



# 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 GEOMETRICKY ODLIŠNÝCH MANDIBULÁCH

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF DENTAL IMPLANT INSERTED IN DIFFERENT MANDIBLES

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tereza Diakovová

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2023





## Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka:	<b>Tereza Diakovová</b>
Studijní program:	Základy strojního inženýrství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	<b>Ing. Petr Marcián, Ph.D.</b>
Akademický rok:	2022/23

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 bakalářské práce:

### **Deformační a napěťová analýza dentálního implantátu zavedeného v geometricky odlišných mandibulách**

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

Dentální implantáty jsou umělé náhrady chybějících zubů a zavádí se nejčastěji do alveolárního výběžku dolní čelisti. Tvar a hustota kostní tkáně v alveolu se pro každého pacienta liší a podstatně ovlivňuje mechanické namáhání rozhraní kostní tkáně s implantátem. Práce je zaměřena na určení těchto deformačních a napěťových stavů a jejich srovnání pro různé geometrie tvaru kostní tkáně v alveolárním výběžku.

#### **Cíle bakalářské práce:**

1. Provedení rešeršní studie související s řešenou problematikou.
2. Analýza hustoty kostních tkání v alveolárním výběžku z dat pořízených na zobrazovacím zařízení.
3. Vytvoření výpočtového modelu soustavy dentálního implantátu s kostní tkání.
4. Provedení deformační a napěťové analýzy.

**Seznam doporučené literatury:**

BORÁK, L., MARCIÁN, P.: Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study. In Engineering Mechanics 2017. s. 190-193. ISBN: 978-80- 214-5497-2, 2017.

KORIOTH, T.W., ROMILLY, D.P., HANNAM, A.G.: Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. American Journal of Physical anthropology, roč. 88, str. 69-96. DOI: 10.1002/ajpa.1330880107, 1992.

MARCIÁN, Petr. Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 145 s. Vedoucí disertační práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.  
děkan fakulty

## **Abstrakt**

Tato práce se zabývá problematikou z oblasti dentální implantologie, a to mechanickou interakcí mezi dentálním implantátem a kostní tkání dolní čelisti. Tato interakce je ovlivněna tvarem a hustotou kostních tkání. V práci je provedena rešerše studií zabývajících se mechanickým namáháním rozhraní kostní tkáně s implantátem. Získané poznatky byly dále využity při analýze hustoty kostních tkání a při deformačně-napěťové analýze tří geometricky rozdílných čelistí se zavedeným implantátem v oblasti prvního moláru. Hustota kostních tkání byla posuzována na základě informací získaných z CT snímků jednotlivých čelistí. K posouzení deformačně-napěťových stavů bylo využito výpočtového modelování pomocí metody konečných prvků. Byly vytvořeny tři modely geometrií čelistí na základě CT snímků. Implantát byl zatížen od žvýkacích sil v okamžiku skusu. Na základě výsledků lze říci, že tvar a tloušťka kortikální kostní tkáně a hustota spongiózy mají podstatný vliv na deformačně-napěťové stavy rozhraní kost-implantát.

## **Klíčová slova**

Deformačně-napěťová analýza, dentální implantát, dolní čelist, kostní tkáň

## **Abstract**

This thesis deals with a problem in the field of dental implantology, namely the mechanical interaction between the dental implant and the bone tissue of the mandible. This interaction is affected by the shape and density of the bone tissues. A review of studies dealing with mechanical stresses at the bone-implant interface is carried out. The obtained information were further used in the analysis of bone tissue density and in the strain-stress analysis of three geometrically different jaws with an implant placed in the first molar region. Bone density was evaluated based on information obtained from CT scans of the individual jaws. For evaluation of the deformation-stress states was used computational modelling using the finite element method. Three models of jaw geometries were created based on CT images. The implant was loaded from masticatory forces at the moment of bite. Based on the results, it can be stated that the shape and thickness of the cortical bone tissue and the density of spongiosis have a significant influence on the deformation-stress states of the bone-implant interface.

## **Keywords**

Stress-strain analysis, dental implant, mandible, bone tissue

## **Bibliografická citace**

DIAKOVOVÁ, Tereza. *Deformační a napětová analýza dentálního implantátu zavedeného v geometricky odlišných mandibulách*. Brno, 2023. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/149842>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.

## **Prohlášení o původnosti této práce**

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci na téma *Deformační a napětová analýza dentálního implantátu zavedeného v geometricky odlišných mandibulách* vypracovala samostatně, pod odborným vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpala, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....  
Tereza Diakovová

## **Poděkování**

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D. za jeho hodnotné rady, pomoc, ochotu a čas, který mi při vypracování této bakalářské práce věnoval. Dále bych chtěla poděkovat svým rodičům, bratrovi a přátelům za veškerou podporu během studia.

## Obsah

Úvod .....	11
1 Popis problémové situace.....	12
1.1 Formulace problému .....	12
1.2 Cíle práce .....	12
2 Anatomie .....	13
2.1 Zuby .....	13
2.2 Nervy v dolní čelisti.....	14
2.3 Žvýkácké svalstvo .....	15
2.3.1 Silové působení .....	15
2.3.2 Okluzní síla a konstrukce implantátu .....	16
2.4 Okluzní rovina .....	17
3 Kostní tkáň .....	19
3.1 Hustota a tloušťka kortikální kostní tkáň .....	19
4 Dentální implantáty .....	22
4.1 Klasifikace dentálních implantátů .....	22
4.2 Nitrokostní implantáty .....	22
4.3 Materiály implantátů.....	23
4.4 Zavádění válcového implantátu .....	24
4.4.1 Úspěšnost implantátu.....	24
4.4.2 Poranění dolního alveolárního nervu při zavádění implantátu.....	25
4.5 Vliv hustoty kosti na úspěch dentálního implantátu .....	25
4.5.1 Kvalita a kvantita kosti .....	25
5 Výpočetní tomografie (CT).....	27
5.1 Hounsfieldovy jednotky HU (Hounsfield units).....	27
5.2 Výpočetní tomografie v dentální implantologii.....	28
6 Rešerše související s deformační a napěťovou analýzou .....	29
6.1 Studie zabývající se soustavou kost-implantát .....	29
6.2 Studie zabývající se vlivem hustoty kostní tkáň .....	30
7 Analýza hustoty kostních tkání v alveolárním výběžku .....	32
8 Výběr metody řešení .....	35
9 Výpočtové modelování .....	36
9.1 Model geometrie .....	36
9.1.1 Tvorba modelu geometrie dolní čelisti .....	36

9.1.2	Model geometrie implantátu .....	37
9.1.3	Model geometrie dolní čelisti se zavedeným implantátem .....	38
9.2	Model materiálu .....	39
9.2.1	Model materiálu kortikální kostní tkáň .....	39
9.2.2	Model materiálu spongiózní kostní tkáň .....	39
9.2.3	Model materiálu implantátu .....	39
9.3	Model vazeb .....	39
9.4	Model zatížení .....	40
9.5	Síť konečných prvků .....	40
10	Deformační a napěťová analýza .....	42
10.1	Redukované napětí HMM na implantátu .....	42
10.2	HMM přetvoření v kostní tkáni .....	43
10.4	Síla na implantát .....	45
10	Závěr .....	46
11	Seznam použitých zdrojů .....	47



## Úvod

První archeologické nálezy primitivních „dentálních implantátů“ pocházejí z dob starověkého Egypta. Tyto nálezy jsou ale ojedinělé a efekt tehdejších implantací byl jistě krátkodobý. O dentální implantologii se proto začíná mluvit až od novověku. Za průkopníka implantologie je považován Magiollo (1809). Do lůžka po extrahovaném zubu zaváděl zlatou trubičku, do které ukotvil umělou zubní korunku [1].

V 19. století jej následovali další lékaři, kteří přicházeli s různými typy implantátů. Implantáty se vyráběly ze zlata, platiny, stříbra, porcelánu a dalších materiálů. Za nejvýznamnější přelom v dentální implantologii je považován objev jevu, který byl později nazván oseointegrací a který se stal základním principem v dentální implantologii. Tento objev uskutečnil Per-Ingvar Brånemark se šroubovými implantáty z čistého titanu. Termín oseointegrace označuje vhojení implantátu do kosti bez mezivrstvy měkké tkáně, což umožňuje téměř neomezenou životnost implantátu [1].

Následný rozvoj ve zlepšování techniky úpravy povrchů implantátů umožnil urychlit léčebné postupy. Zlepšila se stabilita implantátu, která je důležitá pro jeho dlouhodobou funkčnost. Stabilitu implantátu v kostní tkáni můžeme rozdělit na primární a sekundární. Primární stabilita je dána absencí pohybu implantátu v kosti. Sekundární stabilita souvisí právě s oseointegrací. Mezi hlavní determinanty stability implantátu patří vlastnosti kostní tkáně v místě implantace a jak dobře je implantát v kontaktu s kostní tkání. Vlastnosti spojení a kostní tkáně se mohou během hojení zlepšovat, protože měkká trabekulární kost má tendenci podléhat přeměně na hustou kortikální kost v blízkosti povrchu implantátu. Na druhou stranu nedostatečná kvalita a kvantita kosti může vést ke ztrátě kostní tkáně v důsledku vysokého mechanického namáhání během zavádění implantátu. Rozhraní implantát-kost je také ovlivněno designem implantátu [1], [2], [3].

V posledním desetiletí byla dentální implantologie také výrazně ovlivněna vzestupem digitalizace a 3D tisku. CBCT (ang. *cone beam computed tomography*) má kromě využití pro předoperační analýzu (mapování alveolárního výběžku) a plánování implantace i další přínos. Po získání dat z počítačové tomografie lze vytvořit návrh 3D modelu pomocí počítačového softwaru, který je následně přenesen do 3D tiskárny. Lze takto tisknout zubní modely, dlahy, protézy ale také přípravky pro zavádění implantátů, které pomáhají lékaři zavést implantát do správného místa, hloubky a úhlu. Snižuje se tak riziko komplikací a zkracuje doba hojení oproti implantaci tzv. „z volné ruky“ a je umožněn specifický přístup ke každému pacientovi [1], [4], [5].

## **1 Popis problémové situace**

Enoseální zubní implantáty, které se zavádějí do alveolárního výběžku čelisti, se staly důležitou součástí zubní protetiky. Navzdory mnoha pokrokům v technice, materiálech a designu implantátů, a přestože se úspěšnost dentálních implantátů v současnosti pohybuje okolo 95 %, je potenciál pro selhání implantátu významným problémem [6].

Proto umístění implantátu a jeho vhodný design musí být pečlivě zvoleny s ohledem na anatomické rysy, dynamiku žvýkání a kvalitu kosti. Největším problémem ve většině výzkumů je resorpce kosti po extrakci zubu. Nutno podotknout, že umístěním implantátu může být proces kostní resorpce zpomalen, ale není eliminován [7], [8].

Po ztrátě zubů alveolární část mandibuly postupně atrofuje. Tvar a hustota kostní tkáně v alveolu se tak pro každého pacienta liší a podstatně ovlivňuje mechanické namáhání rozhraní kostní tkáně s implantátem. Toto mechanické namáhání, i přes pokroky v procesech oseointegrace, může vést k narušení spojení implantátu s kostní tkání a odumírání kosti v okolí implantátu, v implantologii nazýváno jako periimplantitida [1], [9].

Po zavedení dentálního implantátu do alveolární kostní tkáně čelisti, která má své specifické vlastnosti dané pacientem a jeho životostí, se podstatně mění deformační a napěťové stavy soustavy kostní tkáně s implantátem. Analýza těchto deformačních stavů se provádí nejčastěji pomocí výpočtového modelování. Pro vytvoření výpočtového modelu, který bude respektovat skutečný tvar a hustotu kostních tkání, je potřeba vycházet z CT snímků pacientů.

### **1.1 Formulace problému**

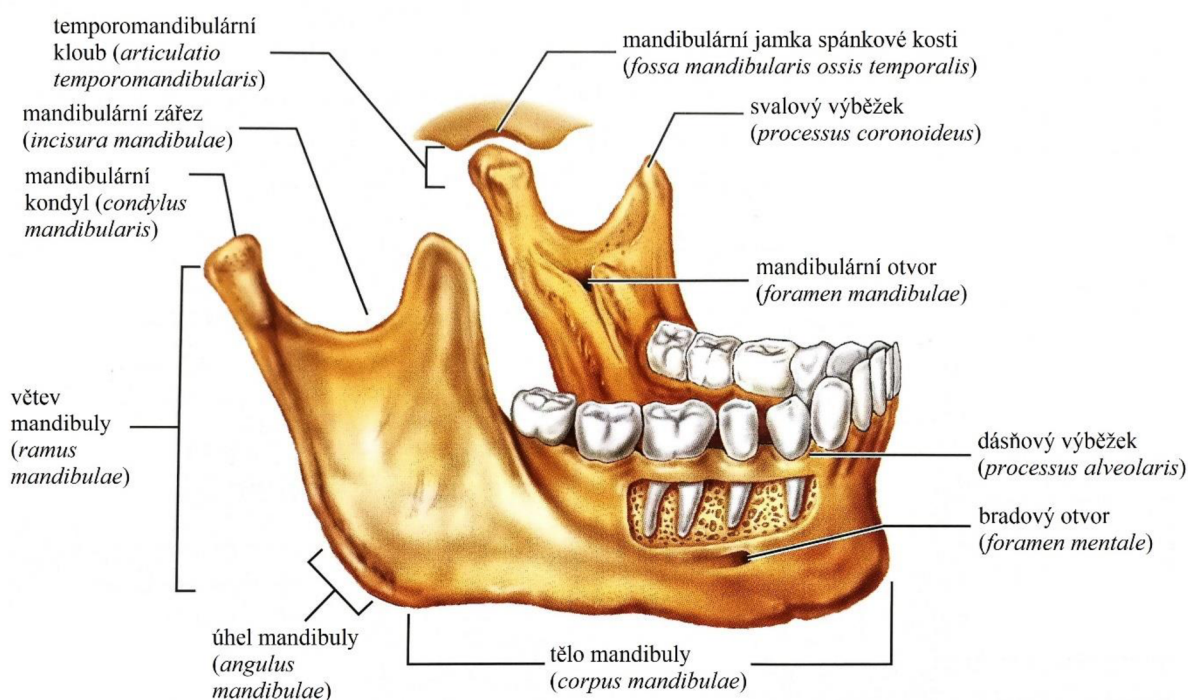
Vliv hustoty a tvaru kostní tkáně v alveolu na mechanické namáhání rozhraní kostní tkáně s implantátem.

### **1.2 Cíle práce**

1. Provést rešeršní studii související s řešenou problematikou.
2. Provést analýzu hustoty kostních tkání v alveolárním výběžku z dat pořízených na zobrazovacím zařízení.
3. Vytvořit výpočtový model soustavy dentálního implantátu s kostní tkání.
4. Provést deformační a napěťovou analýzu.

## 2 Anatomie

V práci je řešena problematika dentálního implantátu zavedeného do dolní čelisti. Dolní čelist (lat. *mandibula*) (Obr. 2.1) je nejsilnější z obličejových kostí a také jedinou kostí, která je s lebkou spojena pomocí kloubního spojení. Skládá se z těla dolní čelisti (lat. *corpus mandibulae*) a dvou větví čelisti (lat. *ramus mandibulae*). Tělo přechází ve větev pod mandibulárním úhlem (lat. *angulus mandibulae*) [10]. Na horním okraji větví jsou dva výběžky. Přední (svalový) výběžek je plochý a upíná se na něj jeden ze žvýkacích svalů. Zadní (kloubní) výběžek tvoří hlavu mandibuly, spojuje se se spánkovou kostí a společně vytvářejí temporomandibulární kloub [11]. Díky přítomnosti disku umožňuje kloub kromě zvednutí a poklesu dolní čelisti také její posun dopředu a dozadu [12]. Horní hranici těla mandibuly představuje dásňový výběžek (lat. *processus alveolaris*), na němž se nacházejí zubní lůžka (lat. *alveoly*) [11].



Obr. 2.1 Anatomie dolní čelisti [11]

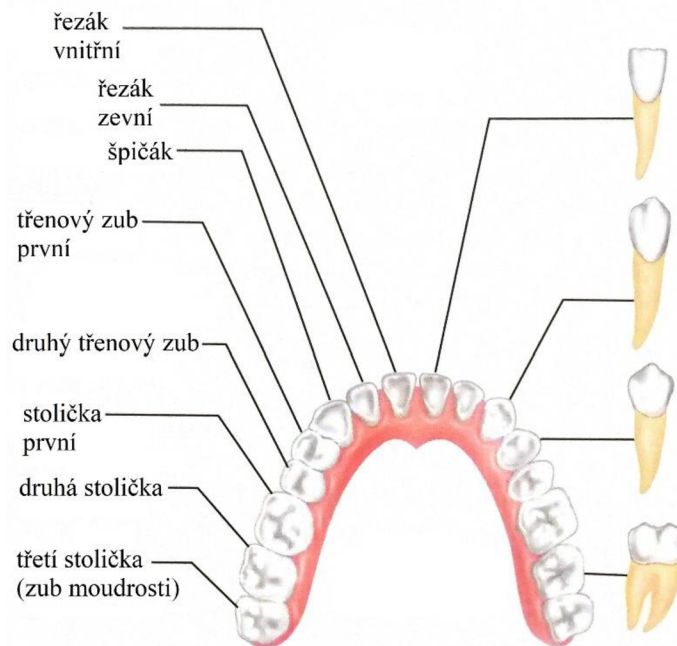
Alveolární výběžky (lat. *processus alveolares*) jsou struktury závislé na přítomnosti zubů. Rozvíjejí se s prořezáváním zubů a po jejich ztrátě atrofují. Alveolární výběžky navazují na bazální část čelisti a skládají se ze dvou zevních kortikálních kostních plotének, mezi nimiž je uložena spongiózní kost. Další součástí alveolárního výběžku je alveolární kost, která vytváří ohraničení zubního lůžka (alveolu) [1].

### 2.1 Zuby

Zuby (lat. *dentes*) jsou uloženy v zubních lůžkách (lat. *alveoly*) dolní a horní čelisti [11].

Zuby se dělí podle tvaru a funkce (Obr. 2.2):

- Stoličky (lat. *molares*) slouží k rozmělnění potravy
- Třenové zuby (lat. *premolars*) slouží také k rozmělnění potravy, ale jsou menší než stoličky
- Špičáky (lat. *canini*) slouží k trhání potravy
- Řezáky (lat. *incisivi*) slouží k uchopování a stříhání potravy [13]



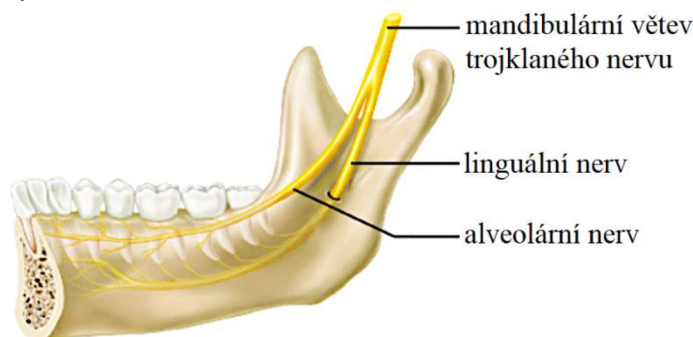
Obr. 2.2 Stálý chrup [11]

Zuby spolu s čelistmi tvoří morfologickou a funkční soustavu, která se po ztrátě zubů mění. Bezzubé úseky alveolárních výběžků nejsou vystaveny mechanickému namáhání. Nedostatečné zatížení zubů je příčinou úbytku tkání kolem zubu a následného snižování alveolárního výběžku – atrofie z nečinnosti. Po úplné ztrátě zubů se může snížit výška alveolu o 3–4 mm [14].

## 2.2 Nervy v dolní čelisti

Největší z hlavových nervů je nerv trojklaný (lat. *nervus trigeminus*). Jeho vlákna se táhnou od mostu k obličejí a tvoří tři větve: oftalmickou (oční), maxilární (pro horní čelist) a mandibulární (pro dolní čelist) [11].

Dvě větve mají pouze senzitivní vlákna. Oční větev (n. ophthalmicus) senzitivně inervuje oční kouli, očníci a čelo. Větev pro horní čelist (n. maxillaris) senzitivně inervuje zuby horního oblouku, nosní dutiny, patro a nos. Třetí větev má i motorická vlákna – větev pro dolní čelist (n. mandibularis) senzitivně inervuje zuby dolního oblouku, jazyk, tvář, ret a bradu a motoricky inervuje žvýkácí svaly [14].



Obr. 2.3 Mandibulární větev  $V_3$  [15]

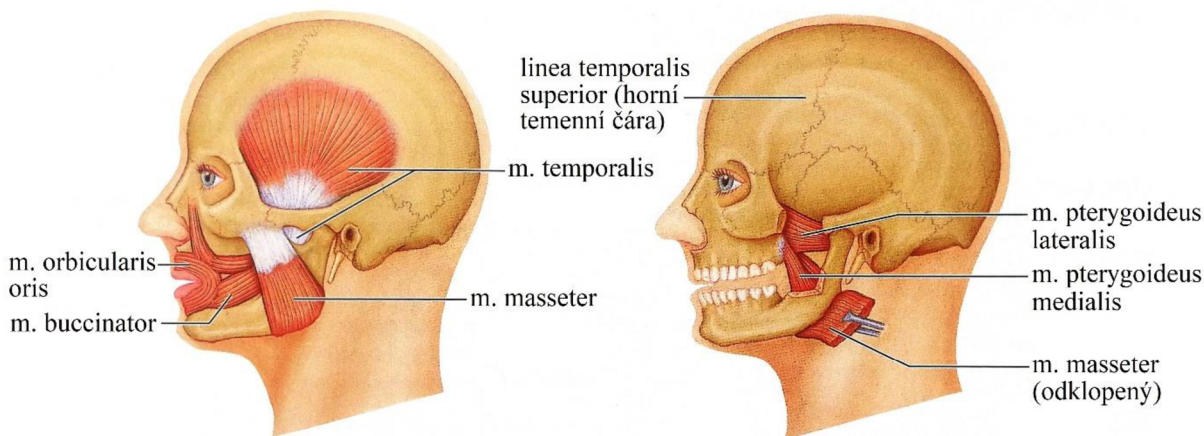
Mandibulární nerv (Obr. 2.3) se dále větví na přední kmen pro žvýkácí svaly, jazykový nerv a dolní alveolární nerv [11]. Z hlediska zubní implantologie je nejdůležitější právě alveolární nerv. Během procesu implantace může dojít k poranění alveolárního nervu, což má za následek

poruchy citlivosti a funkční problémy při mluvení, jídle, pití apod. K poruše nervu nejčastěji dochází při inzerci implantátu. Proto by měla být minimální vzdálenost implantátu od stropu mandibulárního kanálu, kterým nerv vede, 2 mm. Informace o tom, zda implantát do kanálu nezasahuje, mohou být získány např. z CBCT (Cone Beam Computed Tomography) [1].

## 2.3 Žvýkáci svalstvo

Žvýkáci svaly (Obr. 2.4) začínají na kostech mozkové části lebky a upínají se na dolní čelist, kterou pohybují [25]. Mezi žvýkáci svaly patří čtyři párové svaly: spánkový sval (lat. *m. temporalis*), sval žvýkáci (lat. *m. masseter*), vnitřní křídlový sval (lat. *m. pterygoideus medialis*) a vnější křídlový sval (lat. *m. pterygoideus lateralis*) [16].

Spánkový sval vede ze spánkové jámy pod jařmovým obloukem k úponu před čelistním kloubem a přitahuje dolní čelist. Sval žvýkáci začíná na jařmovém oblouku a upíná se k zevní ploše úhlu dolní čelisti, uplatňuje se zejména při rozmělnění potravy stoličkami. Vnitřní a vnější sval křídlový sestupují od křídlových výběžků klínové kosti a posunují dolní čelist dopředu a do stran a také ji přitahují [14].



Obr. 2.4 Žvýkáci svalstvo [11]

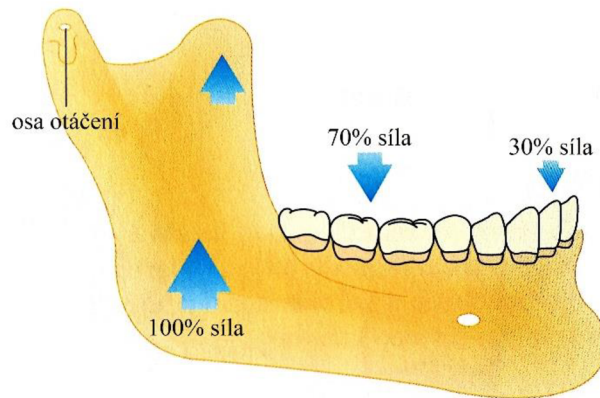
### 2.3.1 Silové působení

Velikost, směr a rozložení žvýkacích sil jsou faktory související se zlomeninami zubů a selháním zubních ošetření. Nejdůležitější je směr a poloha okluzní síly v rámci jednoho zubu [17].

Žvýkáci síla působící na rovině okluzní plochy zubů je definována jako funkční síla skusu. Hodnota síly skusu závisí na oblasti úst, typu chrupu, svalstvu a recipročním systému, který řídí žvýkáci svaly. Nervosvalový regulační systém řídí sílu kousání tak, aby nepřekročila kritickou hranici únosnosti parodontálních tkání. Běžná hodnota statické skusové síly se pohybuje od 100 do 1000 N, zatímco dynamická či funkční síla se pohybuje od 3,5 do 350 N. Optimální rozložení okluzní síly na zubní oblouk určují tři hlavní faktory: správné okluzní kontakty, pevné proximální zubní kontakty a struktura periodontálního vazů [18], [19].

Frontální zuby působí na okluzi, vzhledem k větší vzdálenosti od čelistních kloubů, jen třetinovým tlakem, než jakým tlakem působí zuby postranní (Obr. 2.5) [20].





Obr. 2.5 Rozložení sil [20]

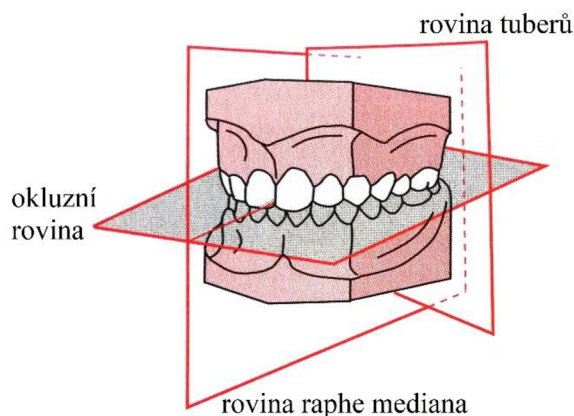
Zvedání dolní čelisti, a tedy skusu, se účastní svaly m. masseter, m. temporalis a m. pterygoideus medialis. M. pterygoideus lateralis se uplatňuje při pohybu čelisti ze strany na stranu a m. buccinator pomáhá udržovat jídlo mezi povrchy zubů, proto nebude jejich působení při řešení problematiky této práce uvažováno [11].

### 2.3.2 Okluzní síla a konstrukce implantátu

Zubní implantáty přenášejí okluzní síly na nosnou kost. Přenos sil na nosnou kost je určen výslednou silou přenesenou z protézy na implantát a velikostí plochy implantátu, která je k dispozici pro přenos síly na nosnou kost. Reakce kosti na okluzní síly se liší podle velikosti a směru působících sil. Okluzní síly působící podél osy implantátu mají za následek primárně tlakové zatížení nosné kosti. Neaxiální okluzní síly, které jsou příčné k ose implantátu, mají za následek smykové síly. Kost nejlépe odolává tlakovým silám, proto by konstrukce implantátu měla usnadňovat tlakový přenos okluzních sil do kosti. Přenos zatížení na nosnou kost je nejúčinněji uskutečněn pomocí ploch kolmých k ose implantátu. Právě tyto plochy přenášejí požadované tlakové síly. Jak už bylo uvedeno, nejvyšší síly působí v oblasti molárů a premolárů. Při běžném žvýkání dosahují běžně hodnot okolo 200 N, ale statická hodnota skusové síly může být mnohem vyšší. Uvedené skusové síly vyžadují dostatečně robustní provedení a materiál implantátu, aby vydržel i špičkové hodnoty těchto sil. Síly odchylující se od osy implantátu ohrožují nosné schopnosti kosti. Čím větší je odchýlení směru zatížení od osy implantátu, tím větší je namáhání na rozhraní implantát-kost. Kost vykazuje neizotropní chování, proto se její odolnost vůči zatížení mění se směrem okluzní síly působící na kost. V ideálním případě by se měla osa implantátu co nejvíce blížit vertikální poloze, pro minimalizaci smykových sil. Také některé konstrukce protéz mohou minimalizovat přenos neaxiálních zatížení [19].

## 2.4 Okluzní rovina

Vzájemný styk horních a dolních zubů při sevření čelistí se nazývá skus – okluze. Rovina, kterou tvoří kousací plochy zubů, se označuje jako rovina okluze (Obr. 2.6). Je určena aproximálním bodem kontaktu obou dolních středních řezáků (dolní řezákový bod) a hroty distobukálních hrbolků dolních druhých molárů [21], [22].

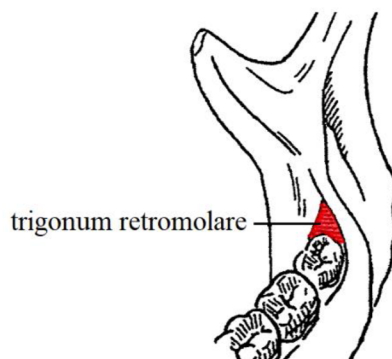


Obr. 2.6 Okluzní rovina [22]

Zavedení zubní náhrady, ať už implantátu nebo kompletní protézy, musí být provedeno s ohledem na různé biologické a mechanické faktory, aby se obnovily funkce a zdraví stomatologické soustavy. Klíčovým faktorem je právě vytvoření okluze v souladu s funkčními pohyby dolní čelisti. Pro ideální okluzi je důležitá orientace okluzní roviny, která by se svou polohou měla co nejvíce blížit poloze přirozené okluzní roviny (okluzní rovina, která existovala v přirozených zubech). Taková poloha zajišťuje normální funkci jazyka a lícních svalů a také optimální estetický výsledek. Problém nastává při určování přirozené okluzní roviny v bezzubé čelisti [23].

V mandibulárním oblouku je umístění okluzní roviny funkčně spojeno se žvýkáním. Pro orientaci okluzní roviny v mandibulárním oblouku jsou nejčastěji využívány orientační body: retromolární trojúhelník, laterální okraj jazyka, drážka tvářového svalu nebo komisura rtů.

Autor Hall [24] doporučoval umístit okluzní rovinu tak, aby končila posteriorně v mediálních dvou třetinách retromolárního trojúhelníku (lat. *trigonum retromolare*). Piermatti [25] uvedl, že okluzní rovina by měla končit v horní úrovni retromolárního trojúhelníku. Engelmeier [26] řekl, že v sagitálním pohledu je okluzní rovina určena přibližným spojením horní a střední třetiny retromolární podložky. Retromolární trojúhelník (Obr. 2.7) je oblast měkkých tkání a někdy nelze přesně určit její přední a zadní hranice, proto není vhodné se spoléhat pouze na tento jeden orientační bod.



Obr. 2.7 Retromolární trojúhelník ([27], upraveno)

Autor Yasaki [28] navrhol orientovat okluzní rovinu na stejné úrovni jako laterální okraj jazyka. I zde je ale spolehlivost sporná, jelikož jazyk je vysoce pohyblivý orgán a také po extrakci všech zubů hypertrofuje, což má za následek změnu anatomie laterálního okraje jazyka.

Určováním orientace okluzní roviny podle komisury rtů se zabývali autoři Lundquist a Luther [29]. Tato metoda je ale značně nespolehlivá, protože s věkem dochází k poklesu nebo otočení koutků úst dolů, proto nemohou být komisury podobné jako u pacientů s chrupem.

Drážka tvářového svalu by mohla být spolehlivým orientačním bodem, ale pouze u pacientů s dobrým svalovým tonusem, protože stárnutí způsobuje progresivní ztrátu svalového tonusu.

Žádná z metod není zcela přesná, a proto se většinou při stanovení okluzní roviny využívá kombinace více orientačních bodů [23].



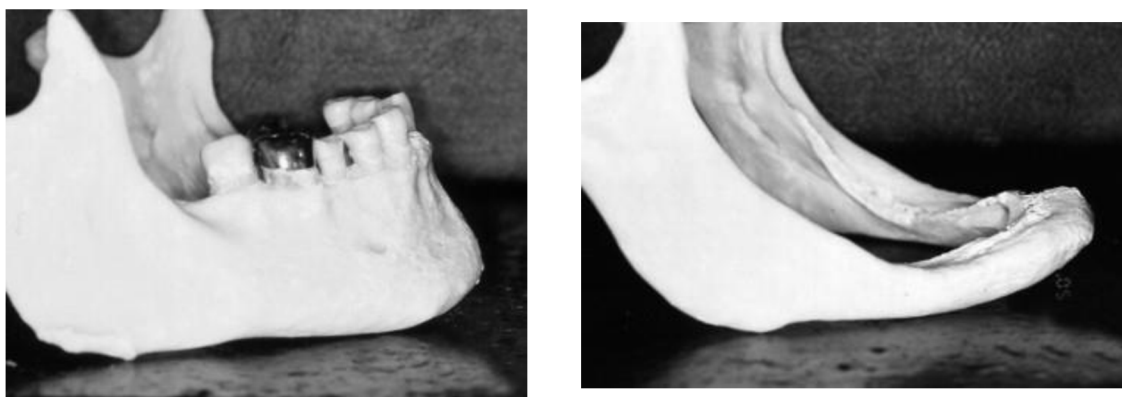
### 3 Kostní tkáň

Kost se skládá z anorganické a organické složky. Anorganická složka ovlivňuje tvrdost a tuhost kosti, zatímco organická složka má vliv na pružnost. Vlastnosti kostní tkáně závisí na její struktuře. Z tohoto hlediska lze rozlišit dva typy kostní tkáně, kortikální a spongiózní.

Kortikální kost je velmi hustá a má lamelární strukturu. Lamely jsou organizovány do soustředných skupin (osteonů), uprostřed každého osteonu je Haversův kanálek, který obsahuje cévy a nervová vlákna. Spongiózní kost je porézní a výrazně méně organizovaná [12]. Skládá se z trámčů (trabekul) a plotének tvořících prostorové struktury, jejichž tvar a struktura závisí na mechanickém namáhání kosti [30].

Kostní tkáň prochází celý život přestavbou. Tento proces, označovaný jako remodelace, se skládá z resorpce a formace. Vstřebávání kosti (resorpce) je zajištěno osteoklasty a tvorbu kosti (formaci) vykonávají osteoblasty. V homeostatické rovnováze je vstřebávání a tvorba kosti vyvážena tak, že je stará tkáň průběžně nahrazována novou, aby se přizpůsobila mechanickému namáhání [17]. Pokud dojde k trvalému snížení zatížení, tvorba kosti je utlumena a kost je resorbována (Obr. 3.1). V opačném případě dojde k zvýšení činnosti tvorby kosti a jejímu zbytnění, v extrémním případě může dojít k trvalému poškození tkáně [12].

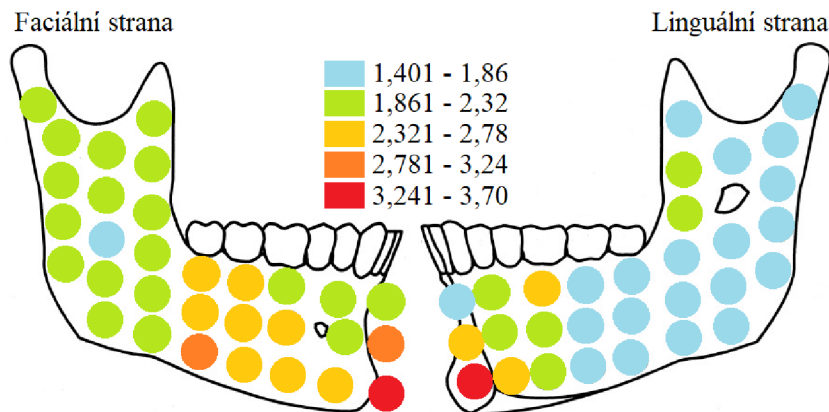
Práce autorů Bodic a kol. [31] je zaměřena na resorpci alveolárního výběžku po ztrátě zubů. Tvar, velikost a hustota mandibuly se u jednotlivců značně liší. Tato variabilita ovlivňuje reakce mandibulární kosti na extrakci zubů. Množství kosti ztracené resorpčním procesem bylo odhadnuto na 21 % po 3 měsících, 36 % po 6 měsících a 44 % po 12 měsících. Během 25 let může alveolární výběžek ztratit až 10 mm na výšce v dolní čelisti.



Obr. 3.1 Resorpce – vlevo mírně snížený alveolární výběžek, vpravo extrémní resorpce bezzubé čelisti [31]

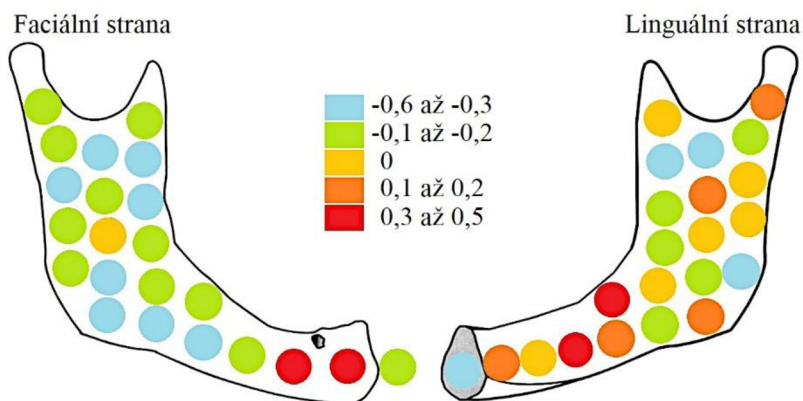
#### 3.1 Hustota a tloušťka kortikální kostní tkáň

V případě dolní čelisti se tloušťka kortikální kosti mezi jednotlivými místy výrazně liší. Mění se v rozsahu 1,4–3,7 mm (Obr. 3.2), přičemž největší tloušťka je na těle mandibuly (lat. *corpus mandibulae*). Kortikální ploténka je také výrazně silnější na faciální straně než na linguální straně. Hustota kortikální kosti se mezi jednotlivými místy liší pouze mírně a mezi stranami není takřka žádný rozdíl. Průměrná hustota je v rozsahu 1,85–2,00 mg/cm<sup>3</sup> [32], [33].



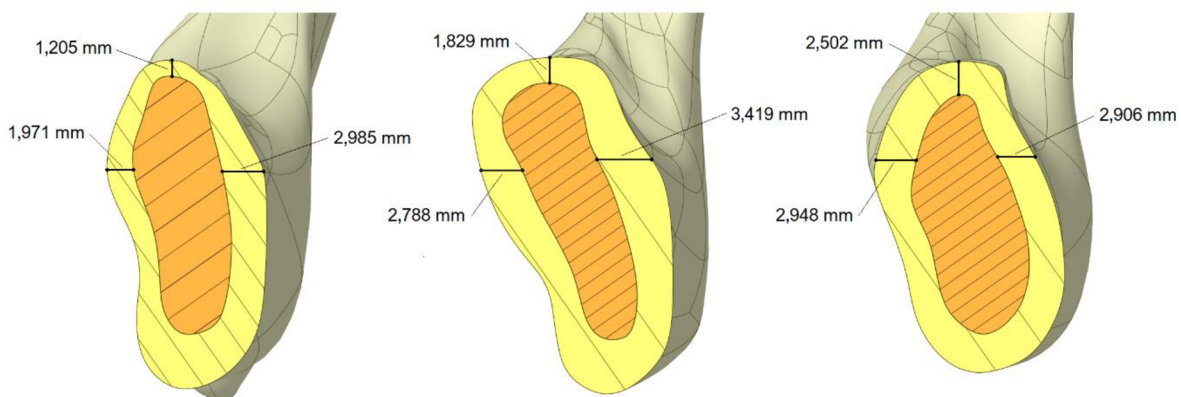
Obr. 3.2 Tloušťka kortikální kostní tkáně dolní čelisti v mm ( [32], upraveno)

Tloušťka kortikální kostní tkáně závisí na mechanickém zatížení. V porovnání s čelistí s plnou denticí bude kortikální kost v bezzubých mandibulách výrazně tenčí (Obr. 3.3). Ke snížení tloušťky dochází především na faciální straně. V oblasti bradového úseku je tloušťka kortikální kosti vyšší [33].



Obr. 3.3 Rozdíly v tloušťce kortikální kosti mezi čelistí s plnou denticí a bezzubou v mm ( [33], upraveno)

Na obrázku 3.2 lze vidět naměřené tloušťky modelu kortikální kostní tkáně v oblasti prvního moláru ve třech geometricky odlišných čelistech.



Obr. 3.4 Tloušťka kortikální kostní tkáně v oblasti prvního moláru ve třech různých čelistech

Autoři Polat a kol. [34] zkoumali vliv počtu zubů v dolní čelisti na hustotu kostních tkání a tloušťku kortikální kostní tkáně. Měření provedli na 64 pacientech, které rozdělili do 4 skupin

podle počtu zubů (skupina 1 bez extrakce zubu v dolní čelisti, skupina 2 11–15 zubů, skupina 3 1–10 zubů, skupina 4 s bezzubou čelistí). Snižováním počtu zubů byla nejvíce ovlivněna tloušťka kortikální kostní tkáně, u které byl pozorován nejvýraznější pokles. Hustota kortikální kostní tkáně také vykazovala výrazný pokles, na rozdíl od hustoty spongiózní kostní tkáně, kde nebyl zjištěn žádný vztah s počtem zubů.

## 4 Dentální implantáty

Implantát ve stomatologii označuje cizí těleso, které je zavedeno do měkkých (sliznice) nebo tvrdých tkání (kost, přirozené zuby) a slouží k podepření nebo stabilizaci zubních náhrad [13]. Podstatou implantologie je tedy funkční integrace pevné zubní náhrady. Přímé funkční a strukturální spojení kosti a povrchu implantátu se nazývá oseointegrace. Rozhraní kost-implantát je ovlivněno tvarem, topografií, chemickými vlastnostmi povrchu a technikou implantace náhrady. Z hlediska vnitřních faktorů pak hraje roli kvantita a kvalita kosti [22], [35].

### 4.1 Klasifikace dentálních implantátů

Dělení podle vztahu k prostředí dutiny ústní:

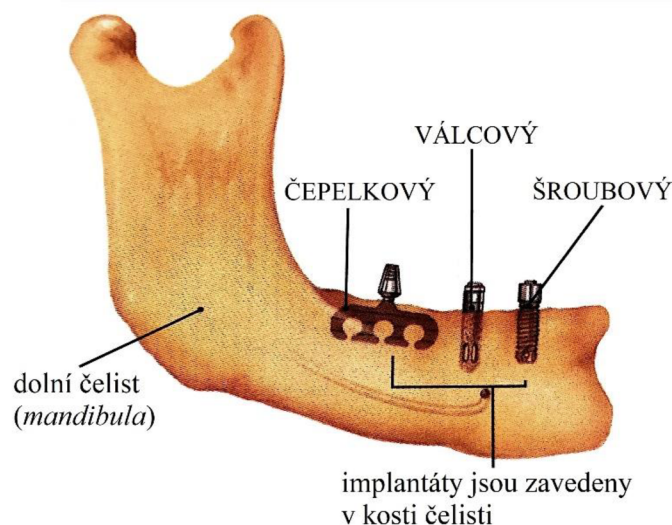
- uzavřené (magnety) – zcela izolované od dutiny ústní a nezasahují ani do kořenových kanálků zubů
- polouzavřené (transdentální) – specifická skupina
- otevřené (všechny ostatní) – nejčastěji zakotveny v čelistní kosti (enoseální), nebo mezi periostem a kostí alveolu (subperiostální) [1]

Čtyři hlavní typy implantátů

- intramukózní implantáty – zanořují se do drobných prohlubní ve sliznici a napomáhají retenci celkových náhrad
- subperiostální implantáty – titanová konstrukce, která je uložena mezi mukoperiostem a kostí, slouží k podepření a retenci zubních náhrad u nepříznivých poměrů bezzubých čelistí (např. resorbované alveolární kosti)
- transdentální implantáty – titanové čepy, které prochází kořenovým kanálkem zubu do přilehlé kosti alveolu i těla čelisti a napomáhají zvýšit stabilitu zubu
- nitrokostní implantáty – zavedeny v kosti alveolu a těla čelisti a slouží k retenci a ke stabilizaci náhrad [13]

### 4.2 Nitrokostní implantáty

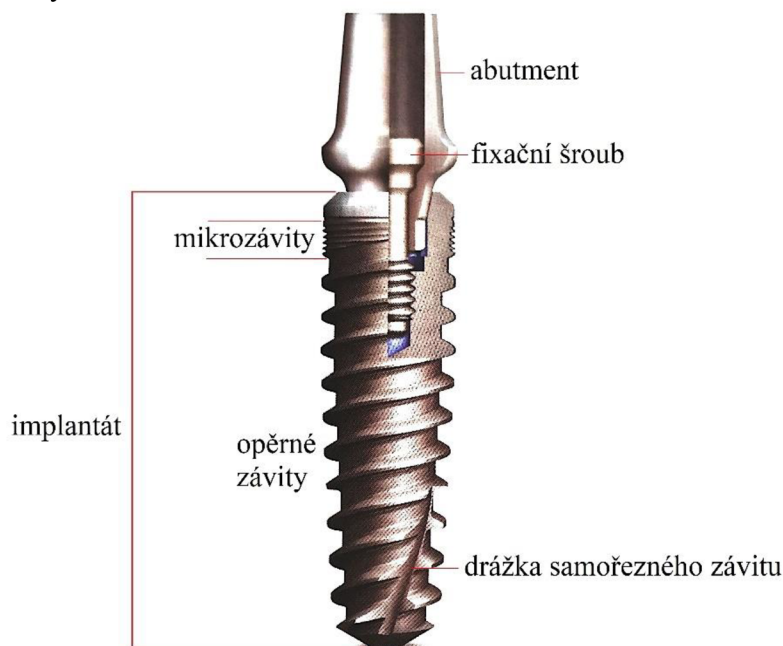
Nejčastěji používané implantáty jsou nitrokostní. Tyto implantáty jsou zpravidla dvoudílné, skládají se z těla implantátu a nástavby (abutmentu) [35]. Na obrázku 4.1 lze vidět jednotlivé druhy nitrokostních implantátů.



Obr. 4.1 Nitrokostní implantáty ( [19], upraveno)

### Válcové implantáty

Většinou dvoudílný implantát (Obr. 4.2) skládající se z nitrokostní části (implantátu) a z intraorální části (abutment, pilíře, podpěry), k níž se fixuje suprakonstrukce. Implantát se vhojuje oseointegrací. Implantát je rotačně symetrický a má tvar válce, který je opatřen vnějším závitem – tento implantát se nazývá šroubový. Někdy může mít i tvar zužující ho se kuželu. Válcové implantáty se jako jediné používají ve všech případech dentálních implantátů. Ke kvalitnímu zakotvení je sice vyžadována dostatečně objemná kost, ale implantát má dlouhodobé výsledky.



Obr. 4.2 Dvoudílný implantát ( [19], upraveno)

### Čepelkové implantáty

Tyto implantáty mají na řezu štíhlý klínovitý tvar s apikálně orientovaným břitem, díky tomu jsou nároky na vestibuloorální rozměry alveolárního výběžku podstatně menší a lze je tak zavést i do velmi tenkého alveolu. Tělo implantátu je zanořeno v kosti, úzký krček proniká alveolární sliznicí a na pilíř je připevněna suprakonstrukce. Čepelkové implantáty se vhojují oseointegrací stejně jako šroubové implantáty [1].

## 4.3 Materiály implantátů

Výběr materiálu implantátu závisí na několika faktorech: biokompatibilita, pevnost, odolnost proti opotřebení, odolnost proti korozi apod. Při nesprávném výběru může dojít k vytvoření infekce v lidském těle. Nejběžněji používané materiály jsou kovy, keramika a polymery:

### Kovy

Mezi nejrozšířenější a nejučinnější patří titan a jeho slitiny. Dříve se také využívalo zlato, nerezová ocel a kobalt-chromové slitiny, tyto materiály jsou dnes již zastaralé a využívají se spíše pro dílčí části implantátů (abutmentových šroubů, abutmentů, nástavců apod.) [36]. Titan interaguje s biologickými kapalinami díky stabilní oxidové vrstvě, která se tvoří při kontaktu se vzduchem. Tato vrstva také poskytuje ochranu proti korozi [37]. Přidáním legujících prvků se zvyšuje mez kluzu a zlepšují únavové vlastnosti, proto je slitina Ti6Al4V vhodnější než čistý titan [38].

## Keramika

Keramika může tvořit celý implantát nebo může být aplikována ve formě povlaku na kovové jádro [37]. Vykazuje inertní chování, dobrou pevnost a překonává biologické problémy, které vykazují kovy jako titan [36]. Nejvyužívanější jsou hydroxyapatit a oxid zirkoničitý. Hydroxyapatit má podobné chemické vlastnosti jako přírodní kost a napomáhá tak růstu kosti. Oxid zirkoničitý má vysokou biokompatibilitu a po stabilizaci Yttriem (Y-ZTP) se navýší mechanické a tribologické vlastnosti [38].

## Polymery

Jako materiály zubních implantátů se také používaly různé polymery, včetně polyuretanu, polyamidových vláken a dalších. Kvůli horším mechanickým vlastnostem a nízké biokompatibilitě se však jejich využití omezilo na potahové vrstvy a některé části implantátů (např. abutmentů) [37].

V dnešní době jsou vyvíjeny nové materiály jako například PEKK (polyetherketoneketon). Má vyšší pevnost a biokompatibilitu a využívá se ve stomatologii pro různé aplikace (např. můstek, korunku, zubní implantát atd.). Mohl by tak představovat alternativní materiál k titanu [38].

Materiály se také mohou dělit podle biologické odezvy:

- biotolerantní – materiály při implantaci nejsou živou tkání odmítnuty, ale jsou obklopeny vláknitou vrstvou ve formě kapsle
- bioinertní – umožňují těsné usazení kosti na jejich povrchu, což vede ke kontaktní osteogenezi
- bioaktivní – umožňují tvorbu nové kosti na jejich povrchu [37]

## 4.4 Zavádění válcového implantátu

Nejčastěji se implantáty zavádí do zhojené kosti, když extrakce zubu proběhla v delším časovém odstupu. Otvor v kosti pro implantát je potřeba vytvořit tak, aby nedošlo k poškození kosti nadměrnou vibrací a přehřátím. Zahřátí kosti nad 44 °C způsobuje nekrózu kosti. Proto se využívá speciální vrtačka, která má dostatečný točivý moment a je schopná vyvinout velkou sílu při malých otáčkách. Nástroj je po celou dobu chlazen. Celková implantace se skládá ze čtyř fází: dvou chirurgických, vhojovací fáze a protetické fáze. V první chirurgické fázi se vyvrtá otvor do kosti a je vložen implantát. Následuje vhojovací fáze. Ve druhé chirurgické fázi je zaveden vhojovací váleček, který je po určité době nahrazen abutmentem. Po druhé chirurgické fázi může bezprostředně navazovat fáze protetická. Základním předpokladem zavedení nitrokostního implantátu je dostatečný objem alveolární kosti. Tato podmínka bývá často omezena buď atrofií alveolárního výběžku nebo příslušnými anatomickými strukturami. K odstranění těchto problémů se využívá různých postupů, jako například řízené kostní regenerace. Pokud dojde k uvolnění implantátu a ten je tak fixován pouze ve zjizvené vazivové vrstvě, byla implantace neúspěšná [10].

### 4.4.1 Úspěšnost implantátu

Cílem implantace je poskytnout dlouhodobě pevnou a fungující oporu pro náhradu defektního ozubení čelistí. Úspěšnost se dá zhodnotit pomocí daných parametrů, jako je například ztráta implantátu, mobilita implantátu, nežádoucí klinické projevy (bolest, zánět, ...), vertikální ztráta kosti apod. Nejčastěji využívaná klasifikace je podle Albrektssona, podle níž lze považovat válcový implantát za úspěšný, jestliže jsou splněny následující kritéria:

- implantát je klinicky nepohyblivý
- kost v okolí implantátu nejeví známky radiolucence (tmavé místo na rentgenovém snímku, např. úbytek kosti)



- implantát nezpůsobuje žádné chronické příznaky
- počínaje druhým rokem funkčního zatížení implantátu nepřekročí rychlost vertikální resorpce marginální kosti 0,2 mm ročně [1]

#### 4.4.2 Poranění dolního alveolárního nervu při zavádění implantátu

Při zavádění dentálního implantátu může dojít k poškození alveolárního nervu jak z mechanických důvodů, tak tepelných nebo chemických. Jedná se především o injekce lokálního anestetika, vrtání otvoru pro implantát a přímé zavádění implantátu. Nerv může být mechanicky poškozen (přeříznutí nebo tržná rána nervu), nebo dojde vlivem např. příliš vysoké teploty k degeneraci či úplnému zničení jeho struktury. Toto poškození kromě způsobené bolesti ovlivňuje mnoho funkcí, jako je řeč, přijímání potravy apod. Nejzávažnější typy poranění vznikají během vrtání otvoru pro implantát a samotné implantace. Implantátové vrtáky jsou z důvodu účinnosti delší než odpovídající implantát a může tak kvůli nedostatku znalostí dojít k nadměrnému průniku vrtáku a následnému protnutí nebo roztrhnutí nervu. K nadměrnému průniku může dojít i v důsledku nízkého odporu spongiózní kosti. Další příčinou poranění je posunutí implantátu do kanálu. V přední části kosti dolní čelisti je spongiózní kostní tkáň méně hustá než v zadní části. V některých případech kosti s nízkou hustotou mohou vrtáky poklesnout do trabekulárních kostních prostor, což vede k posunutí implantátu hlouběji, než bylo plánováno. Pro minimalizaci poškození nervů je proto důležité důkladné předoperační vyšetření. Dále lze také během operace využít navigace založené na CT [39].

#### 4.5 Vliv hustoty kosti na úspěch dentálního implantátu

Klíčovým faktorem pro úspěšné zavedení zubního implantátu je primární stabilita, která je založena na mechanickém principu a je dána stupněm komprese kosti. Tato stabilita je nejvyšší v den implantace a s časem postupně klesá k nule. Sekundární stabilita je představována oseointegrací v periimplantační oblasti, v den implantace je nulová a vytváří se až během týdnů a měsíců, pokud je implantát stabilní. Je-li primární stabilita v okamžiku implantace vysoká, poklesne do hodnot, kdy neodolá žvýkacím silám až poté, co ji vystřídá vyvíjející se sekundární stabilita. Výsledná stabilita by měla být po celou dobu vhojování dostatečná k zatížení implantátu [1]. Některé studie ukázaly, že zvýšená kvalita alveolární kosti zvyšuje primární stabilitu, a to zlepšuje kostní integraci. Lze tedy dojít k závěru, že míra selhání implantátů je vysoká u kosti s nízkou kvalitou [40].

Kvalita kosti je obecně popsána jako součet všech charakteristik kosti, které ovlivňují její odolnost vůči zlomenině [41]. V oboru stomatologie Lekholm a Zarb klasifikovali hustotu čelistní kosti do čtyř typů na základě množství kortikální kosti versus spongiózní kosti [1], [42].

##### 4.5.1 Kvalita a kvantita kosti

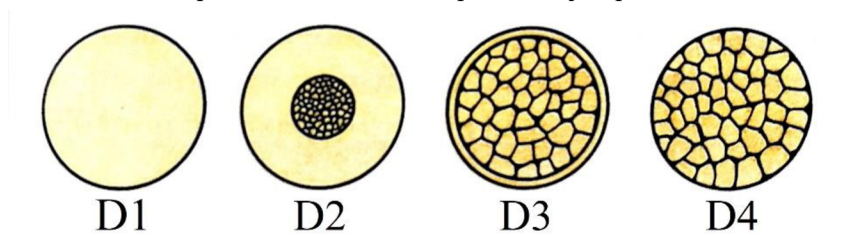
###### Kvalita kosti a její klasifikace

Kvalita kosti, tj. její hustota, je, jak už bylo řečeno, důležitý parametr, který ovlivňuje techniku a dlouhodobou úspěšnost implantace. Exaktní určení hustoty čelistní kosti je v praxi obtížné. Pouze medicínská CT je schopné hustotu kosti numericky vyjádřit podle Hounsfieldových jednotek. V klinické praxi se však více využívá škál založených na subjektivním zhodnocení operátora během první fáze implantace.

Nejvíce používaná klasifikace tohoto typu pochází od Lekholma a Zarba, která byla později modifikována Mischem (Obr. 4.3):

- D1 – kompakta – největší riziko primárního selhání, ale pokud se implantát vhojí, lze kost nejvíce zatížit

- D2 – kompakta s kvalitní spongiózou – ideální stav
- D3 – tenká kompakta s nekvalitní spongiózou – snížená nosnost implantátu
- D4 – nekvalitní kompakta – vhodnost implantace je sporná [1]

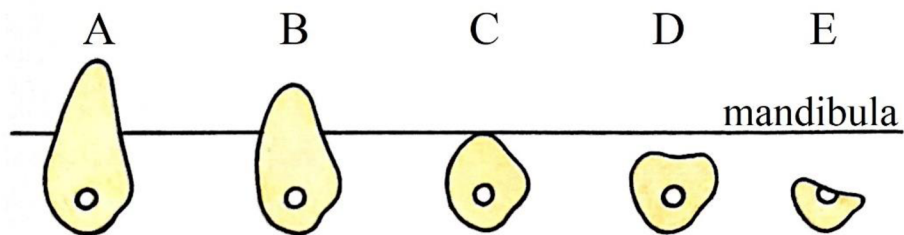


Obr. 4.3 Klasifikace kvality kosti [1]

#### Kvantita kosti a její klasifikace

Anatomické změny bezzubého alveolárního výběžku způsobené atrofií lze rozdělit do tříd (Obr. 4.4). Nejčastější je pětistupňová klasifikace dle Lekholm a Zarba. Autoři rozlišují bazální část, na kterou nasedá alveolární výběžek:

- Třída A – téměř zachovalý alveolární výběžek
- Třída B – zčásti resorbovaný alveolární výběžek
- Třída C – alveolární výběžek je zcela zlikvidován a zbývá jen bazální část
- Třída D – počínající resorpce bazální části
- Třída E – extrémní resorpce bazální části [1]

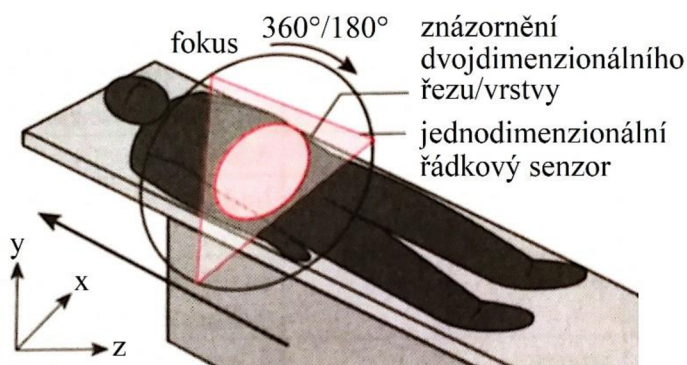


Obr. 4.4 Resorpce bezzubého alveolárního výběžku ( [1], upraveno)



## 5 Výpočetní tomografie (CT)

Ve stomatologii se kvalita a kvantita kosti také určuje pomocí měření na CT (ang. *computed tomography*) nebo CBCT (ang. *cone beam computed tomography*). Výpočetní tomografie je založena na principu měření intenzity absorpce rentgenového záření prošlého tělem pod různými úhly. Skenování probíhá jako řada rotací vějířovitého paprsku kolem pacienta, kdy se jedna rotace rovná jednomu řezu (Obr. 5.1). Z těchto projekcí je vypočítána 2D rekonstrukce. Lineárním pohybem při snímání získáme hodnoty potřebné pro sekundární rekonstrukci 3D obrazu sestaveného z voxelů. Každému voxelu je během skenování připočítán odpovídající absorpční koeficient  $\mu$  [ $\text{cm}^{-1}$ ], který udává míru útlumu rentgenového záření [1], [22].



Obr. 5.1 Schéma skenování CBCT [22]

### 5.1 Hounsfieldovy jednotky HU (Hounsfield units)

CT snímek je tvořen pixely o různých odstínech šedi, ke kterým by se daly přiřadit hodnoty naměřených koeficientů útlumu. Zavedenějším termínem jsou CT čísla nebo také Hounsfieldovy jednotky HU, které jsou vypočteny transformačním vztahem 5.1:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{vody}}{\mu_{vody}} \quad (5.1)$$

kde:

$\mu$  ... koeficient zeslabení tkáně

$\mu_{vody}$  ... koeficient zeslabení vody

Ze vztahu plyne, že vodě přísluší ve stupnici CT čísel hodnota 0 a vzduchu hodnota -1000. Pro kompaktní kost je hodnota přibližně +1000 HU a pro spongiózní kost 400–800 HU (Obr. 5.2) [22], [43].

Tkáň	HU [-]
Vzduch	-1000
Voda	0
Svalstvo	35–70
Spongiózní kost	150–900
Kortikální kost	900–1800
Dentin	1600–2400
Sklovina	2500–3000
Mandibulární kanál	-700

Obr. 5.2 Hodnoty Hounsfieldových jednotek pro různé tkáně ( [19], upraveno)

## 5.2 Výpočetní tomografie v dentální implantologii

Před samotným zavedením implantátu musí proběhnout předoperační diagnostika, aby bylo stanoveno správné umístění implantátu. Díky počítačové tomografii lze změřit délku a šířku alveolu, stanovit kvalitu kosti, zhodnotit vitální struktury (např.: mandibulární nerv) nebo třeba vybrat specifickou velikost implantátu. Pokrok technologie umožnil také využít digitální navigaci během implantace [19].

Konečná poloha implantátu musí být stanovena tak, aby korelovala ve vztahu k dostupné kosti, v jiných případech může dojít k selhání implantátu. Pro předoperační plánování umístění implantátu do zadní části mandibuly je důležitá identifikace polohy mandibulárního kanálu. Velikost dostupné výšky kosti mezi alveolárním hřebenem a mandibulárním kanálem určuje umístění a velikost zubního implantátu. Většina programů má funkci bezpečnostní zóny, která zabraňuje umístění implantátu příliš blízko vitálním strukturám (např. mandibulární nerv). Obvykle se jedná o vzdálenost 2 mm. Další potřebná informace je hustota kosti. Její stanovení umožňuje modifikaci chirurgických (průběh vrtání, zaváděcí moment, velikost implantátu, ...) a protetických (doba hojení, zatížení kosti, ...) protokolů [19].

Na obrázku 5.3 lze vidět rozdělení kvality spongiózní kostní tkáně dle hodnot Hounsfieldových jednotek. Na obrázku 5.4 je ukázka hodnot HU pro spongiózní a kortikální kostní tkáň naměřených pomocí programu ImageJ [44]. Podle naměřených hodnot by byla kvalita spongiózní kostní tkáně klasifikována jako D3.

Kvalita kostní tkáně	HU [-]
D1	1250
D2	850–1250
D3	350–850
D4	0–350

Obr. 5.3 Rozdělení kvality spongiózní kostní tkáně dle HU ([19], upraveno)



Obr. 5.4 Ukázka hodnot HU pro spongiózní a kortikální kostní tkáň

## **6 Rešerše související s deformační a napěťovou analýzou**

Morfologie kostních tkání je ovlivněna jejím mechanickým namáháním. Opakované deformace vedou k odchylkám v průřezu. Nečinnost svalů nebo ztráta zubů vede k úbytku kostní hmoty [45]. Pro oblast dentální implantologie je ale nejdůležitější namáhání, které iniciuje kostní remodelaci (obměnu existující kosti) [46].

Pro řešení deformačně-napěťových stavů se nejčastěji využívá výpočtového modelování, pomocí něhož lze specifikovat umístění a orientaci předpokládaných vektorů svalového napětí v trojrozměrném prostoru. Výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků je numerická metoda, která problém řeší jako souhrn řady jednodušších souvisejících problémů [45].

Pro vytvoření výpočtového modelu geometrie se nejčastěji využívají soubory CT snímků pacientů, které obsahují potřebné informace jak o tvaru, tak o hustotě kosti. Jak už bylo řečeno, CT zařízení fungují na principu měření rentgenového útlumu tkání, který lze převést na Hounsfieldovy jednotky (HU) a zjistit tak i zdánlivou hustotu kostní tkáně. Bylo prokázáno, že elastické vlastnosti kosti korelují s její hustotou [47].

### **6.1 Studie zabývající se soustavou kost-implantát**

Již studie autorů Chen a kol. (1994) [46] se zabývala identifikací změn (ve smyslu velikosti a distribuce) hlavního, dilatačního a von Misesova napětí kolem retromolární oblasti v důsledku implantace. Byly vytvořeny dva výpočtové modely lidské dolní čelisti, jeden s implantátem (titanový cylindrický implantát o průměru 4 mm) a druhý bez. Na premolár byla aplikována síla 100 N. Bylo zjištěno, že jak velikost, tak rozložení napětí se výrazně změni v důsledku implantace. Účinky implantace jsou však lokální a k hlavním změnám došlo v blízkosti rozhraní kost-implantát v okolí krčku implantátu.

Studie autorů Himmlová a kol. (2004) [48] se zabývá vlivem délky a průměru implantátu na rozptýlení nežádoucího napětí v kosti okolo implantátu, které je následkem žvýkacích sil působících na implantáty. Řešení bylo provedeno pomocí výpočtového modelování na 3D úrovni s využitím metody konečných prvků. Modely implantátů byly umístěny v oblasti moláru dolní čelisti. Bylo zkoumáno 7 různých délek pro stejný průměr a 7 různých průměrů pro stejnou délku implantátu. Z výsledků bylo vyvozeno, že zvětšení průměru implantátu snížilo von Misesovo napětí kolem krčku implantátu více než zvětšení délky implantátu.

Další studie od autorů Baggi a kol. (2008) [49] se věnuje vlivu tvaru implantátu, geometrických a mechanických vlastností místa uložení a resorpce alveolární kosti na rozložení namáhání. Bylo analyzováno 5 různých modelů implantátů při statickém zatížení. Modely čelisti byly vytvořeny z CT snímků. Byly také výpočtově modelovány různé geometrie alveolární kosti. Výsledkem bylo, že krček implantátu je oblastí maximálního namáhání. Možné přetížení může nastat při kompresi v kompaktní kosti (v důsledku laterálních složek okluzního zatížení) a v tahu na rozhraní mezi kortikální a spongiózní kostí (v důsledku vertikálních složek zatížení). Napětí u kortikální kosti se snížilo zvětšením průměru implantátu, zatímco rovnoměrnějšího rozložení napětí ve spongiózní kosti se dosáhlo prodloužením implantátu. Dále bylo také zjištěno, že hodnoty napětí v kortikální kosti byly nižší, když se bral v úvahu nízký úbytek kosti.

V práci od autorů Tahari a kol. (2018) [50] jsou zkoumány jak účinky povrchové úpravy implantátu na rozložení napětí na rozhraní kost-implantát, tak vliv využití izotropního modelu materiálu místo ortotropního na výsledné deformačně-napěťové stavy. Výsledky ukázaly, že využití hydroxyapatitu (HA) jako krycí vrstvy může snížit maximální napětí na rozhraní kost-

implantát. Dále bylo zjištěno, že použitím izotropního materiálového modelu je zanedbána významná část napětí, která může hrát roli při dalším navrhování implantátů a je tedy lepší využít ortotropní model, pokud je to možné.

Studie autorů Raaj a kol. (2019) [51] také vyhodnocuje vliv délky a průměru implantátu na rozložení napětí na rozhraní kost-implantát a zkoumá reakci kosti na axiální a neaxiální zatížení, protože úspěch či selhání zubních implantátů závisí na velikosti napětí přenášeného na okolní kost. Analýza byla provedena v programu ANSYS Workbench při axiálním a neaxiálním zatížení. Mezi modelem geometrie čelisti a implantátu byl zahrnut kontakt „frictional“, čili autoři neuvažovali plnou oseointegraci implantátu. Závěry studie jsou následující: zvětšením průměru implantátu lze snížit rozložení napětí v kortikální kosti a zmenšit tak úbytek kosti kolem implantátu, prodloužení implantátu vytváří minimální napětí ve spongiózní kosti, což snižuje její resorpci, při axiálním zatížení implantátu dochází k příznivějšímu rozložení napětí a deformace.

Autoři Singh a kol. (2022) [52] ve své studii porovnávali změny kostní denzity kolem bezprostředně funkčně a nefunkčně zatížených implantátů. Jednalo se o srovnávací studii, kdy bylo vybráno šedesát účastníků na základě předem stanovených kritérií. Trojrozměrná počítačová tomografie byla provedena na začátku, poté 3 a 6 měsíců po implantaci. Analýza hustoty kostní tkáně byla vyhotovena ve třech oblastech kolem implantátů: v hřebenové, střední a apikální oblasti. Z výsledků bylo zjištěno, že skupina s bezprostředně nefunkčně zatíženým implantátem vykazovala lepší kostní denzitu.

## **6.2 Studie zabývající se vlivem hustoty kostní tkáně**

Autoři Tada a kol. (2003) [53] posuzovali vliv kvality kosti na napětí v kosti a implantátu. Provedli řešení pomocí výpočtového modelování na 3D úrovni, kdy zavedli dva typy (šroubový a válcový) titanových implantátů o různých délkách do 4 typů kostí modelovaných změnou modulu pružnosti pro spongiózní kost. Bez ohledu na směr zatížení se maximální napětí a deformace zvyšovaly s poklesem hustoty spongiózní kosti. Z toho lze usuzovat, že spongiózní kost vyšší hustoty by mohla zajistit delší životnost implantátu. Další výsledky studie naznačují, že delší šroubové implantáty by mohly být lepší volbou v čelisti se spongiózní kostí o nízké hustotě.

Studie autorů Wirth, Müller a van Lenthe (2012) [54] zkoumá distribuci napětí v okolí implantátu a přenos zatížení mezi implantátem a kostí. K analýze a optimalizaci stability implantátu je kost obecně modelována jako kontinuální materiál, ale selhání kosti a proces adaptace probíhá na diskrétní úrovni jednotlivých trabekul. Autoři práce analyzovali dva vzorky lidských kostí (jeden s vysokou hustotou a druhý s nízkou) a pro každý byly vytvořeny dva modely (diskrétní model kostí a model kontinua). Bylo zjištěno, že přenos zatížení z implantátu na kost se značně lišil, a to zejména u kosti s nízkou hustotou. V případech vyhodnocování deformačně-napěťových stavů je tedy vhodnější modelovat anizotropii a nehomogenitu trabekulární kosti, pokud je to možné.

Disertační práce od Ing. P. Marciána (2012) [55] je zaměřena na vliv snížené hustoty kostní tkáně na interakci implantátu s kostní tkání. Ve výpočtové části byla řešena jak interakce kost-periodontium-zub (fyziologický stav) tak soustava kost-implantát. Řešení bylo provedeno na 2D úrovni pro různé varianty výpočtových modelů. Vyhodnocovány byly maximální hodnoty intenzity napětí a přetvoření v kostní tkáni. Z provedené analýzy bylo vyvozeno, že pro hodnocení mechanických veličin je vhodnější analyzovat ve spongiózní kostní tkáni veličinu přetvoření, která má stejný charakter při analýze simulace snižování hustoty kostní tkáně jak v modelu netrámečkové struktury, tak v modelu trámečkovém. Se snižující se hustotou kostní

tkáně se zvyšují hodnoty přetvoření, naopak hodnoty napětí u některých modelů klesají. Další část práce byla zaměřena na tvorbu 3D modelu při respektování složité architektury spongiózní kostní tkáně.

Cílem studie autorů Linetskiy a kol. (2017) [56] bylo zhodnotit životnost zubních implantátů umístěných ve 4 různých kostních typech (I–IV) na základně srovnání jejich maximálního funkčního zatížení s uvážením faktoru úbytku kostní hmoty. Hlavní příčinou ztráty kostní hmoty je přetížení způsobené namáháním kosti špatné kvality. Samotná kvalita kosti závisí na vhodné úrovni kostní remodelace nezbytné pro udržení kostní denzity a zvládnutí kostního mikropoškození. Bylo studováno von Misesovo napětí a distribuce prvních hlavních deformací na rozhraní kost-implantát. Výsledky ukázaly, že kvalita kosti má zásadní vliv na životnost implantátu. Dlouhodobý úspěch implantátu je zajištěn udržováním namáhání v bezpečných mezích, tj. napětí v kosti by neměla překročit její mez pevnosti [57]. Přičemž pouze kosti typu I–III jsou vhodné pro zavedení implantátu, kost typu IV již není vhodná kvůli velkému úbytku kostní hmoty.

Autoři Marcián a kol. (2018) [58] se zabývali mikrodeformací a posunem zatížených zubních implantátů v různých fázích oseointegrace pomocí analýzy konečných prvků. Modely geometrie dvou segmentů dolní čelisti s různou hustotou spongiózní kosti byly vytvořeny pomocí mikro CT dat. Při analýze deformačně-napěťových stavů sestavy kost-implantát byly uvažovány tři různé směry zatížení implantátu (v ose, pod úhlem 45° a kolmo k ose implantátu) a dvě fáze oseointegrace. Výsledky odhalily, že kost obklopující zubní implantáty je kriticky namáhána v případech, kdy dochází pouze k částečné oseointegraci a kdy je implantát zatížen bukolinguálními silami. Také posuny částečně oseointegrovaného implantátu jsou výrazně vyšší než u plně oseointegrovaného implantátu. Z výsledků plyne, že částečná oseointegrace je potenciálním rizikem z hlediska životnosti implantátu.

Vlivem typu kosti z hlediska hustoty kosti a tloušťky kortikální kosti na napětí vyvolané dvěma implantáty při tlakovém a šikmém zatížení se ve své práci zabývají autoři Azcarate-Velázquez a kol. (2019) [59]. Dva typy implantátů (M-12 a Astra Tech) byly zavedeny do modelů segmentu zadní oblasti dolní čelisti, vytvořených na základě reálných CBCT snímků. Youngův modul a Poissonův koeficient pro různé kvality kostí byl určen na základě rozdělení dle Mische (D1–D4). Zatížení s amplitudou 400 N působilo ve dvou směrech: tlakovém a pod úhlem 15°. Hodnocení kvality kosti typu D4 bylo pouze informativní, vzhledem k tomu že daná napětí byla vyšší než odporová kapacita trabekulární kosti. Výsledky ukázaly, že snížená kvalita kosti negativně ovlivňuje rozložení napětí, a to zejména v oblasti kortikální kosti.

Podobným tématem se také zabývá práce autorů Tribst a kol. (2022) [60]. Při aplikaci implantátů k obnovení funkce dutiny ústní povede působení okluzní síly k rozvoji napětí ve všech částech soustavy korunka-abutment-implantát-kost. Byla provedena analýza vlivu návrhu implantátu na molární rehabilitaci a typ kosti. Vytvořili 12 3D modelů geometrie implantátů a 4 typy kostí (D1, D2, D3 a D4 podle klasifikace Mische). Modely se skládaly z kortikální kosti, spongiózní kosti, implantátu, abutmentu a korunky. Kost byla fixována a na okluzní ploše korunky působilo axiální zatížení 600 N. Autoři práce zjistili, že bez ohledu na design byly hodnoty napětí v soustavě podobné a rostly úměrně s typem kosti (D4>D3>D2>D1). Všechny modely vykazovaly vyšší napětí v kortikální kosti než ve spongiózní, lokalizované převážně v cervikální oblasti.

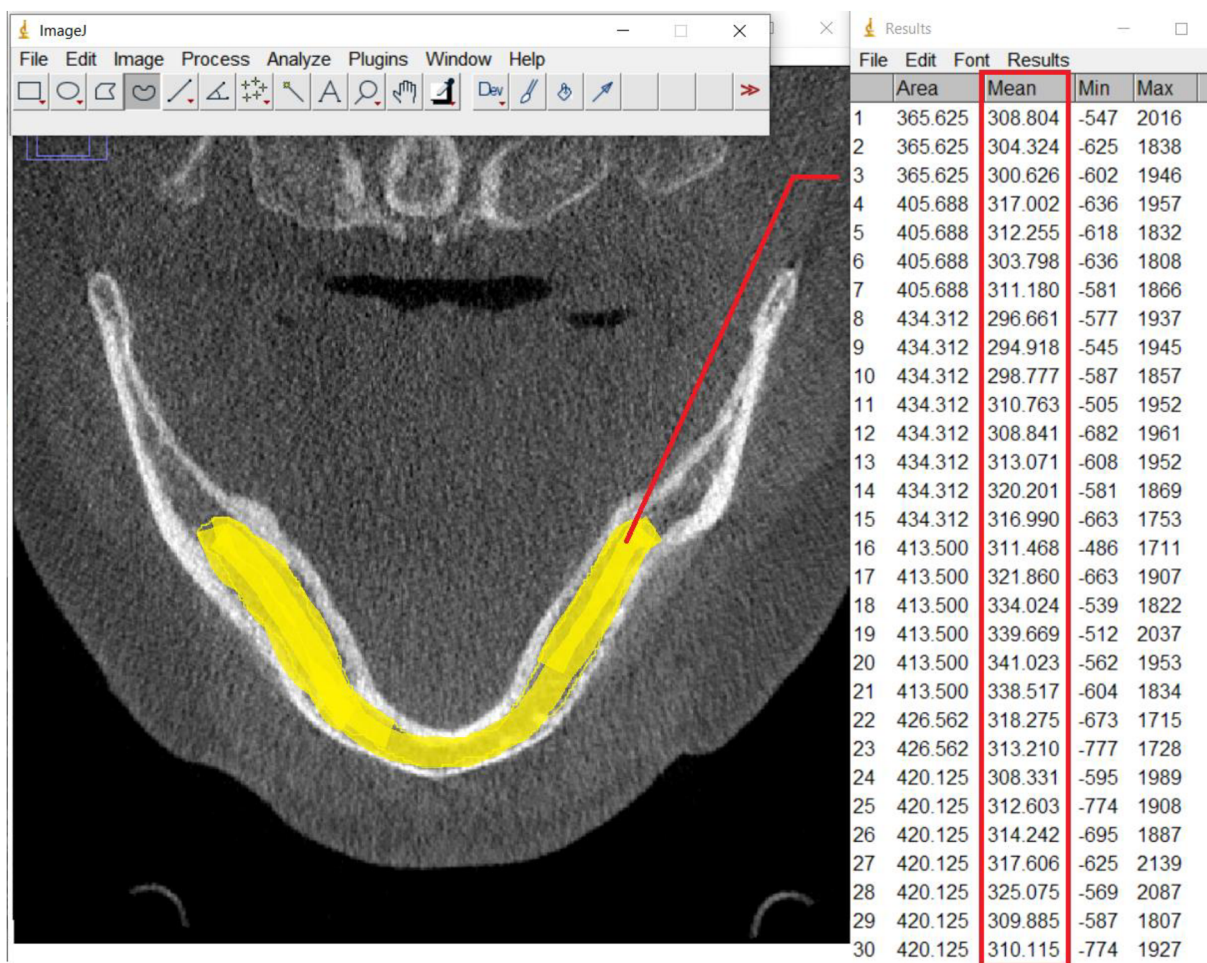


## 7 Analýza hustoty kostních tkání v alveolárním výběžku

Jednou z důležitých informací při zavádění implantátu je hustota kostních tkání v alveolárním výběžku, zejména spongiózní kostní tkáň. Tu lze získat z CT snímků pacienta.

CT snímky jsou tvořeny pixely o různých odstínech šedi, které reprezentují různé absorpční koeficienty, ty lze přepočítat na HU (viz kapitola 5). Pomocí programu ImageJ [44] lze Hounsfieldovy jednotky změřit. Existují vztahy pro přepočet HU na hustotu a dále na Youngův modul pružnosti.

Celkově bylo provedeno 30 měření spongiózní kostní tkáň pro každou čelist zvlášť v oblasti alveolárního výběžku. Na obrázku 7.1 lze uvidět ukázkou měření. V tabulce 7.1 jsou zaznamenány průměrné hodnoty Hounsfieldových jednotek pro jednotlivé čelisti získané měřením.

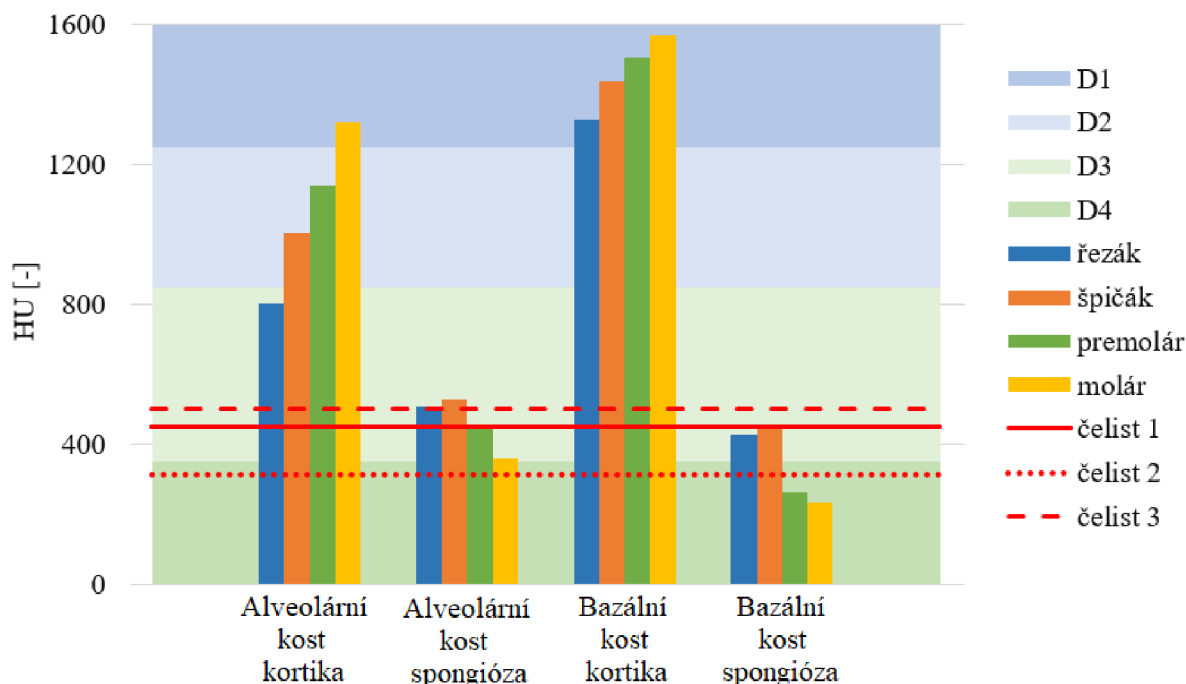


Obr. 7.1 Příklad měření HU spongiózní kostní tkáň (čelist 2)

Tab. 7.1 Průměrné hodnoty HU spongiózní kostní tkáň pro jednotlivé čelisti

	HU [-]
Čelist 1	449,42 ± 40,69
Čelist 2	314,47 ± 11,66
Čelist 3	500,34 ± 25,29

Na obrázku 7.2 lze vidět porovnání naměřených hodnot HU spongiózní kostní tkáně s hodnotami uvedenými v literatuře [61]. Naměřené průměrné hodnoty HU spongiózní kostní tkáně pro jednotlivé čelisti jsou zobrazeny červeně. V grafu jsou zobrazeny hodnoty HU alveolární a bazální části kortiky a spongiózy pro jednotlivé oblasti zubů dolní čelisti. Dále jsou v grafu zobrazena rozmezí pro klasifikaci kvality kostní tkáně D1 až D4 dle Mische [19]. Podle naměřených hodnot HU jednotlivých čelistí lze zařadit čelist 1 a čelist 3 do kategorie D3 a čelist 2 do kategorie D4.



Obr. 7.2 Hodnoty HU pro kostní tkáně dolní čelisti ( [19], [61], upraveno)

Průměrné hodnoty HU můžeme převést pomocí vztahu 7.1 ze studie autorů Cheng a kol. [62] na hustotu. A hustotu dále převést na Youngův modul pružnosti dle vztahu 7.2 ze studie autorů O'Mahony a kol. [63]. Výsledné vlastnosti spongiózní tkáně lze vidět v tabulce 7.2.

Přepočítání HU na hustotu:

$$\rho = 0,114 + 0,000916 \cdot HU \quad (7.1)$$

kde HU [-] jsou Hounsfieldovy jednotky

$\rho$  [g/cm<sup>3</sup>] je hustota kostní tkáně

Přepočítání hustoty na Youngův modul pružnosti:

$$E = 2349 \cdot \rho^{2,15} \quad (7.2)$$

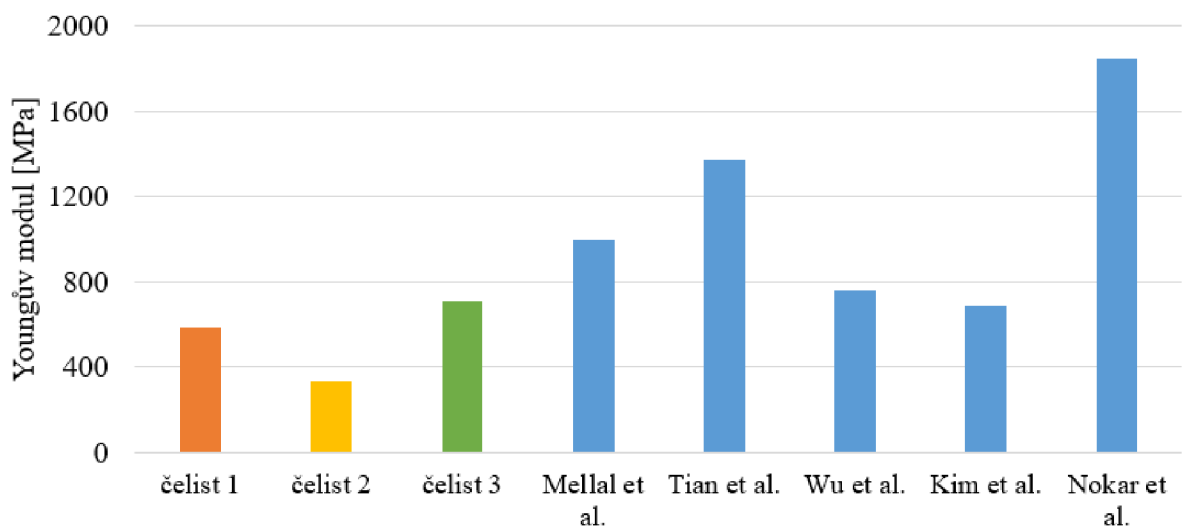
kde  $\rho$  [g/cm<sup>3</sup>] je hustota kostní tkáně

E [MPa] je Youngův modul pružnosti

Tab. 7.2 Vlastnosti spongiózní kostní tkáně pro tři různé čelisti

	HU [-]	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	E [MPa]
Čelist 1	449,42	0,526	589
Čelist 2	314,47	0,402	331
Čelist 3	500,34	0,572	708

Na obrázku 7.3 lze vidět porovnání hodnot Youngova modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně získaných přepočtem z HU tří zkoumaných čelistí s hodnotami z literatury [64], [65], [66], [67], [68].



Obr. 7.3 Porovnání hodnot Youngova modulu pružnosti pro spongiózní kostní tkáň



## **8 Výběr metody řešení**

Pro provedení analýzy deformačně-napěťových stavů zubních implantátů v geometricky rozdílných dolních čelistech je nejvhodnější využít výpočtového modelování, které umožňuje simulovat složité geometrické tvary, materiálové vlastnosti a různé okrajové podmínky. Nejčastěji využívanou metodou je výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků (MKP), kterou lze řešit vzájemnou mechanickou interakci mezi implantátem a kostí. MKP je v současné době zavedená metoda pro řešení této problematiky [69].

Pro řešení problémů metodou konečných prvků se v současné době používá řada výpočtových systémů (ANSYS, ABAQUS, NASTRAN). Při řešení problému v této práci byl použit software ANSYS (ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 22.2; Swanson Analysis, Inc., Houston, PA, USA), který je dostupný pro studenty VUT. Tento program umožňuje zadat materiálové charakteristiky, okrajové podmínky a vazbu mezi implantátem a kostní tkání.

## 9 Výpočtové modelování

Deformační a napěťové stavy soustavy dentálního implantátu zavedeného v dolní čelisti jsou v této práci řešeny výpočtovým modelováním. Výpočtový model se v tomto případě skládá z modelu geometrie, materiálu, vazeb a zatížení.

### 9.1 Model geometrie

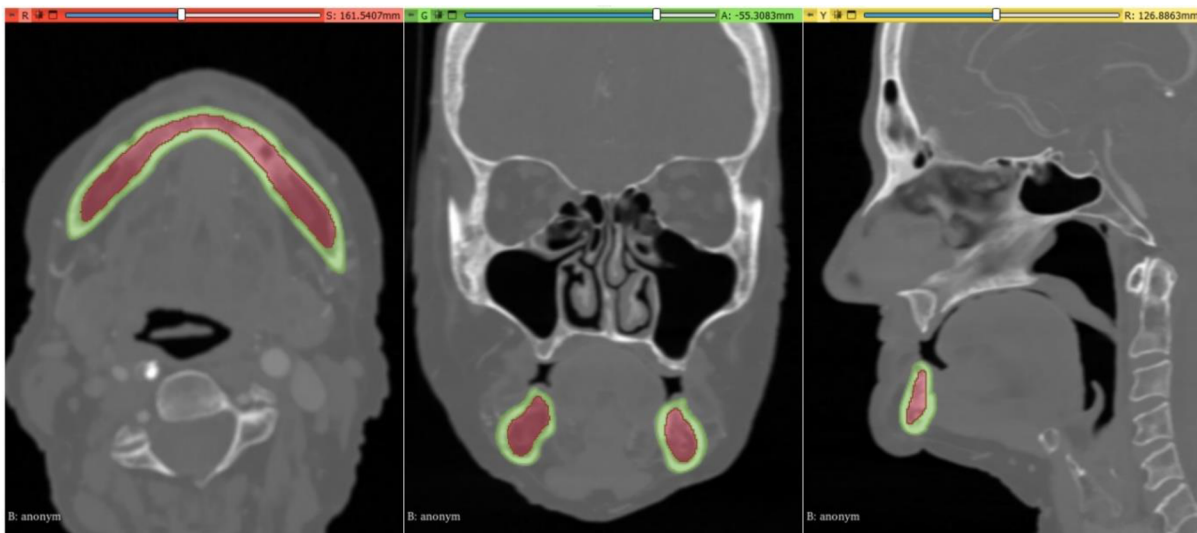
Model geometrie dolní čelisti se skládá z modelu geometrie kortikální kosti a modelu geometrie spongiózní kosti. Dále je použit model geometrie dentálního implantátu: Brånemark® System Mk III Groovy; NP Ø 3.3 mm, 11.5 mm.

Model geometrie dolní čelisti byl vytvořen ze souboru tří anonymizovaných databází CT snímků, které byly dodány vedoucím bakalářské práce. Celkem byly vytvořeny modely tří geometricky odlišných čelistí. Následně byl do čelistí zaveden dentální implantát vždy do stejné pozice, tj. v oblasti prvního moláru.

#### 9.1.1 Tvorba modelu geometrie dolní čelisti

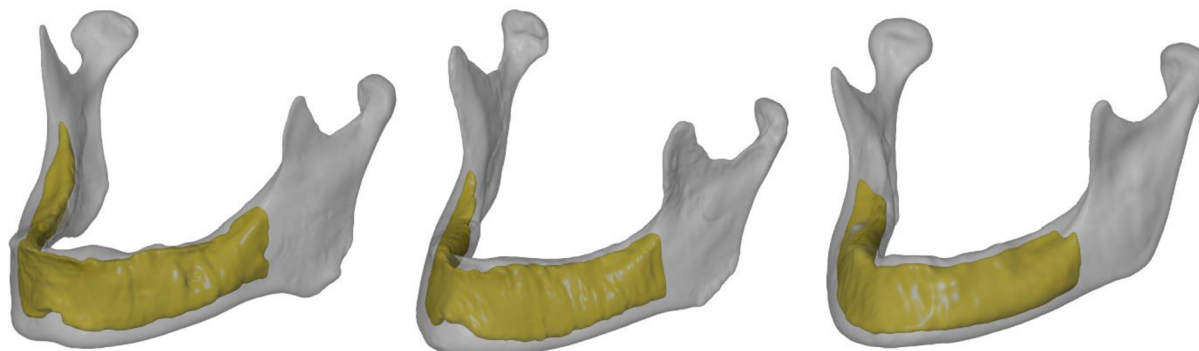
Proces tvorby modelu geometrie lze rozdělit do tří kroků: vytvoření povrchového modelu z CT snímků, plošného modelu a objemového modelu.

V první části byly použity programy 3D Slicer [70] a GOM Inspect (GOM Inspect 2022, ZEISS Quality Suite). Pomocí automatické a manuální segmentace v programu 3D Slicer byl z CT snímků postupně vytvořen model dolní čelisti (Obr. 9.1). Nejprve byl odsegmentován tvar kortikální kostní tkáně, tj. vnější tvar dolní čelisti. Poté byl vytvořen model spongiózní kostní tkáně.



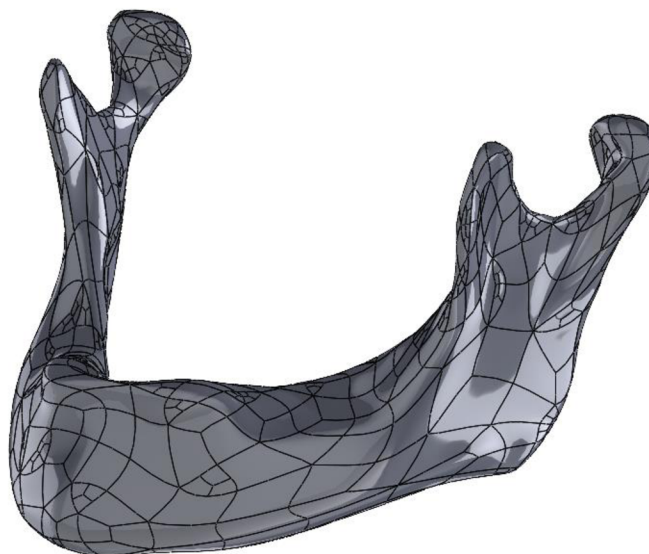
Obr. 9.1 3D Slicer – kortikální kost zeleně, spongiózní kost červeně

V programu GOM Inspect byly z modelů vytvořeny skořepiny (Obr. 9.2). Jednotlivé modely byly exportovány ve formátu STL (*STereoLithography*). V programu CATIA (Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, France), byly soubory STL převedeny na plošné modely.



Obr. 9.2 STL modely kortikální a spongiózní kosti

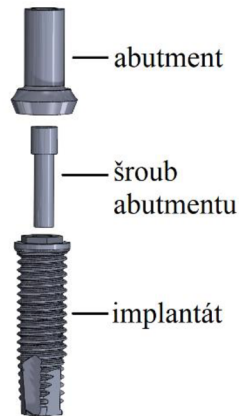
Ze získaných plošných modelů kortikálního a spongiózního kostního tkaniva byly v programu SolidWorks 2022 (Dassault Systèmes, France) vytvořena objemová tělesa (Obr. 9.3). Pro složení kortikální a spongiózní kosti dohromady je využito booleovských funkcí *kombinovat*, pomocí nichž se od sebe tyto dva objemy spongiózní kostní tkáně a kortikální napřed odečtou. Do vytvořené dutiny v kortikální kosti je poté opět přidáno objemové těleso reprezentující spongiózní kostní tkáň.



Obr. 9.3 Solid Works – objemový model

### 9.1.2 Model geometrie implantátu

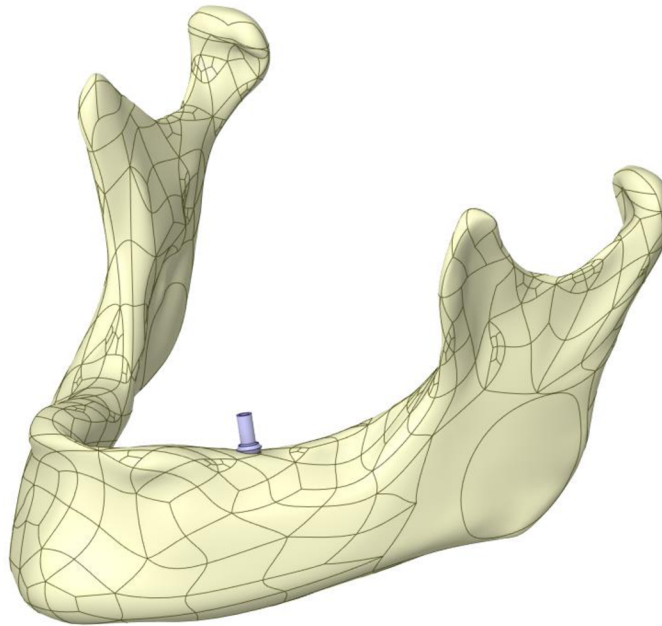
Model implantátu byl dodán vedoucím práce. Jedná se o dentální implantát Brånemark® System Mk III Groovy; NP Ø 3.3 mm, 11.5 mm. Skládá se ze tří částí: implantátu, abutmentu a šroubu abutmentu (Obr. 9.4).



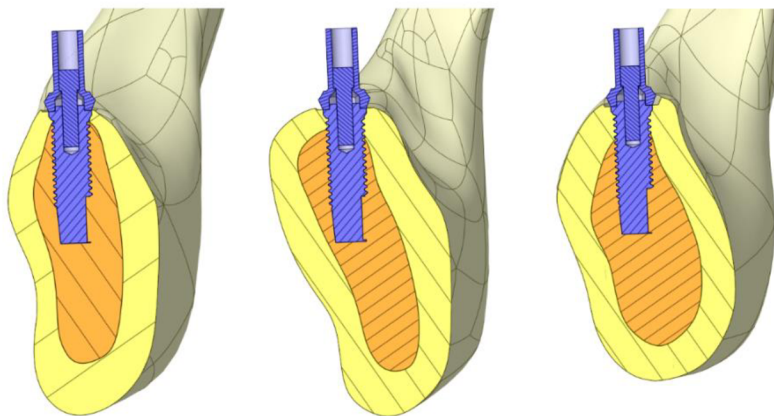
Obr. 9.4 Model geometrie implantátu

### 9.1.3 Model geometrie dolní čelisti se zavedeným implantátem

Pro posouzení deformačně-napěťových (DN) stavů byl implantát zaveden do tří geometricky odlišných čelistí. Implantát byl zaveden vždy přibližně do místa prvního moláru (Obr. 9.5). Na obrázku 9.6 lze vidět řez čelistmi se zavedeným implantátem.



Obr. 9.5 Příklad modelu dolní čelisti se zavedeným implantátem



Obr. 9.6 Řez čelistmi se zavedenými implantáty

## 9.2 Model materiálu

Model materiálu všech prvků soustavy je v literatuře nejčastěji uvažován jako homogenní, izotropní a lineárně pružný. Proto bude pro tuto práci využit právě tento model. Materiálové charakteristiky jsou Youngův modul pružnosti  $E$  a Poissonovo číslo  $\mu$ .

### 9.2.1 Model materiálu kortikální kostní tkáň

Materiálové charakteristiky kortikální kostní tkáň byly použity ve všech řešených variantách stejné. Jedná se o nejpoužívanější hodnoty v literatuře. Youngův modul pružnosti je  $E = 13\,700$  MPa a Poissonovo číslo  $\mu = 0,3$  [71], [72].

### 9.2.2 Model materiálu spongiózní kostní tkáň

V prvním případě byly použity pro model materiálu spongiózní kostní tkáň ve všech řešených čelistech stejné materiálové charakteristiky:  $E = 1\,100$  MPa a  $\mu = 0,3$  [72].

Ve druhém případě byl použit pro každou řešenou čelist jiný Youngův modul, získaný na základě CT snímků (viz kapitola 7). Materiálové charakteristiky pro tento případ lze vidět v tabulce 9.1.

Tab. 9.1 Vlastnosti spongiózní kostní tkáň pro tři různé čelisti

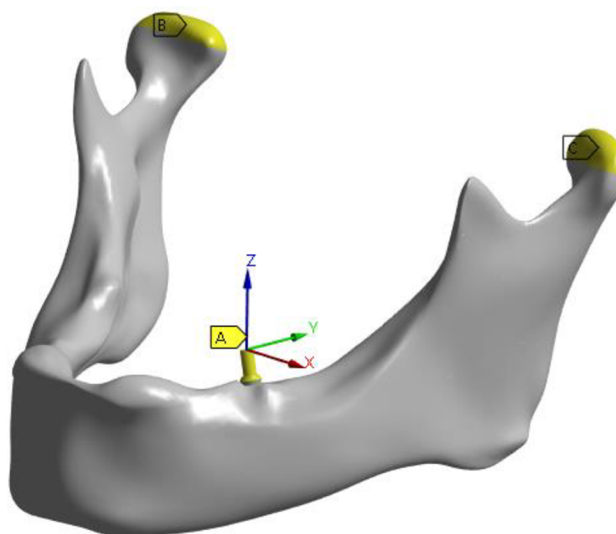
	$E$ [MPa]	$\mu$ [-]
Čelist 1	589	0,3
Čelist 2	331	0,3
Čelist 3	708	0,3

### 9.2.3 Model materiálu implantátu

Model materiálu implantátu byl vytvořen na základě studie autorů Natali a kol. [73], kde jsou pro implantát z titanu uvedeny hodnoty materiálových charakteristik  $E = 110\,000$  MPa a  $\mu = 0,34$ .

## 9.3 Model vazeb

K řešení bylo potřeba zadat vazby v oblasti mandibulárních kondylů a v místě působení zatížení od žvýkacích sil. V oblasti kondylů bylo zamezeno posuvům ve všech směrech pomocí vazby *Remote displacement*, ale natočení zůstala volná, jedná se tedy o sférickou vazbu [74].



Obr. 9.7 Model vazeb



V místě implantátu byl pomocí vazby *Remote displacement* zamezen posuv ve směru osy z, tj. bylo zamezeno pohybu ve směru kolmém na okluzní rovinu. Vazba byla zadána na vnější plochy abutmentu (Obr. 9.7).

Mezi kostní tkání a implantátem byla uvažována vazba *Bonded*, která představovala stav plně oseointegrovaného implantátu [58]. Vazba byla zadána na plochu implantátu a protilehlou plochu kosti.

## 9.4 Model zatížení

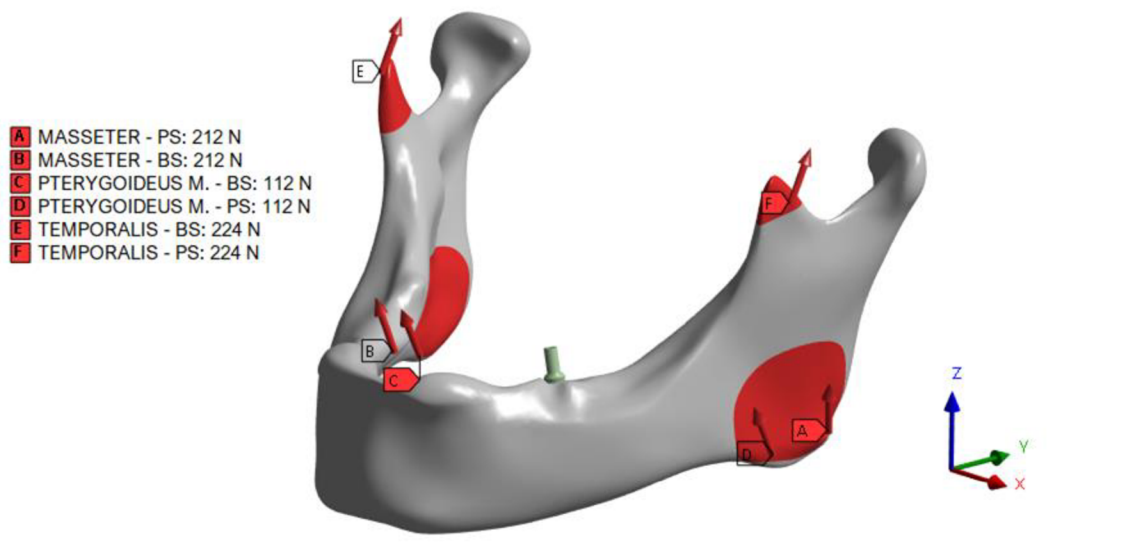
Pro model zatížení byly uvažovány tři žvýkací svaly důležité pro okamžik skusu (Obr. 9.8). Jejich velikosti a směry (Tab. 9.2) byly zvoleny dle studie autorů Szücs a kol. [75], kde uvažují právě tři svaly na každé straně, ale nerozlišují mezi pracující (PS) a balanční stranou (BS). Výsledná síla je dána vektorovým součtem složek sil v jednotlivých směrech zatížení dle rovnice 9.1.

Tab. 9.2 Velikosti sil od žvýkacích svalů v jednotlivých směrech [75]

Sval	Velikost složek sil v jednotlivých směrech zatížení			SUM
	x	y	z	
m. masseter	50*	-50	200	212
m. pterygoideus medialis	0	-50	100	112
m. temporalis	0	100	200	224

\* znaménko dle strany čelisti

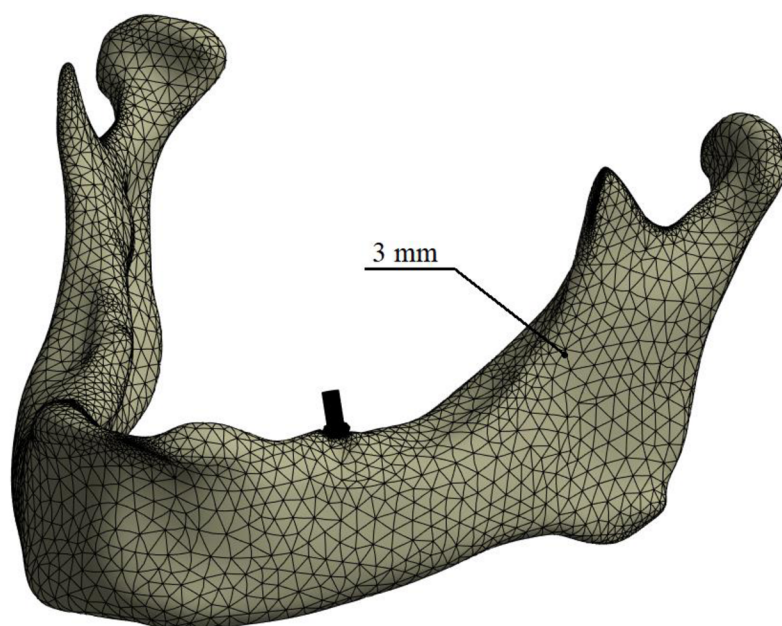
$$F_{M,PS} = |\vec{F}_{M,PS}| = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} = \sqrt{50^2 + (-50)^2 + 200^2} = 212 \text{ N} \quad (9.1)$$



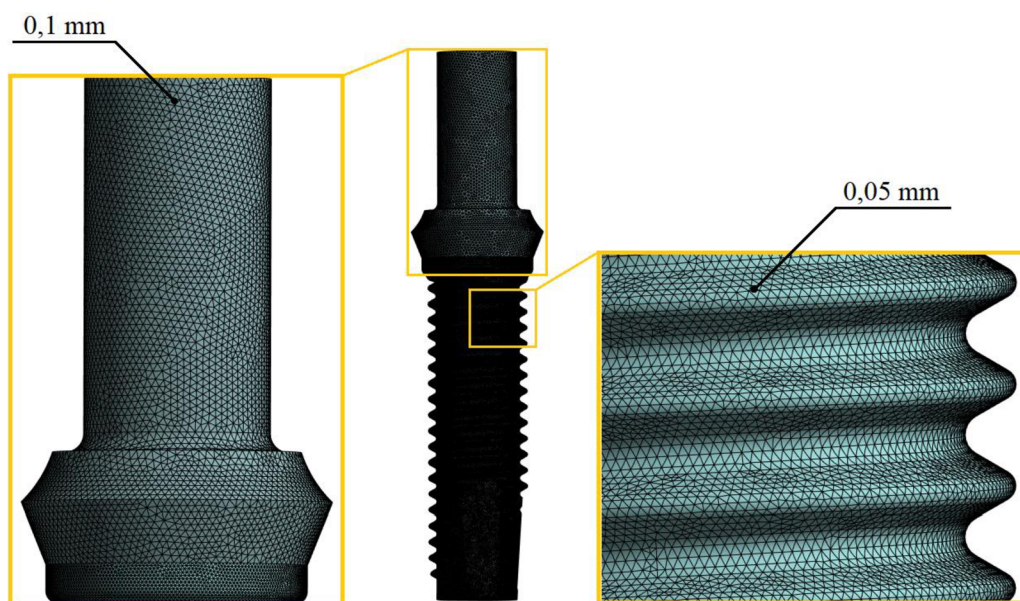
Obr. 9.8 Model zatížení

## 9.5 Síť konečných prvků

Síť konečných prvků se skládala z prvků typu SOLID 187 (tetraedrické kvadratické prvky). Globální velikost prvků byla zvolena 3 mm (Obr. 9.9). Velikost prvků na abutmentu je 0,1 mm. Na ploše závitů implantátu a protilehlých plochách byla zvolena velikost prvků 0,05 mm z důvodu složité geometrie (Obr. 9.10). Počet uzlů a prvků v jednotlivých modelech čelistí lze vidět v tabulce 9.3.



Obr. 9.9 Síť konečných prvků



Obr. 9.10 Detail sítě konečných prvků na implantátu

Tab. 9.3 Počet uzlů a prvků v jednotlivých modelech čelistí

	Počet uzlů	Počet prvků
Čelist 1	2 188 382	1 434 234
Čelist 2	1 222 772	720 495
Čelist 3	2 263 616	1 485 136

## 10 Deformační a napět'ová analýza

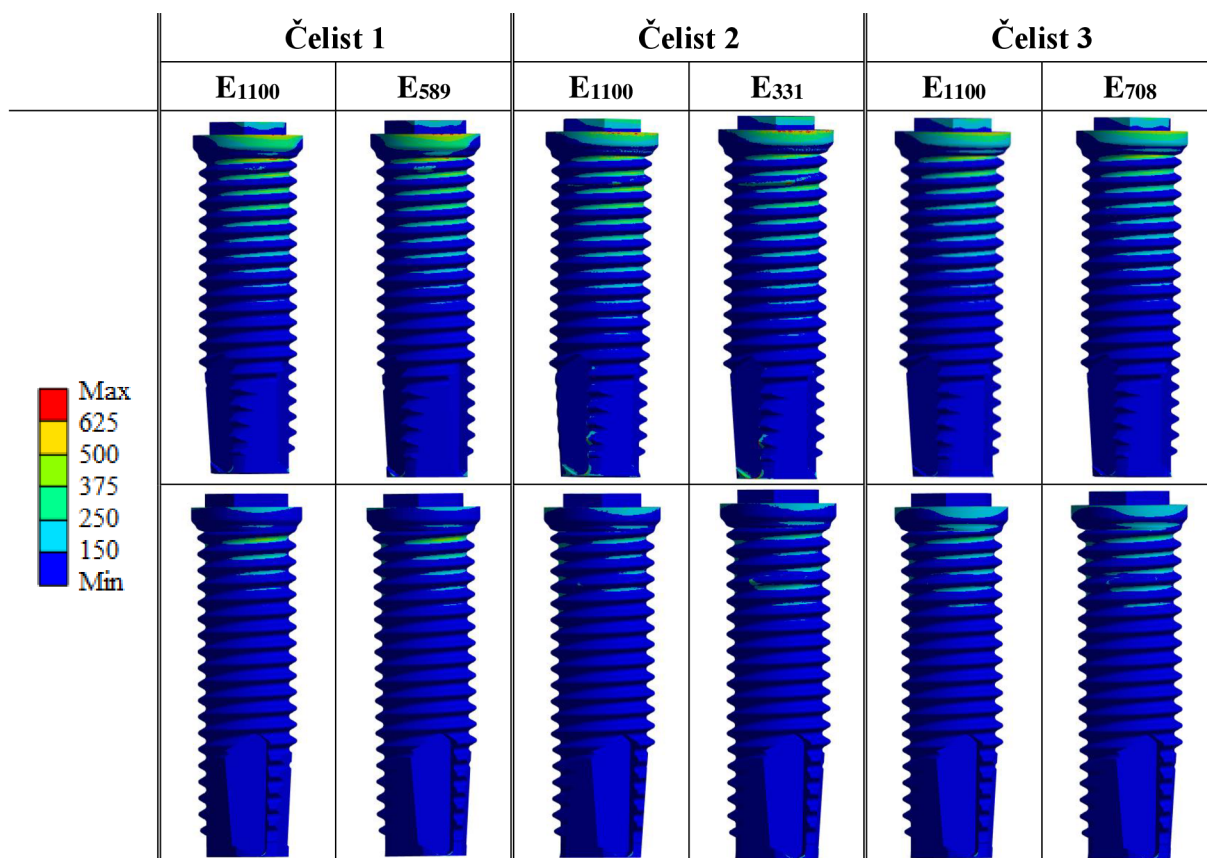
Řešení bylo provedeno pro 6 variant výpočtových modelů: 3 rozdílné modely geometrie dolní čelisti označené čelist 1, čelist 2 a čelist 3. Pro srovnání byl použit model materiálu spongiózní kostní tkáň stejný (E<sub>1100</sub>) a model materiálu, který respektuje specifickou hustotu kostní tkáň, tedy Youngův modul spongiózní kostní tkáň pro každou variantu byl určen z CT snímků dané čelisti (E<sub>589</sub>, E<sub>331</sub>, E<sub>708</sub>).

### 10.1 Redukované napětí HMH na implantátu

Do čelistí byl zaveden titanový implantát, pro který můžeme provést kontrolu z hlediska mezního stavu pružnosti. Proto bylo pro všechny čelisti vykresleno redukované napětí HMH na implantátu (*von-Mises Stress*), které můžeme porovnat se mezi kluzu daného materiálu. Redukované napětí reprezentuje při víceosé napjatosti všechny složky tenzoru napětí jedinou hodnotou porovnatelnou s materiálovou charakteristikou získanou jednoosou zkouškou. Obecný vztah pro určení redukovaného napětí je dán rovnicí 10.1, kde  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  jsou normálová napětí ve směru os x, y, z a  $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$  jsou tečná napětí v rovinách xy, yz, zx:

$$\sigma_{red} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2] + 3[\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2]} \quad (10.1)$$

Na obrázku 10.1 je vykresleno redukované napětí HMH na implantátech z linguální (první řádek) i faciální strany čelisti (druhý řádek). Napětí bylo vykresleno jak pro stejný Youngův modul spongiózy, tak pro respektující hustotu spongiózní kostní tkáň jednotlivých čelistí.



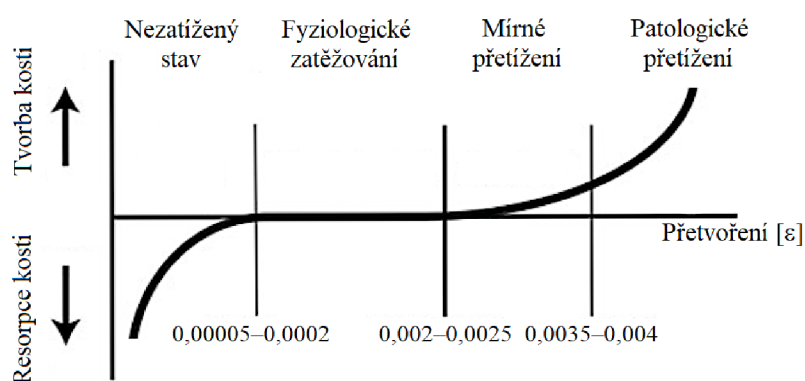
Obr. 10.1 Redukované napětí HMH na implantátu



Redukované napětí HMM na implantátu v žádné čelisti nedosahuje meze kluzu pro titanové implantáty, která se pohybuje v rozmezí 400–1000 MPa [76], [77]. Maximálních hodnot bylo dosaženo v případě zavedení implantátu do čelisti 2. Nejkritičtější místo na implantátu je ve vrchní části implantátu a v oblasti prvního závitů na linguální straně. Toto zjištění potvrzují i výsledky z klinického pozorování, kdy nejnáchylnější oblast pro vznik trhlin je právě první závit a vrchní část implantátu [78]. Současně změna Youngova modulu spongiózní kostní tkáně má minimální vliv na redukované napětí na implantátu.

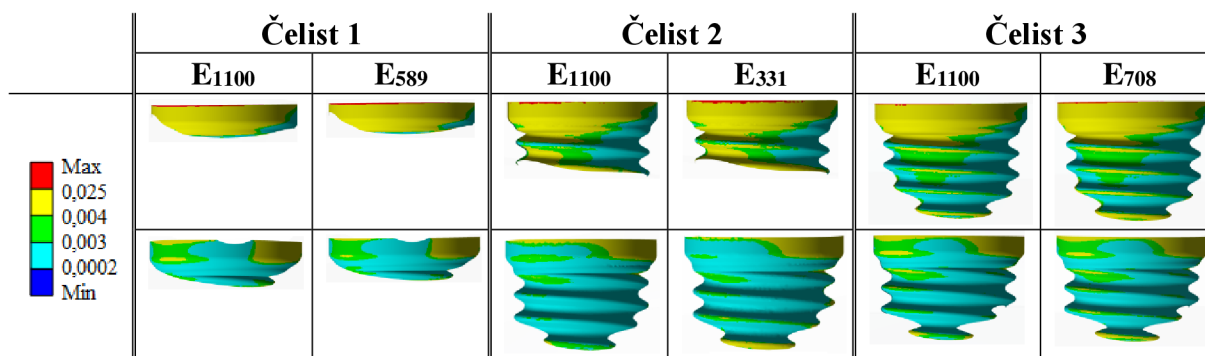
## 10.2 HMM přetvoření v kostní tkáni

Pro hodnocení namáhání kostních tkání v okolí závitů bude vykresleno HMM přetvoření. Prahové hodnoty přetvoření pro jednotlivé procesy, ke kterým dochází při zatížení kosti popsal Frost [79]. Jednotlivé hodnoty jsou udávány ve strainech ( $\epsilon$ ). Při nedostatečném zatížení kosti dochází k její resorpci, toto odpovídá hodnotám přetvoření menším jak 0,0002  $\epsilon$ . K remodelace (obnově) kosti dochází v oblasti omezené hodnotou 0,002–0,0025  $\epsilon$ . Při větším přetvoření dochází k mírnému přetížení kosti a její modelaci (nárůstu), zde je hranice 0,0035–0,004  $\epsilon$ . Za touto hranicí dochází k patologickému přetížení kostní tkáně a dalšímu nárůstu kosti, která je silná ale křehká. K porušení kostní tkáně dojde při překročení 0,025  $\epsilon$ . Na obrázku 10.2 jsou vidět jednotlivé prahové hodnoty.

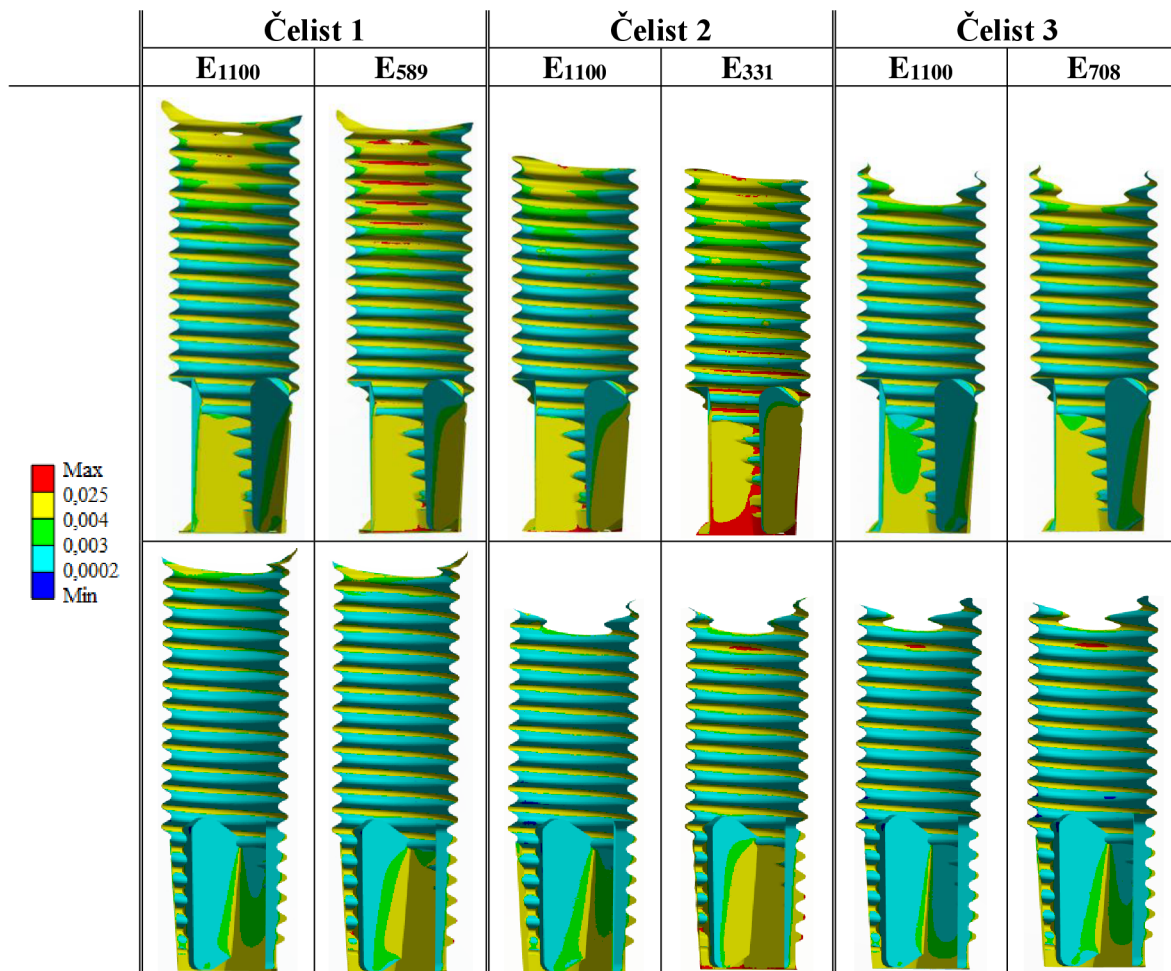


Obr. 10.2 Prahové hodnoty přetvoření pro jednotlivé zatěžování ([80], upraveno)

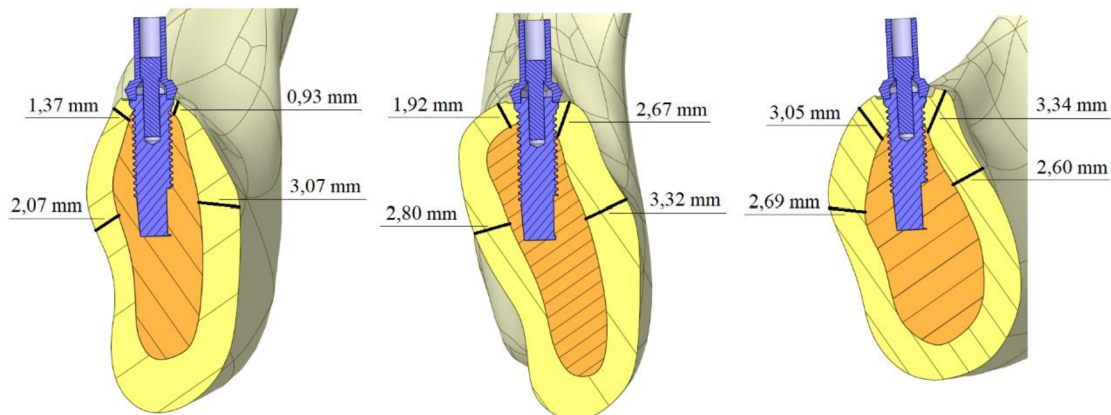
Na obrázku 10.3 je vykresleno HMM přetvoření v kortikální kostní tkáni. Na obrázku 10.4 je HMM přetvoření vykresleno ve spongiózní kostní tkáni. Čelistí byl veden řez podél těla mandibuly, v prvním řádku tabulky je zobrazena linguální strana a ve druhém faciální strana čelisti.



Obr. 10.3 Rozložení HMM přetvoření v kortikální kostní tkáni v jednotlivých čelistech



Obr. 10.4 Rozložení HMH přetvoření ve spongiózní kostní tkáni v jednotlivých čelistech



Obr. 10.5 Řezy jednotlivými čelistmi s implantáty

Z výsledků lze vidět, že kost je více namáhána na linguální straně. Ve všech čelistech dochází k přetěžování kosti, v některých místech až patologickému, to povede k tvorbě nové kosti. V případě zadání Youngova modulu spongiózy určeného z CT snímků dochází k překročení meze porušení kostní tkáně. Největší rozdíl je patrný u čelisti 2, kde byl také největší rozdíl mezi hodnotami Youngova modulu. Toto potvrzuje klasifikace kostní tkáně v kapitole 7: čelist 2 spadala do kategorie D4, kdy je vhodnost implantace sporná [1].

Při porovnání jednotlivých čelistí se stejným Youngovým modulem lze vidět, že k největšímu přetvoření dochází v čelisti 1 a nejmenšímu v čelisti 3. Toto zjištění souhlasí s naměřenými

tloušťkami kortikální kostní tkáně v jednotlivých čelistech. Čelist 1 má nejtenčí kortikální kostní tkáň, naopak čelist 3 má nejtlustší. Kortikální kostní tkáň totiž hraje významnou podpůrnou roli díky mnohem vyššímu Youngovu modul ( $E = 13\,700\text{ MPa}$ ). Čím je tedy kortikální kostní tkáň tenčí, tím je spongióza více namáhána. Příklad měření je vidět na obrázku 10.5, kde jsou zobrazeny řezy jednotlivými čelistmi s implantáty a vyznačená tloušťka kortikální kostní tkáně v místě řezu.

#### 10.4 Síla na implantát

Síla působící na implantát se pohybuje kolem 550 až 590 N. V tabulce 10.1 jsou zaznačeny síly v jednotlivých čelistech, v první sloupci jsou síly působící na implantát při zadání stejného Youngova modulu spongiózní kostní tkáně pro všechny čelisti, ve druhém byl zadán Youngův modul určený z CT snímků jednotlivých čelistí. Hodnoty odpovídají rozsahu pro okluzní síly v oblastech molárů uvedených v literatuře [81]: 300–600 N.

Ze získaných hodnot lze vidět, že změna Youngova modulu spongiózní kostní tkáně nemá vliv na sílu působící na implantát.

Tab. 10.1 Síla působící na implantát v jednotlivých čelistech při daném Youngovu modulu spongiózní kostní tkáně

	Youngův modul: 1100 MPa	Youngův modul určený z CT snímku
Čelist 1	551,24 N	551,28 N
Čelist 2	589,93 N	589,93 N
Čelist 3	587,46 N	587,49 N

## **10 Závěr**

Cílem práce bylo provést rešeršní studii literatury zabývající se mechanickým namáháním rozhraní kostní tkáně s implantátem. A na základě získaných informací této studie provést analýzu hustoty kostních tkání a deformačně-napěťovou analýzu tří geometricky rozdílných čelistí.

V rešeršní části byla na úvod popsána anatomie dolní čelisti. Další části se věnovaly kostním tkáním, dentálním implantátům a počítačové tomografii. Závěr rešerše byl věnován pracím zabývajícím se mechanickým namáháním soustavy kost-implantát.

V praktické části byla nejprve provedena analýza hustoty kostních tkání ve třech zkoumaných čelistech. Hustota kostních tkání byla získána přepočtem z Hounsfieldových jednotek, které byly změřeny pomocí programu ImageJ v dodaných CT snímcích jednotlivých čelistí. Podle hodnot HU lze klasifikovat kvalitu dané spongiózní kostní tkáně. Z výsledků vyšlo, že jedna čelist spadá do kategorie nejnižší kvality D4, u zbylých dvou se jednalo o kvalitu D3. Tyto čelisti by v praxi nebyly příliš vhodné pro zavádění dentálního implantátu, zejména čelist s kvalitou D4. Hustota byla dále převedena na Youngův modul pružnosti. Porovnání Youngova modulu s hodnotami uváděnými v literatuře vyšlo dle očekávání: získané hodnoty byly podstatně nižší, což odpovídá snížené kvalitě kosti.

K posouzení deformačně-napěťových stavů bylo využito výpočtového modelování pomocí metody konečných prvků. Výpočtové modelování bylo provedeno pomocí programu ANSYS Workbench. Modely geometrie čelistí byly vytvořeny na základě CT snímků. Titanový implantát byl vždy zaveden do oblasti prvního moláru a zatěžován okluzní silou v okamžiku skusu. Okamžik skusu byl modelován zadáním sférických vazeb do oblasti kondylů, zamezením posuvu implantátu ve směru osy z a zadáním sil od žvýkacích svalů na plochy odpovídající úponům svalů.

Výsledky ukázaly, že v žádné čelisti nedojde k překročení meze kluzu titanového implantátu (1000 MPa) a že nejkritičtější místo se nachází v horní části implantátu a v oblasti prvního závitu. Maximální hodnoty napětí byly přibližně stejné ve všech variantách. Z hlediska namáhání implantátu by se tedy dalo říci, že tvar a tloušťka kortikální kostní tkáně ani hustota spongiózy nehraje roli.

Pro porovnání namáhání kostních tkání v jednotlivých čelistech bylo vyhodnocováno HMM přetvoření v kostních tkáních. Nejvyšší hodnoty přetvoření byly zjištěny v čelisti 1, tedy v čelisti s nejtenčí kortikální kostní tkání. Kortikální kostní tkáň hraje významnou podpůrnou roli, a tedy čím je kortika tenčí, tím více bude spongiózní kostní tkáň namáhána. Při zadání Youngova modulu určeného na základě CT snímků (tedy nižšího, než je Youngův modul převzatý z literatury) hodnoty přetvoření ve všech čelistech výrazně vzrostly. Bylo tedy zjištěno, že namáhání kostních tkání je významně ovlivněno jak tloušťkou kortiky, tak hustotou spongiózy.

Na závěr byla ještě zjištěna síla působící na implantát. Ve všech variantách vyšla síla pohybující se okolo hodnoty 550 až 590 N. To odpovídá hodnotám okluzní síly v oblasti molárů.

## 11 Seznam použitých zdrojů

- [1] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. Třetí, přepracované a doplněné vydání. Hradec Králové: ARTILIS, 2017. ISBN 978-80-906794-0-5.
- [2] SENNERBY, Lars a Neil MEREDITH. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000* [online]. 2008, 47(1), 51-66 [cit. 2023-04-29]. ISSN 0906-6713. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x>
- [3] FU, Po-Sung, Ting-Hsun LAN, Pei-Ling LAI et al. Implant stability and marginal bone level changes: A 2-year prospective pilot study. *Journal of Dental Sciences* [online]. 2023 [cit. 2023-04-29]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.jds.2023.02.018>
- [4] Freehand vs. Guided Dental Implants: Understanding the Difference. In: *Edison Prosthodontics* [online]. New Jersey, 2021 [cit. 2023-05-24]. Dostupné z: <https://www.edisonprosthodontics.com/blog/2021/09/21/freehand-vs-guided-dental-implant-surgery/>
- [5] OBEROI, Gunpreet, Sophie NITSCH, Michael EDELMAYER, Klara JANJÍc a Hermann AGIS. 3D Printing—Encompassing the Facets of Dentistry. *Front Bioeng Biotechnol* [online]. 2018, 6, 172 [cit. 2023-05-22]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.3389/fbioe.2018.00172>
- [6] PORTER, J.A. a J.A. VON FRAUNHOFER. Success or failure of dental implants? A literature review with treatment considerations. *General Dentistry* [online]. 2005, 53(6), 423-432 [cit. 2023-04-29]. PMID: 16366052. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16366052/>
- [7] SABZEKAR, Mostafa, Motahare NAMAKIN, Hanie Alipoor Shahr BABAKI, Arash DELDARI a Vahide BABAIYAN. Dental implants success prediction by classifier ensemble on imbalanced data. *Computer Methods and Programs in Biomedicine Update* [online]. 2021, 1(100021) [cit. 2023-04-30]. ISSN 2666-9900. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.cmpbup.2021.100021>
- [8] LEVIN, Liran, Amir LAVIV a Devorah SCHWARTZ-ARAD. Long-Term Success of Implants Replacing a Single Molar. *Journal of Periodontology* [online]. 2006, 77(9), 1528-1532 [cit. 2023-04-29]. ISSN 0022-3492. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1902/jop.2006.060005>
- [9] 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. 2023-05-18]. ISSN 0261-3069. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.matdes.2014.04.080>
- [10] MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství pro studující nestomatologických oborů*. 1. vydání. Praha: Grada, 2018. ISBN 978-80-271-0810-7.
- [11] MARIEB, Elaine a Jon MALLAT. *Anatomie lidského těla*. Vydání 1. Brno: CP Books, 2005. ISBN 80-251-0066-9.
- [12] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. 1. vydání. Praha: Grada, 2018. ISBN 978-80-2144-1.
- [13] DOSTÁLOVÁ, Tatjana a Michaela BEZNOSKOVÁ SEYDLOVÁ. *Stomatologie*. Vydání 1. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2700-4.

- [14] SLEZÁKOVÁ, Lenka, Markéta HRUŠKOVÁ, Petra KADUCHOVÁ, Irena PŘIVŘELOVÁ, Eva STAROŠTÍKOVÁ a Eva VŠETIČKOVÁ. *Stomatologie I: pro SZŠ a VOŠ*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5826-8.
- [15] Etiology and Prevention of Nerve Injuries. In: *Pocket Dentistry* [online]. [cit. 2023-03-31]. Dostupné z: <https://pocketdentistry.com/etiology-and-prevention-of-nerve-injuries/>
- [16] STRUB, Jörg, Matthias KERN, Siegbert WITKOWSKI a Guido HEYEDECKE, Jarmila PROCHÁZKOVÁ. *Protetika I*. 1. české vydání. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-9915-5.
- [17] LIN, Keng-Ren, Chih-Han CHANG, Tzu-Hsuan LIU, Shi-Wei LIN a Che-Hsin LIN. Experimental and numerical estimations into the force distribution on an occlusal surface utilizing a flexible force sensor array. *Journal of Biomechanics* [online]. 2011, 44(10), 1879-1884 [cit. 2023-03-19]. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.04.032](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.04.032)
- [18] PILEICKIENE, Gaivile a Algimantas SURNA. The Human Masticatory System From A Biomechanical Perspective: A Review. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal* [online]. 2004, 6(3), 81-84 [cit. 2023-03-19].
- [19] RESNIK, Randolph R. *Misch's Contemporary Implant Dentistry*. Fourth Edition. St. Louis: Elsevier, 2021. ISBN 978-0-323-39155-9.
- [20] YAMAZAKI, Masao. *Estetické restaurativní ošetřování: Komplexní protetické sanace*. 1. vydání. Praha: Quintessenz, 2005. ISBN 80-903181-7-7.
- [21] DOKLÁDAL, Milan. *Anatomie zubů a chrupu*. 1. vydání. Brno: Masarykova univerzita, fakulta lékařská, 1994. ISBN 80-210-0999-3.
- [22] WEBER, Thomas. *Memorix zubního lékařství*. Druhé české vydání. Praha: Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-3519-1.
- [23] SHETTY, S., N.M. ZARGAR, K. SHENOY a V. REKHA. Occlusal Plane Location in Edentulous Patients: A Review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* [online]. 2013, 13(3), 142-148 [cit. 2023-03-19]. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1007/s13191-013-0288-0](https://doi.org/10.1007/s13191-013-0288-0)
- [24] HALL, W.A. Important factors in adequate denture occlusion. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1958, 8(5), 764-775 [cit. 2023-04-09]. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1016/0022-3913\(58\)90096-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(58)90096-9)
- [25] PIERMATTI, J. Tooth position in full-mouth implant restorations--a case report. *General dentistry* [online]. 2006, 54(3), 221-2 [cit. 2023-04-09]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16776416/>
- [26] ENGELMEIER, R.L. COMPLETE-DENTURE ESTHETICS. *Dental Clinics of North America* [online]. 1996, 40(1), 71-84 [cit. 2023-04-09]. ISSN 0011-8532. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)00163-X](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)00163-X)
- [27] MACHÁLKA, Milan. *Chirurgie dolních zubů moudrosti*. 1. vydání. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0605-9.
- [28] YASAKI, Masakata. The height of the occlusion rim and the interocclusal distance. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1961, 11(1), 26-31 [cit. 2023-04-09]. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1016/0022-3913\(61\)90106-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(61)90106-8)
- [29] LUNDQUIST, D.O. a W.W. LUTHER. Occlusal plane determination. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1970, 23(5), 489-498 [cit. 2023-04-09]. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1016/0022-3913\(70\)90198-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(70)90198-8)



- [30] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [31] BODIC, François, Luc HAMEL, Emmanuelle LEROUXEL, Michel Félix BASLÉ a Daniel CHAPPARD. Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine* [online]. 2005, 72(3), 215-221 [cit. 2023-04-12]. ISSN 1297-319X. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2004.03.007>
- [32] SCHWARTZ-DABNEY, C.L. a P.C. DECHOW. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 2003, 120(3), 211-308 [cit. 2023-04-10]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1002/ajpa.10121>
- [33] SCHWARTZ-DABNEY, C.L. a P.C. DECHOW. Edentulation Alters Material Properties of Cortical Bone in the Human Mandible. *Journal of Dental Research* [online]. 2002, 81(9), 613-617 [cit. 2023-04-12]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1177/154405910208100907>
- [34] POLAT, Pinar, Gözlem CEYLAN, Selami SUMA a Nuran YANIKOĞLU. The Effects of Tooth Extraction on Cortical Thickness and Bone Mineral Density of the Mandible: Evaluation with Computerized Tomography. *Turkish Journal of Medical Sciences* [online]. 2001, 31(3), 271-274 [cit. 2023-04-12]. Dostupné z: <https://journals.tubitak.gov.tr/medical/vol31/iss3/16>
- [35] STRUB, Jörg, Matthias KERN, Jens TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART, Jarmila PROCHÁZKOVÁ. *Protetika III*. 1. české vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-271-9395-0.
- [36] ALAGATU, Aditya, Darshan DHAPADE, Mayuresh GAJBHIYE, Ritik PANJREKAR a Ashish RAUT. Review of different material and surface modification techniques for dental implants. *Materials Today: Proceedings* [online]. 2022, 60(3), 2245-2249 [cit. 2023-01-28]. ISSN 2214-7853. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.03.338>
- [37] SYKARAS, N., A. IACOPINO, V. MARKER, R. TRIPLETT a R. WOODY. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000, 15(5), 675-690.
- [38] PANCHAL, Mangesh, Shreyas KHARE, Parth KHAMKAR a Kiran BHOLE. Dental implants: A review of types, design analysis, materials, additive manufacturing methods, and future scope. *Materials Today: Proceedings* [online]. 2022, 68(6), 1860-1867 [cit. 2023-01-31]. ISSN 2214-7853. Dostupné z: doi:[10.1016/j.matpr.2022.08.049](https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.08.049).
- [39] JUODZBALYS, G., H. WANG a G. SABALYS. Injury of the Inferior Alveolar Nerve during Implant Placement: a Literature Review. *Journal of oral & maxillofacial research* [online]. 2011, 2(1), 1 [cit. 2023-02-24]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.5037/jomr.2011.2101>
- [40] SUNIL, Siddhi a Pankaj DHATRAK. Biomechanical consideration of bone density and its influence on stress distribution characteristics of dental implants. *Materials Today: Proceedings* [online]. 2021, 46(1), 478-483 [cit. 2023-02-20]. ISSN 2214-7853. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.10.368>.
- [41] FYHRIE, D.P. Summary - Measuring "bone quality". *J Musculoskelet Neuronal Interact* [online]. 2005, 5(4), 318-320 [cit. 2023-05-04]. PMID: 16340121. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16340121/>

- [42] FUH, L.-.-J., H.-.-L. HUANG, C.-.-S. CHEN, K.-.-L. FU, Y.-.-W. SHEN, M.-.-G. TU, W.-.-C SHEN a J.-.-T HSU. Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *Journal of Oral Rehabilitation* [online]. 2010, 37(5), 346-351 [cit. 2023-02-20]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02061.x>
- [43] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vydání. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902896-1-4.
- [44] SCHNEIDER, C. A., W. S. RASBAND a K. W. ELICEIRI. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature Methods* [online]. 2012, 9(7), 671–675 [cit. 2023-05-20]. Dostupné z: doi:[doi:10.1038/nmeth.2089](https://doi.org/10.1038/nmeth.2089)
- [45] KORIOH, T.W.P, D.P. ROMILLY a A.G. HANNAM. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 1992, 88(1), 69-96 [cit. 2023-03-19]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1002/ajpa.1330880107>
- [46] CHEN, J., X. LU, N. PAYDAR, H.U. AKAY a W.E. ROBERTS. Mechanical simulation of the human mandible with and without an endosseous implant. *Medical Engineering & Physics* [online]. 1994, 16(1), 53-61 [cit. 2023-03-29]. ISSN 1350-4533. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/1350-4533\(94\)90011-6](https://doi.org/10.1016/1350-4533(94)90011-6)
- [47] BORÁK, L. a P. MARCIÁN. Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study. In: *Engineering Mechanics 2017*. První. 2017, s. 190-193. ISBN 978-80-214-5497-2.
- [48] HIMMLOVÁ, Lucie, Tat'jana DOSTÁLOVÁ, Alois KÁCOVSKÝ a Svatava KONVIČKOVÁ. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2004, 94(1), 20-25 [cit. 2023-03-30]. ISSN 0022-3913. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.08.008>.
- [49] BAGGI, Luigi, Ilaria CAPPELLONI, Michele DI GIROLAMO, Franco MACERI a Giuseppe VAIRO. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2008, 100(6), 422-431 [cit. 2023-03-30]. ISSN 0022-3913. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60259-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60259-0).
- [50] TAHERI, R.A., A. JARRAHI a G. FARNOOSH. A comparative finite element simulation of stress in dental implant–bone interface using isotropic and orthotropic material models in three mastication cycles. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* [online]. 2018, 40(10), 489 [cit. 2023-03-30]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/s40430-018-1409-9>
- [51] RAAJ, G., P. MANIMARAN, C.D. KUMAR, D.S. SADAN a M. ABIRAMI. Comparative Evaluation of Implant Designs: Influence of Diameter, Length, and Taper on Stress and Strain in the Mandibular Segment-A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of pharmacy & bioallied sciences* [online]. 2019, 11(2), 347–354 [cit. 2023-03-31]. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS\\_29\\_19](https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS_29_19)
- [52] SINGH, K., P. CHAND, A. CHAURASIA, N. SOLANKI a A. PATHAK. A randomized controlled trial for evaluation of bone density changes around immediate functionally and nonfunctionally loaded implants using three-dimensional cone-beam computed tomography. *Journal of Indian Prosthodontic Society* [online]. 2022, 22(1), 74–81 [cit. 2023-03-31]. Dostupné z: doi:[https://doi.org/10.4103/jips.jips\\_327\\_21](https://doi.org/10.4103/jips.jips_327_21)



- [53] TADA, S., R. STEGAROIU, E. KITAMURA a O. MIYAKAWA. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003, 18(3), 357-368. 12814310.
- [54] WIRTH, A.J., R. MÜLLER a G.H. VAN LENTHE. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *Journal of Biomechanics* [online]. 2012, 45(6), 1060-1067 [cit. 2023-03-30]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.12.024>.
- [55] MARCIÁN, P. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně*. Brno, 2012. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [56] LINETSKIY, Igor, Vladyslav DEMENKO, Larysa LINETSKA a Oleg YEFREMOV. Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success – A finite element study. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2017, 91, 318-325 [cit. 2023-03-31]. ISSN 0010-4825. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2017.09.016>.
- [57] BOZKAYA, Dincer, Sinan MUFTU a Ali MUFTU. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2004, 92(6), 523-530 [cit. 2023-05-04]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.07.024>
- [58] MARCIÁN, Petr, Jan WOLFF, Ladislava HORÁČKOVÁ, Jozef KAISER, Tomáš ZIKMUND a Libor BORÁK. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2018, 96, 157-165 [cit. 2023-03-29]. ISSN 0010-4825. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2018.03.012>.
- [59] AZCARATE-VELÁZQUEZ, Francisco, Raquel CASTILLO-OYAGÜE, Luis-Guillermo OLIVEROS-LÓPEZ et al. Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis. *Journal of Dentistry* [online]. 2019, 88, 103161 [cit. 2023-03-31]. ISSN 0300-5712. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.06.008>.
- [60] TRIBST, João, Amanda DE O. DAL PIVA, Erik BLOM, Cornelis KLEVERLAAN a Albert FEILZER. Dental biomechanics of root-analog implants in different bone types. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2022 [cit. 2023-03-31]. ISSN 0022-3913. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.10.005>.
- [61] PARK, Hyo-Sang, Youn-Ju LEE, Seong-Hwa JEONG a Tae-Geon KWON. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2008, 133(1), 30-37 [cit. 2023-05-19]. ISSN 0889-5406. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.01.044>
- [62] CHENG, Kang-jie, Yun-feng LIU, Joanne H. WANG, Janice C. JUN, Xian-feng JIANG, Russell WANG a Dale A. BAUR. Biomechanical behavior of mandibles reconstructed with fibular grafts at different vertical positions using finite element method. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* [online]. 2019, 72(2), 281-289 [cit. 2023-04-17]. ISSN 1748-6815. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.bjps.2018.10.002>
- [63] O'MAHONY, Aisling M., John L. WILLIAMS, Jerald O. KATZ a Paulette SPENCER. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible.

- Clinical Oral Implants Research* [online]. 2000, 11(5), 415-421 [cit. 2023-04-17].  
Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011005415.x>
- [64] MELLAL, A., H.W.A. WISKOTT, J. BOTSIS, S.S. SCHERRER a U.C. BELSER. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone: Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clinical Oral Implants Research* [online]. 2004, 15(2), 239-248 [cit. 2023-05-22]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01000.x>
- [65] TIAN, Kebin, Jiang CHEN, Lilin HAN, Jin YANG, Wenxiu HUANG a Dong WU. Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: A finite element analysis. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2012, 34(10), 1526-1531 [cit. 2023-05-22]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.10.003>
- [66] WU, Aaron Yu-Jen, Jui-Ting HSU, Winston CHEE, Yun-Te LIN, Lih-Jyh FUH a Heng-Li HUANG. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of the Formosan Medical Association* [online]. 2016, 115(9), 794-800 [cit. 2023-05-22]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.jfma.2016.01.002>
- [67] KIM, W., E. SONG, K. JU, J.-H. LEE, M. KIM, D. LIM a B. KIM. Finite Element Analysis of Novel Separable Fixture for Easy Retrieval in Case with Peri-Implantitis. *Materials* [online]. 2019, 12(2), 235 [cit. 2023-05-22]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.3390/ma12020235>
- [68] NOKAR, Saeed, Hamid JALALI, Farideh NOZARI a Mahnaz ARSHAD. Finite Element Analysis of Stress in Bone and Abutment-Implant Interface under Static and Cyclic Loadings. *Front Dent.* [online]. 2020, 17(21), 1-8 [cit. 2023-05-22]. Dostupné z: doi:[10.18502/fid.v17i21.4315](https://doi.org/10.18502/fid.v17i21.4315)
- [69] FALCINELLI, Cristina, Francesco VALENTE, Marcello VASTA a Tonino TRAINI. Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. *Dental Materials* [online]. 2023 [cit. 2023-05-25]. ISSN 0109-5641. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.04.002>
- [70] FEDOROV, A., R. BEICHEL, J. KALPATHY-CRAMER et al. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2012, 30(9), 1323-41 [cit. 2023-05-20]. PMID: 22770690. Dostupné z: doi:<https://www.slicer.org/>
- [71] GEI, M., F. GENNA a Bigoni D. An inter-face model for the periodontal ligament. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2002, 124(5), 538-546 [cit. 2023-04-17]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1115/1.1502664>
- [72] SEVIMAY, M., F. TURHAN, M.A. KILIÇARSLAN a G. ESKITASCIOGLU. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2005, 93(3), 227-234 [cit. 2023-04-27]. ISSN 0022-3913. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.019>
- [73] NATALI, Arturo N., Emanuele L. CARNIEL a Piero G. PAVAN. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dental Materials* [online]. 2008, 24(4), 561-569 [cit. 2023-04-17]. ISSN 0109-5641. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.11.024>
- [74] ZHENG, Keke, Zhipeng LIAO, Nobuhiro YODA et al. Investigation on masticatory muscular functionality following oral reconstruction – An inverse identification

- approach. *Journal of Biomechanics* [online]. 2019, 90, 1-8 [cit. 2023-04-26]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.04.007>
- [75] SZUCS, Attila, Peter BUJTAR, George SÁNDOR a József BARABÁS. Finite Element Analysis of the Human Mandible to Assess the Effect of Removing an Impacted Third Molar. *Journal (Canadian Dental Association)* [online]. 2010, 76(1), 1-7 [cit. 2023-04-17]. PMID: 20579440. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20579440/>
- [76] In: *MatWeb* [online]. [cit. 2023-05-20]. Dostupné z: <https://www.matweb.com/>
- [77] ELIAS, Carlos, Daniel FERNANDES, Francielly SOUZA, Emília MONTEIRO a Ronaldo BIASI. Mechanical and clinical properties of titanium and titanium-based alloys (Ti G2, Ti G4 cold worked nanostructured and Ti G5) for biomedical applications. *Journal of Materials Research and Technology* [online]. 2019, 8(1), 1060-1069 [cit. 2023-05-20]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2018.07.016>
- [78] YAMAGUCHI, Satoshi, Yasufumi YAMANISHI, Lucas S. MACHADO, Shuji MATSUMOTO, Nick TOVAR, Paulo G. COELHO, Van P. THOMPSON a Satoshi IMAZATO. In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models. *Journal of Prosthodontic Research* [online]. 2018, 62(1), 24-30 [cit. 2023-05-20]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.03.006>
- [79] FROST, H.M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* [online]. 1994, 64(3), 175-88 [cit. 2023-05-21]. PMID: 8060014. Dostupné z: doi:10.1043/0003-3219(1994)064<0175:WLABSA>2.0.CO;2
- [80] PIVONKA, Peter, ed. *Multiscale Mechanobiology of Bone Remodeling and Adaptation* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2018 [cit. 2023-05-21]. CISM International Centre for Mechanical Sciences. ISBN 978-3-319-58843-8. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-58845-2
- [81] BAKKE, M. Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics* [online]. 2006, 12(2), 120-126 [cit. 2023-05-21]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1053/j.sodo.2006.01.005>