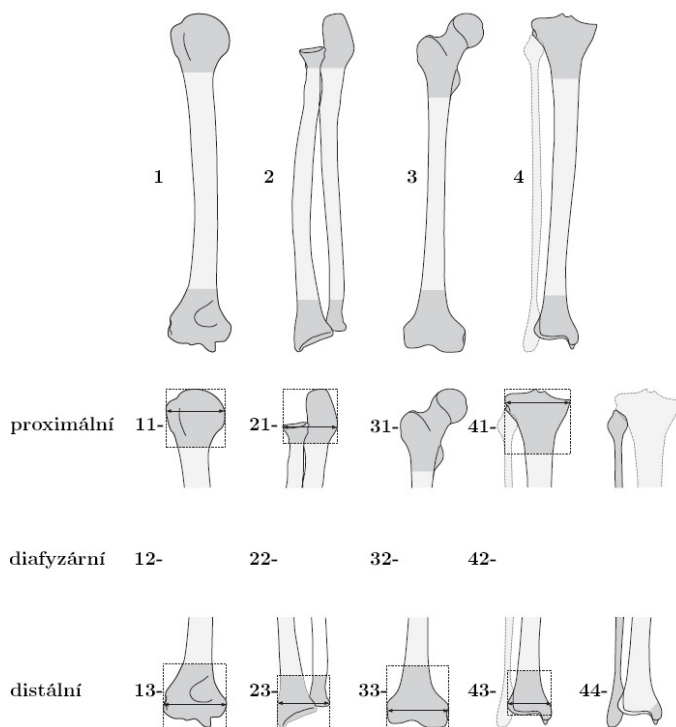
1. **Kost** Každé kosti je přiřazena jedna číselná hodnota viz obrázek 3.1.
2. **Segment kosti** V dalším kroku je určeno, zda je postižený proximální, diafyzární, nebo distální segment kosti, přičemž každému segmentu opět náleží jeden číselný údaj (1, 2, nebo 3). Společně s prvním číslem určuje anatomické umístění zlomeniny (obrázek 3.2). Dvojice ulna-radius a tibia-fíbula jsou uvažovány jako jedna kost.

---

<sup>2</sup>AO – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen neboli Pracovní spolek pro otázky osteosyntézy



Obrázek 3.1: Číselné označení jednotlivých kostí u AO klasifikace. [69]

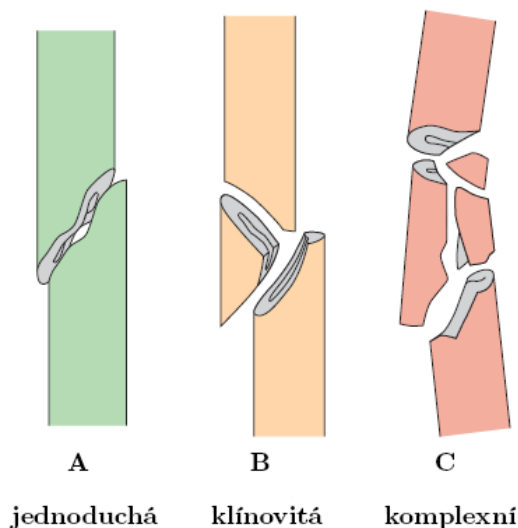


Obrázek 3.2: Číselné určení anatomického umístění zlomeniny podle AO klasifikace na příkladu humeru, radia/ulny, femuru a tibie/fibuly. [4] (upraveno)

**3. Typ fraktury** Třetí písmeno kódu označuje typ zlomeniny – A, B, nebo C. Diafyzární zlomeniny jsou blíže určeny takto:

- A – jednoduché dvouúlomkové zlomeniny,
- B – tříúlomkové zlomeniny s mezifragmentem,
- C – víceúlomkové (tříštvrté) zlomeniny [120].

Tyto tři typy zlomenin s jejich alternativním pojmenováním jsou ukázány na obrázku 3.3.



**Obrázek 3.3:** Typy zlomenin diafyzární části kosti. [3] (upraveno)

Zlomeniny v distální nebo proximální části končetiny se rozlišují následovně:

- A – zlomeniny extraartikulární – bez poškození kloubní plochy,
- B – zlomeniny částečně intraartikulární,
- C – úplně intraartikulární zlomeniny – žádný z kloubních fragmentů nesouvisí s diafýzou [120], [115].

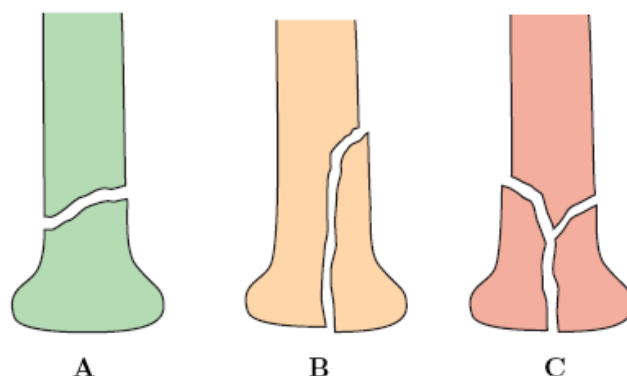
Tyto zlomeniny označované také jako nitrokloubní/metafyzární zlomeniny [120] jsou zobrazeny na obrázku 3.4.

**4. Skupina** Čtvrtá číslice kódu (1, 2, nebo 3) určuje bližší detaily zlomeniny, např. úhel linie zlomeniny nebo míru roztříštění. Příklad tohoto rozlišení pro distální/proximální konec kosti je uveden na obrázku 3.5.

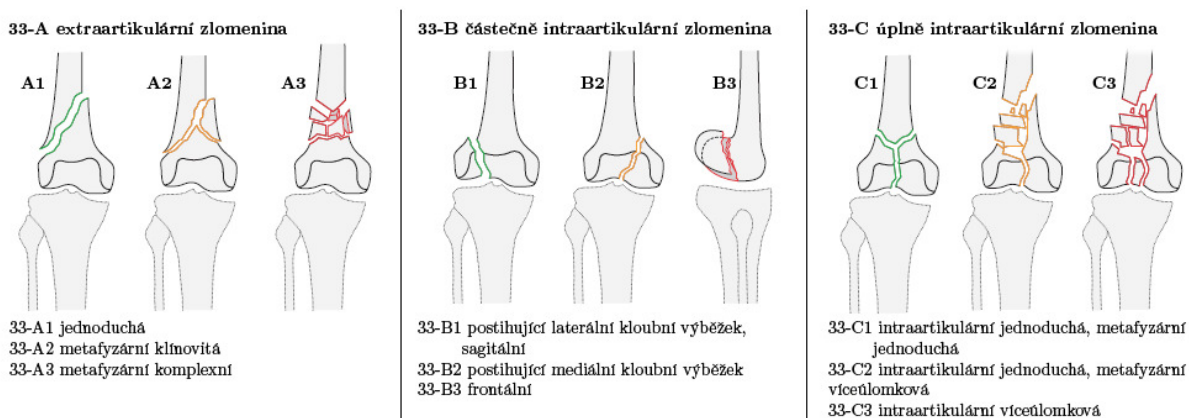
Protože ulna a radius jsou uvažovány jako jedna kost, třetí písmeno a čtvrtá číslice kódu specifikuje zlomeniny ulny, resp. radia, takto:

- A1 – izolovaná jednoduchá extraartikulární zlomenina ulny,
- A2 – izolovaná jednoduchá extraartikulární zlomenina radia,
- A3 – víceúlomková extraartikulární zlomenina radia [65].

Typ A extraartikulární zlomenina  
 Typ B částečně intraartikulární zlomenina  
 Typ C úplně intraartikulární zlomenina



Obrázek 3.4: Typy zlomenin proximální/distální části kosti. [121] (upraveno)

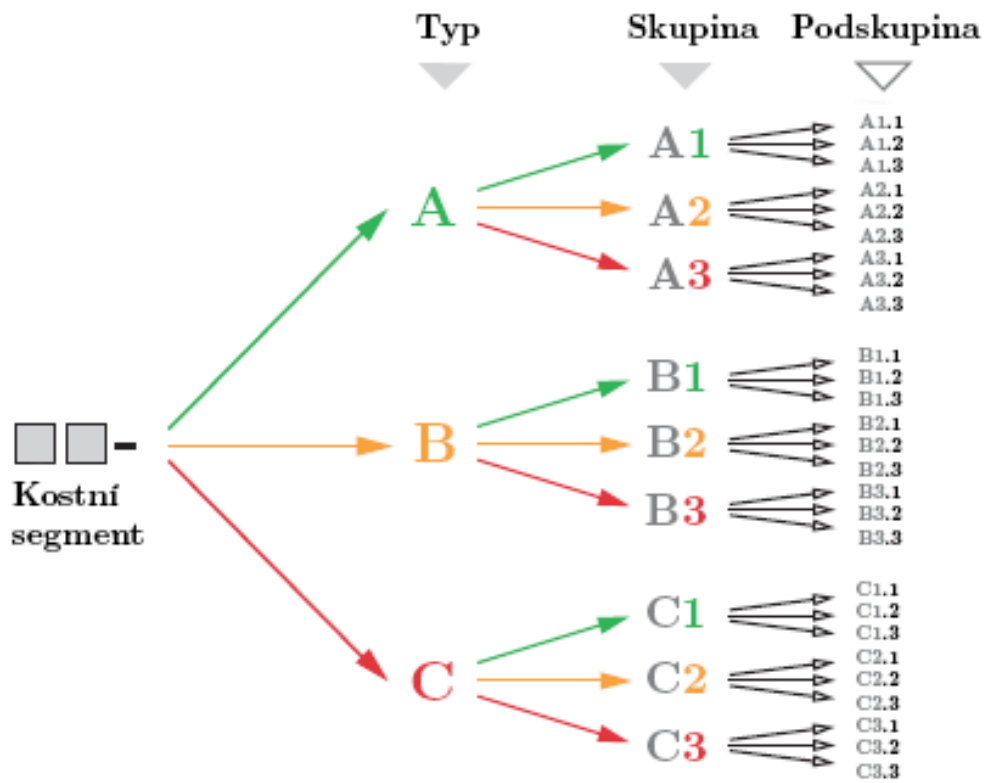


Obrázek 3.5: Typy zlomenin distální/proximální části kosti - uvedeno na příkladu distálního femuru. [26] (upraveno)

**5. Podskupina** Pátá číslice doplňuje předchozí označení tak, aby bylo dosaženo co nejpřesnějšího popisu a co nejmenší míry zaměnitelnosti. Tato číslice se v základní podobně kódu nevyskytuje, používá se pouze v případech, kdy je nutné upřesnění podtypu zlomeniny [120]. Celá druhá část kódu včetně této doplňující číslice je znázorněna na obrázku 3.6.

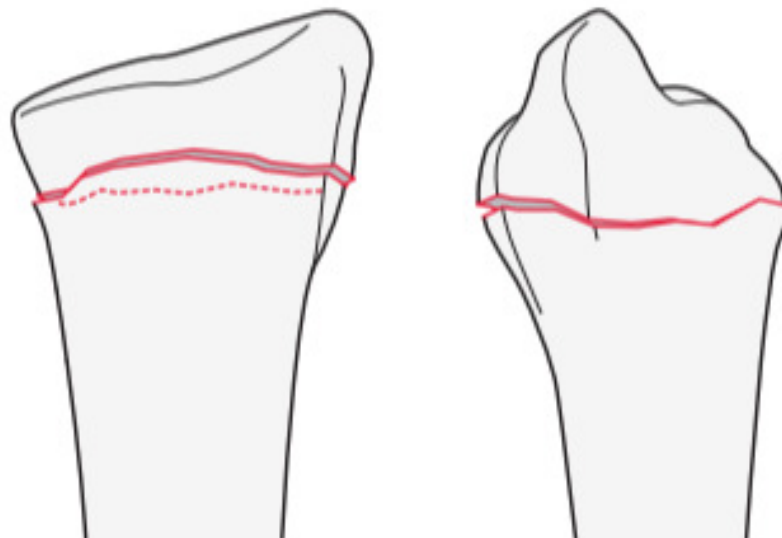
Označení zlomeniny distálního konce vřetenní kosti podle AO klasifikace tedy začíná číslem 23. Zlomenina analyzovaná v této diplomové práci je izolovaná jednoduchá extraartikulární zlomenina distálního radia. Výsledné označení této zlomeniny podle AO klasifikace je tedy 23-A2.1, případně 2R3A2.1 [65], [85]. Doplňující číslice 1 v tomto případě znamená zlomeninu kolmou bez dislokace a sklonu (obrázek 3.7) [85].

Klasifikace hraje důležitou roli při prognóze a určení léčby zlomeniny tak, aby bylo zajištěno její co nejúspěšnější a nejrychlejší hojení.



Obrázek 3.6: Druhá část kódu AO klasifikace. [107] (upraveno)

Podskupina:  
 Přččná, bez dislokace/sklonu  
**2R3A2.1**



Obrázek 3.7: Zlomenina 23-A2.1 (2R3A2.1). [108] (upraveno)

### 3.3 Hojení zlomenin

Vznik zlomeniny je čistě mechanický proces. Je ale spouštěčem důležitých biologických procesů, jako je odbourávání a také tvorba kostní tkáně [89]. Hojení kosti primárně zajišťují tři druhy kostních buněk:

- osteoblasty – produkují kostní matici, kterou se obklopují;
- osteocyty – vyvíjejí se z osteoblastů obklopených kostní maticí, nevytvářejí novou kostní hmotu, ale podílejí se na mineralizaci kostní matrice;
- osteoklasty – odbourávají kostní tkáň, díky čemuž se může tvořit nová – tato remodelace probíhá během celého života [18], [116], [120].

Rozlišujeme dva druhy kostního hojení:

**Nepřímé hojení** Nepřímé (sekundární) hojení neboli „hojení se štěrbinou“ je hojení, při kterém dochází ke vzniku vazivového spojení nazývaného svalek (*callus*) [120], [18]. Jeho tvorba probíhá ve třech fázích: zánětlivá fáze, reparativní fáze a fáze osifikace. V zánětlivé fázi se v místě zlomeniny tvoří hematoma, který je poté přeměněn na fibrózní tkáň [120]. Dochází také k odstranění nekrotické tkáně [116]. Ve fázi reparativní dochází ke vzniku chrupavčité tkáně, k produkci kostní matrice osteoblasty a k likvidaci fragmentů kostních úlomků osteoklasty. Na konci této fáze je vytvořen kostně-chrupavčitý svalek (tzv. měkký svalek) [120]. Ve fázi osifikace je vytvořen tzv. tvrdý svalek za stálé činnosti osteoklastů odbourávajících starou kost a osteoblastů tvořících kost novou. Takto je zlomenina zacelena a pokračuje remodelace kosti až do její původní podoby [120], [89].

**Přímé hojení** Přímé (primární) hojení neboli „hojení bez štěrbin“ je hojení, při kterém nedochází k tvorbě svalku [116], [120]. Tvorba kosti probíhá přímo bez tvorby svalku jako mezistádia hojení – tato forma hojení je typická pro úplně stabilní vnitřní fixaci zlomeniny, kde jsou kostní úlomky v těsném kontaktu zajištěném pomocí dlahy a kostních šroubů [89], [116].

Oba tyto druhy kostního hojení jsou závislé na krevním zásobení, které ale může být narušeno buď přímo úrazem, při kterém zlomenina vznikla, nebo případným operativním léčebným zákrokem [89], [116]. Proto je důležité při léčbě zlomeniny zvážit možné přístupy a vybrat ten nejvhodnější pro danou frakturu.

### 3.4 Léčba zlomenin

Léčba zlomenin funguje na základním principu, kterým je znehybnění kostních úlomků ve správném postavení po dobu hojení [120]. V léčbě zlomenin existují dva přístupy, které ale nejsou striktně odděleny a navzájem se mohou doplňovat. Jedná se o léčbu konzervativní (neoperační) a operační [116], [120].

### 3.4.1 Konzervativní léčba

Konzervativní léčba spočívá v zavřené repozici zlomeniny (pokud jsou úlomky dislokovány) a následné aplikaci vnější fixace, která zabraňuje pohybu kostních úlomků – sádrový/plastový obvaz (obrázek 3.8), ortéza nebo extenční techniky [89], [116], [120]. Alternativou sádrového obvazu mohou být pevná syntetická obinadla – pryskyřičná nebo termoplastická [120].



**Obrázek 3.8:** Konzervativní léčba zlomeniny sádrovým obvazem. [13]

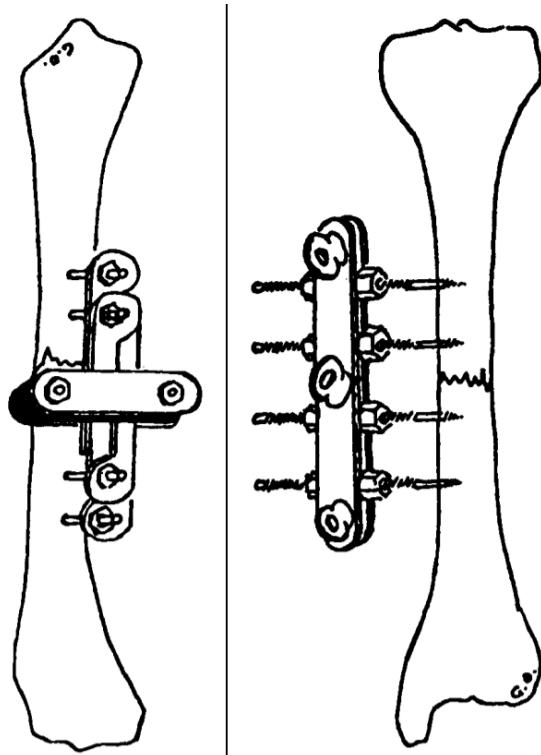
Ke konzervativní léčbě se přistupuje u většiny dětských zlomenin, u zlomenin bez dislokovaných úlomků nebo u „stabilních“ zlomenin. Konzervativní léčba je také nutná v případech, kdy je nemožné zvolit léčbu operační (např. nelze provést celkovou anestezii) [120]. Preferuje se i u starších pacientů [89].

Při konzervativní léčbě je nutná dlouhodobá fixace kloubů, které sousedí se zlomeninou, s čímž souvisí delší rehabilitace po zhojení zlomeniny [116], [120]. Mohou také nastat komplikace jako např. poúrazová artróza nitrokloubních zlomenin, oběhové změny ve venózním a lymfatickém řečišti způsobující otoky, svalovou atrofii a ztuhlost kloubních pouzder, osteoporóza zapříčiněná dlouhou imobilizací, nebo Sudeckova kostní dystrofie (regionální bolestivý syndrom) [120].

### 3.4.2 Vnější fixátory

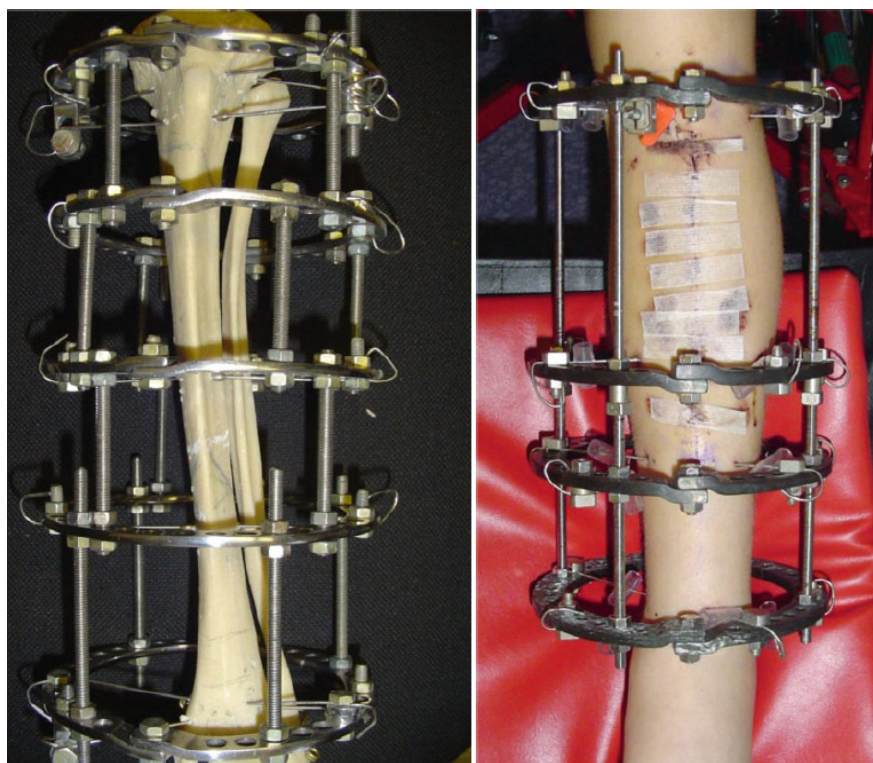
Vnější fixátory jsou v literatuře zařazovány jak do léčby konzervativní [8], tak i operační [120]. Stojí tedy na pomezí těchto dvou přístupů a v této práci jsou proto popsány v samostatné podkapitole.

Vnější fixátory se v oblasti léčby zlomenin vyskytují od roku 1843, kdy Francouz Joseph-Francois Malgaigne poprvé použil jednoduchou svorku s vnější závitovou tyčí, umožňující kompresi kostních úlomků, pro zlomeninu česky [8]. Během následujícího století byly představeny další typy vnějších fixátorů, o což se zasloužili např. Clayton Parkhill (1897) nebo Albin Lambotte (1902) (obrázek 3.9) [114], [8].



**Obrázek 3.9:** Vnější fixátory z přelomu 19. a 20. století. Vlevo - Parkhillova „kostní svorka“ (1897), vpravo - Lambotteův vnější fixátor (1902). [79] (upraveno)

O průlom se zasloužil tehdy sovětský chirurg Gavriil Ilizarov, který v 50. letech 20. století vyvinul kruhový zevní fixátor s několika rovinami (obrázek 3.10) [24], [8].



**Obrázek 3.10:** Vnější fixátor Ilizarov. [5]



Jednou z nejnovějších podob vnějších fixátorů je Taylorův prostorový rám (*Taylor Spatial Frame*) [8], který je ukázán na obrázku 3.11.



**Obrázek 3.11:** Taylorův prostorový rám. [101]

Vnější fixátory se používají hlavně v případech, kdy je nemožná vnitřní operační léčba, např. u otevřených zlomenin, kde přístup ke zlomenině komplikuje poranění měkkých tkání a hrozící infekce [120], [89]. Specifické případy, ve kterých se přistupuje k použití vnějších fixátorů, jsou např. korekce úhlových deformit, změna délky kostí (zkrácení/prodloužení) nebo náhrada kostní tkáně u defektních zlomenin [120]. Vnější fixátory mohou být konstruovány tak, aby umožňovaly postupné zatěžování končetiny v časných stádiích léčby a aby bylo možné je použít pro celý průběh léčby, ale je také možné je použít pouze v raných stádiích léčby jako dočasnou fixaci před konečným operativním řešením vnitřní dlahou [89], [120].

Existuje několik typů vnějších fixátorů, které se odlišují hlavně svým tvarem: svorkový, rámový, kruhový a hybridní [120]. Hybridní fixátor je kombinací svorkového a kruhového. Stabilizace kostních úlomků je dosaženo pomocí K-drátů, Schanzových šroubů nebo Steinmannových hřebů, které procházejí kůží a jsou napojeny na jeden ze základních typů rámu.

Mezi výhody vnějších fixátorů patří: možnost regulace vzájemného kontaktu fragmentů bez nutnosti operace, snížené riziko infekce z důvodu nepřímé fixace úlomků mimo oblast zlomeniny, možnost přístupu k měkkým tkáním a jejich případného ošetření [120], [89].

Rizika vnějších fixátorů mohou být: uvolnění drátů, šroubů, nebo hřebů fixujících kostní úlomky, poškození nebo ztráta pevnosti rámu, nespolupráce pacienta při ošetřování fixátoru, případně při následné rehabilitaci a postupném zatěžování končetiny, infekce v okolí drátů, šroubů, nebo hřebů [120].

### 3.4.3 Operační léčba

V případech, kdy není nutné omezit vnitřní zásahy do zlomeniny a použít tak konzervativní léčbu nebo vnější fixátor, nebo pokud konzervativní přístup selže, se přistupuje k operační léčbě. Pro operační léčbu zlomenin kostí se používá pojem *osteosyntéza* [120] a pro tuto formu vnitřního ošetření zlomenin se používají např. intramedulární hřeby (obrázek 3.12), svazky Kirschnerových drátů neboli K-drátů (obrázek 3.13) nebo vnitřní dlahy s kostními šrouby (obrázek 3.14) [116].



**Obrázek 3.12:** Intramedulární hřeby použité pro fixaci femuru – rentgenové snímky. [84]

Protože cílem této diplomové práce je provést deformačně-napětovou analýzu vnitřní dlahy s kostními šrouby, je dále teoretická část zaměřena pouze na vnitřní dlahy.



Obrázek 3.13: Kirschnerovy dráty (K-dráty) použité při fixaci zlomeniny distálního radia – rentgenové snímky. [22]



Obrázek 3.14: Vnitřní dlahu fixující zlomeninu distálního radia – rentgenové snímky. [117]

## 4 Vnitřní dlahy pro fixaci zlomenin vřetenní kosti

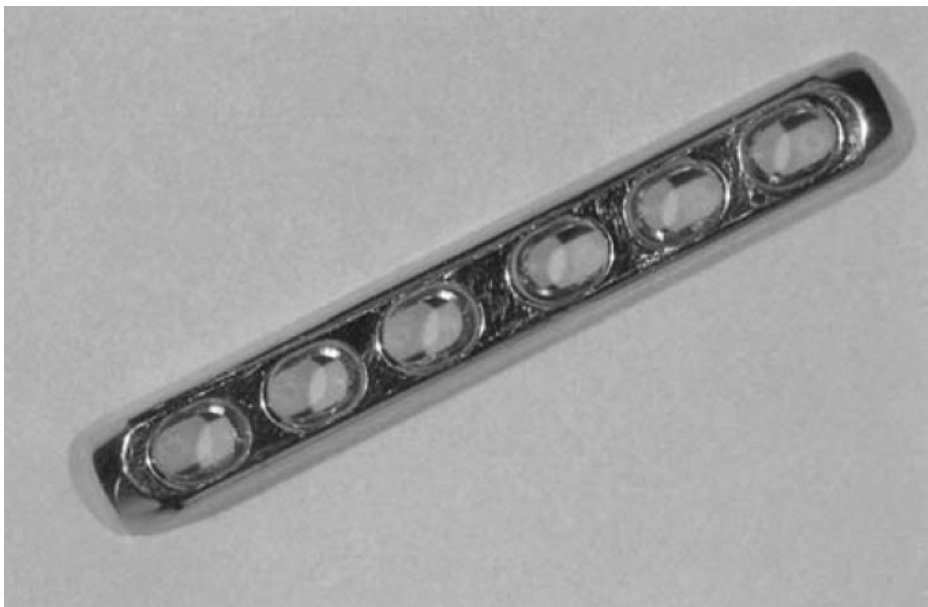
Následující kapitola věnující se vnitřním dlahám je zaměřena na druhy vnitřních dlah a základní principy jejich fixace v kostní tkáni, na materiály vnitřních dlah, jejich výrobce a také na konkrétní vnitřní dlahu použitou k výpočtovému modelování v další části této diplomové práce.

První kovovou dlahu pro vnitřní fixaci zlomeniny představil v roce 1895 W. A. Lane [110]. Od té chvíle až do současnosti bylo vyvinuto mnoho druhů vnitřních dlah a postupně byly překonány jejich nedodstatky jako problémy s korozí nebo nedostatečná pevnost vedoucí k nestabilitě vnitřní fixace. Důležitou postavou v historii vnitřních dlah byl Robert Danis, který roku 1949 představil dlahu, kterou nazýval „coapteur“ a která umožňovala kompresi kostních úlomků (obrázek 4.1). Došlo tak k omezení pohybu kostních fragmentů a ke zvýšení stability fixace, což umožnilo přímé kostní hojení. Tímto konceptem byly ovlivněny všechny budoucí návrhy vnitřních dlah.



**Obrázek 4.1:** Vnitřní dlahu vyvinutá R. Danisem (1949). [19]

Následující desetiletí dala vzniknout dalším novým typům vnitřních dlah. Jednou z nich je i tzv. DCP – *dynamic compression plate* (obrázek 4.2) [110].



**Obrázek 4.2:** DCP – dynamic compression plate. [25]

Výhody této tzv. kompresní dlahy spočívaly v nízkém výskytu nesprávně zhojených zlomenin, stabilní vnitřní fixaci a možnosti okamžitého pohybu sousedících kloubů bez nutnosti vnější fixace [110]. Nevýhodami byly např. opožděné hojení jako vedlejší úči-

nek přímého kostního hojení dosaženého kompresí kostních úlomků [56], nebo oslabení kortikální kostní tkáně pod dlahou. Bylo také obtížné určit stav hojení zlomeniny – na rentgenových snímcích nebyla možná kontrola tvorby svalku, který se při přímém hojení netvoří [110]. Z těchto důvodů, ke kterým se v některých případech přidal i opětovný výskyt zlomeniny po určité době od odstranění dlahy, bylo usilováno o vyvinutí ještě pokročilejšího designu vnitřní dlahy. Byla představena tzv. LC-DCP (*limited contact-dynamic compression plate*) a později PC-Fix (*point-contact fixator*), které měly zajišťovat redukci kontaktu dlahy s kostní tkání a tím snížit její oslabení. Tyto účinky ale nebyly prokázány [56].

V roce 1990 byl představen koncept *biologické vnitřní fixace* soustředící se na aktivaci nepřímého kostního hojení (a tedy tvorbu svalku) místo hojení přímého [38]. Pozornost byla věnována nepřímé a méně přesné, ale také méně invazivní redukci zlomeniny. Bylo prokázáno, že při fixaci zlomeniny navrhovaným způsobem probíhá hojení rychleji a zahojená kostní tkáň má lepší mechanické chování [56]. Na základě tohoto konceptu byly vytvořeny typy vnitřních dlah umožňující axiální stlačení zlomeniny při zátěži a testování na psích femurech prokázalo lepší výsledky hojení než při použití klasických kompresních dlah [31]. Dlahy fungující na tomto principu zůstávají fixovány v kosti a není nutné je vyndávat, pokud nedojde k únavě dlahy nebo korozi [56]. Pokud je dlahy vyjmuta, díry po šroubech mohou působit jako koncentrátoři napětí – proto je třeba dále hledat vyhovující způsob vnitřní fixace [56]. Koncept biologické vnitřní fixace vedl také k vytvoření méně invazivní operační metody MIPO – *minimal invasive plate osteosynthesis* [56], [68]. Použití této operační metody je ale podmíněno použitím předtvarovaných dlah, které by měly co nejvíce odpovídat anatomickému tvaru kosti (v tomto případě distálního radia) [68].

## 4.1 Operační metody

Existují dvě metody osteosyntézy týkající se vnitřních dlah:

- **metoda absolutní stability**,
- **metoda relativní stability** [120].

Metoda absolutní stability zajišťuje kompresi kostních úlomků a podporuje tak přímé hojení kosti. Tento princip osteosyntézy je vyžadován u intraartikulárních zlomenin, kde je zároveň nutné zajistit přesnou anatomickou repozici kostních fragmentů [120].

Metoda relativní stability je v oblasti vnitřních dlah docílena tzv. „přemostujícími“ dlahami. Tyto dlahy jsou aplikovány méně invazivně (podkožním podsunutím) – např. dříve zmíněnou metodou MIPO. Kostní úlomky nevyžadují přesnou anatomickou repozici a kostní šrouby jsou aplikovány v dostatečné vzdálenosti od zlomeniny [120].

## 4.2 Druhy vnitřních dlah

Vnitřní dlahy jsou tvarem a velikostí uzpůsobeny pro všechny dlouhé kosti, na které se používají. Existuje tak mnoho různých typů a velikostí vnitřních dlah. Pro osteosyntézu lze použít komerčně vyráběné dlahy, u kterých ale není zaručeno dokonalé kopírování anatomického tvaru běžné kosti, a záleží tak na zkušenostech a dovednostech operujícího

lékaře, aby byla zajištěna vhodná fixace fraktury [12]. Proto se za slibnou možnost léčby považují tzv. „patient-specific“ dlahy, které zajistí přesnější fixaci úlomků kosti vzhledem ke konkrétnímu případu [12].

Pro distální radius se rozlišují dlahy dorsální a volární.

**Dorsální dlahy** Výhodou těchto dlah je dobrá vizualizace kloubní plochy při dorsálním přístupu, což umožní uspokojivou fixaci kostních úlomků. Nevýhodou je umístění dlahy pod šlachy extenzorů, kterým pak hrozí podráždění, případně prasknutí [90].

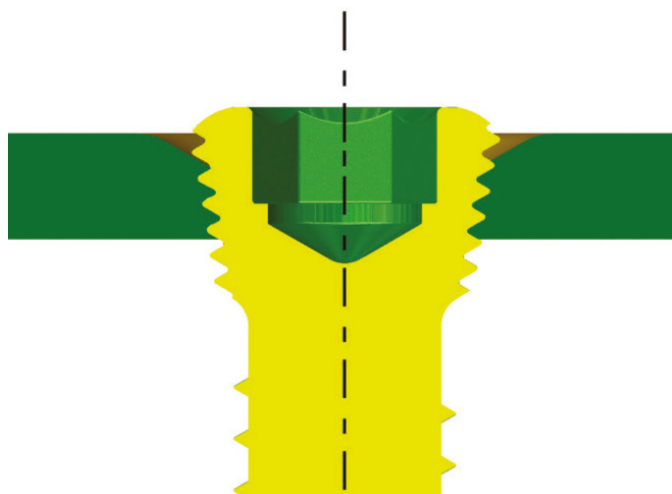
**Volární dlahy** Za výhodu volární dlahy lze považovat potenciál jejího zakrytí čtyřhranným pronujícím svailem, což snižuje riziko podráždění nebo prasknutí šlach flexorů; může ale dojít k podráždění nebo prasknutí šlach extenzorů, pokud dojde k průniku šroubů kortikální kostní tkáně na dorsální straně radia [90].

V některých případech je zajištěna lepší stabilizace kostních fragmentů dorsální dlahou, přesto je ale častější nutnost vyjmutí dlahy dorsální než dlahy umístěné volárně [32]. Studie ale jednoznačně neprokázaly nadřazenost jednoho typu vnitřních dlah, při volbě mezi dorsální a volární dlahou tak záleží zejména na typu zlomeniny a uvážení operujícího lékaře [21].

Při volbě vnitřní dlahy se lze rozhodovat mezi dvěma typy kontaktu kostních šroubů s dlahou. Tato skutečnost dělí dlahy na dvě skupiny:

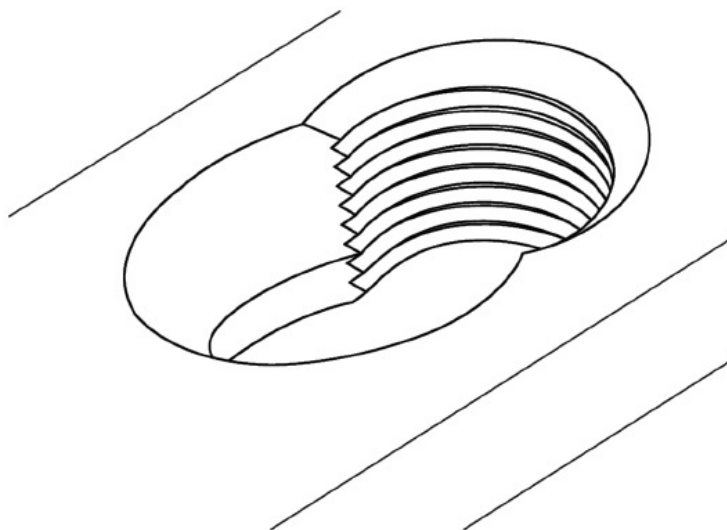
**Standardní dlahy** V tomto případě nejsou šrouby v dlahě „uzamčeny“ a hrozí riziko jejich předčasného uvolnění při zátěži, narozdíl od úhlově stabilních dlah je ale možná komprese úlomků pomocí šroubů [120].

**Úhlově stabilní dlahy** Hlavy šroubů jsou „uzamčeny“ (obrázek 4.3) v otvorech dlahy definovanou silou určenou výrobcem dlahy, tvoří tak úhlově stabilní konstrukci a snižuje se riziko uvolnění šroubů při zátěži [70], [120]. Riziko uvolnění dlahy se zvyšuje u osteoporotické kostní tkáně [120]. Vnitřní dlahy s takto uzamčenými šrouby nelze použít pro kompresi úlomků jako u standardních kompresních dlah, zajišťují ale relativní stabilitu a fungují jako přemostění zlomeniny, přičemž oblast zlomeniny zůstává nedotčena [120].



**Obrázek 4.3:** Schéma uzamykatelného šroubu umístěného v otvoru dlahy. [111]

Při použití úhlově stabilní dlahy lze docílit komprese kostních úlomků kompresním šroubem vloženým do standardního otvoru v těsné blízkosti zlomeniny – pro tento účel se některé typy dlah vyrábí s kombinovanými otvory (obrázek 4.4) [120].



**Obrázek 4.4:** Kombinovaný otvor ve vnitřní dlaze firmy SYNTHES. [51]

### 4.3 Materiály používané pro výrobu vnitřních dlah

Na materiály používané pro biomechanické aplikace jsou kladeny vysoké nároky. Tyto materiály musí mít dobré mechanické vlastnosti zajišťující dlouhou životnost produktů z nich vyrobených a zároveň tyto materiály musí být biokompatibilní – musí mít minimální účinky na biologickou tkáň a zároveň být odolné vůči jejímu působení [77], [112].

Současně s vývojem typů vnitřních dlah probíhal i vývoj materiálů používaných pro jejich výrobu. Protože jsou vnitřní dlahy a kostní šrouby vysoce namáhány tahem/tlakem, ohybem nebo krutem, jsou v současnosti stále jedinými materiály použitelnými pro jejich výrobu kovy a jejich slitiny [112].

#### 4.3.1 Korozivzdorná ocel

Jedna z nejvíce využívaných korozivzdorných ocelí je vysoce legovaná austenitická Cr-Ni-Mo ocel [112]. Její mechanické vlastnosti mohou být vylepšeny přidávkou dusíku (0,1–0,2 %). V zahraničí je rozšířena austenitická ocel 316L vykazující skvělé mechanické vlastnosti (tabulka 4.1) [56], [77].

Youngův modul pružnosti v tahu [GPa]	Pevnost v tahu [MPa]	Únavová pevnost, $10^7$ cyklů [MPa]
193	540–1000	240–480

**Tabulka 4.1:** Mechanické vlastnosti austenitické oceli 316L. [56]

Vysoký modul pružnosti těchto ocelí (oproti modulu pružnosti kostní tkáňě) ale způsobuje *stress shielding* – dlaha s vysokou tuhostí přebírá většinu působícího zatížení,

omezuje tak účast kostní tkáně na přenosu tohoto zatížení a tím zpomaluje kostní hojení [35], [48], [56].

### 4.3.2 Slitiny titanu

Titan a jeho slitiny oproti korozivzdorným ocelím vynikají vyšší odolností vůči korozi a lepší biokompatibilitou, mají také nižší měrnou hmotnost (čehož se využívá hlavně v leteckém průmyslu) a nižší modul pružnosti (a tedy snížené účinky stress shieldingu) [112], [35], [56]. V posledních desetiletích byla vyvinuta druhá generace titanových materiálů, která vykazuje ještě lepší biokompatibilitu a u které bylo dosaženo snížení modulu pružnosti na 55–85 GPa (oproti 110 GPa u první generace), přičemž nebyla obětována vysoká pevnost první generace těchto materiálů [56]. Některé titanové slitiny pro výrobu vnitřních dlah společně s jejich mechanickými vlastnostmi jsou uvedeny v tabulce 4.2.

	Youngův modul pružnosti v tahu [GPa]	Pevnost v tahu [MPa]	Únavová pevnost, $10^7$ cyklů [MPa]
Ti-6Al-4V ELI	110	860–965	500
Ti-6Al-7Nb	110	900–1050	500–600
Ti-5Al-2.5Fe	110	1020	580
Ti-13Nb-13Zr	79–84	973–1037	500
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	74–85	1060–1100	525
Ti-35Nb-7Zr-5Ta	55	596	265

**Tabulka 4.2:** Mechanické vlastnosti některých titanových slitin. [56]

Nevýhodou titanových materiálů je jejich vysoký koeficient tření, nízká pevnost ve smyku a nízká odolnost proti únavě a opotřebení [56].

V biomechanice jsou využívány i další kovy a jejich slitiny, např. slitiny kobaltu Co-Cr-Mo a Co-Ni-Cr-Mo nebo slitina niklu Ni-Ti [77]. Tyto materiály však nejsou z různých důvodů (vysoký modul pružnosti, toxicita, špatná zpracovatelnost a vysoká cena kobaltových slitin nebo horší mechanické vlastnosti slitin niklových v porovnání s korozivzdornou ocelí nebo titanovou slitinou) vhodné pro použití k výrobě vnitřních dlah [56], [112].

Slibné výsledky v oblasti materiálů pro výrobu vnitřních dlah vykazují kompozitní materiály (např. CFRP – carbon-fibre-reinforced plastic), které se svým modulem pružnosti v tahu nejvíce přibližují modulu pružnosti kostní tkáně [56]. Eliminují tak stress shielding umožněním vzájemného mikropohybu kostních úlomků a tím je podpořeno nepřímé kostní hojení. U dlah z těchto materiálů nebylo pozorováno oslabení kostní tkáně ani negativní vlivy na lidský organismus, tyto výsledky ale prozatím nelze považovat za konečné, protože počet aplikací vnitřních dlah vyrobených z těchto materiálů je příliš malý [112].



## 4.4 Komerčně vyráběné dlahy pro distální radius

Výrobou a distribucí vnitřních dlah pro fixaci zlomenin vřetenní kosti se zabývá mnoho společností v zahraničí i v České republice. Na obrázcích 4.5–4.9 je ukázáno několik typů vnitřních dlah pro distální radius, produkovaných různými výrobci. Úhlově stabilní T–dlaha firmy MEDIN použitá pro tvorbu modelu geometrie je podrobněji adresována v podkapitole 4.5.



**Obrázek 4.5:** Variable Angle LCP® Volar Extra-Articular Distal Radius Plate výrobce DePuy Synthes (J&J Medical Devices) [103]



**Obrázek 4.6:** Variable Angle LCP® Two-Column Volar Distal Radius Plate výrobce DePuy Synthes (J&J Medical Devices) [104]



**Obrázek 4.7:** DePuy Synthes LCP® Distal Radius System výrobce DePuy Synthes (J&J Medical Devices) [105]



**Obrázek 4.8:** Dlaha radiální distální volární úhlově stabilní (pravá) českého výrobce MEDIN, a. s. [23]

## 4.5 Úhlově stabilní T–dlaha firmy MEDIN, a. s.

Úhlově stabilní T–dlaha firmy MEDIN je vnitřní dlahu určená pro operační léčbu extraartikulárních a intraartikulárních zlomenin distálního radiu (obrázek 4.9) [70].

Dlahu je opatřena otvory se závitem určenými pro uzamykatelné šrouby, případně pro standardní kortikální šrouby, a jedním standardním oválným otvorem určeným pro šrouby kortikální. Společně s dlahou lze použít tři varianty šroubů zobrazené na obrázku 4.10.



**Obrázek 4.9:** Úhlově stabilní T-dlaha výrobce MEDIN – varianta 3x4 a 3x5. [109]



**Obrázek 4.10:** Šrouby používané s úhlově stabilní T-dlahou. Zleva – šroub kostní kortikální samořezný HA 3,5 mm, šroub kostní uzamykatelný  $\varnothing 3,5/2,7$  mm, šroub kostní uzamykatelný  $\varnothing 3,5$  mm. [99]

Dlaha může být do kosti fixována třemi různými způsoby [70]:

**Pouze kompresními šrouby** Tato varianta fixace zajišťuje pevnou kompresi kostních úlomků, dlaha je přitisknuta k povrchu kosti, čímž je zajištěna stabilita celé soustavy. Tvar dlaha je v tomto případě důležitý pro správnou funkci osteosyntézy.

**Pouze uzamykatelnými šrouby** Hlavy šroubů jsou uzamčeny v otvorech dlaha a tvoří tak společně konstrukci na principu vnějšího fixátoru. Dlaha není přitisknuta ke kosti a stabilita soustavy je zajištěna právě uzamčením šroubů v dlaze. V tomto případě není pro správnou funkci osteosyntézy rozhodující tvar dlaha, ale kvalitní redukce zlomeniny před dotažením šroubů.

**Kombinací uzamykatelných a kompresních šroubů** Uzamykatelné šrouby vytvoří mezi hlavními fragmenty pevnou konstrukci na principu vnějšího fixátoru. Následně je možné k hlavním kostním fragmentům přitáhnout případné oddělené fragmenty pomocí kompresních šroubů.

### 4.5.1 Operační technika

Uzamykatelné šrouby mají být dle doporučení výrobce zaváděny v oblasti epifýzy monokortikálně a v oblasti diafýzy bikortikálně [70].

Při zavádění dlahy je doporučen následující postup [70]:

1. Provedení repozice zlomeniny za použití rentgenové kontroly. V případě nutnosti je možné zlomeninu fixovat K-dráty, tahovými šrouby nebo kleštěmi.
2. Vytvarování dlahy (v případě, že není anatomicky tvarovaná). V případě použití uzamykatelných šroubů a provedení kvalitní repozice není nutné dlahu tvarovat přímo na kost, protože stabilita spojení není závislá na kontaktu dlahy s kostí a dlahy se kosti nedotýká.
3. Vložení vymezovače do závitového otvoru. Tento vymezovač zajistí mezeru mezi dlahou a kostí o velikosti 2 mm.
4. Umístění dlahy do správné polohy pomocí vodicích pouzder a její dočasná fixace (může být provedena pomocí K-drátů nebo zašroubováním kortikálního šroubu do oválného otvoru).
5. Určení správné pozice jednotlivých šroubů pomocí K-drátů a ověření těchto pozic pomocí RTG zařízení.
6. Odstranění K-drátů a předvrtání děr pro šrouby.
7. Změření hloubky předvrtaných otvorů a určení vhodných délek šroubů.
8. Zavedení šroubů do předvrtaných otvorů.
9. Kontrola dotažení jednotlivých šroubů a odstranění případných nástrojů použitých k dočasné fixaci dlahy (K-dráty, kleště).

### 4.5.2 Materiály dlahy a kostních šroubů

Úhlově stabilní T-dlahy se šrouby firmy MEDIN je vyráběna ve dvou různých materiálových variantách: korozivzdorná ocel nebo titanová slitina [70]. Při použití u jednoho pacienta je nutné použít vždy stejný materiál pro dlahu i šrouby, nesmí dojít ke kombinaci oceli a titanu.

Model materiálu použitý pro deformační a napětovou analýzu je blíže popsán v kapitole 5.2.2.

# 5 Výpočtové modelování

Pro řešení problému formulovaného v první části práce bylo zvoleno výpočtové modelování. Je tedy třeba vytvořit vhodný výpočtový model, na kterém budou určeny deformačně-napětové stavy soustavy radius–dlaha–šrouby.

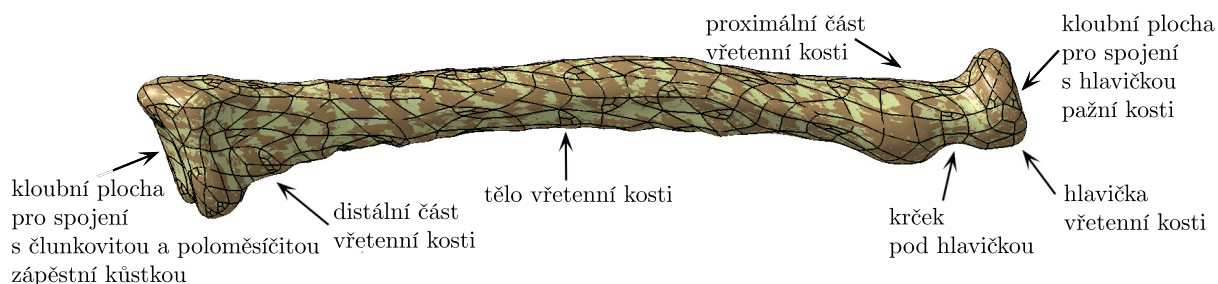
## 5.1 Model geometrie

Model geometrie se skládá ze tří částí: vřetenní kost, vnitřní dlahu a šrouby, které dlahu fixují ke kosti.

### 5.1.1 Model geometrie vřetenní kosti

Model geometrie vřetenní kosti byl vytvořen v několika krocích. K tvorbě modelu geometrie bylo použito několik různých softwarů: STL Model Creator, vyvinutý týmem pracovníků na ÚMTMB a pracujícím v prostředí Matlab [97], a CATIA 5.20 a Solidworks 2012 vyvinuté společností Dassault Systèmes. Závěrečné úpravy byly prováděny v programu ANSYS SpaceClaim 2019 R3 firmy Ansys.

Nejprve byla provedena manuální segmentace CT snímků v programu STL Model Creator. Získané modely geometrie kortikální a spongiózní tkáně vřetenní kosti byly exportovány do formátu STL (formát popisující pouze povrchovou geometrii 3D objektu [96]) a následně importovány do programu CATIA. Úpravy v tomto prostředí spočívaly v mírném vyhlazení povrchu kosti a vytvoření povrchové sítě jako přípravy pro převedení do objemového formátu. Takto připravený povrchový model geometrie kortikální kostní tkáně vřetenní kosti lze vidět na obrázku 5.1.

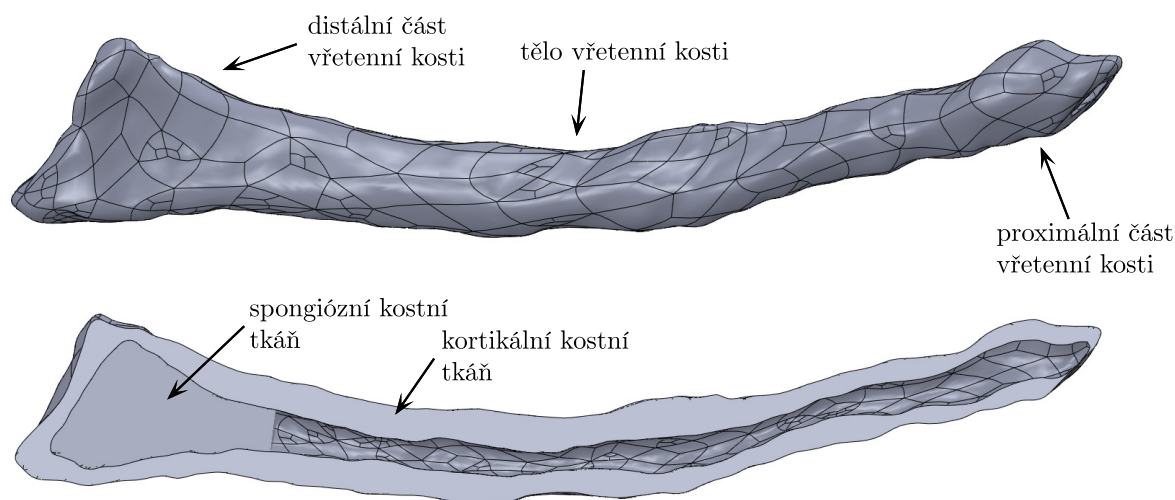


**Obrázek 5.1:** Povrchový model geometrie vřetenní kosti vytvořený v programu CATIA.

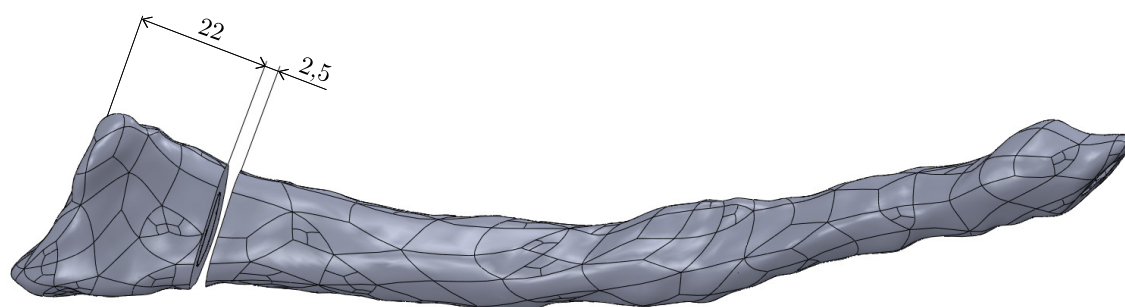
Další postup spočíval ve vytvoření objemového modelu geometrie kortikální i spongiózní kostní tkáně vřetenní kosti. To bylo provedeno „sešitím“ jednotlivých ploch v programu ANSYS SpaceClaim. Vytvořené objemy jednotlivých kostních tkání byly importovány do programu Solidworks 2012. Pomocí booleovských operací byla odečtena spongiózní kostní tkáň od tkáně kortikální. Tím se v modelu geometrie kortikální tkáně vytvořila dutina, do které byla následně vložena tkáň spongiózní a tak byl získán konečný model geometrie vřetenní kosti. Tento model a jeho řez je ukázán na obrázku 5.2.

Protože bylo cílem práce provést deformačně-napětovou analýzu soustavy radius–dlaha–šrouby po zavedení dlahy v důsledku zlomeniny, byla v modelu geometrie kosti pomocí rovinných řezů kolmých na osu kosti vytvořena mezera znázorňující extraartikulární zlomeninu. Byla umístěna přibližně 22 mm od kloubní plochy a její šířka byla

stanovena na 2,5 mm [12], [71], [46]. Model geometrie vřetenní kosti se zlomeninou je zobrazen na obrázku 5.3.



**Obrázek 5.2:** Objemový model geometrie vřetenní kosti a jeho podélný řez.



**Obrázek 5.3:** Model geometrie vřetenní kosti s vytvořenou zlomeninou.

Pro další varianty modelu geometrie byla zachována i varianta vřetenní kosti bez zlomeniny.

### 5.1.2 Model geometrie vnitřní dlahy

Jak již bylo zmíněno v kap. 4.5, byla pro řešení formulovaného problému zvolena úhlově stabilní T-dlaha pro distální radius firmy MEDIN. Model geometrie této dlahy byl vytvořen na základě rozměrů dostupných z katalogu firmy MEDIN [67] a modelů poskytnutých a zaslanych firmou MEDIN. Tato dlaha se vyrábí v tloušťce 1,7 mm. Byly vytvořeny dvě varianty této dlahy. V první variantě dlahy je pravidelně umístěno celkem 7 otvorů pro šrouby – 6 kruhových a 1 oválný, ve variantě druhé je celkem 8 otvorů – 7 kruhových a 1 oválný. Otvory byly vytvořeny v prostředí Solidworks pomocí booleovských operací. Základní rozměry dlah byly převzaty z katalogu výrobce [67]. Vytvořené modely geometrie dlah jsou ukázány na obrázku 5.4. Otvory byly pro lepší orientaci na dlahách číselně označeny.



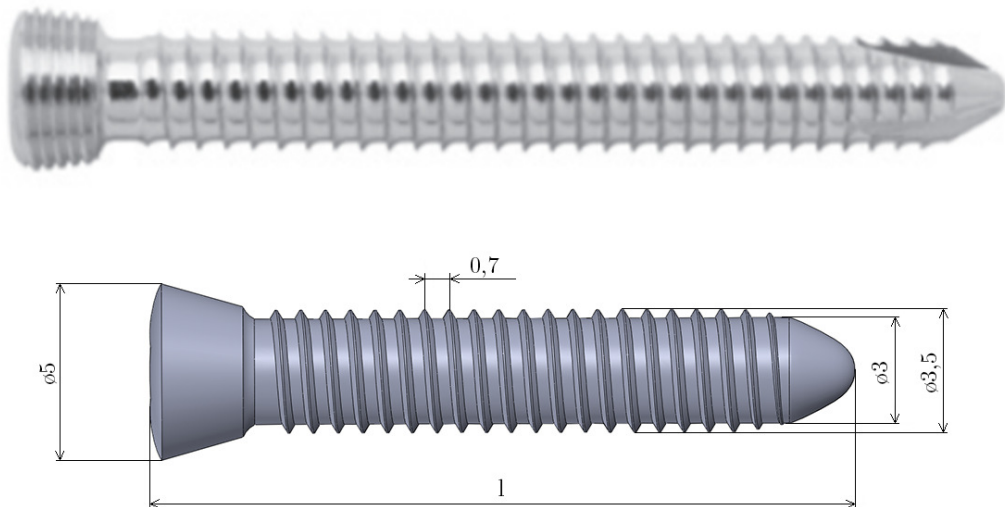
**Obrázek 5.4:** Porovnání skutečného tvaru zvolených dlah s vytvořenými modely geometrie. Vlevo – T-dlahy úhlově stabilní pro distální radius firmy MEDIN, vpravo – modely geometrie dlah použité ve výpočtovém modelu.

### 5.1.3 Model geometrie šroubu

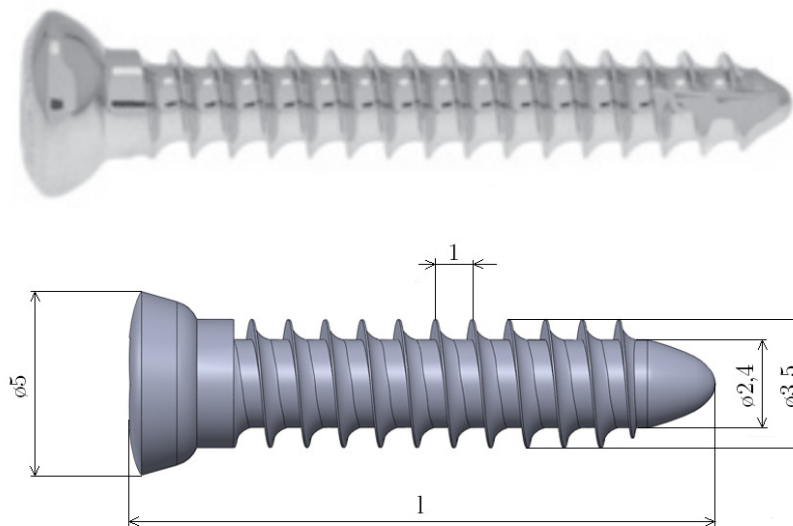
Jak bylo popsáno v kap. 4.5, pro fixaci vybrané dlahy je možno použít různé kombinace šroubů: pouze kompresní šrouby, pouze uzamykatelné šrouby a nebo kombinace obou těchto druhů [70]. Pro deformačně-napětovou analýzu prováděnou v této diplomové práci byly zvoleny dvě varianty – fixace pomocí pouze uzamykatelných šroubů a fixace kombinací uzamykatelných a kompresních šroubů. Byly použity kostní uzamykatelné šrouby o průměru závitu 3,5 mm v různých délkách a kortikální šrouby o průměru 3,5 mm. „Uzamknutí“ úhlově stabilních šroubů do dlahy je ve výpočtovém modelu řešeno vazbou *Bonded* nastavenou v kontaktu mezi hlavou šroubu a dlahou (viz kapitola 5.3). Průměr závitu uzamykatelného šroubu je 3,5 mm, průměr těla 3 mm a průměr hlavy 5 mm. Tyto šrouby byly vytvořeny v 7 různých délkách po 2 mm od 12 mm do 24 mm, aby bylo následně možno vybrat vhodné délky pro uchycení do kosti. Průměr kortikálního šroubu je 3,5 mm, průměr těla 2,4 mm a průměr hlavy 5 mm. Kortikální šrouby byly vytvořeny ve 3 různých délkách: 16 mm, 18 mm a 20 mm, aby bylo možné vybrat vhodnou délku pro použití do oválného otvoru dlahy. Vzory a vytvořené modely geometrie šroubů jsou zobrazeny na obrázcích 5.5 a 5.6.

### 5.1.4 Varianty modelu geometrie

Díličí modely geometrie (vřetenní kosti, vnitřní dlahy a kostních šroubů) byly v programu Solidworks vloženy do sestavy. Bylo postupováno podle operačního postupu vydaného firmou MEDIN (kap. 4.5.1) [70]. Protože se při vkládání a fixaci dlahy používá vymezovač, byla dlaha do sestavy vložena tak, aby mezi ní a kostí byla mezera o velikosti 2 mm. Do otvorů dlahy byly následně vloženy šrouby. Délky a polohy šroubů byly voleny v souladu s doporučením výrobce.



**Obrázek 5.5:** Porovnání vzhledu uzamykatelného šroubu a vytvořeného modelu geometrie. Nahoře – uzamykatelný kostní šroub firmy MEDIN, dole – vytvořený model geometrie šroubu s rozměry.



**Obrázek 5.6:** Porovnání vzhledu kortikálního šroubu a vytvořeného modelu geometrie. Nahoře – kortikální kostní šroub firmy MEDIN, dole – vytvořený model geometrie šroubu s rozměry.

Bylo vytvořeno 6 variant modelu geometrie:

**Varianta 1** Model geometrie vřetenní kosti se zlomeninou s aplikovanou vnitřní dlahou se 7 otvory fixovanou 5 uzamykatelnými šrouby. Délky šroubů byly zvoleny následovně:

- V otvorech č. 1–3 byly šrouby vloženy unikortikálně v délkách 18 mm, 20 mm a 14 mm.
- V otvorech č. 6 a 7 byly šrouby vloženy bikortikálně, délka obou šroubů byla stanovena na 16 mm.
- Otvory dlahy č. 4 a 5 nacházející se v těsné blízkosti zlomeniny byly ponechány prázdné.

**Varianta 2** Model geometrie vřetenní kosti se zlomeninou s aplikovanou vnitřní dlahou s 8 otvory fixovanou 6 uzamykatelnými šrouby. Délky šroubů byly ponechány stejné jako ve variantě č. 1 a do otvoru č. 8 byl bikortikálně vložen uzamykatelný šroub o délce 16 mm.

**Varianta 3** Model geometrie vřetenní kosti se zlomeninou s aplikovanou vnitřní dlahou se 7 otvory fixovanou 5 uzamykatelnými šrouby a jedním kortikálním (kompresním) šroubem. Délky šroubů byly zvoleny totožné s variantou č. 1 a do oválného otvoru (č. 5) byl vložen kortikální šroub o délce 16 mm.

**Varianty 4–6** Tyto modely geometrie odpovídají variantám č. 1–3, bylo v nich však zahrnuto zhojení kostní tkáně, tedy model geometrie vřetenní kosti byl do sestavy vložen bez mezery znázorňující zlomeninu.

Po vytvoření všech variant modelu geometrie byly jednotlivé sestavy převedeny do softwaru ANSYS Workbench, kde byly booleovskými operacemi v prostředí SpaceClaim vytvořeny závitové díry na šrouby. Následně byla vřetenní kost v každé variantě zkrácena z důvodu pozdější úspory prvků sítě a v souladu s výpočtovými i experimentálními modely uvedenými v literatuře [6], [46], [39], [57], [72]. Toto zkrácení bylo vytvořeno rovinným řezem kolmým na osu kosti ve vzdálenosti přibližně 85 mm od kloubní plochy vřetenní kosti, na kterou dosedají zápěstní kůstky. Všechny varianty modelu geometrie jsou ukázány na obrázku 5.7.

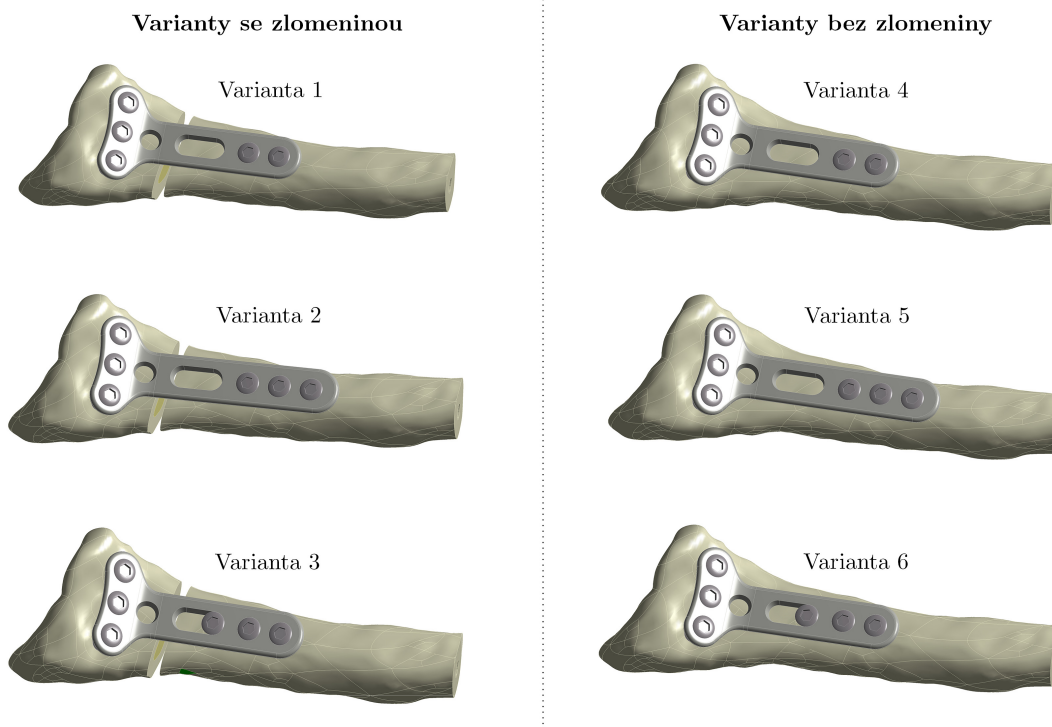
## 5.2 Model materiálu

Při řešení problémů z oblasti biomechaniky je v literatuře nejčastěji používán homogenní izotropní lineárně pružný model materiálu (tzv. Hookeovský model materiálu) [12], [46], [57], [88], [112]. Byl proto zvolen pro všechny prvky řešené soustavy. Tento model je určen Youngovým modulem pružnosti  $E$  [MPa] a Poissonovým číslem  $\mu$  [-].

### 5.2.1 Model materiálu kostní tkáně

Mechanické vlastnosti kostní tkáně jsou dlouhodobě zkoumanou problematikou. Je nemožné provést experimentální testování vlastností kostní tkáně in vivo. Tyto vlastnosti jsou ovlivněny fyziologickými faktory jako stáří, pohlaví, hustota kostní tkáně, ale také





**Obrázek 5.7:** Přehled řešených variant modelu geometrie vřetenní kosti se zavedenou vnitřní dlahou.

faktory týkajícími se vlastního experimentu jako stav vzorku (suchý/vlhký, čerstvý/konzervovaný), jeho orientace, rychlost zatěžování apod [112].

Mechanické vlastnosti kostní tkáně použité v této práci byly převzaty z literatury [12] a [41] a jsou uvedeny v tabulce 5.1.

	<b>E [MPa]</b>	<b><math>\mu</math> [-]</b>
kortikální kostní tkáň	17 000	0,33
spongiózní kostní tkáň	13 000	0,3

**Tabulka 5.1:** Mechanické vlastnosti kortikální a spongiózní kostní tkáně.

### 5.2.2 Model materiálu vnitřní dlahy a kostních šroubů

Materiály používané pro vnitřní dlahy a kostní šrouby a jejich mechanické vlastnosti jsou již rozebrány v kapitole 4.3. Mechanické vlastnosti titanových materiálů použitých pro výrobu zvolené vnitřní dlahy a kostních šroubů jsou převzaty z literatury [12] a uvedeny v tabulce 5.2.

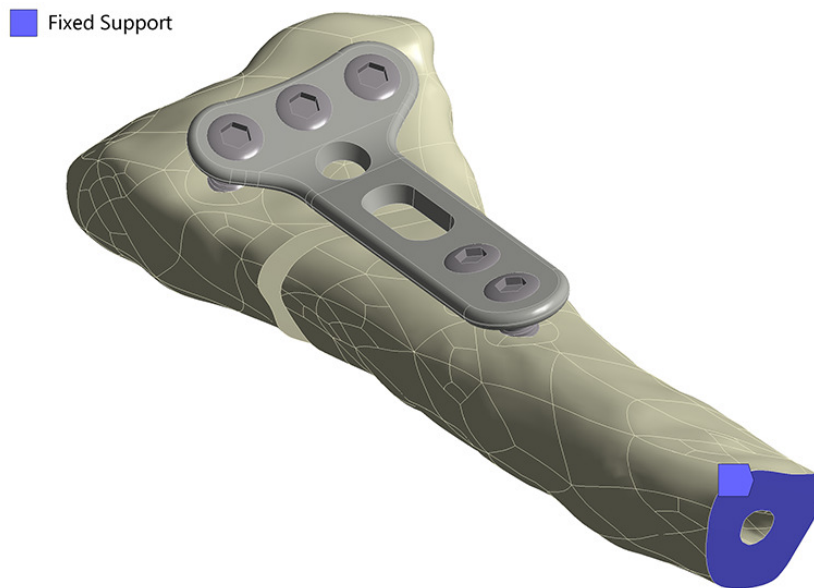
	<b>E [MPa]</b>	<b><math>\mu</math> [-]</b>
dlahy – titanová slitina Ti-6Al-4V	110 000	0,35
šrouby – titan Ti-Grade4	109 000	0,33

**Tabulka 5.2:** Mechanické vlastnosti titanových slitin použitých pro výrobu vnitřní dlahy a kostních šroubů.

## 5.3 Model vazeb

Pro výpočtové modelování metodou konečných prvků je třeba zajistit dostatečné uchyacení modelu v prostoru a také vymezit vazby mezi jednotlivými částmi modelu. To je zajištěno zadáním okrajových podmínek a vymezením vazeb pomocí kontaktů mezi entitami.

Pohybu modelu v prostoru bylo zamezeno přidáním okrajové podmínky *Fixed Support*, která zabraňuje posuvu i rotaci elementů ve všech směrech, na kolmou koncovou plochu vřetení kosti (obrázek 5.8).



**Obrázek 5.8:** Použitá okrajová podmínka.

Pro vymezení vazeb mezi jednotlivými částmi soustavy byly použity dva různé druhy kontaktů – *Bonded* a *Frictional*.

Kontakt *Bonded* zajišťuje „slepení“ kontaktních entit. Zabraňuje vzájemnému posuvu nebo oddělení ploch nebo hran. Ve výpočtovém modelu je pomocí něj simulováno spojení mezi kortikální a spongiózní kostní tkání. Vzhledem k tomu, že spojení uzamykatelných šroubů a otvorů ve vnitřní dlaze má znemožňovat jakýkoli vzájemný pohyb nebo oddělení těchto dvou částí soustavy, byl kontakt *Bonded* aplikován také na tato spojení. Nastavení kontaktu bylo ponecháno výchozí.

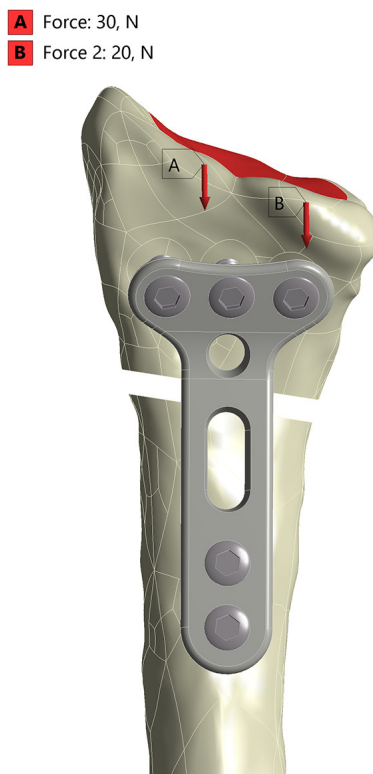
Kontakt *Frictional* umožňuje simulovat spojení, ve kterém je možný vzájemný posuv kontaktních geometrií s koeficientem tření, který je třeba zadat. Spojení *Frictional* bylo použito na stykové plochy šroubů a závitových děr v kostní tkáni. Ve variantách modelu geometrie č. 3 a 6 byl tento typ kontaktu použit také na stykové plochy kortikálního šroubu a oválného otvoru v dlaze. Číselná hodnota koeficientu tření mezi titanovým materiálem a kostní tkání se v literatuře různí. Na základě [113] a [66] byla stanovena na 0,3. Číselná hodnota koeficientu tření mezi dvěma titanovými materiály byla stanovena na 0,36 [94]. Nastavení tohoto kontaktu bylo upraveno. V *Update Stiffness* bylo nastaveno *Each Iteration, Aggressive*. Toto nastavení umožní aktualizaci tuhosti v každém kroku a dovoluje agresivnější změnu rozsahu hodnot tuhosti [2]. V *Interface Treatment* bylo zvoleno *Adjust to Touch*. Tato volba uzavře mezery mezi kontaktními plochami (pokud jsou přítomny)

nebo ignoruje případný průnik těchto ploch a vytvoří tak beznapěťový počáteční stav [37]. Všechna ostatní nastavení kontaktu byla ponechána na výchozích hodnotách.

## 5.4 Model zatížení

V této diplomové práci je výpočtově modelována vřetenní kost se zavedenou vnitřní dlahou zatížená třemi různými způsoby: tlakem, ohybem, nebo krutem.

Určení zatížení vřetenní kosti *in vivo* je komplikované a v současnosti je tedy toto zatížení stále ne zcela známé. V literatuře lze proto objevit velké množství popsaných výzkumů a experimentů zabývajících se tematikou určení zatížení a jeho přenosu v kostech a kloubech ruky a předloktí, ať už experimentálním modelováním *in vivo* [87], nebo výpočtovým modelováním [36], [47], [59], [61]. Na vřetenní kost přiléhají dvě zápěstní kůstky – člunkovitá a poloměsíčitá. Studie prokázaly, že tlakové zatížení přenášené do vřetenní kosti přes tyto dvě kůstky je rozděleno přibližně v poměru 60:40 [36], [47], [59], [61], [91]. Proto i v modelu zatížení použitém v rámci této práce je tlakové zatížení rozděleno mezi odpovídající části kloubní plochy, na kterou tyto kůstky přiléhají (obrázek 5.9). Na základě rešerše literatury byla zvolena velikost tlakového zatížení 50 N [12], [15], [45], [59], [83]. Ohybové, resp. krutové zatížení bylo modelováno ohybovým, resp. krutícím momentem 1 Nm [12], [46], [57]. Jak vyplývá z uvedené literatury, tato zatížení odpovídají běžným denním činnostem, jako je zvedání a držení předmětů.



**Obrázek 5.9:** Zatížení 50 N rozdělené v poměru 60:40 mezi dvě části kloubní plochy, na které přiléhají člunkovitá a poloměsíčitá kost.

## 5.5 Diskretizovaný model geometrie

Pro výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků je třeba na soustavě vytvořit síť prvků o konečné velikosti. Tato síť je v řešeném modelu tvořena několika druhy prvků: SOLID187, SOLID186, CONTA174, TARGE170 a SURF154.

**SOLID187** Trojrozměrný prvek tvaru čtyřstěnu s deseti uzly (I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R) a třemi stupni volnosti (UX, UY, UZ) [93]. Je vhodný pro modelování nepravidelných tvarů a byl použit pro tvorbu diskretizovaného modelu kostní tkáně a šroubů.

**SOLID186** Trojrozměrný prvek s dvaceti uzly (I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R, S, T, U, V, W, X, Y, Z, A, B) a třemi stupni volnosti (UX, UY, UZ) [92]. Byl použit pro tvorbu diskretizovaného modelu vnitřní dlahy.

**CONTA174** Trojrozměrný plošný prvek s osmi uzly (I, J, K, L, M, N, O, P) a třemi stupni volnosti (UX, UY, UZ) [14]. Je vhodný pro modelování kontaktních povrchů mezi entitami a tvoří dvojici s prvkem TARGE170.

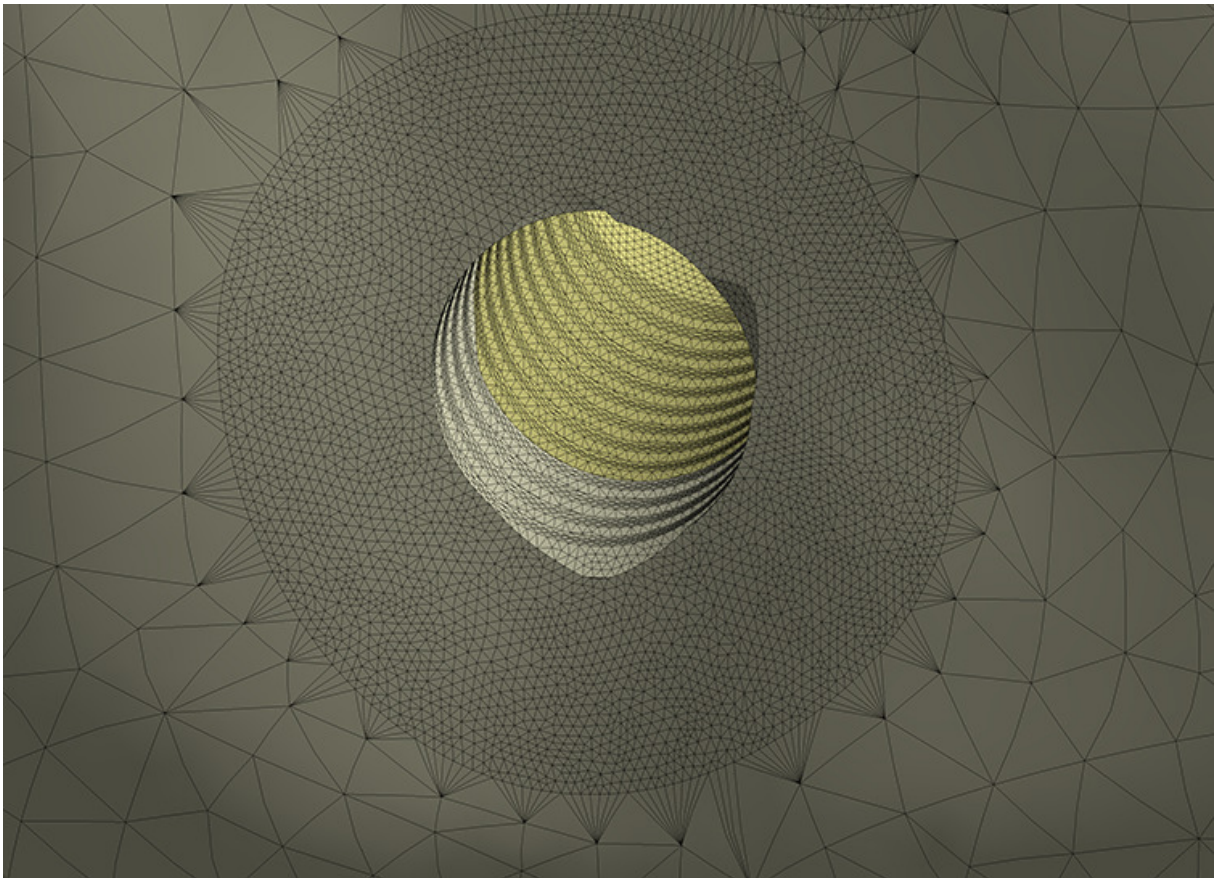
**TARGE170** Trojrozměrný plošný prvek se čtyřmi uzly (I, J, K, L) a třemi stupni volnosti (UX, UY, UZ) [100]. Reprezentuje „cílové“ povrchy pro kontaktní prvky CONTA174. Tato dvojice prvků byla použita pro simulaci kontaktu se třením (*Frictional*) na styčných plochách šroubů a příslušných závitových děr a také pro simulaci „slepeného“ kontaktu (*Bonded*) na plochách, kde se stýkají hlavy šroubů s příslušnými otvory v dlaze.

**SURF154** Povrchový prvek s osmi uzly (I, J, K, L, M, N, O, P) a třemi stupni volnosti (UX, UY, UZ). Je vhodný pro různé aplikace zatížení a povrchových efektů. Je použit pro plochy, na které je aplikováno zatížení.

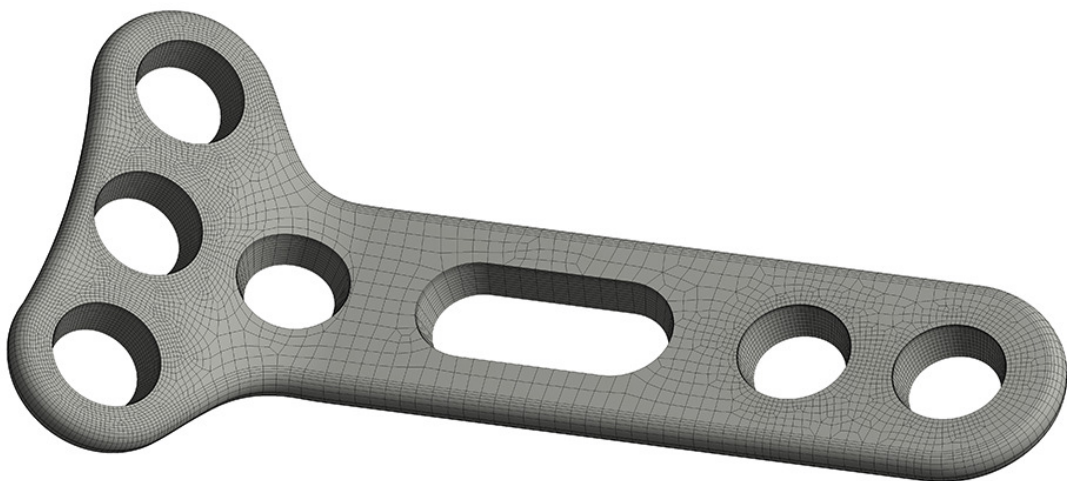
Velikost elementů konečnoprvkové sítě byla volena tak, aby byla zajištěna dostatečná přesnost řešení, ale aby zároveň nedošlo k nadměrnému zvýšení výpočetního času. V okolí závitových děr (obrázek 5.10), na jejich vnitřním povrchu a na povrchu závitů šroubů byla síť zjemněna na 0,1 mm pro zajištění alespoň tří prvků po výšce závitů. V kontaktních plochách, kde se stýkají povrch hlavy šroubu a příslušný otvor v dlaze byla síť zjemněna na 0,2 mm. Velikosti prvků jsou uvedeny v tabulce 5.3. Konečnoprvková síť na vnitřní dlaze a kostních šroubech je zobrazena na obrázcích 5.11, 5.12 a 5.13.

	velikost prvku
kostní tkáň	1 mm
vnitřní dlaha	0,7 mm
kostní šrouby	0,3 mm
kontaktní plochy mezi hlavami šroubů a otvory v dlaze	0,2 mm
kontaktní plochy mezi závity šroubů a otvory v kostní tkáni a kruhové okolí těchto otvorů	0,1 mm

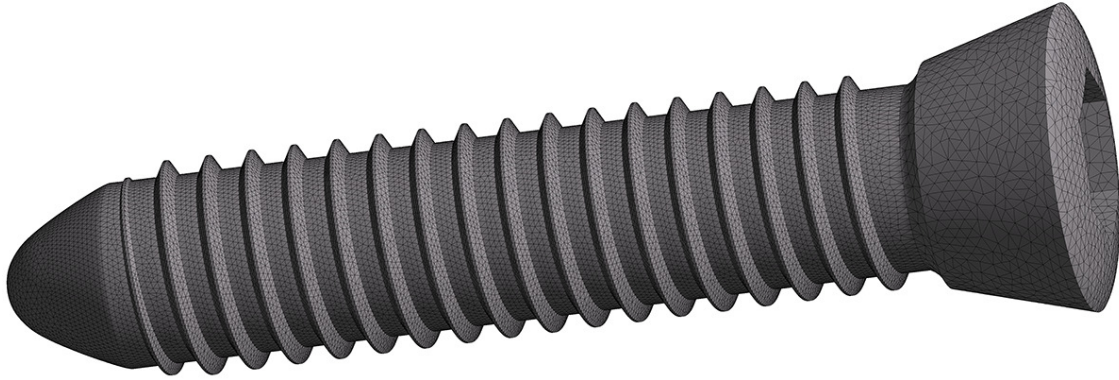
**Tabulka 5.3:** Velikosti prvků použité při tvorbě konečnoprvkové sítě.



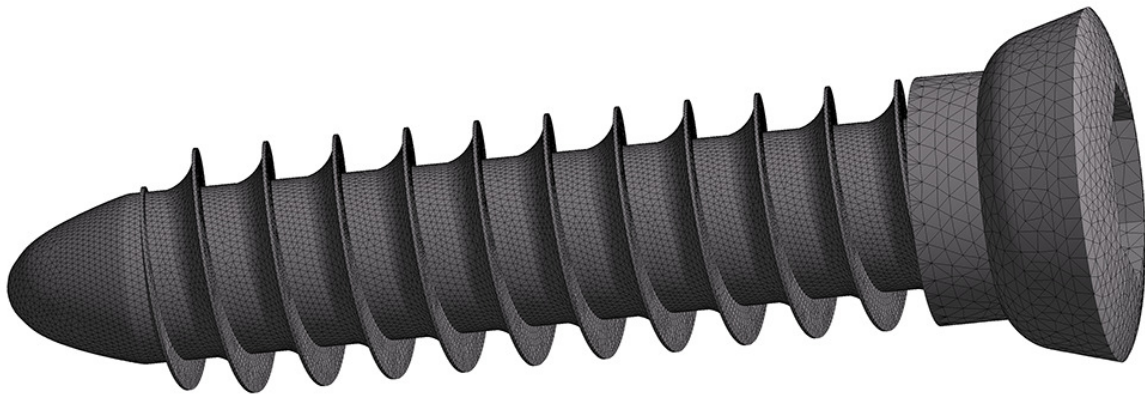
**Obrázek 5.10:** Konečnoprvková síť v závitovém otvoru a jeho okolí.



**Obrázek 5.11:** Konečnoprvková síť na vnitřní dlaze se sedmi otvory.



Obrázek 5.12: Konečnoprvková síť na uzamykatelném kostním šroubu.



Obrázek 5.13: Konečnoprvková síť na kortikálním kostním šroubu.

Konečný počet prvků sítě u jednotlivých variant je uveden v tabulce 5.4.

Číslo varianty modelu geometrie	počet prvků	počet uzlů
1	1 486 223	2 592 301
2	1 737 319	3 042 191
3	1 741 367	3 035 948
4	1 472 443	2 568 828
5	1 726 220	3 023 737
6	1 726 090	3 010 528

**Tabulka 5.4:** Počty prvků a uzlů konečnoprvkové sítě u jednotlivých variant modelu geometrie.

## 5.6 Nastavení řešiče

Před spuštěním výpočtu byl do prostředí ANSYS Workbench pomocí *Commands (APDL)* přidán APDL příkaz týkající se PCG řešiče. Do příkazového řádku bylo zadáno:

```
EQSLV,PCG,1e-4
```

Tímto příkazem byla přesnost iterativního PCG řešiče stanovena na 1e-4. Všechny ostatní volby řešiče byly ponechány výchozí.

## 5.7 Použitý hardware

Všechny výpočty byly provedeny na počítači HP Z440 (procesor Intel Xeon E5, grafická karta Nvidia quadro P4000, paměť 256 GB, 1TB SSD).

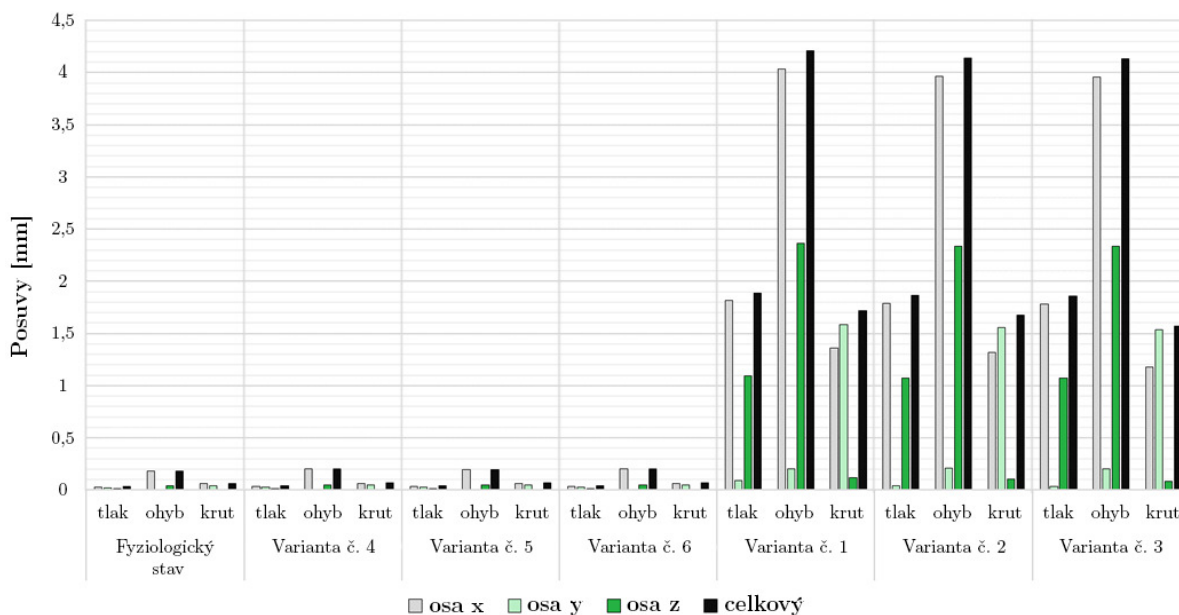
# 6 Prezentace a analýza dosažených výsledků

Pro deformačně-napětovou analýzu vnitřní dlahy fixující zlomeninu vřetenní kosti bylo v této práci vytvořeno celkem 6 variant modelů geometrie vřetenní kosti se zavedenou dlahou fixovanou šrouby (viz kap. 5.1.4). Pro každou z těchto variant bylo modelováno zatížení tlakem, ohybem a krutem – celkem tedy bylo vytvořeno a analyzováno 18 výpočtových modelů.

Vyhodnocení výsledků deformačně-napětové analýzy má 4 části: vyhodnocení posuvů soustavy, vyhodnocení redukovaného napětí HMM ve vnitřní dlahě, vyhodnocení redukovaného napětí HMM v kostních šroubech a vyhodnocení redukovaného přetvoření HMM a hlavních přetvoření v kostní tkáni.

## 6.1 Posuvy soustavy

Posuvy soustavy radius–dlaha–šrouby byly vyhodnoceny ve všech 6 variantách modelu geometrie pro zatížení tlakem, ohybem, nebo krutem. K těmto variantám byla navíc vytvořena varianta modelu geometrie zahrnující fyziologický stav vřetenní kosti (bez zlomeniny a bez dlahy). Posuvy těchto 7 variant modelu geometrie v ose x, v ose y, v ose z a celkové posuvy byly následně porovnány, hodnoty všech posuvů jsou ukázány v grafu na obrázku 6.1.

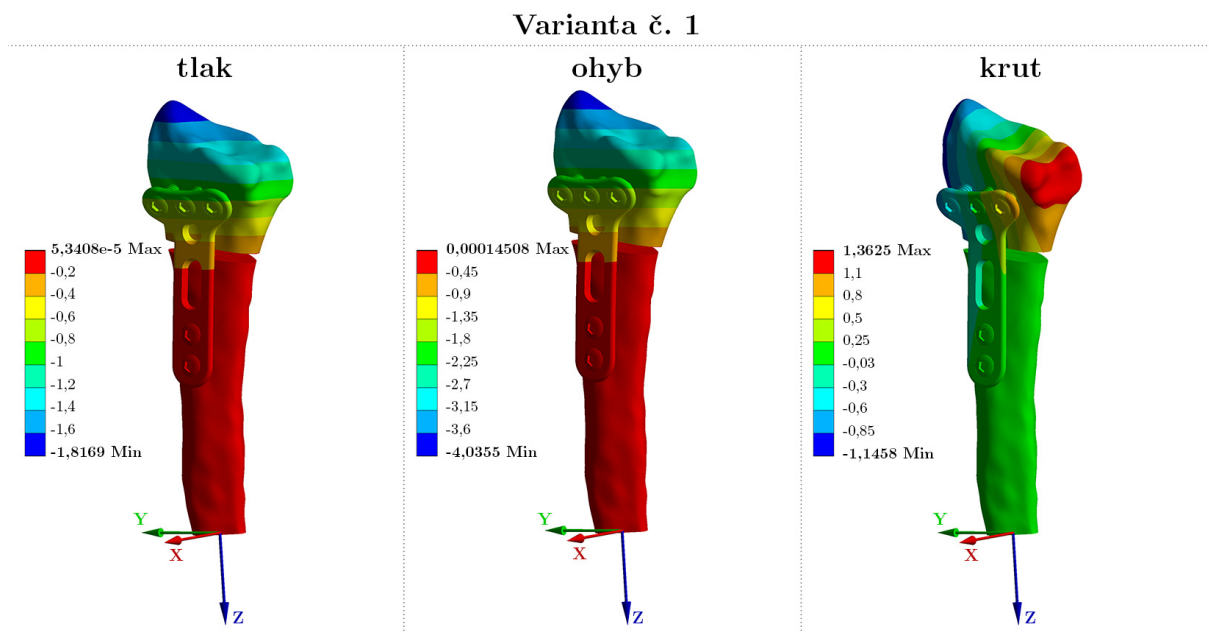


Obrázek 6.1: Posuvy pro všechny varianty modelu geometrie.

Posuvy ve variantách modelu geometrie zahrnujících zlomeninu vřetenní kosti jsou vzájemně srovnatelné. Nejvyšší hodnoty posuvů vznikají při zatížení ohybem v ose x. Při zatížení tlakem se nejvyšší hodnota posuvu vyskytuje u varianty č. 1 v ose x (1,82 mm). Při zatížení ohybem je nejvyšší hodnota posuvu ve variantě č. 1 v ose x (4,04 mm) a při zatížení krutem má posuv nejvyšší hodnotu ve variantě č. 1 v ose y (1,59 mm). Hod-



noty posuvů ve variantách zahrnujících zlomeninu vřetenní kosti tak nepřesahují hodnotu 4,04 mm (posuv v ose x ve variantě č. 1 při zatížení ohybem). Posuvy v ose x pro variantu modelu geometrie č. 1 jsou ukázány na obrázku 6.2.

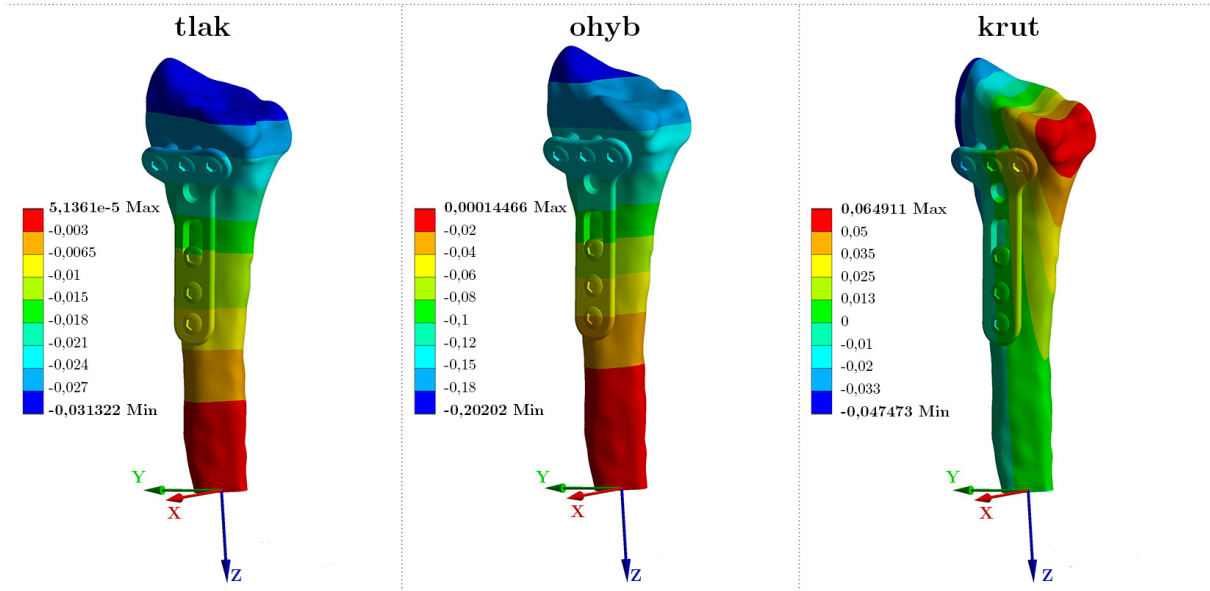


**Obrázek 6.2:** Posuvy v ose x [mm] – varianta modelu geometrie č. 1.

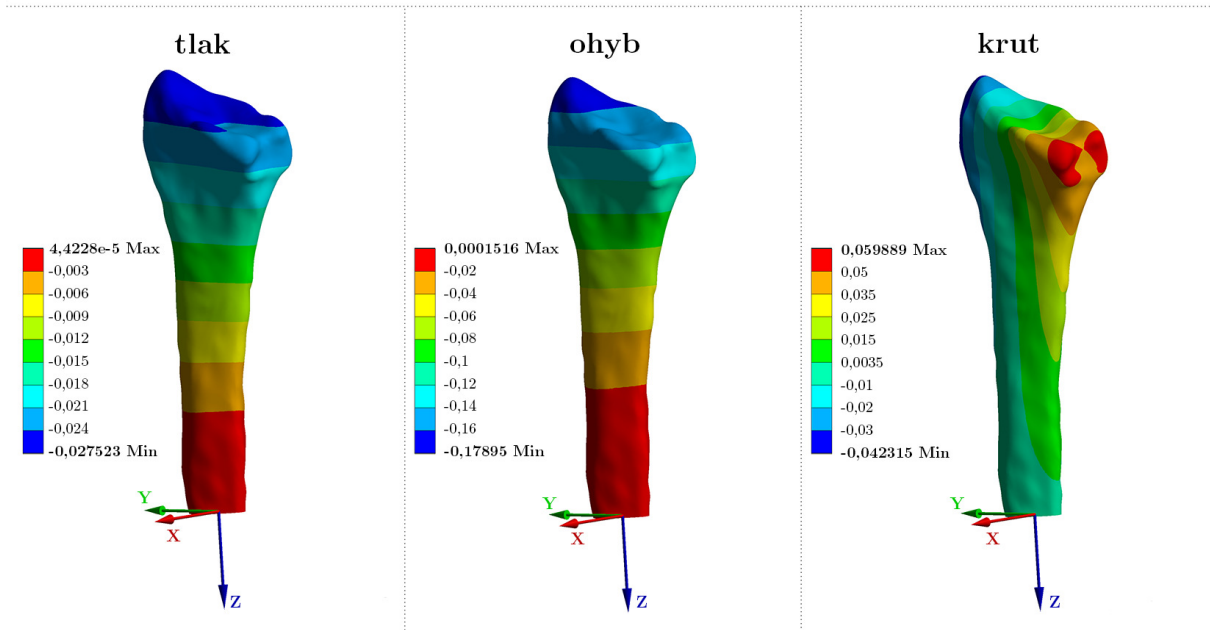
Hodnoty posuvů ve variantách modelu geometrie zahrnujících zhojenou vřetenní kost jsou srovnatelné s posuvy ve variantě modelu geometrie s vřetenní kostí ve fyziologickém stavu, přičemž v této variantě mají posuvy nejnižší hodnotu. Nejvyšší hodnotu posuvu z těchto 4 variant při zatížení tlakem vykazuje varianta č. 5 v ose x (0,03 mm). Pro zatížení ohybem se nejvyšší hodnota posuvu vyskytuje u varianty č. 6 v ose x (0,20 mm). Pro zatížení krutem je nejvyšší hodnota posuvu u varianty č. 5 v ose x (0,07 mm). Posuvy v těchto variantách nepřekračují hodnotu 0,20 mm (posuv v ose x ve variantě č. 6 při zatížení ohybem). Posuvy v ose x pro variantu modelu geometrie č. 6 a variantu modelu geometrie zahrnující fyziologický stav vřetenní kosti jsou ukázány na obrázku 6.3.

Nejvyšší hodnoty posuvů vznikají pro všechny varianty při zatížení ohybem v ose x. Po zahrnutí zhojení kostní tkáně se tyto hodnoty sníží na přibližně 5 % původní hodnoty zjištěné při zahrnutí zlomeniny vřetenní kosti.

Varianta č. 6



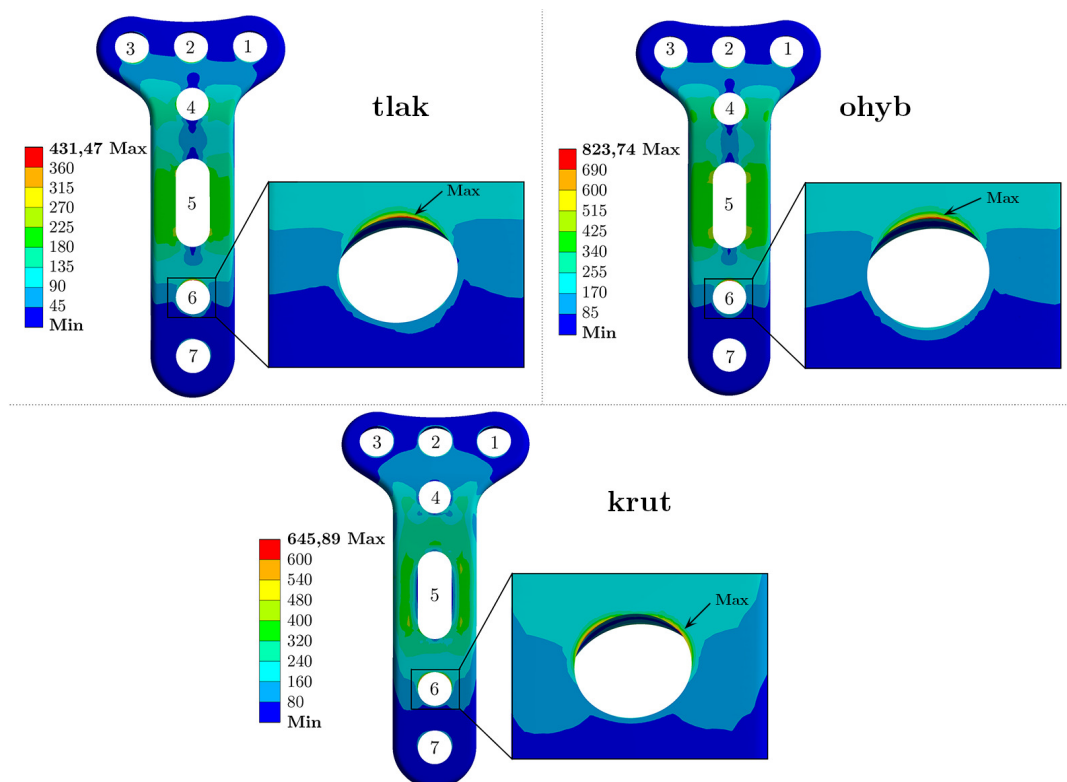
Varianta zahrnující fyziologický stav vřetenní kosti



Obrázek 6.3: Posuvy v ose x [mm] – varianta modelu geometrie č. 6 a varianta modelu geometrie zahrnující fyziologický stav vřetenní kosti.

## 6.2 Redukované napětí HMM ve vnitřní dlaze

Redukované napětí HMM ve vnitřní dlaze bylo vykresleno pro všechny varianty modelu geometrie. U variant č. 1 a 3 byla maximální hodnota redukovaného napětí dosažena na zadní straně dlahy (strana blíže ke kosti) v otvoru č. 6 pro tlak, ohyb i krut. U varianty č. 2 byla maximální hodnota redukovaného napětí dosažena v okolí oválného otvoru č. 5 – na zadní straně dlahy pro zatížení tlakem a ohybem, na přední straně dlahy pro zatížení krutem. Maximální hodnoty redukovaného napětí ve vnitřních dlazách variant modelu geometrie č. 1–3 jsou znázorněny na obrázcích 6.4, 6.5 a 6.6.

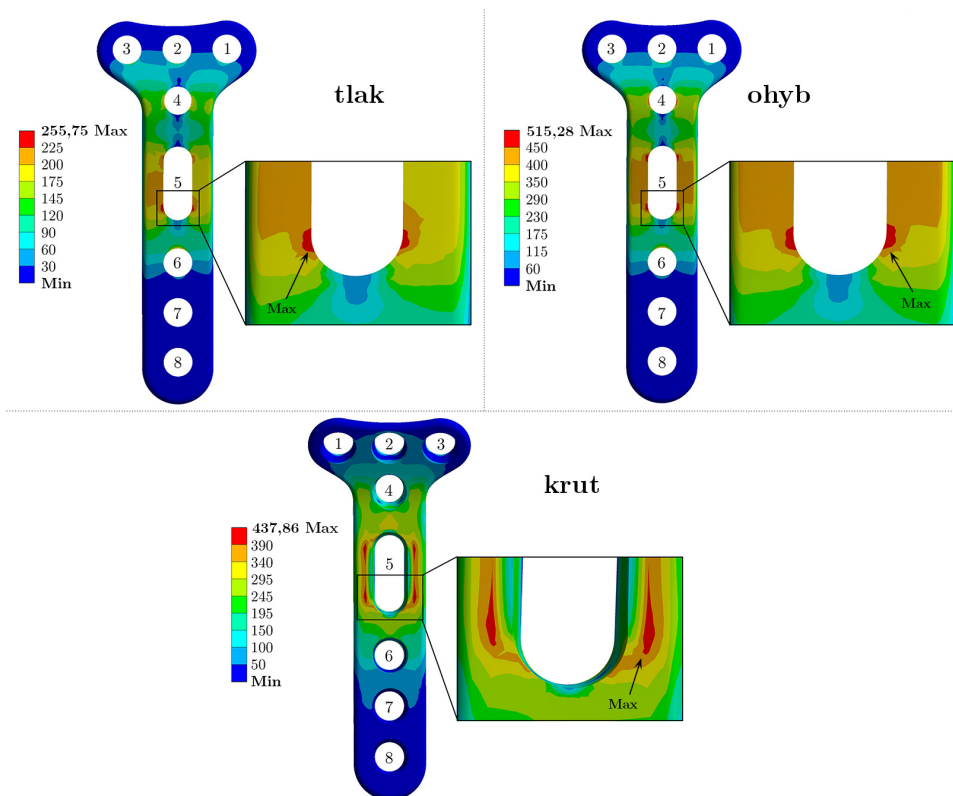


Obrázek 6.4: Redukované napětí HMM ve vnitřní dlaze [MPa], varianta č. 1.

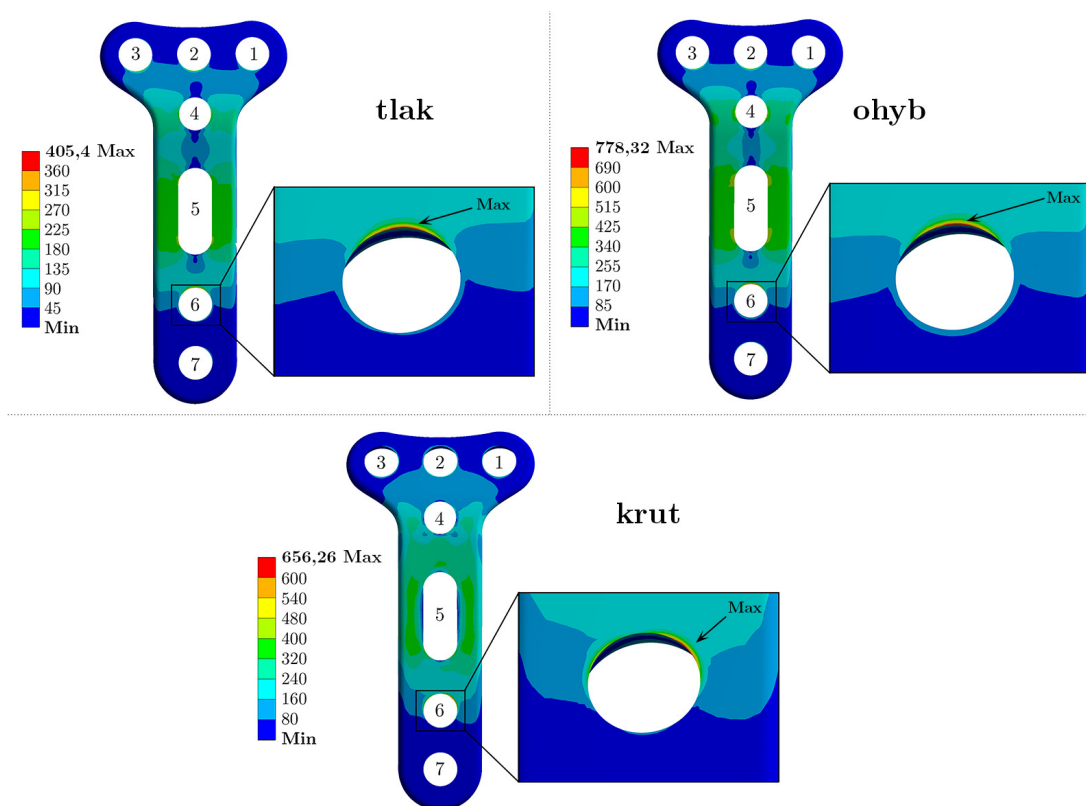
Redukované napětí HMM ve vnitřní dlaze bylo vyhodnoceno vzhledem k meznímu stavu pružnosti – na základě porovnání maximálních hodnot redukovaného napětí, získaných výpočtovým modelováním, s mezí kluzu materiálu dlahy. Hodnota redukovaného napětí nepřekračující mez kluzu znamená zatěžování vnitřní dlahy pouze v elastické oblasti a nevznikají tedy nevratné plastické deformace materiálu dlahy. Mez kluzu materiálu dlahy (kap. 5.2.2) je 1060 MPa [12], [106].

Na obrázku 6.7 jsou ukázány maximální hodnoty redukovaného napětí HMM ve vnitřní dlaze pro jednotlivé varianty modelů geometrie a různé typy zatížení. Mez kluzu materiálu dlahy (1060 MPa) je na grafech vyznačena vodorovnou přerušovanou čarou.

Nejvyšší hodnoty redukovaného napětí vznikaly ve vnitřní dlaze při zatěžování ohybem. Nejvyšší hodnota redukovaného napětí byla zjištěna ve vnitřní dlaze varianty č. 1 při zatížení ohybem (823,74 MPa, tedy 77,7 % meze kluzu). Na obrázku 6.8 je zobrazeno porovnání hodnot redukovaného napětí ve variantách modelu geometrie č. 1–3 při zatížení tlakem, ohybem, nebo krutem. Hodnoty jsou vyjádřeny jako procentní podíl meze



Obrázek 6.5: Redukované napětí HMH ve vnitřní dlaze [MPa], varianta č. 2.



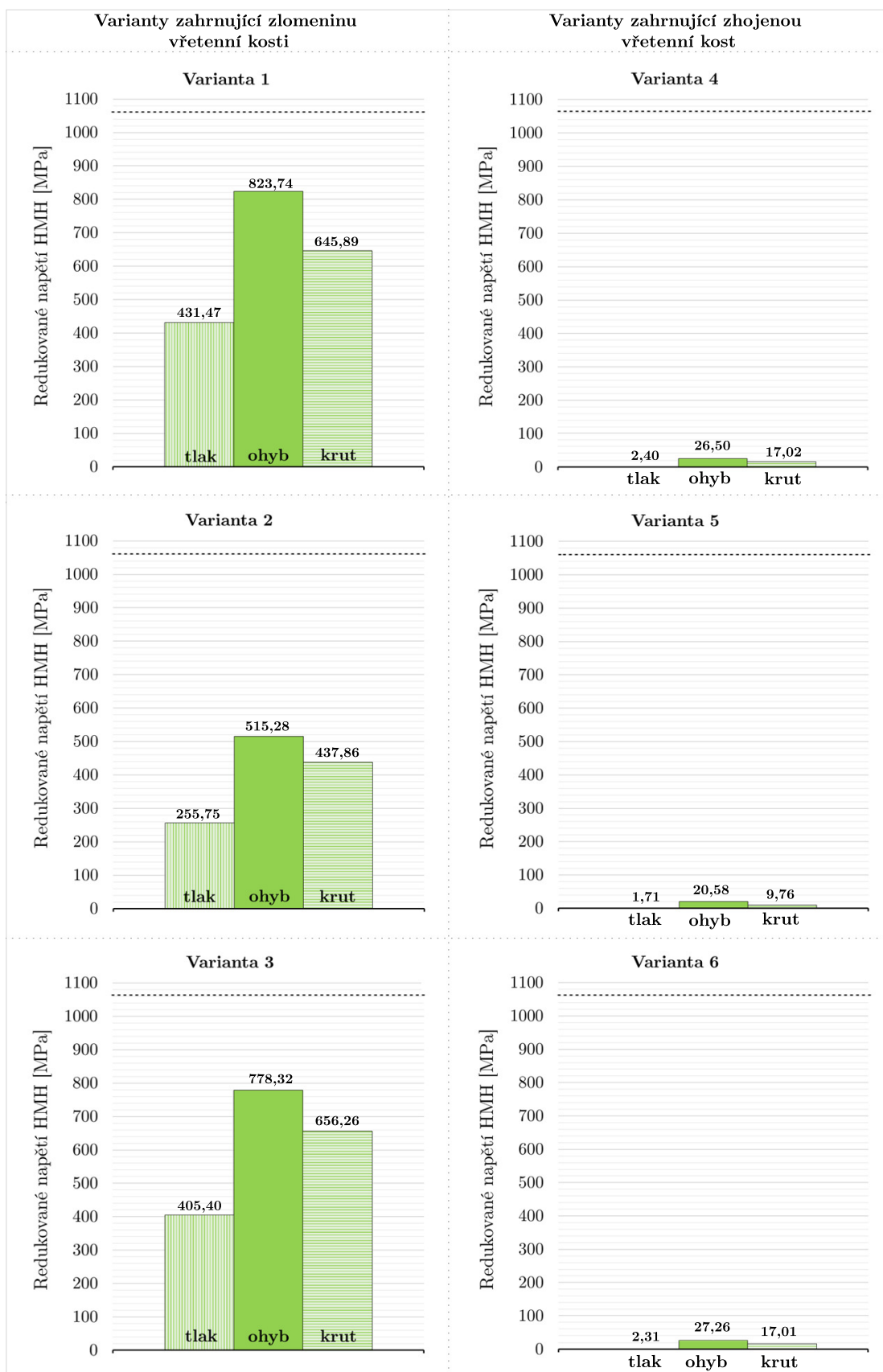
Obrázek 6.6: Redukované napětí HMH ve vnitřní dlaze [MPa], varianta č. 3.

kluzu. Lze pozorovat snížení napětí při použití delší dlahy s 8 otvory, která je fixována 6 uzamykatelnými šrouby (varianta č. 2).

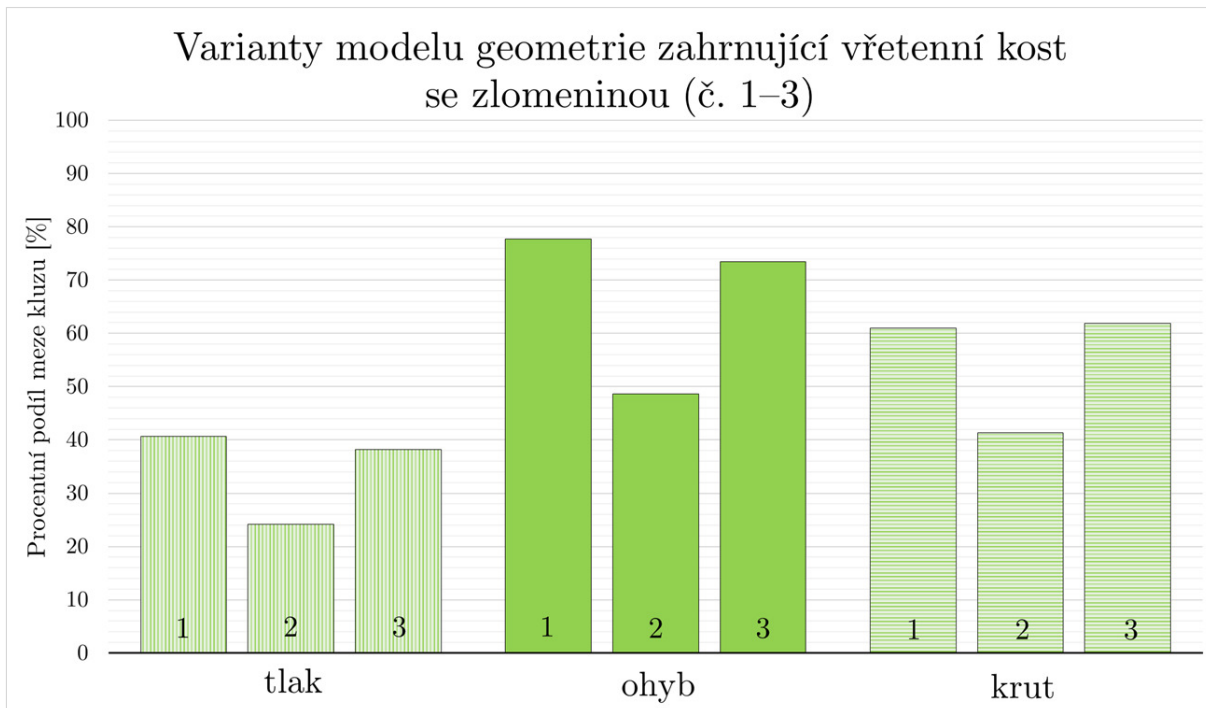
Z obrázku 6.7 je zřejmé, že po zhojení kostní tkáně, které bylo zahrnuto ve variantách č. 4–6, dojde k výraznému snížení redukovaného napětí ve vnitřní dlaze. Po zhojení kostní tkáně dojde ke snížení redukovaného napětí na méně než 1 % původní hodnoty u zatížení tlakem a 2,5–4 % původní hodnoty u zatížení ohybem a krutem.

U všech tří variant zahrnujících zhojenou vřetenní kost (varianty č. 4–6) byla zjištěna pro jednotlivé typy zatížení stejná nejvíce namáhaná místa. U zatížení tlakem se nejvíce namáhané místo nachází na zadní straně dlahy v posledním otvoru dlahy (varianty č. 4 a 6 – otvor č. 7, varianta č. 5 – otvor č. 8), u zatížení ohybem a krutem na zadní straně dlahy v otvoru č. 3. Nejvyšší hodnoty redukovaného napětí z těchto tří variant vykazovaly varianty č. 4 a 6 při zatížení ohybem – přibližně 27 MPa, tedy 2,5 % meze kluzu. Nejvyšší hodnoty redukovaného napětí ve vnitřní dlaze ve variantách č. 4–6 vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu jsou ukázány na obrázku 6.9. Svislá osa je zobrazena pouze do hodnoty 10 % meze kluzu.

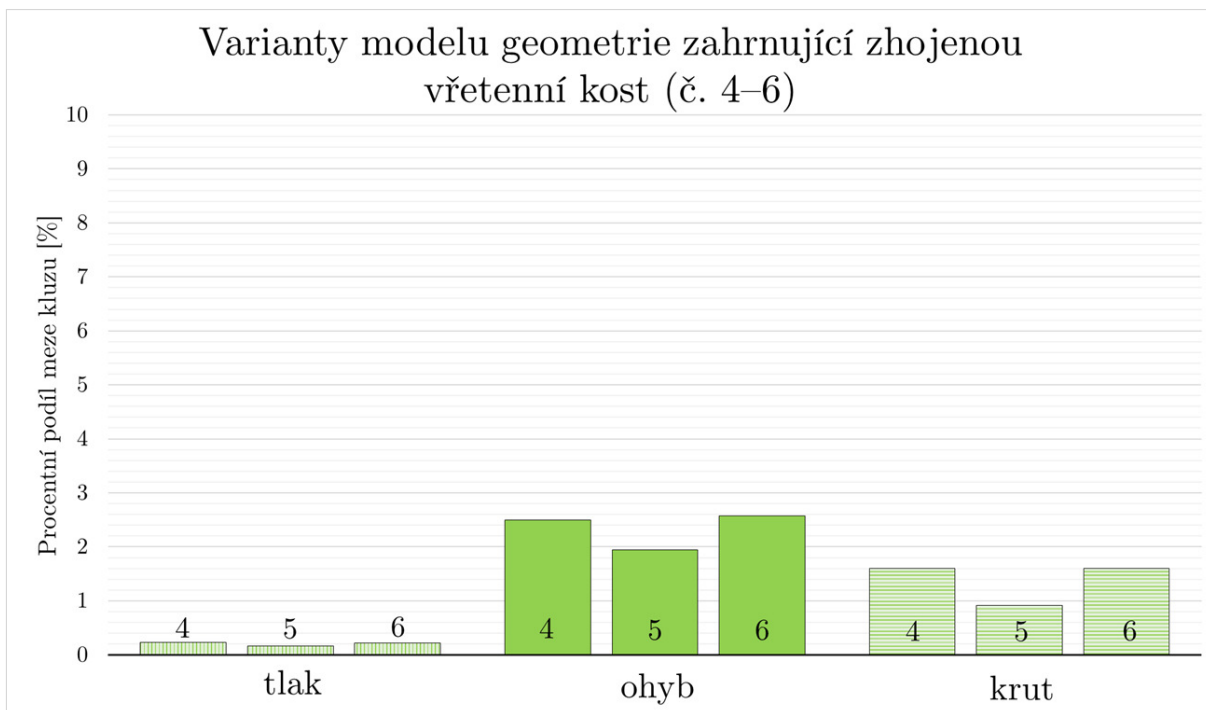
Žádná hodnota redukovaného napětí H<sub>MH</sub> ve vnitřní dlaze nepřesáhla hodnotu meze kluzu materiálu dlahy, zatěžování tedy probíhalo pouze v elastické oblasti a nedošlo k plastické deformaci dlahy.



**Obrázek 6.7:** Maximální hodnoty redukovaného napětí ve vnitřní dlazi pro všechny varianty modelu geometrie.



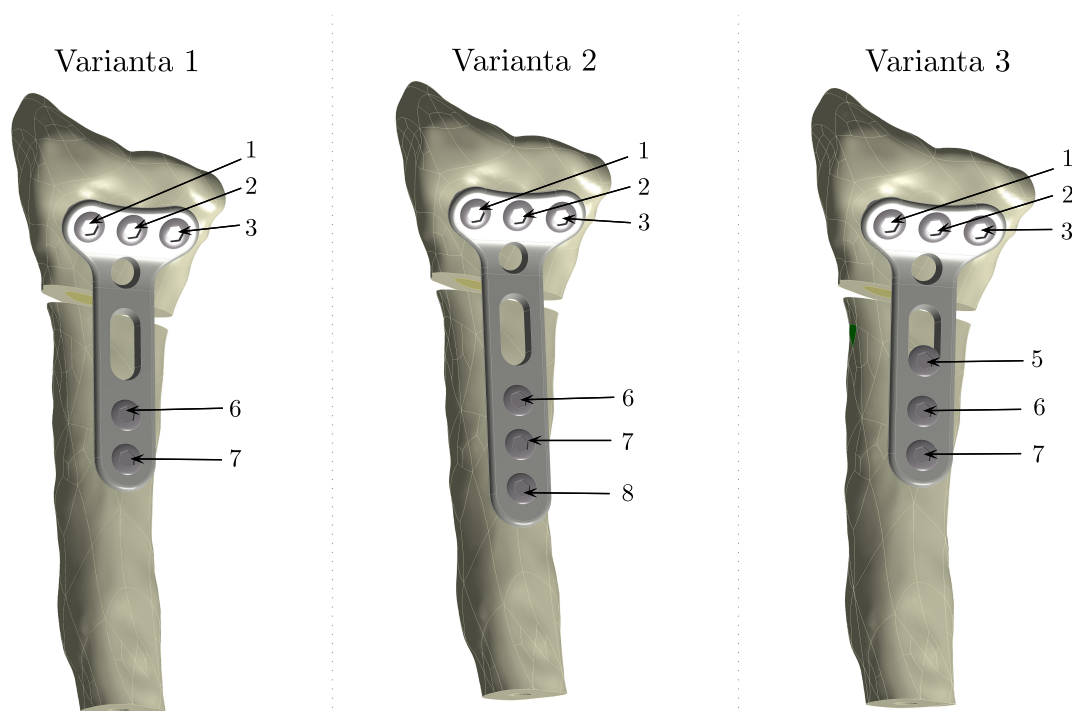
**Obrázek 6.8:** Maximální hodnoty redukovaného napětí ve vnitřní dlaze vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu – varianty č. 1–3.



**Obrázek 6.9:** Maximální hodnoty redukovaného napětí ve vnitřní dlaze vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu – varianty č. 4–6.

## 6.3 Redukované napětí HMH v kostních šroubech

Redukované napětí HMH v kostních šroubech bylo vykresleno pro všechny varianty modelu geometrie. Vliv na polohu nejvíce namáhaného místa s nejvyšší hodnotou redukovaného napětí měla jak analyzovaná varianta modelu geometrie, tak typ zatížení. U variant č. 2 a 3 se vyskytovaly lokální koncentrátoři napětí na ostrých hranách šroubů a v místech přechodu vnitřní dutiny kosti a kortikální kostní tkáň. V tomto přechodu dochází ke skokové změně tuhosti. Redukované napětí v kostních šroubech bylo vyhodnoceno vzhledem k meznímu stavu pružnosti. Mez kluzu materiálu šroubů (kap. 5.2.2) je 590 MPa [102]. Šrouby byly označeny stejnými čísly jako otvory dlah (obrázek 6.10).



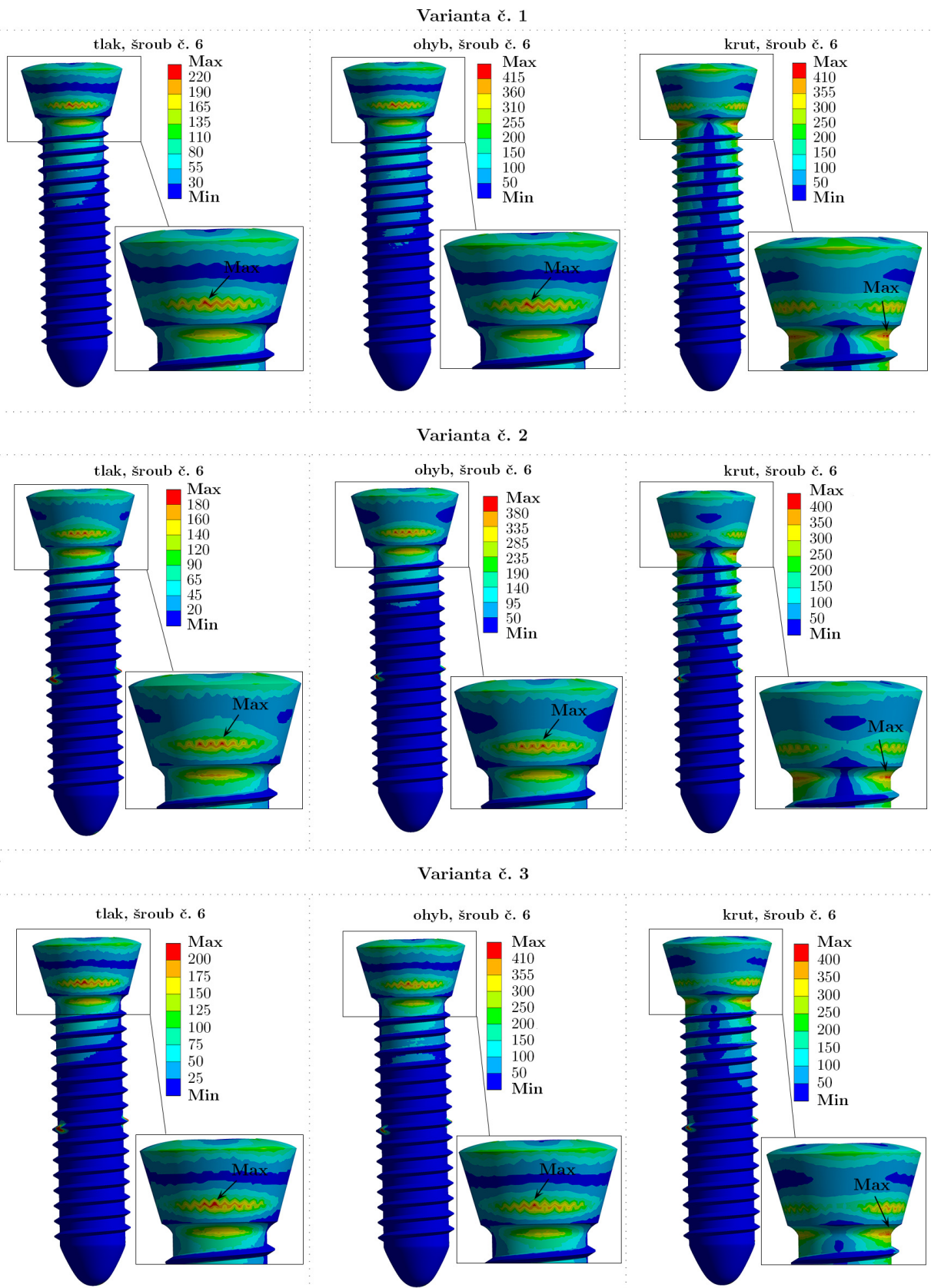
**Obrázek 6.10:** Číselné označení šroubů – ukázáno na variantách modelu geometrie č. 1–3.

U všech vyšetřovaných variant modelu geometrie bylo nejvíce namáhané místo zjištěno v oblasti hlavy uzamykatelného šroubu – buď v zaoblení pod hlavou šroubu, nebo v místě kontaktu hlavy šroubu s dlahou.

Ve variantách modelu geometrie zahrnujících zlomeninu vřetenní kosti (č. 1–3) se nejvyšší hodnoty redukovaného napětí vyskytují vždy na uzamykatelném kostním šroubu č. 6. Nejvíce namáhané místo se při zatížení tlakem a ohybem nachází v kontaktu šroubu s dlahou, při zatížení krutem v zaoblení pod hlavou šroubu. Nejvyšší hodnoty redukovaného napětí vznikají v kostních šroubech při zatěžování ohybem.

Z pohledu variant modelu geometrie vzniká nejvyšší napětí ve šroubech ve variantě č. 1. Nejvyšší hodnotu redukovaného napětí lze pozorovat v této variantě při zatížení ohybem (470,76 MPa, tedy 79,8 % meze kluzu materiálu šroubu). Při zatížení tlakem má redukované napětí v kostním šroubu č. 6 nejvyšší hodnotu 248,54 MPa, tedy 42,1 % meze kluzu materiálu šroubu. Při zatížení krutem dosahuje redukované napětí hodnoty 460,49 MPa (78 % meze kluzu). Redukované napětí na šroubu č. 6 pro varianty č. 1–3 je ukázáno na obrázku 6.11. Všechny šrouby jsou zobrazeny z distálního směru.





**Obrázek 6.11:** Maximální hodnoty redukovaného napětí v kostním šroubu č. 6 (distální strana) [MPa] – varianty modelu geometrie č. 1–3.

Hodnoty redukovaného napětí ve šroubech ve variantách č. 4 a 6 jsou srovnatelné, nejvíce namáhaná místa pro zatížení tlakem a ohybem jsou stejná. Při zatížení tlakem je nejvyšší napětí pozorováno v zaoblení pod hlavou šroubu č. 7 v posledním otvoru dlahy. Maximální hodnoty napětí dosahují 1,72 MPa (varianta č. 4) a 1,61 MPa (varianta č. 6), tedy maximálně 0,3 % meze kluzu. Při zatížení ohybem se nejvíce namáhané místo vyskytuje v kontaktu hlavy posledního šroubu s dlahou. Maximální hodnoty napětí při zatížení ohybem dosahují 15,36 MPa a 16,57 MPa (tedy maximálně 2,8 % meze kluzu). Při zatížení krutem je nejvíce namáhané místo na šroubu č. 3, pro variantu č. 4 v kontaktu hlavy šroubu s dlahou a pro variantu č. 6 v oblasti zaoblení pod hlavou šroubu. Nejvyšší hodnoty napětí jsou v tomto případě 9,36 MPa a 9,12 MPa (maximálně 1,6 % meze kluzu).

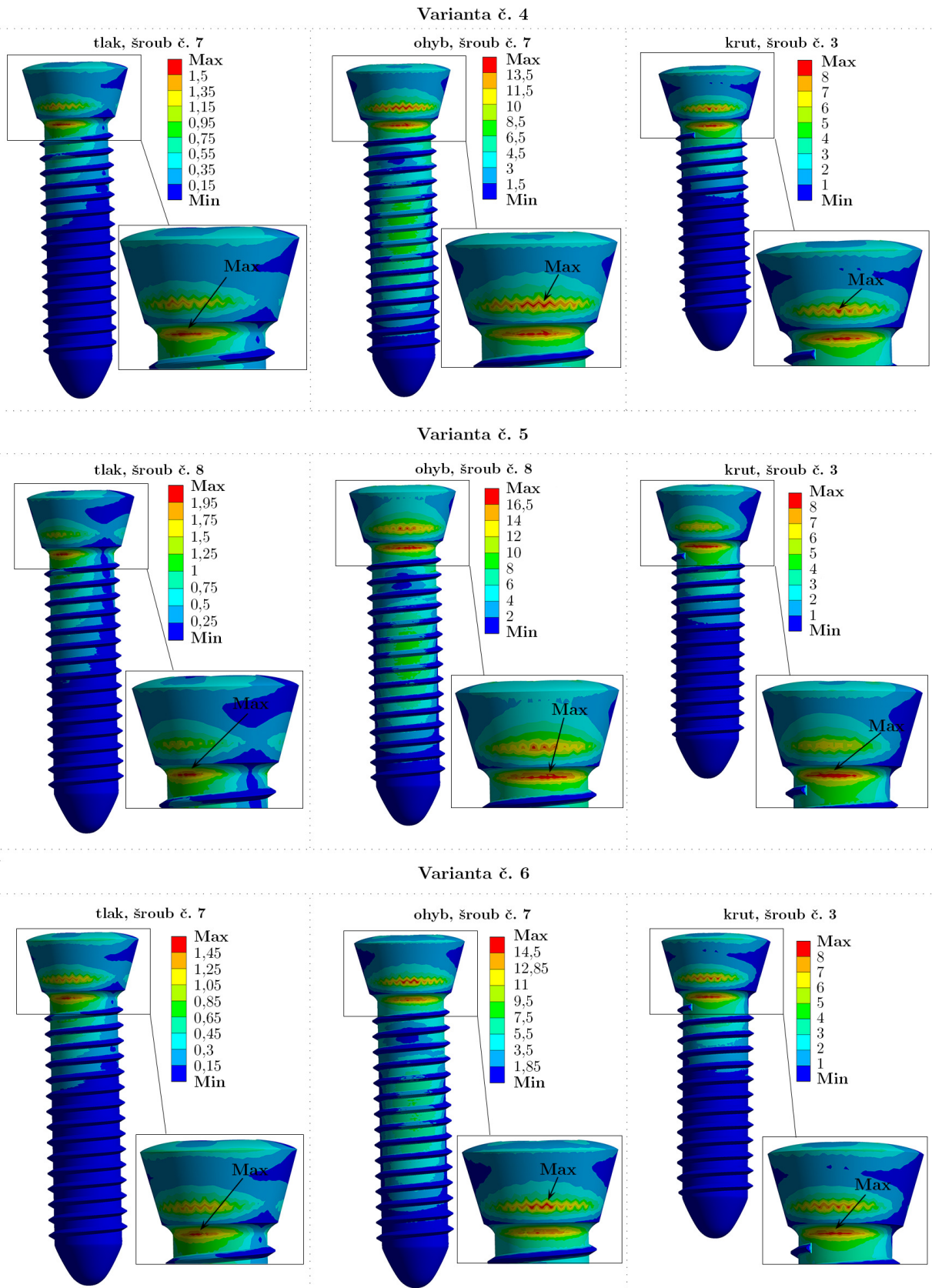
Pro variantu č. 5 jsou nejvíce namáhaná místa v oblasti zaoblení šroubů pod hlavou. U zatížení tlakem je maximální hodnota redukovaného napětí v zaoblení pod hlavou šroubu č. 8 v posledním otvoru a činí 2,17 MPa (0,4 % meze kluzu). Pro zatížení ohybem je nejvíce namáhané místo také v zaoblení pod hlavou šroubu č. 8. Maximální hodnota redukovaného napětí při zatížení ohybem je 19,15 MPa (tedy 3,2 % meze kluzu). U zatížení krutem je nejvíce namáhané místo v zaoblení pod hlavou šroubu č. 3. Maximální hodnota redukovaného napětí ve šroubu č. 3 je přibližně 9,57 MPa (1,6 % meze kluzu). Redukované napětí v nejvíce zatěžovaných šroubech variant modelu geometrie č. 4–6 je zobrazeno na obrázku 6.12.

U všech variant lze pozorovat i zvýšené (pokud ne nejvyšší) napětí v kontaktech hlav šroubů s vnitřní dlahou. Hodnoty redukovaného napětí v nejvíce zatížených šroubech pro jednotlivé varianty modelu geometrie vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu materiálu šroubů jsou ukázány na obrázcích 6.13 a 6.14. Pro varianty zahrnující zhojenou vřetenní kost je svislá stupnice zobrazena pouze do hodnoty 10 % meze kluzu.

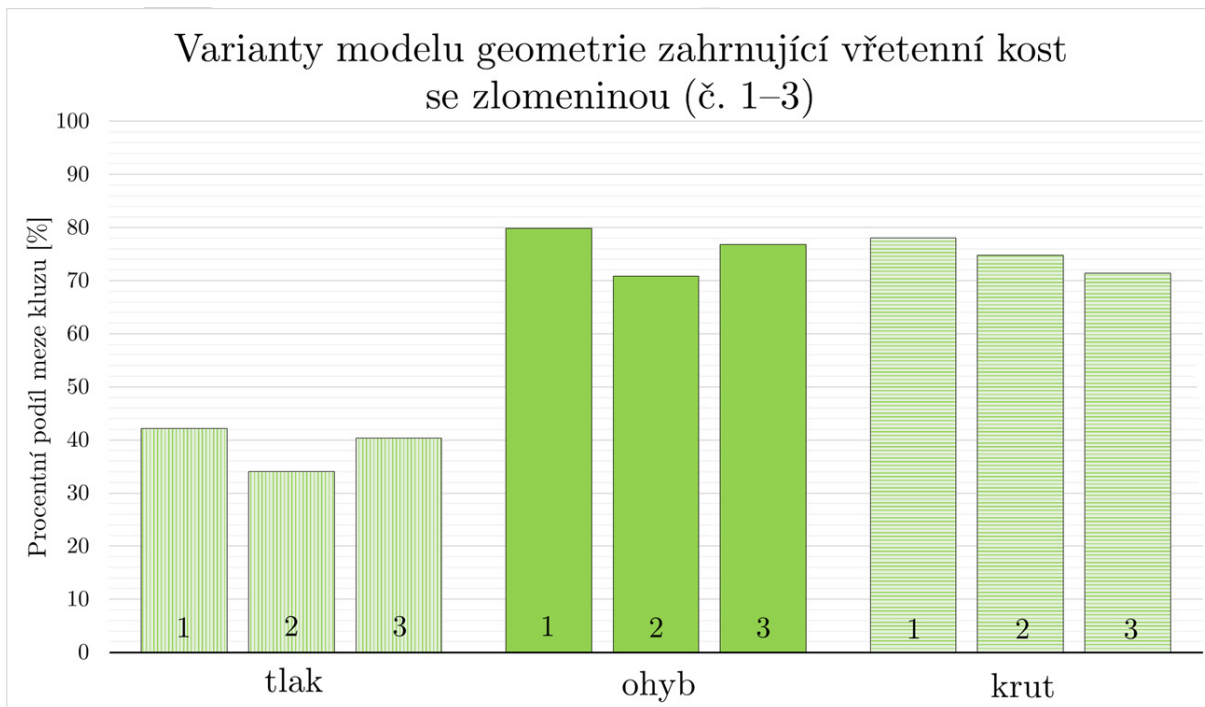
Na obrázku 6.14 je (v porovnání s obrázkem 6.13) patrné výrazné snížení napětí ve šroubech po zhojení zlomeniny. Na obrázku 6.13 znázorňujícím varianty modelu geometrie zahrnující zlomeninu vřetenní kosti lze také pozorovat snížení napětí ve šroubech při zatížení tlakem a ohybem při použití delší dlahy (varianta č. 2) oproti variantám s kratší dlahou (č. 1 a 3). Při zatížení krutem je patrné snížení napětí ve šroubech při použití delší dlahy fixované 6 uzamykatelnými šrouby (č. 2) oproti použití kratší dlahy fixované 5 uzamykatelnými šrouby (č. 1).

V modelech geometrie zahrnujících zhojenou vřetenní kost je naopak patrné vyšší napětí ve šroubech ve variantě s delší dlahou (č. 5) oproti variantám s dlahou kratší (č. 4 a 6).

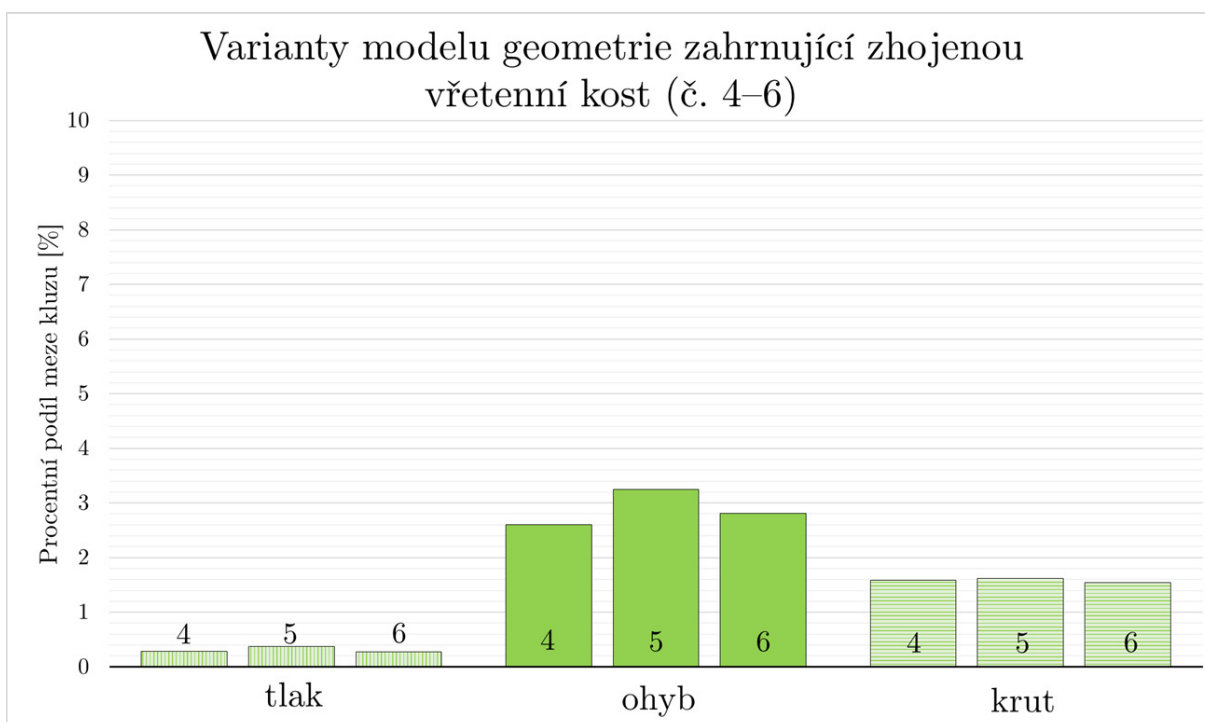
U žádného šroubu nedošlo k překročení hodnoty meze kluzu materiálu, zatěžování tedy probíhalo pouze v elastické oblasti a nedošlo k trvalé plastické deformaci šroubů.



**Obrázek 6.12:** Maximální hodnoty redukovaného napětí v kostních šroubech č. 3 (proximální strana) a č. 7 a 8 (distální strana) [MPa] – varianty modelu geometrie č. 4–6.



**Obrázek 6.13:** Maximální hodnoty redukovaného napětí v kostních šroubech vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu – varianty č. 1–3.



**Obrázek 6.14:** Maximální hodnoty redukovaného napětí v kostních šroubech vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu – varianty č. 4–6.

## 6.4 Vyhodnocení přetvoření v kostní tkáni

Vyhodnocení přetvoření v kostní tkáni bylo provedeno dvěma způsoby: vyhodnocení redukovaného přetvoření HMH na základě Frostovy „mechanostat“ hypotézy a vyhodnocení hlavních přetvoření na základě porovnání jejich hodnot s mezními hodnotami přetvoření pro tah a tlak.

### Mechanostat hypotéza – H. M. Frost

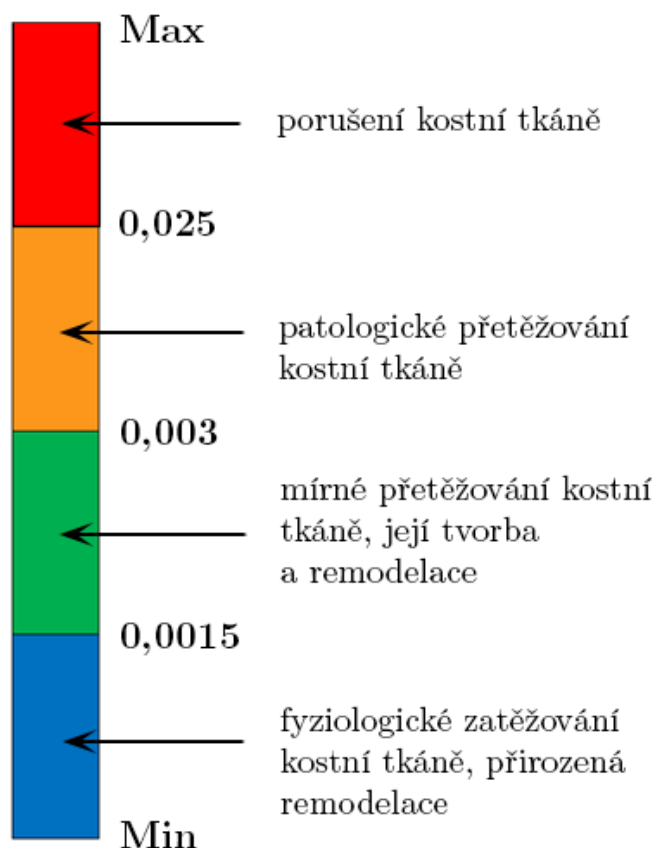
Frostova mechanostat hypotéza je založena na myšlence, že v kostní tkáni dochází ke zpětné vazbě mezi mechanickým zatěžováním kosti a kostními buňkami [34]. Tato zpětná vazba umožňuje kostním buňkám reagovat na zatížení kosti a zapříčinit tak odbourávání kostní tkáně, její růst, nebo její remodelaci. Byly určeny rozsahy přetvoření, v rámci kterých tyto procesy probíhají. Tyto rozsahy jsou vyjádřeny v jednotkách  $\mu\epsilon$  („microstrain“), kde 1 000  $\mu\epsilon$  odpovídá 0,1 % délkové změny [33]. Dle mechanostat hypotézy je 0,0015–0,003 rozsah přetvoření, který odpovídá mírnému přetížení vedoucímu k tvorbě a remodelaci kostní tkáně za účelem jejího posílení. Spodní interval přetvoření pod hodnotou 0,0015 odpovídá fyziologickému zatěžování a přirozené remodelaci kostní tkáně. Nad hodnotou přetvoření 0,003 dochází k patologickému přetěžování kostní tkáně a jejímu nadměrnému růstu. K porušení kostní tkáně dochází nad hodnotou přetvoření 0,025.

Redukované přetvoření HMH bylo vykresleno pro kortikální i spongiózní kostní tkáň. Nejvyšších hodnot redukovaného přetvoření bylo dosahováno v závitových otvorech pro šrouby. Ve variantách modelu geometrie zahrnujících zhojenou vřetenní kost nedošlo k překročení hodnoty přetvoření 0,0015 ani v kortikální, ani ve spongiózní kostní tkáni. Dále jsou tedy vyhodnoceny pouze varianty zahrnující zlomeninu vřetenní kosti, tedy varianty č. 1–3.

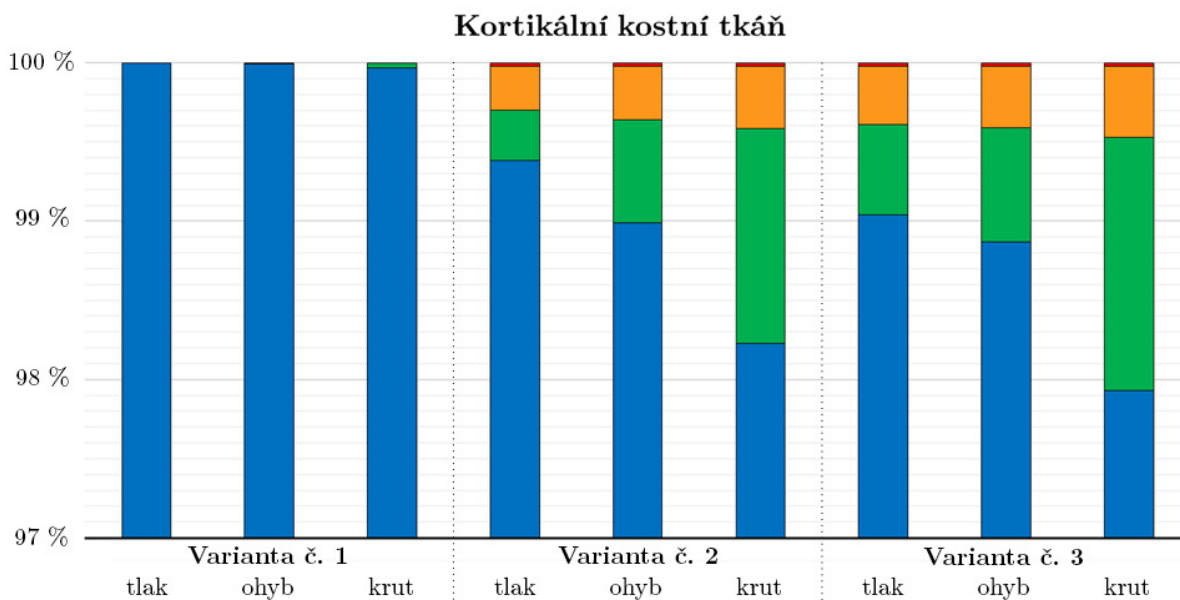
Redukované přetvoření HMH v kostní tkáni pro varianty modelu geometrie č. 1–3 zatížené tlakem, ohybem a krutem bylo vyhodnoceno následujícím způsobem:

- Byla vytvořena barevná stupnice na základě rozsahů hodnot přetvoření podle mechanostat hypotézy (obrázek 6.15).
- Do těchto intervalů byly podle hodnot přetvoření rozděleny všechny prvky kostní tkáně, a to odděleně prvky tkáně kortikální a prvky tkáně spongiózní.
- Počty prvků spadajících do jednotlivých intervalů byly vyjádřeny jako procentní podíl celkového počtu prvků kortikální (spongiózní) kostní tkáně a zobrazeny ve vytvořené barevné stupici.

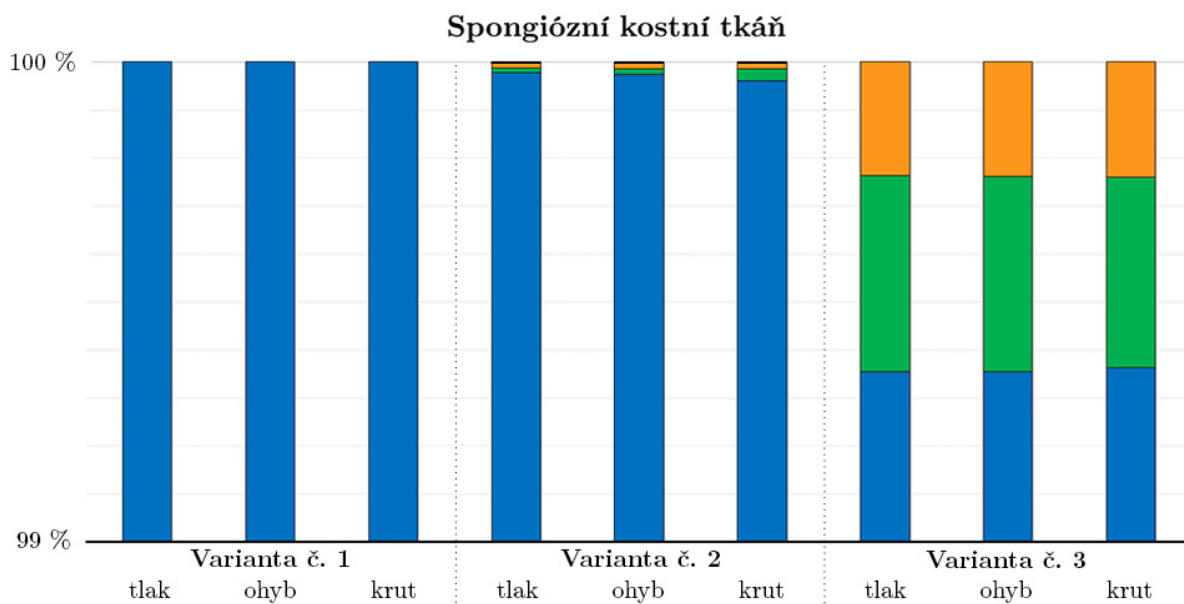
Procentní podíly počtu prvků spadajících do jednotlivých intervalů přetvoření pro jednotlivé varianty modelu geometrie zahrnující zlomeninu vřetenní kosti jsou ukázány na obrázcích 6.16 a 6.17. Ve všech variantách v kortikální i spongiózní kostní tkáni byl nejvíce zastoupen první interval hodnot přetvoření, tedy 0–0,0015. Procentní podíl prvků spadajících do tohoto intervalu byl u všech variant vyšší než 97 %. Aby bylo viditelné zastoupení prvků z ostatních intervalů přetvoření, je v grafech znázorňujících prvky kortikální kostní tkáně na obrázku 6.16 zobrazena pouze jejich horní část od 97 % do 100 % a v grafech znázorňujících prvky spongiózní kostní tkáně na obrázku 6.17 pouze horní část od 99 % do 100 %.



Obrázek 6.15: Barevná stupnice pro vyhodnocení redukovaného přetvoření HMH v kostní tkáni.



Obrázek 6.16: Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů redukovaného přetvoření – kortikální kostní tkáň.



**Obrázek 6.17:** Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů redukovaného přetvoření – spongiózní kostní tkáň.

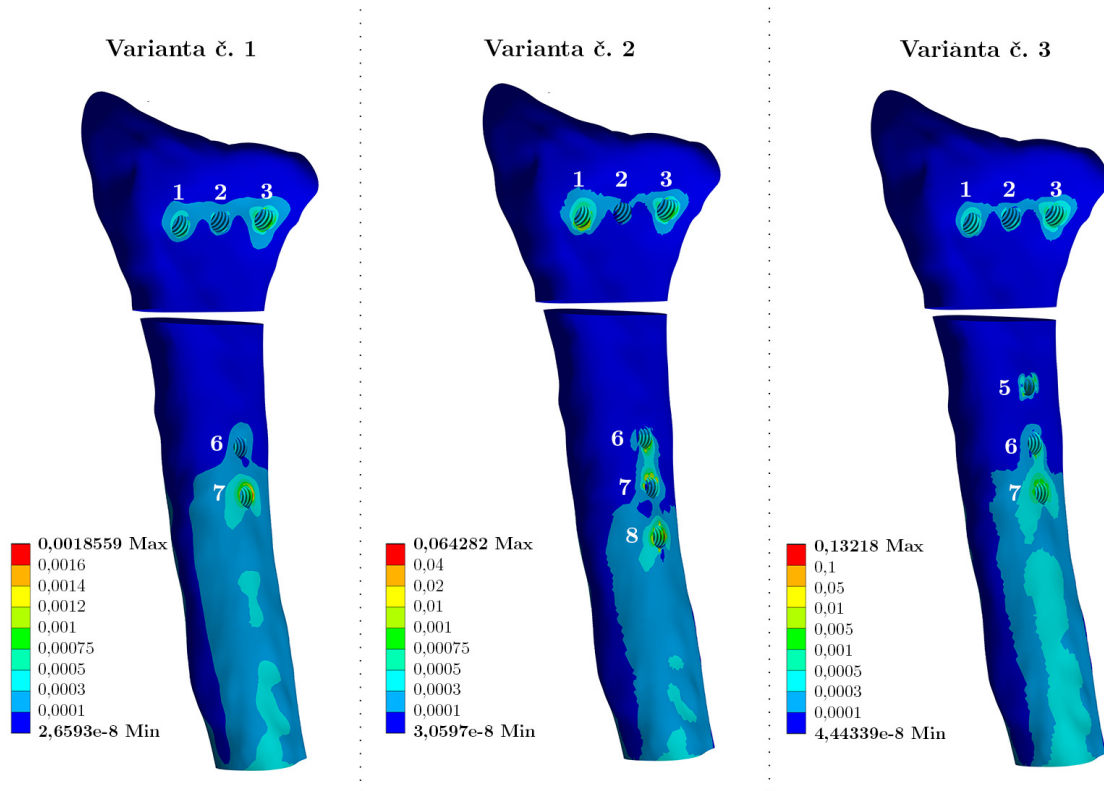
Z obrázků 6.16 a 6.17 vyplývá, že ve variantě modelu č. 1 nedošlo k porušení ani přetěžování kortikální ani spongiózní kostní tkáně.

Ve variantách č. 2 a 3 spadal do intervalu znázorňujícího přetěžování kostní tkáně počet prvků v řádu desetin procenta z celkového počtu prvků u kortikální kostní tkáně, v řádu desetin procenta ve variantě č. 3 a v řádu setin procenta ve variantě č. 2 u spongiózní kostní tkáně.

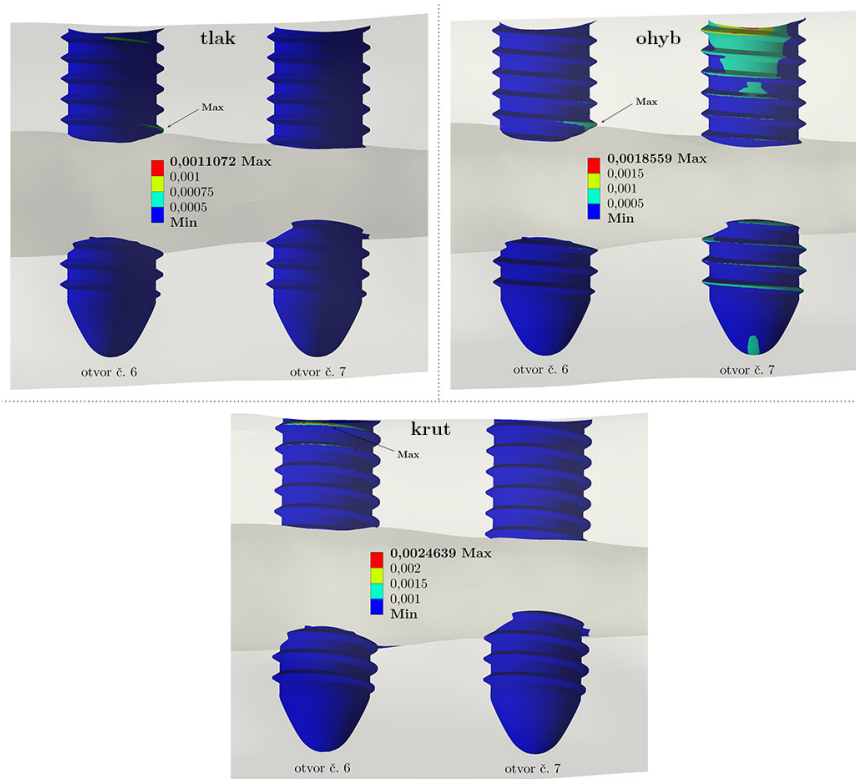
V oblasti porušení kostní tkáně se ve variantách č. 2 a 3 vyskytovaly setiny procenta celkového počtu prvků u kortikální kostní tkáně a tisíce procenta celkového počtu prvků u spongiózní kostní tkáně.

Redukované přetvoření v kostní tkáni pro varianty č. 1–3 při zatížení ohybem je ukázáno na obrázku 6.18. Nejvyšší hodnoty přetvoření se vyskytovaly v kortikální kostní tkáni v závitových otvorech v oblasti diafýzy. Hodnoty redukovaného přetvoření v těchto otvorech pro varianty modelu geometrie č. 1–3 jsou ukázány na obrázcích 6.19, 6.20 a 6.21. Otvory jsou zobrazeny z laterálního směru.

Ve variantách č. 2 a 3 vznikaly lokální vysoké hodnoty přetvoření v oblastech ostrých hran v závitových otvorech pro šrouby a v přechodech kortikální a spongiózní kostní tkáně a kortikální kostní tkáně a vnitřní dutiny kosti. To způsobilo výskyt prvků s hodnotami přetvoření spadajícími do oblastí přetěžování a porušení kostní tkáně, tento výskyt v řádu maximálně desetin procenta v kortikální i spongiózní kostní tkáni je ale vzhledem k celkovému počtu prvků zanedbatelný.

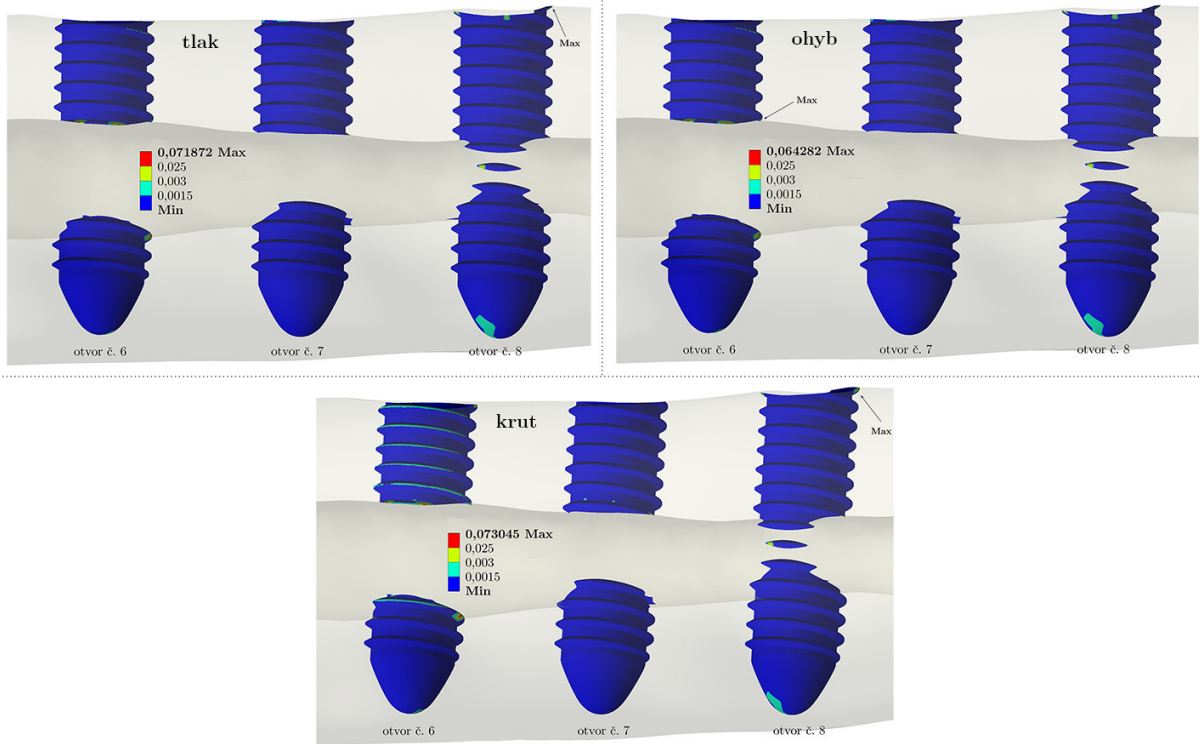


Obrázek 6.18: Redukované přetvoření v kostní tkáni [-] – varianty č. 1–3, zatížení ohybem.

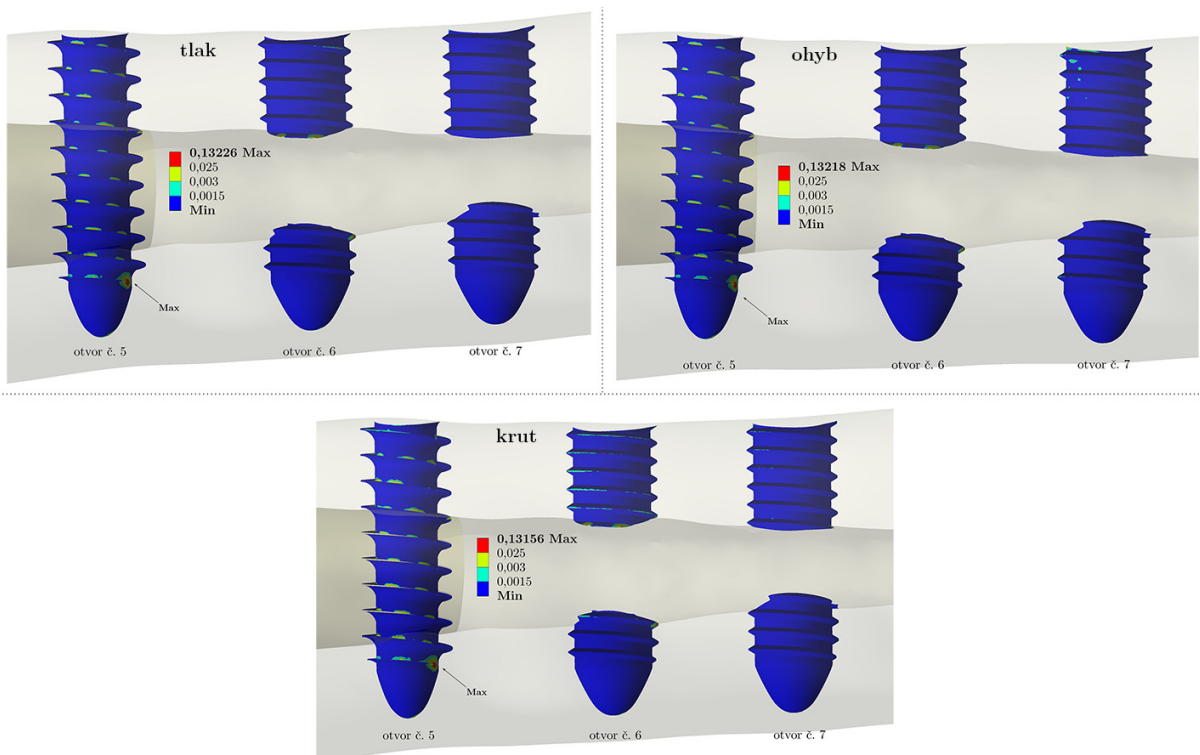


Obrázek 6.19: Redukované přetvoření v závitových otvorech č. 6 a 7 v oblasti diafýzy [-] – varianta č. 1.





Obrázek 6.20: Redukované přetvoření v závitových otvorech č. 6, 7 a 8 v oblasti diafýzy [-] – varianta č. 2.

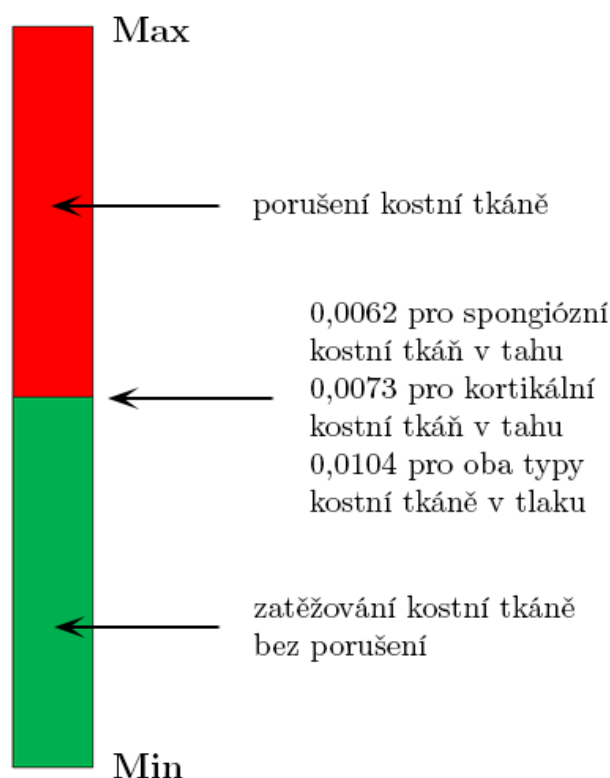


Obrázek 6.21: Redukované přetvoření v závitových otvorech č. 5, 6 a 7 v oblasti diafýzy [-] – varianta č. 3.

## Hlavní přetvoření

Druhý způsob vyhodnocení byl proveden podle [60]. Metoda spočívá v porovnání hodnot hlavních přetvoření s jejich mezními hodnotami, které byly určeny ve studii [7]. Při hodnotách přetvoření vyšších než tyto mezní hodnoty dochází k porušení kostní tkáně.

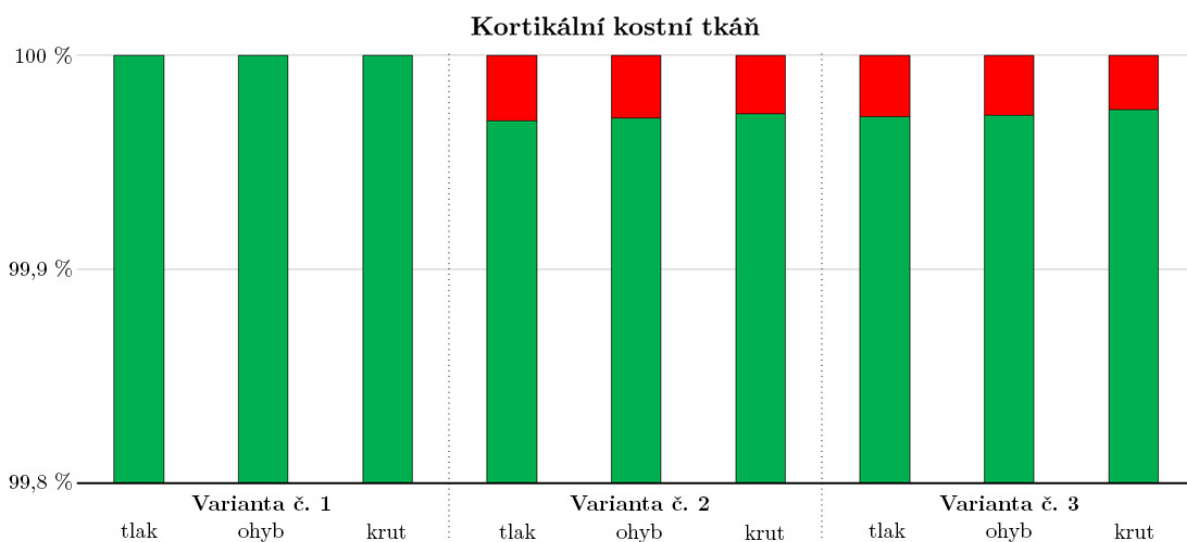
Způsob vyhodnocení byl stejný jako v případě použití mechanostat hypotézy, pouze byly upraveny intervaly přetvoření pro kortikální a pro spongiózní kostní tkáň. Mezní hodnota přetvoření v tahu pro kortikální kostní tkáň je 0,0073 a pro spongiózní kostní tkáň 0,0062. Mezní hodnota přetvoření v tlaku pro kortikální kostní tkáň není v [7] uvedena, byla proto pro kortikální i spongiózní kostní tkáň použita mezní hodnota přetvoření v tlaku pro spongiózní kostní tkáň – 0,0104. Barevná stupnice s intervaly a mezními hodnotami pro jednotlivé typy kostní tkáně je ukázána na obrázku 6.22.



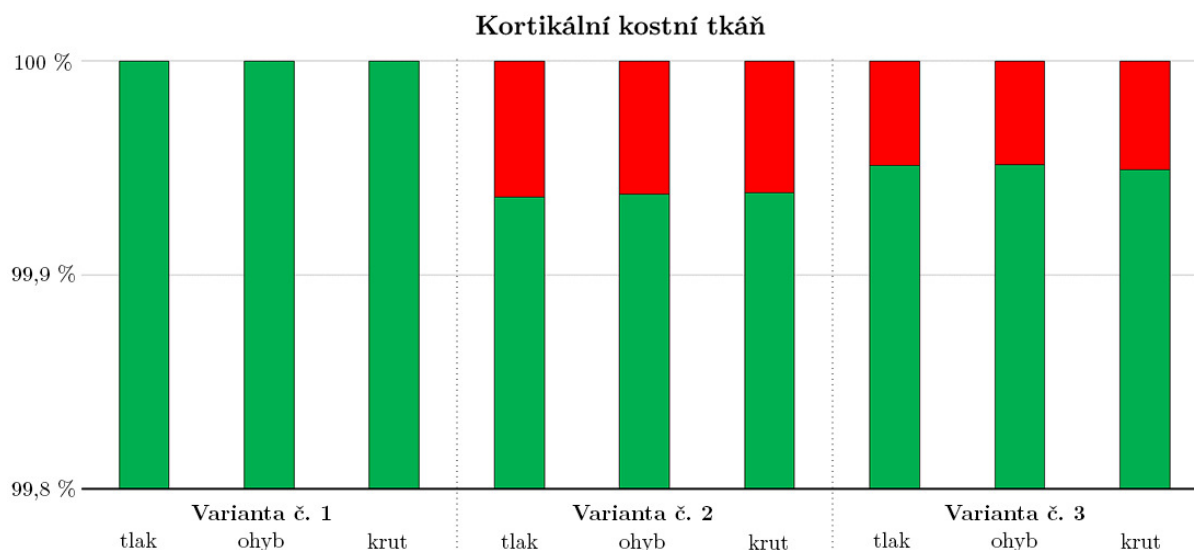
**Obrázek 6.22:** Barevná stupnice pro vyhodnocení hlavních přetvoření v kostní tkáni.

Ve variantách modelu geometrie zahrnujících zhojenou vřetenní kost (č. 4–6) nedošlo v kortikální ani spongiózní kostní tkáni k překročení mezní hodnoty přetvoření v tahu ani tlaku. Dále jsou tedy vyhodnoceny pouze varianty modelu geometrie č. 1–3 zahrnující zlomeninu vřetenní kosti.

Grafy s procentními podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů jsou ukázány na obrázcích 6.23, 6.24, 6.25 a 6.26. Aby byl viditelný podíl prvků spadajících do oblasti porušení kostní tkáně, jsou grafy zobrazeny pouze v jejich horní části od 99,8 % do 100 %.



**Obrázek 6.23:** Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů přetvoření v tahu – kortikální kostní tkáň.

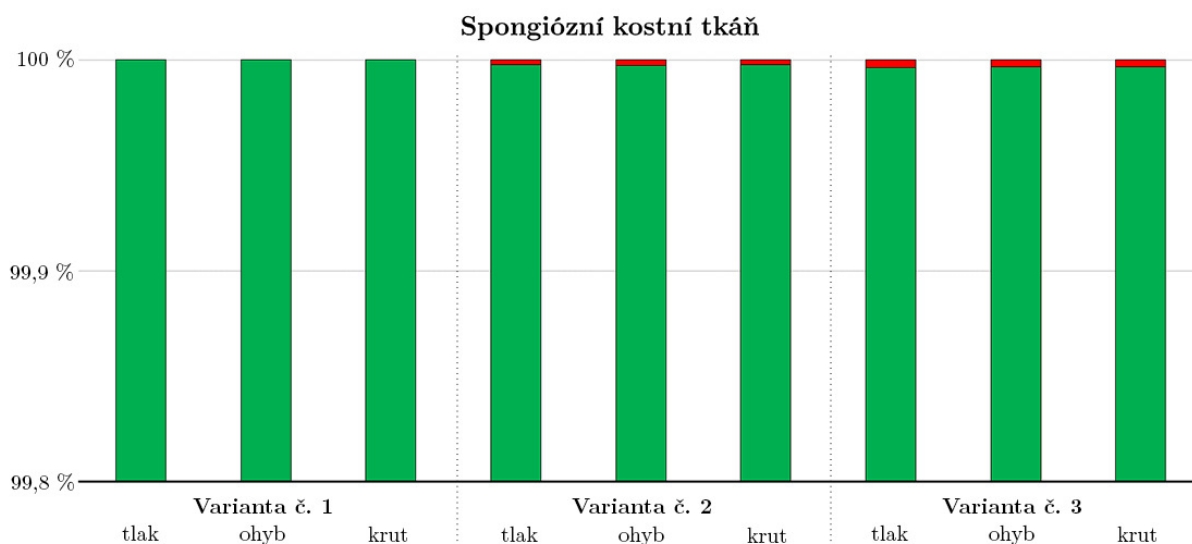


**Obrázek 6.24:** Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů přetvoření v tlaku – kortikální kostní tkáň.

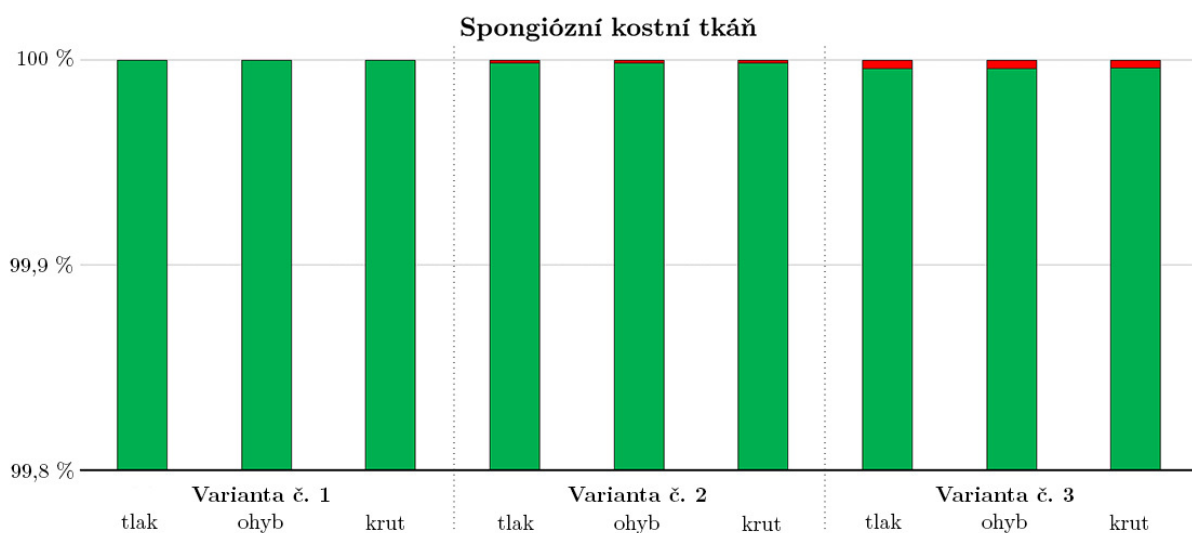
Z obrázků 6.23, 6.24, 6.25 a 6.26 vyplývá, že u varianty č. 1 nedošlo k porušení kortikální ani spongiózní kostní tkáně.

První a třetí hlavní přetvoření v kostní tkáni ve variantách č. 1–3 při zatížení ohybem jsou ukázány na obrázcích 6.27 a 6.28. Extrémní hodnoty hlavních přetvoření byly zjištěny v závitových otvorech v oblasti diafýzy (pouze u varianty č. 1 při zatížení ohybem byla extrémní hodnota třetího hlavního přetvoření zjištěna v oblasti epifýzy – viz obrázek 6.30). Hodnoty hlavních přetvoření v těchto otvorech pro varianty modelu geometrie č. 1–3 jsou ukázány na obrázcích 6.29 a 6.30. Otvory v oblasti diafýzy jsou zobrazeny z laterálního směru, otvory v oblasti epifýzy z proximálního směru.

Podíly prvků ve variantách č. 2 a 3 spadajících do intervalů přetvoření, ve kterých dojde k porušení kostní tkáně, jsou v řádu setin procenta u kortikální kostní tkáně a v řádu tisícín



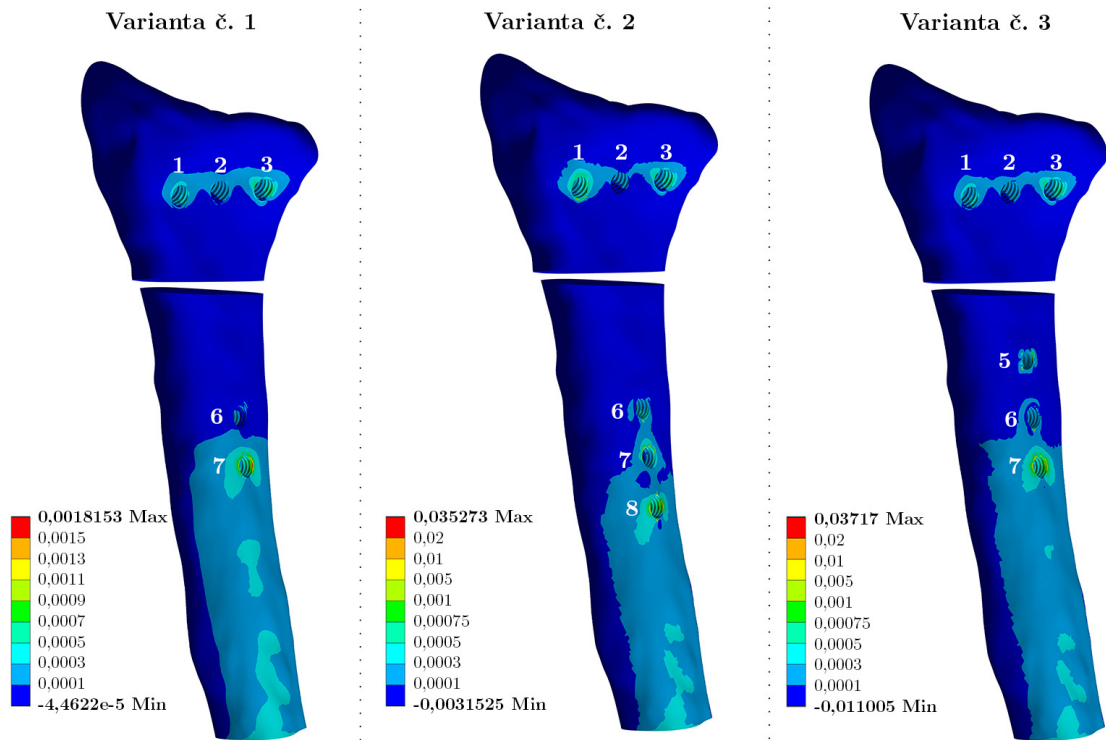
**Obrázek 6.25:** Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů přetvoření v tahu – spongiózní kostní tkáň.



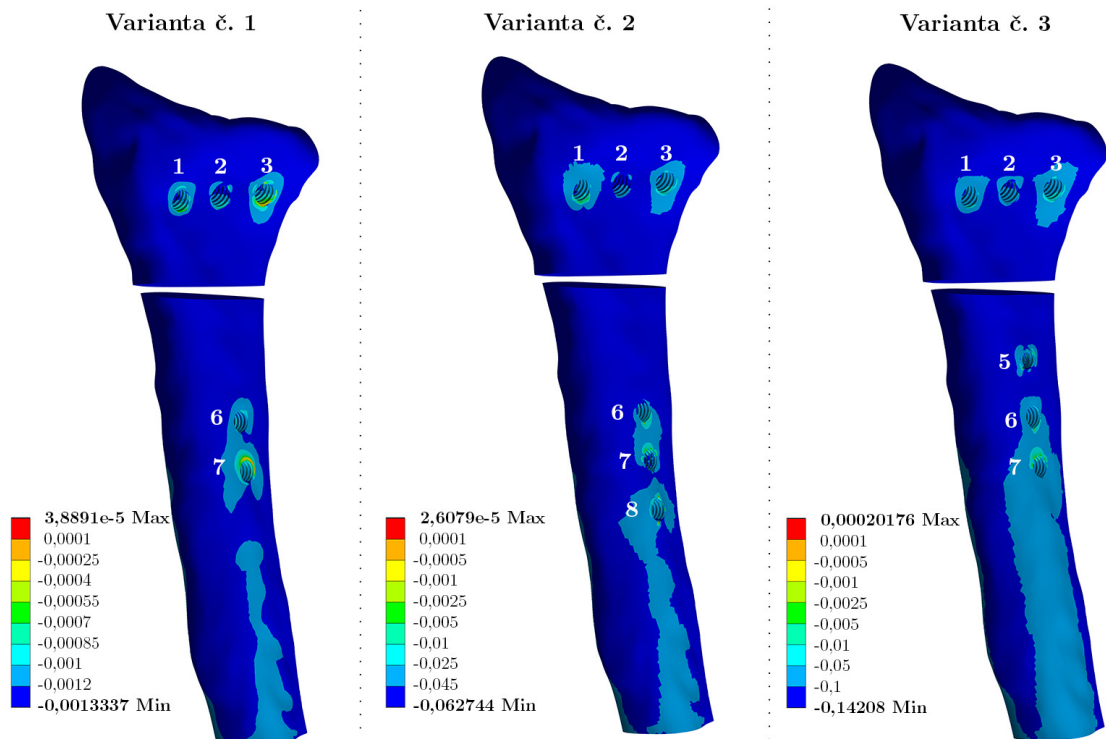
**Obrázek 6.26:** Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů přetvoření v tlaku – spongiózní kostní tkáň.

procenta u spongiózní kostní tkáně. Tento podíl je vzhledem k celkovému počtu prvků zanedbatelný. Vysoké hodnoty přetvoření se vyskytují na ostrých hranách závitových děr pro šrouby a v přechodech kortikální a spongiózní kostní tkáně a kortikální kostní tkáně a vnitřní dutiny kosti.

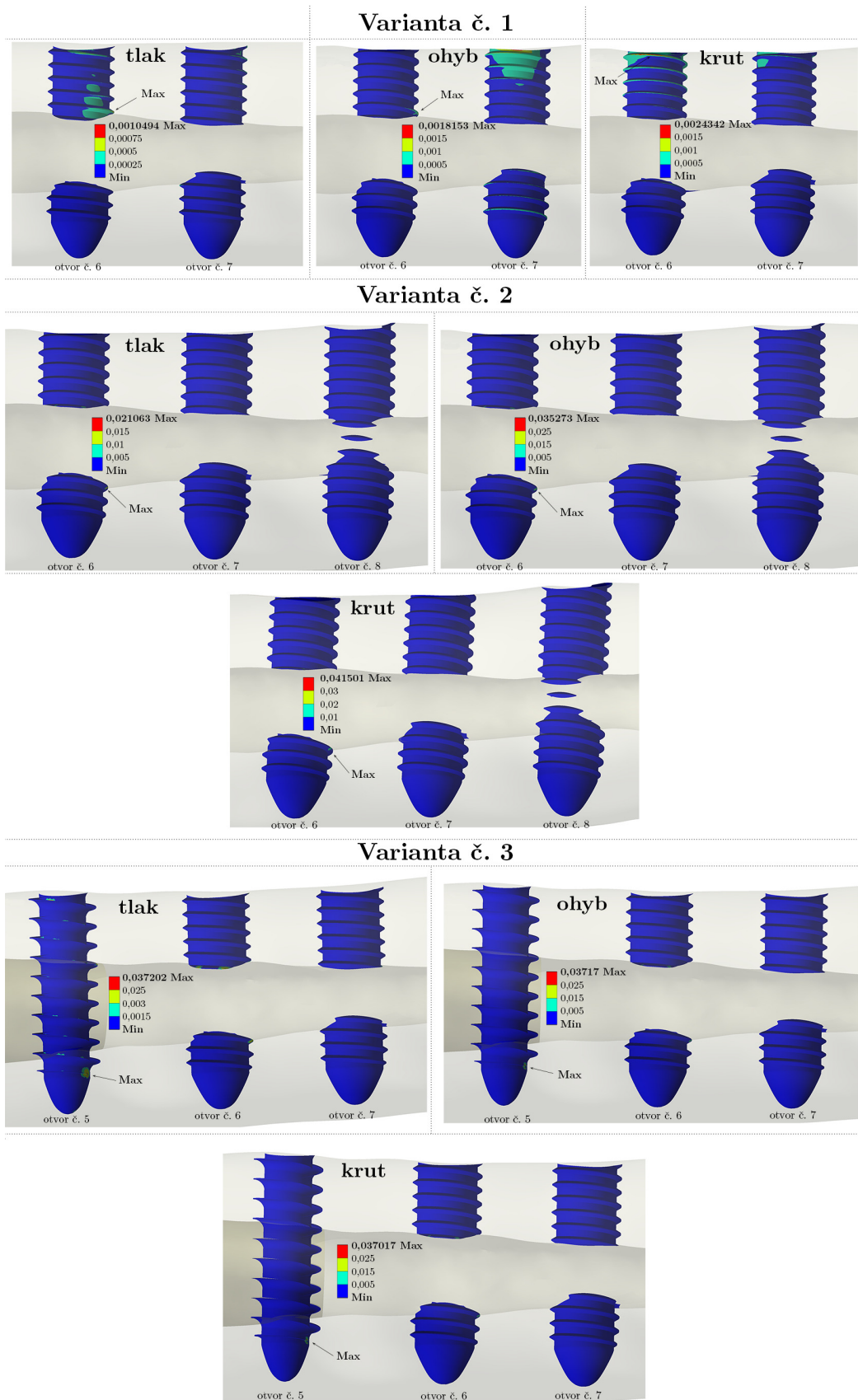
Výsledky vyhodnocení přetvoření v kostní tkáni pomocí hlavních přetvoření korespondují s výsledky vyhodnocení pomocí mechanostat hypotézy.



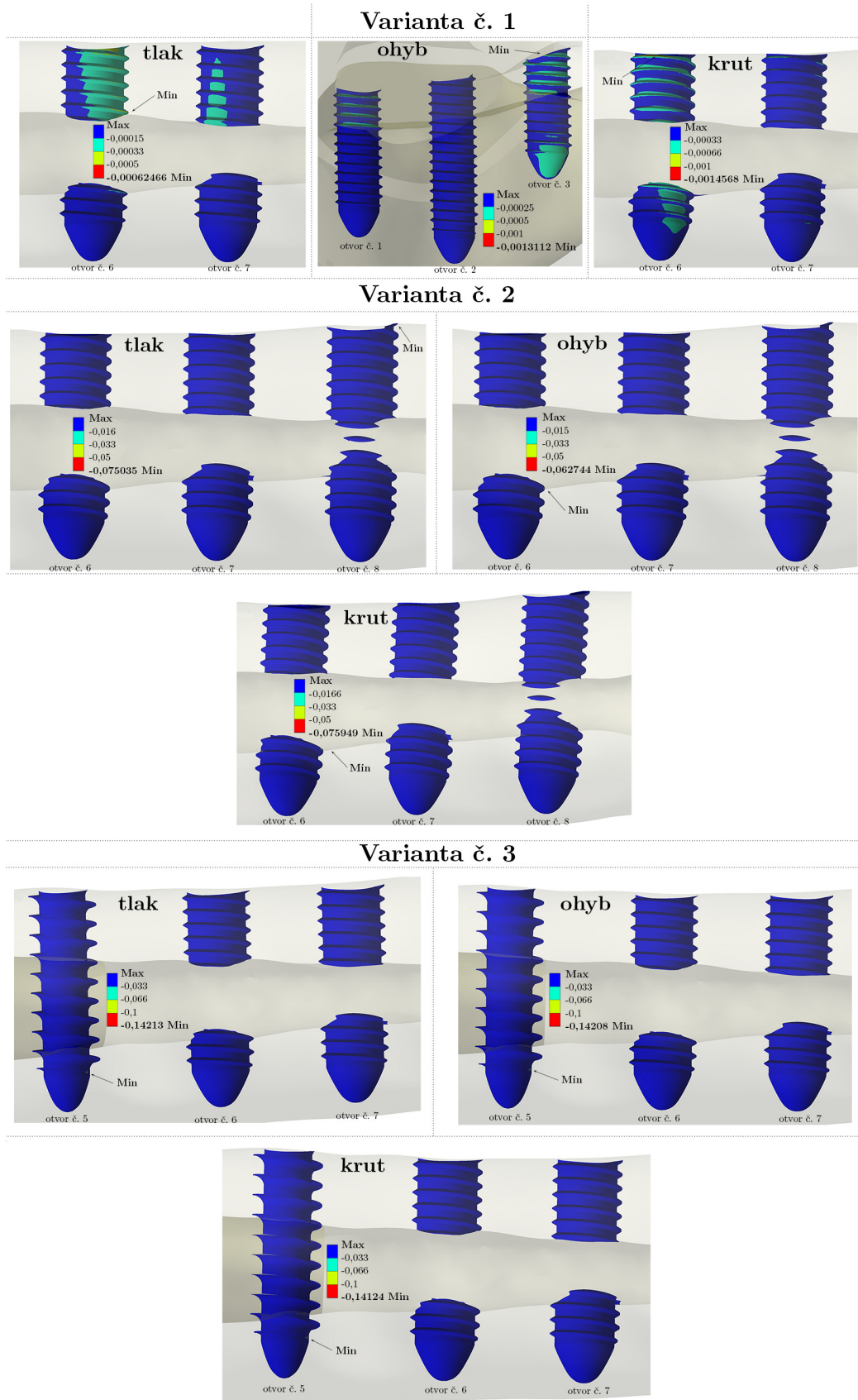
Obrázek 6.27: První hlavní přetvoření v kostní tkáni [-] – varianty č. 1–3, zatížení ohybem.



Obrázek 6.28: Třetí hlavní přetvoření v kostní tkáni [-] – varianty č. 1–3, zatížení ohybem.



**Obrázek 6.29:** První hlavní přetvoření v závitových otvorech v oblasti diafýzy [-] – varianty č. 1–3.



**Obrázek 6.30:** Třetí hlavní přetvoření v závitových otvorech v oblasti diafýzy (příp. epifýzy) [-] – varianty č. 1–3.

# Závěr

Cílem této diplomové práce bylo provedení deformační a napěťové analýzy dlahy fixující zlomeninu vřetenní kosti. V rámci řešení problému formulovaného v první části práce byla provedena rešerše dostupné literatury týkající se dané problematiky, popsána základní anatomie týkající se daného problému a zpracována problematika zlomenin kostí, jejich klasifikace a léčby, přičemž podrobněji byla popsána léčba operační pomocí vnitřních dlah. Pro řešení daného problému bylo použito výpočtové modelování.

Při komplikovaných zlomeninách vřetenní kosti je třeba přistoupit k operační léčbě a fixovat kostní úlomky pomocí dlahy a šroubů. K tomu se využívají buď tzv. „patient-specific“ dlahy, upravené na míru konkrétnímu pacientovi, nebo komerčně vyráběné dlahy. Pro výpočtové modelování fixace zlomeniny vřetenní kosti byla zvolena úhlově stabilní T-dlaha firmy MEDIN, a. s. Firmou byl poskytnut model geometrie dlahy, pro deformačně-napěťovou analýzu provedenou v této práci byl ale použit vlastní model geometrie vytvořený na základě rozměrů dostupných v katalogu firmy MEDIN. Byly vytvořeny dvě varianty modelu geometrie dlahy a dvě varianty modelu geometrie kostních šroubů používaných pro její fixaci – uzamykatelný a kortikální. Model geometrie dlahy nezahrnoval závit v uzamykatelných otvorech a tvarové detaily jako zkosení a zaoblení v okolí otvorů dlahy. Model geometrie uzamykatelných šroubů nezahrnoval závit v oblasti hlavy šroubu. Pomocí těchto dílčích modelů geometrie byly vytvořeny tři varianty modelu geometrie zahrnující zlomeninu vřetenní kosti. Dále byly vytvořeny tři varianty modelu geometrie zahrnující zhojenou vřetenní kost. Pro všechny varianty bylo výpočtově modelováno zatížení tlakem, ohybem a krutem. Celkem bylo vytvořeno a analyzováno osmnáct výpočtových modelů.

Pomocí výpočtového modelování byly analyzovány deformačně-napěťové stavy tří různých variant fixace zlomeniny vřetenní kosti vnitřní dlahou a deformačně-napěťové stavy vznikající v soustavě po zhojení kostní tkáně. Byly vyhodnoceny posuvy soustavy radius-dlaha-šrouby, redukované napětí HMM ve vnitřní dlaze, redukované napětí HMM v kostních šroubech a redukované přetvoření HMM a hlavní přetvoření v kostní tkáni. Cíle práce byly splněny.

Hodnoty posuvů pro varianty modelu geometrie zahrnující zlomeninu vřetenní kosti dosahují nejvyšších hodnot v ose x při zatížení ohybem. Hodnoty posuvů u variant modelu geometrie zahrnujících zhojenou vřetenní kost jsou srovnatelné s hodnotami posuvů ve variantě modelu geometrie zahrnující fyziologický stav vřetenní kosti (bez zlomeniny a bez dlahy) a nejvyšší hodnoty byly u těchto variant zjištěny v ose x při zatížení ohybem. Po zahrnutí zhojení kostní tkáně se nejvyšší hodnoty posuvů (v ose x při zatížení ohybem) sníží na přibližně 5 % původní hodnoty zjištěné při zahrnutí zlomeniny vřetenní kosti.

Hodnoty redukovaného napětí ve vnitřní dlaze a v kostních šroubech dosahují nejvyšších hodnot při zatížení ohybem, nepřekračují ale v žádné z řešených variant mez kluzu a nedochází tedy k překročení mezního stavu pružnosti. Po zahrnutí zhojení kostní tkáně dojde ke snížení napětí ve vnitřní dlaze na maximálně 4 % původní hodnoty a v kostních šroubech na maximálně 4,6 % původní hodnoty.

Přetvoření v kostní tkáni bylo vyhodnoceno nejprve na základě Frostovy mechanostat hypotézy pomocí intervalů znázorňujících různou míru zatěžování kostní tkáně a poté na základě porovnání hodnot hlavních přetvoření s jejich mezními hodnotami, nad kterými dochází k porušení kostní tkáně.



Ve variantách modelu geometrie zahrnujících zhojenou kostní tkáň nedocházelo na základě analýzy přetvoření k přetěžování ani k porušení kostní tkáně. Ve variantách modelu geometrie zahrnujících zlomeninu vřetenní kosti se vyskytovaly lokální vysoké hodnoty přetvoření na ostrých hranách závitových děr a v přechodu kortikální a spongiózní kostní tkáně a kortikální kostní tkáně a vnitřní dutiny kosti. To způsobilo výskyt prvků spadajících do intervalů znázorňujících přetěžování nebo porušení kostní tkáně. Do těchto oblastí spadaly ve variantách modelu geometrie zahrnujících zlomeninu vřetenní kosti nejvýše desetiny procenta celkového počtu prvků. Dle Frostovy mechanostat hypotézy lze předpokládat, že vlivem přetěžování dojde k modelaci a remodelaci kostní tkáně a ta se změnou své hustoty a objemu přizpůsobí novému namáhání. Výsledky vyhodnocení přetvoření kostní tkáně na základě Frostovy mechanostat hypotézy korespondují s výsledky vyhodnocení přetvoření kostní tkáně na základě porovnání hodnot hlavních přetvoření s jejich mezními hodnotami.

# Seznam použitých zdrojů

- [1] About the AO. *AO Foundation: Transforming Surgery – Changing Lives* [online]. Switzerland: AO Foundation, c2019 [cit. 2020-04-17]. Dostupné z: <https://www.ao-foundation.org/who-we-are/about-ao>
- [2] Advanced Contact Settings. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2019 R3, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2020-05-25].
- [3] All fractures of the middle (2) segment are either „simple“ fractures (type A) or multifragmentary fractures. Thus, multifragmentary fractures are split into „wedge“ (type B) fractures and „complex“ fractures (type C). In: RÜEDI, T. P. a W. M. MURPHY. *AO Principles of Fracture Management*. Thieme: AO Publishing, 2000, s. 52. ISBN 9780865778863.
- [4] Anatomical location is designated by two numbers: one for the bone and one for its segment (ulna and radius, tibia and fibula are considered as one bone). The malleolar segment (44-) is an exception. The proximal and the distal segments of long bones are defined by a square whose sides are the same length as the widest part of the epiphysis (exceptions 31- and 44-). In: RÜEDI, T. P. a W. M. MURPHY. *AO Principles of Fracture Management*. Thieme: AO Publishing, 2000, s. 50. ISBN 9780865778863.
- [5] An Ilizarov fixator. In: BENTLEY, George, ed. *European Surgical Orthopaedics and Traumatology* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014 [cit. 2020-06-05]. DOI: 10.1007/978-3-642-34746-7. ISBN 978-3-642-34745-0.
- [6] BAUMBACH, Sebastian Felix, Enrico DALL'ARA, Patrick WENINGER, Anna ANTONI, Hannes TRAXLER, Martin DÖRR a Philippe K ZYSSET. Assessment of a novel biomechanical fracture model for distal radius fractures. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2012, **13**(1) [cit. 2020-05-25]. DOI: 10.1186/1471-2474-13-252. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <http://bmcmusculoskeletaldisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-13-252>
- [7] BAYRAKTAR, Harun H., Elise F. MORGAN, Glen L. NIEBUR, Grayson E. MORRIS, Eric K. WONG a Tony M. KEAVENY. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics* [online]. 2004, **37**(1), 27-35 [cit. 2020-06-21]. DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00257-4. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929003002574>
- [8] BENTLEY, George, ed. *European Surgical Orthopaedics and Traumatology* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014 [cit. 2020-06-05]. DOI: 10.1007/978-3-642-34746-7. ISBN 978-3-642-34745-0.
- [9] Broken Wrist (Distal Radius Fracture). *Sports-health – Trusted Information for Sports Injury Relief* [online]. Deerfield: Veritas Health, c1999-2020 [cit. 2020-02-06]. Dostupné z: <https://www.sports-health.com/sports-injuries/hand-and-wrist-injuries/broken-wrist-distal-radius-fracture>

- [10] BURKHART, Timothy A., David M. ANDREWS a Cynthia E. DUNNING. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *Journal of Biomechanics* [online]. 2013, **46**(9), 1477-1488 [cit. 2020-01-13]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.03.022. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929013001383>
- [11] BURSTEIN, Albert H. Fracture classification systems: do they work and are they useful? *The Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)* [online]. 1993, **75**(12), 1743-4 [cit. 2020-05-07]. DOI: 10.1097/00004623-199312000-00001. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8175829>
- [12] 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>
- [13] Casts support and protect broken bones while they heal. In: Forearm Fractures in Children. *OrthoInfo – AAOS* [online]. American Academy of Orthopaedic Surgeons, ©1995–2020 [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases-conditions/forearm-fractures-in-children/>
- [14] CONTA174 Element Description. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2019 R3, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2020-05-27].
- [15] COONEY, WP a EY CHAO. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 1977, **59**(1), 27-36 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.2106/00004623-197759010-00004. ISSN 0021-9355. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00004623-197759010-00004>
- [16] COURT-BROWN, Charles M. a Ben CAESAR. Epidemiology of adult fractures: A review. *Injury* [online]. 2006, **37**(8), 691-697 [cit. 2020-03-03]. DOI: 10.1016/j.injury.2006.04.130. ISSN 00201383. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0020138306003238>
- [17] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [18] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [19] Danis' plate (1949) called „coaptateur“ suppresses interfragmentary motion and increases stability of fixation through interfragmentary compression achieved by tightening the side screw. In: 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. 2020-01-12]. DOI: 10.1007/s00776-005-0984-7. ISSN 09492658. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0949265815325793>

- [20] DAVIS, Matthew L., Nicholas A. VAVALLE, Joel D. STITZEL a F. Scott GAYZIK. A technique for developing CAD geometry of long bones using clinical CT data. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2015, **37**(11), 1116-1123 [cit. 2020-01-13]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2015.08.014. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453315002076>
- [21] DISSELDORP, D.J.G., P.F.W. HANNEMANN, M. POEZE a P.R.G. BRINK. Dorsal or Volar Plate Fixation of the Distal Radius: Does the Complication Rate Help Us to Choose? *Journal of Wrist Surgery* [online]. 2016, **05**(03), 202-210 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1055/s-0036-1571842. ISSN 2163-3916. Dostupné z: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0036-1571842>
- [22] Distal radius k-wiring resulting in radiological failure. In: BRENNAN, Stephen A., Christine KIERNAN, Suzanne BEECHER, Rory T. O'REILLY, Brian M. DEVITT, Stephen R. KEARNS a Michael E. O'SULLIVAN. Volar plate versus k-wire fixation of distal radius fractures. *Injury* [online]. 2016, **47**(2), 372-376 [cit. 2020-06-06]. DOI: 10.1016/j.injury.2015.08.040. ISSN 00201383. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002013831500515X>
- [23] Dlahá radiální distální volární úhlově stabilní, pravá. In: Nástroje a implantáty pro traumatologii. *MEDIN, a.s.* [online]. 2018, s. 50 [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: [https://www.medin.cz/media/cache/file/ce/medin-traumatology-catalogue-2018-10-CS-EN\\_LQ.pdf](https://www.medin.cz/media/cache/file/ce/medin-traumatology-catalogue-2018-10-CS-EN_LQ.pdf)
- [24] DUNGL, Pavel. *Ortopedie. 2.,* přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 9788024743578.
- [25] Dynamic compression plate (DCP) incorporates specially designed oval holes similar to Bagby and Janes' invention to compress bony fragments during screw tightening. In: 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. 2020-01-12]. DOI: 10.1007/s00776-005-0984-7. ISSN 09492658. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0949265815325793>
- [26] Example of classification of distal femur (33-) fractures into groups (1-3). In: RÜEDI, T. P. a W. M. MURPHY. *AO Principles of Fracture Management.* Thieme: AO Publishing, 2000, s. 50. ISBN 9780865778863.
- [27] FACKELMAN, Gustave E., et al. *AO Principles of Fracture Management.* Stuttgart: Thieme, 2000. ISBN 3-13-117441-2.
- [28] Facts and Statistics – International Osteoporosis Foundation. *International Osteoporosis Foundation – Bone Health* [online]. International Osteoporosis Foundation, ©2017 [cit. 2020-05-28]. Dostupné z: <https://www.iofbonehealth.org/facts-statistics>
- [29] FLEURY, Thierry Rod a Richard STERN. Classification of Long Bone Fractures. BENTLEY, George, ed. *European Surgical Orthopaedics and Traumatology* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014, 2014-4-22, s. 115-137 [cit. 2020-05-05]. DOI: 10.1007/978-3-642-34746-7\_5. ISBN 978-3-642-34745-0. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-34746-7\\_5](http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-34746-7_5)

- [30] FŇUKAL, J. *Deformační a napěťová analýza dolní čelisti s aplikovaným fixátorem v důsledku deficitu kostní tkáně*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 102 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Marcián, Ph.D.
- [31] FOUX, Amnon, Alan J. YEADON a Hans K. UHTHOFF. Improved Fracture Healing With Less Rigid Plates: A Biomechanical Study in Dogs. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 1997, **339**, 232-245 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1097/00003086-199706000-00032. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00003086-199706000-00032>
- [32] FREELAND, Alan E. a Kurre T. LUBER. Biomechanics and Biology of Plate Fixation of Distal Radius Fractures. *Hand Clinics* [online]. 2005, **21**(3), 329-339 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1016/j.hcl.2005.03.002. ISSN 07490712. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0749071205000326>
- [33] FROST, Harold M. A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians. *Angle Orthodontist* [online]. 2004, **74**(1), 3-15 [cit. 2020-06-19]. DOI: 10.1043/0003-3219(2004)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15038485/>
- [34] FROST, H. M. Bone „mass“ and the „mechanostat“: A proposal. *The Anatomical Record* [online]. 1987, **219**(1), 1-9 [cit. 2020-06-19]. DOI: 10.1002/ar.1092190104. ISSN 0003-276X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ar.1092190104>
- [35] GANESH, VK, K RAMAKRISHNA a Dhanjoo N GHISTA. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. **4**(1) [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.1186/1475-925X-4-46. ISSN 1475925X. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-4-46>
- [36] GENDA, E. a E. HORII. Theoretical Stress Analysis in Wrist Joint – Neutral Position and Functional Position. *Journal of Hand Surgery* [online]. 2016, **25**(3), 292-295 [cit. 2020-05-25]. DOI: 10.1054/jhsb.2000.0388. ISSN 0266-7681. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1054/jhsb.2000.0388>
- [37] Geometric Modification. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2019 R3, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2020-05-26].
- [38] GERBER, C., J. W. MAST a R. GANZ. Biological internal fixation of fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* [online]. 1990, **109**(6), 295-303 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1007/BF00636165. ISSN 0936-8051. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00636165>
- [39] GESENSWAY, David, Matthew D. PUTNAM, Peter L. MENTE a Jack L. LEWIS. Design and biomechanics of a plate for the distal radius. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 1995, **20**(6), 1021-1027 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.1016/S0363-5023(05)80153-4. ISSN 03635023. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502305801534>
- [40] GHIASI, Mohammad S., Jason CHEN, Ashkan VAZIRI, Edward K. RODRIGUEZ a Ara NAZARIAN. Bone fracture healing in mechanobiological modeling: A review of principles and methods. *Bone Reports* 2017, **6**, 87-100 [cit. 2020-01-12].

DOI: 10.1016/j.bonr.2017.03.002. ISSN 23521872. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2352187217300128>

- [41] HOFFLER, C.E., K.E. MOORE, K. KOZLOFF, P.K. ZYSSET, M.B. BROWN a S.A. GOLDSTEIN. Heterogeneity of bone lamellar-level elastic moduli. *Bone* [online]. 2000, **26**(6), 603-609 [cit. 2020-06-15]. DOI: 10.1016/S8756-3282(00)00268-4. ISSN 87563282. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S8756328200002684>
- [42] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [43] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. Praha: Triton, c2013. ISBN 978-80-7387-674-6.
- [44] CHAMRAD, J. *Deformační a napěťová analýza lebečního fixátoru*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 85 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Marcián, Ph.D.
- [45] CHAO, E.Y., J.D. OPGRANDE a F.E. AXMEAR. Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. *Journal of Biomechanics* [online]. 1976, **9**(6), 387-IN2 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1016/0021-9290(76)90116-0. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929076901160>
- [46] CHENG, Hsin-Yi Kathy, Chun-Li LIN, Yu-Hao LIN a Alvin Chao-Yu CHEN. Biomechanical evaluation of the modified double-plating fixation for the distal radius fracture. *Clinical Biomechanics* [online]. 2007, **22**(5), 510-517 [cit. 2020-05-05]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2006.12.010. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S026800330700006X>
- [47] CHRISTEN, Patrik, Keita ITO, Ingrid KNIPPELS, Ralph MÜLLER, G. Harry VAN LENTHE a Bert VAN RIETBERGEN. Subject-specific bone loading estimation in the human distal radius. *Journal of Biomechanics* [online]. 2013, **46**(4), 759-766 [cit. 2020-05-25]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.11.016. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929012006689>
- [48] IBRAHIM, Hamdy, Sajedah Nasr ESFAHANI, Behrang POORGANJI, David DEAN a Mohammad ELAHINIA. Resorbable bone fixation alloys, forming, and post-fabrication treatments. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2017, **70**, 870-888 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1016/j.msec.2016.09.069. ISSN 09284931. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092849311631534X>
- [49] Internal fixation, where plates and screws are implanted to hold the bone fragments in place without external caging, has the advantage of allowing earlier mobilization of the wrist without complicated casting. In: *Broken Wrist (Distal Radius Fracture) – Sports-health | Trusted Information for Sports Injury Relief* [online]. Copyright © [cit. 2020-03-03]. Dostupné z: <https://www.sports-health.com/sports-injuries/hand-and-wrist-injuries/broken-wrist-distal-radius-fracture>

- [50] JANÍČEK, Přemysl. *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky: hledání souvislostí : učební texty*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007. ISBN 978-80-214-3544-5.
- [51] Kombinovaný otvor v LCP dlaze. In: LCP dlahy na distální radius 2.4 - operační postup. *SYNTHESES™* [online]. 2010 [cit. 2020-06-07]. Dostupné z: <http://kategorizacia.mzsr.sk/Pomocky/Download/RequestAttachment/33744>
- [52] Kosti horní končetiny. In: HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memoria anatomie*. Praha: Triton, c2013, s. 42. ISBN 978-80-7387-674-6.
- [53] KRPALEK, D. *Biomechanická studie ruky*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016, 185 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [54] KŘEN, Jiří, Josef ROSENBERG a Přemysl JANÍČEK. *Biomechanika*. Plzeň: Západočeská univerzita, 1997. ISBN 80-7082-365-8.
- [55] KUMAR, K.C.N., Subhash CHAVADAKI, Vaishali CHAUDHRY, Durgeshwar Praptap SINGH a Amir SHAIKH. Development of an accurate CAD model of femur bone. *Materials Today: Proceedings* [online]. 2019 [cit. 2020-01-13]. DOI: 10.1016/j.matpr.2019.12.030. ISSN 22147853. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2214785319340416>
- [56] LI, Junlei, Ling QIN, Ke YANG, Zhijie MA, Yongxuan WANG, Liangliang CHENG a Dewei ZHAO. Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. *Journal of Materials Science & Technology* [online]. 2020, **36**, 190-208 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1016/j.jmst.2019.07.024. ISSN 10050302. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1005030219302440>
- [57] LIN, Chun-Li, Yu-Hao LIN a Alvin Chao-Yu CHEN. Buttressing angle of the double-plating fixation of a distal radius fracture: a finite element study. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2006, **44**(8), 665-673 [cit. 2020-01-12]. DOI: 10.1007/s11517-006-0082-9. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-006-0082-9>
- [58] MACINTYRE, Norma J. a Neha DEWAN. Epidemiology of distal radius fractures and factors predicting risk and prognosis. *Journal of Hand Therapy* [online]. 2016, **29**(2), 136-145 [cit. 2020-02-29]. DOI: 10.1016/j.jht.2016.03.003. ISSN 08941130. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0894113016300278>
- [59] MAJIMA, Masataka, Emiko HORII, Hiroshi MATSUKI, Hitoshi HIRATA a Eichi GENDA. Load Transmission Through the Wrist in the Extended Position. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 2008, **33**(2), 182-188 [cit. 2020-05-25]. DOI: 10.1016/j.jhsa.2007.10.018. ISSN 03635023. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502307009549>
- [60] MARCIÁN, Petr, Jan WOLFF, Ladislava HORÁČKOVÁ, Jozef KAISER, Tomáš ZIKMUND a Libor BORÁK. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2018, **96**,

- 157-165 [cit. 2020-06-21]. DOI: 10.1016/j.compbio.2018.03.012. ISSN 00104825. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482518300696>
- [61] MÁRQUEZ-FLOREZ, Kalenia, Enrique VERGARA-AMADOR, Estevam Barbosa de LAS CASAS a Diego A. GARZÓN-ALVARADO. Theoretical distribution of load in the radius and ulna carpal joint. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2015, **60**, 100-106 [cit. 2020-05-25]. DOI: 10.1016/j.compbio.2015.02.016. ISSN 00104825. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482515000657>
- [62] MATTER, Peter. History of the AO and Its Global Effect on Operative Fracture Treatment. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 1998, **347** [cit. 2020-05-12]. DOI: 10.1097/00003086-199802000-00003. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00003086-199802000-00003>
- [63] MAUCK, Benjamin M. a Colin W. SWIGLER. Evidence-Based Review of Distal Radius Fractures. *Orthopedic Clinics of North America* [online]. 2018, **49**(2), 211-222 [cit. 2020-01-12]. DOI: 10.1016/j.ocl.2017.12.001. ISSN 00305898. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0030589817302183>
- [64] MEENA, Sanjay, Pankaj SHARMA, AbhishekKumar SAMBHARIA a Ashok DAWAR. Fractures of distal radius: An overview. *Journal of Family Medicine and Primary Care* [online]. 2014, **3**(4) [cit. 2020-02-29]. DOI: 10.4103/2249-4863.148101. ISSN 2249-4863. Dostupné z: <http://www.jfmprc.com/text.asp?2014/3/4/325/148101>
- [65] MÜLLER, Maurice E., Peter KOCH, Serge NAZARIAN a Joseph SCHATZKER. *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1990 [cit. 2020-06-02]. DOI: 10.1007/978-3-642-61261-9. ISBN 978-3-540-18165-1.
- [66] NARRA, Nathaniel, Jiří VALÁŠEK, Markus HANNULA, Petr MARCIÁN, George K. SÁNDOR, Jari HYTTINEN a Jan WOLFF. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, **47**(1), 264-268 [cit. 2020-05-22]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.016. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192901300568X>
- [67] Nástroje a implantáty pro traumatologii. *MEDIN, a.s.* [online]. 2018 [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: [https://www.medin.cz/media/cache/file/ce/medin-traumatology-catalogue-2018-10-CS-EN\\_LQ.pdf](https://www.medin.cz/media/cache/file/ce/medin-traumatology-catalogue-2018-10-CS-EN_LQ.pdf)
- [68] NEUBAUER, T., M. PLECKO, S. GRECHENIG, A. HARTMANN, R. ORTMAIER, W. HITZL a G. FEIGL. Minimal invasive plating of distal radius fractures. A safe procedure? *Annals of Anatomy – Anatomischer Anzeiger* [online]. 2019, **224**, 172-178 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1016/j.aanat.2019.05.001. ISSN 09409602. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0940960219300639>
- [69] Numbering, according to the OA system for the anatomical location of a fracture, in three bone segments (proximal 1, diaphyseal 2, distal 3). In: RÜEDI, T. P. a W. M. MURPHY. *AO Principles of Fracture Management*. Thieme: AO Publishing, 2000, s. 47. ISBN 9780865778863.



- [70] Operační postup - dlahy úhlově stabilní pro distální radius 3,5 mm. *MEDIN, a.s.* [online]. 2014 [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: [https://www.medin.cz/media/cache/file/3f/OP019CS-R01\\_dlahy\\_uhlove\\_stabilni\\_35\\_distalni\\_radius\\_2014-05-20.pdf](https://www.medin.cz/media/cache/file/3f/OP019CS-R01_dlahy_uhlove_stabilni_35_distalni_radius_2014-05-20.pdf)
- [71] OSADA, Denju, Steven F. VIEGAS, Munir A. SHAH, Randal P. MORRIS a Rita M. PATTERSON. Comparison of different distal radius dorsal and volar fracture fixation plates: A biomechanical study. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 2003, **28**(1), 94-104 [cit. 2020-05-05]. DOI: 10.1053/jhsu.2003.50016. ISSN 03635023. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502302055211>
- [72] OSADA, Denju, Satoshi FUJITA, Kazuya TAMAI, Akira IWAMOTO, Kazuo TOMIZAWA a Koichi SAOTOME. Biomechanics in uniaxial compression of three distal radius volar plates. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 2004, **29**(3), 446-451 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.1016/j.jhsa.2003.12.010. ISSN 03635023. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502304000784>
- [73] Označení hlavních směrů, označení směrů na končetinách, označení směrů. In: ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016, s. 70. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [74] Označení směrů na horní končetině. In: ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016, s. 71. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [75] PÁČ, Libor a Ladislava HORÁČKOVÁ. *Anatomie pohybového systému člověka*. Brno: Masarykova univerzita, 2009. ISBN 978-80-210-4953-6.
- [76] PARASHAR, Sandeep Kumar a Jai Kumar SHARMA. A review on application of finite element modelling in bone biomechanics. *Perspectives in Science* [online]. 2016, **8**, 696-698 [cit. 2020-01-13]. DOI: 10.1016/j.pisc.2016.06.062. ISSN 22130209. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213020916302014>
- [77] PARK, Joon Bu. *Biomaterials Science and Engineering* [online]. Boston, MA: Springer US, 1984 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1007/978-1-4613-2769-1. ISBN 978-1-4612-9710-9.
- [78] PARKER, Steve. *Lidské tělo*. Druhé rozšířené vydání. Přeložil Jiří BRABEC, přeložil Sergej Vladislav BULDOV, přeložil Stanislav CITA, přeložil Irena CITOVÁ, přeložil Veronika NĚMCOVÁ, přeložil Zdeňka NOVÁKOVÁ, přeložil Jaromíra SMAZALOVÁ, přeložil David KACHLÍK. Praha: Knižní klub, 2016. Universum (Knižní klub). ISBN 978-80-242-5301-5.
- [79] Parkhill's „bone clamp“ and Lambotte's external fixator. In: VIDAL, JACQUES. External Fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 1983, (180) [cit. 2020-06-06]. DOI: 10.1097/00003086-198311000-00003. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00003086-198311000-00003>
- [80] PETERSON, Donald R. a Joseph D. BRONZINO. *Biomechanics: Principles and applications*. Boca Raton: CRC Press, c2008. ISBN 9780849385346.

- [81] Podíl kompaktní a spongiosní kostní tkáně u kostí různých tvarových typů. In: ČIHÁK, Radomír: *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016, s. 76. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [82] Prostorové znázornění rovin těla. In: ČIHÁK, Radomír: *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016, s. 69. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [83] PUTNAM, Matthew D., Nicholas J. MEYER, Eric W. NELSON, David GESEN-SWAY a Jack L. LEWIS. Distal radial metaphyseal forces in an extrinsic grip model: Implications for postfracture rehabilitation. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 2000, **25**(3), 469-475 [cit. 2020-05-25]. DOI: 10.1053/jhsu.2000.6915. ISSN 03635023. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502300899220>
- [84] Radiographs after anterograde intramedullary nailing of the femur. In: VON KEUDELL, Arvind, Michael COLLINS a Jesse B. JUPITER. Principles of Fracture Fixation. *Case Competencies in Orthopaedic Surgery* [online]. Elsevier, 2017, 2017, s. 223-238 [cit. 2020-06-06]. DOI: 10.1016/B978-0-323-39038-5.00024-X. ISBN 9780323390385. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978032339038500024X>
- [85] Radius and Ulna. *Journal of Orthopaedic Trauma* [online]. 2018, **32**, S21-S32 [cit. 2020-06-04]. DOI: 10.1097/BOT.0000000000001069. ISSN 0890-5339. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00005131-201801001-00003>
- [86] RAMAVATH, A., N. HOWARD a S. LIPSCOMBE. Biomechanical considerations for strategies to improve outcomes following volar plating of distal radius fractures. *Journal of Orthopaedics* [online]. 2019, **16**(5), 445-450 [cit. 2020-01-12]. DOI: 10.1016/j.jor.2019.04.006. ISSN 0972978X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0972978X18305567>
- [87] RIKLI, Daniel A., Philipp HONIGMANN, Reto BABST, Alessandra CRISTALLI, Michael M. MORLOCK a Thomas MITTLMEIER. Intra-Articular Pressure Measurement in the Radioulnocarpal Joint Using a Novel Sensor: In Vitro and In Vivo Results. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 2007, **32**(1), 67-75 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1016/j.jhsa.2006.10.007. ISSN 03635023. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502306011336>
- [88] RUFFONI, D. a G.H. VAN LENTHE. 3.10 Finite Element Analysis in Bone Research: A Computational Method Relating Structure to Mechanical Function . *Comprehensive Biomaterials II* [online]. Elsevier, 2017, 2017, s. 169-196 [cit. 2020-01-13]. DOI: 10.1016/B978-0-12-803581-8.09798-8. ISBN 9780081006924. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128035818097988>
- [89] RÜEDI, T. P. a W. M. MURPHY. *AO Principles of Fracture Management*. Thieme: AO Publishing, 2000. ISBN 9780865778863.
- [90] SCHNEPPENDAHL, Johannes, Joachim WINDOLF a Robert A. KAUFMANN. Distal Radius Fractures: Current Concepts. *The Journal of*

- Hand Surgery* [online]. 2012, **37**(8), 1718-1725 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1016/j.jhsa.2012.06.001. ISSN 03635023. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502312008167>
- [91] SCHUIND, F., W.P. COONEY, R.L. LINSCHIED, K.N. AN a E.Y.S. CHAO. Force and pressure transmission through the normal wrist. A theoretical two-dimensional study in the posteroanterior plane. *Journal of Biomechanics* [online]. 1995, **28**(5), 587-601 [cit. 2020-05-24]. DOI: 10.1016/0021-9290(94)00093-J. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002192909400093J>
- [92] SOLID186 Element Description. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2019 R3, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2020-05-27].
- [93] SOLID187 Element Description. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2019 R3, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2020-05-27].
- [94] Součinitel tření. *Portál pro strojní konstruktéry* [online]. ©2013 [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: <https://e-konstrukter.cz/prakticka-informace/soucinitel-treni>
- [95] STANBURY, Spencer J., Art SALO a John C. ELFAR. Biomechanical Analysis of a Volar Variable-Angle Locking Plate: The Effect of Capturing a Distal Radial Styloid Fragment. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 2012, **37**(12), 2488-2494 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1016/j.jhsa.2012.09.009. ISSN 03635023. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502312013639>
- [96] STL. *Wikipedie, otevřená encyklopedie* [online]. 2019 [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/STL>
- [97] STL Model Creator – Biomechanika 2. *Biomechanics Brno – Biomechanika 2* [online]. Copyright © 2003 [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz/>
- [98] SURF154 Element Description. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2019 R3, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2020-05-27].
- [99] Šroub kostní uzamykatelný  $\varnothing 3,5$  mm, šroub kostní uzamykatelný  $\varnothing 3,5/2,7$  mm, šroub kostní kortikální samořezný HA 3,5 mm. In: Operační postup - dlahy úhlově stabilní pro distální radius 3,5 mm. *MEDIN, a.s.* [online]. 2014, s. 1 [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: [https://www.medin.cz/media/cache/file/3f/OP019CS-R01\\_dlahy\\_uhlove\\_stabilni\\_35\\_distalni\\_radius\\_2014-05-20.pdf](https://www.medin.cz/media/cache/file/3f/OP019CS-R01_dlahy_uhlove_stabilni_35_distalni_radius_2014-05-20.pdf)
- [100] TARGE170 Element Description. *Ansys® Academic Mechanical, Release 2019 R3, Help System* [software]. © ANSYS, Inc. [přístup 2020-05-27].
- [101] Taylor Spatial Frame. In: What is a TAYLOR SPATIAL FRAME external fixator? Smith+Nephew Medical Devices and Advanced Wound Care [online]. Smith & Nephew Corporate [cit. 2020-06-06]. Dostupné z: <https://www.smith-nephew.com/patient/treatments/limb-restoration/what-is-the-taylor-spatial-frame---/>
- [102] Titanium Grade 4, Annealed. *Online Material Information Resource – MatWeb* [online]. [cit. 2020-06-16]. Dostupné z: <http://matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=f1570881ceb44ef6b1c345c03909021d>

- [103] The 2.4mm Variable Angle LCP® Volar Extra-Articular Distal Radius Plate. In: Products List. *J&J Medical Devices* [online]. Medical Devices Business Services, 2020 [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: <https://www.jnjmedicaldevices.com/en-US/products>
- [104] The 2.4mm Variable Angle LCP® Two-Column Volar Distal Radius Plate. In: Products List. *J&J Medical Devices* [online]. Medical Devices Business Services, 2020 [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: <https://www.jnjmedicaldevices.com/en-US/products>
- [105] The DePuy Synthes 2.4mm LCP® Distal Radius System. In: Products List. *J&J Medical Devices* [online]. Medical Devices Business Services, 2020 [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: <https://www.jnjmedicaldevices.com/en-US/products>
- [106] Titanium alloys. *CES EduPack, 2019* [software]. Granta Design Limited, Cambridge, UK, 2019 ([www.grantadesign.com](http://www.grantadesign.com)).
- [107] To express the morphological characteristics of the fracture three types are labeled A, B, and C. Each type is then divided into three groups A1, A2, A3, B1, B2, B3, C1, C2, C3. In: RÜEDI, T. P. a W. M. MURPHY. *AO Principles of Fracture Management*. Thieme: AO Publishing, 2000, s. 47. ISBN 9780865778863.
- [108] Transverse, no displacement/tilt (may be shortened) 2R3A2.1. In: Radius and Ulna. *Journal of Orthopaedic Trauma* [online]. 2018, **32**, S21-S32 [cit. 2020-06-04]. DOI: 10.1097/BOT.0000000000001069. ISSN 0890-5339. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00005131-201801001-00003>
- [109] T-dlaha úhlově stabilní, varianta 3x4 a 3x5. In: Nástroje a implantáty pro traumatologii. *MEDIN, a.s.* [online]. 2018, s. 60 [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: [https://www.medin.cz/media/cache/file/ce/medin-traumatology-catalogue-2018-10-CS-EN\\_LQ.pdf](https://www.medin.cz/media/cache/file/ce/medin-traumatology-catalogue-2018-10-CS-EN_LQ.pdf)
- [110] 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. 2020-01-12]. DOI: 10.1007/s00776-005-0984-7. ISSN 09492658. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0949265815325793>
- [111] Uzamykatelný šroub v otvoru dlahy - schéma. In: Operační postup - dlahy úhlově stabilní pro distální radius 3,5 mm. *MEDIN, a.s.* [online]. 2014 [cit. 2020-05-05]. Dostupné z: [https://www.medin.cz/media/cache/file/3f/OP019CS-R01\\_dlahy\\_uhlove\\_stabilni\\_35\\_distalni\\_radius\\_2014-05-20.pdf](https://www.medin.cz/media/cache/file/3f/OP019CS-R01_dlahy_uhlove_stabilni_35_distalni_radius_2014-05-20.pdf)
- [112] VALENTA, Jaroslav a Jaroslav NĚMEC. *Biomechanika*. Praha: Academia, 1985.
- [113] VICECONTI, Marco, Roberto MUCCINI, Marek BERNAKIEWICZ, Massimiliano BALEANI a Luca CRISTOFOLINI. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics* [online]. 2000, **33**(12), 1611-1618 [cit. 2020-05-22]. DOI: 10.1016/S0021-9290(00)00140-8. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929000001408>

- [114] VIDAL, JACQUES. External Fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 1983, (180) [cit. 2020-06-06]. DOI: 10.1097/00003086-198311000-00003. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00003086-198311000-00003>
- [115] VIK, Anton, Kristýna KIČOVÁ a Libor HADAŠ. *Chirurgia* [online]. 2017, [cit. 2020-02-06]. Dostupné z: <http://www.avikspace.xf.cz/web/medicine/vo/CHIR.pdf>
- [116] VIŠŇA, Petr a Jiří HOCH. *Traumatologie dospělých: učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Maxdorf, 2004. Jessenius. ISBN 80-7345-034-8.
- [117] Volar plate fixation with anatomic reduction. In: BRENNAN, Stephen A., Christine KIERNAN, Suzanne BEECHER, Rory T. O'REILLY, Brian M. DEVITT, Stephen R. KEARNS a Michael E. O'SULLIVAN. Volar plate versus k-wire fixation of distal radius fractures. *Injury* [online]. 2016, **47**(2), 372-376 [cit. 2020-06-06]. DOI: 10.1016/j.injury.2015.08.040. ISSN 00201383. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002013831500515X>
- [118] WALL, Lindley B., Michael D. BRODT, Matthew J. SILVA, Martin I. BOYER a Ryan P. CALFEE. The Effects of Screw Length on Stability of Simulated Osteoporotic Distal Radius Fractures Fixed With Volar Locking Plates. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 2012, **37**(3), 446-453 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1016/j.jhssa.2011.12.013. ISSN 03635023. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502311015814>
- [119] WANG, Chung-Shing, Wei-Hua A. WANG a Man-Ching LIN. STL rapid prototyping bio-CAD model for CT medical image segmentation. *Computers in Industry* [online]. 2010, **61**(3), 187-197 [cit. 2020-01-13]. DOI: 10.1016/j.compind.2009.09.005. ISSN 01663615. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0166361509001638>
- [120] WENDSCHE, Peter a Radek VESELÝ. *Traumatologie*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-211-4.
- [121] Type A extra-articular fractures, or Type B partial articular fractures, or Type C complete articular. In: RÜEDI, T. P. a W. M. MURPHY. *AO Principles of Fracture Management*. Thieme: AO Publishing, 2000, s. 51. ISBN 9780865778863.
- [122] YUEN, Grace, Dennis KH YEE, Christian FANG, Tak-Wing LAU a Frankie LEUNG. Screw Length in Volar Locking Plate Fixation for Distal Radial Fractures. *Journal of Orthopaedic Surgery* [online]. 2015, **23**(2), 164-167 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1177/230949901502300209. ISSN 2309-4990. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/230949901502300209>
- [123] Základní tvary kostí. In: ČIHÁK, Radomír: *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016, s. 75. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [124] *Zdravotnická ročenka České republiky 2018: Czech health statistics yearbook 2018*. Praha: Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky, 1993-[cit. 2020-03-09]. ISSN 1210-9991. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008280/zdrroccz-2018.pdf>

# Seznam použitých zkratek a symbolů

ANSYS	Analysis System
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen – Association for the Study of Internal Fixation (ASIF) – Pracovní spolek pro otázky osteosyntézy
APDL	ANSYS Parametric Design Language
CATIA	Computer–Aided Three–Dimensional Interactive Application
CCF	Comprehensive Classification of Fractures
CFRP	Carbon–Fibre–Reinforced Plastic
CT	Computed Tomography – počítačová tomografie
DCP	Dynamic Compression Plate
HMH	Huber, von Mises, Hencky
LP-DCP	Limited Contact–Dynamic Compression Plate
MIPO	Minimal Invasive Plate Osteosynthesis
PCG	Preconditioned Conjugate Gradient (Solver)
PC-Fix	Point–Contact Fixator
STL	Standard Triangle Language nebo Standard Tessellation Language
ÚMTMB	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na VUT v Brně
ÚZIS ČR	Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR
VUT	Vysoké učení technické v Brně

# Seznam obrázků

1	Vnitřní dlahy fixující zlomeninu vřetenní kosti – ilustrační obrázek. [49]	13
2.1	Roviny těla: M – mediánní, S – sagitální, F – frontální, T – tranversální. [82] (upraveno)	18
2.2	Směry na končetinách. [73] (upraveno)	19
2.3	Směry na předloktí a ruce. [74] (upraveno)	20
2.4	Kosti horní končetiny: 1.1 – kost klíční ( <i>clavicula</i> ), 1.2 – lopatka ( <i>scapula</i> ), 2.1 – kost pažní ( <i>humerus</i> ), 2.2 – kost loketní ( <i>ulna</i> ), 2.3 – kost vřetenní ( <i>radius</i> ), 2.4 – kosti ruky (kosti zápěstní ( <i>ossa carpi</i> ), kosti záprstní ( <i>ossa metacarpi</i> ), články prstů ( <i>phalanges</i> )). [52]	21
2.5	Základní tvary kostí: dlouhá kost – pažní kost člověka, krátká kost – jedna ze zápěstních kostí, plochá kost – temenní kost člověka. [123]	22
2.6	Podíl kompakty a spongiózy u různých typů kostí: 1 – spongióza, 2 – kompakta, 3 – dutina těla dlouhé kosti, 4 – zevní kompakta lebeční kosti, 5 – vnitřní kompakta lebeční kosti, 6 – spongióza lebeční kosti (se silnější trámčinou), 7 – okostice ( <i>periost</i> ). [81] (upraveno)	23
3.1	Číselné označení jednotlivých kostí u AO klasifikace. [69]	26
3.2	Číselné určení anatomického umístění zlomeniny podle AO klasifikace na příkladu humeru, radiu/ulny, femuru a tibie/fibuly. [4] (upraveno)	26
3.3	Typy zlomenin diafyzární části kosti. [3] (upraveno)	27
3.4	Typy zlomenin proximální/distální části kosti. [121] (upraveno)	28
3.5	Typy zlomenin distální/proximální části kosti - uvedeno na příkladu distálního femuru. [26] (upraveno)	28
3.6	Druhá část kódu AO klasifikace. [107] (upraveno)	29
3.7	Zlomenina 23-A2.1 (2R3A2.1). [108] (upraveno)	29
3.8	Konzervativní léčba zlomeniny sádrovým obvazem. [13]	31
3.9	Vnější fixátory z přelomu 19. a 20. století. Vlevo - Parkhillova „kostní svorka“ (1897), vpravo - Lambotteův vnější fixátor (1902). [79] (upraveno)	32
3.10	Vnější fixátor Ilizarov. [5]	32
3.11	Taylorův prostorový rám. [101]	33
3.12	Intramedulární hřeby použité pro fixaci femuru – rentgenové snímky. [84]	34
3.13	Kirschnerovy dráty (K-dráty) použité při fixaci zlomeniny distálního radiu – rentgenové snímky. [22]	35
3.14	Vnitřní dlahy fixující zlomeninu distálního radiu – rentgenové snímky. [117]	35
4.1	Vnitřní dlahy vyvinuté R. Danisem (1949). [19]	36
4.2	DCP – dynamic compression plate. [25]	36
4.3	Schéma uzamykatelného šroubu umístěného v otvoru dlahy. [111]	38
4.4	Kombinovaný otvor ve vnitřní dlaze firmy SYNTHES. [51]	39
4.5	Variable Angle LCP® Volar Extra-Articular Distal Radius Plate výrobce DePuy Synthes (J&J Medical Devices) [103]	41
4.6	Variable Angle LCP® Two-Column Volar Distal Radius Plate výrobce DePuy Synthes (J&J Medical Devices) [104]	41
4.7	DePuy Synthes LCP® Distal Radius System výrobce DePuy Synthes (J&J Medical Devices) [105]	41
4.8	Dlahy radiální distální volární úhlově stabilní (pravá) českého výrobce MEDIN, a. s. [23]	41

4.9	Úhlově stabilní T–dlaha výrobce MEDIN – varianta 3x4 a 3x5. [109] . . . . .	42
4.10	Šrouby používané s úhlově stabilní T–dlahou. Zleva – šroub kostní kortikální samořezný HA 3,5 mm, šroub kostní uzamykatelný $\varnothing 3,5/2,7$ mm, šroub kostní uzamykatelný $\varnothing 3,5$ mm. [99] . . . . .	42
5.1	Povrchový model geometrie vřetenní kosti vytvořený v programu CATIA. . . . .	44
5.2	Objemový model geometrie vřetenní kosti a jeho podélný řez. . . . .	45
5.3	Model geometrie vřetenní kosti s vytvořenou zlomeninou. . . . .	45
5.4	Porovnání skutečného tvaru zvolených dlah s vytvořenými modely geometrie. Vlevo – T–dlahy úhlově stabilní pro distální radius firmy MEDIN, vpravo – modely geometrie dlah použité ve výpočtovém modelu. . . . .	46
5.5	Porovnání vzoru uzamykatelného šroubu a vytvořeného modelu geometrie. Nahoře – uzamykatelný kostní šroub firmy MEDIN, dole – vytvořený model geometrie šroubu s rozměry. . . . .	47
5.6	Porovnání vzoru kortikálního šroubu a vytvořeného modelu geometrie. Nahoře – kortikální kostní šroub firmy MEDIN, dole – vytvořený model geometrie šroubu s rozměry. . . . .	47
5.7	Přehled řešených variant modelu geometrie vřetenní kosti se zavedenou vnitřní dlahou. . . . .	49
5.8	Použitá okrajová podmínka. . . . .	50
5.9	Zatížení 50 N rozdělené v poměru 60:40 mezi dvě části kloubní plochy, na které přiléhají člunkovitá a poloměsíčitá kost. . . . .	51
5.10	Konečnoprvková síť v závitovém otvoru a jeho okolí. . . . .	53
5.11	Konečnoprvková síť na vnitřní dlaze se sedmi otvory. . . . .	53
5.12	Konečnoprvková síť na uzamykatelném kostním šroubu. . . . .	54
5.13	Konečnoprvková síť na kortikálním kostním šroubu. . . . .	54
6.1	Posuvy pro všechny varianty modelu geometrie. . . . .	56
6.2	Posuvy v ose x [mm] – varianta modelu geometrie č. 1. . . . .	57
6.3	Posuvy v ose x [mm] – varianta modelu geometrie č. 6 a varianta modelu geometrie zahrnující fyziologický stav vřetenní kosti. . . . .	58
6.4	Redukované napětí HMH ve vnitřní dlaze [MPa], varianta č. 1. . . . .	59
6.5	Redukované napětí HMH ve vnitřní dlaze [MPa], varianta č. 2. . . . .	60
6.6	Redukované napětí HMH ve vnitřní dlaze [MPa], varianta č. 3. . . . .	60
6.7	Maximální hodnoty redukovaného napětí ve vnitřní dlaze pro všechny varianty modelu geometrie. . . . .	62
6.8	Maximální hodnoty redukovaného napětí ve vnitřní dlaze vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu – varianty č. 1–3. . . . .	63
6.9	Maximální hodnoty redukovaného napětí ve vnitřní dlaze vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu – varianty č. 4–6. . . . .	63
6.10	Číselné označení šroubů – ukázáno na variantách modelu geometrie č. 1–3. . . . .	64
6.11	Maximální hodnoty redukovaného napětí v kostním šroubu č. 6 (distální strana) [MPa] – varianty modelu geometrie č. 1–3. . . . .	65
6.12	Maximální hodnoty redukovaného napětí v kostních šroubech č. 3 (proximální strana) a č. 7 a 8 (distální strana) [MPa] – varianty modelu geometrie č. 4–6. . . . .	67
6.13	Maximální hodnoty redukovaného napětí v kostních šroubech vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu – varianty č. 1–3. . . . .	68



6.14	Maximální hodnoty redukovaného napětí v kostních šroubech vyjádřené jako procentní podíl meze kluzu – varianty č. 4–6. . . . .	68
6.15	Barevná stupnice pro vyhodnocení redukovaného přetvoření HMM v kostní tkáni. . . . .	70
6.16	Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů redukovaného přetvoření – kortikální kostní tkáň. . . . .	70
6.17	Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů redukovaného přetvoření – spongiózní kostní tkáň. . . . .	71
6.18	Redukované přetvoření v kostní tkáni [-] – varianty č. 1–3, zatížení ohybem. . . . .	72
6.19	Redukované přetvoření v závitových otvorech č. 6 a 7 v oblasti diafýzy [-] – varianta č. 1. . . . .	72
6.20	Redukované přetvoření v závitových otvorech č. 6, 7 a 8 v oblasti diafýzy [-] – varianta č. 2. . . . .	73
6.21	Redukované přetvoření v závitových otvorech č. 5, 6 a 7 v oblasti diafýzy [-] – varianta č. 3. . . . .	73
6.22	Barevná stupnice pro vyhodnocení hlavních přetvoření v kostní tkáni. . . . .	74
6.23	Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů přetvoření v tahu – kortikální kostní tkáň. . . . .	75
6.24	Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů přetvoření v tlaku – kortikální kostní tkáň. . . . .	75
6.25	Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů přetvoření v tahu – spongiózní kostní tkáň. . . . .	76
6.26	Procentní podíly prvků spadajících do jednotlivých intervalů přetvoření v tlaku – spongiózní kostní tkáň. . . . .	76
6.27	První hlavní přetvoření v kostní tkáni [-] – varianty č. 1–3, zatížení ohybem. . . . .	77
6.28	Třetí hlavní přetvoření v kostní tkáni [-] – varianty č. 1–3, zatížení ohybem. . . . .	77
6.29	První hlavní přetvoření v závitových otvorech v oblasti diafýzy [-] – varianty č. 1–3. . . . .	78
6.30	Třetí hlavní přetvoření v závitových otvorech v oblasti diafýzy (příp. epifýzy) [-] – varianty č. 1–3. . . . .	79

# Seznam tabulek

4.1	Mechanické vlastnosti austenitické oceli 316L. [56]	39
4.2	Mechanické vlastnosti některých titanových slitin. [56]	40
5.1	Mechanické vlastnosti kortikální a spongiózní kostní tkáně.	49
5.2	Mechanické vlastnosti titanových slitin použitých pro výrobu vnitřní dlahy a kostních šroubů.	49
5.3	Velikosti prvků použité při tvorbě konečnoprvkové sítě.	52
5.4	Počty prvků a uzlů konečnoprvkové sítě u jednotlivých variant modelu geometrie.	55