



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ-NAPĚŤOVÁ ANALÝZA DENTÁLNÍHO IMPLANTÁTU

STRESS STRAIN ANALYSIS OF DENTAL IMPLANT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Dana SNÁŠELOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Petr MARCIÁN, Ph.D.

BRNO 2015

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Dana Snášelová

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Základy strojního inženýrství (2341R006)**

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:

Deformačně-napět'ová analýza dentálního implantátu

v anglickém jazyce:

Stress strain analysis of dental implant

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Dentální implantáty aplikované do kostní tkáně horní nebo dolní čelisti slouží jako umělé náhrady kořenů zubů. Na ně jsou upevněny korunky případně můstky. Zavedením implantátu dojde ke změně mechanických poměrů v soustavě implantát-kostní tkáň. Tyto poměry jsou mimo jiné ovlivněny řadou faktorů jako jsou typ implantátu, jeho velikost, průměr, materiál, povrch apod.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Provést deformačně napět'ovou analýzu vybraného dentálního implantátu.

Seznam odborné literatury:

Misch C. E.: Contemporary Implant Dentistry, Hardbound, 2007, ISBN-13: 978-0-323-04373

WOLFF, J.; NARRA, N.; ANTALAINEN, A.; VALÁŠEK, J.; KAISER, J.; SÁNDOR, G.; MARCIÁN, P. Finite element analysis of bone loss around failing implants. Materials and design, 2014, roč. 61, č. 22, s. 177-184. ISSN: 0261- 3069.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 21.11.2014

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá deformačně-napětovými poměry na rozhraní dentálního implantátu a kosti dolní čelisti. Tyto poměry jsou řešeny pomocí výpočtových modelů na 2D úrovni. K výpočtům byla použita metoda konečných prvků a výpočetní systém Ansys Workbench 15. V práci jsou řešeny varianty s lišící se hustotou kostní tkáně a typem zavedeného implantátu. Získané výsledky jsou porovnány.

Klíčová slova

dentální implantát, deformačně-napětová analýza, oseointegrace, metoda konečných prvků

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with stress strain conditions at interface of dental implant and bone of mandible in two-dimensional space. To solve these proportions the finite element method was used. Solution was realized in finite element software Ansys Workbench 15. This thesis also offers comparsion between different samples, which vary in bone density and type of dental implant.

Key words

dental implant, stress strain analysiss, oseointegration, finite element method

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

SNÁŠELOVÁ, D. *Deformačně-napětová analýza dentálního implantátu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 45 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Marcián, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma **Deformačně-napět'ová analýza dentálního implantátu** vypracovala samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

Datum

Dana Snášelová

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji tímto panu Ing. Petru Marciánovi, PhD., vedoucímu mé bakalářské práce, za konzultace, rady, jeho cenné připomínky a pomoc při tvorbě výpočtových modelů.

Tato práce vznikla za podpory a na přístrojovém vybavení NETME Centre, regionálního výzkumného a vývojového centra vybudovaného z finančních prostředků Operačního programu Výzkum a vývoj pro inovace v rámci projektu NETME Centre (Nové technologie pro strojírenství), Reg. č.: CZ.1.05/2.1.00/01.0002 a podporovaného v navazující fázi udržitelnosti prostřednictvím projektu NETME CENTRE PLUS (LO1202) za finančního přispění Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy v rámci účelové podpory programu “Národní program udržitelnosti I”.

OBSAH

ABSTRAKT	5
PROHLÁŠENÍ	7
PODĚKOVÁNÍ.....	9
OBSAH.....	11
ÚVOD.....	13
1 FORMULACE PROBLÉMU	14
2 HISTORIE A VÝVOJ IMPLANTÁTŮ	15
3 ZUBNÍ IMPLANTÁTY	17
3.1 Rozdělení implantátů.....	17
3.1.1 Šroubové implantáty	17
3.1.2 Čepelkové implantáty	18
3.1.3 Subperiostální implantáty	18
3.2 Používané materiály	18
3.2.1 Biotolerantní materiály	19
3.2.2 Bioinertní materiály	19
3.2.3. Bioaktivní materiály	19
3.3 Výrobci	19
4 STRUČNÁ ANATOMIE	21
4.1 Stavba zubu	21
4.2 Horní čelist	22
4.3 Dolní čelist.....	22
4.4 Kost.....	23
4.5 Pohyblivost zubu a implantátu	24
5 ZAVÁDĚNÍ IMPLANTÁTŮ	25
5.1 První fáze implantace	25
5.2 Druhá chirurgická fáze	25
5.3 Protetická fáze	25
6 OSEOINTEGRACE	26
7 METODA ŘEŠENÍ.....	27
8 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ.....	28
8.1 Model geometrie.....	28
8.2 Model materiálu.....	31

8.3 Model vazeb	32
8.4 Model zatížení	33
9 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	34
9.1 Analýza výsledného přetvoření v kosti	34
9.2 Analýza napětí v implantátu	37
9.3 Analýza celkové deformace.....	39
ZÁVĚR.....	42
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ.....	43

ÚVOD

Zuby hrají v životě každého člověka důležitou roli. Díky nim můžeme správně artikulovat, smát se a také plnohodnotně přijímat potravu. V dnešní době, která klade vysoký důraz na estetickou stránku každého z nás, je chybějící zub velkým problémem většinou z důvodu snížení sebevědomí jedince.

Chybějící zub nezpůsobuje jen patrné vzhledové nedostatky, za které se většina lidí stydí, ale s tímto nedostatkem souvisí řada dalších problémů, které nejsou na první pohled viditelné, ale o to více závažné. Jedním z nich je úbytek kostní tkáně a následné posunování sousedních zubů do mezery. Po čase se kousání může stát bolestivé.

Již v minulosti se starověké kultury pokoušeli o náhradu chybějícího zubu [1]. Dnes má zubní lékařství mimo běžných konvenčních metod jako jsou např. zubní protézy, korunky nebo zubní můstky i moderní rychle se rozvíjející prostředky jako je implantace, při které je zubní náhrada upevněna uvnitř kostní tkáně čelisti podobně jako pravé zuby. Toto řešení je z dlouhodobého i estetického hlediska ve většině případů efektivní, ale finančně a časově nejnáročnější.

Na úspěšnost implantace má vliv mnoho faktorů. Závisí na druhu implantátu, jeho velikosti a materiálu, umístění v kosti, ale také na kvalitě samotné kostní tkáně a v neposlední řadě na zkušenosti a zručnosti implantologa. I přes tyto nejistoty je náhrada zubu implantátem v současné době vyhledávaná.

1 FORMULACE PROBLÉMU

V dnešní době je na trhu nepřehledné množství dentálních implantátů, lišících se například tvarem, způsobem zavádění, úpravou povrchu a dalšími. Implantát plní funkci spojovacího článku mezi kostí a korunkou a je potřeba, aby vydržel zatížení od sil vyvinutých při žvýkání a rozměšávání potravy.

Po výběru typu implantátu a jeho zavedení je důležitá jeho úspěšná adaptace v lidském těle, která je ovlivněna řadou vnějších faktorů. Vzniklá soustava, kterou tvoří kostní tkáň a do ní přijatý implantát musí kromě biologických splňovat také mechanické nároky. Vyhodnocení mechanického namáhání lze provést experimentálním modelováním nebo výpočtovým modelováním. [2]

Jelikož experiment je z časových nároků při řešení této bakalářské práce neuskutečnitelný, bude posouzení mechanického namáhání provedeno pomocí výpočtového modelu. K tomuto účelu je důležité provést podrobnou rešeršní studii týkající se dané problematiky a současně objasnit jednotlivé problémy související s tvorbou modelu pro výpočet.

2 HISTORIE A VÝVOJ IMPLANTÁTŮ

I přes to, že zubní implantáty jsou inovací 20. století, jejich historie se datuje několik tisíc let zpátky. Archeologické nálezy ze starověkých pohřebišť ukazují, že už ve starověkém Egyptě bylo používáno ručně zhotovených náhrad ze slonoviny, mušlí nebo zvířecích kostí ale pouze do chrupu zesnulého. Důkaz o implantaci prvního umělého zubu živému pacientovi pochází z dob Mayské civilizace.

Během 18. století se používala metoda implantace pravého lidského zubu. Zuby byly většinou násilně odebrány chudým a poté umístěny do otvoru po čerstvě vytrženém zubu bohatšího občana. Úspěšnost těchto zákroků byla velmi nízká z důvodu nesterilního chirurgického prostředí a následné imunní reakci pacienta.

19. století přineslo experimentování s různými druhy kovu. V roce 1809 byl francouzským lékařem zhotoven a následně umístěn do otvoru po extrahovaném zubu implantát z 18karátového zlata a po zahojení nasazena korunka. Stejný postup aplikoval i Harris v roce 1887 za použití oloveného implantátu potaženého platinou. Následované pokusy se stříbrem a platinou se nesetkaly s velkým úspěchem kvůli toxicitě kovů a v některých případech i kvůli deformaci materiálu.

Rychlý rozvoj v designu implantátů nastal až ve 20. století, přesněji po roce 1940. První subperiostální implantát byl zaveden Gustavem Dahlem. Jednalo se o implantát s kovovým základem, který byl upraven přibližně podle tvaru pacientovy čelisti. Pozdější modely se zhotovovaly podle otisku kosti, která byla operativně zbavena dásní. Koncept kovu jako základu pro implantát se vyvíjel v 50. až 80. letech minulého století. První modely byly zhotovovány na bázi tenkého pásku z chrom-kobaltové slitiny. Jelikož nekopírovaly tvar čelisti, byly často vychýleny při žvýkání.

Moderní subperiostální implantáty byly představeny v roce 1984 Leonardem Linkowem. Tyto implantáty měly 3 „nožičky“, jednu na každé straně a jednu uprostřed horní nebo dolní čelisti. Byly často vyráběny z chrom-kobaltové slitiny, ale později se přešlo k titanu. Ve snaze podpořit integraci implantátu se přistupovalo k povlakům z keramiky, např. oxidu hlinitého. V porovnání s jeho předchůdci měl tripodální design různé výhody. K jeho výrobě bylo použito méně materiálu a k chirurgickému zákroku byla vystavena jen malá část čelistního oblouku. V dnešní době jsou tyto typy používány jen zřídka.

V 60. letech Linkow představil první čepelkový implantát klínovitého tvaru, který se pomalým vklepáváním zaváděl do úzkého kanálku v kosti. Stejně jako subperiostální implantáty byly i ty čepelkové primárně vyráběny z chrom-kobaltové slitiny. Později se ukázalo, že tyto implantáty nemají dlouhou trvanlivost z důvodu tvaru ne moc podobnému zubům a také špatné oseointegraci.

Jeden z prvních důležitých pokroků nastal na začátku 20. století v roce 1913, kdy doktor Edward Greenfield použil implantát vytvořený z iridio-platinového drátu zformovaného do tvaru dutého košíku. Greenfield věřil, že kost drátěnou mřížkou proroste a implantát vydrží několik let, což se ukázalo jako chybné z důvodu přetížení implantátu, které bylo způsobeno rozsáhlou protetikou. [1]



Obr. 1, Schéma Greenfieldova implantátu [1]

Největší přínos v dějinách moderní implatologie je připisován švédskému lékaři Per-Ingvar Brånemarkovi a jeho výzkumnému týmu. Jedno z nejvýznamnějších témat, kterými se zabýval je problém oseointegrace (viz kapitola 6). Na tomto principu funguje Brånemarkův systém implantace, který je používán již více než 45 let a stává se také jedním z nejvíce zdokumentovaných způsobů. [1]

3 ZUBNÍ IMPLANTÁTY

V moderním zubním lékařství se můžeme u zubních implantátů setkat s tímto dělením:

- subperiostální implantáty,
- čepelkové implantáty,
- šroubové (kořenové) implantáty.

Všechny se skládají ze dvou hlavních částí, těla implantátu a abutmentu, neboli pilíře (části, která vyčnívá z dásní do úst, a na kterou se upevňuje korunka).

3.1 Rozdělení implantátů

3.1.1 Šroubové implantáty

V dnešní době se jedná o typ populárního implantátu rozšířeného po celém světě. Tvarem se podobají kořeni rostlého zubu. Jsou opatřeny závitem pro snadné zašroubování do otvoru v kosti. Tyto náhrady jsou vyráběny z titanu, který je lidským tělem přijímán bez větších komplikací. Tento typ je vhodný pro téměř každého pacienta bez rozdílu věku s výjimkou dětí a dospívajících, u kterých ještě nebyl zakončen kostní vývoj. Aby zavedení proběhlo úspěšně, je požadována dostatečná hloubka a šířka čelistní kosti. [3]

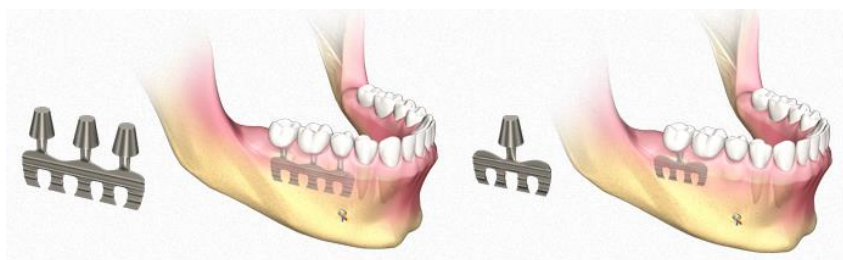
Šroubový nebo válcový implantát se skládá ze dvou částí a to z nitrokostní fixtury a z intraorální části, ta se dále dělí na abutment a podpěru, na kterou se po vhojení fixuje protetická práce. Průměry implantátů se pohybují nejčastěji mezi 3 až 6 milimetry. [4]



Obr. 2, Brånemarkův šroubový zubní implantát [5]

3.1.2 Čepelkové implantáty

Tyto implantáty mohou být využívány ve zdravé kosti a díky svému tenkému profilu nemají velké nároky na její šířku. Mají tvar tenké destičky, která je zavedena do kosti. Přes dásně z ní vystupuje trn, na který je následně upevněna náhrada. Uvádí se u nich životnost až 10 let a jsou doporučovány převážně starším pacientům. [6]



Obr. 3, Čepelkové implantáty [7]

3.1.3 Subperiostální implantáty

Jde o typ implantátu, který je zaváděn mezi dásně a kost. Byl využíván převážně u pacientů s nevyhovující kvalitou kostní tkáně pro zavedení kořenového implantátu. K jeho nevýhodám ale patří nutnost individuální výroby podle otisku obnažené čelistní kosti pacienta. V dnešní době se tento typ používá velmi omezeně. [6]

3.2 Používané materiály

Výběr materiálu je jedním z nejdůležitějších aspektů dentální implantologie. Materiál musí splňovat mechanicko-fyzikální vlastnosti, být dostatečně pevný a elektrochemicky stálý a zároveň být biologicky snášenlivý pro organismus k zamezení imunologické reakce. Dále žádanou vlastností je snadné opracování, sterilizace a explantace. Tyto požadavky by měly být splněny při zachování finanční dostupnosti.

Materiály pro výrobu implantátů dělíme na:

- biotolerantní,
- bioinertní,
- bioaktivní

3.2.1 Biotolerantní materiály

Tyto materiály jsou kostní tkání tolerovány. Mezi kostí a implantátem vzniká různě silná spojovací vazivová vrstva. Patří sem některé kovy a jejich slitiny dále pak nerezavějící ocel.

3.2.2 Bioinertní materiály

Do této skupiny patří titan a jeho slitiny, dále tantal, aluminooxidová keramika, zirkoniumoxidová keramika a uhlíkové materiály. Vhojení se děje za pomoci oseointegrace. Nejvíce se z této skupiny používá titan.[9] Ke zlepšení vlastností povrchu implantátu se používá několik úprav. Jednou z metod je přidávání dalšího materiálu, a to:

- plasmové sprejování titanem („titanium plasma spray“ – TPS),
- povlakování hydroxyapatitem (HA).

Hydroxyapatit je asi z 60 procent součástí kosti. Je velmi křehký a neunes velké zatížení, proto jej nelze použít k výrobě celého implantátu. V současné době se kombinuje se zirkonem, díky kterému se zvýší odolnost vůči opotřebení.

K úpravám se používají také metody leštění, pískování a leptání. Tyto všechny mají za úkol podpořit následnou oseointegraci. [8]

3.2.3. Bioaktivní materiály

Vytvářejí pevnou chemickou vazbu s kostní tkání, nedochází k tvorbě vaziva. Patří sem sklokeramické materiály na bázi apatitu a wollastonitu. Mají vynikající mechanické vlastnosti. K těmto materiálům se řadí japonská sklokeramika Cerabone A/W, německý Imaplant a český BAS-O. [9]

3.3 Výrobci

Výrobou dentálních implantátů se zabývá mnoho firem ať už českých nebo zahraničních. K českým firmám patří MEDICO DENT, která na trh dodává tři ucelené implantační systémy vyrobeny z titanu nebo jeho slitin. [10] Další českou firmou zabávající se dentálními implantáty je JPS s.r.o., která vyrábí implantáty typu Ankylos.

Společností s českým zázemím je také firma LASAK, která nabízí implantáty s bioaktivním povrchem nebo povlakované hydroxyapatitem. [11]

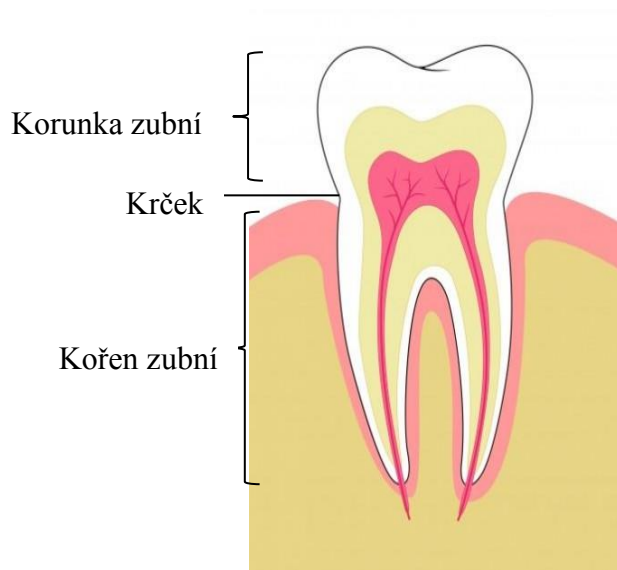
K celosvětově známým výrobcům patří švédská firma Nobel Biocare, která vyrábí Brånemarkův systém a dále švýcarské společnosti Straumann a Camlog.

4 STRUČNÁ ANATOMIE

4.1 Stavba zubu

Zuby slouží k rozmělnění potravy a k usnadnění jejího spolknutí. Některé zuby jsou tvarem určeny ke kousání, jiné ke žvýkání. Zuby jsou upevněny v zubních lůžkách horní a dolní čelisti. Typem spojení je vklínění. U člověka se prořezávají zuby ve dvou obdobích. V prvním z nich se prořezávají tzv. dočasné zuby. Dočasné neboli mléčné zuby jsou menší a v dočasném chrupu chybí zuby třenové. Stálé neboli definitivní zuby se začínají prořezávat v 6 až 7 letech. Je jich celkem 32.

Na každém zubu rozlišujeme část vyčnívající z dásně – korunku zubní, část obklopenou dásní – krček zubní a část uloženou v lůžku – kořen zubní.



Obr. 4, Průřez zubem a jeho struktura, [12]

Podle tvaru korunek se dělí zuby na řezáky, špičáky, zuby třenové a stoličky. Počet kořenů není u všech zubů stejný. Některé z nich mají kořen jeden, jiné mají kořenů více.[13]

4.2 Horní čelist

Horní čelist neboli *Maxilla*, je kost obličejové části lebky, která ohraničuje dutinu ústní. Jedná se o kost párovou, Skládá se z dutého těla, které tvoří základ kosti, a čtyř výběžků. Maxilly spojené uprostřed obličeje se podílejí na jeho tvaru, tvaru tvrdého patra a zároveň nesou horní zubní oblouk. [14]

Kostní hmota horní čelisti je po svých stranách vyztužena systémem kostních pilířů. Architektonika kosti je v nich odlišná z toho důvodu, aby mohly přenášet žvýkací tlak. Tyto pilíře jsou tři

- pilíř špičákový – přebírá tlak z oblasti horních řezáků,
- pilíř lící – přenáší tlak od kořene první stoličky,
- pilíř křídlového výběžku – přenáší tlak z oblasti poslední stoličky.[15]

4.3 Dolní čelist

Dolní čelist neboli *Mandibula* je nepárová kost, kterou tvoří parabolicky zahnuté tělo a dvě ramena vybíhající z těla po obou stranách. Na plochých ramenou jsou umístěny kloubní hlavice pro pohyblivé spojení s pevnou částí lebky. Tělo čelisti je nejmohutnější ve své spodní části a v části horní jsou v zubních lůžkách vklíněny zuby dolního zubního oblouku, které jsou uspořádány stejně jako u horní čelisti. Díky svojí stavbě je dolní čelist schopna odolávat silnému zatížení při rozžvýkávání potravy. [14]

Stejně jako u horní čelisti je i kostní hmota dolní čelisti vyztužena kostními pilíři, kterých je více než u čelisti horní a to osm. Tyto se ovšem překrývají a spolu tvoří výztužná pásma čelisti dolní. Jsou to:

- hlavní pásmo,
- vnitřní pásmo,
- úhlové pásmo,
- bradové pásmo. [15]

4.4 Kost

Kosti se skládají z kostní tkáně, kostní dřeně cév a nervů. Podle stavby je dělíme na fibrilární a lamelární. První z nich se vyskytuje převážně v embryonálním stádiu, a proto v lidském těle převládají kosti lamelární, ty jsou typické i pro horní a dolní čelist. Příznačná pro čelisti je vnější hutná kortikální vrstva vyplněna vrstvou spongiózní s dutinami. Pro dentální implantologii je důležité, že kostní tkáň je složena z na sebe vrstvených lamel silných čtyři až dvanáct mikrometrů. Tyto lamely jsou v kortikální vrstvě uspořádány plošně. Těsné uspořádání lamel přechází z kortikální vrstvy hlouběji do struktury spongiózní.

Tak jako ve všech kostech i v čelistech dochází k průběžné remodelaci. Ta je časem neovlivněná a nepřerušovaná. V určitých věkových fázích převládá buď novotvorba, nebo resorpce kosti. Asi ve třicátém roku věku je dosaženo maxima kostní hmoty. Poté začne kostní tkáň ubývat a to kolem tří až pěti desetin procenta ročně. U muže je úbytek stálý, u ženy je negativně ovlivněn těhotenstvím a menopauzou.

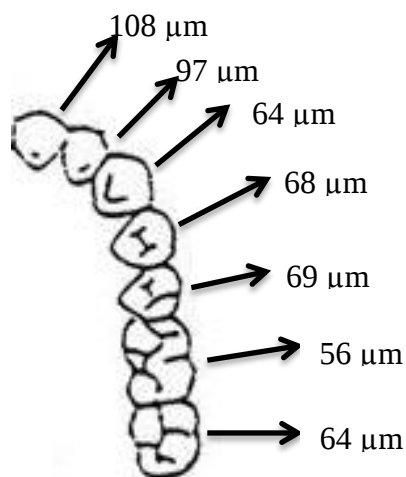
Důležitým parametrem, který ovlivňuje úspěšnost implantace je kvalita kosti, tzn. její hustota neboli denzita. Její určení je v praxi obtížné a proto se používá některá ze značně nepřesných škál. Ty jsou založeny na subjektivním pocitu lékaře při preparaci kosti v první fázi implantace.[4]



Obr. 5, Řez dolní čelistí [5]

4.5 Pohyblivost zubu a implantátu

Rostlé zuby mají na rozdíl od implantátů rozdílnou úroveň pohyblivosti v čelisti. Zatímco zuby určitý stupeň pohyblivosti dovolují, díky svému ukotvení na periodontálních vláknech, vhojený implantát se dokáže vychýlit pouze v rozsahu pružnosti kosti, tzn. pětikrát až desetkrát méně než zub, který lze vychýlit v rozmezí 50-100 μ m. Toto se stává problémem při vytváření protetiky, která musí být tak přesná, aby dolehla na celou plochu abutmentu. Pokud náhrada není přesná, může v období několika týdnů dojít k sekundárnímu selhání implantátu. [4]



Obr. 6, Znázorněné posuvy zubů [16]

5 ZAVÁDĚNÍ IMPLANTÁTŮ

Implantace probíhá ve třech fázích:

5.1 První fáze implantace

Pacientovi musí být před samotným chirurgickým zákrokem podána antibiotika ke snížení množství bakterií v dutině ústní. Množství bakterií se dá snížit také výplachem chlorhexidinu. Implantace většinou probíhá v lokální anestezii. Řezem, vedeným na alveolárním hřebeni, je odkryta kostní tkáň. Ta je následně očištěna.

Aby v průběhu implantace nedošlo k poškození kosti, musí být místo neustále chlazeno fyziologickým roztokem (kost se začíná poškozovat již při teplotě 44 °C a to při expozici po dobu jedné minuty). Lože pro implantát se nejprve označí pilotním vrtákem. Poté se lože prohloubí pomocí spirálního vrtáku o průměru 2mm. Následně je otvor rozšiřován vrtákem o průměru 3mm.

Pokud je implantát opatřen závitem, používá se závitník, pokud je implantát samořezný závitník není potřeba použít. Během procesu je třeba dbát správného směru, který je v průběhu kontrolován paralelizačním pinem. Poté je na implantát zaveden krycí šroubek. Na konci procesu je rána důkladně očištěna a zašita.

5.2 Druhá chirurgická fáze

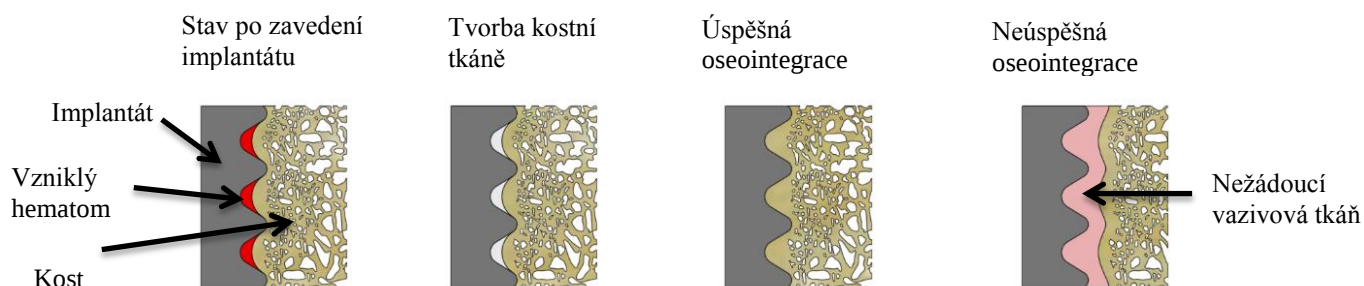
Při druhé fázi dochází k obnažení implantátu a k jeho uvedení do funkce. Po odklopení dásní je nutné zkontrolovat, zda kost nepřerůstá přes implantát, případně ji odstranit vhodným trepanem (speciální skalpel s kruhovým ostřím). Poté se šroubovákem uvolní krycí šroubek. Na jeho místo je umístěn vhojovací váleček, který by měl přibližně o 2 mm přecházet nad sliznicí. Místo je potom důkladně vyčištěno a lalok dásní přišit zpět. V této fázi se také kontroluje úroveň a úspěšnost oseointegrace.

5.3 Protetická fáze

Po zahojení tkáně se sejme otisk, podle kterého je následně vyrobena náhrada.[8]

6 OSEOINTEGRACE

Termínem oseointegrace označujeme způsob vhojování především válcových zubních implantátů. Je definována jako „přímé strukturální a funkční spojení mezi kostní tkání a povrchem zatíženého implantátu“.



Obr. 7, Průběh oseointegrace [5]

Oseointegraci objevil v 50. letech minulého století Švéd Per-Ingvar Brånemark. Ten ukázal, že titanový implantát pokrytý vrstvou oxidů může vytvořit spojení, které nemůže být porušeno, aniž by došlo k lomu. Pokud k oseointegraci při vhojování nedojde a implantát lze z kosti vyjmout, hovoříme o primárním selhání, které je způsobeno např. nedostatečným chlazením při první chirurgické fázi, nepřesným vypreparováním lože nebo nedostatečnou sterilitou výkonu. Pokud je implantát vyloučen až při jeho zatížení, jedná se o selhání sekundární, nejčastěji způsobeném periimplantitidou (ztrátou kostní tkáně v okolí implantátu) [17]

7 METODA ŘEŠENÍ

Při řešení deformačně napěťových stavů v biomechanice je možné přistupovat buďto experimentálním nebo výpočtovým modelováním. V této práci jsou mechanické stavy řešeny modelováním výpočtovým a to pomocí metody konečných prvků. K tomuto řešení a následné prezentaci výsledků je použit software ANSYS Workbench 15.0

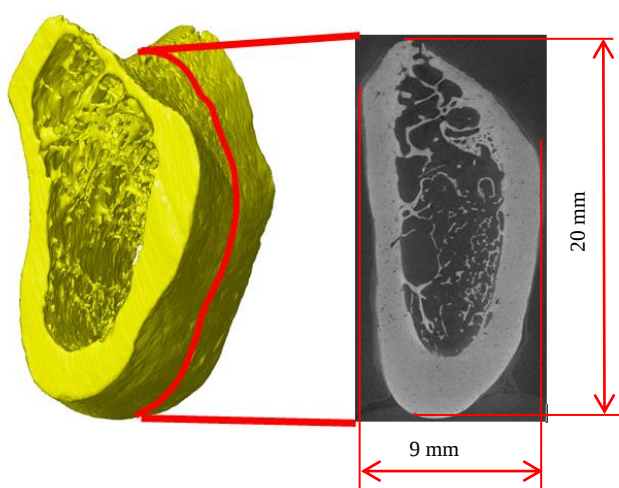
V případě řešení dentálních implantátů se výpočtový model skládá ze čtyř dílčích modelů:

- model geometrie,
- model materiálu,
- model vazeb,
- model zatížení.

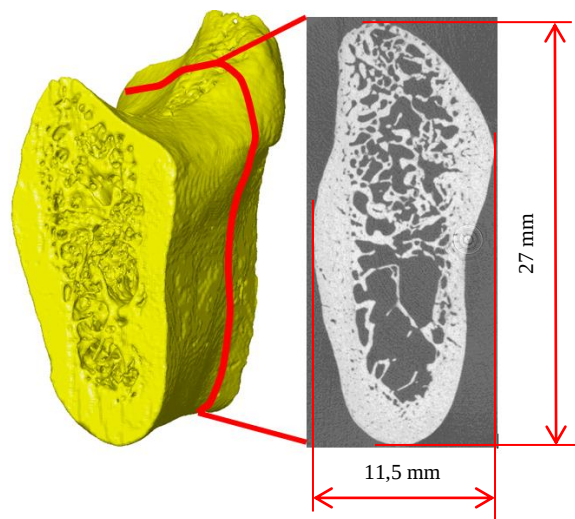
8 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ

8.1 Model geometrie

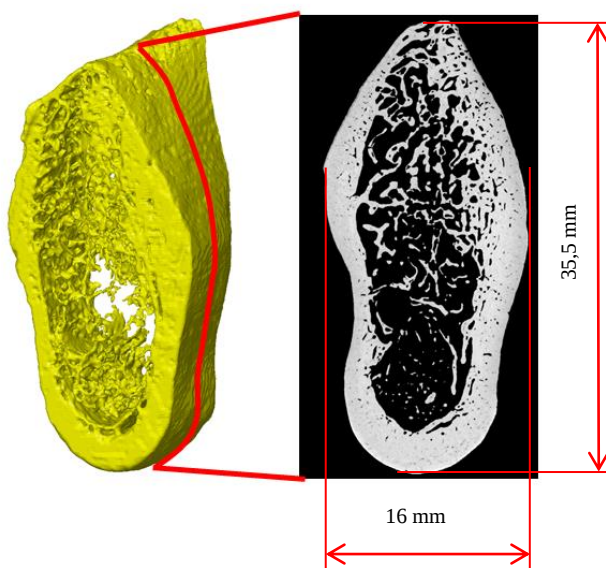
Pro řešení byly použity tři kosti dolních čelistí s rozdílnou velikostí a hustotou kostí tkáň. Tyto modely byly vytvořeny v programu Autodesk Inventor 2014 přes příkaz „Spline“ podle mikro CT snímků dolních čelistí získaných na mikro CT na Ústavu fyzikálního inženýrství (prof. Kaiser). 3D struktura použitých segmentů dolních čelistí je na obrázcích 8., 9., 10. U každého segmentu je vyznačena poloha CT snímků, které byly pro tvorbu 2D modelů kostí dolních čelistí použity.



Obr. 8, Mikro CT snímek kosti „39“



Obr. 9, Mikro CT snímek kosti „69“



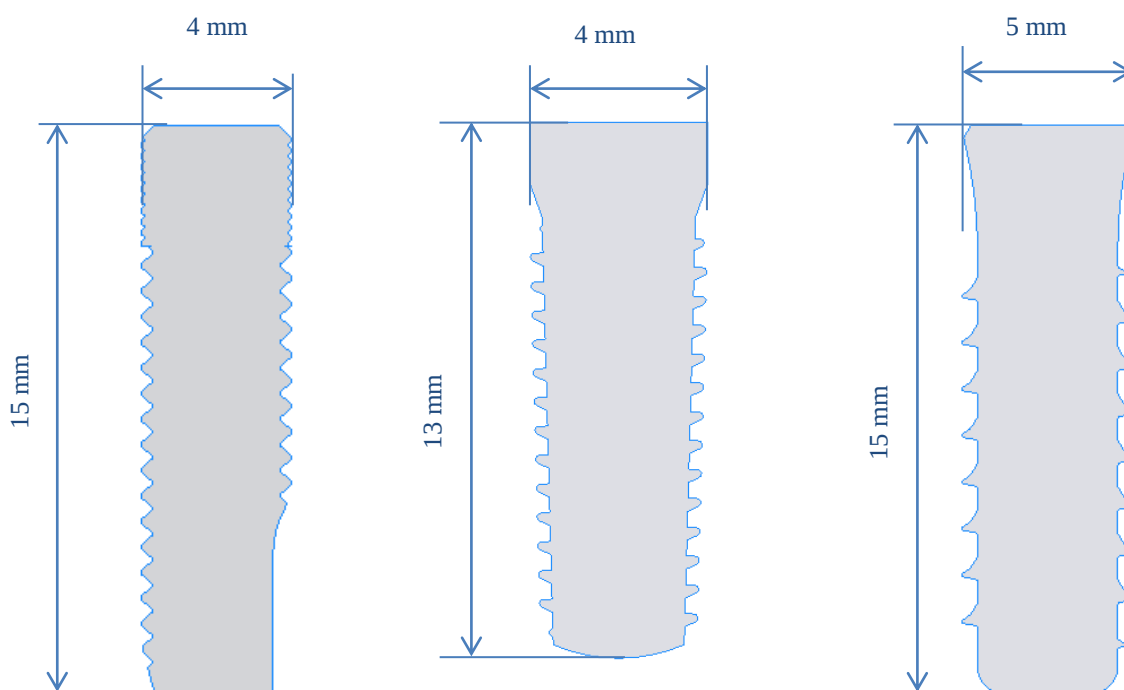
Obr. 10, Mikro CT snímek kosti „75“

Tab. 1, Hustoty jednotlivých kostních tkání

	39	69	75
BVF [-]	0,19	0,38	0,37

Tabulka 1 udává hustoty kostních tkání jednotlivých vzorků v jejich alveolárních částech. BVF (Bone Volume Fraction) je bezrozměrná veličina udávající podíl objemu kosti v měřené oblasti k celkovému objemu oblasti. [25]

2D modely dentálních implantátů byly vytvořeny odměřením skutečných implantátů zapůjčených dr. Wolfem z VU University Amsterdam.



Obr. 11, 2D modely implantátů Astra, Camlog, Straumann

Modely implantátů byly vloženy do geometrie kostních tkání. Do kosti „39“ byly rozměry implantátů upraveny. A to na průměr 3 mm a délky Astra – 12 mm, Camlog – 9 mm, Straumann – 11mm. Celkem bylo vytvořeno 9 variant modelů geometrie, viz tabulka 2.

Tab. 2, Varianty modelů

39 Astra	69 Astra	75 Astra
39 Camlog	69 Camlog	75 Camlog
39 Straumann	69 Straumann	75 Straumann

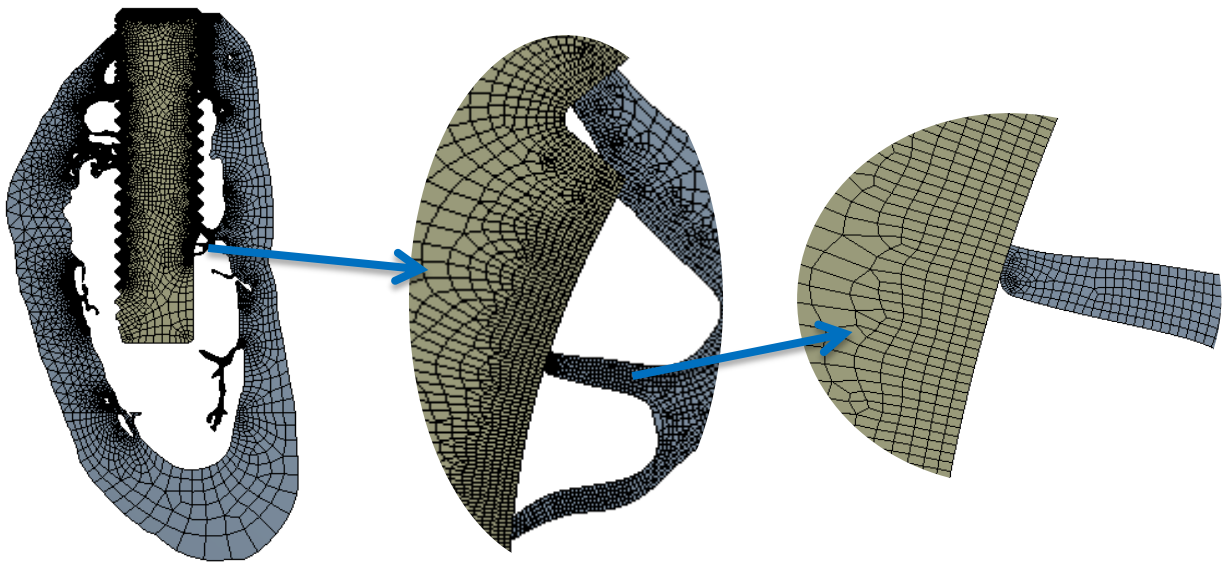
Výpočty byly provedeny v programu Ansys Workbench 15.0 následujícím způsobem. Do úlohy Static structural pro 2D objekty bylo postupně importováno všech 9 geometrií.

Dalším krokem bylo vygenerování sítě. Globálně vytvořená síť s velikostí elementů od 0,1-0,9 mm byla následně upravována. V oblastech, kde se implantát dotýká struktury kosti, byly elementy zjemněny a to až na velikost 0,01mm. Ke zjemnění došlo také u drobných zaoblení a nerovností tak, aby bylo možné provést analýzu napětí a přetvoření i v místech s malými rádiusy. Konečný počet prvků a uzlů se u všech modelů lišil.

Tab. 3, Přehled počtu uzlů a elementů u jednotlivých variant

	Astra		Camlog		Straumann	
	počet elementů	počet uzlů	počet elementů	počet uzlů	počet elementů	počet uzlů
39	52673	148654	53341	137429	81592	208120
69	137813	361000	25941	66020	147324	349045
75	95833	252205	90554	209276	98179	261798

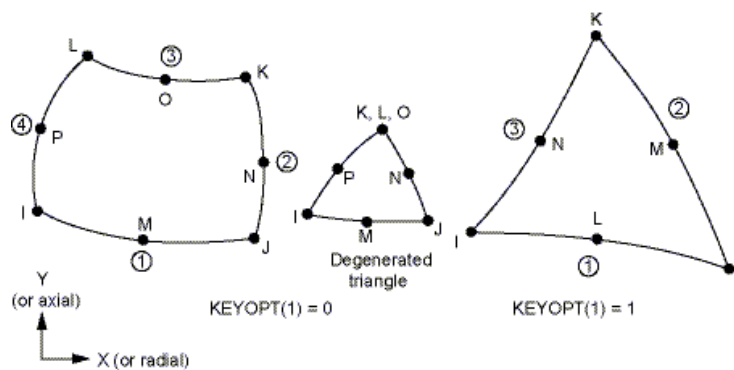
K diskretizaci modelů byly využity prvky PLANE183.



Obr. 12, Znáznornění tvorby sítě u varianty 39 Astra

PRVEK PLANE183

Tento prvek je definován 8 nebo 6 uzly přičemž každý z nich má dva stupně volnosti. Může být využit v rovinných úlohách a to jak při rovinné deformaci, tak i při rovinném napětí. [18]



Obr. 13, Geometrie prvku PLANE183 [18]

8.2 Model materiálu

Model materiálu byl na základě literatury volen pro všechny prvky řešené soustavy jako homogenní izotropní a lineárně pružný. Zvolené materiály jsou určeny svými charakteristikami a to Youngovým modulem E a Poissonovým číslem μ . (viz tabulka 4).

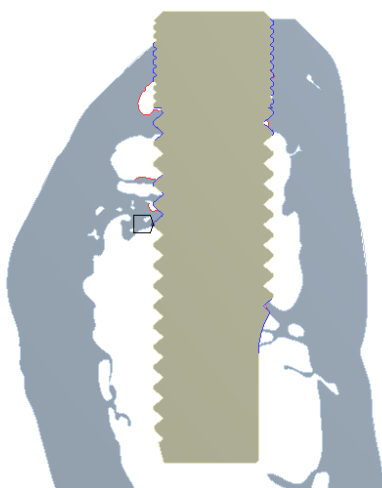
Jelikož byla modelována struktura spongiózní kostní tkáně, na úrovni trámeček byl volen stejný materiál jako u kosti kortikální. Předpokládá se, že na mikro úrovni mají obě tyto struktury kostní tkáně stejné mechanické vlastnosti. [22]

Tab. 4, Materiálové charakteristiky [5]

Materiál	Youngův modul [MPa]	Poissonovo číslo [-]
Kostní tkáně	13 700	0,3
Titanová slitina	110 000	0,3

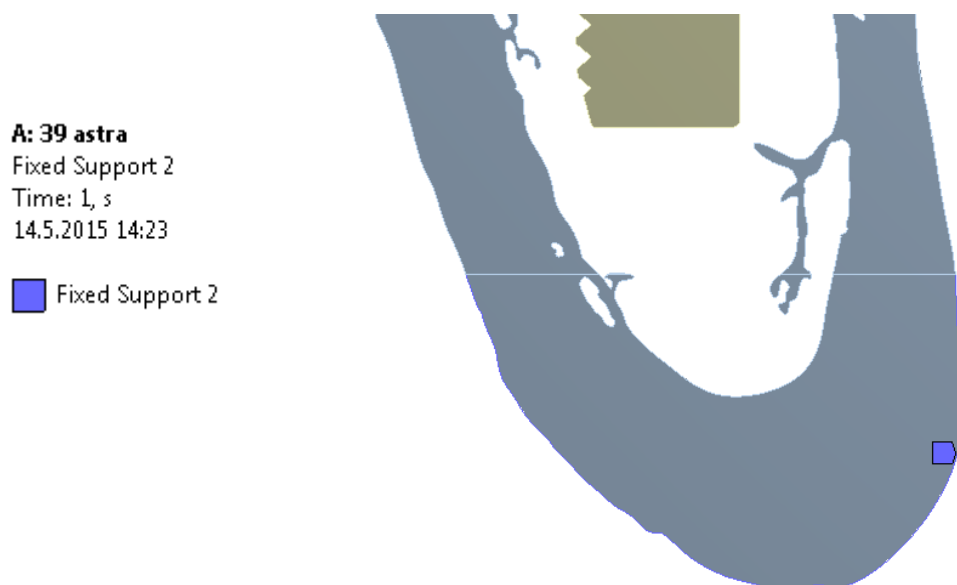
8.3 Model vazeb

Pro řešení soustavy metodou konečných prvků je nutné zadat okrajové podmínky, které ji vymeží v prostoru. Protože byly řešeny případy s plně oseointegrovaným implantátem byl na rozhraní implantátu a kostní tkáně aplikován pevný kontakt „bonded“.



Obr. 14, Znázorněný kontakt bonded u varianty 39 Astra

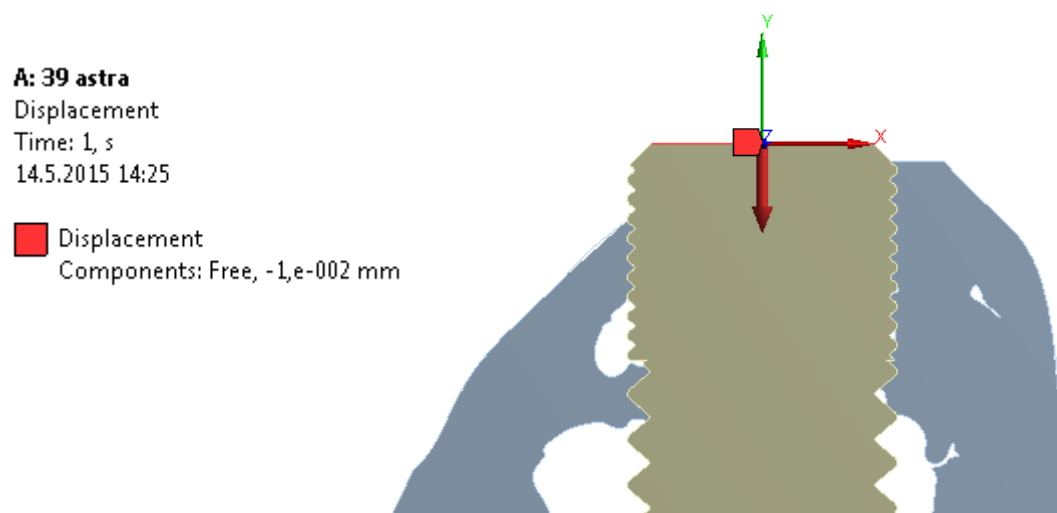
Dále bylo potřeba zamezit pohybu soustavy v prostoru, kvůli nemožnosti programu Ansys pracovat se soustavou, která má stupně volnosti. Proto byla předepsána nulová natočení a nulové posuvy, „fix support“, na spodních hranách geometrie kostí.



Obr. 15, Zamezení posuvů a rotací u varianty 39 Astra

8.4 Model zatížení

Na horní hranu implantátu bylo aplikováno posunutí o velikosti 0,01mm v axiálním směru implantátu, které simuluje maximální možné axiální posunutí oseointegrovaného implantátu v čelisti. [4]



Obr. 16, Aplikace posuvu implantátu u varianty 39 Astra

9 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

9.1 Analýza výsledného přetvoření v kosti

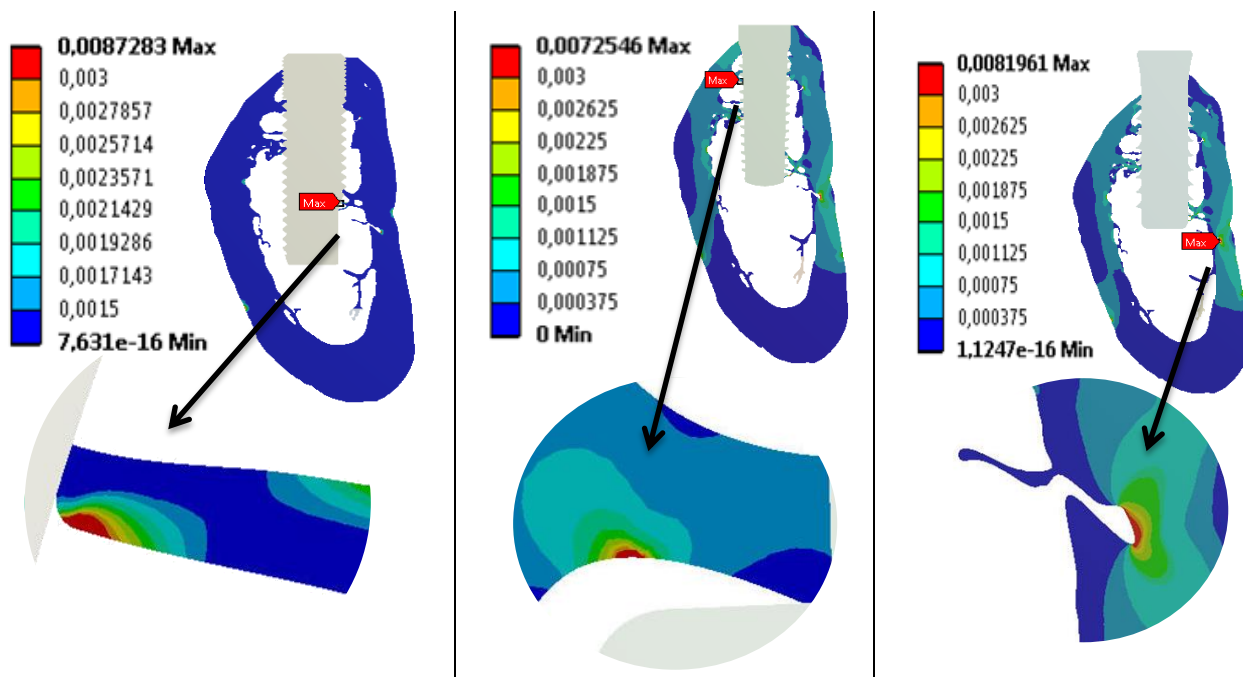
Kostní tkáň reaguje na vnější zatížení změnou tvaru a hustoty. „V důsledku změn funkčních nároků dojde v kosti k přestavbě vnitřní architektiky a právě tak i druhotně k změně zevního tvaru kosti.“ [23] Toto jako první experimentálně ověřil profesor Harold Frost (mechanostat hypotéza). Dle Frostovi hypotézy, který svými experimenty ověřoval remodelační a modelační cykly v kostní tkáni lze kostní tkáň kvantifikovat na základě hodnot přetvoření. Frost vymezil 4 stádia kostní tkáně.

Elastická deformace kosti se nejčastěji udává v microstrainech ($\mu\epsilon$), kde 1000 $\mu\epsilon$ odpovídá 0,1% přetvoření. [5]

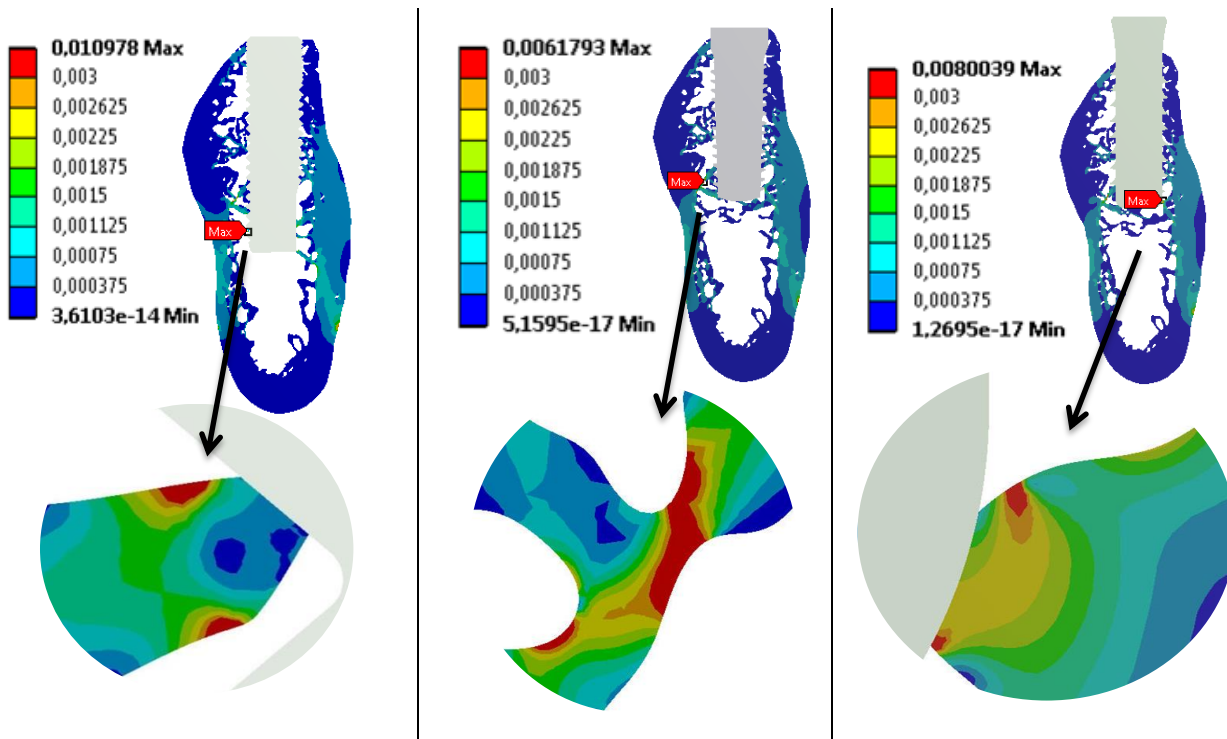
- při prvním stádiu v rozsahu 0-50 $\mu\epsilon$ dochází z nedostatku mechanického zatížení kosti k jejímu úbytku
- druhé stádium 50-1500 $\mu\epsilon$ je považováno za klidové, v kosti nedochází k žádným změnám
- ve třetím stádiu 1500-3000 $\mu\epsilon$ je kost mírně přetěžována a reaguje nárůstem kostní hmoty
- při čtvrtém stádiu 3000-25000 $\mu\epsilon$ dochází k přetěžování a nad horní hodnotou může dojít k patologickému stavu (lom kosti) [5]

Tato strategie pro vyhodnocování přetvoření byla použita i pro posouzení modelů na 2D úrovni. [24]

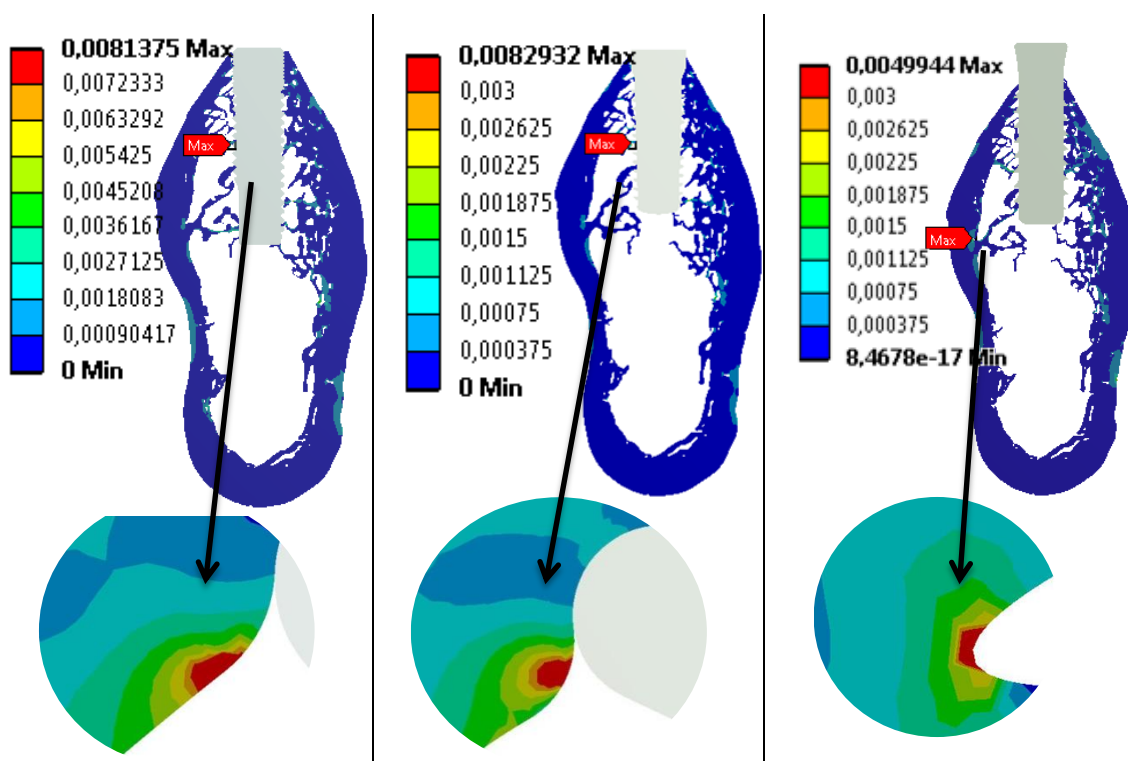
Na následujících obrázcích jsou vykresleny intenzity přetvoření pro všechny varianty.



Obr. 17, Celková přetvoření na variantách 39 Astra, 39 Camlog, 39 Straumann



Obr. 18, Celková přetvoření na variantách 69 Astra, 69 Camlog, 69 Straumann



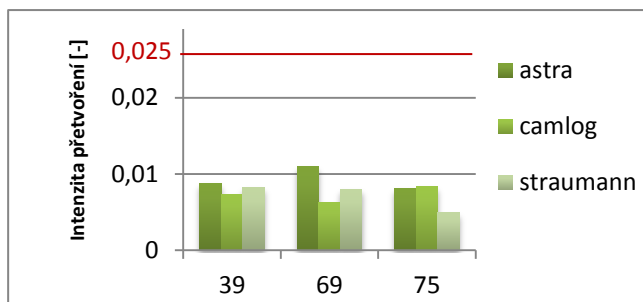
Obr. 19, Celková přetvoření na variantách 75 Astra, 75 Camlog, 75 Straumann

Z obrázků 17, 18 a 19 je patrné, že maximálních hodnot je u každé varianty dosaženo v jiném místě. Jedná se především o tvarové koncentrátoři. Velikostně se hodnoty pohybují okolo 0,008 intenzity přetvoření.

Tab. 4, Maxima přetvoření [-]

	Astra	Camlog	Straumann
39	0,0087	0,0073	0,0082
69	0,011	0,0062	0,008
75	0,0081	0,0083	0,0049

Graf 1, Srovnání hodnot přetvoření



V tabulce 4 jsou zapsány maximální dosažené hodnoty. Data byla vynesena do grafu 1 pro lepší přehlednost. Jak je z grafu patrné, na 2D úrovni žádná z hodnot nepřevyšuje hodnotu 0,025, která odpovídá 25000 $\mu\epsilon$ ve Frostově stupnici, lze tedy předpokládat, že k poškození kosti v důsledku přetížení při statickém zatížení nedojde.

9.2 Analýza napětí v implantátu

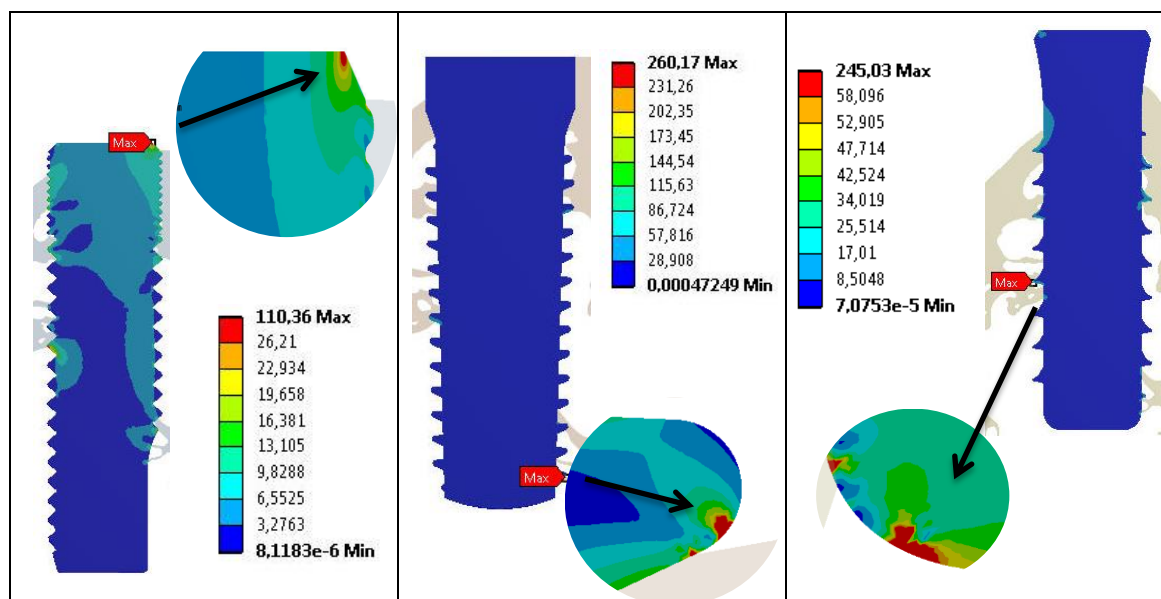
K tomu aby v implantátu nedošlo při jeho zatížení k nevratným změnám, nesmí maximální hodnota napětí překročit mez kluzu materiálu (R_e [MPa]).

Analyzované implantáty jsou vyráběny ze slitin titanu nebo z čistého titanu. V tabulce 5 jsou zapsány jejich meze kluzu.

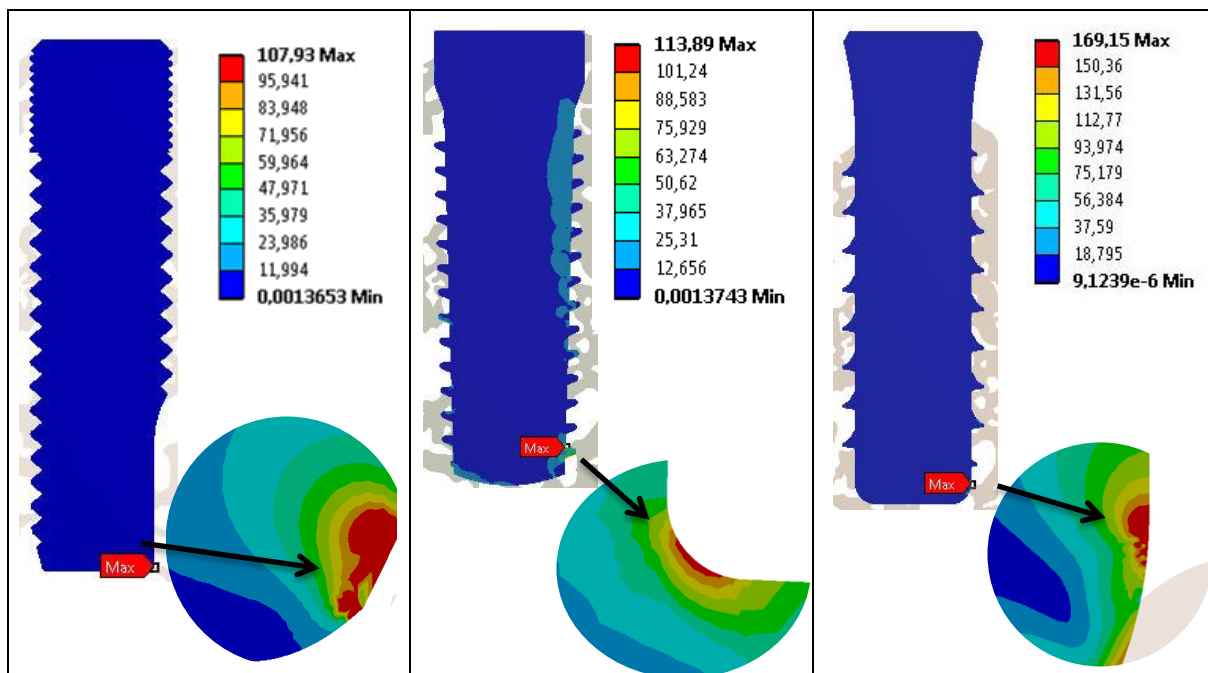
Tab. 5, Meze kluzu použitých materiálů implantátů

Typ implantátu	Použitý materiál [20]	Mez kluzu [MPa] [21]
Astra	čistý titan	483
Camlog	čistý titan	483
Straumann	Roxolid (slitina titanu a zirkonia)	950

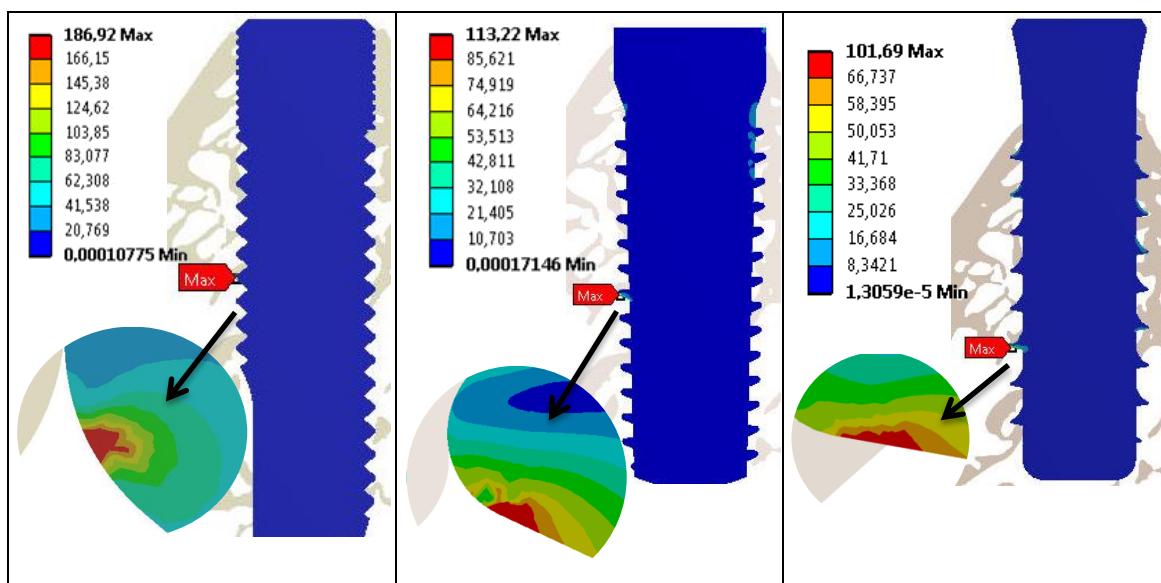
Na obrázcích 20, 21 a 22 jsou zobrazeny isolinie redukovaného napětí podle HMM [MPa] ve statisticky zatížených implantátech.



Obr. 20, Redukované napětí HMM [MPa] ve variantách 39 Astra, 39 Camlog a 39 Straumann

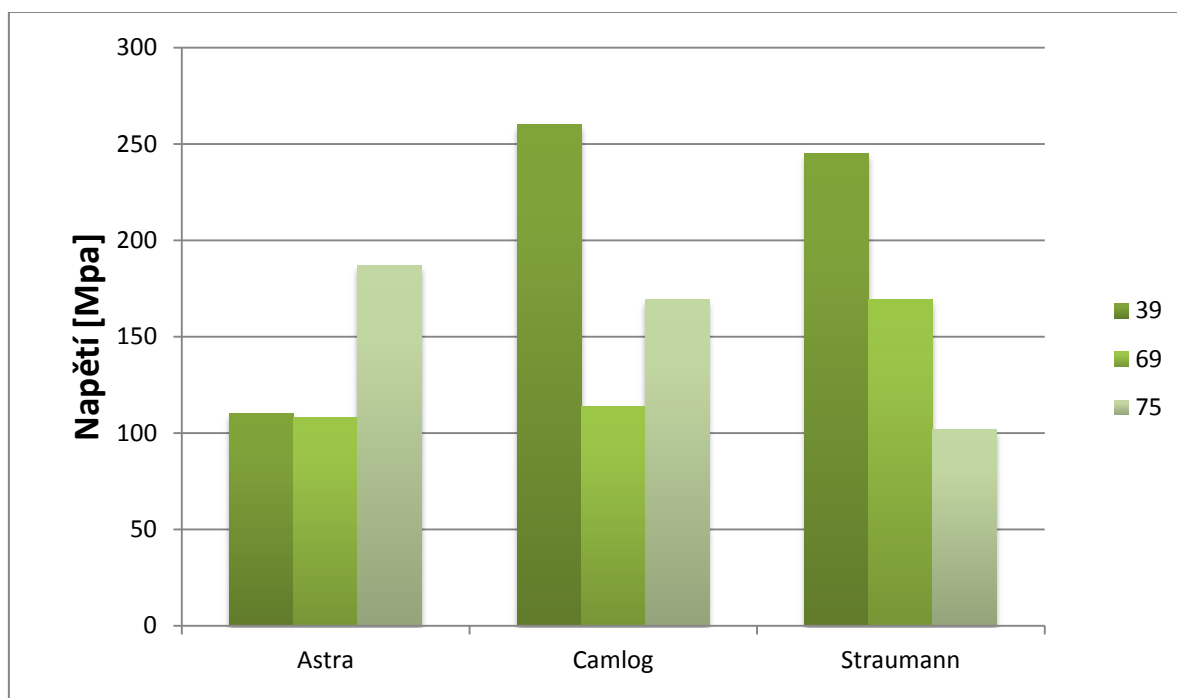


Obr. 21, Redukované napětí HMH [MPa] ve variantách 69 Astra, 69 Camlog a 69 Straumann



Obr. 22, Redukované napětí HMH [MPa] ve variantách 75 Astra, 75 Camlog a 75 Straumann

Pro lepší přehlednost, byla data zpracována do grafu 2.



Graf 2, Srovnání redukovaného napětí HMH v zatížených implantátech

Nejvyšší hodnoty napětí při zvolených podmínkách a na úrovni 2D je dosaženo při zavedení implantátu Camlog do vzorku kosti „39“ a to 260,17 MPa. Výpočtem ověřená hodnota nepřesahuje mez kluzu použitého materiálu, což je vyhovující, jelikož nedojde k plastickým změnám.

9.3 Analýza celkové deformace

U všech variant byla zjišťována styková síla v místě vazby spodní části kostní tkáně (viz tabulka 6). Průměrnou hodnotou (21,8 N) bylo zatíženo všech devět variant. Následně byly vykresleny deformace implantátů ve směru této zátěžné síly.

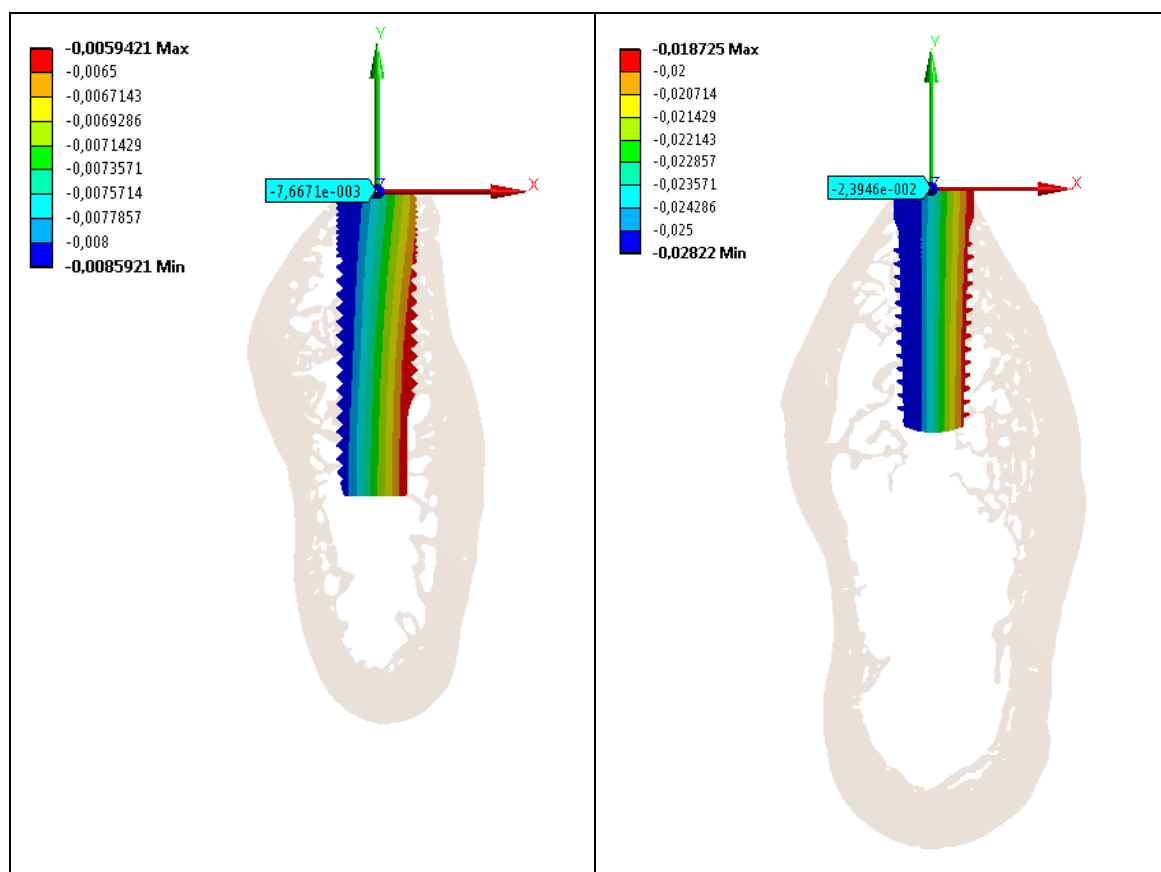
Tab. 6, Stykové síly u jednotlivých variant [N]

	39	69	75
Astra	20,3	31,7	13,4
Camlog	24,4	29,8	11,6
Straumann	22,6	28,8	13,5



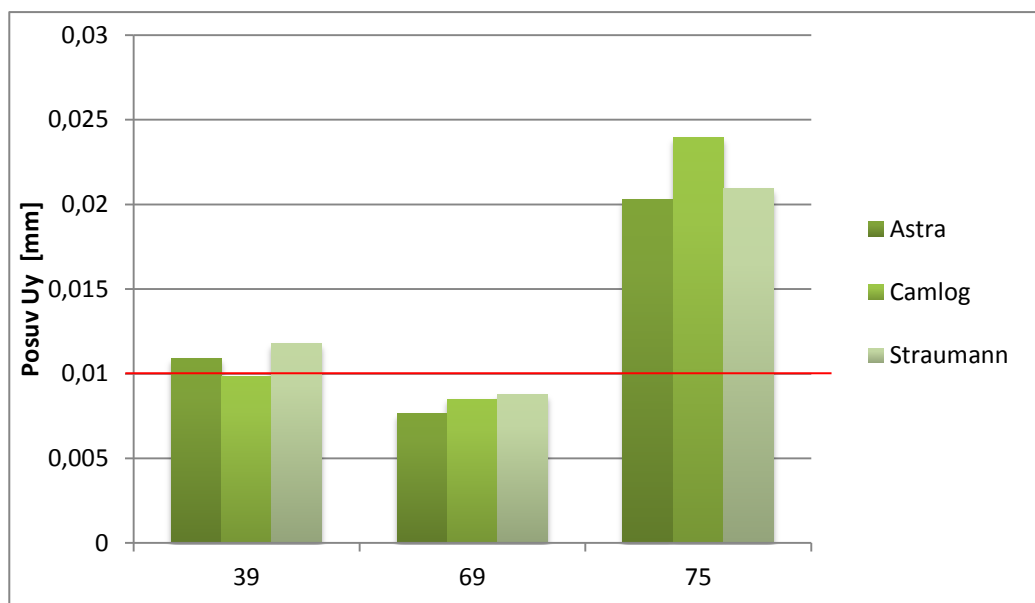
Obr. 23, Zatížení průměrnou hodnotou reakčních sil u varianty 39 Astra

U všech variant byl následně odečten posuv ve směru zátěžné síly a to uprostřed horní hrany implantátu.



Obr. 24, Znáznornění odečtení posuvů u variant 69 Astra a 75 Camlog

Hodnoty posunutí ve směru zátěžné síly u všech variant byly vyneseny do grafu 3.



Graf 3, Porovnání posuvů implantátů ve směru zátěžné síly ve všech variantách (Uy)

Při konstantním zatížení silou 21,8 N vychází nejmenší posuvy implantátů zavedených do kostní tkáně – vzorek kosti 69, který má nejvyšší hustotu kostní tkáně (BVF 0,38). Na výsledné posuvy má vliv tvar a struktura kortikální kostní tkáně respektive její tloušťka. U vzorku 39 je silná kortikální kost, u vzorku 75 je kortikální kost slabá a více porézní, proto jsou posuvy u tohoto vzorku až dvakrát větší než u vzorku 39, který má nejnižší hustotu spongiózní kostní tkáně (BVF 0.19). Výsledné posuvy implantátů zavedených do vzorku kosti 39 se zdají být nízké a tudíž vyhovující. Je nutné ale přihlédnout k faktu, že oseointegrace proběhne nejprve v kosti spongiózní a až poté v kosti kortikální, která navíc může být postižena během hojení onemocněním a infekcí (periimplantitida). [26] Z těchto důvodů je zapotřebí hodnotit tyto výsledky kriticky.

ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo provést rešeršní studii literatury týkající se tématu dentálních implantátů a stomatologické biomechaniky. Získané poznatky z těchto zdrojů byly použity k následnému řešení pomocí výpočtového modelování za účelem provedení deformačně-napěťové analýzy zvolených dentálních implantátů. Bylo vytvořeno 9 variant výpočtových modelů, které se lišily typem zavedeného implantátu a kvalitou kostní tkáně. Analyzované veličiny byly přetvoření kostní tkáně, napětí na implantátech a posuvy implantátů.

Prvním záměrem bylo srovnání hodnot přetvoření v kostech se zavedeným implantátem. Hodnoty všech vzorků vycházejí nízké a nepřesahují maximální meze (dle Frostovy hypotézy). Z tohoto hlediska se všechny varianty jeví jako vyhovující.

Jako druhé bylo analyzováno redukované napětí podle HMM v implantátech. Jeho maxima se nejčastěji objevovala v jednotlivých závitech implantátů, které byly v kontaktu s kostí. Místa s nejvyššími hodnotami napětí mají lokální charakter, což je způsobeno úrovní výpočtového modelu, který je vytvořen s detailní architekturou spongiózní tramečkové kostní tkáně.

Poslední analýza měla za účel porovnat posuv implantátu v závislosti na zvolené zátěžné síle. U vzorků s kostí 39 se výsledky jeví jako vyhovující, ale jsou zapříčiněny rozsáhlou kortikální kostní tkání. Proto je důležité se při vyhodnocení výsledků zaměřit na všechny parametry kosti, ne jen na její tvar, ale i hustotu spongiózní kostní tkáně.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] PRUITT, Lisa A a Ayyana M CHAKRAVARTULA. *Mechanics of biomaterials: fundamental principles for implant design*[online]. New York: Cambridge University Press, 2011, xvi, 681 p. [cit. 2015-02-10]. Cambridge texts in biomedical engineering. ISBN 05-217-6221-9. Dostupné z: https://app.knovel.com/web/view/swf/show.v/rcid:kpMBFPID0L/cid:kt0095S0M8/viewerType:pdf/root_slug:mechanics-biomaterials?cid=kt0095S0M8&page=12&q=dental%20implant%20history&b-q=dental%20implant%20history&sort_on=default&b-subscription=TRUE&b-group-by=true&b-sort-on=default
- [2] JANÍČEK, Přemysl. *Systémová metodologie: brána do řešení problémů*. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2014, [365] s. v různém stránkování. ISBN 978-80-7204-887-8.
- [3] Zubní implantáty. *DentalCare* [online]. 2012 [cit. 2015-02-26]. Dostupné z: <http://dentalcare4u.cz/zubni-pece/implantaty>
- [4] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, 285 s. ISBN 978-808-7009-307.
- [5] MARCIÁN, Petr, Libor BORÁK, Jiří VALÁŠEK, Jozef KAISER, Zdeněk FLORIAN a Jan WOLFF. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a feasibility study. *Journal of Biomechanics*. 2014, vol. 47, issue 16, s. 3830-3836. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.019. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929014005405>
- [6] *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine* [online]. 3rd ed. Editor B Ratner. Amsterdam: Elsevier, 2013, xxii, 1519 s. [cit. 2015-02-24]. ISBN 978-0-12-374626-9. Dostupné z: https://app.knovel.com/web/view/swf/show.v/rcid:kpBSAIMM06/cid:kt00BGC7X4/viewerType:pdf/root_slug:biomaterials-science?cid=kt00BGC7X4&page=7&b-q=Per-Ingvar%20Br%C3%A5nemark&sort_on=default&b-subscription=TRUE&b-group-by=true&b-sort-on=default&q=Per-Ingvar%20Br%C3%A5nemark
- [7] Les Implants Dentaires, Qu'est-ce Que C'est ?. *1888implant* [online]. 2012 [cit. 2015-02-26]. Dostupné z: <http://www.1888implant.com/french/dental-implants.html>

- [8] DAVARPANAH, Mithridade. *Praktická implantologie*. Praha: Quintessenz, c2005, 220 s. ISBN 80-903-1818-5.
- [9] URBAN, Karel a Zdeněk STRNAD. Bioaktivní sklokeramika nahrazující kost. *Vesmír: přírodovědecký časopis Akademie věd České republiky*. Praha: Vesmír, 2000, č. 79.
- [10] *MEDICO DENT: Dentální implantáty* [online]. 2011 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: <http://www.medicodent.cz/>
- [11] LASAK [online]. 2011 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: <http://www.lasak.cz/>
- [12] Ach, tie nervy.... *Zdravé d'asná*. [online]. ©2008 [cit. 2015-02-08]. Dostupné z: <http://www.zdravedasna.sk/clanky/ach-tie-nervy>
- [13] SINĚLNIKOV, Rafail Davidovič. *Atlas anatomie člověka*. 2. čes., přeprac. a dopln. vyd. Přeložil Radomír Čihák. Praha: Avicenum, 1982, 472 s.
- [14] MASARYKOVA UNIVERZITA, LÉKAŘSKÁ FAKULTA. *CRANIUM - LEBKA, KOSTRA HLAVY* [online]. © 2008-2015 [cit. 2015-02-10]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/~mpesl/trafficjam/Anatomie/lebka.pdf>
- [15] MAZÁNEK, DRSC, Prof. MUDr. Jiří. Inovace studijního programu Zubní lékařství na 1. LF UK Praha. [online]. [cit. 2015-02-09]. Dostupné z: <http://ukes.cz/oppa/wp-content/uploads/Klinick%C3%A1-anatomie-orofaci%C3%A1ln%C3%AD-soustavy-I..doc>.
- [16] MISCH, Carl E. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Mosby Elsevier, 2008. ISBN 0323043739
- [17] MAVROGENIS, A.F., R. DIMITRIOU, J. PARVIZI a G.C. BABIS. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2009, č. 2. Dostupné z: <http://ismni.org/jmni/pdf/36/01MAVROGENIS.pdf>
- [18] ANSYS® Workbench, 14.0, help system, ANSYS, Inc.

- [19] MAHNAMA, Ali. Verification of the mechanostat theory in mandible remodeling after tooth extraction: Animal study and numerical modeling. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013, č. 20.
- [20] *DENTAL CHOICE: Přehled dentálních implantátů* [online]. Copyright © 2011-2014 [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: <http://www.dentalchoice.cz/>
- [21] Titanium Comparison. *Genieoss* [online]. ©2010 [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: <http://genieoss.com/Titaniumcomp.html>
- [22] RHO, Jae-Young. 1997. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *J. Biomechanic* [online]. (31) [cit. 2015-05-08]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961297000732>
- [23] Wolfův transformační zákon, 1892
- [24] MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; NARRA, N.; SKÁLKA, P.; KAISER, J.; WOLFF, J. An Algorithm for Computational Simulation of Mandible Bone Modeling and Remodeling Around Dental Implants. In: *Engineering Mechanics 2014: 20th international conference : May 12 - 15, 2014, Svatka, Czech Republic : book of full texts*. Brno: Brno University of Technology, Institute of Solid Mechanics, Mechatronics and Biomechanics, 2014, s. 388-391. ISBN 978-80-214-4871-1.
- [25] Definition of Bone density. *MedicineNet.com* [online]. 2015 [cit. 2015-05-19]. Dostupné z: <http://www.medicinenet.com/script/main/art.asp?articlekey=2501>
- [26] WOLFF, J.; NARRA, N.; ANTALAINEN, A.; VALÁŠEK, J.; KAISER, J.; SÁNDOR, G.; MARCIÁN, P. Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Materials and design*, 2014, roč. 61, č. 22, s. 177-184. ISSN: 0261- 3069.