



# 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 DENTÁLNÍHO IMPLANTÁTU ZAVEDENÉHO V HORNÍ ČELISTI

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF DENTAL IMPLANT INSERTED IN MAXILLA

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Tereza Dušková

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2017



# Zadání diplomové práce

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

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

## **Deformační a napěťová analýza dentálního implantátu zavedeného v horní čelisti**

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

Zavádění dentálních implantátů do horní čelisti je podstatně více náročné než v případě čelisti dolní. Horní čelist má menší prostor v alveolární oblasti a navíc je zde i horší kvalita kostní tkáně. Často dochází vlivem mechanického namáhání k uvolnění dentálních implantátů. Posouzení mechanické interakce mezi implantátem a horní čelistí je možné provést výpočtovým modelováním pomocí MKP.

### **Cíle diplomové práce:**

Rešerše související s tématem.

Vytvoření modelu geometrie dentálního implantátu včetně abutmentu, případně korunky.

Vytvoření modelu geometrie horní čelisti.

Vytvoření výpočtového modelu.

Provedení deformačně-napěťové analýzy.

### **Seznam literatury:**

Marcián, P., Borák, L., Valášek, J., Kaiser, J., Florian, Z., Wolff, J. (2014): Finite Element Analysis of Dental Implant Loading on Atrophic and Non-atrophic Cancellous and Cortical Mandibular Bone - a Feasibility Study. *Journal of biomechanics*, roč. 47, č. 16, str. 3830-3836.

DOI:10.1016/j.jbiomech.2014.10.019

Huotilainen, E., Jaanimets, R., Valášek, J., Marcián, P., Salmi, M., Tuomi, J., Mäkitie, A. a Wolff, J. (2014): Inaccuracies in Additive Manufactured Medical Skull Models Caused by the DICOM to STL Conversion Process. *Journal of cranio- maxillofacial surgery*, roč. 42, č. 5, s. e259 (e265 s.) DOI:

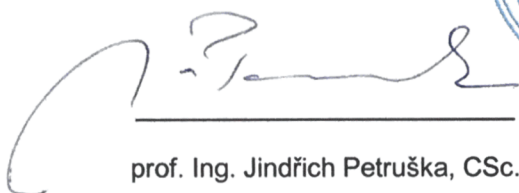
10.1016/j.jcms.2013.10.001

Misch C. E. (2007): Contemporary Implant Dentistry. Mosby, Hardbound.

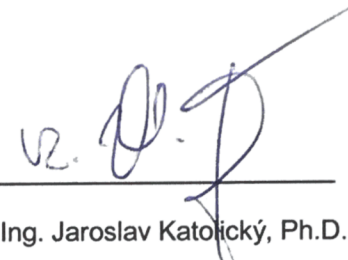
Wolff, J., Narra, N., Antalainen, A., Valášek, J., Kaiser, J., Sándor, G. a Marcián, P. (2014): Finite element analysis of bone loss around failing implants. Materials and design, roč. 61, č. 22, s. 177-184. DOI: 10.1016/j.matdes.2014.04.080

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

V Brně, dne 1. 11. 2016



prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
ředitel ústavu



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

## **Abstrakt**

Při zavádění dentálních implantátů, zejména do horní čelisti, se objevuje řada problémů. Největším z nich je nedostatečná kvalita a objem kostní tkáně v alveolárním výběžku. Práce se zabývá dentálním implantátem zavedeným v horní čelisti a je zaměřena na deformačně-napěťovou analýzu získaných výsledků ze vzájemného působení implantátu a horní čelisti. Pro vyřešení mechanické interakce mezi implantátem a kostní tkání je využito výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků. Analýzou výsledků byl zjištěn vliv kortikální kostní tkáně, oseointegrace a vliv směru zatěžování implantátu na jeho posuvy a napětí. V oblasti řezáků je tedy nutné uvažovat jiná než axiální zatížení implantátu.

## **Klíčová slova**

Dentální implantát, horní čelist, deformačně-napěťová analýza, metoda konečných prvků, MKP

## **Abstract**

Variety of problems can appear when introducing dental implants, especially to in the maxilla. Biggest problems are caused by insufficient quality and volume of the bone tissue of the alveolar process. This thesis focuses on stress-strain analysis of an implant introduced in the maxilla. Mechanical interaction between the implant and bone tissue is solved using computational modelling with the finite element method. From analysis of results, it was discovered that deformation and tension of the implant are influenced by the direction of the load, osseointegration and thickness of the cortical bone tissue. In the anterior region, it is necessary to work with other types of load than axial.

## **Keywords**

Dental implant, maxilla, stress-strain analysis, finite element method, FEM

## **Bibliografická citace**

DUŠKOVÁ, T. *Deformační a napěťová analýza dentálního implantátu zavedeného v horní čelisti*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 91 s. Školitel Ing. Petr Marcián, Ph.D.



## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci *Deformační a napěťová analýza dentálního implantátu zavedeného v horní čelisti* vypracovala samostatně pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. s použitím odborné literatury a zdrojů uvedených v seznamu v této práci.

Tereza Dušková





## **Poděkování**

Na tomto místě bych chtěla velice poděkovat svému vedoucímu diplomové práce Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. Především za jeho ochotu, trpělivost, věnovaný čas, případné rady a připomínky a za podporu při psaní této práce.

Největší poděkování patří příteli Jakobovi za jeho trpělivost a podporu během psaní této práce a především mým rodičům, kteří mě podporovali v průběhu nejen vysokoškolského studia.

Tereza Dušková



# Obsah

Úvod	13
<b>Popis problémové situace</b>	<b>13</b>
Formulace problému	15
Cíle řešení	15
Rešeršní studie	15
Systém podstatných veličin formulovaného problému	17
Výběr metody řešení	17
<b>1 Anatomie dutiny ústní</b>	<b>19</b>
1.1 Předstříd dutiny ústní	19
1.2 Vlastní dutina ústní	19
1.2.1 Zuby	19
1.3 Horní čelist - maxilla	20
1.3.1 Vztah k vedlejším dutinám nosním	20
1.3.2 Kostní tkáň	21
1.4 Síly působící při skusu	25
<b>2 Dentální implantologie</b>	<b>27</b>
2.1 Klasifikace implantátů	27
2.1.1 Válcové implantáty	28
2.1.2 Čepelkové implantáty	28
2.1.3 Bikortikální implantáty	29
2.2 Materiál a povrch implantátu	29
2.2.1 Klasifikace materiálů	30
2.2.2 Povrchová úprava	30
2.3 Oseointegrace	31
2.4 Postup implantace	32
2.4.1 Chirurgická fáze	32
2.4.2 Protetická fáze	32
2.5 Úskalí implantace do horní čelisti	32
2.5.1 Komplikace při zavádění	33
2.5.2 Komplikace po zavedení	33
2.5.3 Augmentace	34
<b>3 Výpočtové modelování</b>	<b>35</b>
3.1 Model geometrie	35
3.1.1 Model geometrie horní čelisti	35
3.1.2 Model geometrie implantátu	38
3.1.3 Model geometrie korunky	40
3.1.4 Varianty modelů geometrie	40

3.2	Model materiálu . . . . .	44
3.2.1	Model materiálu kostní tkáně . . . . .	44
3.2.2	Model materiálu implantátu . . . . .	46
3.2.3	Model materiálu korunky . . . . .	46
3.3	Diskretizovaný model geometrie . . . . .	47
3.3.1	Použité prvky . . . . .	47
3.3.2	Nastavení diskretizované sítě . . . . .	48
3.4	Model vazeb . . . . .	50
3.4.1	Bonded . . . . .	51
3.4.2	Frictional . . . . .	51
3.4.3	Stádia oseointegrace . . . . .	51
3.5	Model zatížení . . . . .	54
3.6	Nastavení řešiče . . . . .	56
3.7	Použitý hardware . . . . .	56
<b>4</b>	<b>Prezentace a analýza výsledků</b>	<b>57</b>
4.1	Označení variant výpočtových modelů . . . . .	57
4.2	Analýza napjatosti a deformace implantátu a kostní tkáně . . . . .	59
4.2.1	Vyhodnocení posuvů implantátu . . . . .	59
4.2.2	Vyhodnocení redukovaného napětí HMM pro implantát . . . . .	62
4.2.3	Vyhodnocení redukovaného přetvoření HMM v kostní tkáni . . . . .	68
4.2.4	Vyhodnocení redukovaného napětí HMM pro fixační šroub . . . . .	75
	<b>Závěr</b>	<b>77</b>
	<b>Seznam použitých zdrojů</b>	<b>79</b>
	<b>Seznam použitých symbolů a zkratek</b>	<b>86</b>
	<b>Seznam obrázků</b>	<b>89</b>
	<b>Seznam tabulek</b>	<b>91</b>

# Úvod

Historie vhojování implantátů do kosti sahá až do šedesátých let dvacátého století, kdy švédský ortoped Per-Ingvar Brånemark zjistil, že kostní tkáň vytváří s povrchem titanu velmi silnou vazbu. Tento jev byl později označen jako oseointegrace. Svůj objev však publikoval až v roce 1977 [1, 2] a díky tomu dentální implantologie ve světě zažila největší rozmach. Došlo k rychlému rozvoji postupů při zavádění a implantáty se začaly využívat při plánování terapií [3].

Dentální implantologie v České republice se začala výrazněji rozvíjet o několik let později, kdy začátkem devadesátých let dvacátého století dorazil ze zahraničí nespočet materiálů a moderních technologií. Snahou a touhou stomatologů dohnat ztrátu na medicínsky vyspělejší země a poptávkou pacientů se implantologie rychle rozvíjela. Začala se vyučovat na lékařských fakultách a vyšla řada prací věnujících se implantologii. V dnešní době je dentální implantologie nadstandardní službou lékařských praxí a dosahuje dobrých výsledků [1].

Jedním z hlavních faktorů určujících úspěšnost implantace je kvalita kostní tkáně alveolárního výběžku, který po ztrátě zubů rychle atrofuje. Alveolární výběžek horní čelisti je relativně málo rozvinutý a neposkytuje tak dostatek místa pro uložení kořenů zubů. Horší kvalita kostní tkáně a velikost alveolárního výběžku tedy podstatně zhoršují úspěšnost zavádění implantátů a vlivem mechanického namáhání může pak docházet k jejich uvolnění.



# Popis problémové situace

Na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT byla v minulosti řešena řada prací zabývajících se deformačně-napěťovými stavy soustavy dolní čelisti s dentálním implantátem. Posouzení deformačně-napěťových stavů horní čelisti s implantátem doposud provedeno nebylo.

Velkým problémem při zavádění dentálních implantátů do horní čelisti je méně prostoru v alveolárním výběžku a obecně horší kvalita kostní tkáně než u čelisti dolní. Vlivem okluzních<sup>1</sup> sil při žvýkání a rozměšování potravy je soustava s implantátem vysoce mechanicky namáhána a dochází ke vzniku nadměrných deformací a napjatosti. V důsledku tohoto namáhání může dojít k uvolnění implantátu a k jeho selhání.

Posouzení deformačně-napěťových stavů soustavy je možné, buď experimentálním, nebo výpočtovým modelováním. V prvním případě provádět experimenty na úrovni rozhraní kosti s implantátem je prakticky nemožné in vivo. Výpočtové modelování umožňuje provést řešení pro různé zatěžovací vztahy a geometrie implantátu. Vytvoření výpočtového modelu a provedení deformačně-napěťových analýz vyžaduje vyřešení řady dílčích problémů, týkajících se jak tvorby výpočtového modelu, tak i následné analýzy výsledků.

## Formulace problému

Provedení deformačně-napěťové analýzy dentálního implantátu v horní čelisti.

## Cíle řešení

- Vytvoření modelu geometrie horní čelisti.
- Tvorba modelu geometrie dentálního implantátu včetně abutmentu, případně korunky.
- Zhotovení výpočtového modelu s využitím metody konečných prvků v softwaru Ansys.
- Vyhodnocení deformace a napjatosti.
- Porovnání jednotlivých variant zavedeného implantátu.

## Rešeršní studie

Na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT byly z oblasti stomatologické biomechaniky v posledním desetiletí řešeny a úspěšně obhájeny diplomové práce Hamerníkové (2009) [4], Marciána (2008) [5], Petrlíkové (2008) [6] a Školníka (2008) [7]. Tyto práce jsou zaměřeny na mechanickou interakci dentálních implantátů s dolní čelistí. Dále byly řešeny dvě práce se zaměřením na úbytek kostní tkáně v dolní čelisti (Krpalek (2008) [8] a Marcián (2012) [9]). Jediná práce věnovaná horní čelisti je bakalářská práce Navrátilové (2016) [10],

---

<sup>1</sup>Síly při skusu, okluze = skus.

kteřá je spíše rešeršního charakteru, ale autorka zde provedla i deformačně-napěťovou analýzu soustavy čelist – implantát pomocí výpočtového modelování na úrovni 2D.

Výzkumem zubních implantátů se zabývá řada pracovišť a vývojových center, proto z oblasti stomatologické biomechaniky je možné dohledat mnoho vědeckých prací a článků.

Z hlediska modelu geometrie se v publikovaných pracích nejčastěji vyskytuje model geometrie získaný z CT snímků (Jo (2014) [11], Kršek (2005) [12], Okumura (2011) [13]), ale někdy je využíváno i vytvoření modelu geometrie pomocí 3D skenerů (Borák (2010) [14], Kubiček (2006) [15]).

Model materiálu kostních tkání se v publikovaných článcích nejčastěji využívá homogenní izotropní lineárně pružný (Borák (2010) [14], Jo (2014) [11], Marcián (2014) [16], Okumura (2011) [13], Wolff (2014) [17]). Tyto charakteristiky materiálů jsou zjišťovány experimentálně. Běžně se také pro zjištění materiálových charakteristik využívají jako vstupní data snímky z CT, ze kterých lze pomocí obrazové analýzy určit hustotu tkání a pomocí korelačních vztahů vytvořit model materiálu (Lin (2010) [18], Marcián (2012) [9]).

Při výpočtovém řešení vzájemného působení mezi kostní tkání a implantátem je nutné předepsat okrajové podmínky a umístit tím soustavu v prostoru. Ve všech případech se předepisuje vetknutí v místě napojení horní čelisti na lebku (Okumura (2011) [13], Saab (2007) [19]). K mechanické interakci mezi implantátem a kostní tkání dochází při žvýkání a rozměňování stravy a vzniklé zatížení se pohybuje v rozmezí 50–200 N (Borák (2010) [14], Lin (2010) [18], Saab (2007) [19]).

Několik publikovaných prací se zabývá implantáty zavedenými do atrofované kostní tkáně. Výsledky jsou následně porovnány s implantátem zavedeným do fyziologické čelisti (Marcián (2014) [16], Wolff (2014) [17], Yates (2014) [20]). Výsledkem jsou větší posuvy u implantátu v atrofované čelisti.

Samotnou kostní tkání se pak zabývá Kim (2012) [21], který pozoruje tloušťku kortikální kostní tkáně v horní čelisti. Misch (2008) [22] se v jeho knize věnuje kvalitě a kvantitě kostní tkáně, jejímu úbytku a vlivu těchto vlastností na zavádění implantátů.

Výpočtovým modelováním pomocí metody konečných prvků a následnou deformační a napěťovou analýzou soustavy implantát – horní čelist se zabývají v článcích Jo (2014) [11], Okumura (2011) [13] a Saab (2007) [19].

Wolff (2016) [23] se ve svém článku zabývá dutinou nosní perforovanou implantátem zavedeným v přední části čelisti (viz obr. 1), kdy pacientka zjistila, že jí proudí nasátý vzduch z nosu do dutiny ústní. V článku je popsána úspěšná reoperace, kdy byl implantát zkrácen prostřednictvím nosní dírky.



**Obrázek 1:** Dutina nosní perforovaná zavedeným implantátem [24]



Další komplikace jako krvácení, neurosensorické poruchy, porušení sousedních zubů a komplikace související s čelistní dutinou popisuje ve svém článku Kim (2011) [25]. Zmiňuje důležitost implantace jako chirurgického zákroku a předcházení někdy i životu nebezpečných komplikací.

Zaváděním implantátů do lícních kostí z důvodu atrofované horní čelisti a jejich chováním v průběhu dalších let se zabývá Yates (2014) [20]. Výsledkem byla 86% úspěšnost, kdy zbylých 14 % tvořili pacienti, kterým implantát neoseointegroval nebo musel být vyjmut kvůli infekcím čelistní dutiny.

Marković (2011) [26] se ve své klinické studii zabývá stabilitou implantátů zaváděných do zadní části horní čelisti klasickým vrtáním a pomocí zhušťování kosti. Zjistil, že zavádění implantátu pomocí zhušťování kosti je stabilnější než po obvyklém vrtání.

## Systém podstatných veličin formulovaného problému

- $\Omega$**     Objektem je dentální implantát.
- S0**    Okolím objektu je kostní tkáň horní čelisti.
- S1**    Topologií je myšleno celkové uspořádání implantátu a čelisti v prostoru. Geometrii implantátu určuje válcovitý tvar s vnějším závitem.
- S2**    Vyjadřuje uložení implantátu v lidském těle – implantát bude uložen do kostní tkáně horní čelisti, kde proběhne oseointegrace, což splňuje podmínku vazby na okolí.
- S3**    Aktivace, která způsobí deformaci a napjatost implantátu, jsou síly při kousání a rozměňování stravy.
- S4**    Proces oseointegrace ovlivňuje vazby definované v **S2**.
- S5**    Vlastnosti spojené s veličinou **S1** jsou průměr a stoupání závitu, a pak také mechanické a materiálové vlastnosti.
- S6**    Aktivací veličiny **S3** dochází k procesu remodelace kostní tkáně (remodelace není předmětem této práce).
- S7**    Projevem je vznik posuvu a napjatosti od skusu.
- S8**    Důsledkem projevů může být uvolnění implantátu.

## Výběr metody řešení

K provedení deformačně-napěťové analýzy dentálního implantátu je zapotřebí určit deformaci a napětí soustavy horní čelist – implantát, což lze stanovit výpočtovým nebo experimentálním modelováním. Vzhledem k nemožnému provedení experimentu na živé tkáni bude řešení formulovaného problému provedeno výpočtovým modelováním.



# 1

## Anatomie dutiny ústní

Dutina ústní (*cavum oris*) se z anatomického hlediska dělí na dvě části, předsíň dutiny ústní (*vestibulum oris*) a vlastní dutinu ústní (*cavitas oris, cavum oris proprium*). Z vnější strany je ohraničena rty (*labia*) a tvářemi (*buccae*).

### 1.1 Předsíň dutiny ústní

Předsíň dutiny ústní je štěrbina podkovovitého tvaru uložená mezi rty a tvářemi, a zubními oblouky a dásněmi. Je vystlána růžovou sliznicí přecházející ze rtů a tváří na alveolární výběžky. Sliznice alveolárních výběžků se nazývá dásěň (*gingiva*).

Dásěň mezi krčky zubů tvoří tzv. interdentalní papily. Tato sliznice je tlustší než ostatní, neobsahuje ani elastická vlákna, proto je křehká, má bledší barvu a neobsahuje žlázy. Je charakteristicky spojena s povrchem cementu zubního krčku (někdy i s povrchem skloviny). Toto přilnutí zabraňuje vniknutí škodlivin do periodontální štěrbiny.<sup>1</sup>

### 1.2 Vlastní dutina ústní

Vlastní dutina ústní je uložena mezi zubními oblouky a alveolárními výběžky. Proti dutině nosní (*cavitas nasi*) je ohraničena tvrdým (*palatum durum*) a měkkým patrem (*palatum molle*), které končí kuželovitým výběžkem – čípkem. Spodina dutiny ústní je tvořena horními svaly jazyky, což umožňuje změny tvaru a velikosti dutiny při mluvení, kousání, polykání a sání. Na dně je uložena jazyk (*lingua*), který vyplňuje celou dutinu ústní.

Nejdůležitějšími orgány ústní dutiny jsou zuby (*dentes*).

#### 1.2.1 Zuby

Zuby jsou specializované produkty ústní sliznice, které jsou přizpůsobeny k uchopování, dělení a rozměňování stravy. Jsou to bělavé, tvrdé útvary sestavené do horního (*arcus dentalis superior – maxillaris*) a dolního zubního oblouku (*arcus dentalis inferior – mandibularis*). Oblouky jsou uspořádány tak, že dolní oblouk je překryt obloukem horním.

Drcení a rozměňování potravy je ovlivněno tvarem hran, hrbolků, valů, jamek a rýh na žvýkacích ploškách zubů.

Na zubech se rozlišuje několik částí. Objemnou část zuby tvoří zubní korunka (*corona dentis*), krček zuby (*cervix, collum dentis*), kořen zuby (*radix dentis*) a dřeňová dutina zuby (*cavum dentis*) obsahující kořenový kanálek s cévním systémem a nervovými vlákny a specifickou tkáň – zubní dřev (*pulpa dentis*).

---

<sup>1</sup>Periodontální štěrbina je tvořena ozubicí (*periodontium*), která vyplňuje prostor mezi kořenem zuby a zubním lůžkem. Ozubice zubům dovoluje minimální fyziologickou pohyblivost [27].

## Skladba zubu

Na živém zubu se rozlišují tvrdé a měkké tkáně. Mezi tvrdé tkáně řadíme zubovinu, sklovinu a cement a mezi měkké zubní dřev a ozubici.

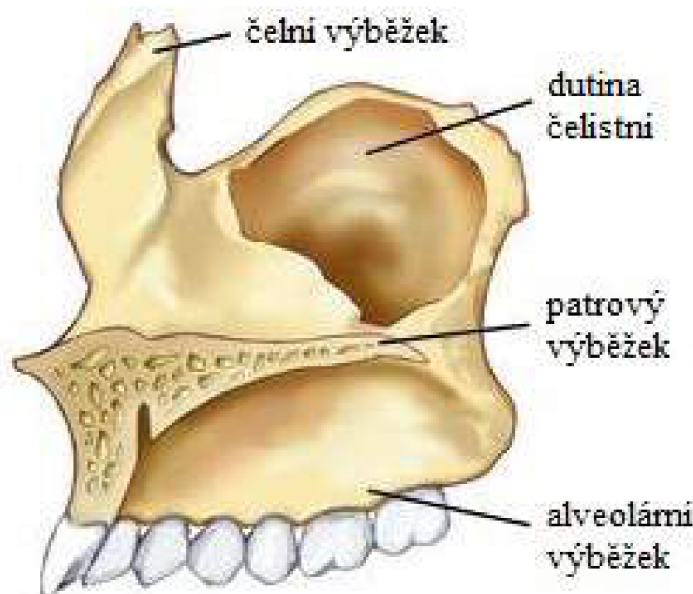
Základní hmotou, ze které se zub skládá, je zubovina (*dentinum*) ohraničující dřevnou dutinu a kanál kořene. V korunkové části zubu je zubovina pokryta sklovinou (*substantia adamantina*), což je nejtvrďší hmota v těle, která se směrem ke krčku ztenčuje. V části kořenové je zubovina pokryta cementem (*cementum*), který u krčku přesahuje i na sklovinu.

Zubní dřev vyplňuje dřevnou dutinu a je to měkká, růžová, citlivá tkáň. Veškeré vazivo mezi zubem a stěnou zubního lůžka pak tvoří ozubice.

## 1.3 Horní čelist - maxilla

Horní čelist bezprostředně ohraničuje dutinu ústní a tvoří skeletní podklad horní části obličeje. Je to párová kost, která se skládá z těla a čtyř výběžků: čelního, lícního, patrového a alveolárního (viz obr. 1.1).

Tělo horní čelisti má tvar trojboké pyramidy se základnou otočenou do nosní dutiny. Alveolární výběžek je obloukovitého tvaru a odstupuje od kraje maxilly jako funkční nástavba pro připojení zubů. Zubní lůžka (*alveoli dentales*) pro jednotlivé zuby jsou odděleny septy<sup>2</sup> a vyklenují se na zevní ploše oblouku jako vyvýšeniny [28, 29, 30].



Obrázek 1.1: Části horní čelisti [31]

### 1.3.1 Vztah k vedlejším dutinám nosním

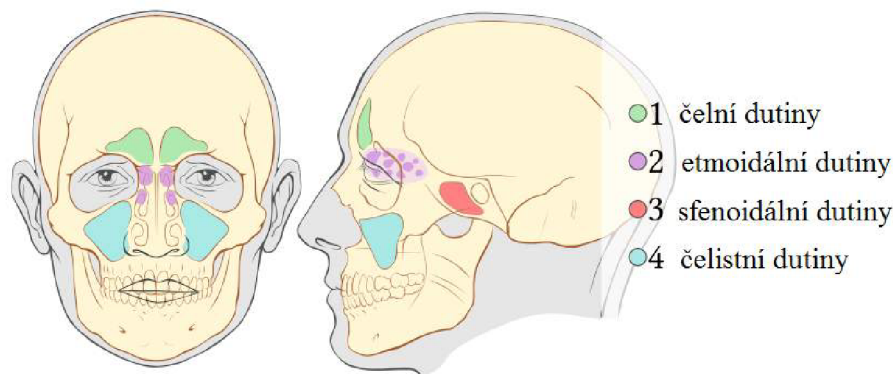
Součástí horní čelisti jsou i dutiny čelistní (*sinus maxillaris*). S průměrem cca 23 mm s průměrnou kapacitou o objemu 15 ml jsou největší z vedlejších dutin nosních. Nejhlubší bod dutiny čelistní sahá až u 70 % lidí pod úroveň dutiny nosní, u 20 % se nachází ve stejné výši a u zbylých 10 % leží nad touto úrovní.

Čelistní dutina se zvětšuje od prenatálního období až do dovršení 16.–18. roka života, kdy je její vývoj dovršen prořezáním stálého chrupu. Dno alveolu je obvykle velmi dobře odděleno od

<sup>2</sup>přepážkami

dutiny čelistní a lze zde najít vrstvu spongiózní kostní tkáně až 12 mm. V pozdějším věku, kdy dochází ke ztrátě zubů, neprobíhá pouze atrofie alveolů, ale atrofuje i vrstva spongiózní kostní tkáně a dno dutiny čelistní začne sestupovat dolů. Spodina dutiny čelistní a zbytek alveolu jsou pak odděleny pouze tenkou kostěnou lamelou a hroty kořenů molárů jsou kryty přímo sliznicí dutiny čelistní [1, 22].

Mezi vedlejší dutiny nosní patří také dutiny v kosti klínové a sice sfenoidální dutiny (*sinus sphenoidalis*), dále dutiny v kosti čichové – etmoidální dutiny (*cellulae ethmoidales*) a dutiny čelní (*sinus frontalis*) – viz obr. 1.2.



**Obrázek 1.2:** Vedlejší dutiny nosní (*sinus paranasales*) [32]

### 1.3.2 Kostní tkáň

V lidském těle je kost složena z kostní tkáně, kostní dřeně, cév a nervů. Obecně jsou pak kosti rozděleny na kosti fibrilární a lamelární. Fibrilární kosti se vyskytují hlavně v prenatálním období, v těle tedy převládají kosti lamelární, což platí také o čelistech [1].

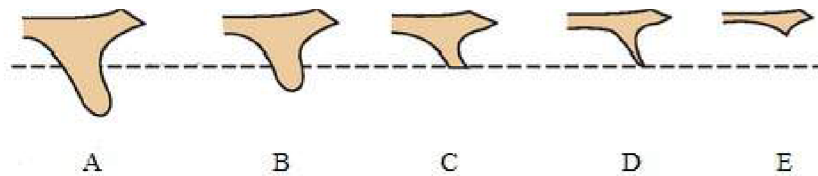
Charakteristickou povrchovou vrstvou čelisti je kortikální kostní tkáň, která je hutná, a vnitřní vrstvu tvoří spongiózní kostní tkáň s dřevovými dutinami.

Při zavádění implantátu je tedy důležitá úprava povrchu, kdy část kortikální má být hladká a část spongiózní má závit a drsný povrch, aby byla plocha pro oseointegraci co největší [1].

Během lidského života se tvar kostní tkáně mění a formuje, dochází k modelaci a resorpci kostní tkáně. Při ztrátě zubů, úrazu či infekci alveolární výběžek atrofuje, protože kostní tkáň není v daném místě zatěžována. Také s přibývajícím věkem ubývá množství trámečků ve spongiózní kostní tkáni a nevytváří se kostní tkáň stejné kvality jako u mladého člověka, podmínky pro implantaci se tedy zhoršují.

Bylo navrženo několik klasifikací kostní tkáně v čelisti. Klasifikace Lekholma a Zarba z roku 1985 je založena na zbytkové čelisti a tvoří ji pět úrovní resorpce čelisti u bezzubých pacientů v rozmezí od minimální až po těžkou kostní atrofii (obr. 1.3).

- A: téměř zachovalý alveolární hřeben
- B: mírná resorpce alveolu
- C: pouze bazální část
- D: počínající resorpce bazální části
- E: extrémní resorpce bazální části [1]



**Obrázek 1.3:** Resorpce bezzubého alveolárního výběžku podle Lekholma a Zarba [33]  
(Čárkovaná čára odpovídá hranici mezi alveolárním výběžkem a bazální částí čelisti.)

Nejdůležitějším parametrem při posuzování kvality kostní tkáně je její hustota neboli denzita, která významně ovlivňuje úspěšnost implantace.

V praxi je určení denzity čelistní kostní tkáně obtížné, protože rentgen vyšetření ji dovolí odhadnout pouze orientačně. Ke kvantitativní analýze hustoty kostní tkáně z CT snímků se využívají tzv. Hounsfieldovy jednotky (HU).

Při převodu z CT-čísel na HU jednotky se využívá kalibrace CT. Referenční hodnoty jsou CT-čísla vody ( $CT_w$ ) a vzduchu ( $CT_a$ ), kterým odpovídají hodnoty  $CT_w = 1000$  a  $CT_a = 0$ . Odpovídající hodnoty v Hounsfieldových jednotkách pak jsou  $HU = 0$  a  $HU = -1000$ . Pomocí těchto referenčních hodnot se stanovuje velikost HU pro jednotlivé tkáně pomocí vztahu 1.1.

$$HU = 1000 \cdot \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a} \quad (1.1)$$

V těle má každá tkáň charakteristickou hodnotu HU (viz tab. 1.1) [9].

**Tabulka 1.1:** Hodnoty HU v lidském těle [9]

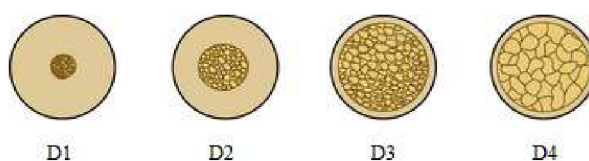
tkáň	HU
vzduch	-1000
voda	0
sval	35–70
vazivová tkáň	60–90
chrupavka	80–130
spongiózní kostní tkáň	150–900
kortikální kostní tkáň	900–1800
zubovina	1600–2400
sklovina	2500–3000

K vyhodnocení kvality kostní tkáně se tedy často využívá také škál, které jsou založené na subjektivním pocitu operátora. Jedna z často využívaných je opět klasifikace podle Lekholma a Zarba (1985), která dělí denzitu kostní tkáně do čtyř tříd (viz tab. 1.2).

**Tabulka 1.2:** Klasifikace kostní denzity dle Lekholma a Zabra [1]

denzita	definice
D1	téměř výhradně kompakta
D2	silná kompakta s kvalitní spongiózní kostní tkání
D3	tenká kompakta s kvalitní spongiózní kostní tkání
D4	tenká kompakta s nekvalitní spongiózní kostní tkání

Výše uvedené rozdělení není zcela výstižné, proto ho v roce 1990 modifikoval Misch, kdy druhý stupeň kvality kostní tkáně přináší minimum problémů při implantaci a lze ho z tohoto hlediska tedy považovat za ideální [1]. Klasifikace je zobrazena na obrázku 1.4.

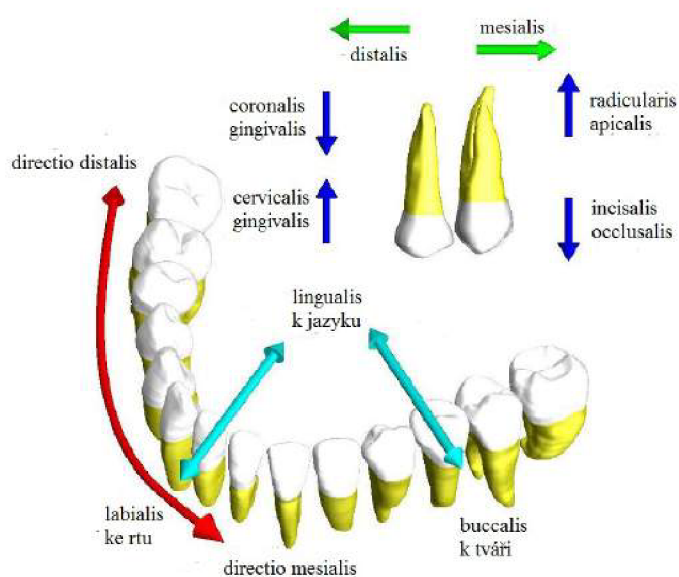
**Obrázek 1.4:** Grafické zobrazení klasifikace denzity [33]

Misch definoval jednotlivé kategorie následovně:

- D1: kortikální kostní tkáň
- D2: kostikální kostní tkáň s trámčitou kostí uvnitř
- D3: tenká kortikální kostní tkáň s trámčitou kostí
- D4: trámčitá kostní tkáň [1]

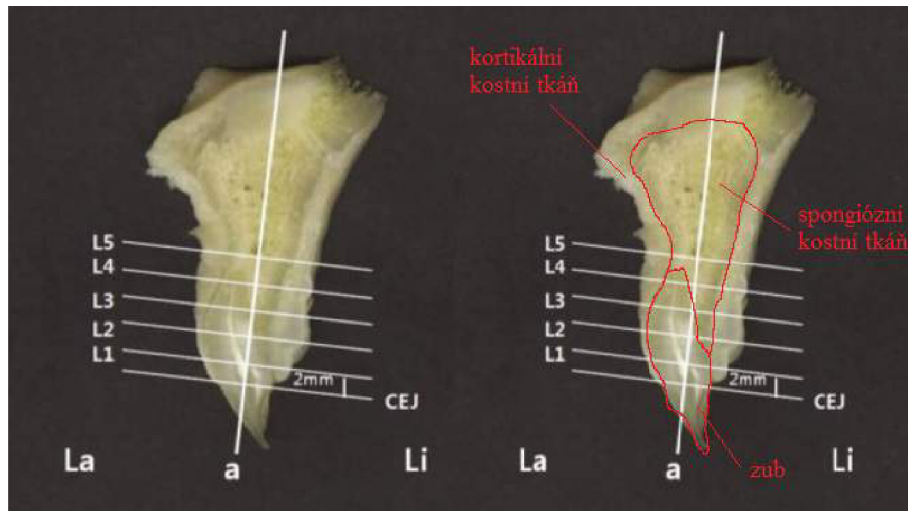
### Označení směrů ve stomatologii

K popisu a přesnému určení místa se v anatomii využívá následující specifické značení směrů (obr. 1.5), které bude využito i v této práci.

**Obrázek 1.5:** Označení směrů [34]

### Tloušťka kortikální kostní tkáně

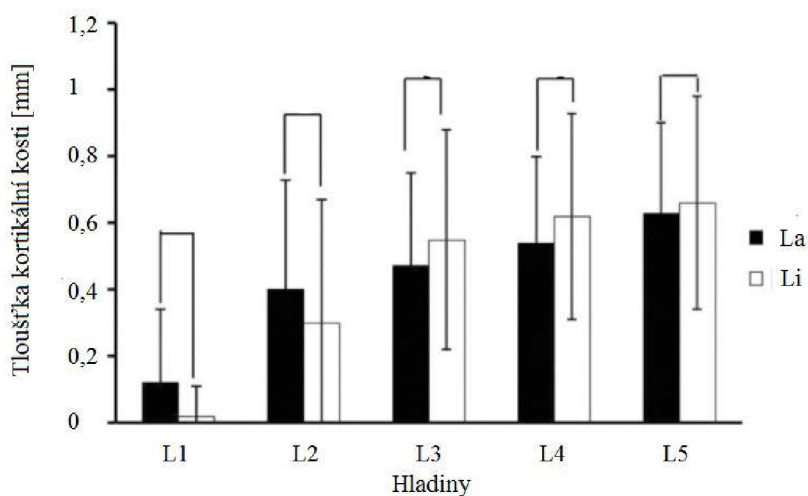
Tloušťka kortikální kostní tkáně je důležitá pro stabilitu zaváděného implantátu. V práci *Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korea* [21] bylo provedeno měření na dvaceti pěti cadaverech a zjištěna průměrná tloušťka kortikální a spongiózní kostní tkáně čelisti v přední části. Měření probíhalo v pěti hladinách alveolárního výběžku z labiální i linguální strany, jak je vidět v řezu na obr. 1.6.



**Obrázek 1.6:** Hladiny pro měření tloušťky kostní tkáně [35] (*La* – labialis, *Li* – lingualis)

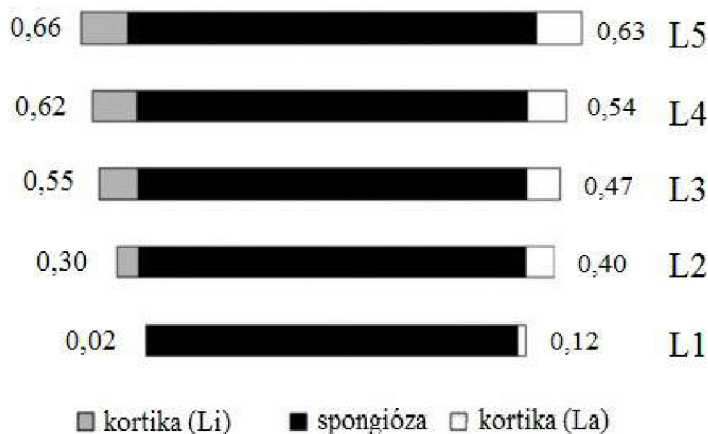
Z měření bylo zjištěno, že se síla kortikální kostní tkáně od hladiny L1 k hladině L5 zvyšuje a kromě hladiny L3 je menší na linguální straně, což je znázorněno na obrázku 1.7.

Měřením bylo zjištěno poměrné rozdělení kortikální a spongiózní kostní tkáně v alveolárním výběžku v jednotlivých hladinách viz obr. 1.8.



**Obrázek 1.7:** Tloušťka v jednotlivých hladinách [36]





**Obrázek 1.8:** Průměrná tloušťka kortikální kostní tkáně v hladinách L1–L5 [mm] [37]

## 1.4 Síly působící při skusu

Primární funkcí čelistí je kousání a rozměšování při příjmu potravy, kdy dochází k mechanickému namáhání soustavy čelist – kost, příp. čelist – implantát.

V celém procesu je nejdůležitějším okamžikem chvíle, kdy zuby obou čelistí svírají sousto. V tento okamžik dosahují síly nejvyšších hodnot.

Velikosti sil při žvýkání se obecně pohybují mezi 10–1000 N. Největší sílu jsou schopny vyvinout první a druhé premoláry, ale při běžném příjmu potravy to není zcela časté. Při obvyklém kousání je dosaženo mnohem menší síly, která je závislá na tuhosti potravy.

Jak je uvedeno v [9], velikostí sil při skusu se zabývalo již několik autorů. Při běžném ukusování se síla na řezácích a špičácích pohybuje kolem 50 N, u premolárů pak dosahuje 150 N a u molárů se může pohybovat až kolem 200 N.

Obecně lze říci, že u mužů je dosahováno vyšších hodnot než u žen a že síly závisí také na směru působení.



## 2

# Dentální implantologie

Prvotiny „dentálních implantátů“ pocházejí již ze starého Egypta [2]. Byly však jen ojedinělé a o dentální implantologii se začíná mluvit až od novověku. Průkopníkem dentální hygieny je Magiollo (1809) a několik dalších lékařů 19. století, kteří vyráběli implantáty ze zlata, slonoviny, porcelánu a kaučuku. Důležitý průlom však nastal až v roce 1938 [38], kdy Strock poprvé použil šroubový implantát z biotoleratního chromkobaltmolybdenu. V roce 1940 byl objeven nový typ implantátu švédským lékařem Dahlem, jenž odléval konstrukci, kterou zabudovával mezi kost a periost – vynalezl subperiostální implantát. V roce 1967 došlo k voperování prvního titanového čepelkového implantátu Američanem Linkowem [38]. Další důležitý zlom nastal až zjištěním Švéda Per-Ingvara Brånemarka [2], který v roce 1952 popsal princip oseointegrace – vhojení kostní tkáně do implantátu. Svoje výsledky však publikoval teprve v roce 1977, čímž se dentální implantologie dostala z krize. Brånemarkovy implantáty jsou stále nejrozšířenější a hojně se užívají dodnes [1].

V České republice se začátky dentální implantologie datují do padesátých let dvacátého století, kdy většina zákroků byla prováděna tajně proti vůli stomatologické komory Československé republiky. V šedesátých letech nastal útlum a teprve v sedmdesátých letech pokračovali v dentální implantologii na I. stomatologické klinice v Brně, jako materiál využívali ocel, protože titan byl u nás v tehdejší době nedostupný. Až začátkem osmdesátých let začala firma Chirana v Novém Městě na Moravě vyrábět titanové čepelkové implantáty [39]. Kvůli mezinárodní izolaci neměli čeští implantologové možnost získat poznatky od kolegů ze zahraničí a teprve v druhé polovině osmdesátých let začali využívat implantátů keramických. Po roce 1989 náš trh zaplavil sortiment různých typů implantátů, které svou variabilitou a rozmanitostí vytlačily dosud vyráběné implantáty u nás a dentální implantologie se začala rozvíjet na mezinárodní úrovni [1].

## 2.1 Klasifikace implantátů

Během vývoje implantologie bylo vyvinuto několik typů implantátů. Implantáty lze rozdělit podle vztahu k dutině ústní takto:

**Uzavřené implantáty**, které se dříve implantovaly pod alveolární sliznici pomocí magnetických tělísek. Jejich cílem bylo zlepšit držení celkové zubní náhrady. Dnes se již nepoužívají.

**Polouzavřené implantáty**, neboli transdentální, jsou zaváděny přes kořenový kanálek zubu do kosti a jejich používání bylo brzy opuštěno.

**Otevřené implantáty** zahrnují všechny ostatní implantáty. Procházejí přes ústní sliznici a jsou zakotveny v čelistní kosti (odborně enoseální neboli nitrokostní) nebo jsou umístěné na povrch čelistní kosti (subperiostální implantáty) dnes již též neužívané [2].

### 2.1.1 Válcové implantáty

Válcové implantáty jsou v současné době nejpoužívanějšími ze všech. Implantát je rotačně symetrický a má tvar válce, který je zvnějšku opatřen závitem (obr. 2.1), nazývá se šroubový [1]. Podle průměru se dělí do tří skupin:

- implantáty se zmenšeným průměrem  $\leq 3,4$  mm
- implantáty se zvětšeným průměrem  $\geq 4,5$  mm
- implantáty s optimálním průměrem 3,75–4,5 mm [3]



**Obrázek 2.1:** Implantát Brånemark [40]

Žádoucí je zvolit ideální průměr a délku implantátu, což závisí především na stavu chrupu a dostupném objemu kosti. Šířka alveolárního výběžku by se měla rovnat aspoň šířce implantátu plus 1 mm na každé straně implantátu. Výška alveolárního výběžku u horní čelisti musí odpovídat délce implantátu, není zde potřeba zachovat bezpečnou vzdálenost od čelistní dutiny.

Pak při zavádění více implantátů vedle sebe je nutné zachovat bezpečnou vzdálenost 3 mm mezi implantáty. U implantátu zaváděného mezi zuby je nutný odestup 2 mm. Tyto vzdálenosti je potřeba dodržet, aby nedošlo k narušení kostní tkáně [3].

Válcové implantáty jsou velmi citlivé na kvalitu zavedení a dentální hygienu, ale dlouhodobé výsledky jsou vynikající [1].

### 2.1.2 Čepelkové implantáty

Čepelkové implantáty byly poprvé použity Linkowem a jejich název je odvozen od tvaru, který připomíná polovinu podélně rozlomené holicí čepelky (obr. 2.2). Jejich výhodou je zavedení i do poměrně tenkého alveolu a nízká cena, související s potřebou menšího počtu implantátů pro náhradu většího počtu zubů. Svými vlastnostmi sice nekonkurují válcovým implantátům, ale velmi dobře je doplňují [1].



Obrázek 2.2: Čepelkové implantáty [41]

### 2.1.3 Bikortikální implantáty

Méně používanými implantáty patřícími do skupiny šroubových implantátů jsou bikortikální šrouby, které bývají delší než standardní válcové a šroubové implantáty a jejich závit je široký a plochý (obr. 2.3). Hrot implantátu je při zavedení opřen o protější stranu kortikální kostní tkáně čelisti [1].



Obrázek 2.3: Bikortikální implantáty [42]

## 2.2 Materiál a povrch implantátu

Materiálové hledisko patří v dentální implantologii k nejdůležitějším a vyvíjí se od prvních implantačních pokusů. Za celou dobu bylo odzkoušeno široké spektrum materiálů a řada z nich nevyhovovala, jelikož nesplňovaly vysoké nároky, které jsou na ně kvůli biologické snášenlivosti kladeny. Materiály dentálních implantátů by měly být:

- neškodné pro okolní tkáň a celý organismus (nekarcinogenní, neradioaktivní, netoxické)
- biologicky snášenlivé a stabilní (nesmí způsobovat resorpci alveolárního hřebene nebo narušovat metabolismus), tzv. biokompatibilní
- dostatečně pevné [9]

### 2.2.1 Klasifikace materiálů

Vaněk [1] rozdělil materiály z hlediska biokompatibility následovně:

**Biotolerantní materiály** – jsou to materiály tkání biologicky tolerované, ale při vhojení dochází k tzv. fibrointegraci, tedy vzniku silné spojovací vazivové vrstvy mezi kostí a implantátem (slitiny obecných kovů, ušlechtilé kovy).

**Bioinertní materiály** – jsou biologicky neaktivními materiály, tkáň je biologicky plně akceptuje a vhojí se pomocí oseointegrace, viz kap. 2.3 (titan a jeho slitiny, uhlíkové materiály).

**Bioaktivní materiály** – jde o materiály biologicky reaktivní, vlivem fyzikálních a chemických vlastností dochází k fyzikálně-chemickému spojení mezi kostí a implantátem, k tzv. biointegraci (hydroxyapatit).

Ze všech zkoušených materiálů vynikl svými vlastnostmi nejvíce titan. Splňoval všechna kritéria, je lehký ale dostatečně tvrdý a odolný proti korozi. K samotné výrobě implantátů se však chemicky čistý titan nevyužívá, jsou používány tzv. technicky čisté titany obsahující další prvky. Pro zlepšení mechanických vlastností se začaly vyrábět titanové slitiny. Mezi nejznámější a nejpoužívanější patří slitina Ti6Al4V [9].

### 2.2.2 Povrchová úprava

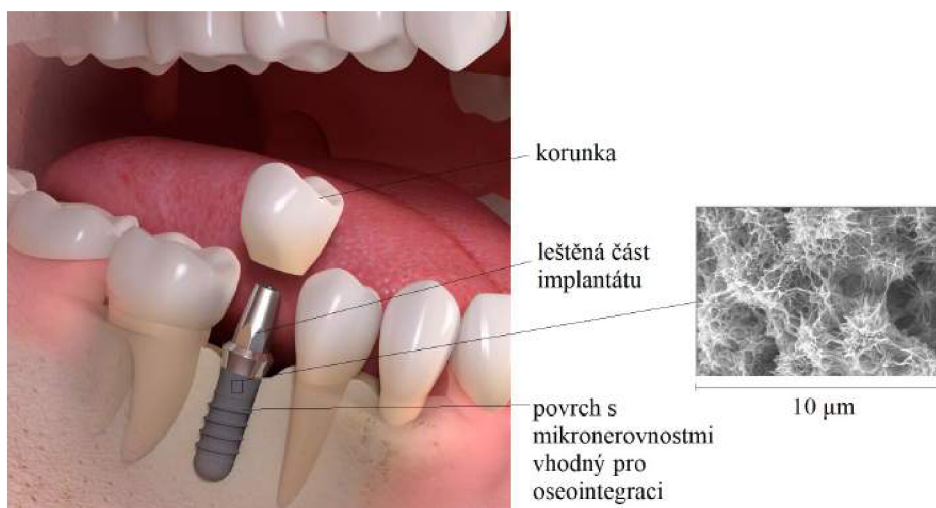
Část implantátu (abutment), která přichází do kontaktu s dutinou ústní, je vždy vysoce leštěná (viz obr. 2.4), protože hladký povrch zabraňuje tvorbě plaku, čímž se snižuje možné riziko infekce [22].

Složitější povrchová úprava je u částí, které se účastní oseointegrace. Pro oseointegraci je vhodný implantát s drsným povrchem a nerovnostmi o rozměru 1–1,5  $\mu\text{m}$  [1].

Při úpravě povrchů volí výrobci mezi dvěma technologiemi: subtraktivní a aditivní.

Subtraktivní úprava je metoda, při které se eliminují mikroskopické částice titanu z implantátu a tím vzniká nepravidelný povrch. Radíme sem leptání kyselinami a pískování. Tyto metody zvětšují povrch implantátu aniž by docházelo k znečištění komerčně čistého titanu přidanými částicemi [3].

Aditivní metoda úpravy povrchu spočívá naopak v nanášení částic jiného materiálu. Tyto metody jsou mnohem složitější kvůli povrchovým oxidům, které znesnadňují nanášení jakéhokoli materiálu na titan. Nejčastěji je nanášena vrstva hydroxyapatitu nebo titanových částic. Problémem je vytvoření biologicky stabilní, čisté a rovnoměrné vrstvy. Drobné napětí, které působí při nanášení na implantát, může způsobit uvolnění povlaku do okolních tkání [3, 9].



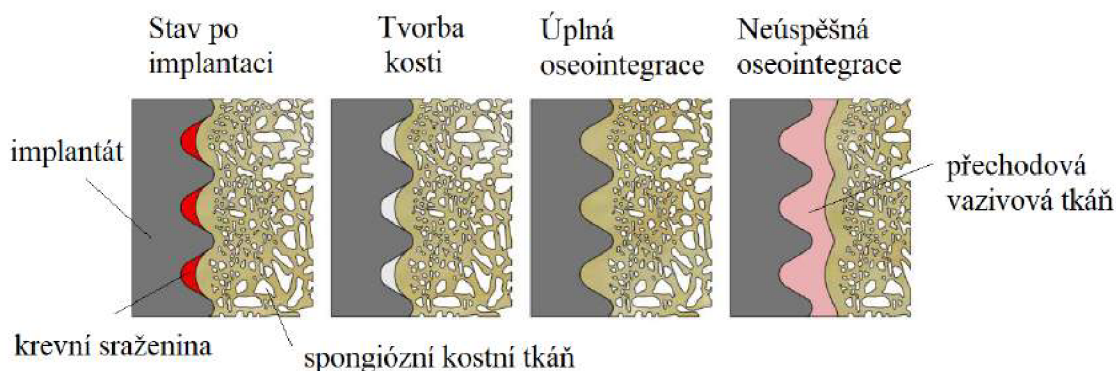
Obrázek 2.4: Povrch implantátu s detailem mikrostruktury [43, 44]

## 2.3 Oseointegrace

Jak už bylo zmíněno v úvodu této kapitoly, princip oseointegrace objevil již v padesátých letech Švéd Brånemark.

Oseointegrací se v dentální implantologii rozumí pevné uchycení implantátu v alveolu bez pojivové tkáně. Implantáty jsou totiž na rozdíl od zubů v kosti oseointegrované a nevzniká mezi nimi a kostí žádná vrstva. Kost roste přímo do implantátu pomocí mikronerovností (viz podkapitola 2.2.2) na povrchu [45].

Kost je tkáň, která je schopna aktivně reagovat na funkční požadavky a se zavedením implantátu se začne novým nárokům postupně přizpůsobovat. Samotná oseointegrace probíhá po dobu několika měsíců, v horní čelisti až šest měsíců. V první fázi po zavedení implantátu je prostor mezi kostí a implantátem vyplněn krevní sraženinou, která je následně nahrazena kostní tkání (obr. 2.5). Je tedy důležité, aby po implantaci docházelo k postupnému zatěžování implantátu [22], aby mohlo dojít k oseointegraci. Vliv na oseointegraci má samozřejmě i kvalita kostní tkáně, životospráva a hygiena [1].



Obrázek 2.5: Průběh oseointegrace [46]

## 2.4 Postup implantace

Před chirurgickou fází implantace je třeba provést důkladné sestavení léčebného plánu, na kterém se podílejí hlavně stomatochirurg a protetik, případně i další odborníci.

Léčebný plán se sestavuje s ohledem na osobnost pacienta, jeho anamnézu, psychologický postoj k zákroku, požadavky na estetické či ekonomické hledisko.

Součástí léčebného plánu je i předoperační analýza, během které je nutné provést zmapování kostní tkáně pomocí rentgenu, případně CT vyšetření, a naplánovat lokalizaci implantátu [47].

Existují dvě varianty zavádění implantátů, buď aplikace implantátu do lože vzniklého po extrakci zubu, nebo častější varianta, kdy se implantát zavádí do zhojené kosti. Otvory po extrakci zubu se nechají v alveolárním hřebenu zarůst kostí, to však značně prodlužuje průběh implantace [9].

### 2.4.1 Chirurgická fáze

Chirurgická fáze implantace se sestává ze dvou částí. V první fázi je odstraněna dásně a v kosti pomocí fréz a vrtáků vytvořeno lože podle tvaru implantátu, kam je poté zaveden. Implantát se po inzerci uzavře krycím šroubem a překryje dásně. Nastává proces oseointegrace.

Ve druhé fázi se pomocí rentgenu zkontroluje oseointegrace, dásně se znovu odkryje a umístí se vhojovací váleček, který během dvou až čtyř týdnů vytvaruje okolní dásně. Místo válečku se pak zavede abutment a implantát je připravený k otisku [1, 3].

### 2.4.2 Protetická fáze

Finální fází implantace je zhotovení zubní náhrady, která pacientovi umožní přijatelnou obnovu funkce i estetiky. Pomocí otisku se přenesou informace na laboratorní model a definitivní náhrada musí přesně odpovídat všem získaným údajům [3]. Zavedený implantát se zubní náhradou je na obrázku 2.6.



Obrázek 2.6: Zavedený implantát s korunkou v horní čelisti [48]

## 2.5 Úskalí implantace do horní čelisti

Úspěšnost zavádění implantátů do horní čelisti je v dnešní době o něco nižší než při zavádění do čelisti dolní, pohybuje se mezi 80–85 % [1].



V současné době se nejčastěji používá klasifikace úspěšnosti zavedení podle Albrektssona, a pokud implantát splňuje následující kritéria, lze považovat implantaci za úspěšnou: implantát musí být klinicky nepohyblivý (je stabilní), nezpůsobovat bolest či pocit cizího tělesa, nesmí být příčinou infekcí a v jeho okolí nesmí docházet ke ztrátě kosti.

Aby posouzení úspěšnosti zavedení bylo objektivní, je nezbytné tato kritéria sledovat minimálně po dobu pěti let [49].

### 2.5.1 Komplikace při zavádění

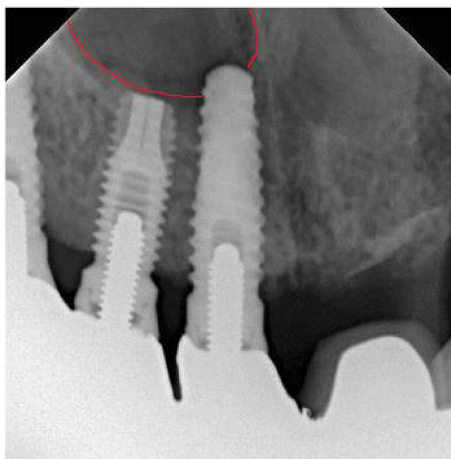
Komplikace při inzerci mohou přijít již během chirurgické fáze. Řadí se sem zalomení nástroje, fraktura alveolárního výběžku, poškození sousedního zubu nebo otevření dutiny nosní či čelistní [47].

Jak už bylo uvedeno v kap. 1.3.1, dno dutiny nosní a čelistní leží těsně nad kořeny zubů.

Zadní část horní čelisti je častým místem implantací, ale bývá spojena s nedostatečným objemem kosti. Podle Mische [22] je adekvátní výška kosti pro implantaci v těchto místech kolem 12 mm. Nedostatek kosti se pak řeší pomocí chirurgického zvětšení kosti, tzv. augmentace (viz kap. 2.5.3).

Otevření dutiny čelistní nejčastěji nastává při snaze o ukotvení bikortikálního implantátu, kdy dojde k perforaci sliznice dutiny. V drtivé většině to ale výsledek implantace neovlivní [1].

Naopak v přední části horní čelisti může dojít k perforaci nosní dutiny (obr. 2.7), čemuž se věnuje Wolff v článku [23]. Pacientka po implantaci začala pozorovat jiné proudění vzduchu v oblasti pravé nosní dírky. Problém byl po domluvě s pacientkou řešen reoperací, kdy se přes dno dutiny nosní implantát zkrátil a sliznice byla vodotěsně zašita.



**Obrázek 2.7:** Perforovaná pravá nosní dírka [50]

Z článku [21], který byl podrobně popsán v kap. 1.3.2, pak vyplývá, že při implantaci do horní čelisti je nutné dbát zvýšené opatrnosti a pečlivě vyhodnotit tloušťku kortikální a spongiózní kostní tkáně.

### 2.5.2 Komplikace po zavedení

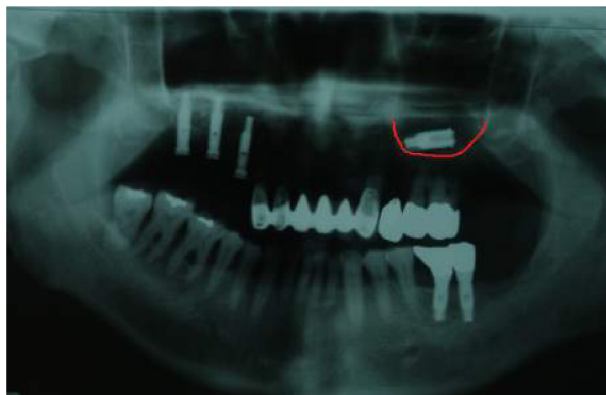
Komplikace po zavedení a zhojení okolní tkáně nejčastěji zahrnují záněty sliznice v okolí implantátu, uvolnění nebo fraktury fixačního šroubu, abutmentu či fixtury [47].

V ojedinělých případech může dojít k uvolnění implantátu do čelistní dutiny (obr. 2.8), což může způsobit vážné komplikace. Nejčastěji dojde k sinusitidě,<sup>1</sup> která může být zanedbána,

<sup>1</sup>Sinusitida je zánětlivé onemocnění vedlejších dutin dýchacích cest, tzv. paranasálních dutin. Obvykle jde o onemocnění infekčního původu [52].

protože jejím hlavním příznakem je bolest hlavy. K uvolnění implantátu dochází z důvodu špatné oseointegrace a změn vnitřního tlaku [25].

K poškození implantátu dochází nejčastěji únavovým procesem, kdy u šroubových implantátů dochází v místě styku abutmentu s násadou ke vzniku únavového lomu [9].



**Obrázek 2.8:** Uvolněný implantát do čelistní dutiny [51]

### 2.5.3 Augmentace

Pro úspěšnou inzerci je nezbytný dostatečný objem kosti v alveolárním výběžku. Tento požadavek však není v mnoha případech splněn. Nejčastěji je objem kosti ovlivněn atrofií alveolárního výběžku nebo příslušnými anatomickými strukturami (u horní čelisti dutinami). Úpravu umožňují tzv. augmentační postupy.

Variant augmentačních postupů je několik. V horní čelisti se využívá řízené regenerace kosti, augmentace volným kostním autotransplantátem, sinus lift nebo rozšíření či rozštěpení kosti [47].

**Řízená regenerace kosti**, při které se zavede membrána tvořící bariéru pro nežádoucí buňky z okolí. Prostor pod membránou je vyplněn vhodným augmentačním materiálem, který je postupně nahrazován novotvořenou kostí.

**Augmentace volným kostním autotransplantátem** se používá k náhradě větších defektů kosti. Kostní štěp se odebírá podle potřebného množství, buď z brady nebo kosti kyčelní. Kostní štěp se pomocí šroubků připevní k povrchu alveolu a implantace pak následuje po 3–4 měsících.

**Sinus lift** neboli elevace spodiny čelistní dutiny. Augmentace probíhá směrem do čelistní dutiny, kdy je prostor spodiny dutiny vyplněn augmentátorem (nejvhodnější je opět kostní štěp).

**Rozšíření kosti** tedy metoda bone spreading je velmi jednoduchá, praktická a minimálně zatěžuje pacienta. Řeší hlavně problém s nekvalitní spongiózní kostní tkání v horní čelisti. Pomocí nástrojů se měkká kost roztlačuje do stran a kondenzuje, což zvyšuje její denzitu.

**Rozštěpení kosti**, metoda bone splitting, se používá při úzkém alveolu v horní čelisti. Alveolární výběžek se rozštípne na dva segmenty a mezi ně se zavede fixtura. Pro řízenou regeneraci se oblast překryje membránou [1].

# 3

## Výpočtové modelování

Na základě výběru metody řešení výpočtovým modelováním bylo nutné vytvořit vhodný výpočtový model pro řešení formulovaného problému. Výpočtový model je vytvořen na 3D úrovni.

### 3.1 Model geometrie

V modelu geometrie jsou obsaženy tři části, a sice kost horní čelisti, implantát a korunka.

#### 3.1.1 Model geometrie horní čelisti

Model geometrie kosti horní čelisti byl získán z CT snímků lidské lebky pomocí, jak automatické, tak manuální segmentace v softwaru STL Model Creator (obr. 3.1), jež byl vyvinut týmem na ÚMTMB a pracuje v programovém prostředí Matlab [53].

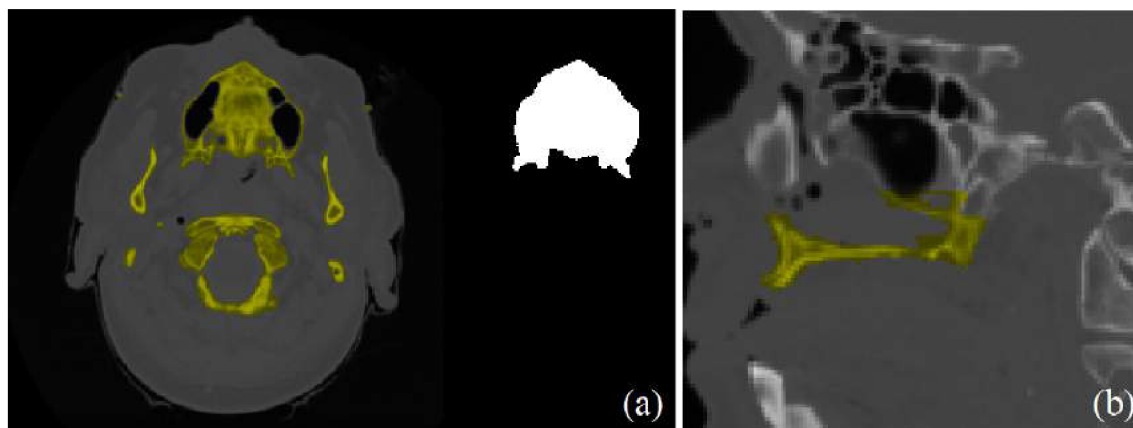
Segmentace spočívala ve vybrání oblastí, které mají stejnou hodnotu CT-čísel (viz obr. 3.2). V případě horní čelisti šlo o kortikální a spongiózní kostní tkáň a vzduch obsažený v čelistních dutinách.



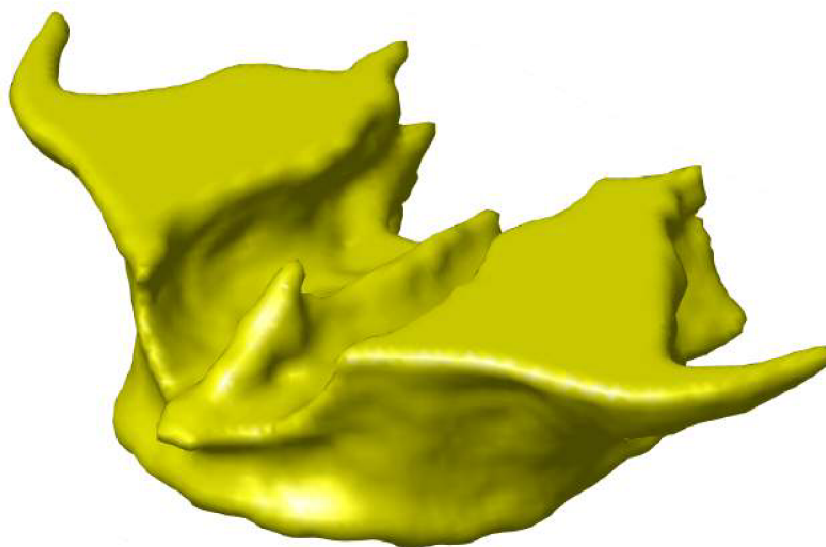
**Obrázek 3.1:** Pracovní prostředí programu STL Model Creator [54] (1) pracovní plocha, (2) načtená data, (3) panel segmentace, (4) nastavení prahování snímků

Ze získaného STL<sup>1</sup> modelu horní čelisti (obr. 3.3) bylo zapotřebí vytvořit plochy a poté objemové těleso. V tomto kroku byl použit program CATIA, jehož licence jsou dostupné na VUT. Z polygonální sítě horní čelisti vytvořené v STL Model Creator byl vygenerován plošný model, ze kterého bylo možné vytvořit objemové těleso.

<sup>1</sup>STL je souborový formát pro ukládání povrchů trojrozměrných objektů [55].



**Obrázek 3.2:** Segmentace horní čelisti (a) transversální řez, (b) sagitální řez



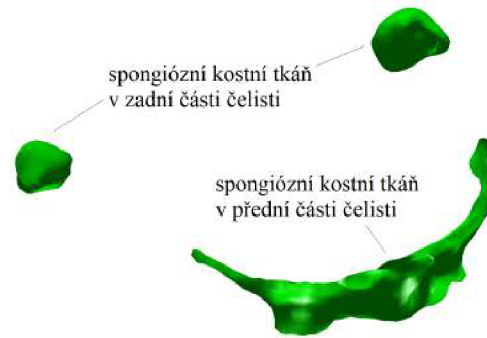
**Obrázek 3.3:** STL model horní čelisti

Stejným postupem byly v STL Model Creatoru segmentovány dutiny a poté z nich vytvořeno objemové těleso.

Objemové geometrie horní čelisti a dutin byly importovány do softwaru Solidworks 2012. Objem dutin byl pomocí Booleovských operací odečten z modelu horní čelisti a tím byly vytvořeny dutiny v modelu geometrie horní čelisti.

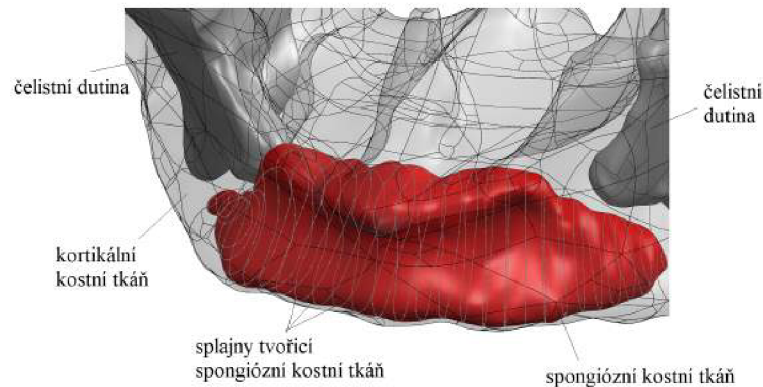
#### **Model geometrie spongiózní kostní tkáně**

Z důvodu nekvalitních CT snímků byla vytvořená spongiózní kostní tkáň v přední části čelisti málo objemná (viz obr. 3.4) a bylo zapotřebí vytvořit objem spongiózní kostní tkáně obklopený tenkou vrstvou (průměrně 0,25 mm) kortikální kostní tkáně [21].



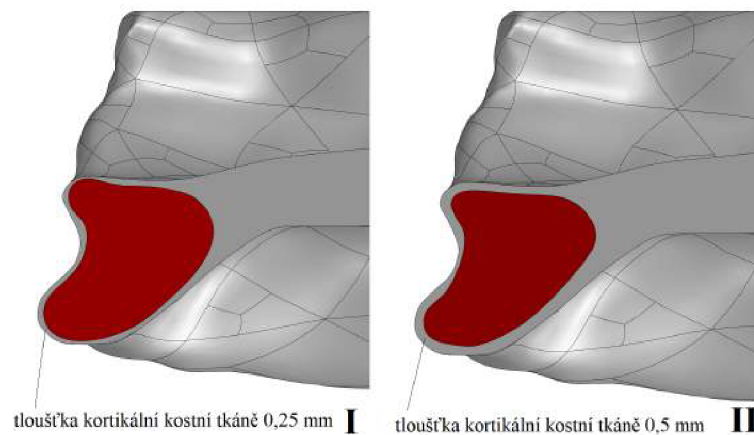
**Obrázek 3.4:** STL model spongiózní kostní tkáně

Spongiózní kostní tkáň byla vytvořena pomocí 2D křivek, které byly příkazem „*Spojit profily*“ spojeny do objemu (obr. 3.5) v softwaru Solidworks.

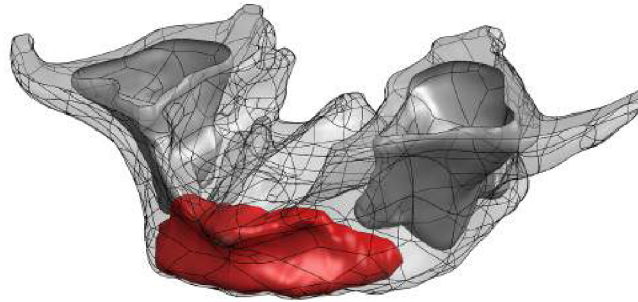


**Obrázek 3.5:** Křivky tvořící model spongiózní kostní tkáně

V práci je posouzen vliv tloušťky kortikální kostní tkáně na stabilitu zavedeného implantátu. Byly tedy vytvořeny dvě varianty spongiózní kostní tkáně (vznikla tloušťka kortikální kostní tkáně 0,25 mm – označení *I* a 0,5 mm – označení *II*), které jsou na obrázku 3.6. Celý model geometrie horní čelisti je na obrázku 3.7.



**Obrázek 3.6:** Dvě varianty spongiózní kostní tkáně, řez je v místě zavedení implantátu



**Obrázek 3.7:** Model geometrie horní čelisti s čelistními dutinami a spongiózní kostní tkání

### 3.1.2 Model geometrie implantátu

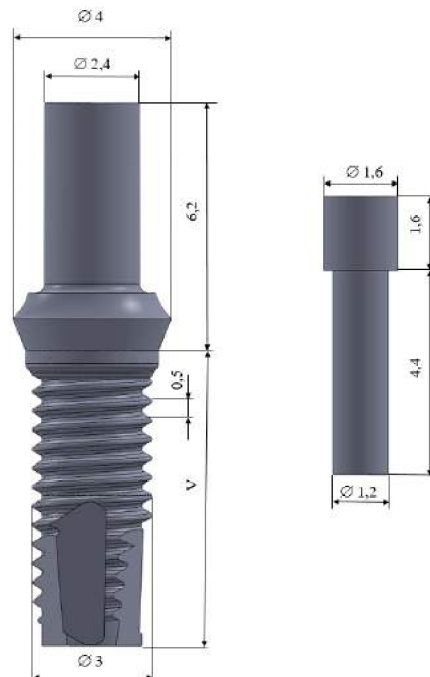
Trojrozměrný model geometrie dentálního implantátu včetně abutmentu a fixačního šroubu byl vytvořen v programu Solidworks 2012 a jeho rozměry a geometrie byly získány oměřením skutečného implantátu na ÚMTMB. V programu byly pro modelování využity standardní funkce, které má tento software k dispozici.

Rozměry zhotoveného implantátu byly poté upraveny tak, aby vyhovovaly modelu geometrie čelisti získané z CT snímků.

V práci jsou vytvořené čtyři varianty implantátu (označení *A–D*), které jsou na obr. 3.10.

Tři varianty jsou implantáty o stejném průměru, ale odlišují se v délce (označení *A–C*). Jejich geometrie je zobrazena na obrázku 3.8 a rozměry *V* jsou uvedeny v tabulce 3.1. Podle dělení [3] jde o implantáty se zmenšeným průměrem.

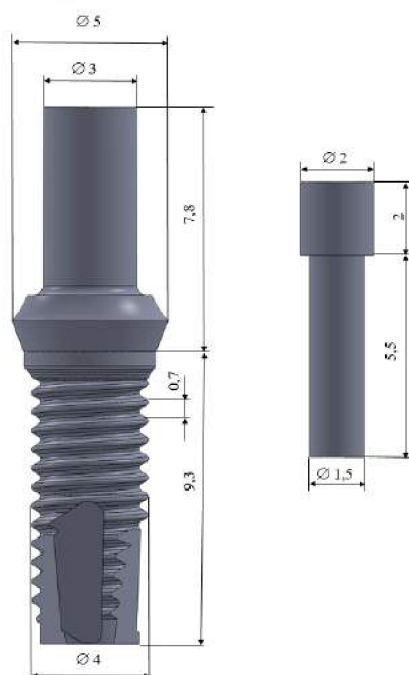
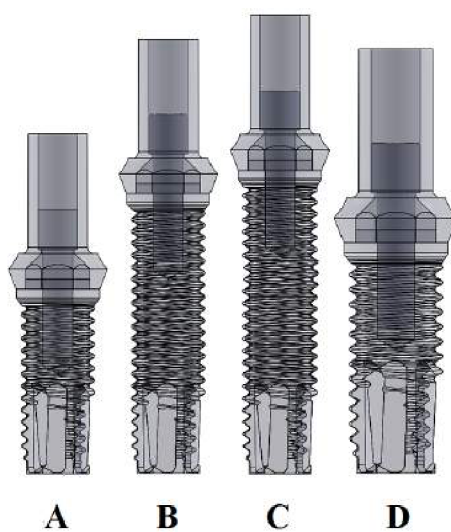
Čtvrtá varianta (označení *D*) je implantát obdobné geometrie jako varianta *A*, ale je delší a má větší průměr. Jeho rozměry jsou uvedeny na obrázku 3.9 a svým průměrem odpovídá implantátům s optimálním průměrem [3].



**Obrázek 3.8:** Model geometrie implantátu [mm] – varianty *A–C*

Tabulka 3.1: Varianty implantátu odlišené délkou

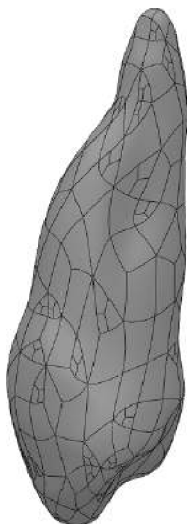
varianta	rozměr $V$ [mm]
A	7,4
B	11,4
C	12,4

Obrázek 3.9: Model geometrie implantátu [mm] – varianta  $D$ 

Obrázek 3.10: Varianty dentálních implantátů (A – délka 7,4 mm; B – délka 11,4 mm; C – délka 12,4 mm; D – 9,3 mm)

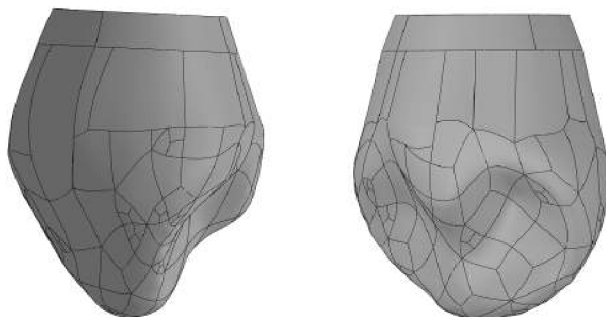
### 3.1.3 Model geometrie korunky

Pro tvorbu korunky byl využit volně dostupný STL model zubu (viz obr. 3.11) z [53]. Postupem stejným jako u tvorby modelu horní čelisti byl převeden na objemové těleso.



Obrázek 3.11: Model geometrie zubu

Ze získaného modelu zubu byly vytvořeny korunky (obr. 3.12), které mají upravenou geometrii tak, aby pasovaly na již vytvořené modely geometrie implantátů (odlišují se pouze velikostí).



Obrázek 3.12: Model geometrie korunky

### 3.1.4 Varianty modelů geometrie

Výše je popsána tvorba jednotlivých dílů, ze kterých bylo možné vytvořit soustavu korunka – implantát – horní čelist.

V práci je posouzen vliv tloušťky kortikální kostní tkáně na zavedený implantát, takže všechny varianty implantátu *A–D* byly zavedeny do obou variant (*I, II*) modelů geometrie horní čelisti.

Varianta implantátu *A* byla zavedena do spongiózní kostní tkáně a v oblasti alveolárního výběžku byla opřena o kortikální kostní tkáň horní čelisti (obr. 3.13). Aby mohl být posouzen vliv



kortikální kostní tkáň na umístění implantát, byla vytvořena varianta  $IA_{spong}$ , kdy nedochází k interakci implantátu (části se závitem) s kortikální kostní tkání.

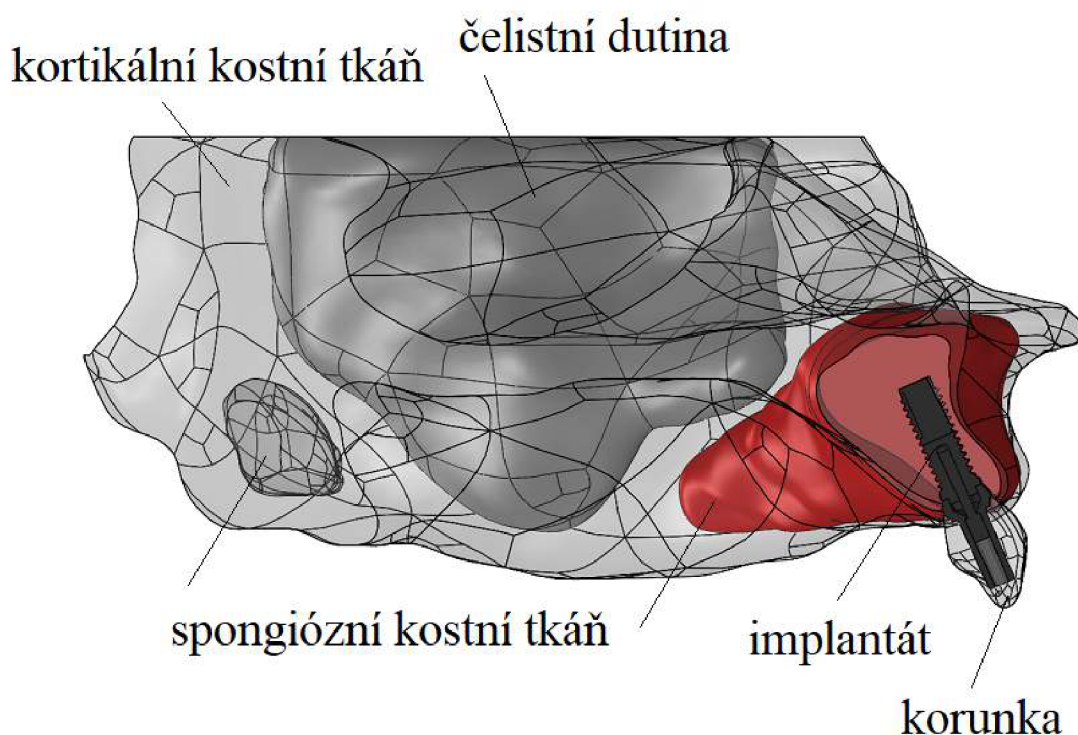
Z důvodu posouzení velikosti zavedeného implantátu na jeho stabilitu byla vytvořená varianta implantátu  $D$  zavedena stejným způsobem do horní čelisti jako varianta  $A$ .

Varianta implantátu  $B$  byla umístěna tak, aby byl implantát opřený o kortikální kostní tkáň i v bazální části čelisti. Jde tedy o implantát zavedený bikortikálně (obr. 3.14).

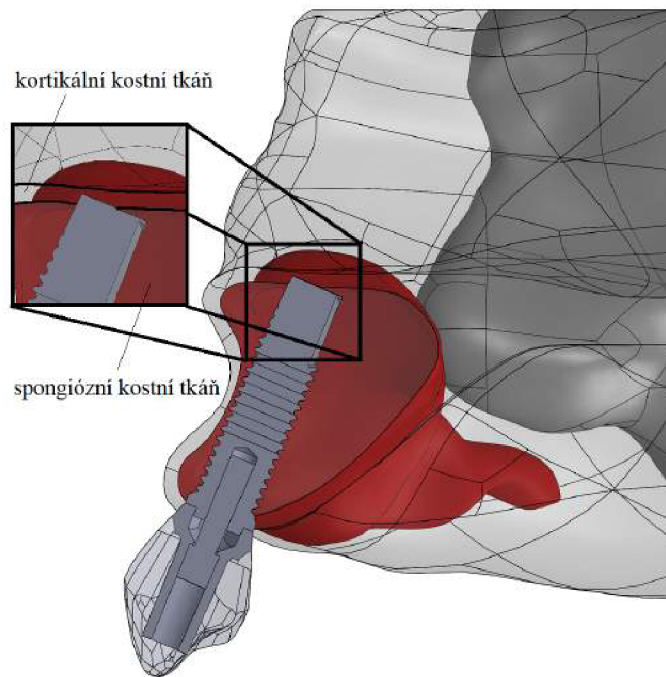
Varianta implantátu  $C$  simuluje komplikaci při zavádění bikortikálního implantátu v oblasti přední části čelisti, kdy může dojít k perforaci nosní dutiny. Implantát je zavedený tak, že vystupuje v bazální části čelisti z kortikální kostní tkáň (obr. 3.15) do nosní dutiny.

Celkem bylo vytvořeno devět variant modelů geometrie řešené soustavy ( $IA$ ,  $IB$ ,  $IC$ ,  $ID$ ,  $IIA$ ,  $IIB$ ,  $IIC$ ,  $IID$ ,  $IA_{spong}$ ). Jejich přehled je na obrázku 3.16. Implantát je ve všech variantách zaveden do alveolárního výběžku v oblasti řezáků.

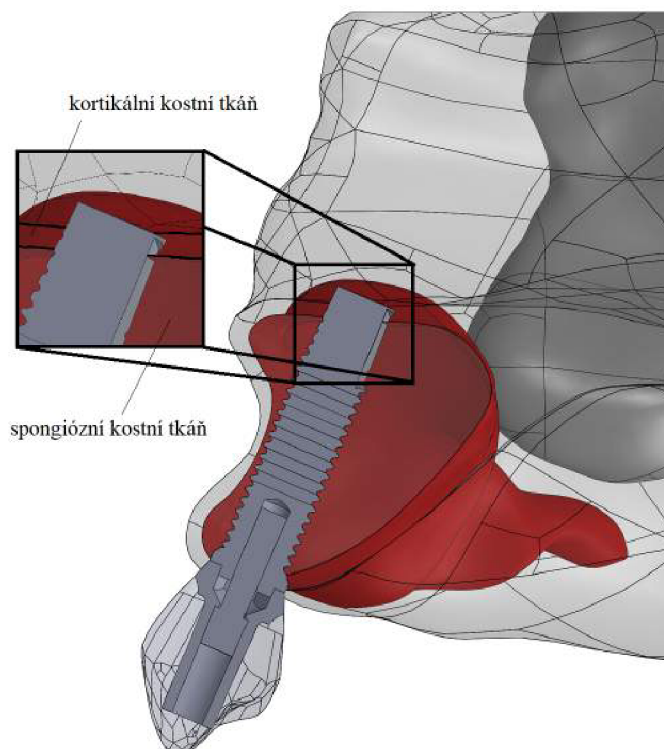
Vytvořené modely geometrie byly importovány do výpočtového softwaru Ansys 17.2 do rozhraní Workbench. Převedení proběhlo pomocí formátu Parasolid (\*.x.t).



**Obrázek 3.13:** Řez modelem geometrie implantátu zavedeného v horní čelisti (varianta  $IA_{spong}$ )



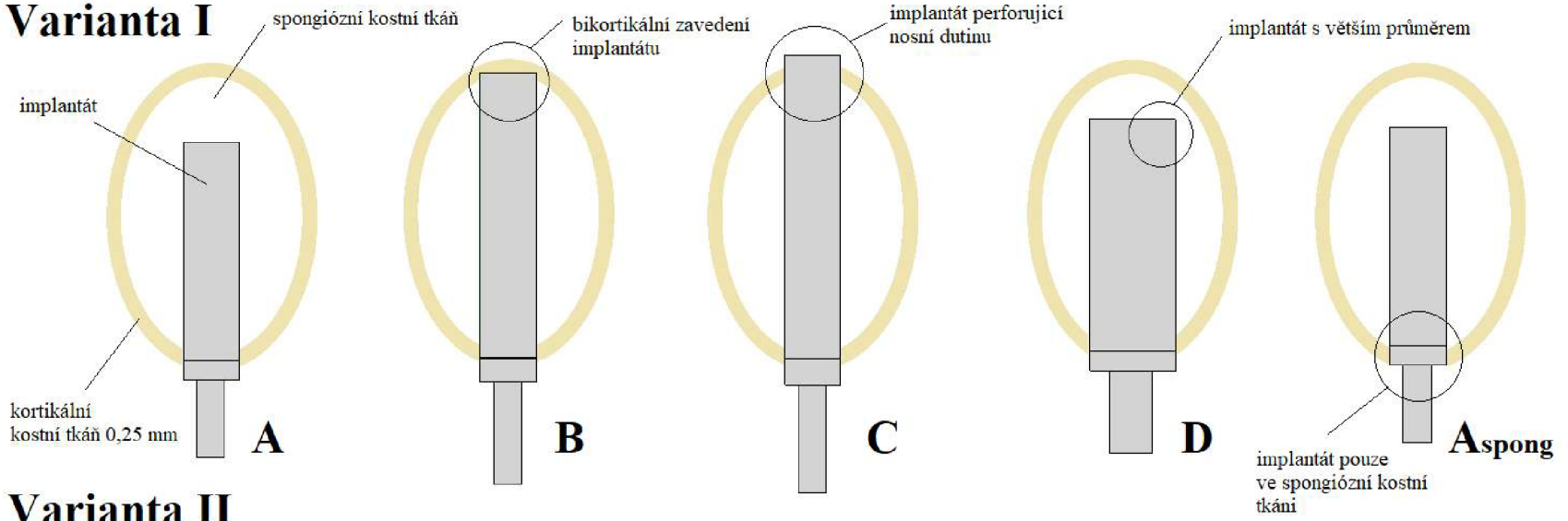
**Obrázek 3.14:** Řez modelem geometrie implantátu bikortikálně zavedeného v horní čelisti (varianta *IIB*)



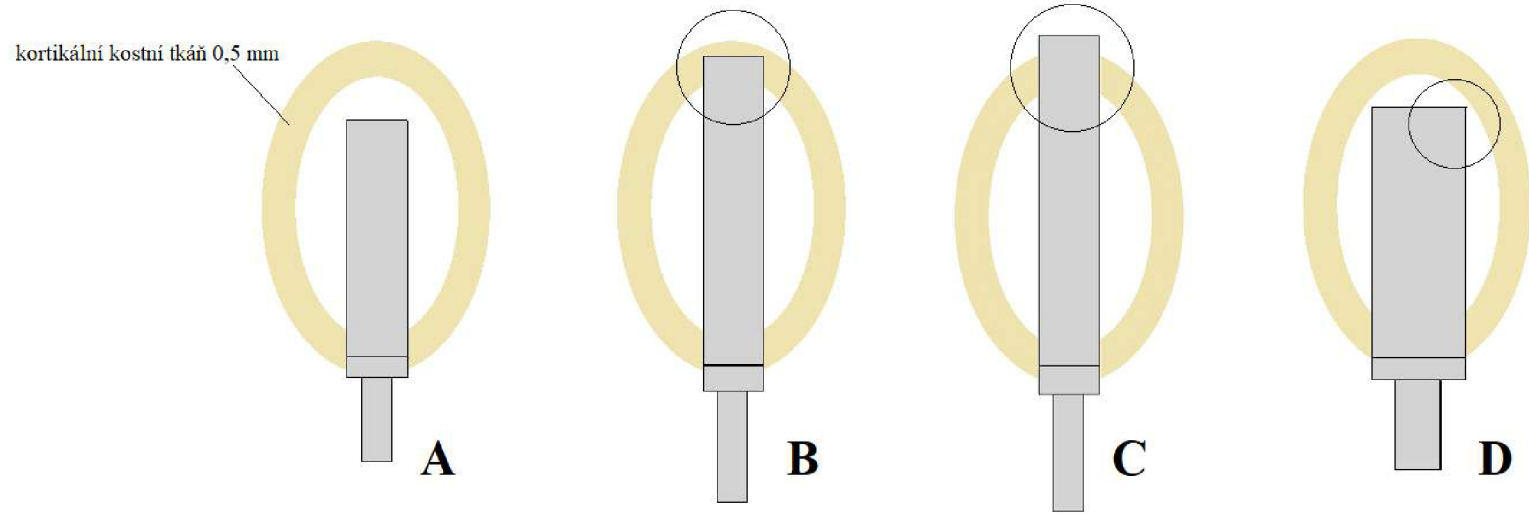
**Obrázek 3.15:** Řez modelem geometrie implantátu zavedeného v horní čelisti perforující nosní dutinu (varianta *IIC*)

Obrázek 3.16: Schematické značení jednotlivých modelů geometrie

### Varianta I



### Varianta II



## 3.2 Model materiálu

Pro řešení byl zvolen pro všechny materiály homogenní izotropní lineárně pružný model materiálu, který je definovaný dvěma materiálovými charakteristikami: Youngovým modulem pružnosti  $E$  [MPa] a Poissonovým poměrem  $\mu$  [-]. Tento model se nejčastěji vyskytuje při řešení obdobných problémů v literatuře, jak bude popsáno níže.

### 3.2.1 Model materiálu kostní tkáně

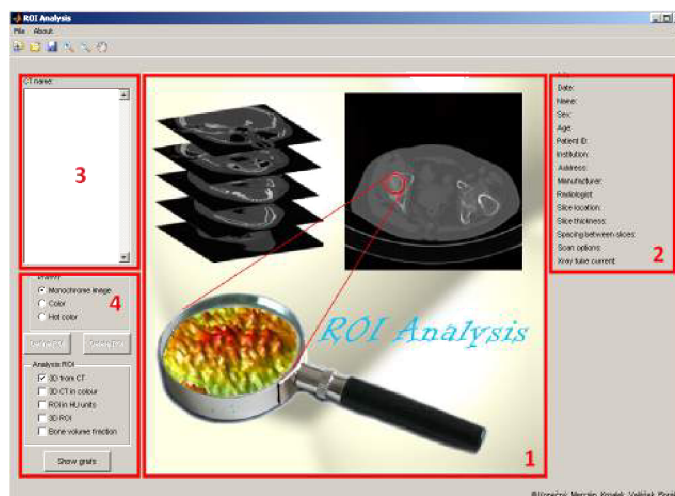
Určení mechanických vlastností kostních tkání je komplikované a jsou pro kortikální a spongiózní kostní tkáň odlišné [56], protože je to živá tkáň. Jejich hodnoty jsou také závislé na stáří jedince a hustotě kostní tkáně.

U kortikální kostní tkáně byly materiálové charakteristiky zvoleny z literatury. Hodnoty jsou uvedeny v tabulce 3.2.

**Tabulka 3.2:** Materiálové charakteristiky kortikální kostní tkáně [17]

	$E$ [MPa]	$\mu$ [-]
kortikální kostní tkáň	13 700	0,3

Pro získání mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně byl využit software ROI Analysis (obr. 3.17), který stejně jako STL Model Creator pracuje v programovém prostředí Matlab a byl vytvořen na ÚMTMB [53].

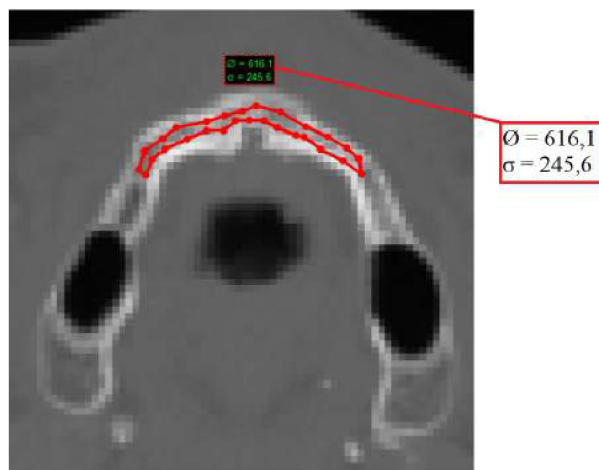


**Obrázek 3.17:** Pracovní prostředí programu ROI Analysis [57] (1) pracovní plocha, (2) informace o snímku, (3) načtené CT snímky, (4) nástroje

Jako bylo možné z CT snímků získat STL model, je možné z CT snímků získat materiálové charakteristiky [9]. Na CT snímku je hodnota pixelu reprezentována rozdílnou intenzitou šedé barvy, přičemž lidské oko jen velmi obtížně rozezná rozdíly mezi jednotlivými intenzitami barev pixelů.

Software zobrazuje tkáň v Hounsfieldových jednotkách (viz kap. 1.3.2) a umožňuje kvantitativně porovnávat vybrané oblasti z CT snímků a především určit hustotu kostní tkáně.

Na následujícím obrázku 3.18 lze vidět výběr oblasti a v rámečku aritmetický průměr HU jednotek spolu se směrodatnou odchylkou dané analyzované oblasti.



**Obrázek 3.18:** Vybraná analyzovaná oblast na CT snímku s průměrnou hodnotou HU a směrodatnou odchylkou

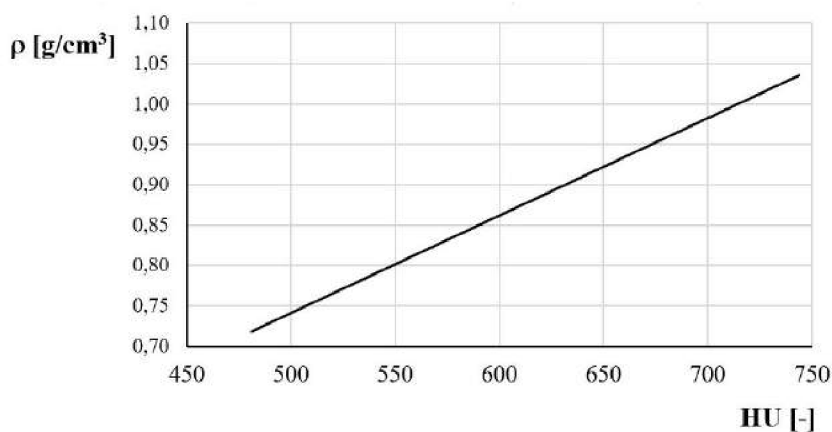
Analýza byla provedena na osmi CT snímcích. Získané hodnoty a jejich přepočty pomocí korelačních vztahů 3.1 a 3.2 na hustotu a Youngův modul pružnosti jsou uvedeny v tabulce 3.3. Pro určení Youngova modulu pružnosti  $E$  jako izotropního materiálu byl využit aritmetický průměr těchto hodnot [56]. Závislost hustoty a Youngova modulu pružnosti na naměřených Hounsfieldových jednotkách je v grafu na obrázcích 3.19 a 3.20.

**Tabulka 3.3:** Získané hodnoty z analýzy CT snímků

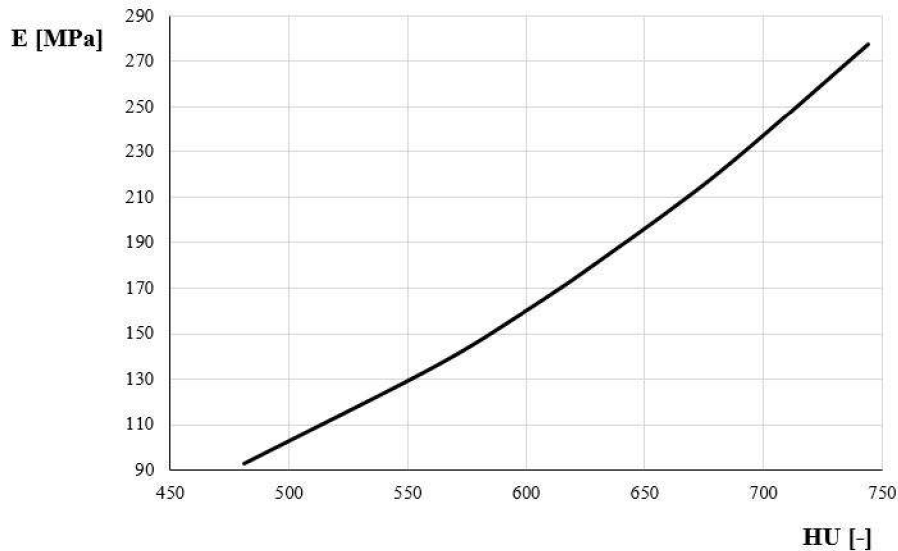
snímek	1	2	3	4	5	6	7	8	$\phi$ hodnoty
HU [-]	481,2	616,1	660,5	620,1	560,7	597,8	690,4	744	621,35
$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	0,7188	0,8814	0,9349	0,8862	0,8146	0,8593	0,9709	1,0355	0,8877
$E$ [MPa]	92,9	171,2	204,3	174	135,2	158,7	228,8	277,6	174,9

$$\rho = 1,205 \cdot \text{HU} + 139 \cdot 1000 = 1,205 \cdot 174,9 + 139 = 0,8877 \text{ g/cm}^3 \quad [56] \quad (3.1)$$

$$E = 2,349 \cdot \rho^{2,15} = 2,349 \cdot 0,8877^{2,15} = 174,9 \text{ MPa} \quad [56] \quad (3.2)$$



**Obrázek 3.19:** Graf závislosti hustoty kostní tkáně na Hounsfieldových jednotkách



**Obrázek 3.20:** Graf závislosti Youngova modulu pružnosti na Hounsfieldových jednotkách

Z předchozích výpočtů byl určen Youngův modul pružnosti z CT snímků horní čelisti. Na základě těchto výpočtů byla vybrána jeho hodnota a Poissonův poměr byl získán z literatury [17], hodnoty jsou uvedeny v tabulce 3.4.

**Tabulka 3.4:** Materiálové charakteristiky spongiózní kostní tkáň

	$E$ [MPa]	$\mu$ [-]
spongiózní kostní tkáň	200	0,3

### 3.2.2 Model materiálu implantátu

Materiál, který je nejvhodnější na výrobu dentálních implantátů, je popsán v kapitole 2.2.

Ze všech materiálů, které se zkoušely používat pro výrobu implantátů, splňoval všechna kritéria titan. Nejčastěji se implantáty vyrábějí z jeho slitin. Slitina titanu byla použita i pro výpočtové modelování řešeného problému.

Materiálové charakteristiky jsou uvedeny v tabulce 3.5.

**Tabulka 3.5:** Materiálové charakteristiky slitiny titanu [17]

	$E$ [MPa]	$\mu$ [-]
slitina titanu	110 000	0,34

### 3.2.3 Model materiálu korunky

Druhů korunek se vyrábí celá řada z různých materiálů. Mezi nejčastějšími materiály jsou slitiny kovů, drahých kovů, akrylátové pryskyřice a v dnešní době nejčastěji keramické hmoty.

Stejně jako je velké množství materiálů, tak se vyrábí i velké množství typů korunek. Často se využívá kombinace kovu a nekovového materiálů. Nejoblíbenější korunkou se však stala celokeramická korunka, která splňuje jak funkční, tak estetickou úlohu.

Keramika je materiál, na který dosud nebyla popsána alergická reakce a individuálně ho lze přizpůsobit odstínu vlastních zubů [58, 59].

V řešeném problému byla zvolena celokeramická korunka. Youngův modul pružnosti a Poissonův poměr jsou uvedeny v tabulce 3.6.

**Tabulka 3.6:** Materiálové charakteristiky biokeramiky [60]

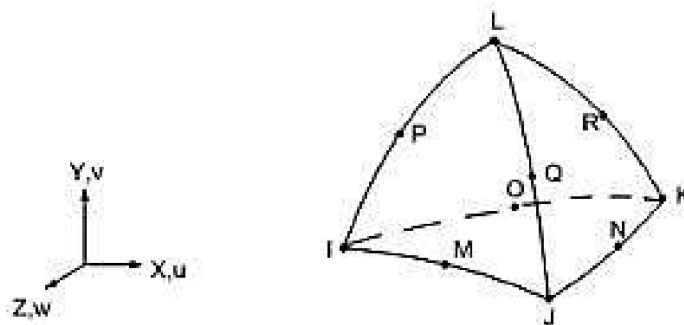
	$E$ [MPa]	$\mu$ [-]
biokeramika	100 000	0,25

### 3.3 Diskretizovaný model geometrie

Diskretizování modelu geometrie bylo provedeno v softwaru Ansys 17.2 v prostředí Workbench. V této podkapitole jsou popsány kroky při tvorbě konečnoprvkové sítě jednotlivých modelů geometrie.

#### 3.3.1 Použité prvky

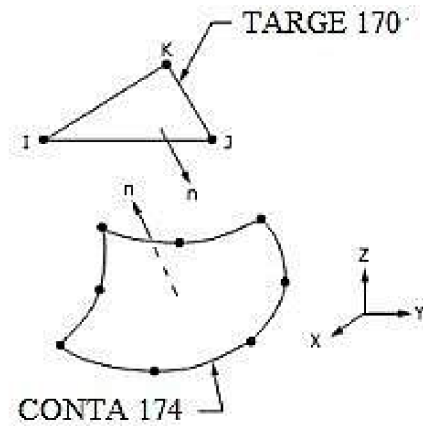
**SOLID 187** Jde o kvadratický prvek pro trojrozměrné modelování tvaru čtyřstěnu (obr. 3.21). Prvek je vhodný pro vyplnění nepravidelných tvarů bez větších ztrát přesnosti, proto je vhodné ho použít pro modely se zakřivenými plochami. Každý prvek je definovaný deseti uzly (I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R) se třemi stupni volnosti – UX, UY, UZ, které dovolují posuvy v osách  $x$ ,  $y$  a  $z$  [61].



**Obrázek 3.21:** Prvek SOLID 187 [61]

**TARGE 170** Tento typ prvku se využívá u kontaktních úloh a je vhodný pro 3D úlohy. Je to jeden z dvojice kontaktních prvků (obr. 3.22), které pokrývají hlavní objemové prvky na kontaktních plochách [62].

**CONTA 174** Druhý z dvojice kontaktních prvků, který je vhodný pro 3D plochy. Je vhodný na deformovatelnou plochu a přiřazuje se na povrch solid a shell prvků [63].



Obrázek 3.22: Prvky TARGE 170 a CONTA 174 [62]

### 3.3.2 Nastavení diskretizované sítě

Při vytváření globální sítě nebylo potřeba použít tak jemnou síť, proto byla velikost prvku nastavena na 5 mm a na plochách v okolí implantátu síť zjemněna. Dále byla síť zjemněna v místech kontaktů a místech, kde docházelo ke koncentracím napětí.

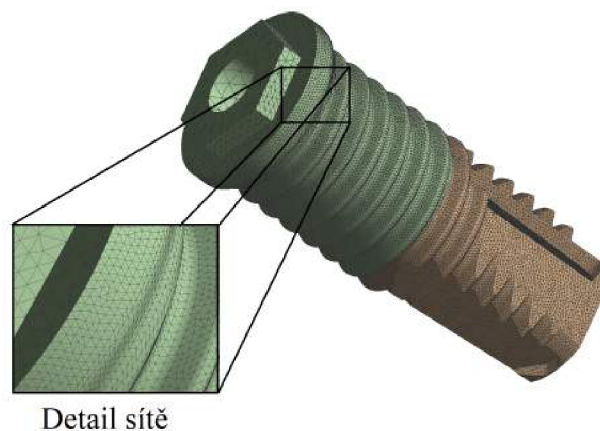
V Ansys 17.2 Workbench je defaultně nastavena metoda tvorby sítě „Automatic“ (metoda se volí v záložce „Mesh“ – „Insert“ – „Method“), která byla využita i při řešení tohoto problému. Využitím této metody program sám zvolil nejvhodnější prvky pro tvorbu sítě, tedy SOLID 187.

Celkové počty uzlů a prvků jednotlivých variant jsou uvedeny v tabulce 3.7. Jejich počet byl volen i s ohledem na časovou náročnost řešení.

Na následujících obrázcích je zobrazena síť varianty IA.

#### Implantát

Pro plochy implantátu, které jsou v přímém kontaktu s kostní tkání, byla nastavena velikost prvku 0,06 mm. Na plochách, kde dochází ke kontaktu s abutmentem, na kterém je nasazena korunka, byla nastavena velikost prvku 0,15 mm a na zbylé plochy implantátu velikost prvku 0,3 mm. Síť je zobrazena na obrázku 3.23.

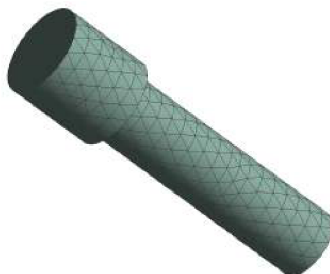


Obrázek 3.23: Diskretizovaný model geometrie implantátu



### Fixační šroub

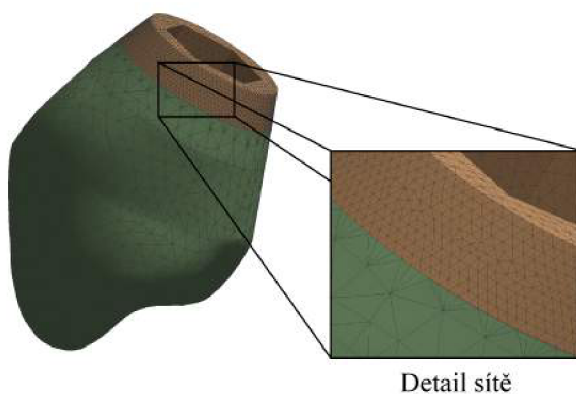
Na plochy diskretizovaného modelu fixačního šroubu byla nastavena velikost prvku 0,3 mm. Síť je zobrazena na obrázku 3.24.



**Obrázek 3.24:** Diskretizovaný model geometrie fixačního šroubu

### Korunka nasazená na abutmentu

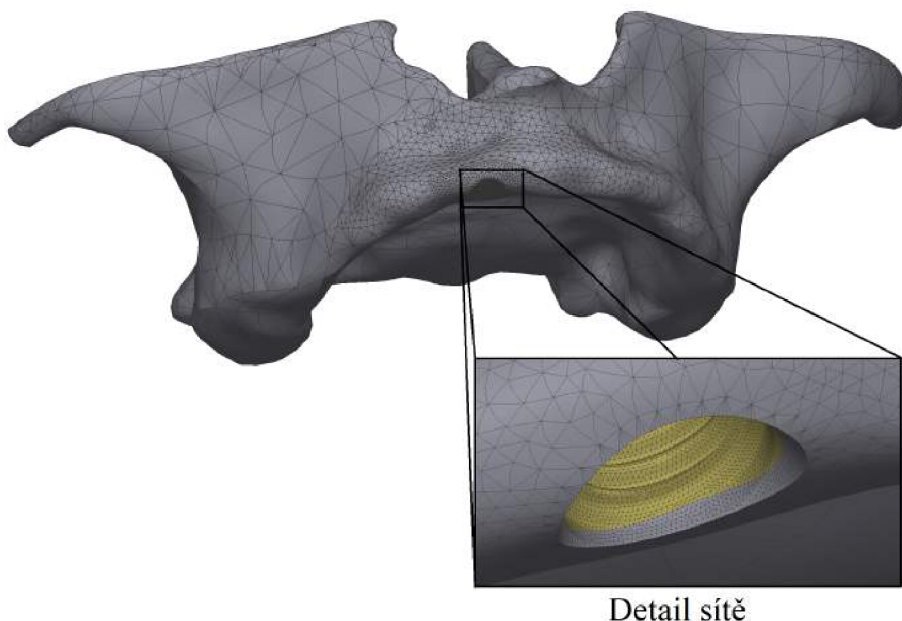
Velikost prvků na plochách korunky byla nastavena na 0,4 mm. Plochy abutmentu, které tvoří kontakt s kostní tkání, byly nastaveny na velikost prvku 0,1 mm a plochy, které jsou v kontaktu s implantátem, byly nastaveny na 0,15 mm. Síť je zobrazena na obrázku 3.25.



**Obrázek 3.25:** Diskretizovaný model geometrie korunky nasazené na abutmentu

### Kost

Plochy kostní tkáně, které jsou v kontaktu se závitem implantátu, byly diskretizovány sítí o velikosti prvku 0,08 mm. Plochy v okolí implantátu pak jsou tvořeny prvky o velikosti 0,4 mm a vzdálenější okolní prvky o velikosti 1 mm. Síť je zobrazena na obrázku 3.26.



**Obrázek 3.26:** Diskretizovaný model geometrie horní čelisti

Celkový počet uzlů a prvků jednotlivých variant je uveden v tabulce 3.7.

**Tabulka 3.7:** Počet uzlů a prvků jednotlivých variant

varianta	počet uzlů	počet prvků
IA	537 913	320 795
IB	967 403	606 218
IC	1 064 664	670 482
ID	837 861	501 290
IA <sub>spong</sub>	571 710	341 774
IIA	569 993	345 049
IIB	961 883	601 103
IIC	1 053 920	661 903
IID	843 607	505 292

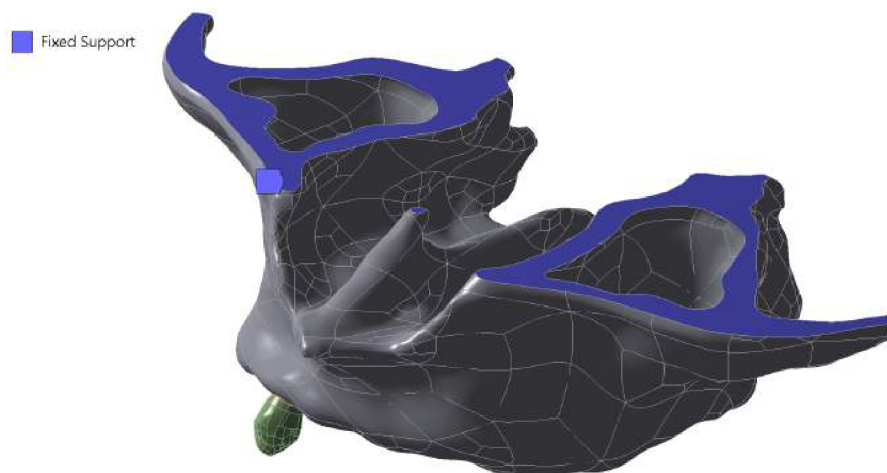
Model čelisti bez části spongiózní kostní tkáně, ve které je implantát zavedený, tvoří pouze 5–8 % (záleží na variantě) z celkového počtu uzlů diskretizovaného modelu geometrie. Z tohoto důvodu nebylo nutné řešit problém pouze na segmentu horní čelisti s implantátem. Počet uzlů, o který by se celkový počet snížil, by neměl vliv na výpočetní čas.

V průběhu tvorby sítě byla provedena citlivostní analýza vlivu velikosti prvku sítě na získané výsledky a prezentovaná síť byla vyhodnocena jako dostačující.

### 3.4 Model vazeb

Pro provedení výpočtu v softwaru Ansys 17.2 je nutné, aby řešená soustava byla vázána v prostoru. Je tedy nutné ji vymezením jako celek, soustava čelist – implantát – korunka. Vymezení jednotlivých těles vůči sobě je definováno pomocí kontaktů popsaných níže. Nutná a postačující předepsaná okrajová podmínka pro soustavu jako celek, aby se nemohla pohybovat v prostoru,

byla definována na horních plochách čelisti příkazem „*Fixed Support*“ (obr. 3.27) . Touto okrajovou podmínkou byly zamezeny posuvy i rotace ve všech směrech. Je tedy simulováno spojení s lebkou a není tímto zamezením ovlivněn průběh deformací a napjatosti v pozorovaných oblastech.



**Obrázek 3.27:** Okrajové podmínky na řešené soustavě

### 3.4.1 Bonded

Jde o typ spojení, které spojí součásti, jež jsou v něm definované. U všech spojení tohoto typu byl parametr „*Formulation*“ nastaven na hodnotu „*MPC*“, což znamená, že k propojení dojde ve více bodech (prvky ve spojení nemají svoje stupně volnosti) a je zaručena jeho vyšší tuhost [64]. Toto nastavení výrazně urychlí výpočet. V řešeném problému je pomocí něj simulován oseointegrovaný implantát v kostní tkáni, připevnění korunky k abutmentu a šroubové spojení fixačního šroubu s implantátem.

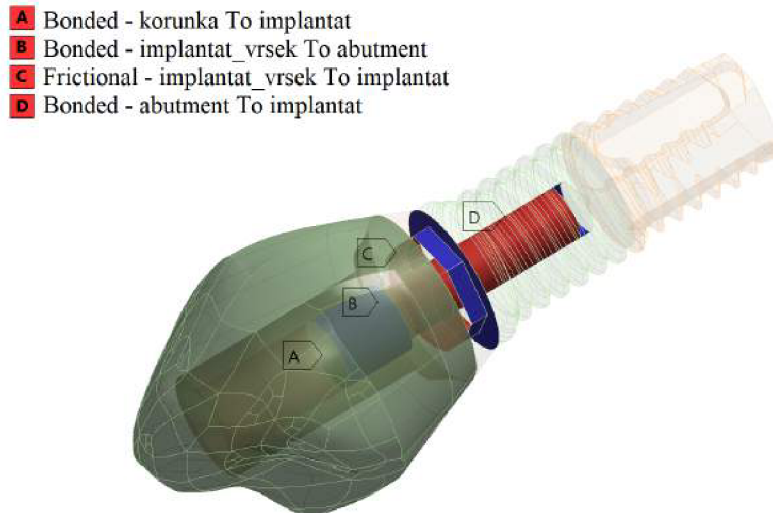
### 3.4.2 Frictional

Typ kontaktu, u kterého je nutné zadat hodnotu tření. Koeficient mezi částmi implantátu, tedy tření mezi slitinami titanu, byl nastaven na hodnotu 0,36 [65]. Koeficient tření mezi kostní tkání a slitinou titanu experimentálně zjistil Mischler a Pax [66] a dospěli k hodnotě 0,34. Koeficient tření mezi implantátem a kostní tkání 0,2 byl zvolen z důvodu délky výpočetního času, který se o 30 % zkrátil, a rozdíl hodnot napětí a přetvoření dosahuje maximálně 0,3 %. Dále bylo ve všech kontaktech tohoto typu nastaveno „*Update Stiffness*“ na „*Each Iteration, Aggressive*“, což dovolí větší rozsah hodnot tuhosti. „*Interface Treatment*“ byl nastaven na hodnotu „*Adjust to Touch*“, kdy si program sám určí posunutí pro uzavření mezery v kontaktu [64].

### 3.4.3 Stádia oseointegrace

V práci je posouzen vliv oseointegrace na deformačně-napěťové stavy, proto pro řešenou soustavu byly provedeny tři různá definování kontaktů reprezentující stádia oseointegrace mezi implantátem a kostní tkání.

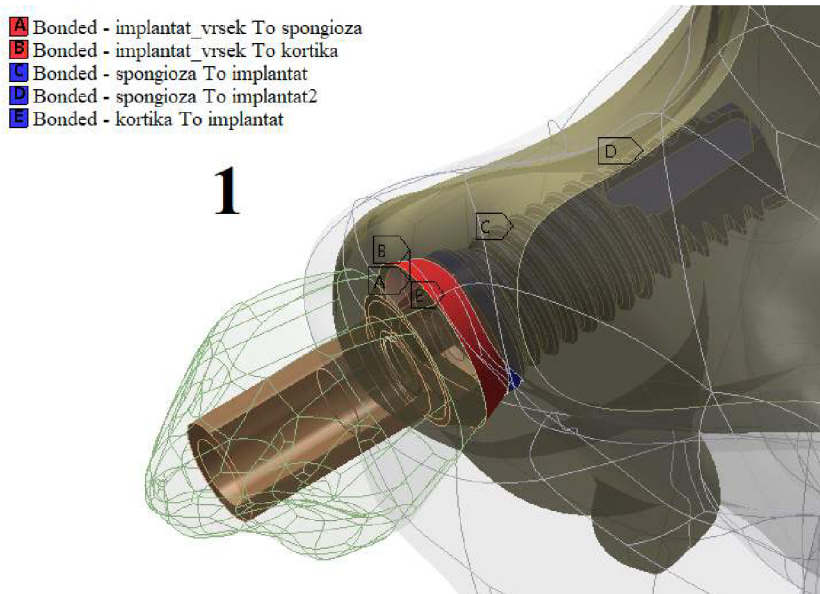
Na obrázku 3.28 jsou kontakty a spojení mezi částmi implantátu, které jsou ve všech výpočtových modelech stejné.



Obrázek 3.28: Kontakty mezi částmi implantátu a korunou

### Stádium oseointegrace 1

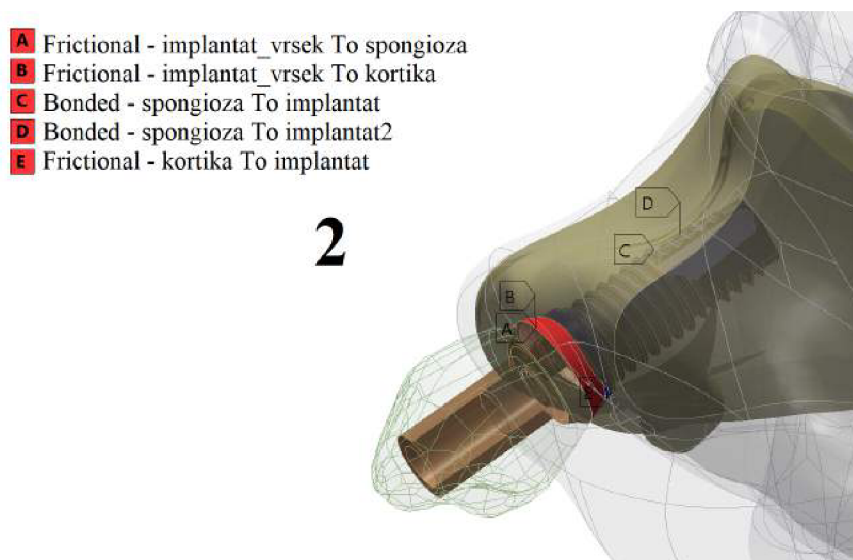
První stádium oseointegrace je implantát, který je přirostlý, jak ke spongiózní kostní tkáni, tak ke kortikální kostní tkáni (obr. 3.29).



Obrázek 3.29: Spojení „Bonded“ mezi implantátem a kostní tkání

### Stádium oseointegrace 2

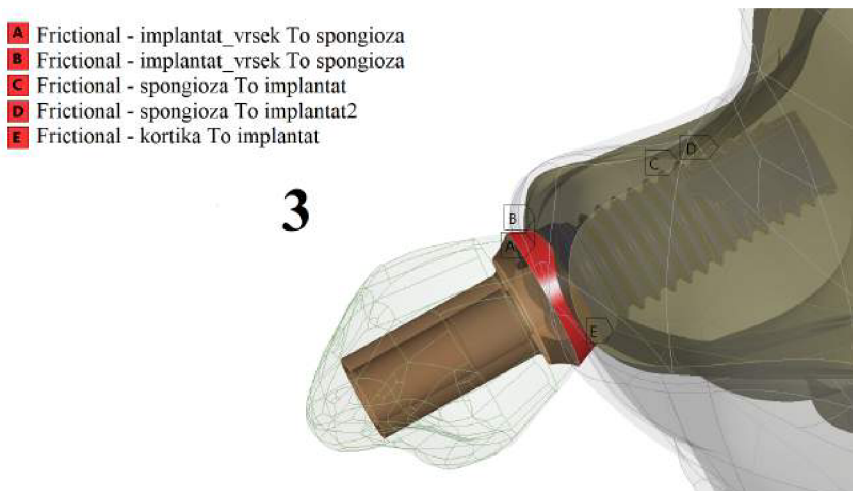
Druhé stádium je implantát oseointegrovaný pouze ve spongiózní kostní tkáni (obr. 3.30). Tření je nastaveno mezi implantát a kortikální kostní tkáň a mezi abutment a obě kostní tkáně. Jde o stádium oseointegrace, kdy je plně oseointegrovaná část implantátu s mikronerovnostmi na povrchu. Kost je tedy vrostlá do části implantátu se závitem.



**Obrázek 3.30:** Spojení „Bonded“ a kontakty „Frictional“ mezi implantátem a kostní tkání

### Stádium oseointegrace 3

Jako třetí stádium oseointegrace byl problém vyřešen pro neoseointegrovaný implantát (obr. 3.31). Koefficient tření byl nastaven i pro plochy kontaktu mezi implantátem a spongiózní kostní tkání. Toto stádium oseointegrace bylo řešeno pouze u varianty *IA*.



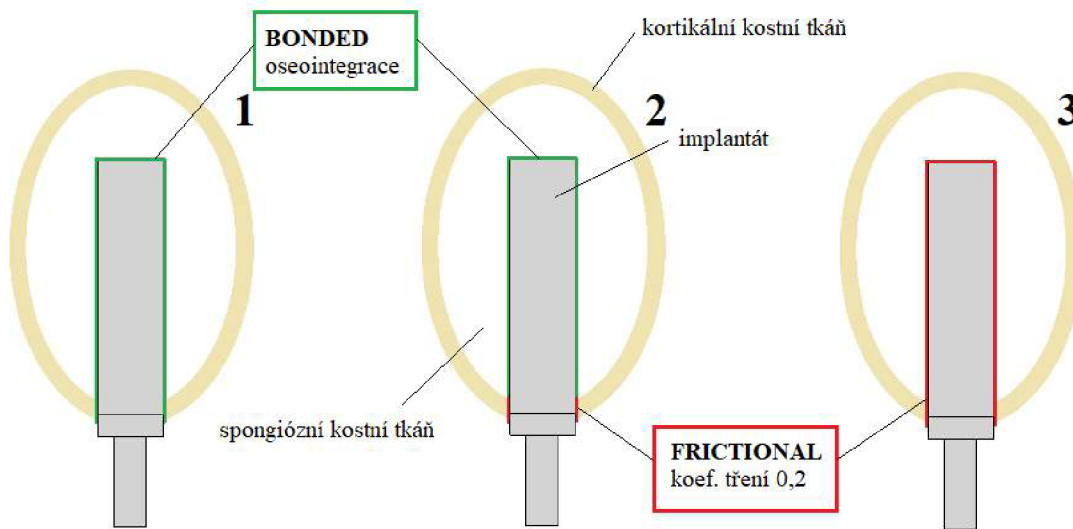
**Obrázek 3.31:** Kontakty „Frictional“ mezi implantátem a kostní tkání

### Schematické značení stádií oseointegrace

V práci byla definovaná tři stádia (1, 2, 3) oseointegrace (obr. 3.32).

Stádium 1 bylo definované pouze u variant modelů geometrie s čelistí *I* pro implantáty *A*, *B*, *C* a  $A_{spong}$ . Stádium 2 bylo nedefinované u všech devíti modelů geometrie. Stádium 3 bylo řešeno pouze pro implantát *A* v horní čelisti *I*.

Celkem bylo vytvořeno čtrnáct různých variant výpočtových modelů s nedefinovanými vazbami popsány výše. Jejich přehled je v kapitole 4 na obrázcích 4.1 a 4.2.



Obrázek 3.32: Schematické značení stádií oseointegrace

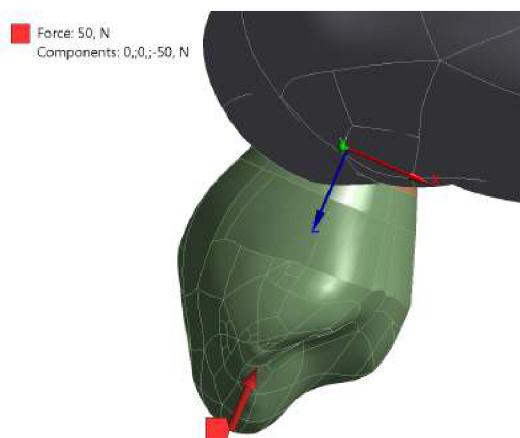
### 3.5 Model zatížení

Síly působící při skusu jsou popsány v kapitole 1.4. Jejich velikost se liší pro jednotlivé druhy zubů. Hodnota síly na řezácích a špičácích se pohybuje kolem 50 N a tato síla byla zvolena pro řešení výpočtového modelu.

Ve výpočtovém modelu byl vytvořen lokální kartézský souřadný systém s osou  $z$  v apikálně-koronárním směru a osou  $x$  v labiálnělinguálním směru. Výpočtové modely byly zatíženy stejnou silou 50 N ve třech směrech.

#### Zatížení v ose implantátu

V první variantě bylo zatížení v koronoapikálním směru silou 50 N na čtyřech plochách korunky (obr. 3.33). Toto zatížení bylo použito u všech popsaných čtrnácti výpočtových modelů.

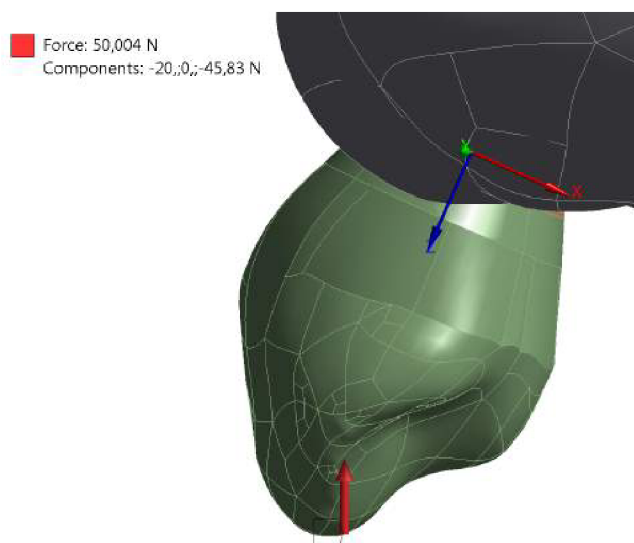


Obrázek 3.33: Implantát zatížený koronoapikálně

### Kraniální zatížení

Pro porovnání vlivu směru zatížení na zavedený implantát byly vybrány varianty výpočtových modelů ( $IA2$ ,  $IB2$ ,  $IC2$  a  $IA_{spong2}$ ) zatíženy i kraniálně.

Zatíženy byly stejné plochy jako při axiálním zatížení silou 50 N kraniálně (obr. 3.34).

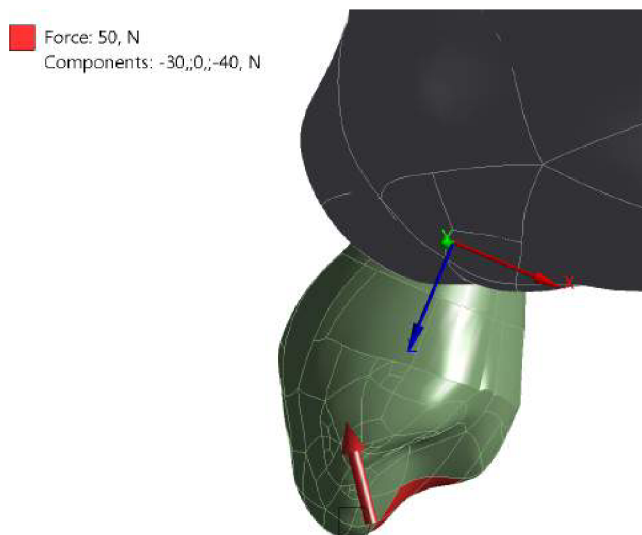


Obrázek 3.34: Implantát zatížený kraniálně

### Labiální zatížení

Stejné výpočtové modely, které byly zatíženy kraniálně byly zatíženy i labiálním směrem.

Korunka byla zatížena na osmi plochách opět silou 50 N labiálně pod úhlem  $-143^\circ$  od osy  $z$  (obr. 3.35).



Obrázek 3.35: Implantát zatížený labiálně

Zatížením čtyř výpočtových modelů silami ze dvou dalších směrů bylo vytvořeno dalších osm výpočtových modelů.

### 3.6 Nastavení řešiče

Definováním zatížení byly splněny všechny potřebné kroky pro spuštění výpočtu.

Ansys nabízí mnoho typů řešičů. Jelikož je řešen kontaktní problém s materiály o odlišných materiálových vlastnostech, je třeba zvolit vhodný řešič pro konvergenci výpočtu.

Řešič byl nastaven na iterační PCG řešič prostřednictvím APDL kódu do příkazového řádku – „*Insert Commands*.“ Přesnost řešiče byla nastavena na  $1 \cdot 10^{-4}$ . Příkaz:

```
/solu  
eqslv,pcg,1e-4
```

V záložce „*Analysis Settings*“ byl typ řešiče nastaven na „*Iterative*“. Všechna tato nastavení řešiče vedla ke zkrácení výpočtového času a rychlejší konvergenci.

### 3.7 Použitý hardware

Výpočty byly realizovány na počítači na ÚMTBM s šestijádrovým procesorem Intel Core i7 s frekvencí 3,2 GHz, s pamětí 24 GB RAM a s operačním systémem Windows 7 Professional.



# 4

## Prezentace a analýza výsledků

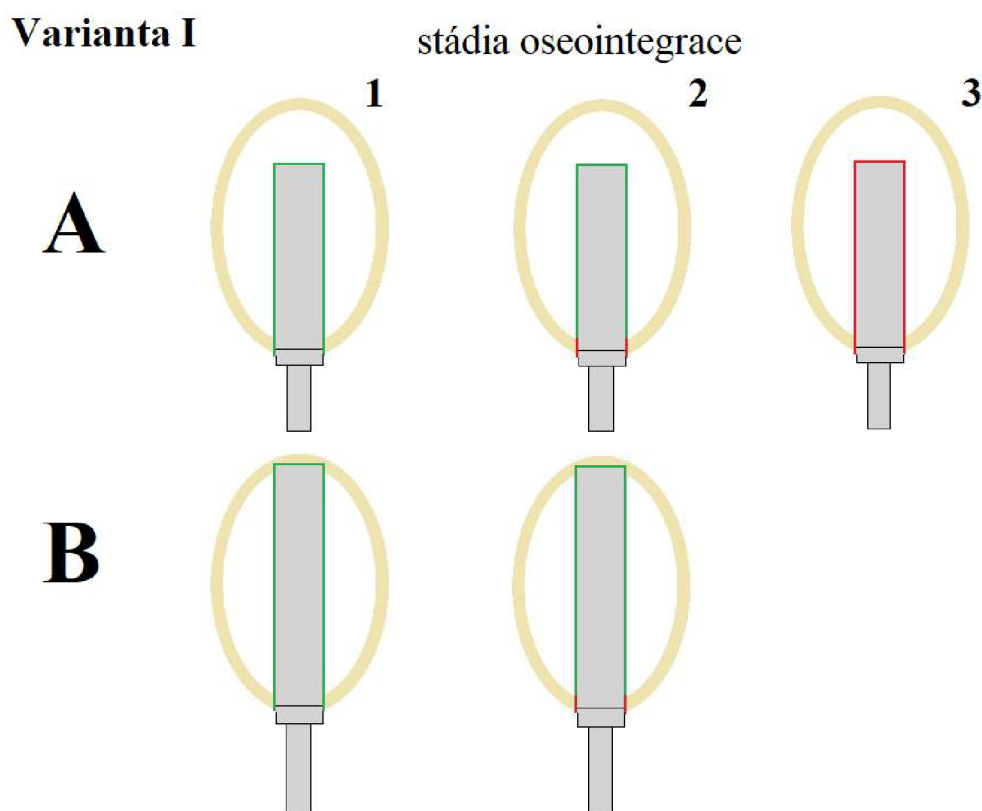
V práci bylo celkem řešeno dvacet dva variant výpočtových modelů a to pro devět modelů geometrie.

U varianty *IA2* bylo provedeno řešení jak pro velké, tak pro malé deformace a výsledky řešení byly prakticky shodné. Další řešení byla provedena s vypnutými velkými deformacemi.

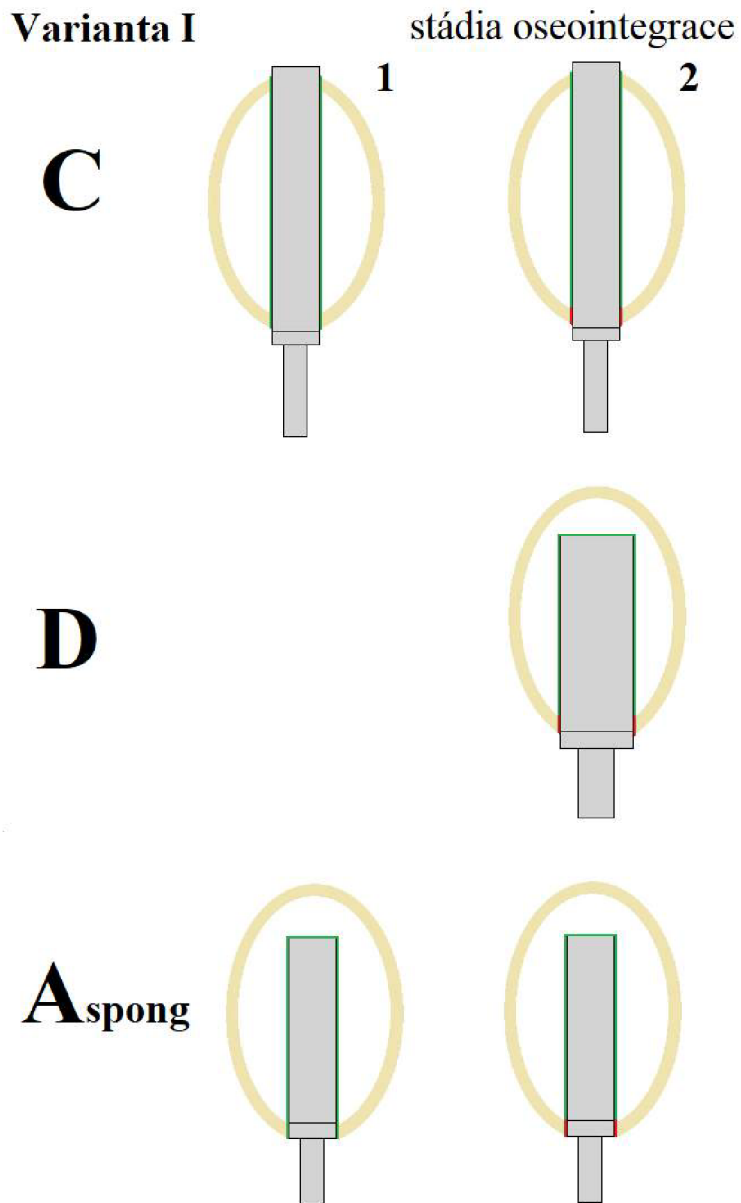
Všechny varianty na obrázcích 4.1 a 4.2 byly zatěžovány silou 50 N v ose implantátu. Z důvodu posouzení vlivu směru působící síly byly varianty *IA2*, *IB2*, *IC2* a *IA<sub>spong</sub>2* poté postupně zatíženy silou z dalších dvou směrů, jak je popsáno v kapitole 3.5.

### 4.1 Označení variant výpočtových modelů

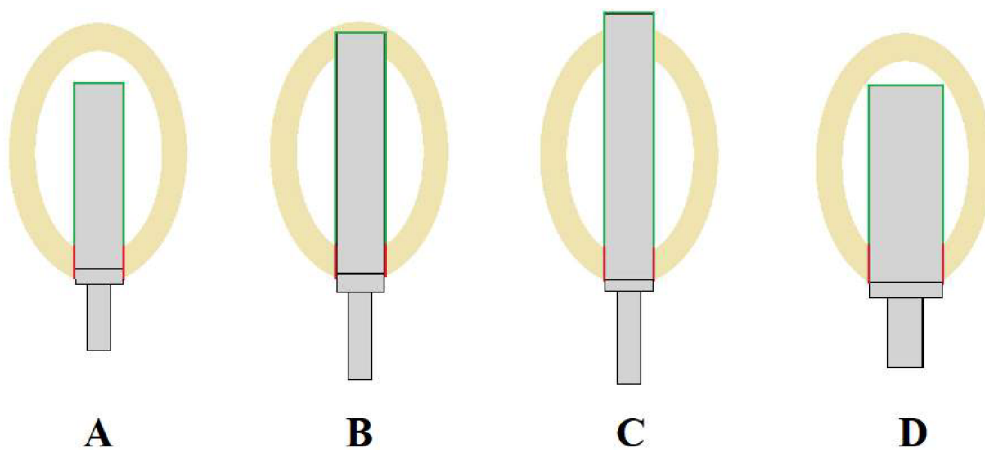
Značení uvedená na následujících obrázcích jsou popsána v předchozí kapitole.



Obrázek 4.1: Přehled řešených variant – část 1



**Varianta II**                      oseointegrace ve spongiózní kostní tkáni



Obrázek 4.2: Přehled řešených variant – část 2

## 4.2 Analýza napjatosti a deformace implantátu a kostní tkáně

### 4.2.1 Vyhodnocení posuvů implantátů

#### Posuvy ve směru osy implantátu

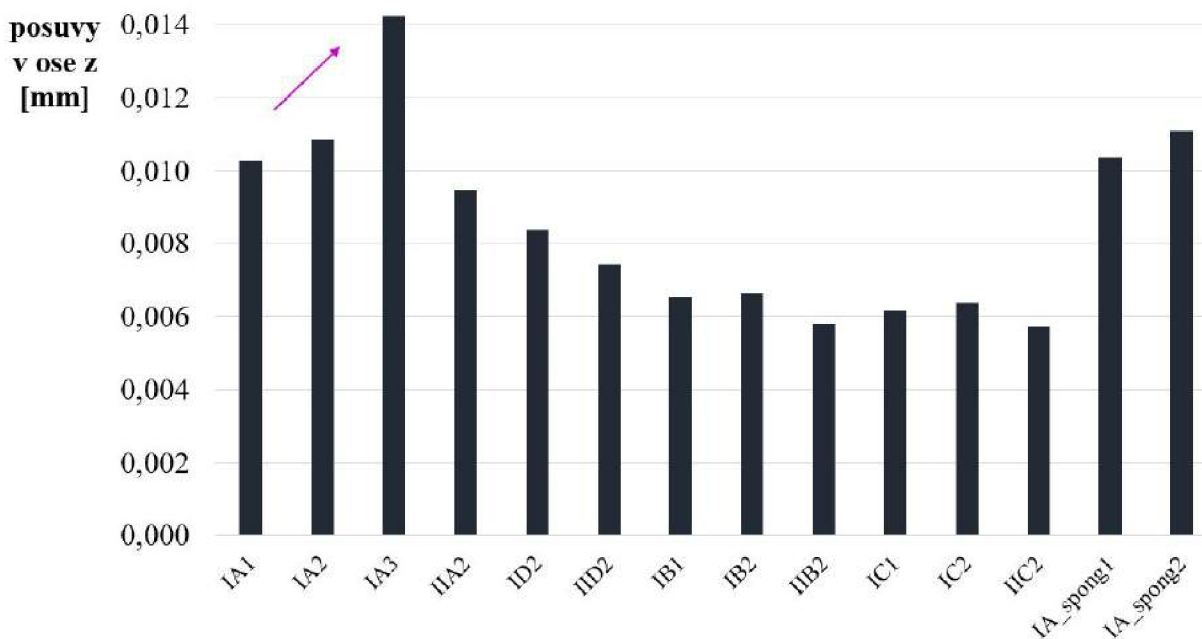
V grafu na obrázku 4.3 jsou zobrazeny posuvy implantátů v ose  $z$  všech variant zatěžovaných v ose implantátu silou 50 N (hodnoty posuvů jsou v absolutních hodnotách). Z grafu je patrné, že největší deformace jsou v případě neoseointegrovaného implantátu ( $IA3$ ). Jeho posuv je na obrázku 4.4.

Dále z grafu vyplývá, že vždy větší posuv nastane u implantátů oseointegrovaných pouze ve spongiózní kostní tkáni (stádium 2) než u implantátů s plnou oseintegrací (stádium 1). Stádium oseintegrace má tedy přímý vliv na posuv implantátu.

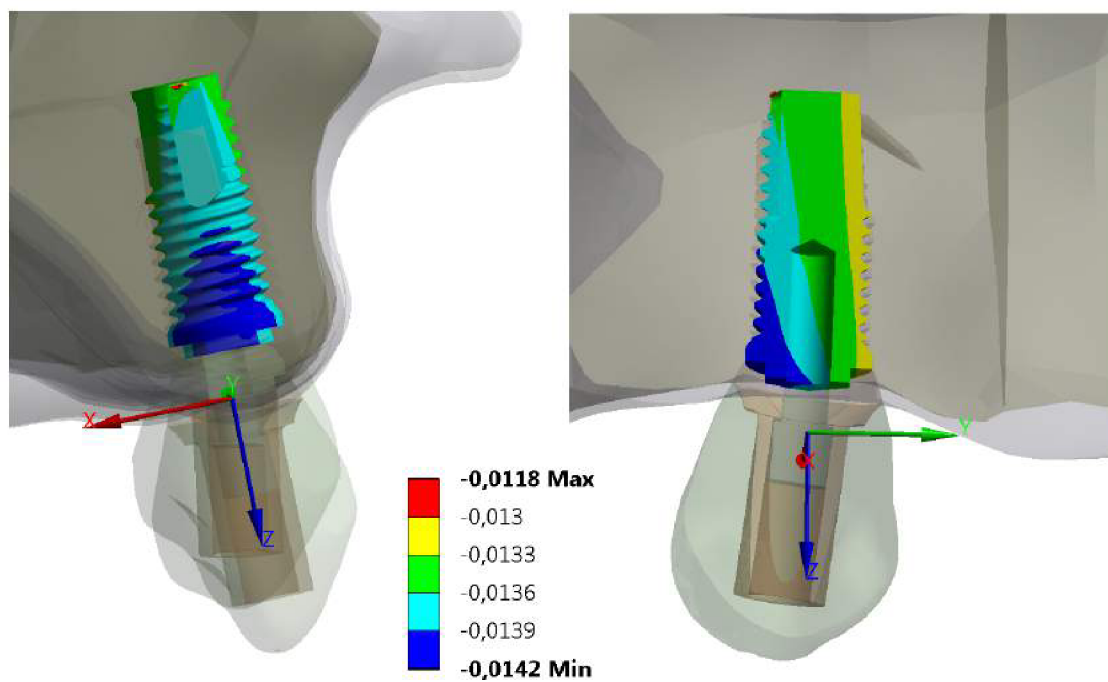
Lze pozorovat i vliv tloušťky kortikální kostní tkáně na posuvy, protože u variant  $II$  je posuv vždy přibližně o 0,001 mm menší než u odpovídajících variant  $I$ .

Větší průměr implantátu vykazuje menší posuvy o 0,002 mm, což vyplývá z porovnání variant  $IA2$  a  $ID2$  (popř.  $IIA2$  a  $IID2$ ).

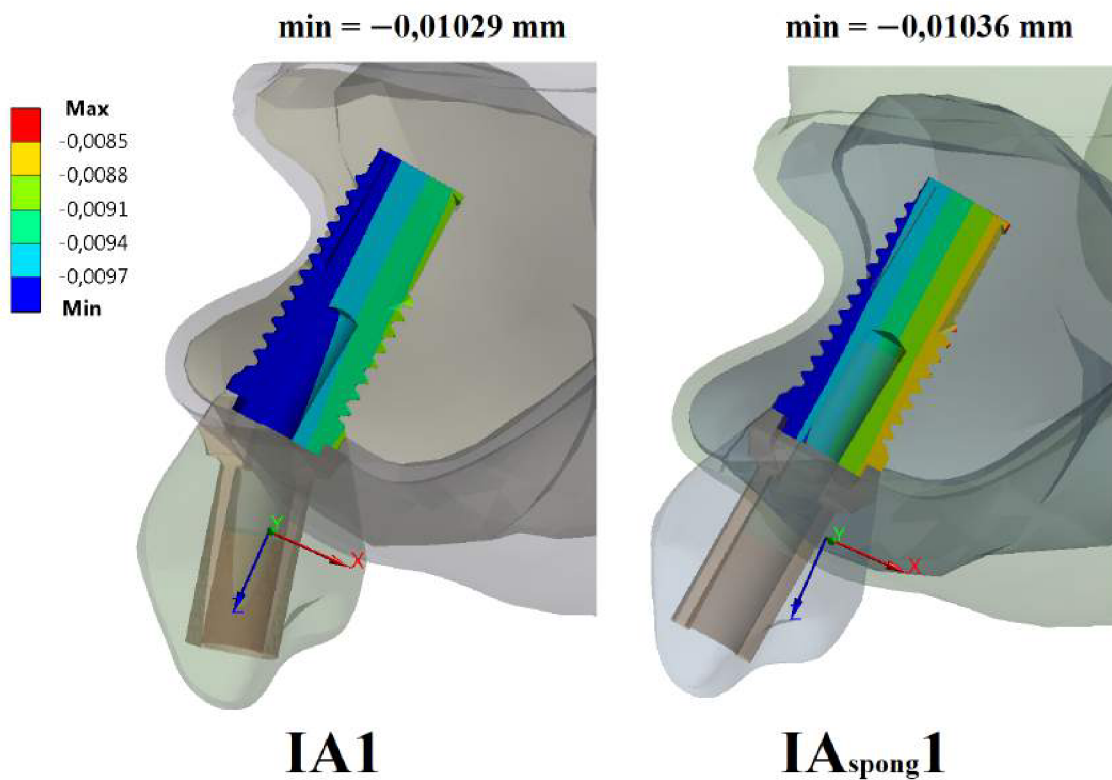
Z porovnání variant  $IA1$  a  $IA_{spong1}$  (popř.  $IA2$  a  $IA_{spong2}$ ) vyplývá, že opření implantátu o kortikální kostní tkáň zmenší posuv v ose implantátu o necelé 1 %, ale vlivem tužšího spojení u varianty opřené o kortikální kostní tkáň dochází k větší deformaci abutmentu s korunkou a fixačního šroubu (obr. 4.5).



Obrázek 4.3: Graf posuvů ve směru osy  $z$



Obrázek 4.4: Posuvy ve směru osy  $z$  při 100násobném měřítku posuvu ( $IA3$ )



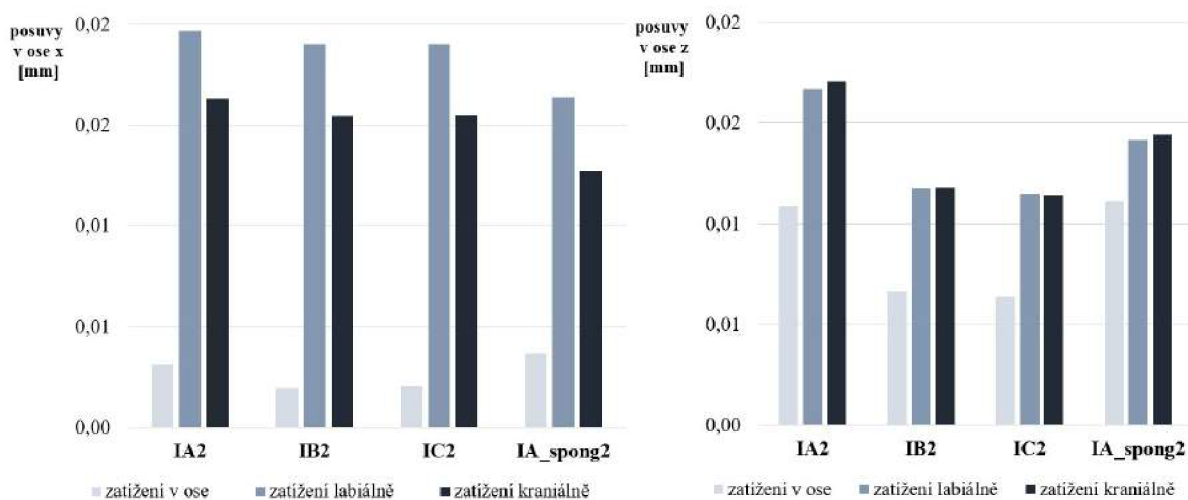
Obrázek 4.5: Posuvy ve směru osy  $z$  při 250násobném měřítku posuvu

### Porovnání variant zatížených v ose implantátu, kraniálně a labiálně

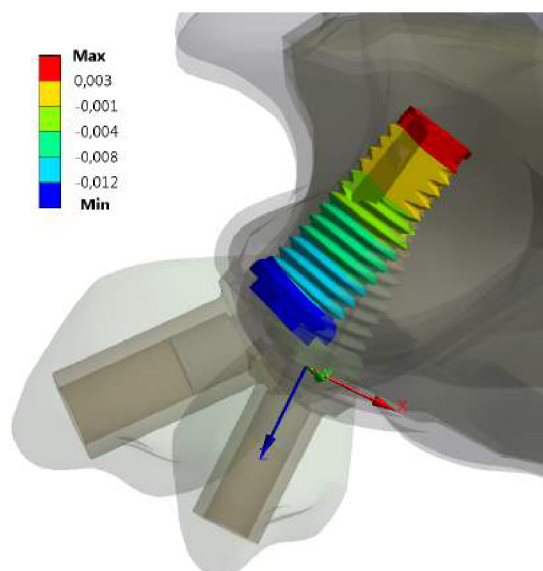
V následujícím grafu na obrázku 4.6 je porovnání posuvů implantátu v ose  $x$  a  $z$  u variant zatížených kraniálně a labiálně vždy silou 50 N (více o zatížení je v kapitole 3.5), doplněné o hodnoty posuvu z předchozího grafu při axiálním zatížení. Jedná se o implantáty oseointegrované pouze ve spongiózní kostní tkáni (stádium 2) a všechny hodnoty v grafu jsou v absolutních hodnotách.

Pokud je implantát zatěžovaný v jiném než axiálním směru je hodnota posuvu mnohem vyšší než při zatěžování v ose, což vyplývá z grafu na obrázku. Výrazná změna se projeví především v labiálnělinguálním směru (osa  $x$ ), kde je posuv větší téměř  $4\times$  u všech řešených variant. V axiálním směru (osa  $z$ ) je posuv větší asi o 30 %.

Největší posuvy implantátu vznikají při labiálním zatížení. Posuvy u kraniálního zatížení jsou o něco nižší (obr. 4.7), jde však o nejčastější variantu zatěžování implantátu v oblasti řezáků.



Obrázek 4.6: Graf posuvů při různém směru zatížení v osách  $x$  a  $z$



Obrázek 4.7: Posuvy ve směru osy  $x$  kraniálním zatížením při 100násobném měřítku posuvu (IA2) – deformovaný a nedeformovaný tvar

## Zhodnocení

Důležitý závěr z analýzy posuvů implantátu v oblasti řezáků je nutnost zohlednění zatěžování mimo osu implantátu, protože posuvy vznikající vlivem kraniálního a labiálního zatěžování jsou mnohem významnější než posuvy vznikající od zatížení v koronoapikálním směru.

Vliv na posuvy implantátu v axiálním směru má také stádium oseointegrace, takže fáze oseointegrace při implantaci je velmi důležitá, a proto je důležité postupné zatěžování implantátu.

Posuvy jsou ovlivněny i samotným uložením implantátu, tedy opřením o kortikální kostní tkáň. Čím je plocha kontaktu s kortikální kostní tkání větší, tím jsou posuvy implantátu menší.

### 4.2.2 Vyhodnocení redukováného napětí HMH pro implantát

Redukované napětí HMH bylo vykresleno u všech řešených variant. U některých variant se objevily vysoké hodnoty napětí na ostrých hranách a v místech přechodu mezi kortikální a spongiózní kostní tkání, kde nastává skoková změna tuhosti.

Pro srovnávací analýzu bylo vybráno místo prvního závitů, kde u všech řešených případů docházelo ke koncentraci napětí.

U implantátů zatěžovaných koronoapikálně jde o první závit z linguální strany implantátu. Hodnoty redukováného napětí se v místě prvního závitů mírně snížily vlivem oseointegrace, což je vidět na obrázcích 4.8, 4.9, 4.10 a 4.11. U všech uvedených variant se maximální hodnota redukováného napětí v místě prvního závitů pohybovala okolo 20–25 MPa.

Zanedbatelný vliv na hodnotu napětí měla tloušťka kortikální kostní tkáně v oblasti alveolárního výběžku, což ukazují obrázky 4.9, 4.10, 4.12 a 4.13. Maximální hodnoty napětí se pohybovaly okolo 20 MPa.

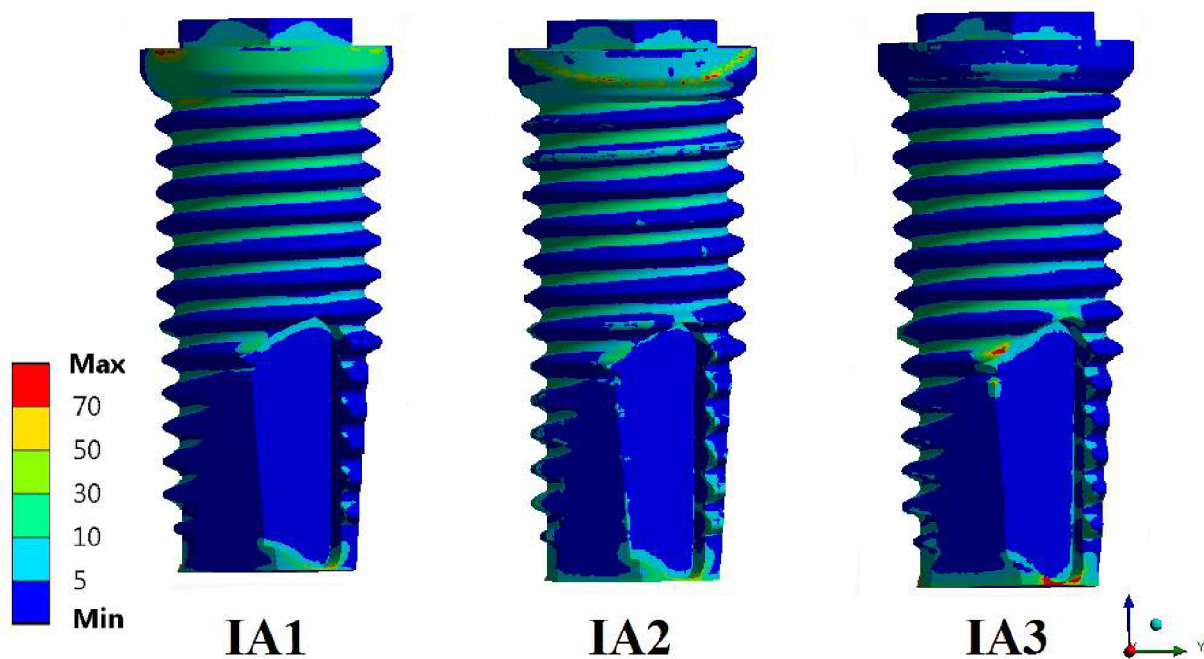
Na obrázku 4.14 je vidět snížení napětí při volbě většího implantátu (varianta *D*), jak u čelisti s tenčí, tak s tlustší kortikální kostní tkání. Hodnoty redukováného napětí u varianty implantátu *D* klesly přibližně o 10 MPa.

Na obrázcích 4.15, 4.16, 4.17 a 4.18 je vykresleno redukováné napětí pro implantáty zatěžované kraniálně a labiálně. Nebezpečné místo vznikalo také v prvním závitě, ale z labiální strany. Pro porovnání je zde zobrazen i implantát zatěžovaný axiálně.

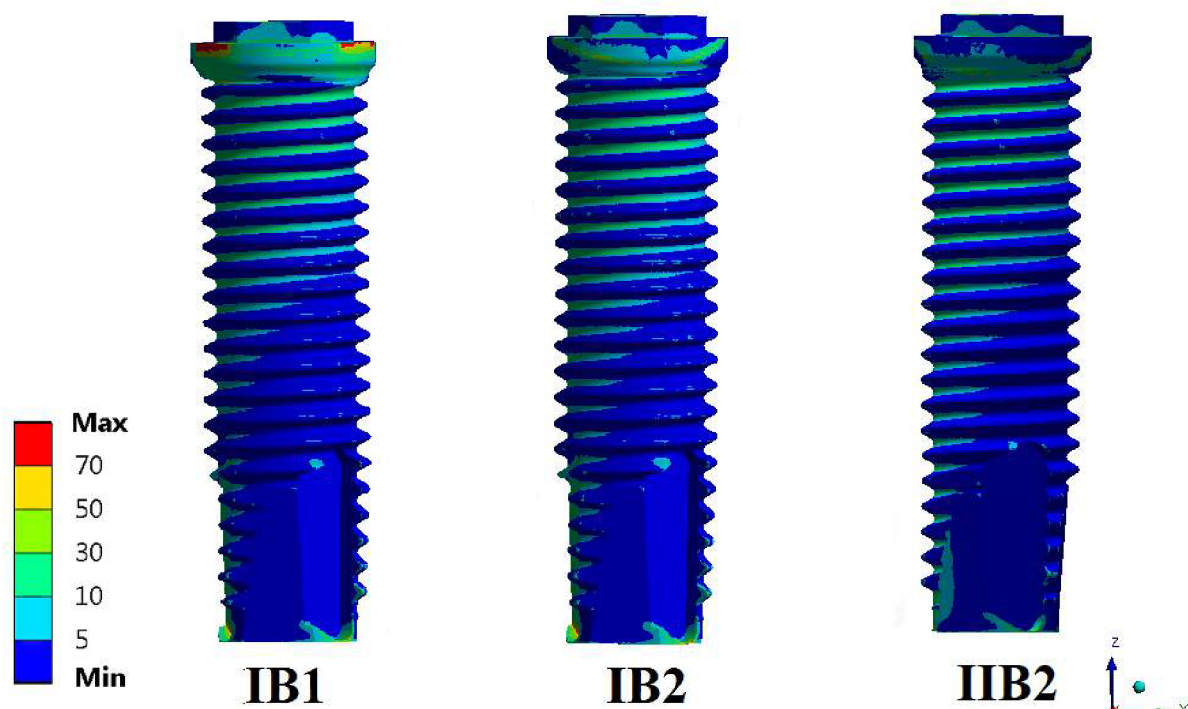
Nejvyšší hodnoty napětí jsou u implantátů zavedených bikortikálně a implantátů perforujících nosní dutinu (varianty *B* a *C*) zatížených kraniálně, kdy se hodnoty redukováného napětí v místě prvního závitů pohybovaly okolo 165 MPa, což je přibližně 7× více než při zatěžování v axiálním směru. Při labiálním zatížení byly hodnoty napětí o 10 MPa nižší, což je stále zhruba 6× vyšší hodnota než při zatížení implantátu v jeho ose.

O něco nižší hodnoty napětí vznikaly u unikortikálně zavedeného implantátu (varianta *IA2*), kde hodnota maximálního napětí u kraniálně zatíženého implantátu vzrostla na 130 MPa a u labiálně zatěžovaného na 120 MPa. Což jsou hodnoty asi 5× vyšší než v případě axiálního zatížení. U implantátu pouze ve spongiózní kostní tkáni se hodnoty pohybovaly kolem 80 MPa.

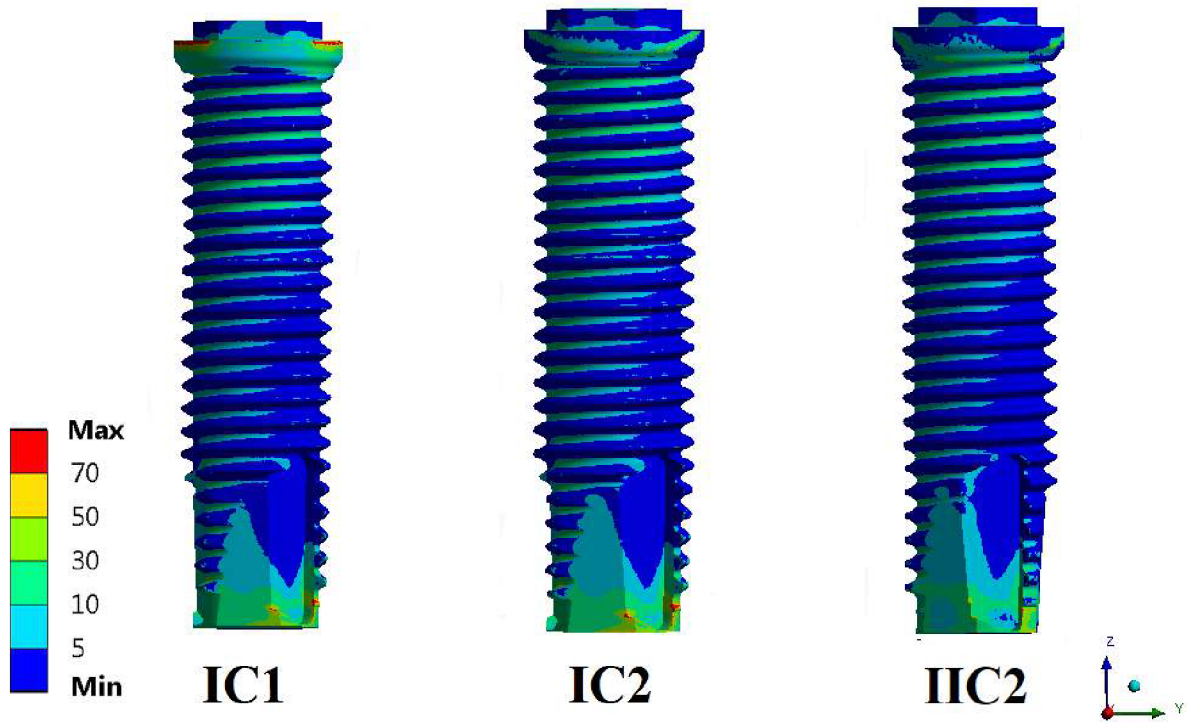
Při porovnání unikortikálně zavedeného implantátu na obrázku 4.8 a bikortikálně zavedeného implantátu na obrázku 4.9, pokud jsou zatěžovány axiálně, jsou hodnoty napětí srovnatelné. Pokud jsou zatěžovány kraniálně či labiálně, je menší napětí na implantátu zavedeném unikortikálně (obr. 4.15 a 4.16).



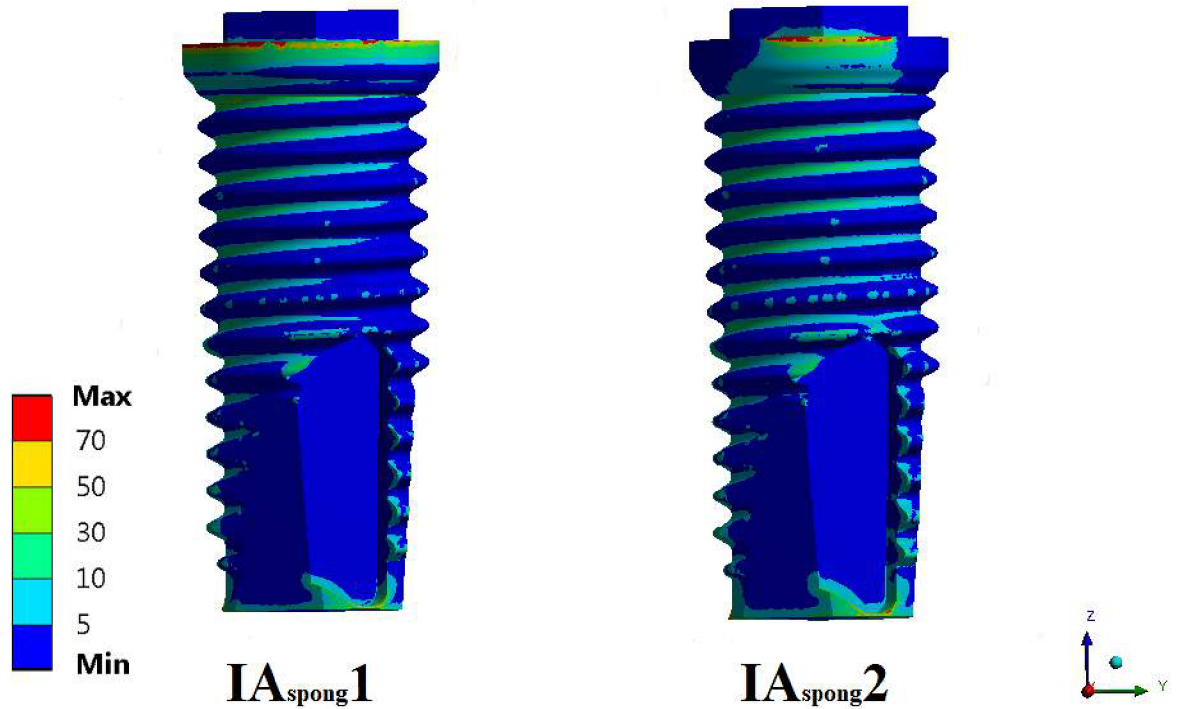
Obrázek 4.8: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]



Obrázek 4.9: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]

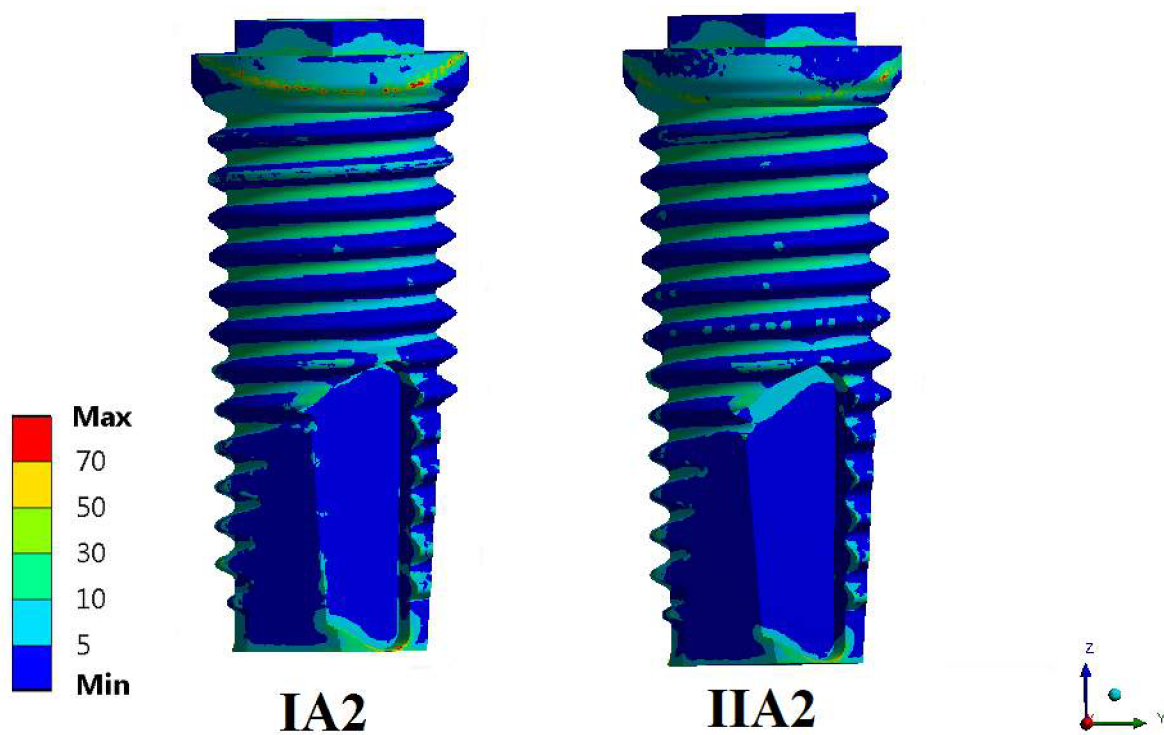


Obrázek 4.10: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]

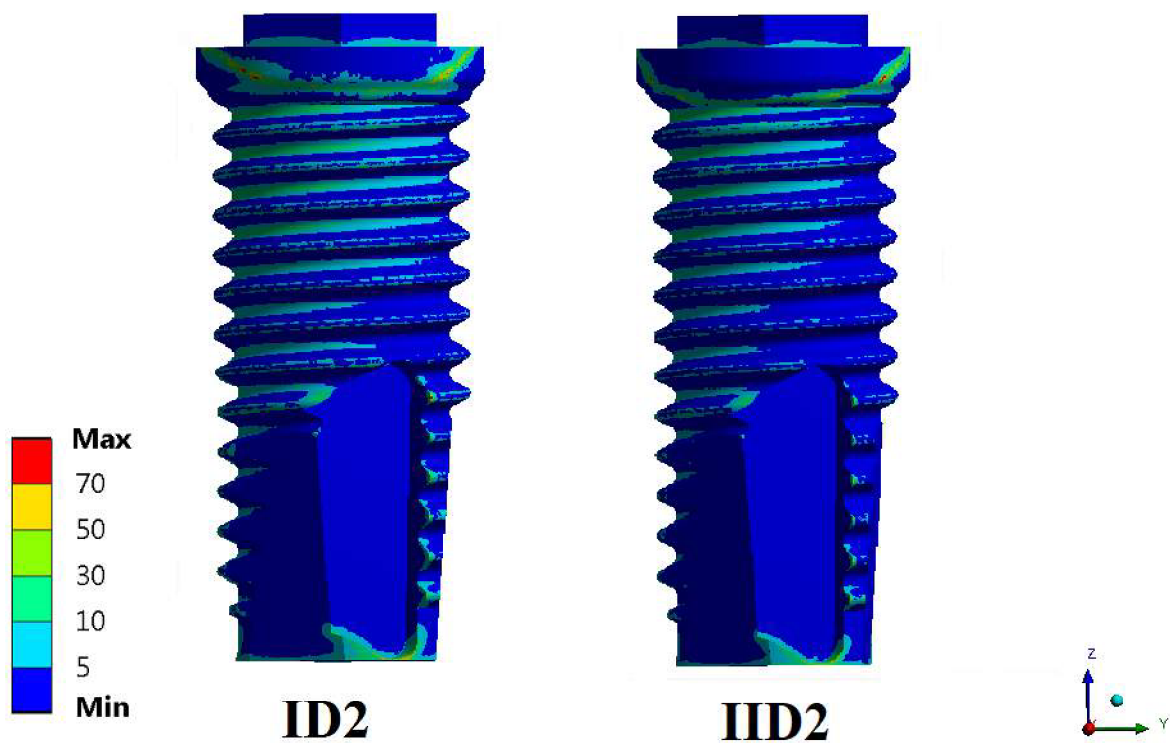


Obrázek 4.11: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]

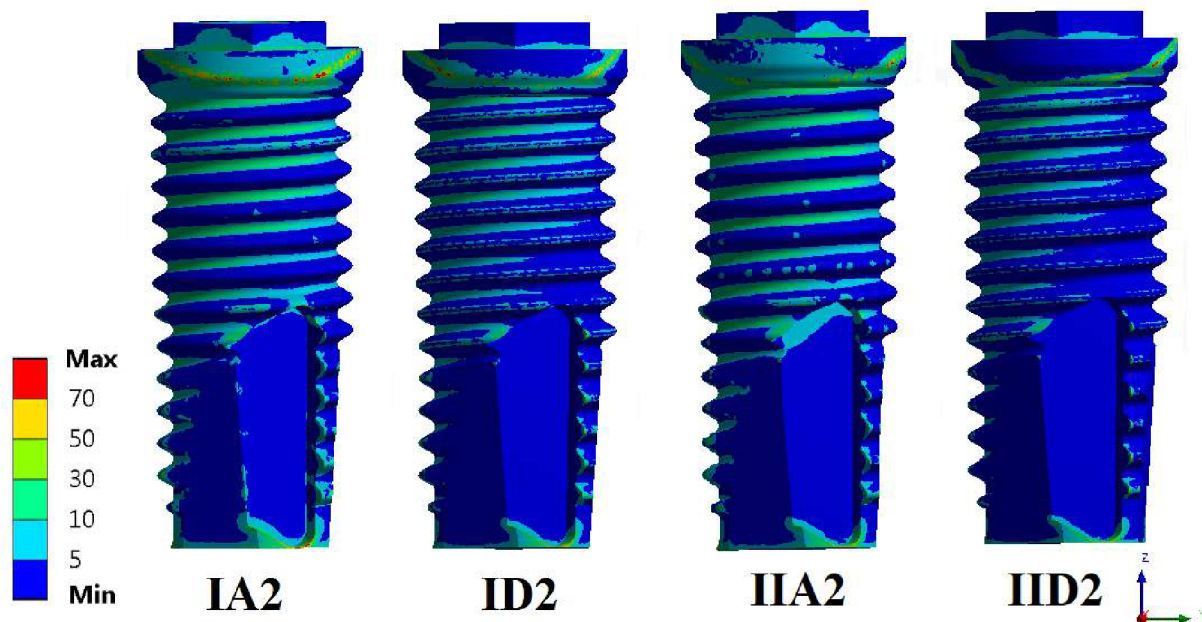




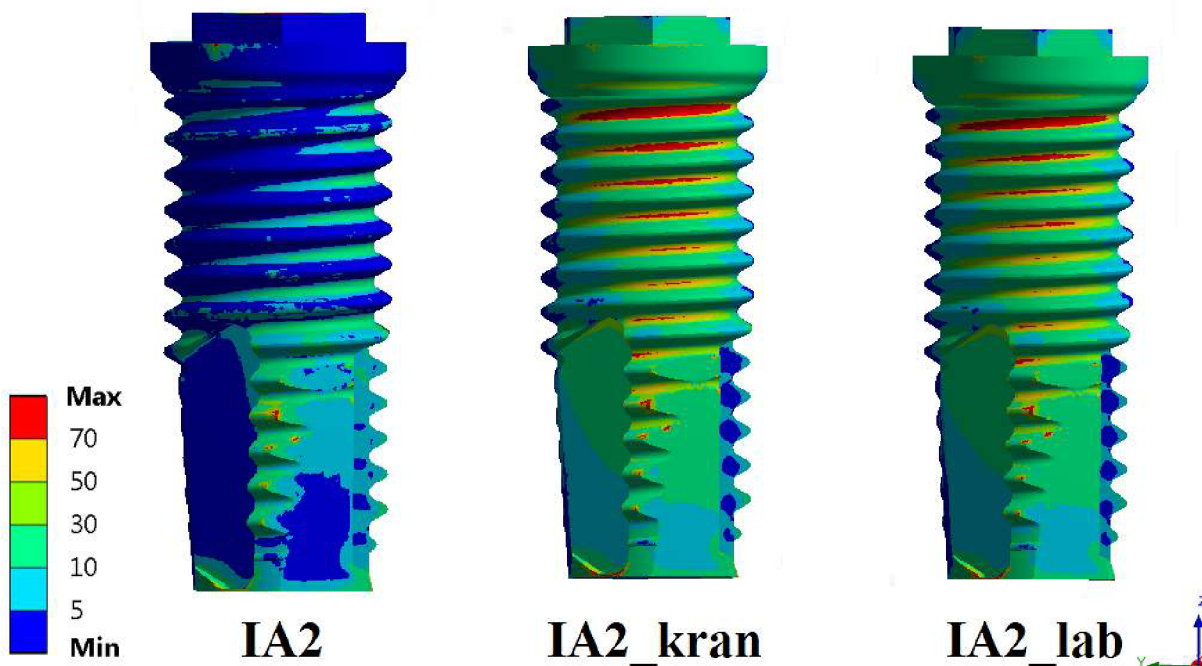
Obrázek 4.12: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]



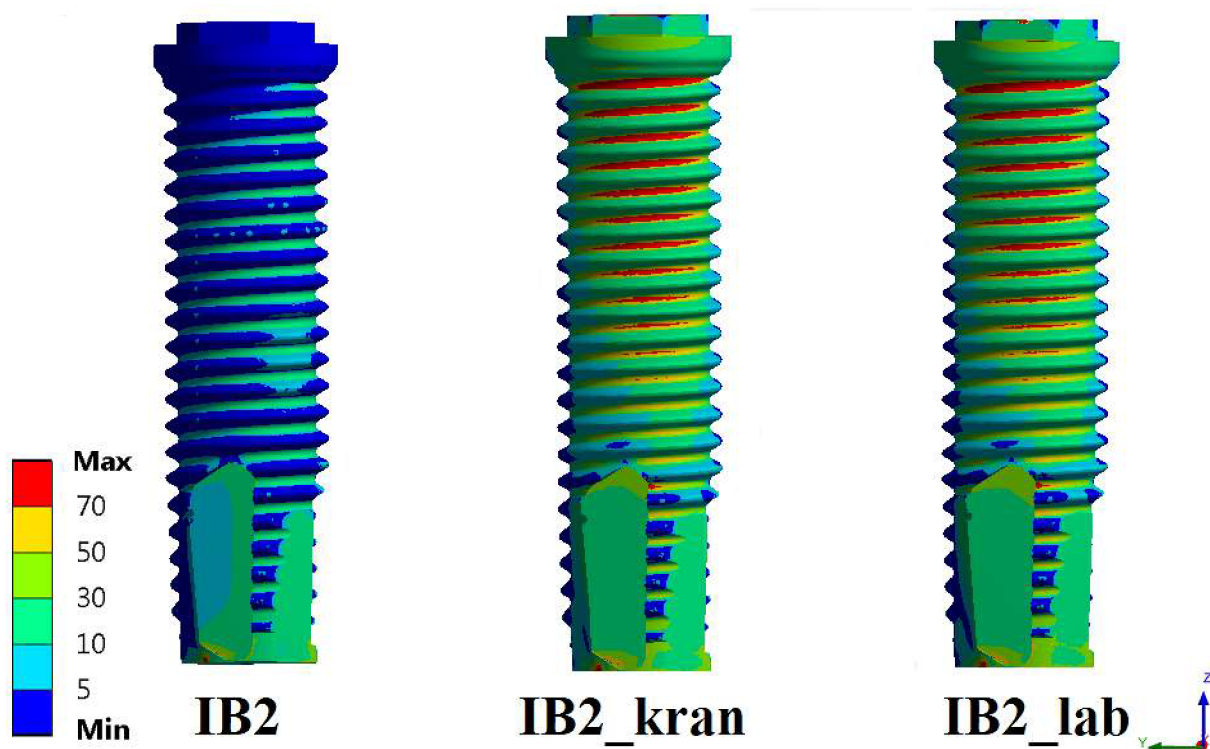
Obrázek 4.13: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]



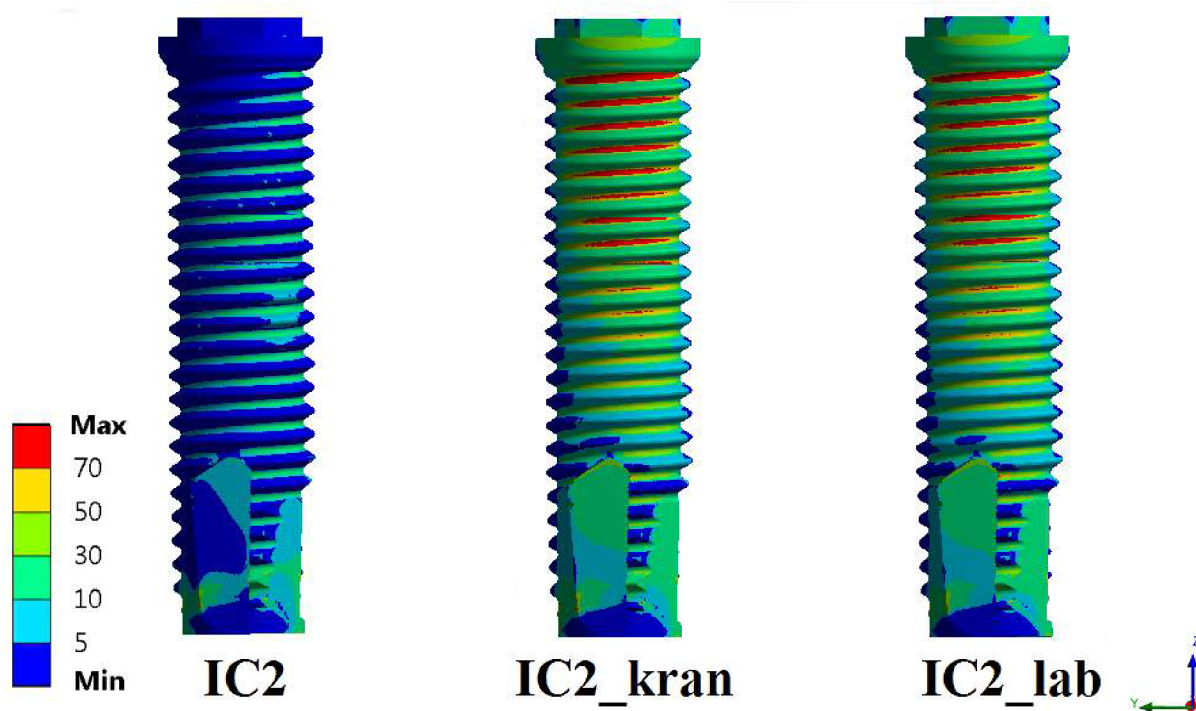
Obrázek 4.14: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]



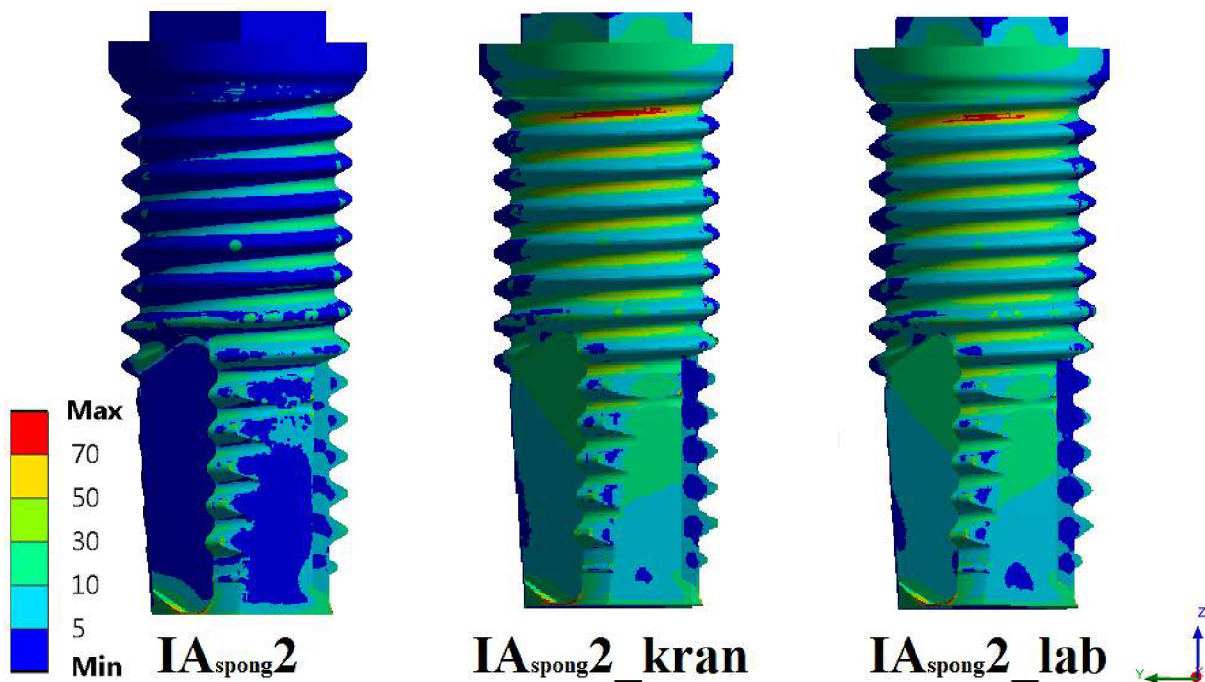
Obrázek 4.15: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]



Obrázek 4.16: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]



Obrázek 4.17: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]



Obrázek 4.18: Redukované napětí HMH pro implantát [MPa]

### 4.2.3 Vyhodnocení redukovaného přetvoření HMH v kostní tkáni

Pro kostní tkáň (kortikální i spongiózní) bylo vykresleno redukované přetvoření HMH. Na obrázku 4.19 lze vidět vliv oseointegrace na přetvoření v kostní tkáni, kdy je opět největší při neoseointegrovaném implantátu.

Na obrázcích 4.20 a 4.21 je opět vidět vliv stádia oseointegrace 1 a 2 na přetvoření v kostní tkáni. Při porovnání bikortikálně zavedených variant se stádiem oseointegrace 1 a 2 (*IB2* a *IIB2*, příp. perforujících variant *IC2* a *IIC2*) dojde k většímu přetvoření při zavedení do čelisti se silnější kortikální tkání, což je způsobené tužším spojením v alveolární oblasti.

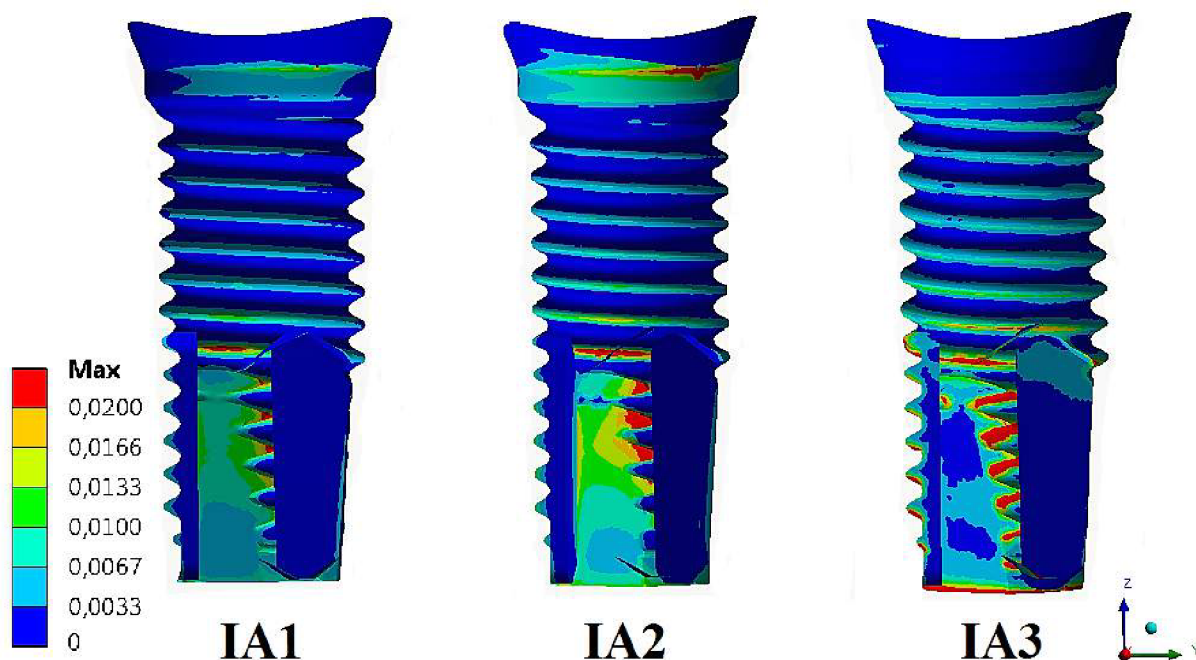
Na obrázku 4.22 je vliv čelisti se silnější kortikální tkání vidět u unikortikálně zavedeného implantátu, kdy se přetvoření v kostní tkáni zmenší. U varianty s implantátem *D* na obrázku 4.23 není změna tolik výrazná, ale při porovnání přetvoření kostní tkáně u variant *IA2* a *ID2* (příp. *IIA2* a *IID2*) na obrázku 4.24 lze vidět menší přetvoření v kosti u implantátu s větším průměrem (*D*).

Vliv stádia oseointegrace nemá vliv na přetvoření v kosti, pokud je implantát zavedený pouze ve spongiózní kostní tkáni (viz obr. 4.25). Na obrázku 4.26 je porovnání přetvoření pro variantu *IA2* a *IA\_spong2*, kdy z důvodu opření implantátu o kortikální kostní tkáň vzniká větší přetvoření ve spongiózní kostní tkáni.

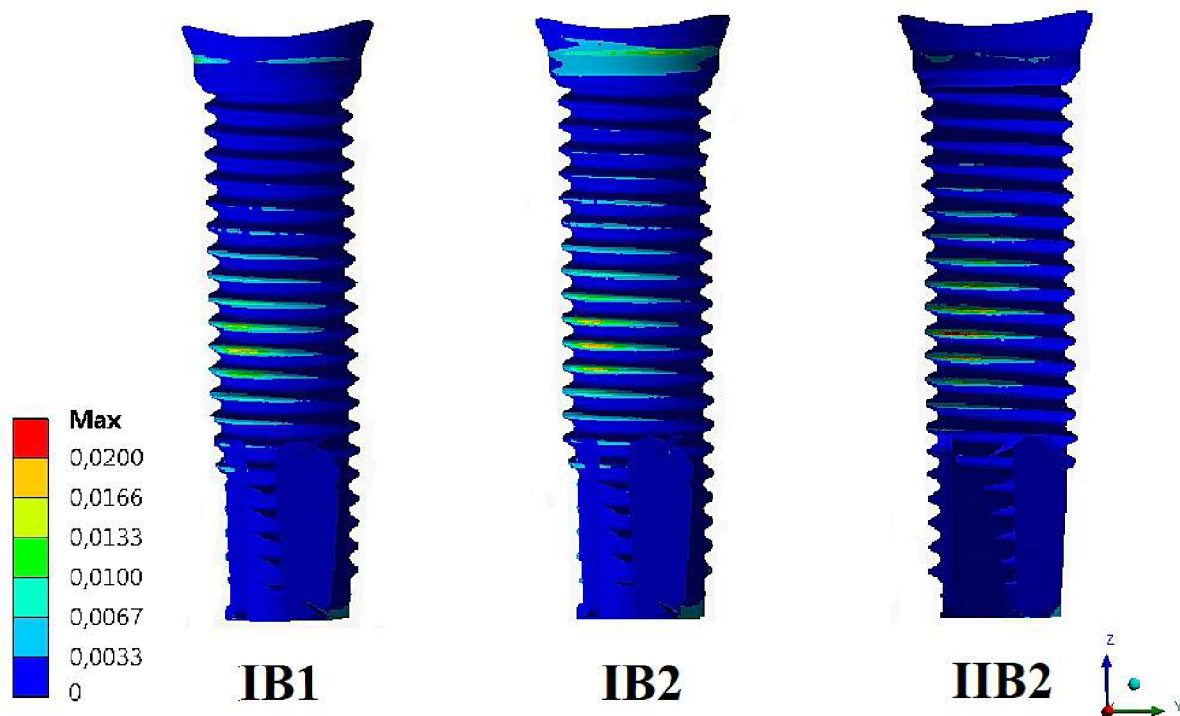
Na obrázcích 4.27, 4.28, 4.29 a 4.30 je zobrazeno přetvoření kostní tkáně pro varianty zatěžované kraniálně a labiálně. U zatěžování implantátu mimo jeho osu vzrostou hodnoty přetvoření v kostní tkáni.

Kost je živá tkáň a dochází k její remodelaci. Podle Frosta [67] dochází k přirozené remodelaci kostní tkáně, pokud se ekvivalentní přetvoření pohybuje mezi hodnotami 0,002–0,0025. Pokud se hodnoty přetvoření pohybují pod hodnotou 0,002 je kostní tkáň nedostatečně zatížena a může docházet k její resorpci. Pokud je hodnota přetvoření vyšší jak 0,0025 dochází k mírnému přetěžování kostní tkáně a tím k jejímu nárůstu. Při překročení hodnoty přetvoření 0,0035 dochází k patologickému přetěžování kostní tkáně a začne se tvořit velké množství kostní hmoty. Nově vytvořená kostní tkáň však ztrácí svoji pružnost, je pevná a křehká, a při překročení hodnoty

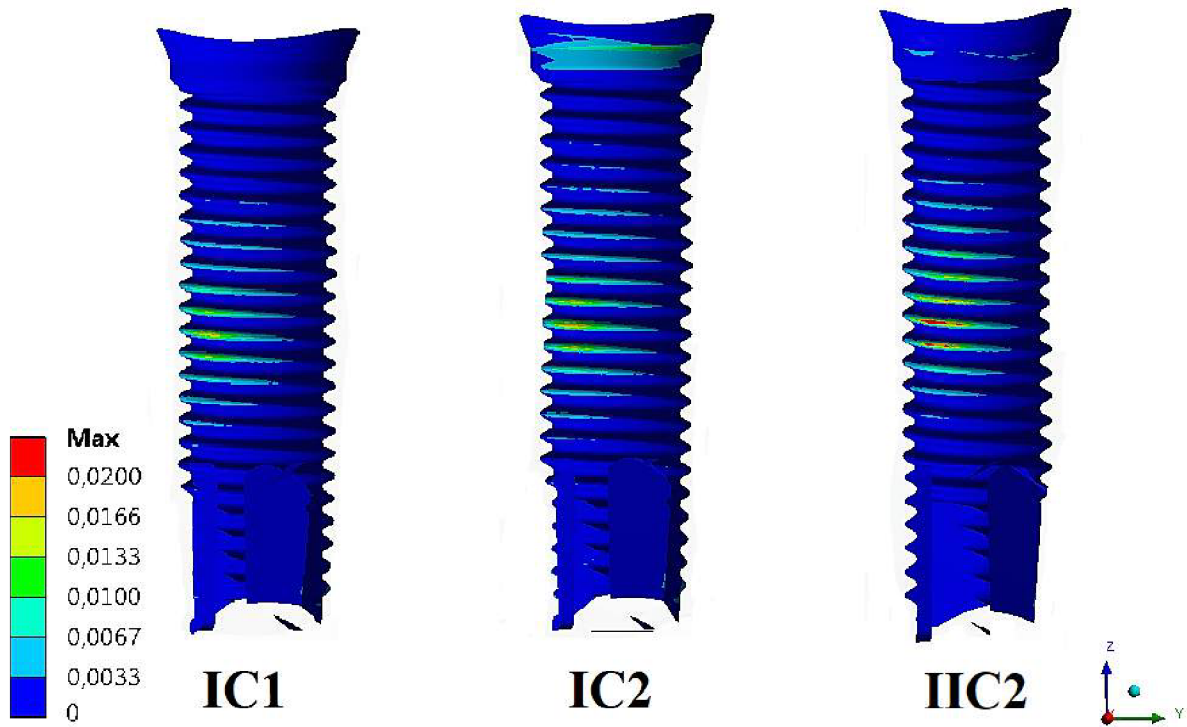
přetvoření 0,025 dochází k jejímu porušení. V řešených variantách tedy dochází k patologickému přetěžování kostní tkáně ve všech oblastech kromě oblasti tmavě modré barvy. K porušení kostní tkáně pak může dojít v červených oblastech.



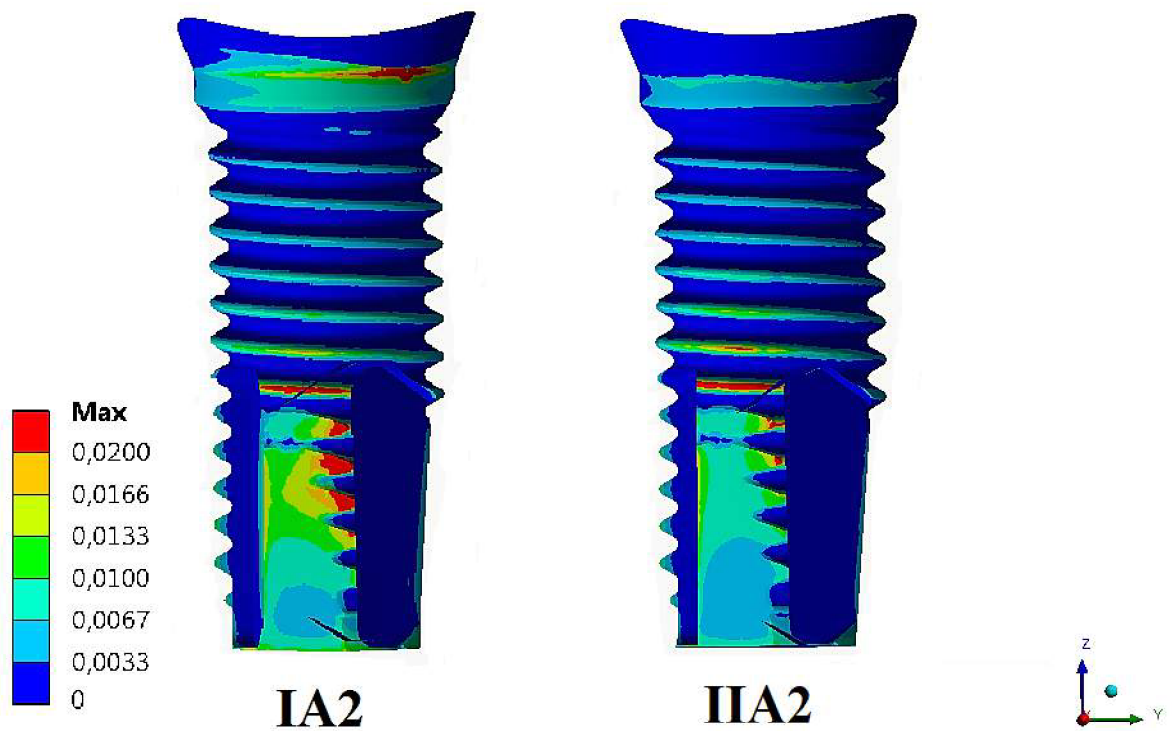
Obrázek 4.19: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]



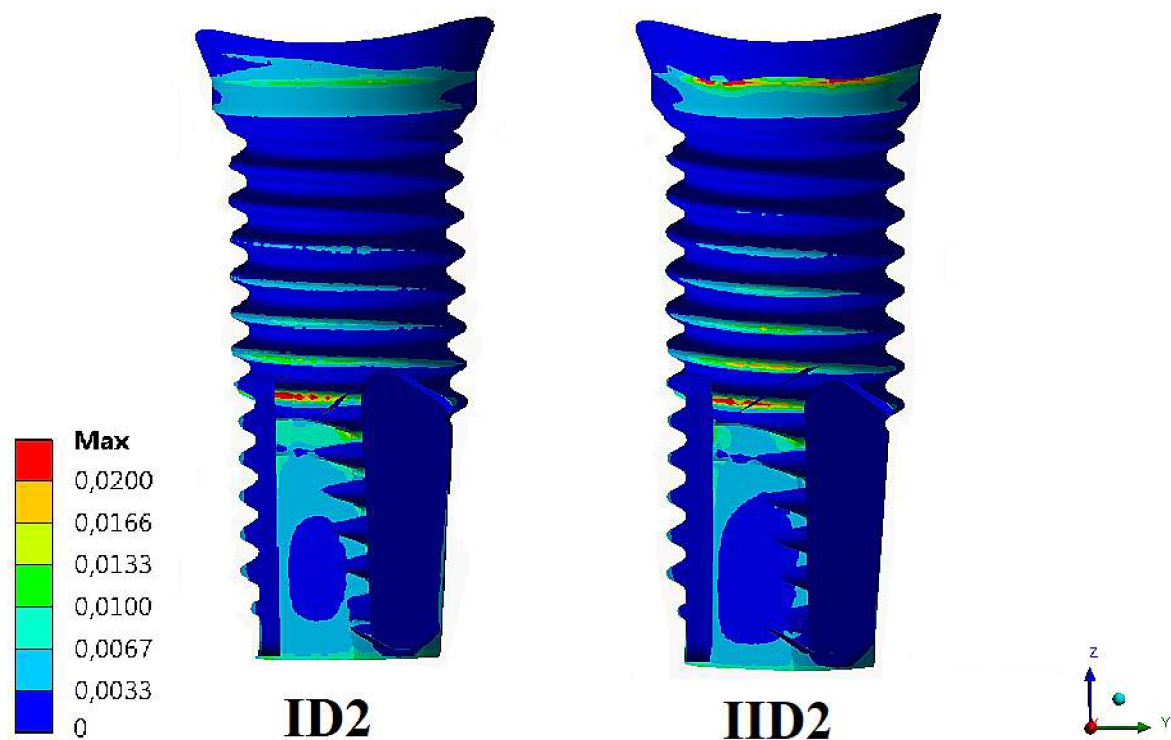
Obrázek 4.20: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]



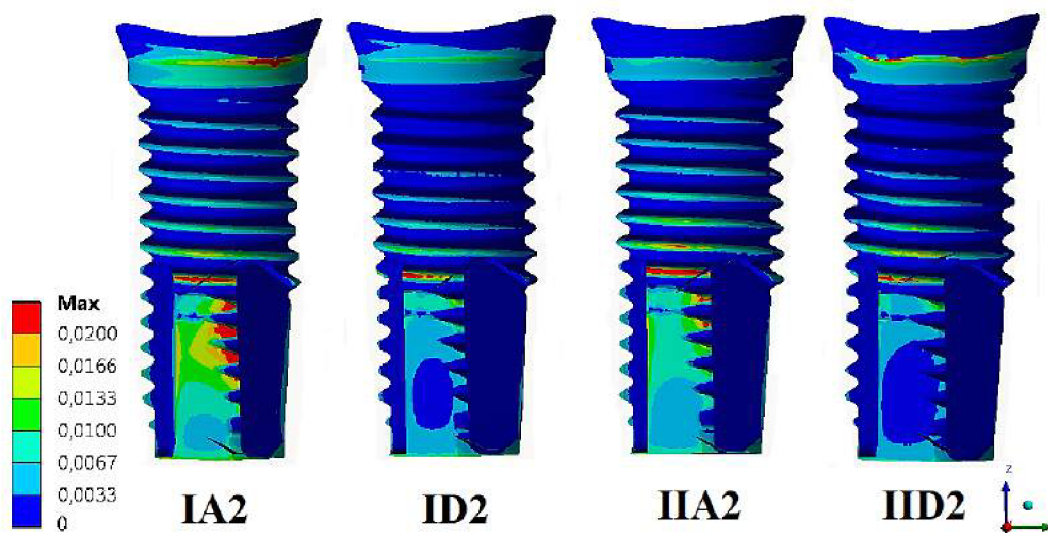
Obrázek 4.21: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]



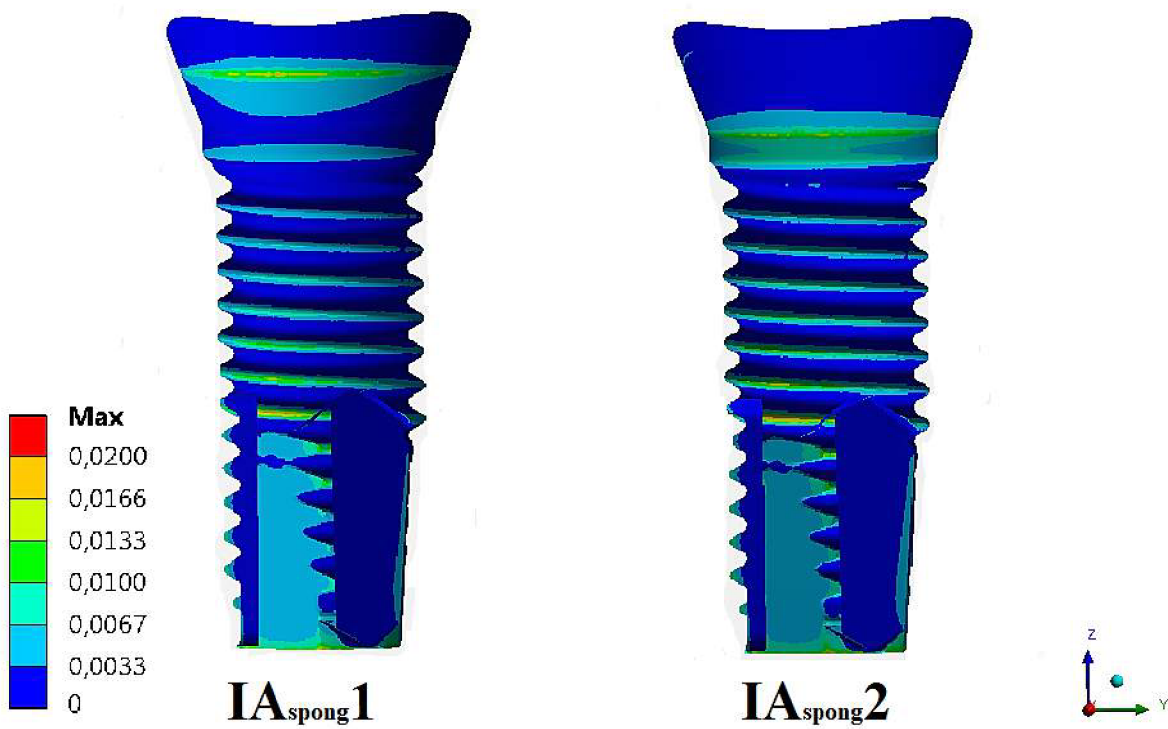
Obrázek 4.22: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]



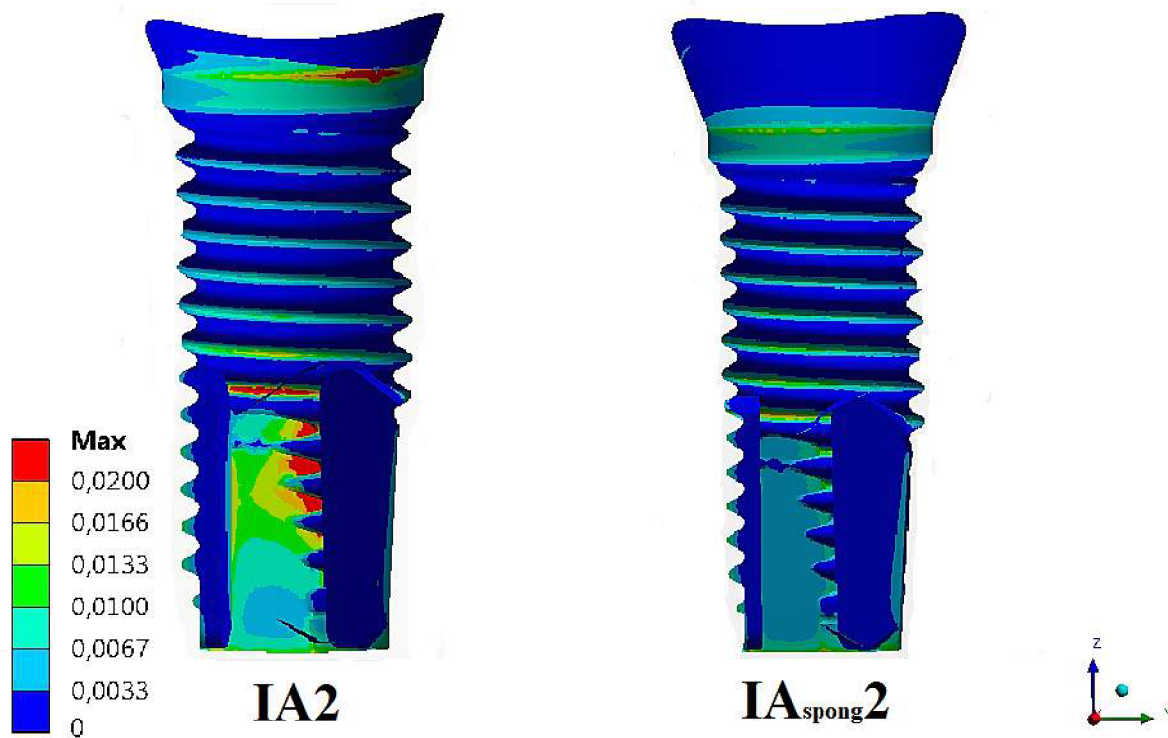
Obrázek 4.23: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]



Obrázek 4.24: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]

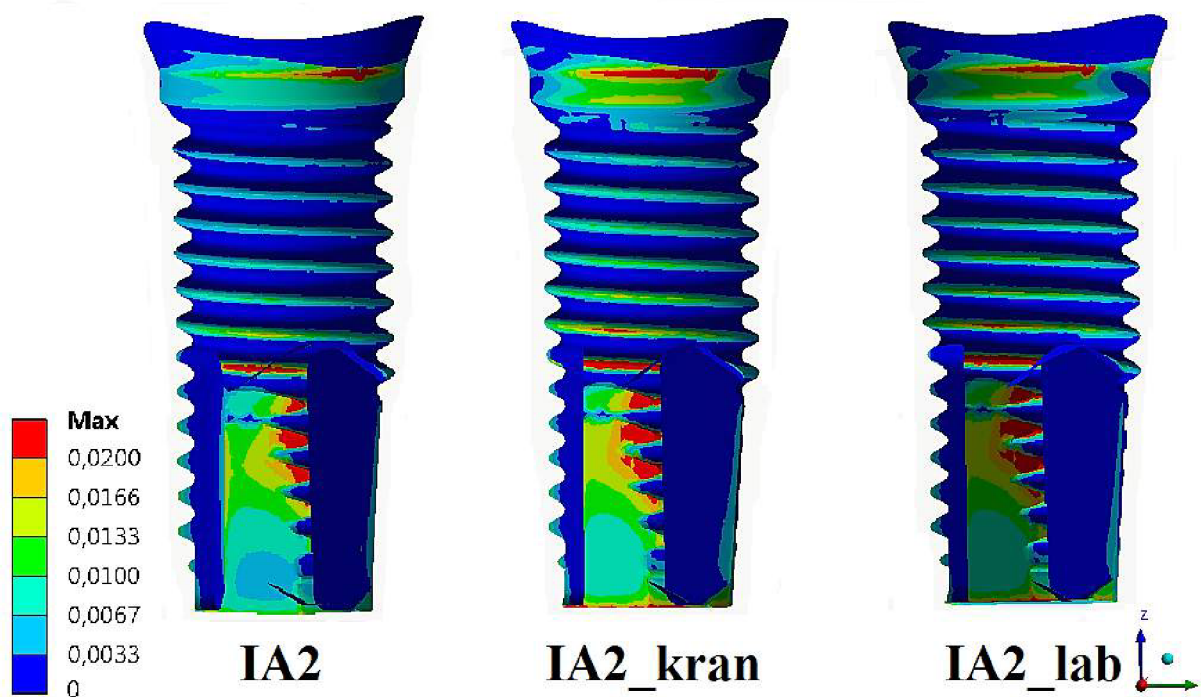


Obrázek 4.25: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]

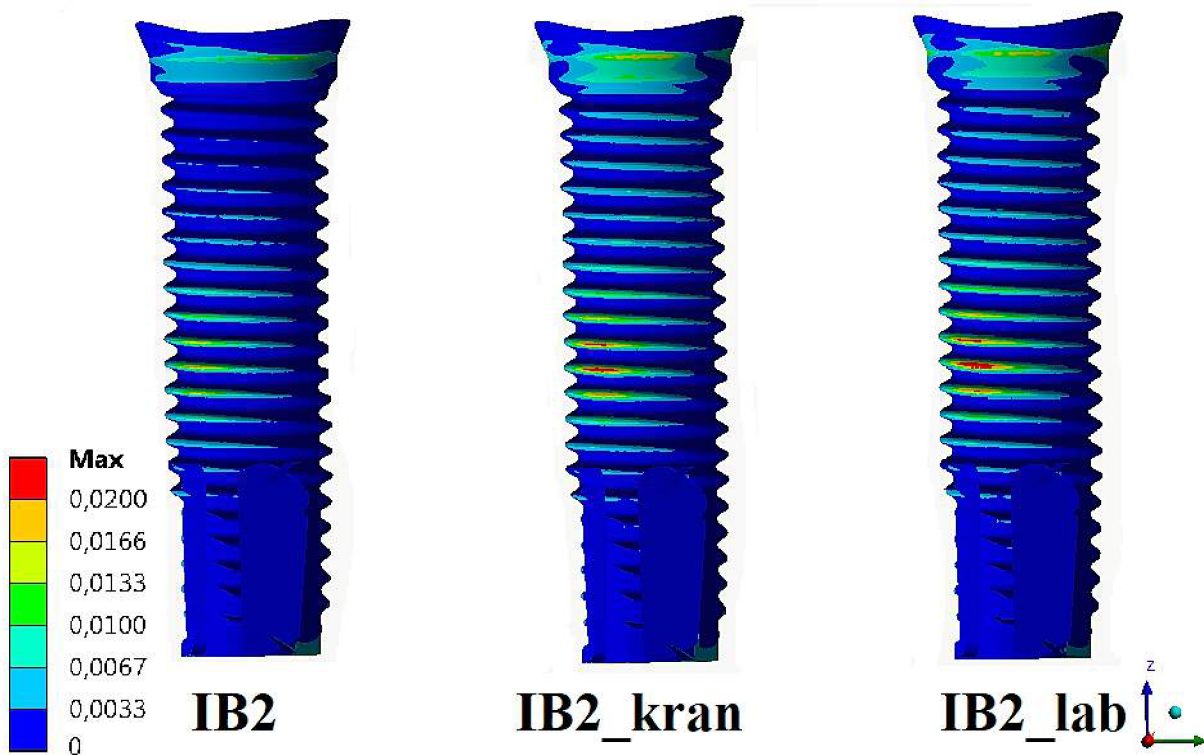


Obrázek 4.26: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]

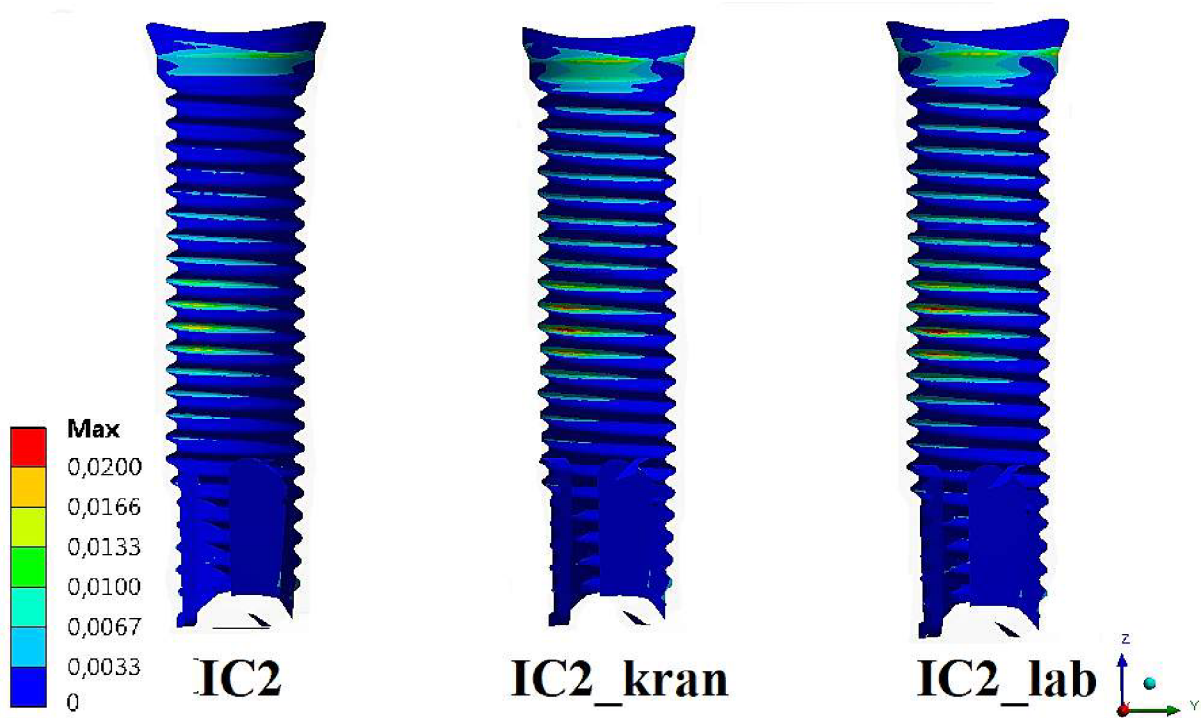




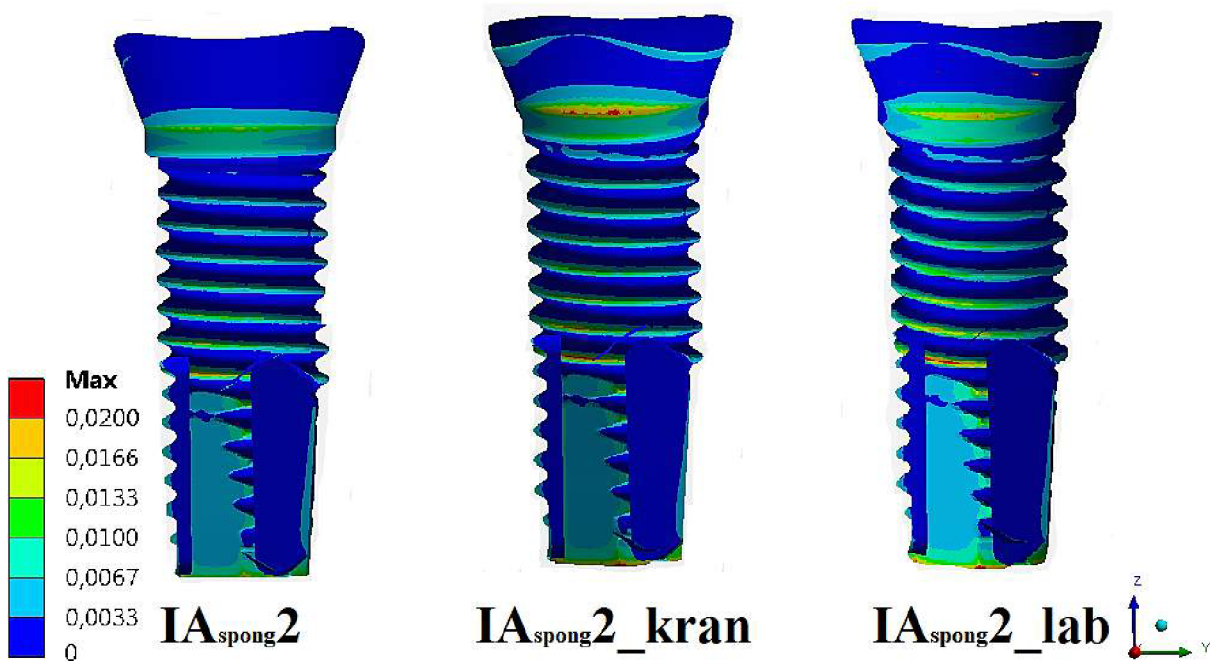
Obrázek 4.27: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]



Obrázek 4.28: Redukované přetvoření HMH v kosti [-]



Obrázek 4.29: Redukované přetvoření HMM v kosti [-]



Obrázek 4.30: Redukované přetvoření HMM v kosti [-]

#### 4.2.4 Vyhodnocení redukovaného napětí HMH pro fixační šroub

Na obrázku 4.32 lze vidět rozložení redukovaného napětí HMH pro fixační šroub ze všech dvaceti dvou řešených variant (fixační šrouby jsou zobrazeny v lokálním souřadnicovém systému implantátu).

Z hlediska všech řešených případů vznikalo nebezpečné místo v oblasti, kde fixační šroub nepřichází do kontaktu s implantátem, tedy těsně nad simulovaným šroubovým spojem.

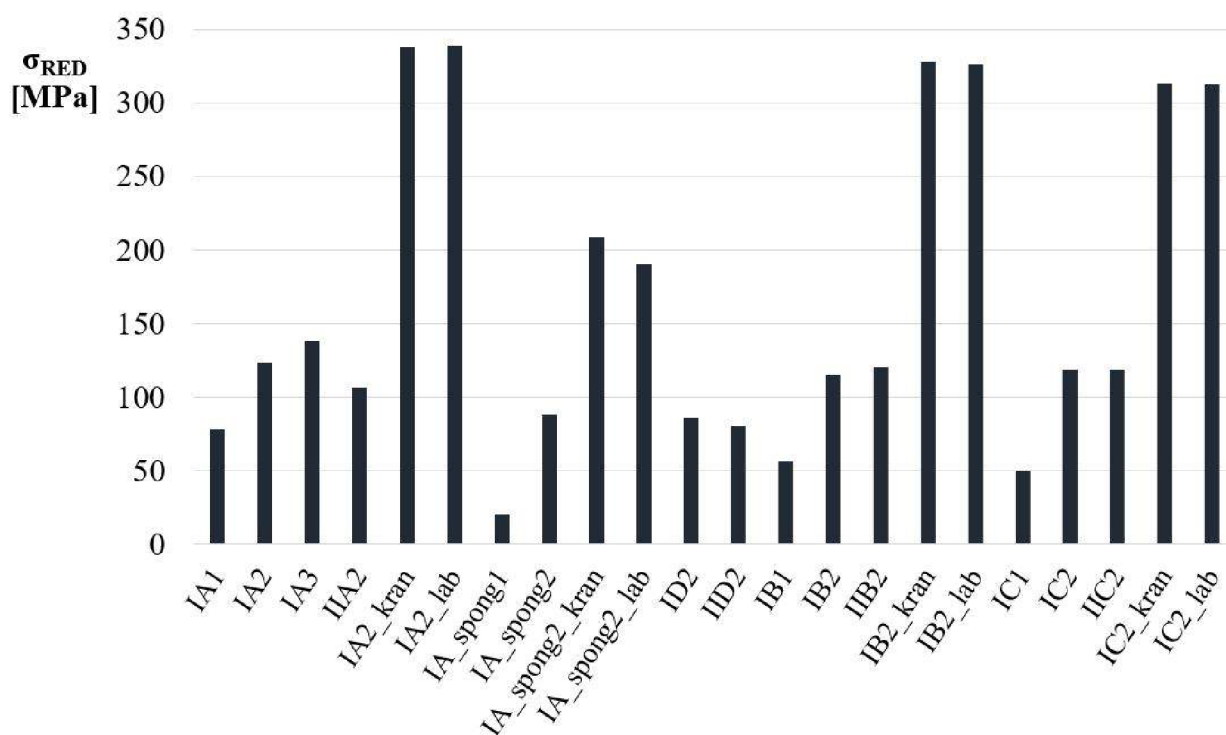
Hodnoty redukovaného napětí se měnily tak, že při zatížení mimo osu implantátu, byly více jak dvojnásobné.

Ke snížení napětí na fixačním šroubu docházelo také vlivem oseointegrace. K mírnému snížení napětí dochází i při zavedení do čelisti se silnější kortikální kostní tkání.

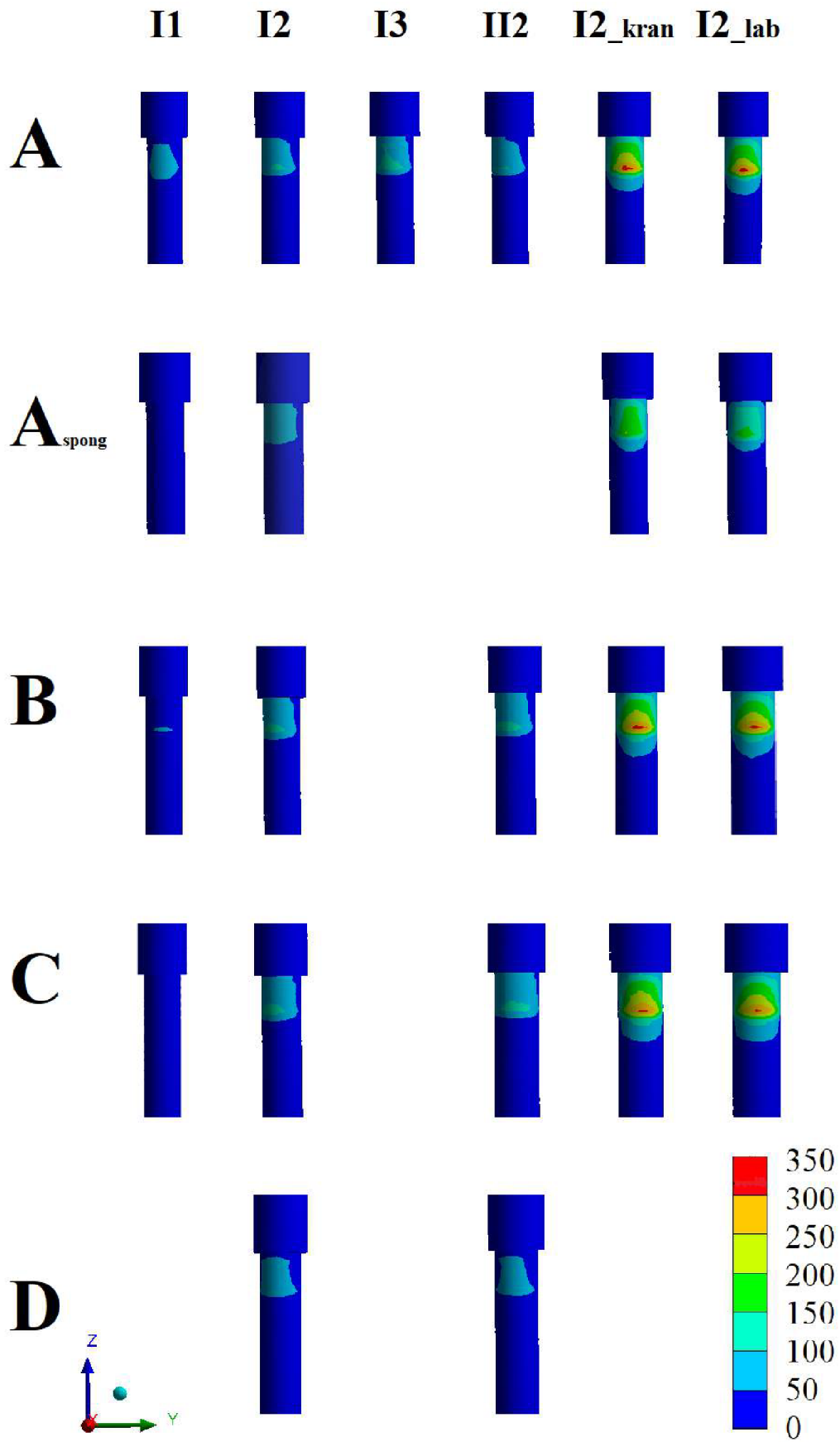
Samotná geometrie (délka) a uložení implantátu nemá na napětí na fixačním šroubu výrazný vliv.

Nejnižší napětí na fixačním šroubu bylo dosaženo v případě varianty  $IA_{spong}$ , kdy je implantát zavedený pouze ve spongiózní kostní tkáni, což způsobuje uložení implantátu, jak je vidět na obrázku 4.5. Dochází k posuvu implantátu i s abutmentem a korunkou a nedochází tak ke vzniku napětí na fixačním šroubu.

Hodnoty napětí jsou v grafu na obrázku 4.31.



**Obrázek 4.31:** Graf redukovaného napětí HMH pro fixační šroub všech řešených variant



Obrázek 4.32: Redukované napětí HMH pro fixační šroub všech řešených variant [MPa]

# Závěr

Cílem této diplomové práce bylo provedení deformačně-napěťové analýzy horní čelisti s dentálním implantátem. Nejprve byla zpracována rešeršní studie týkající se řešeného problému. Dále byla zpracována základní anatomie související s řešeným problémem a problematika týkající se zavádění dentálních implantátů do horní čelisti.

V práci byly vytvořeny dvě varianty modelu geometrie horní čelisti se čtyřmi různými modely geometrie dentálních implantátů (implantát, fixační šroub, abutment) a korunkou. Výpočtové modely byly řešeny pro tři stádia oseointegrace a tři různé směry zatížení. Celkem bylo vytvořeno dvacet dva výpočtových modelů.

- Zavedení implantátu do čelisti se silnější kortikální kostní tkáň má značný vliv na posuvy implantátu, na napětí na implantátu je vliv tloušťky naopak zanedbatelný. Na přetvoření spongiózní kostní tkáně má silnější kortikální kostní tkáň vliv u bikortikálně zavedených implantátů, protože vlivem tužšího spojení v alveolární oblasti dochází k většímu přetvoření ve spongiózní kostní tkáni.
- Stádium oseointegrace má největší vliv na posuvy implantátu a na přetvoření v kostní tkáni, vliv na napětí na implantátu není podstatný.
- Z hlediska posuvů je vhodnější bikortikální ukotvení implantátu, naopak z hlediska napětí na implantátu vychází lépe unikortikálně zavedený implantát.
- Je vždy lepší zavést implantát o větším průměru, pokud to umožňuje objem kostní tkáně alveolárního výběžku.
- Maximální napětí vznikající na implantátech jsou pod hranicí porušení materiálu slitiny titanu (mez pevnosti:  $R_m = 800$  MPa, mez únavy:  $\sigma_c = 600$  MPa) [68], takže nedojde k překročení mezního stavu pružnosti ani k únavovému porušení.
- Kraniální a labiální směr zatěžování má velký vliv na posuvy implantátu, na napětí na implantátu i fixačním šroubu i na přetvoření kostní tkáně. Nejvíce namáhaný z celé řešené soustavy byl fixační šroub, kde se napětí zvýšilo přibližně o 200 %. U implantátů napětí vzrostlo průměrně o 500 % a posuvy v labiálnělinguálním směru se zvýšily asi o 300 %.

V diplomové práci byly splněny cíle zadání a z analýzy napětí a deformace implantátu a kostní tkáně vyplynulo, že v oblasti řezáků má mnohem větší vliv kraniální a labiální zatížení než axiální, protože během nich dochází k výrazně vyššímu mechanickému namáhání implantátu.



## Seznam použitých zdrojů

- [1] ŠIMŮNEK, Antonín a kol. *Dentální implantologie*. Hradec Králové: Nucleus, 2001, 192 s. ISBN 80-86225-15-1.
- [2] I. Implantáty - úvod. In: *Zuby.cz* [online]. © 2010 [cit. 2017-02-20]. Dostupné z: <http://www.zuby.cz/implantaty/i-implantaty-uvod.html>
- [3] DAVARPANAH, Mithirade, H. MARTÍNEZ, M. KEBIR a J-F. TECUCIANU. *Praktická implantologie*. Praha: Nakladatelství Quintessenz, © 2005, 220 s. ISBN 80-903181-8-5.
- [4] HAMERNÍKOVÁ, Martina. *Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem*. [online] Brno, 2009. Dostupné z: <http://bit.ly/200eAVD> Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, FSI. Vedoucí práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [5] MARCIÁN, Petr. *Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem BOI*. [online] Brno, 2008. Dostupné z: <http://bit.ly/20mErvv> Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, FSI. Vedoucí práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [6] PETRLÍKOVÁ, Helena. *Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem MTI*. [online] Brno, 2008. Dostupné z: <http://bit.ly/2nAOMqr> Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, FSI. Vedoucí práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [7] ŠKOLNÍK, Roman. *Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem VNI*. [online] Brno, 2008. Dostupné z: <http://bit.ly/2ppvVef> Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, FSI. Vedoucí práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [8] KRPÁLEK, David. *Deformačně a napěťová analýza čelisti s úbytkem kostní tkáně*. [online] Brno, 2008. Dostupné z: <http://bit.ly/2ppC36y> Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, FSI. Vedoucí práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [9] MARCIÁN, Petr. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně*. [online] Brno, 2012. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=59853](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=59853) Disertace. Vysoké učení technické v Brně, FSI. Vedoucí práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [10] NAVRÁTILOVÁ, Jana. *Rešeršní studie zubních implantátů zaváděných do horní čelisti*. [online] Brno, 2016. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=128691](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=128691) Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, FSI. Vedoucí práce: Ing. Petr Marcián, Ph.D.
- [11] JO, LijuJacob, Kalepu VAMSI, Padma ARIGA a Pradeep BHOLLA. Influence of occlusal loading on stress patterns at the bone-implant interface by angulated abutments in the anterior maxilla: A three-dimensional finite-element study. *Journal of Dental Implants* [online]. 2014, 4(1) [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.4103/0974-6781.130944.
- [12] KRŠEK, Přemysl a Petr KRUPA. Problematika 3D modelování tkání z medicínských obrazových dat. *Neurologie pro praxi* [online]. Olomouc, 2005, 6(3), 149-153 [cit. 2017-04-12]. Dostupné z: [http://www.fit.vutbr.cz/~krsek/publications/neurologi\\_pro\\_praxi\\_0305\\_krsek\\_draft.pdf](http://www.fit.vutbr.cz/~krsek/publications/neurologi_pro_praxi_0305_krsek_draft.pdf)

- [13] OKUMURA, Nobuaki, Roxana STEGAROIU, Hideyoshi NISHIYAMA, Kouichi KUROKAWA, Eriko KITAMURA, Takafumi HAYASHI a Shuichi NOMURA. Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: Comparison with the conventional model. *Journal of Prosthodontic Research* [online]. 2011, 55(1), 24-31 [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1016/j.jpor.2010.07.002.
- [14] BORÁK, Libor, Petr MARCIÁN, Zdeněk FLORIAN a Sonia BARTÁKOVÁ. Biomechanical study of disk implants: Part I. *Engineering Mechanics* [online]. Association for Engineering Mechanics, 2010, 17(1), 49-60 [cit. 2017-04-12]. ISSN 1802-1484. Dostupné z: [http://www.engineeringmechanics.cz/pdf/17\\_1\\_049.pdf](http://www.engineeringmechanics.cz/pdf/17_1_049.pdf)
- [15] KUBÍČEK, Martin a Zdeněk FLORIAN. Application of the reverse engineering in the sphere of biomechanics. *Engineering Mechanics: .. national conference with international participation .. Svatka, Czech Republic* [online]. 2006, 200-201 [cit. 2017-04-12]. ISBN 8086246272. Dostupné z: <http://www.itam.cas.cz/publications/80-86246-27-2.pdf>
- [16] MARCIÁN, Petr, Libor BORÁK, Jiří VALÁŠEK, Jozef KAISER, Zdeněk FLORIAN a Jan WOLFF. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a feasibility study. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, 47(16), 3830-3836 [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.019.
- [17] WOLFF, Jan, Nathaniel NARRA, Anna-Kaisa ANTALAINEN, Jiří VALÁŠEK, Jozef KAISER, George K. SÁNDOR a Petr MARCIÁN. Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Materials & Design* [online]. 2014, 61, 177-184 [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1016/j.matdes.2014.04.080.
- [18] LIN, Daniel, Qing LI, Wei LI, Naughton DUCKMANTON a Michael SWAIN. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *Journal of Biomechanics* [online]. 2010, 43(2), 287-293 [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.024.
- [19] SAAB, Xavier E., Jason A. GRIGGS, John M. POWERS a Robert L. ENGELMEIER. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2007, 97(2), 85-92 [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1016/j.prosdent.2006.12.002.
- [20] YATES, J.M., I.M. BROOK, R.R. PATEL, P.F. WRAGG, S.A. ATKINS, A. EL-AWA, I. BAKRI a R. BOLT. Treatment of the edentulous atrophic maxilla using zygomatic implants: evaluation of survival rates over 5–10 years. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2014, 43(2), 237-242 [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1016/j.ijom.2013.08.012.
- [21] KIM, Heung-Joong, Sun-Kyoung YU, Myoung-Hwa LEE, Hoon-Jae LEE, Hee-Jung KIM a Chae-Heon CHUNG. Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korean: a study of dentate human cadavers. *The Journal of Advanced Prosthodontics* [online]. 2012, 4(3) [cit. 2017-03-06]. DOI: 10.4047/jap.2012.4.3.146.
- [22] MISCH, Carl E. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Mosby Elsevier, © 2008, 1102 s. ISBN 978-0-323-04373-1.
- [23] WOLFF, Jan, K. Hakki KARAGOZOGLU, Jochen H. BRETSCHNEIDER, Tymour FOUZANFAR a Engelbert A. J. M. SCHULTEN. Altered nasal airflow: an unusual complication following implant surgery in the anterior maxilla. *International Journal of Implant Dentistry* [online]. 2016, 2(1) [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1186/s40729-016-0045-3s.
- [24] On anterior rhinoscopy, the apical part of the titanium dental implant in the right anterior maxilla was seen in the nasal floor close to the nasal septum. In: *Altered nasal airflow: an unusual complication following implant surgery in the anterior maxilla*. *International Journal of Implant Dentistry* [online]. 2016, 2(1) [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1186/s40729-016-0045-3s. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5005690/>



- [25] KIM, Su-Gwan. Clinical Complications of Dental Implants. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice* [online]. InTech, 2011 [cit. 2017-05-10]. DOI:10.5772/17262. ISBN 9789533076584.
- [26] MARKOVIĆ, Aleksa, Dejan ČALASAN, Snježana ČOLIĆ, Ljiljana STOJČEVIĆ, Bojan JANJIĆ a Tijana MIŠIĆ. Implant stability in posterior maxilla: bone-condensing versus bone-drilling. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* [online]. 2011, 112(5), 557-563 [cit. 2017-05-07]. DOI:10.1016/j.tripleo.2010.11.010.
- [27] Morfologie zubu. In: *Zdravé zuby* [online]. © 2011 [cit. 2017-02-09]. Dostupné z: <http://azt30.webnode.cz/morfologie-zubu>
- [28] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 2., upr. a dopl. vyd.* Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001, 516 s. ISBN 80-7169-970-5.
- [29] MAZÁNEK, Jiří. Klinická anatomie orofaciální soustavy I. *Výukové materiály a produkty projektu ke stažení: Inovace studijního programu Zubní lékařství na 1. LF UK Praha* [online]. © 2007, 8 s. [cit. 2017-02-09], Dostupné z: <http://bit.ly/2nEqCdg>
- [30] ZRZAVÝ, Josef. *Anatomie pro stomatology: učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Avicenum, 1978, 560 s.
- [31] Horní čelist (maxilla). In: *Biologie - E-learning jako vzdělávací nástroj školy 3. tisíciletí* [online]. © 2010 [cit. 2017-02-09]. Dostupné z: <http://bit.ly/2nXyyXC>
- [32] Paranasal sinuses numbers. In: *Wikipedia - Die freie Enzyklopädie* [online]. © 2011 [cit. 2017-03-09]. Dostupné z: [https://de.wikipedia.org/wiki/Datei:Paranasal\\_sinuses\\_numbers.svg](https://de.wikipedia.org/wiki/Datei:Paranasal_sinuses_numbers.svg)
- [33] MISCH, Carl E. Lekholm and Zarb presented a classification of anterior bone loss in the edentulous jaws in 1985. In: *Pocket Dentistry — Fastest Clinical Dentistry Insight Engine: Available Bone and Dental Implant Treatment Plans* [online]. © 2015 [cit. 2017-02-27]. Dostupné z: <http://pocketdentistry.com/14-available-bone-and-dental-implant-treatment-plans/>
- [34] MARCIÁN, Petr. Označení směrů ve stomatologii. In: *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně*. [online] Brno, 2012. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=59853](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=59853) Disertace. Vysoké učení technické v Brně, FSI. Vedoucí práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [35] KIM, Heung-Joong, Sun-Kyoung YU, Myoung-Hwa LEE, Hoon-Jae LEE, Hee-Jung KIM a Chae-Heon CHUNG. Scanned image showing the 5 levels starting from 2 mm below the CEJ at intervals of 3 mm to the root apex area. In: *Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korean: a study of dentate human cadavers* [online]. 2012, 4(3) [cit. 2017-03-06]. DOI: 10.4047/jap.2012.4.3.146.
- [36] KIM, Heung-Joong, Sun-Kyoung YU, Myoung-Hwa LEE, Hoon-Jae LEE, Hee-Jung KIM a Chae-Heon CHUNG. Diagram showing that the cortical bone thickness was compared in the labial and lingual sides at each level in the anterior region on the maxilla. In: *Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korean: a study of dentate human cadavers* [online]. 2012, 4(3) [cit. 2017-03-06]. DOI: 10.4047/jap.2012.4.3.146.
- [37] KIM, Heung-Joong, Sun-Kyoung YU, Myoung-Hwa LEE, Hoon-Jae LEE, Hee-Jung KIM a Chae-Heon CHUNG. Diagram showing the average thickness of cortical and cancellous bones at each level in the anterior region. In: *Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korean: a study of dentate human cadavers* [online]. 2012, 4(3) [cit. 2017-03-06]. DOI: 10.4047/jap.2012.4.3.146.

- [38] Historie implantologie. In: *MEDICO DENT — Výroba dentálních implantátů* [online]. © 2011 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <http://www.medicodent.cz/nas-system/historie-implantologie/>
- [39] Historie. In: *MEDIN, a.s.* [online]. © 2017 [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <http://medin.cz/historie>
- [40] Branemark RP 3.75 / 4.1mm. In: *Dental Attachment and Implant Prosthetics — PREAT CORP* [online]. © 2015 [cit. 2017-04-12]. Dostupné z: [http://www.preat.com/nobelbiocare\\_implant.htm](http://www.preat.com/nobelbiocare_implant.htm)
- [41] Čepelkové implantáty. In: *Zubní implantáty INFO* [online]. [cit. 2017-04-12]. Dostupné z: <http://www.zubniimplantaty-info.cz/>
- [42] Bikortikální šrouby BŠ. In: *MEDICO DENT — Výroba dentálních implantátů* © 2008–2016 [online]. [cit. 2017-04-12]. Dostupné z: <http://www.medicodent.cz/pro-lekare/bs/>
- [43] Implantát s pilířem a korunkou. In: *Zubní implantáty – Druhý implantát ZDARMA* © 2017 [online]. [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <http://zubni-implantaty.com/vse-o-implantatech/>
- [44] BIO povrch - porézní struktura. In: *LASAK s.r.o. – implantáty a materiály pro kostní regeneraci* © 2011 [online]. [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <https://www.lasak.cz/pro-odbornou-verejnost/produkty/implantologie/zubni-implantaty-impladent/bio-povrch>
- [45] MAVROGENIS, A.F., R. DIMITRIOU, J. PARVIZI a G.C. BABIS. Biology of implant osseointegration. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions* [online]. 2009, 9(2), 61-71 [cit. 2017-04-13]. Dostupné z: <http://www.ismni.org/jmni/pdf/36/01MAVROGENIS.pdf>
- [46] Grafické znázornění procesu oseointegrace. In: *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáň* © 2012 [online]. [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=59853](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=59853)
- [47] MAZÁNEK, Jiří. Dentální implantologie II. *Výukové materiály a produkty projektu ke stažení: Inovace studijního programu Zubní lékařství na 1. LF UK Praha* [online]. © 2007, 13 s. [cit. 2017-04-13], Dostupné z: <http://bit.ly/2nI45O2>
- [48] A tapered, threaded implant design is helpful to minimize apical bone fenestration in areas such as the anterior maxilla, as the result of the presence of labial concavities. Tapered implant designs are also advantageous for immediate implant placement into extraction sockets. In: *Pocket Dentistry — Fastest Clinical Dentistry Insight Engine: Periimplant Anatomy, Biology, and Function* [online]. © 2015 [cit. 2017-04-13]. Dostupné z: <http://pocketdentistry.com/71-periimplant-anatomy-biology-and-function/>
- [49] ŠTĚPÁNEK, A., J. STRNAD a Z. STRNAD. Časné zatížení (4 týdny) dentálních implantátů Impladent v horní a dolní čelisti - monitoring vhojovací fáze pomocí metody resonanční frekvenční analýzy. *Quintessenz* [online]. 2005, 14(9) [cit. 2017-04-24]. Dostupné z: <https://www.lasak.cz/storage/get/204-casne-zatizeni-4-tydny-dentalnich-implantatu-impladent.pdf>
- [50] On radiological examination, it was confirmed that the dental implant had perforated the cortical bone of the right nasal floor. In: *Altered nasal airflow: an unusual complication following implant surgery in the anterior maxilla. International Journal of Implant Dentistry* [online]. 2016, 2(1) [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1186/s40729-016-0045-3s. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5005690/>
- [51] Displacement of an implant into the maxillary sinus. In: *Clinical Complications of Dental Implants. Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice* [online]. 2011 [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.5772/17262. Dostupné z: <http://bit.ly/2qdvjIJ>

- 
- [52] Sinusitida. In: *Wikipedie, otevřená encyklopedie* [online]. © 2016 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Sinusitida>
- [53] *Biomechanics Brno — Biomechanika 2* [online]. © Biomechanika 2 [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz/>
- [54] Pracovní prostředí programu STL Model Creator. In: *Biomechanics Brno — Biomechanika 2: STL Model Creator* [online]. © Biomechanika 2 [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: [http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com\\_content&view=article&id=59%3Astl-model-creator&catid=36%3Asoftware&Itemid=62&lang=cs](http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=59%3Astl-model-creator&catid=36%3Asoftware&Itemid=62&lang=cs)
- [55] STL (file format). In: *Wikipedia, the free encyclopedia* [online]. © 2017 [cit. 2017-05-10]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/STL\\_\(file\\_format\)](https://en.wikipedia.org/wiki/STL_(file_format))
- [56] VALÁŠEK, Jiří, David KRPALEK, Zdeněk FLORIAN. Tvorba modelu materiálu pro živé tkáně. *FOND ROZVOJE VYSOKÝCH ŠKOL 2011* [online]. © 2011, 7 s. [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://bit.ly/2pPGN8v>
- [57] Pracovní prostředí programu ROI Analysis. In: *Biomechanics Brno — Biomechanika 2: ROI Analysis* [online]. © Biomechanika 2 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: [http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com\\_content&view=article&id=56&Itemid=64&lang=cs](http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=56&Itemid=64&lang=cs)
- [58] I. Korunky - základní informace. In: *Zuby.cz* [online]. © 2010 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: <http://www.zuby.cz/korunky/i-korunky-zakladni-informace.html>
- [59] III. Typy korunek. In: *Zuby.cz* [online]. © 2010 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: <http://www.zuby.cz/korunky/iii-typy-korunek.html>
- [60] YANG, Jie a Hong-Jun XIANG. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Journal of Biomechanics* [online]. 2007, 40(11), 2377-2385 [cit. 2017-05-06]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.11.019.
- [61] SOLID 187. *ANSYS Academic Research, Release 17.2, Help System* [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2017-05-05].
- [62] TARGE 170. *ANSYS Academic Research, Release 17.2, Help System* [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2017-05-05].
- [63] CONTA 174. *ANSYS Academic Research, Release 17.2, Help System* [software]. © SAS IP, Inc. [přístup 2017-05-05].
- [64] Lecture 3: Introduction to Contact. In: *ANSYS Mechanical ANSYS Mechanical Structural Nonlinearities* [online]. © 2010 [cit. 2017-05-19]. Dostupné z: [http://inside.mines.edu/~apetrell/ENME442/Labs/1301\\_ENME442\\_lab6\\_lecture.pdf](http://inside.mines.edu/~apetrell/ENME442/Labs/1301_ENME442_lab6_lecture.pdf)
- [65] Coefficients Of Friction. In: *RoyMech Index page* [online]. © 2012 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: [http://www.roymech.co.uk/Useful\\_Tables/Tribology/co\\_of\\_frict.htm](http://www.roymech.co.uk/Useful_Tables/Tribology/co_of_frict.htm)
- [66] MISCHLER, S. a G. PAX. Tribological behavior of titanium sliding against bone. *European Cells and Materials* [online]. 0205n. 1, 3(1), s. 28-29 [cit. 2017-05-06]. ISSN 1473-2262. Dostupné z: <http://www.ecmjournal.org/journal/supplements/vol1003supp01/pdf/vol1003suppl01a15.pdf>
- [67] FROST, Harold M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist* [online]. 1994, 64(3), s. 175-188 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.angle.org/doi/pdf/10.1043/0003-3219%281994%29064%3C0175%3AWLABSA%3E2.0.CO%3B2>
- [68] NIINOMI, Mitsuo. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A* [online]. 1998, 243(1-2), 231-236 [cit. 2017-05-23]. DOI: 10.1016/S0921-5093(97)00806-X. ISSN 09215093.



## Seznam použitých symbolů a zkratek

Symbol	Rozměr	Veličina
A–D	[–]	označení modelů geometrie implantátu
A–E	[–]	třídy resorpce alveolárního výběžku
$CT_a$	[–]	CT-číslo vzduchu
$CT_w$	[–]	CT-číslo vody
D1–D4	[–]	klasifikace denzity
$E$	[MPa]	Youngův modul pružnosti
I,II	[–]	označení modelů geometrie čelisti
I–R	[–]	označení uzlů prvku
L1–L5	[–]	hladiny pro měření kostní tkáně
$R_m$	[MPa]	mez pevnosti
S0–S8	[–]	podmnožiny systému podstatných veličin
UX, UY, UZ	[mm]	posuvy ve směru x, y, z
V	[mm]	délka implantátu
x, y, z	[–]	osy souřadného systému
1–3	[–]	označení stádia oseointegrace
$\mu$	[–]	Poissonův poměr
$\rho$	[g/cm <sup>3</sup> ]	hustota
$\sigma_c$	[MPa]	mez únavy
$\sigma_{RED}$	[MPa]	rekudované napětí HMM
$\Omega$	[–]	objekt systému podstatných veličin

### Zkratka Význam

APDL	ANSYS Parametric Design Language
CATIA	Computer-Aided Three-Dimensional Interactive Application
CEJ	Cementoenamel junction (hranice cement – sklovina)
CT	Computer Tomograph
FEM	Finite Element Method
FSI	Fakulta strojního inženýrství
HMH	Huber, von Mises, Hencky
HU	Hounsfield units
La	labiální
Li	linguální
MKP	Metoda konečných prvků
MPC	Multi Point Constraints
PCG	Preconditioned Conjugate Gradient
RAM	Random Access Memory
ROI	Region of Interest
STL	STereoLithography
ÚMTMB	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

VUT	Vysoké učení technické
2D	dvoudimenzionální
3D	trojdimenzionální

# Seznam obrázků

1	Dutina nosní perforovaná zavedeným implantátem [24] . . . . .	16
1.1	Části horní čelisti [31] . . . . .	20
1.2	Vedlejší dutiny nosní ( <i>sinus paranasales</i> ) [32] . . . . .	21
1.3	Resorpce bezzubého alveolárního výběžku podle Lekholma a Zarba [33] ( <i>Čárkovaná čára odpovídá hranici mezi alveolárním výběžkem a bazální částí čelisti.</i> ) . . . . .	22
1.4	Grafické zobrazení klasifikace denzity [33] . . . . .	23
1.5	Označení směrů [34] . . . . .	23
1.6	Hladiny pro měření tloušťky kostní tkáně [35] ( <i>La – labialis, Li – lingualis</i> ) . . . . .	24
1.7	Tloušťka v jednotlivých hladinách [36] . . . . .	24
1.8	Průměrná tloušťka kortikální kostní tkáně v hladinách L1–L5 [mm] [37] . . . . .	25
2.1	Implantát Brånemark [40] . . . . .	28
2.2	Čepelkové implantáty [41] . . . . .	29
2.3	Bikortikální implantáty [42] . . . . .	29
2.4	Povrch implantátu s detailem mikrostruktury [43, 44] . . . . .	31
2.5	Průběh oseointegrace [46] . . . . .	31
2.6	Zavedený implantát s korunkou v horní čelisti [48] . . . . .	32
2.7	Perforovaná pravá nosní dírka [50] . . . . .	33
2.8	Uvolněný implantát do čelistní dutiny [51] . . . . .	34
3.1	Pracovní prostředí programu STL Model Creator [54] (1) pracovní plocha, (2) načtená data, (3) panel segmentace, (4) nastavení prahování snímků . . . . .	35
3.2	Segmentace horní čelisti (a) transversální řez, (b) sagitální řez . . . . .	36
3.3	STL model horní čelisti . . . . .	36
3.4	STL model spongiózní kostní tkáně . . . . .	37
3.5	Křivky tvořící model spongiózní kostní tkáně . . . . .	37
3.6	Dvě varianty spongiózní kostní tkáně, řez je v místě zavedení implantátu . . . . .	37
3.7	Model geometrie horní čelisti s čelistními dutinami a spongiózní kostní tkání . . . . .	38
3.8	Model geometrie implantátu [mm] – varianty A–C . . . . .	38
3.9	Model geometrie implantátu [mm] – varianta D . . . . .	39
3.10	Varianty dentálních implantátů (A – délka 7,4 mm; B – délka 11,4 mm; C – délka 12,4 mm; D – 9,3 mm) . . . . .	39
3.11	Model geometrie zubu . . . . .	40
3.12	Model geometrie korunky . . . . .	40
3.13	Řez modelem geometrie implantátu zavedeného v horní čelisti (varianta <i>IA<sub>spong</sub></i> ) . . . . .	41
3.14	Řez modelem geometrie implantátu bikortikálně zavedeného v horní čelisti (varianta <i>IIB</i> ) . . . . .	42
3.15	Řez modelem geometrie implantátu zavedeného v horní čelisti perforující nosní dutinu (varianta <i>IIC</i> ) . . . . .	42
3.16	Schematické značení jednotlivých modelů geometrie . . . . .	43

3.17	Pracovní prostředí programu ROI Analysis [57] (1) pracovní plocha, (2) informace o snímku, (3) načtené CT snímky, (4) nástroje . . . . .	44
3.18	Vybraná analyzovaná oblast na CT snímku s průměrnou hodnotou HU a směrodatnou odchylkou . . . . .	45
3.19	Graf závislosti hustoty kostní tkáně na Hounsfieldových jednotkách . . . . .	45
3.20	Graf závislosti Youngova modulu pružnosti na Hounsfieldových jednotkách . . . . .	46
3.21	Prvek SOLID 187 [61] . . . . .	47
3.22	Prvky TARGE 170 a CONTA 174 [62] . . . . .	48
3.23	Diskretizovaný model geometrie implantátu . . . . .	48
3.24	Diskretizovaný model geometrie fixačního šroubu . . . . .	49
3.25	Diskretizovaný model geometrie korunky nasazené na abutmentu . . . . .	49
3.26	Diskretizovaný model geometrie horní čelisti . . . . .	50
3.27	Okrajové podmínky na řešené soustavě . . . . .	51
3.28	Kontakty mezi částmi implantátu a korunkou . . . . .	52
3.29	Spojení „Bonded“ mezi implantátem a kostní tkání . . . . .	52
3.30	Spojení „Bonded“ a kontakty „Frictional“ mezi implantátem a kostní tkání . . . . .	53
3.31	Kontakty „Frictional“ mezi implantátem a kostní tkání . . . . .	53
3.32	Schematické značení stádií oseointegrace . . . . .	54
3.33	Implantát zatížený koronoapikálně . . . . .	54
3.34	Implantát zatížený kraniálně . . . . .	55
3.35	Implantát zatížený labiálně . . . . .	55
4.1	Přehled řešených variant – část 1 . . . . .	57
4.2	Přehled řešených variant – část 2 . . . . .	58
4.3	Graf posuvů ve směru osy $z$ . . . . .	59
4.4	Posuvy ve směru osy $z$ při 100násobném měřítku posuvu ( $IA3$ ) . . . . .	60
4.5	Posuvy ve směru osy $z$ při 250násobném měřítku posuvu . . . . .	60
4.6	Graf posuvů při různém směru zatížení v osách $x$ a $z$ . . . . .	61
4.7	Posuvy ve směru osy $x$ kraniálním zatížením při 100násobném měřítku posuvu ( $IA2$ ) – deformovaný a nedeformovaný tvar . . . . .	61
4.8	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	63
4.9	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	63
4.10	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	64
4.11	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	64
4.12	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	65
4.13	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	65
4.14	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	66
4.15	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	66
4.16	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	67
4.17	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	67
4.18	Redukované napětí HMH pro implantát [MPa] . . . . .	68
4.19	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	69
4.20	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	69
4.21	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	70
4.22	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	70
4.23	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	71
4.24	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	71
4.25	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	72
4.26	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	72
4.27	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	73
4.28	Redukované přetvoření HMH v kosti [-] . . . . .	73



---

4.29	Redukované přetvoření HMM v kosti [-]	74
4.30	Redukované přetvoření HMM v kosti [-]	74
4.31	Graf redukovaného napětí HMM pro fixační šroub všech řešených variant	75
4.32	Redukované napětí HMM pro fixační šroub všech řešených variant [MPa]	76



# Seznam tabulek

1.1	Hodnoty HU v lidském těle [9] . . . . .	22
1.2	Klasifikace kostní denzity dle Lekholma a Zabra [1] . . . . .	23
3.1	Varianty implantátu odlišené délkou . . . . .	39
3.2	Materiálové charakteristiky kortikální kostní tkáně [17] . . . . .	44
3.3	Získané hodnoty z analýzy CT snímků . . . . .	45
3.4	Materiálové charakteristiky spongiózní kostní tkáně . . . . .	46
3.5	Materiálové charakteristiky slitiny titanu [17] . . . . .	46
3.6	Materiálové charakteristiky biokeramiky [60] . . . . .	47
3.7	Počet uzlů a prvků jednotlivých variant . . . . .	50