

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 695

ISSN 1213-4198

thesis
?
IS

Ing. Petr Marcián

**Biomechanická studie
zubních implantátů
pro sníženou densitu kostní tkáně**

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta strojního inženýrství
Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Ing. Petr Marcián

**BIOMECHANICKÁ STUDIE ZUBNÍCH IMPLANTÁTŮ PRO
SNÍŽENOU DENSITU KOSTNÍ TKÁNĚ**

**BIOMECHANICAL STUDY OF TOOTH IMPLANTS FOR LOW
DENSITY BONE**

Zkrácená verze Ph.D. Thesis

Obor: Inženýrská mechanika
Školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.
Oponenti: prof. Ing. Přemysl Janíček, DrSc., FEeng.
prof. Ing. Petr Horyl, CSc.

Datum obhajoby: 21. 11. 2012

KLÍČOVÁ SLOVA

zubní implantát, dolní čelist, metoda konečných prvků, deformačně-napěťová analýza, hustota kostní tkáně, spongiózní kostní tkáň, zobrazovací zařízení, metody zpracování obrazu,

KEY WORDS

Dental Implants, Mandible, Finite Element Methods, Stress-strain Analysis, Bone Density, Cancellous Bone, Imagin Devices, Image Processing,

MÍSTO ULOŽENÍ PRÁCE

Vysoké učení technické v Brně
Fakulta strojího inženýrství
Technická 2896/2
616 69 Brno

© Petr Marcián, 2013

ISBN 978-80-214-4687-8

ISSN 1213-4198

Obsah

1 ÚVOD.....	5
2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	5
3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ.....	6
4 KOST, DOLNÍ ČELIST.....	6
4.1 Mechanické vlastnosti kostní tkáně dolní čelisti.....	7
4.2 Modelace a remodelace kostní tkáně.....	8
5 DENTÁLNÍ IMPLANTÁTY.....	9
5.1 Šroubové implantáty.....	9
5.2 Materiál implantátů.....	10
5.3 Spojení kostní tkáně s implantátem - oseointegrace.....	10
6 POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE CT.....	10
6.1 Hounsfieldovy jednotky.....	11
6.2 Měření kvality (hustoty) spongiózní kostní tkáně v dolní čelisti.....	11
7 VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ.....	13
8 VÝPOČTOVÝ MODEL.....	13
8.1 Výpočtový model vytvořený na 2D úrovni.....	14
8.2 Výpočtový model vytvořený na 3D úrovni.....	17
9 PREZENTACE A ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ.....	19
9.1 Presentace výsledků soustavy s implantátem 2D.....	20
9.2 Analýza dosažených výsledků u modelů na 2D úrovni.....	21
9.3 Presentace výsledků soustavy s implantátem na 3D úrovni.....	22
9.4 Analýza dosažených výsledků u modelů na 3D úrovni.....	24
10 ÚVODNÍ STUDIE MODELACE A REMODELACE KOSTNÍ TKÁNĚ.....	25
11 ZÁVĚR.....	26
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	28

1 ÚVOD

Změny, kterými společnost v současné době prochází, se úzce dotýkají péče člověka o zdraví a zevnějšek. Na trhu práce se objevuje stále více nabídek zaměstnání, která vedle dokonalých profesních a jazykových znalostí vyžadují přiměřený vzhled. Jedním z nedostatků může být i špatný stav chrupu, který nejenže kazí estetický vzhled, ale svědčí také o nedokonalé péči člověka o své zdraví.

Stav chrupu významně ovlivňují různé nemoci. Nemoci zhoršují především funkci a vizáž zubů a v konečné fázi mohou způsobit ztrátu zubu, případně celého chrupu. Ke ztrátě zubu často dochází v důsledku úrazu. Ztráta zubu může také výrazně zhoršovat artikulaci při verbálním projevu.

Dentální implantologie se zabývá zavedením náhrady chybějících zubů do kostní tkáně horní nebo dolní čelisti. Zubní implantát je náhrada zubu, vyrobená z biokompatibilního materiálu. Součástí implantátu je ústní pilíř, na který se připevňuje zubní korunka nebo můstek. Problémy spojené s chybějícími zuby se lidstvo pokouší implantací zubů řešit již odnepaměti.

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

S rostoucím věkem se zvyšuje pravděpodobnost ztráty zubu a současně se snižuje kvalita kostní tkáně. Tím se podstatně zhoršují podmínky pro úspěšnou implantaci. Zvláště u starých lidí, kteří jsou často postiženi ztrátou části, případně celého chrupu, se můžeme setkat s chorobným úbytkem kostní tkáně, jehož lehčí forma se označuje jako osteopenie a těžší osteoporóza. I když existuje řada diagnostických metod, které umožňují stanovit v předoperační fázi kvalitu a kvantitu kostní tkáně, selhání dentálního implantátu závisí především na jejich vzájemné interakci. V případě mechanické interakce je možné ji popsat veličinami určujícími deformaci a napjatost řešené soustavy. Prvky této soustavy mají při relativně malých rozměrech velmi složitý tvar, materiálové vlastnosti a vzájemné spojení. Pro správnou funkci většiny implantátů je podstatné spojení s kortikální, ale především spongiózní kostní tkání. Porušování spojení mezi implantátem a kostní tkání zřejmě nastane postupným porušováním jednotlivých trámečků spongiózy. I když se tato práce nebude zabývat mechanismem porušování kostní tkáně, je zřejmé, že k biomechanickému posouzení selhání implantátu, zahrnujícímu kvalitu kostní tkáně, bude vhodné vytvořit výpočtový model řešené soustavy na vysoké rozlišovací úrovni. Za tímto účelem je nutné provést biomechanickou studii, která podstatně rozšiřuje okruh řešených problémů a na řešitele klade podstatně vyšší nároky. Při řešení bude nutné vytvořit vhodnou metodologii pro posouzení jak kvality kostní tkáně, do níž má být implantát zaveden, tak i posouzení jejich vzájemné interakce. K jejímu posouzení je vhodné provádět řešení výpočtovým modelováním, přičemž dílčí modely je možné vytvářet na 2D a na 3D úrovni. K vytvoření 3D strukturálního modelu by bylo nutné získat digitální data struktury spongiózní kostní tkáně, což je v současné době velký problém. Řadu dalších problémů lze očekávat se zpracováním těchto dat při vytváření výpočtových modelů. Vzhledem k tomu, že na

takové úrovni se touto problematikou v České republice dosud nikdo nezabýval, lze očekávat celou řadu problémů i při analýze případných výsledků. I když je naší snahou vytvořit model co nejjednodušší, je zřejmé, že posouzení úrovně výpočtového modelu bude vyžadovat řešení řady dalších dílčích problémů.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ

Na základě popisu problémové situace lze problém formulovat takto:

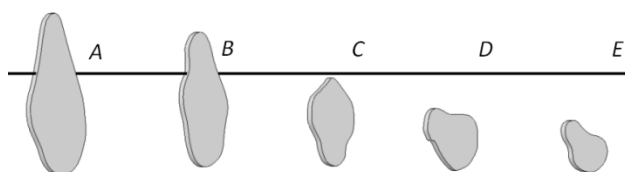
Provedení biomechanické studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně s posouzením vlivu úrovně modelu materiálu a geometrie kostních tkání na deformační a napěťovou analýzu.

Cílem řešení je: 1) Provést deformačně napěťovou analýzu čelisti s dentálním implantátem na 2D úrovni pro různou úroveň modelu materiálu spongiózní kostní tkáně. 2) Tvorba modelu trámčité struktury segmentu dolní čelisti s komerčně vyráběným implantátem a deformačně napěťová analýza této soustavy. 3) Úvodní studie výpočtové simulace remodelace soustavy zubního implantátu s kostí.

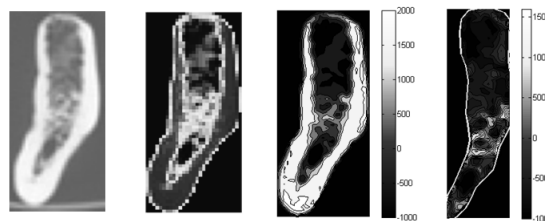
4 KOST, DOLNÍ ČELIST

Kosti tvoří hlavní oporu lidského těla a plní z mechanického hlediska jednu z nejdůležitějších funkcí. Dělí se do různých kategorií podle velikosti a funkce. Kosti jsou považovány za orgány, protože obsahují několik různých tkání (kostní buňky, bílkoviny, kolagen a anorganickou hmotu – soli vápníku a fosforu). Tato vhodná skladba jednotlivých složek zaručuje kosti dostatečnou tvrdost a současně potřebnou pružnost.

Tvar kostí se v průběhu lidského života mění. Dolní čelist je z biomechanického hlediska tužší, je to dáno tím, že je neustále vystavována namáhání vyvolanému od žvýkacích svalů (*Musculus masseter*), které jsou schopny vyvolat obrovské síly. U zdravého dospělého člověka s plně vyvinutým chrupem je kost dostatečně vysoká (alveolární výběžek na *obr. 1 A*) a pevná na rozdíl od bezzubé čelisti, u níž došlo vlivem nezatěžování kosti k úbytku (atrofii) kosti. Největších změn ve tvaru kosti je dosahováno v alveolárním výběžku (*procesus alveolaris*). Ten podstupuje během života člověka rozsáhlou a progresivní resorpci. Po vyjmutí zubu, v průběhu hojení, se otvor po kořenu zubu vyplní spongiózní kostní tkání (trámčitou kostní tkání) a celý povrch příčného průřezu dolní čelisti pokryje vrstva kortikální kostní tkáně. Tvarem a rozměry kosti se zabývá řada odborných článků. Nejčastěji citovaná kritéria hodnocení tvaru a kvality kosti čelisti jsou od autorů Lekholma a Zarba [11] (*obr. 1*).



Obr. 1: Čtvrtina z celkového modelu



Obr. 2: Měření HU jednotek z CT snímku

Při vyšetřování kvality kostní tkáně před aplikací zubního implantátu má zásadní význam počítačová tomografie CT (computer tomography). Kvantitativní analýza hustoty kostních tkání z CT snímků se provádí pomocí Hounsfieldových jednotek HU (*obr. 2*) [31].

Detailnější informaci o kostní tkáni je možné získat z mikro-CT, které umožňuje nedestruktivním způsobem sledovat mikrostrukturu objektů. Zatímco klasické CT pracuje v rozlišení desetin milimetrů (běžně je velikost jednoho pixelu 1 mm) u mikro-CT se jedná o setiny až tisíce milimetrů. Zařízení dovoluje snímat pouze malé, neživé objekty, protože dávka rentgenového záření je u mikro-CT příliš vysoká.

4.1 MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTNÍ TKÁNĚ DOLNÍ ČELISTI

Mechanické vlastnosti těles jsou dány jejich strukturou a materiálem. Získání věrohodných informací pro výpočtové modelování kostních tkání je značně složité. Řada problémů je spojená se získáním experimentálních vzorků. Existuje řada prací zabývajících se mechanickými zkouškami kostních tkání a je možné vyhledat informace o modelech materiálů kostních tkání různé úrovně anizotropní, ortotropní, nehomogenní izotropní a homogenní izotropní.

Mechanické vlastnosti kosti nejsou během života konstantní, jelikož se jedná o tkáň živou, která se neustále obnovuje a vyvíjí. S přibývajícím věkem u většiny lidí ztrácí kostní tkáň schopnost rychlé remodelace, proto kosti začínají řídnout a jsou náchylnější ke zlomeninám. S přibývajícím věkem se podstatně mění i mechanické vlastnosti kostní tkáně.

4.1.1 Kortikální kostní tkáň

Je to tvrdá pevná kostní tkáň a tvoří dostatečně tuhou oporu zubům při kousání. Struktura kosti dolní čelisti je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru. Proto výsledný tvar dolní čelisti, a to i celého chrupu a obličeje, je závislý především na celkovém zatěžování silami, které na kostní tkáň během života působí, a na zděděných vlastnostech.

4.1.2 Spongiózní kostní tkáň

Je často označována jako houbovitá s pórovitou strukturou. Vytváří výplň kosti, přičemž povrch je zpravidla tvořen kortikální kostní tkání. Vzhledem ke své poloze v kostech lidského těla má různě orientované trámečky. Jednotlivé trámečky jsou orientovány ve směru největšího namáhání. Po zavedení implantátu se trámečky spongiózy mění a remodelují a modelují a reagují tak na změnu mechanického namáhání. Určení mechanických veličin spongiózní kostní tkáně je mnohem složitější než u kosti kortikální. Bylo zjištěno, že mechanické vlastnosti spongiózy jsou závislé hlavně na její zdánlivé hustotě. Byla prokázána a v literatuře popsána korelace mezi Youngovým modulem a zdánlivou hustotou [17].

4.1.3 Lineární elastický model materiálu kostních tkání

Nejnižší úroveň modelu materiálu je homogenní izotropní lineárně pružný tzv. Hookovský, který je určen Youngovým modulem E [MPa] a Poissonovým číslem μ

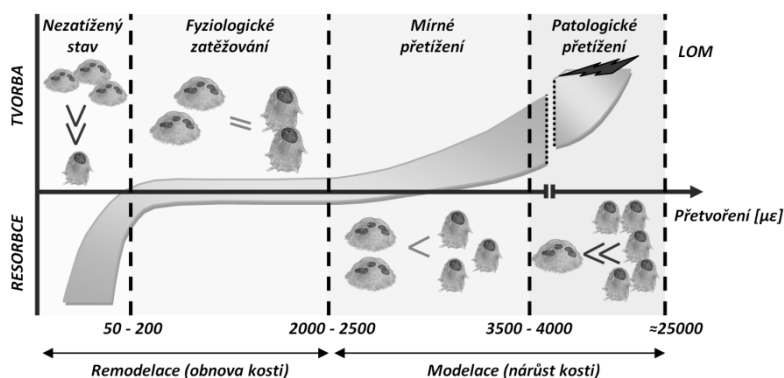
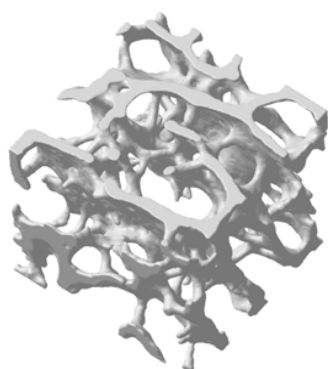
[-]. V mnoha případech má tento model své uplatnění a velice často se používá, ačkoliv nerespektuje složitou mikrostrukturu spongiózní kosti. Pomocí Youngova modulu je pak možné simulovat sníženou hustotu spongiózní kostní tkáně [4].

Vyšší úroveň modelu představuje nehomogenní izotropní model materiálu (v literatuře se také objevuje označení heterogenní [14, 22]), u kterého jsou hodnoty Youngova modulu závislé na poloze v řešené oblasti. Tento model je možné vytvořit na základě informací z CT snímků pomocí vztahů mezi zdánlivou hustotou ρ , Youngovým modulem E a Hounsfieldovými jednotkami HU . Hodnoty HU v jednotlivých místech skenované oblasti, ukládaných do matice převést na matici hodnot Youngova modulu kostní tkáně [17].

Vytvoření nehomogenního modelu materiálu kosti na základě CT snímků má přes nesporné výhody také jistá omezení, na které je nutno při výpočtovém modelování pamatovat. Omezením a překážkou v dalším zvyšování úrovně modelu je například skutečnost, že CT snímky neumožňují dostatečné rozlišení trámečkové architektury spongiózní kostní tkáně [24]. Rozlišení oblasti spongiózy je navíc tím menší, čím větší je analyzovaný objekt.

4.1.4 Trámečkový model materiálu kostních tkání

Pomocí metod zpracování obrazu a zpětnou 3D rekonstrukcí snímků z mikro-CT je možné vytvořit model respektující strukturu objektu na mikroúrovni. Z hlediska řešených problémů v této práci je nutné se zabývat tvorbou trámečkového modelu (obr. 3), Trámečková struktura se liší v různých částech těla vlivem namáháním a funkcí, kterou plní.



Obr. 3: Trámečkový model kostní tkáně Obr. 4: Prahové hodnoty přetvoření pro různé stavy zatěžování

4.2 MODELACE A REMODELACE KOSTNÍ TKÁNĚ

Kosti jsou v každodenním životě neustále podrobovány namáhání, a to jak vnějším působením, například od gravitační síly, tak i činností kosterního svalstva. Její struktura je vytvořena optimálně, aby odolávala trvalému mechanickému zatížení.

4.2.1 Mechanostat (hypotéza) - Frost: regulace zpětnou vazbou

Podle Frosta [6] je remodelace a modelace kosti závislá na přetvoření, udávaném v mikrostrainech ($\mu\epsilon$: $1000 \mu\epsilon =$ přetvoření $0,1\%$, tzn. přetvoření $\epsilon = 0,001$). Jednotlivé stádia od sebe oddělují minimální efektivní přetvoření („Minimally Effective Strain“ – MES). Jednotlivé prahové hodnoty přetvoření určili ve své práci

Martin and Burr [12]. První stádium (*obr. 4*) je stav, při němž nedochází k dostatečnému namáhání kosti a dochází k její resorpci. Hranice je daná spodní prahovou hodnotou, která se pohybuje v mezích 50 – 200 $\mu\epsilon$. Fyziologický stav, při kterém dochází k remodelaci kosti, je omezen hodnotou 2000 – 2500 $\mu\epsilon$. Za touto hodnotou je kost mírně přetížená (v kosti dochází k mikro-poškození, což vyvolá aktivitu osteoklastů) a dochází k jejímu nárůstu a hranice pro přetížení je omezená hodnotou 3500 - 4000 $\mu\epsilon$. Za touto mezí dochází k patologickému přetěžování kostní tkáně, která reaguje výstavbou velkého množství hmoty. Tím je namáhání v kosti přenášena větším množstvím kostní tkáně. Kost ovšem ztrácí svoji pružnost a patologicky vyvinutá kostní tkáně je sice pevná, ale křehká. K porušení a praskání tkáně dochází za hodnotou 25000 $\mu\epsilon$.

4.2.2 Modelace a remodelace

Mimo klinických experimentálních prací zabývající se modelací a remodelací kostní tkáně, existují i práce zaměřené na výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků. V pracích zabývající se řešením modelace a remodelace kostní tkáně při interakci s dentálním implantátem je poměrně málo. Při řešení se užívají algoritmy otestované na dlouhých kostech [20]. Obecně může být přestavba kosti v čase zapsána matematicky takto: $\frac{d\rho}{dt} = K(S - S_{ref}), S = S_{ref} \rightarrow \frac{d\rho}{dt} = 0, 0 < \rho < \rho_{kor}$ (1)

Kde S je sledovaná mechanická veličina (napětí, přetvoření, deformační energie), S_{ref} je referenční hodnota, při níž nastává rovnovážný stav. Konstanta K udává rychlost změny hustoty kostní tkáně ρ v čase t . Jestliže mechanická veličina získaná řešením odpovídá referenční je stav rovnovážný a změna hustoty nenastane (14). Jestliže je S menší jak S_{ref} , tak hodnota přírůstku hustoty je záporná (úbytek kosti), v opačném případě kladná (růst a tvorba kosti). Řešení rovnice (13) je nutné provádět iterativním přístupem. Velkou překážkou při použití tohoto algoritmu je zvolení vhodných hodnot K a S_{ref} . Další podmínkou je změna hustoty, která probíhá v intervalu od 0 do hodnoty odpovídající hustotě kortikální kostní tkáně ρ_{kor} (1,58 g/cm^3). Místo přírůstku hustoty je možné algoritmus modifikovat a měnit přírůstek Youngova modulu.

5 DENTÁLNÍ IMPLANTÁTY

Od šedesátých let minulého století, kdy Bränemark a Linkow udali svými implantáty směr moderní dentální implantologii, rozvinul se tento medicínský obor do značné šíře a dnes umožňuje velmi efektivní řešení řady stomatologických problémů. Obnovením přirozené funkce žvýkacího aparátu počínaje a estetickým vylepšením chrupu konče.

5.1 ŠROUBOVÉ IMPLANTÁTY

Šroubové implantáty mají na trhu i mezi lékaři dominantní zastoupení. Většina výrobců nabízí implantáty s různým průměrem a délkou. Délku implantátu volí implantolog v závislosti na výšce kosti a poloze nervů probíhajících v čelistech. Dle průměru se v zásadě kategorizují tři skupiny implantátů, jejichž volba se přizpůsobuje v závislosti na dostupném objemu kosti, aby bylo možné zajistit

primární stabilitu implantátu v kosti: se zmenšeným průměrem, tj. < 3,4 mm; se standardním průměrem 3,75-4 mm; se zvětšeným průměrem až 6 mm. Implantáty se zvětšeným průměrem mají až 6 krát vyšší (u průměru 6 mm) odolnost proti zlomení, než implantáty standardní. Využívají se v případě méně kvalitní kosti, protože mají k dispozici větší povrch pro oseointegraci a umožňují tzv. bikortikální kotvení.

5.2 MATERIÁL IMPLANTÁTŮ

Materiál dentálních implantátů se vyvíjí od prvních implantačních pokusů provedených v padesátých letech minulého století. Od té doby bylo odzkoušeno široké spektrum materiálů a řada z nich naprosto nevyhovovala, jelikož nesplňovala vysoké nároky, které jsou na ně kladeny. Materiály dentálních implantátů by měly být: 1) Neškodné pro okolní tkáň a organismus (neradioaktivní, nekarcinogenní, netoxické). 2) Biologicky snášenlivé (vlivem materiálu nezpůsobovat resorpci alveolárního hřebene kosti, nenarušovat metabolismus), tzv. biokompatibilní. 3) Dostatečně pevné

K výrobě implantátů se nepoužívá chemicky čistý titan, ten slouží k chemickým laboratorním účelům a je velmi drahý. Jsou používány tzv. technicky čisté titany obsahující další prvky (uhlík, vodík, železo, dusík a kyslík). Podle obsahu těchto příměsí se dělí do sedmi skupin označených CP-Ti 1 ($R_m = 240$ MPa) až CP-Ti 9 ($R_m = 620$ MPa). Pro zlepšení mechanických vlastností se začaly vyrábět titanové slitiny. Mezi nejznámější a nejpoužívanější patří slitina Ti-6Al-4V. Vyrábí se jako α a β slitina, která dosahuje meze pevnosti až 1250 MPa.

5.3 SPOJENÍ KOSTNÍ TKÁŇ S IMPLANTÁTEM - OSEOINTEGRACE

Na rozdíl od zubů jsou implantáty v kosti oseointegrované, tzn. mezi kostí a kovem není žádná vrstva, kost je přímo vrostlá do mikronerovností implantátu. Naopak, dlouholeté klinické výsledky ukazují, že v případě vytvoření vazivové vrstvy mezi kostí a implantátem dochází ke klinickým komplikacím, způsobených infekcí doprovázené zánětem kostní tkáň. Toto nelze považovat za úspěšný výsledek implantace. Stav s přechodovou vazivovou tkání je z lékařského hlediska nepřijatelný. Oseointegraci jako princip vhojení ve svých pracích první popisuje Bränemark 1952. V dnešní době existuje na tuto problematiku řada různých názorů, avšak většina pracovišť se ztotožňuje s Bränemarkovými studiemi. [11]

6 POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE CT

Základy radiologie a následně počítačové tomografie položil německý fyzik Wilhelm Conrad Roentgen, když v roce 1895 čistě náhodou objevil záření, které je do dnešních dob známo jako paprsky X. Díky tomuto objevu řada vědních disciplín učinila velký skok, především oblast medicíny. Za svůj objev dostal v roce 1901 jako první člověk v historii nejprestižnější ocenění a to Nobelovu cenu. Na základní myšlenku počítačové tomografie přišel anglický inženýr Godfrey Newbold Hounsfield. Její podstata je naprosto jednoduchá. Do objektu se pod různými úhly pouští rentgenové paprsky, které se následně jednotlivě matematicky analyzují na základě hodnot absorpce. Množství absorpce záření je dáno materiálem objektu.

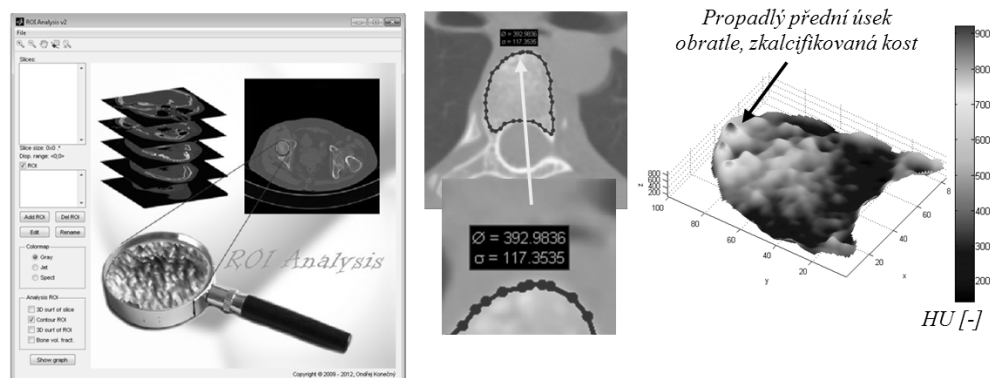
6.1 HOUNSFIELDOVY JEDNOTKY

Pro kvantitativní analýzu tkání slouží v praxi tzv. Hounsfieldovy jednotky (HU). Pomocí transformačního vztahu (2) jsou k CT číslům přiřazovány HU jednotky. Je dokázáno, že CT-čísla jsou lineárně závislá na hustotě dané tkáně. Při převodu na HU jednotky se vychází z kalibrace CT, přičemž referenčními hodnotami jsou CT-čísla vody (CT_w) a vzduchu (CT_a). Referenčním hodnotám $CT_w = 1000$ a $CT_a = 0$ odpovídají hodnoty $HU = 0$, resp. $HU = -1000$. Pomocí těchto referenčních hodnot lze dále stanovit konkrétní velikost HU pro jednotlivé tkáně. [17]

$$HU = 1000 \cdot \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a} \quad (2)$$

6.2 MĚŘENÍ KVALITY (HUSTOTY) SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ V DOLNÍ ČELISTI

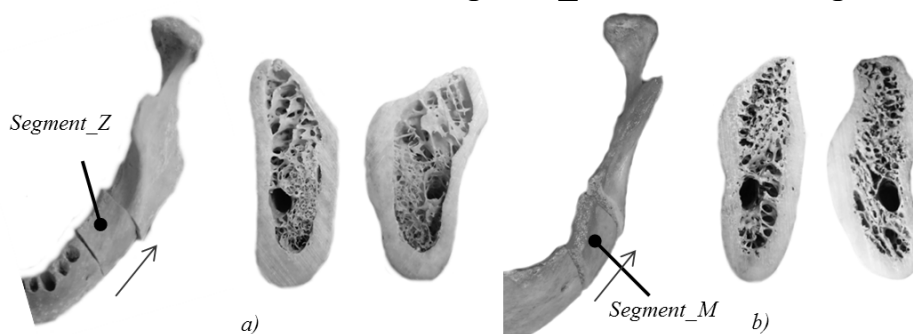
Určení hustoty kostní tkáně pomocí HU jednotek je efektivní metoda pro stanovení kvality kostní tkáně. Měření hustoty je provedeno pomocí softwaru ROI Analysis, který je napsán v programovém prostředí Matlab. Pro lepší prezentaci a analýzu je možné vykreslit i 3D graf, který vyjadřuje 3D plastiku hustoty kostní tkáně. Na obr. 5 je zobrazeno prostředí software ROI Analysis s ukázkou měření hustoty spongiózní kostní tkáně v obratli L4. Během řešení této práce a zpracování řady projektů, jejichž výsledky byly publikovány ve vědeckých člancích, byl software několikrát upraven. Hlavním autorem všech tří programů (ROI Analysis, CT Data Analysis a STL Model Creator [3, 27]) prezentovaných v této práci je Ondřej Konečný, student elektrotechnické fakulty VUT v Brně.



Obr. 5: Software ROI Analysis

Měření hustoty kostní tkáně bylo provedeno na dvou segmentech dolních čelistí (část tohoto měření je uvedena v bakalářské práci Evy Prášilové [16, 23]). Dolní čelisti (žena 30-40 let a muž 50-60 let) byly poskytnuté Doc. RNDr. Ladislavou Horáčkovou, Ph.D., z anatomického ústavu Masarykovi univerzity v Brně. Z těchto kostí byly vytvořeny vzorky oddělením segmentů v oblasti premolárových a molárových zubů (obr. 6). Na vzorcích byl proveden záznam jak na CT, tak na mikro-CT zařízení v Itálii (Microtomographic station at Multidisciplinary Lab at ICTP Trieste), které zajistil Doc. Ing. Jozef Kaiser, Ph.D., z ústavu fyziky fakulty strojního inženýrství v Brně. Délka odebraných segmentů je 20 mm a jsou po

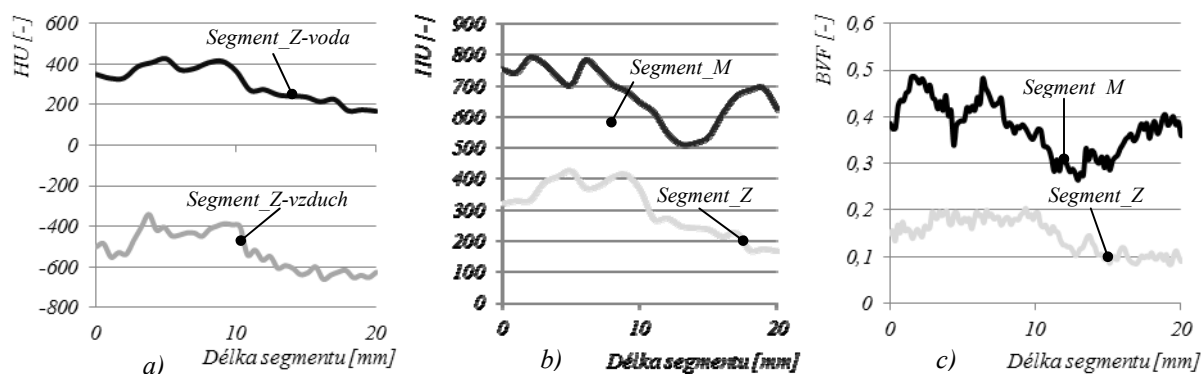
extrakci zubů se zarostlým alveolárním výběžkem (stav vhodný pro implantaci). Segment ženské dolní čelisti označení „Segment_Z“ a mužské „Segment_M“.



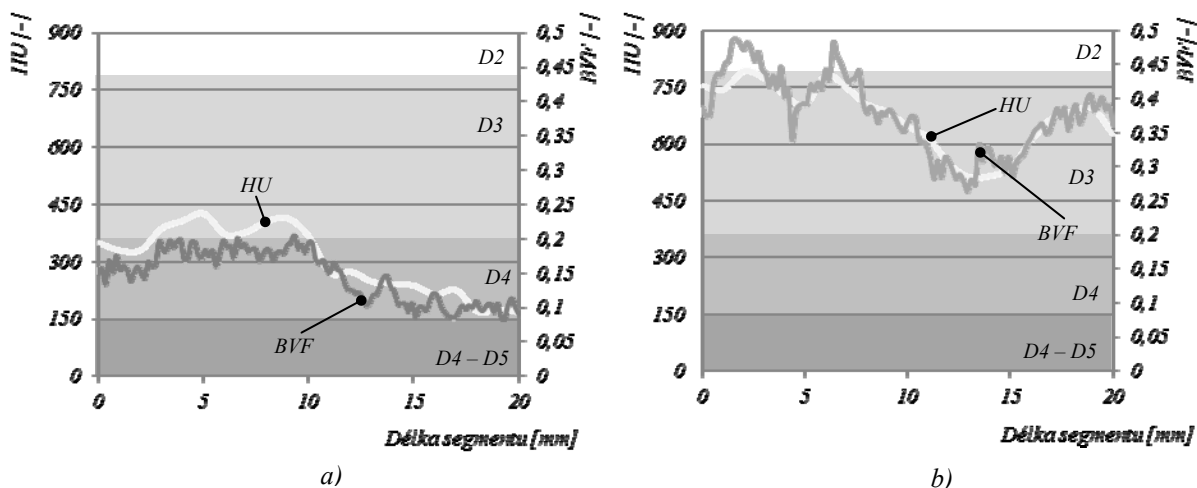
Obr. 6: Dolní čelisti, a) ženská – segment_Z, b) mužská – segment_M

CT snímky měly rozlišení 512x512 a velikost voxelu byla 0,5x0,5x1 mm. Na segmentech bylo provedeno 20 snímků. Mikro-CT snímky byly provedeny s rozlišením 0,017 mm s voxely ve tvaru krychle, přičemž série obsahovala více než 2000 snímků. Nejprve bylo CT snímání provedeno na segmentu_Z ve vzduchu, tak jako v předchozím případě. Další měření na CT proběhlo pro oba segmenty vložené do vody. Ve vývěvě byly odsáty zbytky vzduchu z pórů mezi trámečky. Tím se dosáhlo reálnějšího stavu, jelikož kost ve skutečnosti má v prostoru mezi trámečky tuk, kostní dřen a tekutiny. Mikro-CT snímky byly pořízeny na vzorcích bez vody, jelikož analýza se týká struktury trámečků. Opět byla provedena obrazová analýza snímků v programu ROI Analysis. V grafech na obr. 7 a obr. 8 jsou vyneseny výsledky měření HU z CT snímků a BVF z mikro-CT snímků v alveolárním výběžku, který pro tuto práci má z implantačního hlediska větší význam. Výsledky jsou vynášeny v závislosti na délce segmentu, směr měření ukazuje šipka na předchozím obr. 6. Mikro-CT snímky byly převedeny na binární obrázky pomocí programu Image J.

Na obr. 7 a) je vynesena průběh HU jednotek po délce segmentu z CT snímků pořízených na vzorku se vzduchem v prostorech mezi trámečky spongiózní kostní tkáňe a s vodou v témže prostoru. Z grafu je patrné, že průběh hustoty kostní tkáňe má pro oba vzorky obdobný charakter směrem k molárové části dolní čelisti klesají. Rozdíl je přibližně 800 HU. Zjištěné HU ve vodě je bližší hodnotám získaným na živém organismu, jelikož v pórech mezi trámečky je ve skutečnosti kostní dřen. HU jednotky kostní dřene jsou blízké vodě (uvádí se záporné HU - 22).



Obr. 7: Hustota spongiózy, a) srovnání měření ve vzduchu a ve vodě, b), c) srovnání obou segmentů



Obr. 8: Hustota spongiózní- srovnání HU a BVF, a) segment_Z, b) segment_M

V grafu na obr. 7 jsou srovnány hustoty spongiózní kostní tkáň obou segmentů. Je vidět, že mužská čelist má podstatně více (přibližně 2 krát) kostní tkáň než ženská, což potvrzuje i měření BVF obr. 7 c).

Na obr. 8 a) jsou vyneseny průběhy hustoty kostní tkáň v HU a BVF segmentu ženské čelisti a na obr. 8 b) mužské čelisti (grafy jsou opatřeny vedlejší osou určující velikost BVF). V grafech jsou dále vyznačeny úseky vymezující dle Mische hustotu kostní tkáň (D2 – D5). Z obou grafů je patrné, že průběhy HU a BVF mají stejný charakter. Dále je možné stanovit, jaké množství kostní tkáň odpovídá jednotlivým hustotám D1 – D4(5). Tkáň s označením D4 obsahuje přibližně 9 – 20 % kostní tkáň a tkáň označovaná D3 obsahuje 20 – 42.5 % kostní tkáň. Průměrná hodnota HU u ženské čelisti je 303 ± 84 a u mužské 670 ± 86 . Průměrná hodnota BVF u ženské čelisti je $0,145 \pm 0,037$ a u mužské $0,377 \pm 0,056$. Podíl HU segment_M/segment_Z čelisti je roven 2,2 a BVF segment_M/segment_Z je 2,6. Hodnoty podílů jsou řádově stejné, ale větší vypovídací hodnotu má poměr získaný z BVF, jelikož je měření provedeno přímo pro konkrétní trámčitou strukturu.

7 VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ

Provedení biomechanické studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáň má komplexní charakter a vyžaduje řešení konkrétních problémů jak experimentálním, tak výpočtovým modelováním. Přestože se bez experimentálního modelování při řešení mechanické interakce mezi prvky ústní dutiny nelze obejít (viz předcházející kapitola pojednávající o hustotě kostní tkáň), pro řešení většího počtu problémů z této oblasti je velmi efektivní metodou výpočtové modelování. Modely z oblasti řešení problémů biomechaniky člověka lze mimo jiné rozdělit na dílčí modely geometrie, materiálu, vazeb a zatížení. Nejčastěji využívanou metodou v biomechanice je metoda konečných prvků (MKP). V této práci byl použit výpočtový software ANSYS.

8 VÝPOČTOVÝ MODEL

Jak je uvedeno v předchozí kapitole, výpočtový model se skládá ze čtyř dílčích modelů: 1) Model geometrie; 2) Model materiálu; 3) Model vazeb; 4) Model

zatížení [10]. Úroveň těchto dílčích modelů zásadně rozhoduje o kvalitě dosažených výsledků, a proto je jim v této práci věnovaná značná pozornost.

8.1 VÝPOČTOVÝ MODEL VYTVOŘENÝ NA 2D ÚROVNI

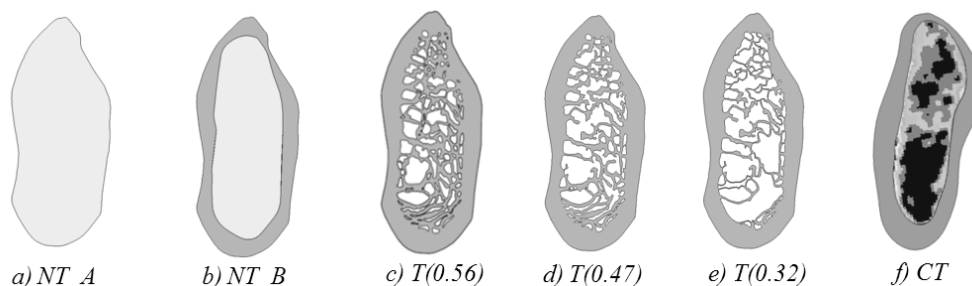
8.1.1 Model geometrie

V případě dvojrozměrného modelu geometrie lze využít fotografických snímků řezů kostí, případně snímků z mikro-CT a zpracovat je v CAD softwaru. Tvar kosti byl vytvořen na základě fotografie příčného řezu dolní čelisti a pomocí snímku z počítačové tomografie. Model geometrie kosti odpovídá oblasti prvního premoláru. Tímto způsobem byla vytvořena série modelů, která na 2D úrovni umožňuje srovnat úroveň modelování kostní tkáně. Kortikální kost je celistvá a kompaktní a výpočtový model je podstatně jednodušší, než v případě kosti spongiózní. V této práci jsou analyzovány tři 2D úrovně modelu geometrie spongiózní kostní tkáně (dohromady bylo vytvořeno šest výpočtových modelů kostní tkáně (*obr. 9*)):

1) Spongiózní kostní tkáň modelována jako netrámčková souvislá oblast s určitými vlastnostmi (zdánlivá hustota a z ní určen modul pružnosti) závislými na pórovitosti kosti – **NT**.

2) Spongiózní kostní tkáň vytvořena včetně její trámčkové architektury. Modelovat trámčkovou architekturu ve 2D je možné a relativně snadné (i když pracné – při vytváření modelů se zmenšeným průřezem trámčků), avšak tento způsob selhává u trojrozměrných modelů. Byly vytvořeny tři modely geometrie trámčkové struktury s různým podílem kostní tkáně – **T(xx)** (*obr. 9 c), d), e)*).

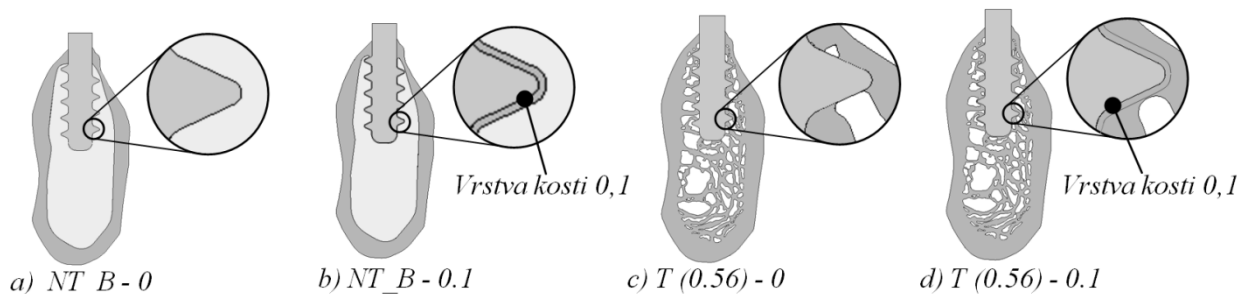
3) Spongiózní kostní tkáň vytvářena pomocí dat získaných z CT snímků, tzn. nehomogenní izotropní model materiálu kostní tkáně – **CT** (*obr. 9 f)*).



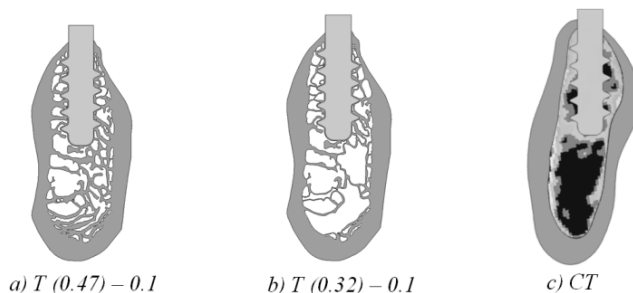
Obr. 9: Model geometrie 2D segmentu

8.1.2 Model geometrie dolní čelisti s aplikovaným implantátem

Stejně varianty 2D modelů kosti jako v předchozím případě byly upraveny tak, aby do nich mohl být zasazen šroubový implantát. Přičemž pro **T(0.56)** byly řešeny dvě varianty modelu kostní tkáně v bezprostředním okolí implantátu. První varianta **T(0.56)-0**, **NT_B-0** bez kortikální vrstvy na povrchu implantátu (*obr. 10 b), c)*) a druhá varianta **T(0.56)-0.1**, **NT_B-0.1**, kde byla modelována vrstva kortikální kosti (*obr. 10 d)*), o tloušťce jednoho trámčku (0,1 mm), která se vytvoří v okolí implantátu). Modely **T(0.47)** a **T(0.32)** byly vytvořeny včetně vrstvy 0,1 mm (*obr. 11 a), b)*). Poslední varianta je model získaný z CT snímků (*obr. 11 c)*).



Obr. 10: Rozhraní mezi implantátem a kostí včetně označení variant



Obr. 11: Rozhraní mezi implantátem a kostí včetně označení variant

Ve výpočtovém systému ANSYS byla provedena diskretizace všech modelů osmiuzlovým prvkem s kvadratickou bází PLANE 183. U všech řešených variant byla globální velikost prvku nastavena na 0,05 mm. U každého modelu byla provedena série testovacích výpočtů a v místech, kde vznikaly lokální koncentrace napětí a přetvoření, byla síť zjemněna.

8.1.3 Model materiálu

Všechny prvky řešených soustav jsou modelovány homogenním lineárně pružným izotropním modelem materiálu (Hookovský model), jenž je určen Youngovým modulem E [MPa] a Poissonovým číslem μ [-]. Všechny použité materiálové charakteristiky jsou uvedeny v *tab. 1*. Úroveň modelu materiálu je měněna ve všech případech (mimo model materiálu získaného z CT dat) změnou modelu geometrie. Změnou vnitřní struktury je dosaženo výrazné změny celého výpočtového modelu. Nejnižší úrovní modelu kostní tkáně je netrámčková struktura, které odpovídají materiálové charakteristiky spongiózní kostní tkáně - **NT_A**. Youngův modul spongiózní kostní tkáně byl u tohoto modelu měněn v rozmezí 150 – 750 MPa. Změnou tohoto parametru můžeme simulovat kvalitativní změny v kostní tkáni, přičemž nižší hodnota modulu odpovídá méně kvalitní kosti – tedy s nižší densitou.

Další úrovní modelu materiálu, který se nejčastěji objevuje v literatuře [1, 2, 5, 13, 18, 21, 30] a je nejpoužívanější, je model se dvěma typy tkání a to kortikální kostí a netrámčkovým modelem spongiózní kosti – **NT_B**. U této varianty bylo počítáno s modulem pružnosti kortikální tkáně 13 700 MPa a modul pružnosti kosti spongiózní se opět měnil jako v předchozím případě od 150 – 750 MPa.

Pro trámčkový model jsou v celé oblasti předepsány tytéž mechanické vlastnosti (odpovídající kortikální kosti), protože na mikroúrovni mají jak kortikální, tak spongiózní kostní tkáň stejné materiálové charakteristiky [17, 19]. Zde je snižena densita kosti simulována pomocí změny modelu geometrie trámčků, které jsou

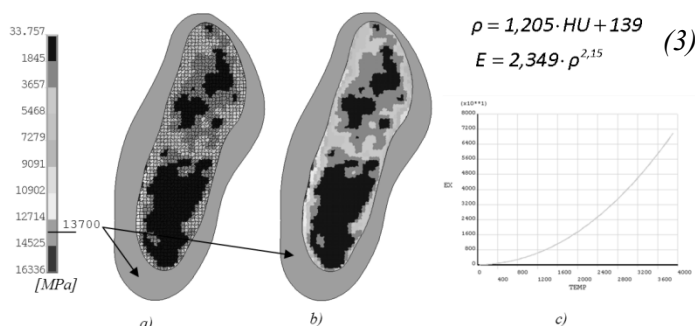
tenčí s menším průřezem, díky čemuž se snižuje objemový podíl kosti BVF - **T(0.56)**, **T(0.47)** a **T(0.32)** – obr. 10.

Posledním modelem materiálu, který byl použit, je netrámekový model tvořený nehomogenním izotropním modelem materiálu (v literatuře je označován také jako heterogenní model materiálu). Tento model respektuje rozložení hustoty kostní tkáně v CT snímku a v této práci je označený **CT** (obr. 12). Pomocí analýzy obrazu je možné z CT snímku získat CT-čísla, respektive HU jednotky a korelačními vztahy (3) určit mechanické vlastnosti (modul pružnosti) v jednotlivých pixelech. K tvorbě tohoto modelu materiálu byl použit software CT Data Analysis, který načte CT snímek a umožní uložit matici CT čísel, která je pomocí makra napsaného v ADPL dále načtena do systému ANSYS. Software CT Data Analysis má obdobné prostředí a funkce jako program ROI Analysis a je taktéž napsaný v programu Matlab.

Postup tvorby modelu je jednoduchý, ale je nutné již při přípravě modelu geometrie dodržet jisté předpoklady. Na základě CT snímku se vytvoří v CAD systému, např. v AutoCAD pomocí křivek plochy pro kortikální a pro spongiózní kostní tkáň. Takto vytvořený model se načte do systému ANSYS a vytvoří se soustava s implantátem/zubem. Je nutné při tvorbě modelu dodržovat stejný souřadný systém. Počátek souřadnic je v tomto případě umístěn dle CT snímku v levém horním rohu, ten odpovídá i počátku načítání CT čísel v matici. Matice modelu materiálu je načítána do MKP sítě dle polohy nodů a elementů. Proto je velice důležité znát také velikost pixelů, která je uložena v metadatech.

	E [MPa]	μ [-]
Kortikála	13 700	0,3
Spongióza	150–750	0,3
Dentin	17 600	0,25
PDL	10	0,45
Titan	110 000	0,33

Tab. 1: Materiálové charakteristiky



Obr. 12: Model materiálu vytvořený z CT snímků

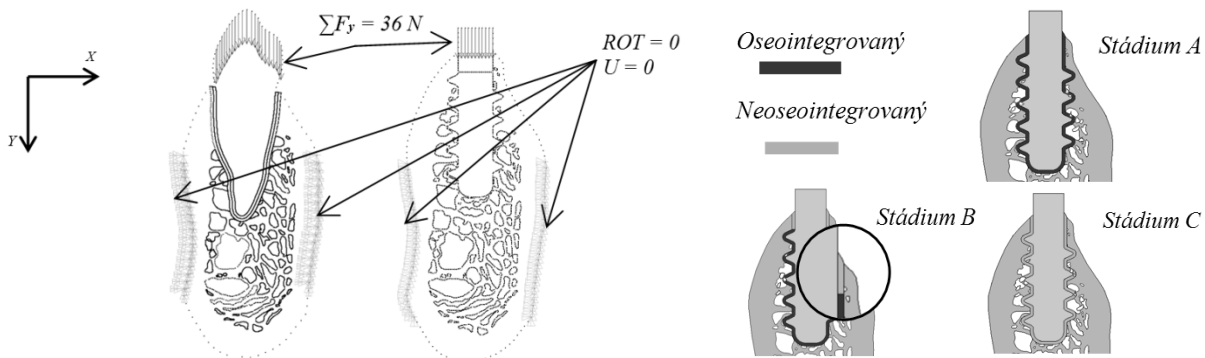
Tvar kosti je jiný než u předchozích modelů, jelikož CT snímky jsou pořízeny z jiné čelisti, ale ze stejné oblasti. Poloha řezu na čelisti zůstala zachovaná. Přiřazení modelu materiálu MKP síti bylo provedeno dvěma způsoby:

- 1) Model materiálu přiřazený elementům **CT_A** (obr. 12 a)). Vybere se dle polohy vybraného pixelu skupina elementů. Pro tento pixel je definován Youngův modul a Poissonovo číslo (E a μ), které se této vybrané skupině elementů přiřadí. V tomto konkrétním případě bylo vytvořeno cca 350 materiálových charakteristik popisujících nehomogenitu v závislosti na CT-číslích v pixelech. Pro přepočítání bylo využito vztahů (3) získaných z literatury [17, 15]. Jelikož je nutné v tomto případě cyklicky vytvářet stále nový model materiálu, je tato procedura poměrně zdlouhavá.

2) Dle polohy daného pixelu se vybere skupina uzlů, kterým se přiřadí teplota (hodnota intenzity šedi v pixelu), jakož to okrajová podmínka - **CT_B**. Pro tento případ se používá pouze jeden model materiálu definovaný v systému ANSYS jako závislost Youngova modulu na teplotě (*obr. 12 b, c*). Definuje se teplota do uzlů, na základě kterých se nad prvkem aproximuje teplotní pole, které slouží k přiřazení materiálových vlastností. Jedná se tedy o teplotní úlohu s nulovým koeficientem roztažnosti. Výhodou tohoto modelu oproti předchozímu je především v rychlosti vytvoření modelu materiálu v prostředí ANSYS. Dále je nutné poznamenat, že takto vytvořený model materiálu nemá skokové změny Youngova modulu, jelikož materiálové vlastnosti se mění napříč elementem.

8.1.4 Model vazeb a zatížení

Model čelisti byl u všech řešených variant ve 2D vázán na střední části bukální a linguální hranice zamezením posuvů ve všech směrech (*obr. 13*). Model byl zatěžován silově v koronoapikálním směru, tj. na korunku zubu a na implantát silou 36 N. Tato hodnota byla stanovena jako ekvivalent 200 N u 3D modelu [24].



Obr. 13: Model vazeb a zatížení

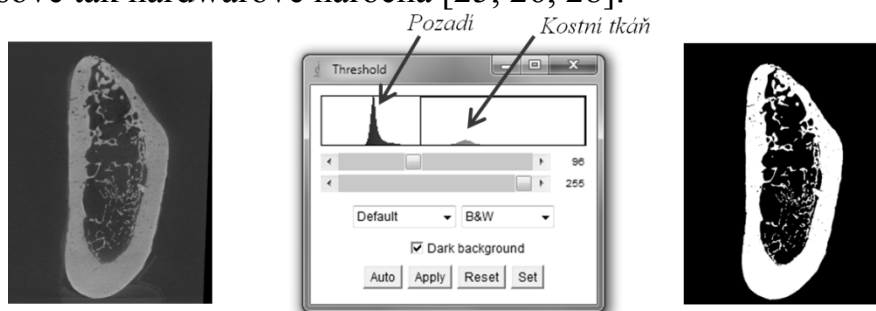
Implantáty jsou v kosti oseointegrované. Z hlediska mechanického chování celé soustavy je zajímavé řešit i případy postupné oseointegrace implantátu. V práci jsou z tohoto důvodu řešeny tři stupně oseointegrace (*obr. 13*): A) stádium, kdy implantát je v kosti přirostlý celou svojí plochou, B) stádium, kdy implantát není přirostlý ke kortikální kosti v oblasti krčku, C) stádium, kdy implantát není vůbec přirostlý. Oseointegrace byla ve výpočtovém systému ANSYS simulována tak, že elementy po hranicích kosti a implantátu měly společné uzly (pevné spojení). Oblasti, ve kterých k oseointegraci nedošlo (stadia B, C), byly modelovány pomocí kontaktních prvků CONTA 172 a TARGE 169 (s nastavením algoritmu pure penalty – standard contact, součinitel tření $f = 0$, kontaktní tuhost $FKN = 1$).

8.2 VÝPOČTOVÝ MODEL VYTVOŘENÝ NA 3D ÚROVNI

8.2.1 Model geometrie

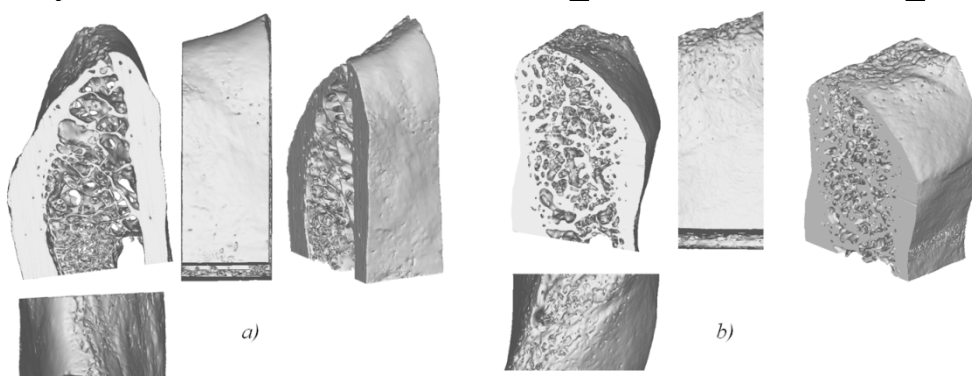
Trojrozměrný model segmentů dolní čelisti byl vytvořen z mikro-CT dat, jejichž obrazová analýza je uvedena v kap. 6.2. Snímky byly načteny do software Image J, v kterém byla provedena automatická segmentace prahováním (pomocí bimodálního

histogramu určena hranice mezi kostí a pozadím (*obr. 14*). Tvorba těchto modelů je velice jak časově tak hardwarově náročná [25, 26, 28].



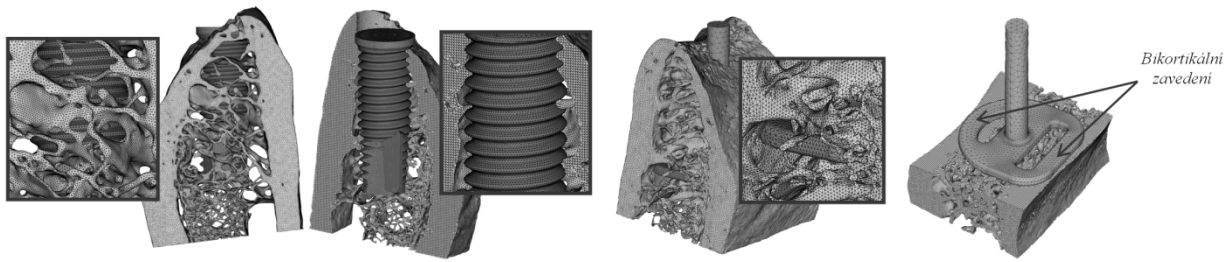
Obr. 14: Segmentace mikro-CT snímku

Model geometrie byl vytvořen v programu STL Model Creator, do kterého se importovaly již odsegmentované snímky. Po provedení řady testovacích nastavení byl pro analýzu interakce s implantátem vytvořen model segmentu kosti o délce 6 mm poloviny průřezu kosti od alveolárního výběžku po nerv (*obr. 15*). Segmenty jsou označeny dle množství tkáně: ženská **BVF_0.149** a mužská **BVF_0.377**.



Obr. 15: Model geometrie segmentu dolní čelisti a) ženská ozn. BVF_0.149, b) mužská ozn. BVF_0.377

K řešení interakce kostní tkáně s implantátem byly vybrány čtyři komerčně běžně vyráběné implantáty. 3D modely těchto čtyř zubních implantátů byly vytvořeny pomocí software SolidWorks 2010. Jedná se konkrétně o tyto dentální implantáty: Bränemark Mk III Groovy NP Ø 3,3 mm; 11,5 mm; Straumann RN Ø 3,3; 12 mm; ANKYLOS Ø 3,5 mm; 11 mm a diskový implantát BOI EDS 9x9x11. Tyto čtyři zubní implantáty byly vloženy do modelů segmentů dolních čelistí a diskretizovány v software ANSYS elementem SOLID 187. Šroubové implantáty jsou zavedeny do stejného místa v kostní tkáni tak, aby mezi nervem a implantátem byla minimální vzdálenost 2 mm, což je vzdálenost dodržovaná v klinické praxi. Pro diskový implantát bylo nutné vytvořit širší segment (13 mm) a implantát je řešen jako bikortikální (opírá se diskovou částí o vnitřní i vnější kortikální kostní tkáň). Na *obr. 16* jsou ukázky MKP sítě s globální velikostí elementů kostních tkání 0,015 mm a implantátů 0,5 mm (až 7 mil. elementů).



Obr. 16: MKP síť soustavy segmentu dolní čelisti s implantátem Bränemark a BOI

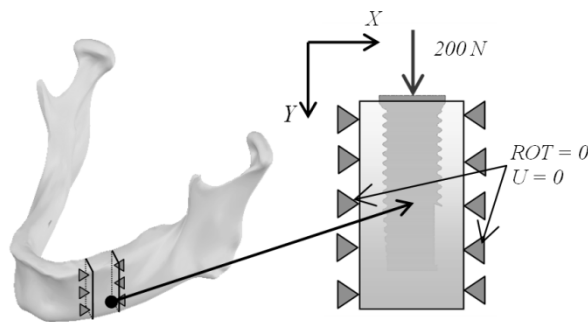
Stejně jako u 2D modelů, byly řešeny dva typy spojení mezi kostní tkání a implantátem. Bez vrstvy a s vrstvou kostní tkáně tloušťky 0,1 mm vytvořené v okolí implantátu – tyto varianty jsou značeny s dodatkem **_01**.

8.2.2 Model materiálu

Stejně jako v případě dvojrozměrného výpočtového modelu je použit pro řešení homogenní lineárně pružný izotropní model materiálu. Materiálové charakteristiky spongiózní kostní tkáně respektive kostní tkáně kortikální a dentálního implantátu jsou uvedeny v *tab. 1*. Pro potvrzení oprávněnosti použití tvrzení o podobných vlastnostech na mikro úrovni by bylo nutné provést experiment, který by ovšem přesáhl meze této práce.

8.2.3 Model vazeb a zatížení

Soustava s aplikovaným dentálním implantátem byla zatěžována obdobně jako v případě 2D výpočtových modelů, a to silou 200 N [29] v koronoapikálním směru působící na implantát (*obr. 17*). Vzorek kosti byl v prostoru vymezen zamezením natočení a posuvů na okraji segmentu kosti. Implantát byl v kostní tkáni oseointegrovaný (u 2D řešení stádium A), což bylo modelováno nastavením kontaktu bonded always (elementy CONTA 175 a TARGE 170) mezi kostní tkání a implantátem.



Obr. 17: Model vazeb a zatížení

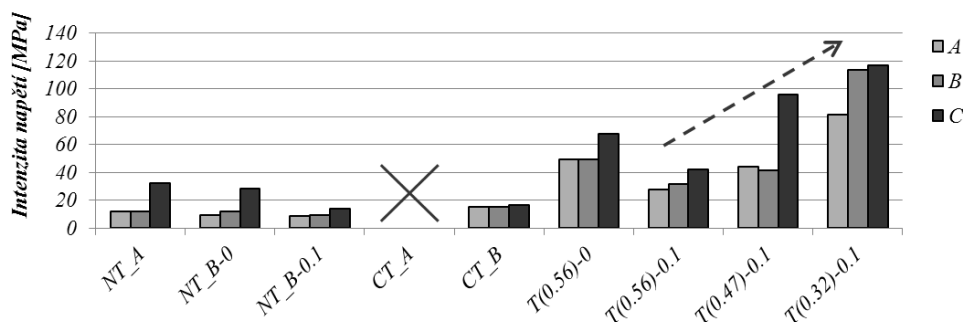
9 PREZENTACE A ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Pro posouzení mechanické interakce implantátu a zubu s kostí na 2D úrovni bylo vytvořeno 35 výpočtových modelů, na 3D úrovni 16 výpočtových modelů. Řešení bylo realizováno na PC s 6 dvou-jádrovými procesory Intel Core i7 s frekvencí 3,4 GHz s 24 GB RAM. Byl použit iterační PCG řešič a plná Newton Raphsonova procedura.

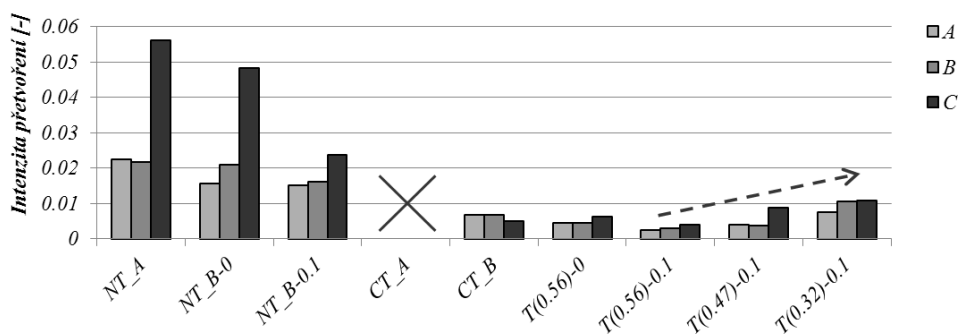
9.1 PREZENTACE VÝSLEDKŮ SOUSTAVY S IMPLANTÁTEM 2D

U modelu dolní čelisti s aplikovaným implantátem byla kromě různé úrovně modelu spongiózní kostní tkáně řešena také tři stádia oseointegrace. Maximální hodnoty sledovaných mechanických veličin napětí a přetvoření se nachází na různých místech.

Výsledky jsou prezentovány pro přehlednost ve sloupcových grafech (*obr. 18* a *obr. 19*). Pro každý použitý model materiálu je vynesena série tří sloupců (jednotlivá stádia oseointegrace A, B, C). V grafech jsou prezentovány pouze intenzity napětí a intenzity přetvoření (první hlavní napětí a třetí hlavní napětí mají obdobný charakter). Z grafů je patrný rozdíl ve výsledcích napětí a deformací u všech řešených variant. Zatímco intenzita napětí je největší v případě modelu s trámečkovou strukturou (**T(0.32)-0.1**) (*obr. 18*), tak u přetvoření je tomu zcela opačně. Největší je u modelu **NT_A** (*obr. 19*). U netrámečkových struktur (**NT_A** a **NT_B**) je předepsán Youngův modul spongiózní kostní tkáně 750 MPa. šipka v grafu na *obr. 18* označuje nárůst napětí se zhoršující se kvalitou kostní tkáně (stejně tak šipka na *obr. 19* naznačuje zvyšování maximálních hodnot přetvoření se snižující se kvalitou spongiózní kostní tkáně). Není možné analyzovat spongiózní kostní tkáň vytvořenou pomocí CT snímků u varianty **CT_A**, kvůli vzniku singularit na rozhraní dvou materiálů. U varianty **CT_B** bylo možné provést analýzu maximálních hodnot přetvoření i napětí.



Obr. 18: Maximální hodnoty intenzity napětí ve spongiózní kostní tkáni

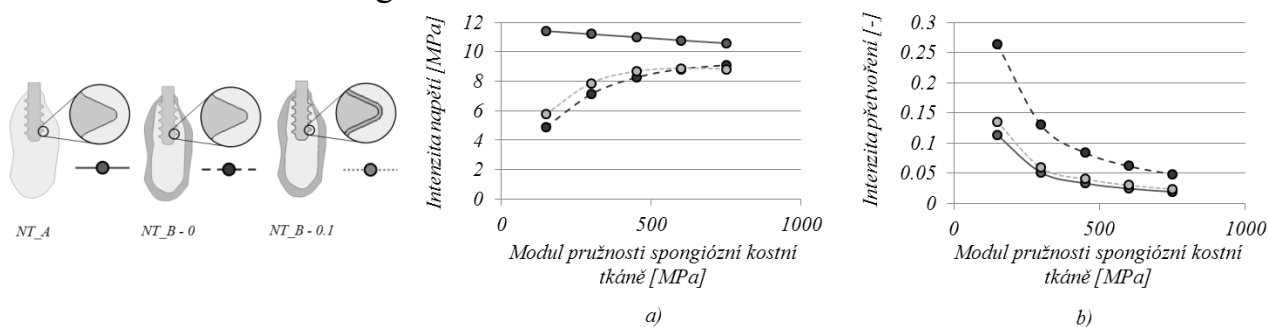


Obr. 19: Maximální hodnoty intenzity přetvoření ve spongiózní kostní tkáni

9.1.1 Prezentace výsledků spongiózní kostní tkáně s netrámečkovou strukturou

V předchozí kapitole byla snížená densita spongiózní kosti modelována přímo oslabením trámečků. Ve většině prací zabývajících se osteoporózní kostní tkání je

modelem netrámčitá struktura. Snížená kvalita spongiózní kosti je poté simulována snižováním hodnot Youngova modulu v rozmezí 150 – 750 MPa.



Obr. 20: Maximální hodnoty intenzity napětí a přetvoření ve spongiózní kostní tkáni

Analyzovanými veličinami byly opět intenzita napětí a přetvoření, respektive jejich maximální hodnoty. Při změně modulu pružnosti spongiózní tkáně se poloha maximálních hodnot napětí a přetvoření neměnila (nedocházelo k přerozdělení napětí). Stejně jako v předchozím případě byly pro stav s implantátem řešeny tři stádia oseointegrace. Pro ilustraci jsou na obr. 20 uvedeny v grafu výsledky pro stádium, kdy je implantát zcela přirostlý – stádium A.

9.2 ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ U MODELŮ NA 2D ÚROVNI

Při zatížení reálné trámečkové struktury spongiózní kostní tkáně se zhoršenou densitou (a tedy nižším BVF) narůstají posuvy, přetvoření i napětí. Je to dáno rozložením trámeček, jejich počtem a průřezem, tj. při konstantním zatížení vlivem menšího průřezu trámeček a jejich menším počtem (což nastává u zhoršující se kvality kosti) napětí roste. U varianty se zavedeným implantátem je značný rozdíl v hodnotách maximálního napětí (obr. 18) a přetvoření (obr. 19) pro použité modely materiálu. Daleko větších napětí je dosahováno v trámečkové struktuře, největších u modelu se sníženou kvalitou trámeček (**T(0.32)**). U modelu s netrámečkovou strukturou jsou podstatně menší hodnoty napětí. Zcela opačná je situace při vyhodnocování přetvoření, největších hodnot je dosahováno u modelu s netrámečkovou strukturou naopak u trámečkové struktury jsou maximální hodnoty přetvoření podstatně menší. Je tedy z kvalitativního hlediska obtížné analyzovat odezvy spongiózní kostní tkáně pro model vytvořený netrámečkovou strukturou (NT_A a NT_B). Tyto rozdíly mezi oběma případy (trámečkový/ne-trámečkový) je třeba mít na paměti. Ukazuje se, že netrámečkový model není vhodný pro analýzu interakcí kosti se zubem a kosti s implantátem. Měl by být používán model na vyšší úrovni s trámčitou strukturou.

Běžně se interakce dentálních implantátů a zubů s kostní tkání řeší s modelem geometrie (s použitím Hookovského modelu materiálu), který zahrnuje dva typy kostní tkáně, v tomto případě varianta NT_B. Maximální hodnoty napětí ve spongiózní kosti získané z takového modelu jsou v rozporu s realitou (výsledky odpovídají úrovni modelu), protože v tomto případě se zhoršující kvalitou kosti klesají (obr. 20), (při srovnání s modelem s nižším BVF spongiózní kostní tkáně, kde napětí rostou, šipka v grafu na obr. 18).

Dále z *obr. 20* je patrné, že s nižší hodnotou modulu pružnosti se hodnoty přetvoření zvyšují. Při stejném zatížení by měla mít napětí konstantní průběh (dle Hookova zákona se napětí mění přímo úměrně s velikostí Youngova modulu pružnosti). To platí v případě, když se jedná o model soustavy tvořen pouze spongiózní kostí s implantátem respektive se zubem – varianta **NT_A**. Průběh maximálních hodnot přetvoření ve spongiózní kostní tkáni má u všech řešených variant stejný charakter, a to že s klesajícím modulem pružnosti se hodnoty přetvoření zvyšují. Důvodem, proč maximální hodnoty napětí ve spongiózní kosti klesají lze vysvětlit přítomností kortikální kostní tkáně ve výpočtovém modelu, která hraje významnou podpůrnou roli. To je zřejmé z *obr. 20*, kde se ukazuje, že v modelu bez kortikální kosti (**NT_A**) je napětí téměř nezávislé na změně Youngova modulu, zatímco v modelu s kortikální kostí (**NT_B**) se napětí snižuje s nižším Youngovým modulem. To je způsobeno tím, že namáhání se přenáší přes kortikální kostní tkáň, která je tužší ($E = 13\,700$ MPa) a tak je spongiózní kostní tkáň namáhána méně.

Veličina napětí tedy není pro vyhodnocování mechanické odezvy ve spongiózní kosti vhodná, jelikož nemá vypovídající schopnost z hlediska řešeného problému a jelikož má klesající trend, tak analýzu činí komplikovanější. Přetvoření má zcela opačný průběh, s klesajícím modulem pružnosti roste.

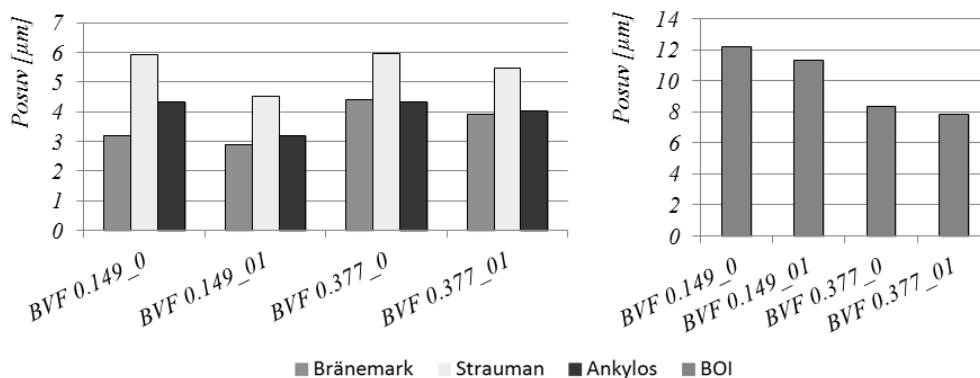
Model vytvořený z CT snímku (750 HU) odpovídá hustotě kostní tkáně patřící do skupiny D2/D3 [4, 31]. Ze srovnání HU jednotek a podílu BVF v kapitole 6.2 vyplývá, že 750 HU odpovídá přibližně poměr BVF 0,5. Z hlediska srovnávací analýzy je tedy velice zajímavé porovnat výsledky přetvoření a napětí ve spongiózní kostní tkáni v trámečkovém modelu **T(0.56)** s modelem z CT snímků **CT_B**. Hodnoty přetvoření jsou vyšší u CT modelu až o 47% než u modelu trámečkového. Naopak maximální hodnoty napětí jsou až o 75% vyšší u trámečkového modelu. Tyto rozdíly jsou značné, a ačkoliv si úrovně modelů odpovídají hustotami spongiózní kostní tkáně, zjištěné mechanické veličiny jsou zcela odlišné.

Srovnání trámečkového modelu s netrámečkovým vytvořeným z CT snímku také potvrdilo značné rozdíly ve výsledcích zjišťovaných mechanických veličin. Toto srovnání opět ukazuje, že pro posouzení interakce dentálních implantátů s kostní tkání je nutné vytvářet modely na vysoké úrovni respektující složitou architekturu spongiózní kostní tkáně.

Modelovaná vrstva kostní tkáně okolo implantátu snižuje velikosti napětí, přetvoření a posuvů, jak je patrné při srovnání modelů **T(0.56)-0** a **T(0.56)-0.1**.

9.3 PREZENTACE VÝSLEDKŮ SOUSTAVY S IMPLANTÁTEM NA 3D ÚROVNI

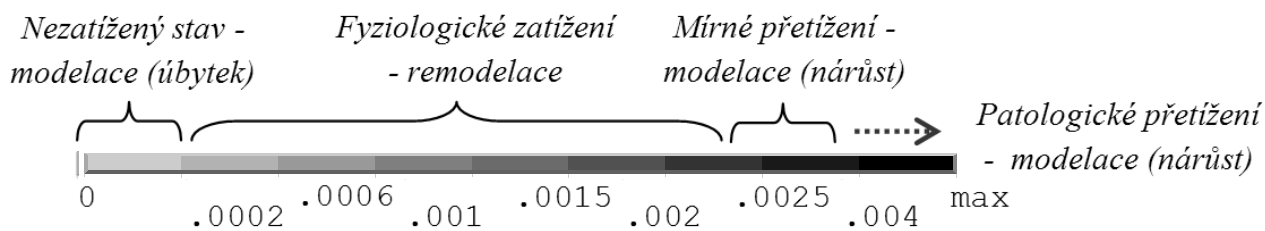
Výsledky čtyř dentálních implantátů zavedených do dvou kostních segmentů o různé denzitě (ženská - **BVF_0.149**; mužská - **BVF_0.377**) prokázaly změny v distribuci přetvoření a v posuvech oseointegrovaných implantátů.



Obr. 21: Posuvy dentálních implantátů ve směru zatížení

Srovnání posuvů u jednotlivých implantátů v koronoapikálním směru (ve směru zatěžování) je uvedeno na obr. 21. Diskový implantát má přibližně dvojnásobné posuvy, proto je analyzován samostatně mimo skupinu šroubových implantátů. Průměrná hodnota posuvů pro šroubové implantáty je $4,35 \pm 0,98 \mu\text{m}$. Diskový implantát má průměrný posuv $9,90 \pm 1,87 \mu\text{m}$. Posuvy šroubových implantátů v případě kostní tkáně **BVF_0.149** jsou $4,50 \pm 1,12 \mu\text{m}$ a v případě **BVF_0.377** jsou $4,91 \pm 0,76 \mu\text{m}$. U diskového implantátu je v případě **BVF_0.149** průměrný posuv $11,75 \pm 0,41 \mu\text{m}$ a v případě **BVF_0.377** je posuv $8,1 \pm 0,28 \mu\text{m}$. Z grafů je patrné, že vrstva kostní tkáně okolo implantátů snižuje posuvy. Průměrné posuvy jsou u šroubových implantátů $3,54 \pm 0,71$ v případě **BVF_0.149_01** a $4,46 \pm 0,71 \mu\text{m}$ v případě **BVF_0.377_01**. U diskového implantátu je posuv $11,34 \mu\text{m}$ v případě **BVF_0.149_01** a $7,8 \mu\text{m}$ v případě **BVF_0.377_01**. Posuv šroubových implantátů umístěných do kostní tkáně označené **BVF_0.149** (nižší hustota spongiózní kostní tkáně) jsou nižší než posunutí implantátu umístěného do kostní tkáně **BVF_0.377** (vyšší hustota spongiózní kostní tkáně). U diskového implantátu je tomu naopak.

Posouzení rozhraní mezi kostí a implantátem bylo provedeno pomocí Frostovy hypotézy (obr. 22). Pomocí této hypotézy je možné určit na základě hodnot intenzity přetvoření, jak bude reagovat namáhaná kostní tkáň.

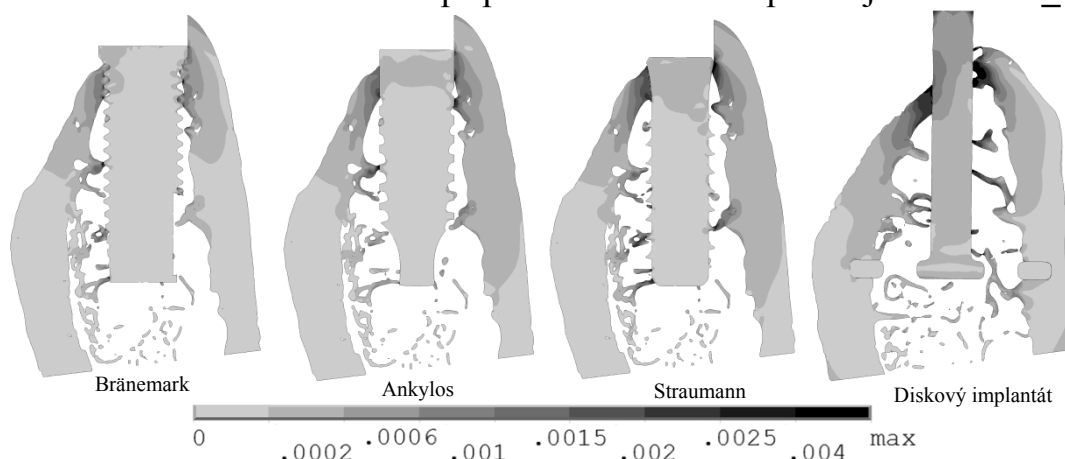


Obr. 22: Prahové hodnoty dle Frostovi hypotézy

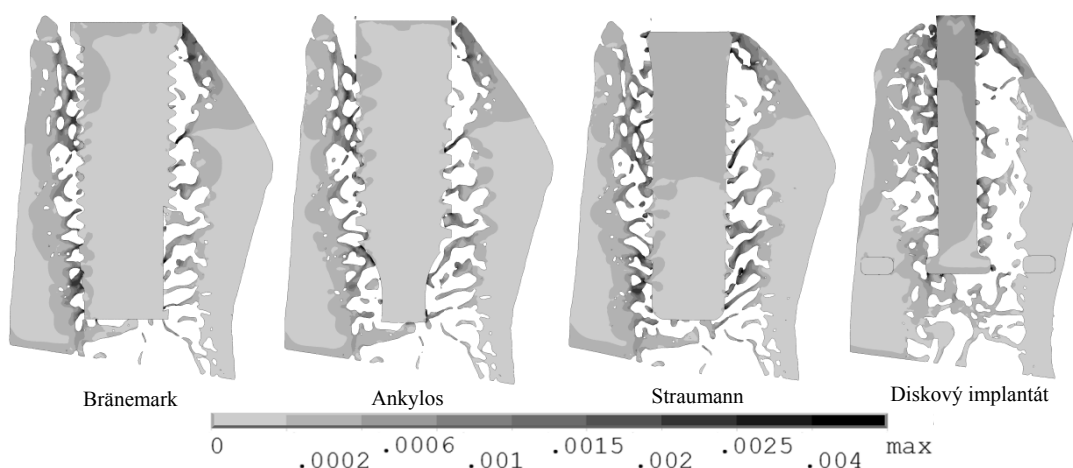
Na obr. 23 a obr. 24 jsou srovnány intenzity přetvoření v kostních tkáních v interakci s řešenými implantáty pro stejné zatížení. Výsledky jsou vykresleny v řezu napříč (koronoapikálním řez) segmentem čelisti. Tato vizualizace výsledků umožňuje lépe nahlédnout do složitého rozdělení přetvoření způsobené složitou geometrickou mikro architekturou kostní tkáně. Intenzita přetvoření je vykreslena pro implantát Bränemark, Ankylos, Straumann a BOI. Škála barev je upravena tak, aby odpovídala rozdělení prahových hodnot přetvoření dle Frosta.

Nejvyšší hodnoty intenzity přetvoření jsou dosahovány v případě varianty **BVF_0.149_0** v kortikální kostní tkáni v místě krčku implantátu. Vrstva kosti okolo implantátu snižuje hodnoty intenzity přetvoření.

V případě varianty **BVF_0.377_0** je kostní tkáň rovnoměrněji namáhaná okolo celého implantátu než v předchozím případě, jak je patrné z izolinií. Stejně jako v předchozím případě vrstva kosti okolo implantátů snižuje namáhání kostní tkáně. Kortikální kostní tkáň není v tomto případě tak celistvá a pevná jako u **BVF_0.149**.



Obr. 23: Intenzita přetvoření [-] – varianta **BVF_0.377_0**

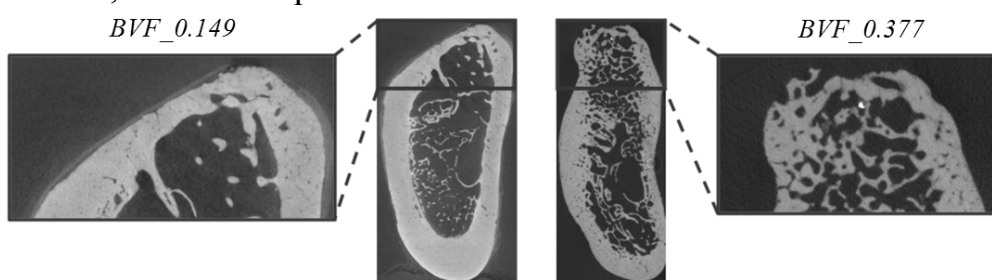


Obr. 24: Intenzita přetvoření [-] – varianta **BVF_0.149_0**

9.4 ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ U MODELŮ NA 3D ÚROVNI

Byly analyzovány čtyři oseointegrované implantáty, u nichž byly zjištěny různé koronoapikální posuvy a rozložení izolinií intenzity přetvoření v kostní tkáni vytvořené na vysoké úrovni respektující trámečkovou architekturu spongiózní kostní tkáně. Výpočtové modely jsou vytvořeny pro dvě varianty hustoty kostní tkáně, ovšem je nutné nahlížet na obě varianty řešení při analýze odděleně, jelikož je podstatný rozdíl v jejich geometrii. Především pak ve tvaru kortikální kostní tkáně.

Výsledky posuvů šroubových implantátů na 3D úrovni ukazují, že v případě nižší hustoty kostní tkáně (model **BVF_0.149**) jsou posuvy menší než v případě vyšší hustoty (model **BVF_0.377**). Tedy zcela opačně než u výsledků z modelů na 2D úrovni, které ukazují, že se snižující se hustotou trámečků (nižším BVF) rostou i posuvy implantátu. Toto je způsobeno modelem geometrie kostních segmentů. V případě **BVF_0.149** je silnější kortikální kost v oblasti krčku implantátu. V modelu **BVF_0.377** je kortikální kost poměrně pórovitá a má spíše trámčitou strukturu (detail v detailech na *obr. 25*), není tak pevná a celistvá jako v modelu **BVF_0.149**. Z tohoto důvodu jsou umožněny větší posuvy implantátu v kostní tkáni s vyšší hustotou, ale značně pórovitou kortikální kostní tkáni.



Obr. 25: Rozdíl ve tvaru kostní tkáně

Nicméně šroubový implantát je v případě vyšší hustoty **BVF_0.377** ve větším kontaktu se spongiózní kostní tkání, což má pozitivní vliv jak na primární stabilitu (bezprostředně po implantaci v průběhu oseointegrace), tak na rozložení namáhání. V případě nižší hustoty **BVF_0.149** se poměrně těžko dosahuje primární stability, vzhledem k tomu, že kost je pouze lokálně připojena ke kortikální kosti a dochází k jejímu přetěžování. Toto vede velice často k selhání spojení implantátu.

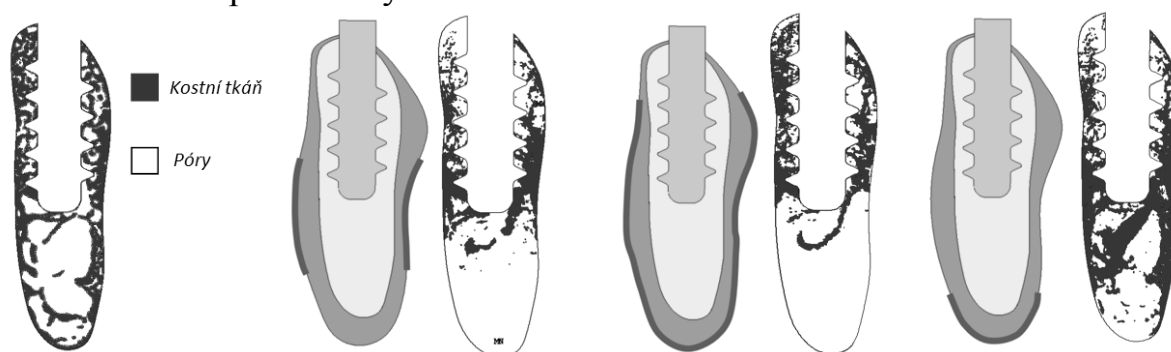
U diskového implantátu, který má diskovou část zavedenou v pevné kortikální kostní tkáni, jsou maximální posuvy dřívku implantátu dvakrát větší než u implantátů šroubových. Což je značně překvapující, jelikož výhodou těchto implantátů oproti šroubovým implantátům je právě kotvení diskové části v kortikální kostní tkáni, která by dle předpokladu měla snižovat jeho posuvy. Příčinou těchto vyšších posuvů je poddajná disková část (tloušťka disku je 0,8 mm) a také malý průměr implantátu (\varnothing 1,8 mm).

10 ÚVODNÍ STUDIE MODELACE A REMODELACE KOSTNÍ TKÁNĚ

V kapitole 4.2.2 je popsán algoritmus remodelace a modelace. Studovat (re)modelaci kostní tkáně výpočtovým modelováním je značně časově náročné a vyžaduje dlouhodobé klinické pozorování, které při řešení této práce nebylo k dispozici. Model geometrie je získán z mikro-CT snímku, z kterého byl vytvořen vnější tvar kostní tkáně kortikální a obdobně i tvar spongiózní kostní tkáně modelované jako netrámčková struktura. Model materiálu respektive vnitřní trámčková architektura byla modelována pomocí CT-čísel (obdobně je vytvořen výpočtový model **CT_B**). V tomto případě byl model materiálu rozdělen na dva intervaly, uzlům v místě, v nichž je kostní tkáň, je předepsán Youngův modul $E =$

13 700 MPa a pórům $E = 5$ MPa, Poissonovo číslo $\mu = 0,3$. Kortikální kostní tkáň byl přiřazen model materiálu $E = 13\,700$ MPa a $\mu = 0,3$ a implantátu $E = 110\,000$ MPa a $\mu = 0,3$. Mezi implantátem a kostní tkání není modelovaný kontakt, ale na rozhraní mají sítě společné uzly (řešen případ zcela oseointegrovaného implantátu). Okrajové podmínky jsou stejné jako v případě modelů vytvořených na 2D úrovni (zatížení silou 36 N a nulové posuvy a natočení na okraji segmentu).

Řešení je provedeno pro různé varianty okrajových podmínek (obr. 26). Jako referenční hodnoty byly použity intenzity přetvoření $\varepsilon_{min} = 0,0002$ a $\varepsilon_{max} = 0,004$. U varianty I a varianty II došlo k úbytku kostní tkáně v basální části segmentu dolní čelisti. U varianty I je vyšší úbytek kostní tkáně i v okolí prvních závitů implantátu. U varianty III došlo naopak k nárůstu kostní tkáně v bazální části kosti čelisti. Je tedy zřejmé, že při řešení (re)modelace kostní tkáně je nutné mít zvolené vhodné okrajové podmínky. V tomto případě je třeba zvážit tvorbu výpočtového modelu na 3D úrovni, u kterého by bylo možné vytvořit okrajové podmínky na vyšší úrovni a zahrnout tak i například ohyb do řešení.



Obr. 26: Výsledné struktury pro různé okrajové podmínky

11 ZÁVĚR

Cílem této studie se zaměřením na řešení dentálních implantátů v interakci s kostní tkání bylo posouzením vlivu snížené hustoty kostní tkáně. Jako efektivní nástroj pro řešení této problematiky je výpočtové modelování. Při zavádění dentálních implantátů nastává nejproblematictější situace právě v případě špatné kvality kostní tkáně, kdy je snížena její densita, která podstatným způsobem ovlivňuje zásadně úspěšnost operace. V teoretické části je podrobně popsán princip a podstata získávání CT/mikro-CT snímků. Zpracování těchto dat umožňuje hodnotit kvantitativně i kvalitativně kostní tkáň. V této práci bylo prezentováno jak kvalitativní, tak i kvantitativní hodnocení kostních tkání na třech různých dolních čelistech.

Řešení problémů výpočtovým modelováním soustavy kosti dolní čelisti s dentálním implantátem, vyžaduje vhodný model. Ten je možné vytvářet na 2D a nebo 3D úrovni. Ze snímků získaných pomocí zobrazovacích zařízení jako jsou CT/mikro-CT je možné vhodným zpracováním rekonstruovat snímaný objekt do digitální podoby, a to buď formou 3D vizualizace nebo formou 3D modelu. Z kvantitativního hlediska jsou pro tvorbu výpočtového modelu vhodnější CT/mikro-CT snímky, jelikož poskytují nejen informaci o tvaru, ale také

o materiálových vlastnostech kostní tkáně. K tomuto účelu byla vypracována metodika a patřičný software v programovém prostředí Matlab (ROI Analysis, CT Data Analysis, STL Model Creator). Pomocí softwaru ROI Analysis a CT Data Analysis je velice snadné provádět jak diagnostiku kostní tkáně, tak i vytvářet výpočtové modely pro FEM analýzy. Pro tvorbu komplikovaných tvarově složitých trámečkových modelů kostních tkání slouží software STL Model Creator.

Výpočtová část práce byla zaměřena na posouzení úrovně výpočtového modelu spongiózní kostní tkáně. Řešena byla jak interakce kost/implantát tedy 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, které byly vynášeny do sloupcových grafů. Z provedené analýzy byly vyvozeny tyto závěry:

- 1) Pro hodnocení mechanických veličin je vhodnější analyzovat ve spongiózní kostní tkáně 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.
- 2) Nehomogenní izotropní model materiálu získaný z CT snímků a přiřazený do elementů MKP sítě není možné používat pro vyhodnocování přetvoření a napětí, protože se na rozhraní vyskytují singularity způsobené rozdílným Youngovým modulem. Proto je nutné vytvářet model přiřazením materiálových charakteristik nepřímo pomocí okrajových podmínek zadáním teploty. Tento způsob umožňuje měnit materiálové charakteristiky napříč elementem.
- 3) Nehomogenní model spongiózní kostní tkáně má na základě měření z CT snímků hustotu (750 HU), tedy přibližně stejnou hustotu jako model trámečkový s objemovým podílem kostní tkáně 56%. Maximální hodnoty napětí a přetvoření jsou zcela rozdílné a model z CT snímků, tedy není pro hodnocení interakce dentálních implantátů s kostní tkání vhodný.
- 4) Obdobně srovnání trámečkového modelu s netrámečkovým vytvořeným na základě vztahů mezi modulem pružnosti a pórovitostí není vhodný pro posouzení interakce implantátů s kostní tkání.

Řešené projekty

Zvyšování úrovně výpočtových modelů v biomechanice – hlavní řešitel

zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2011

Tvorba výpočtových modelů v biomechanice – hlavní řešitel

zahájení: 01.01.2010, ukončení: 31.12.2010

Výukový materiál pro stomatologickou biomechaniku – hlavní řešitel

zahájení: 01.01.2010, ukončení: 31.12.2010

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] ACHOUR, T., MERDJI, A., BACHIR, B., BOUIADJRA, B., SERIER, N., DJEBBAR, N.: Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier, *Materials and Design*, 2011, Vol. 32, p. 282–290
- [2] BAGGI, L., CAPPELLONI, I., DI GIROLAMO, M., MACERI, F., VAIRO, G.: The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, Vol. 100, p. 422-431
- [3] Biomechanika: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz>
- [4] BORÁK, L., MARCIÁN, P., FLORIAN, Z., BARTÁKOVÁ, S., Biomechanical study of disk implants, *Engineering Mechanics*, 2010, Vol. 17, p. 1-12
- [5] CHOU, H. Y., MÜFTÜ, S., BOZKAYA, D.: Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2010, Vol. 104, p. 293-300
- [6] FROST, H. M.: Does bone design intend to minimize fatigue failures? A case for the affirmative, *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 2000, Vo. 18, p. 278-282
- [10] JANÍČEK, P.: Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky, Akademické nakladatelství CERM, Brno, 2007, ISBN 978-80-214-3544-5
- [11] LEKHOLM, U., ZARB, G. A.: Patient selection and preparation. In: Branemark, P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*, Chicago, Quintessence, 1985, Vol. 1, p. 199-209
- [12] MARTIN, R., BURR, D.: Structure, function, and adaptation of compact bone. New York: Raven Press, 1989, Vol., p. 275
- [13] NATALI, A. N., CARNIEL, E. L., PAVAN, P. G.: Modelling of mandible bone properties in the numerice analysis of oral implant biomechanics, *Computer methods and programs in biomedicine*, 2010, Vol. 1, p. 158–165
- [14] NATALI, A. N.: Dental biomechanics, CRC Press, 2003, ISBN 0415306663.
- [15] O'MAHONY, A. M., WILLIAMS, J. L., SPENCER, P.: Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading, *Clin Oral Implants Research*, 2001, Vol. 12, p. 648-657
- [16] PRÁŠILOVÁ, E.: Význam zobrazovacích metod při tvorbě výpočtového modelu v biomechanice, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 53 s. (2012).
- [17] RHO, J. Y., HOBATHO, M. C., ASHMAN, B. R.: Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone, *Medical Engineering & Physics*, 1995, Vol. 17, p. 347-355
- [18] RUNGSIYAKULL, CH., LI, Q., LI, W., APPELYARD, R., SWAIN, M.: Effect of Fully Porous-Coated (FPC) Technique on Osseointegration of Dental Implants, *Advanced Materials Research*, 2008, Vol. 32, p. 189-192
- [19] TURNER, C., H., RHO, J., TAKANO, Y., TSUI, T., Y., PHARR, G., M.: The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques, *Journal of Biomechanics*, 1999, Vol. 32, p. 437–441
- [20] WEINANS, H., HUISKES, R., GROOTENBOER, H.J.: The behavior of adaptive bone-remodeling simulation-models, *Journal of Biomechanics*, 1992, Vol. 25, p. 1425–1441.
- [21] YANG, J., XIANG, H. J.: A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone, *Journal of Biomechanics*, 2007, Vol.40, p. 2377–2385

SEZNAM VYBRANÝCH VLASTNÍCH PRACÍ VZTAHUJÍCÍCH SE K TÉMATU DISERTAČNÍ PRÁCE

- [22] FUJIKI, K.; AOKI, K.; MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; HUDIEB, M.; OHYA, K.; IGARASHI, Y.; WAKABAYASHI, N., The influence of mechanical stimulation on osteoclast localization in the mouse maxilla: bone histomorphometry and finite element analysis, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2012, in press, Doi: 10.1007/s10237-012-0401-z, ISSN: 1617-7959.

- [23] PRÁŠILOVÁ, E.; MARCIÁN, P.; DAVID KRPALEK, KAMIL ŘEHÁK, RADOMÍR MALINA, VERONIKA KONEČNÁ, Comparative Study of Mechanical Properties of Bone Tissue Based on the CT and the μ CT Slices, *Applied Mechanics and Materials Journal*, 2012, in press, ISSN: 1660-9336.
- [24] MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; BARTÁKOVÁ, S.; KONEČNÝ, O.; NAVRÁTIL, P. Biomechanical study of the bone tissue with dental implants interaction, *Applied and Computational Mechanics*, 2012, roč. 2011, č. 2, s. 173-186. ISSN: 1802- 680X.
- [25] MARCIÁN, P.; MAJER, Z.; FLORIAN, Z.; DLOUHÝ, I. Stress Strain Analysis of High Porous Ceramics. *Advanced Materials Research*, 2012, roč. 482- 484, č. 1, s. 1330-1333. ISSN: 1022- 6680.
- [26] MARCIÁN, P.; MAJER, Z.; FLORIAN, Z.; DLOUHÝ, I. Estimation Of Local Mechanical Properties Of Highly Porous Ceramic. *Chemické listy*, 2012, in press, ISSN: 0009- 2770.
- [27] MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z. On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct. In *MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing*. 1. Brno: Brno University of Technology, 2011. s. 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0. ISSN: 1803-3814.
- [28] MARCIÁN, P.; MAJER, Z.; ŘEHOŘEK, L.; FLORIAN, Z.; DLOUHÝ, I. Chapter 47: Estimation of the properties porous structures by experiment and modelling. In *DAAAM International Scientific Book 2011*. 10. Vienna: *DAAAM International Vienna*, 2011. s. 573-584. ISBN: 978-3-901509-84- 1.
- [29] BORÁK, L.; MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z.; BARTÁKOVÁ, S. Biomechanical Study of Disk Implants, Part I. *Engineering Mechanics*, 2010, roč. 17, č. 1, s. 49-60. ISSN: 1802- 1484.
- [30] MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z.; BORÁK, L.; KRPALEK, D.; VALÁŠEK, J. Biomechanical Study of Disk Implants, Part II. *Engineering Mechanics*, 2010, roč. 17, č. 2, s. 111-121. ISSN: 1802- 1484
- [31] VALÁŠEK, J.; MARCIÁN, P.; KRPALEK, D.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; KONEČNÝ, O. Material Properties of Bone Tissue Obtained from CT for Biomechanics Purposes. In *MENDEL 2010. Mendel Journal series*. MENDEL. Brno: BUT FME Brno, 2010. s. 483-490. ISBN: 978-80-214-4120- 0. ISSN: 1803- 3814.

Přehled publikačních aktivit k datu odevzdání dizertační práce

	Publikováno, přijato k publikaci
Impaktovaný časopis	2
Recenzovaný časopis	11
Sborník mezinárodní konference	7
Sborník tuzemské konference	10

CURRICULUM VITAE

Jméno a příjmení: Petr Marcián

Datum narození: 19. prosince 1983

Národnost: česká

Adresa: Výšovice 136, 798 09 Vřesovice

E-mail: marcianp@seznam.cz

VZDĚLÁNÍ:

- 2008 - dosud probíhající doktorské studium na Fakultě strojního inženýrství VUT v Brně obor: Inženýrská mechanika
téma disertační práce: Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáň
- 2003 – 2008 magisterské studium na Fakultě strojního inženýrství VUT
obor: Aplikovaná mechanika
téma diplomové práce: Deformačně napěťová analýza čelisti se zubním implantátem BOI
- 1999 – 2003 Střední průmyslová škola a střední odborné učiliště Prostějov

PRACOVNÍ ZKUŠENOSTI:

- 2001 - 2001 Dystiff s.r.o. – zpracování výkresové dokumentace do elektronické podoby
- 2003 - 2008 Ing. Prokop Zdeněk – projekční kancelář, Style studio – ing. Arch. Petr Gottwald, projekční práce a tvorba výkresové dokumentace
- 2011 - dosud technicko-hospodářský pracovník na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
- 2012 - dosud odborný asistent na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

ODBORNÁ ČINNOST:

- Navrhovatel a spolu-navrhovatel tří schválených juniorských projektů specifického výzkumu na FSI VUT v Brně a jednoho projektu FRVŠ
- Vyzvaná přednáška na Technical University of Tampere a na University of Tampere
- Aktivní účast na mezinárodních konferencích:
 - o International Conference on Mechanical and Aerospace Engineering (ICMAE 2012) - Paříž
 - o Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2012 (CMBBE 2012) - Berlín
 - o SkyScan User Meeting 2011 - Belgie

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá problematikou z oblasti dentální implantologie, v níž se při zavádění dentálních implantátů vyskytuje řada problémů. Základním problémem při aplikaci implantátu je kvalita kostní tkáně, která podstatně ovlivňuje její deformaci, napjatost a možnost následného selhání implantátu. Znalosti mechanických vlastností kostní tkáně čelisti a čelisti s aplikovaným implantátem mohou významně ovlivnit predikci selhání dentálních implantátů. V případě mechanické interakce je možné ji popsat veličinami určujícími deformaci a napjatost řešené soustavy. Proto bylo využito pro řešení výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků. K biomechanickému posouzení selhání implantátu, zahrnujícímu kvalitu kostní tkáně, je nutné vytvořit výpočtový model řešené soustavy na vysoké rozlišovací úrovni. Za tímto účelem bylo nutné provést biomechanickou studii, která podstatně v této práci rozšířila okruh řešených problémů. V práci je prezentována metodologie jak provádět posouzení kvality kostní tkáně, do níž má být implantát zaveden, tak i posouzení jejich vzájemné interakce. Výsledky potvrzují nutnost vytvářet výpočtové modely kostní tkáně na vysoké rozlišovací úrovni včetně jejich složité trámčkové architektury. V práci je popsána tvorba výpočtového modelu z dat pořízených na mikro-CT zařízení. Dále byl vytvořen výpočtový model trámčité struktury na 3D úrovni s dentálním implantátem a provedena deformačně napěťová analýza. Poslední část práce je věnována úvodní studii modelace a remodelace kostní tkáně.

ABSTRACT

This work deals with problem of dental implant area, where there are many problems at the dental implants application. The essential issue is the bone tissue quality at implant application, which significantly influences its deformation, tension and the possibility of subsequent implant failure. The knowledge of bone tissue mechanical properties of mandible and mandible with applied implant can significantly affect prediction of dental implant failure. The mechanical interaction can be described by variable determining deformation and tension of solved system. For this reason the computational modeling by using Finite Element Method was used for solving given problem. The computational model creation of solved system on the high resolution level is necessary for biomechanical assessment of implant failure, including bone tissue quality. For this purpose the biomechanical study was performed, which significantly spreads range of solved problem in this work afterwards. In this work the methodology, which describes assessment of bone tissue quality where the implant should be applied as well as mutual interaction, is presented. The results confirm necessity of bone tissue computational models creation on high resolution level including complex trabecular architecture. In this work the creation of trabecular structure computational model from data gained on micro-CT device is described. Further, the trabecular structure computational model was created on the 3D level with dental implant and the stress strain analysis was performed consequently. The last part of this work deals with introductory study of bone tissue modeling and remodeling.