



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

BIOMECHANICKÁ STUDIE ZUBNÍCH IMPLANTÁTŮ PRO SNÍŽENOU DENSITU KOSTNÍ TKÁNĚ

BIOMECHANICAL STUDY OF TOOTH IMPLANTS FOR LOW DENSITY BONE

DIZERTAČNÍ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. PETR MARCIÁN

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2012

Motto:

Arthur Mellen Wellington

"... engineering is the art of doing that well with one dollar which any bungler can do with two after a fashion."

The Economic Theory of Railway Location (1891)

„Inženýrství je umění vytvořit za jeden dolar to, co jinak každý břídil zvládne za dva.“

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 trámečkové 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.

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, Image Devices, Image Processing

Bibliografická citace:

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

Čestné prohlášení

Tímto prohlašuji, že disertační práci jsem vypracoval sám pod vedením Ing. Zdeňka Floriana, CSc. s využitím vlastních znalostí a použité odborné literatury.

Petr Marcián, Brno, září 2012

.....

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl srdečně poděkovat svému školiteli Ing. Zdeňku Florianovi, CSc., především za jeho ochotu a trpělivost při četných diskuzích při řešení všech problémů a to nejen týkajících se dizertační práce.

Můj velký dík patří kolegům Ing. Liborovi Borákovi, Ph.D. Ing. Jiřímu Valáškoví, Ing. Zdeňku Majerovi, Ph.D. a Ing. Petru Navrátilovi za rady a jejich drahocenný čas při řešení této práce a především pak Ondřeji Konečnému za trpělivost při neustálých změnách během zpracování software.

Na místě je také nutné poděkovat za zajímavé podměty a návrhy vyplývající ze zahraniční spolupráce doktoru Janu Wolffovi a jeho týmu z Finska a doktoru Noriukymu Wakabayashimu a jeho spolupracovníkům z Japonska.

Dále bych chtěl poděkovat svým nejbližším a rodině, především přítelkyni Heleně.

Obsah

1. Úvod	19
1.1 Historie a současnost implantologie	19
2. Popis problémové situace	21
3. Formulace problému a cílů řešení	23
4. Rešerše - současný stav řešené problematiky	25
4.1 Publikace zaměřené na výpočtové řešení a deformačně-napětovou analýzu	25
4.1.1 Model geometrie	25
4.1.2 Model materiálu	25
4.1.3 Model vazeb a zatížení	26
4.2 Publikace zabývající se remodelací kostní tkáně	26
4.3 Publikované práce zaměřené na experimentální řešení	27
4.4 Shrnutí	27
5. Analýza řešené soustavy	29
5.1 Soustava čelist – zuby (fyziologická soustava)	29
5.2 Soustava čelist – implantáty (soustava po implantaci)	29
6. Systém podstatných veličin z hlediska deformačně napětové analýzy	31
7. Základy stomatologické anatomie související s řešenou problematikou	33
7.1 Kost: dolní a horní čelist	34
7.1.1 Hustota kosti – kostní densita	35
7.1.2 Mechanické vlastnosti kostní tkáně lidské čelisti	40
7.1.2.1 Kortikální kostní tkáň	40
7.1.2.2 Spongiozní kostní tkáň	40
7.1.2.3 Lineární elastický model materiálu kostních tkání	41
7.1.2.4 Trámečkový model materiálu kostních tkání	43
7.2 Kost: modelace a remodelace kostní tkáně	44
7.2.1 Mechanostat (hypotéza) - Frost: regulace zpětnou vazbou	46
7.2.2 Modelace a remodelace	48
7.3 Nervy a cévy	50
7.4 Svaly	50
7.4.1 Svalová aktivita - skus	51
8. Popis zubních (dentálních) implantátů	53
8.1 Rozdělení implantátů	53
8.2 Popis nitrokostního implantátu	55
8.3 Šroubové implantáty	55

8.4	<i>Materiál implantátů</i>	56
8.4.1	<i>Nanostrukturní titan</i>	57
8.5	<i>Povrch implantátu</i>	57
8.6	<i>Zavedení implantátu</i>	58
8.7	<i>Selhání a úspěšnost implantátů</i>	59
8.7.1	<i>Porušení implantátu</i>	60
8.8	<i>Spojení kostní tkáně s implantátem - oseointegrace</i>	61
9.	Počítačová tomografie CT (computer tomography)	65
9.1	<i>Mikro-CT zařízení</i>	66
9.2	<i>Postup vytváření obrazu</i>	66
9.3	<i>DICOM - metadata</i>	67
9.4	<i>Hounsfieldovy jednotky HU (Hounsfield units)</i>	68
9.5	<i>Měření kvality (hustoty) spongiózní kostní tkáně v dolní čelisti</i>	69
10.	Výběr metody řešení	75
11.	Výpočtový model	77
11.1	<i>Výpočtový model vytvořený na 2D úrovni</i>	77
11.1.1	<i>Model geometrie</i>	77
11.1.1.1	<i>Model geometrie dolní čelisti ve fyziologickém stavu</i>	78
11.1.1.2	<i>Model geometrie dolní čelisti s aplikovaným implantátem</i>	78
11.1.2	<i>Model materiálu</i>	79
11.1.3	<i>Model vazeb a zatížení</i>	82
11.2	<i>Výpočtový model vytvořený na 3D úrovni</i>	82
11.2.1	<i>Model geometrie</i>	83
11.2.1.1	<i>3D model geometrie - skener ATOS</i>	83
11.2.1.2	<i>3D model geometrie - segmentace CT/MRI snímků</i>	84
11.2.2	<i>Trojrozměrný model geometrie trámčité kostní tkáně</i>	86
11.2.2.1	<i>Experimentální pořízení snímků kostní tkáně</i>	87
11.2.3	<i>Trojrozměrný model segmentu dolní čelisti s implantátem</i>	89
11.2.4	<i>Model materiálu</i>	92
11.2.5	<i>Model vazeb a zatížení</i>	93
12.	Prezentace a analýza dosažených výsledků	95
12.1	<i>Prezentace a analýza soustavy kost/zub/implantát na 2D úrovni</i>	95
12.1.1	<i>Prezentace výsledků fyziologického stavu (zub/kost)</i>	95
12.1.2	<i>Prezentace výsledků soustavy s implantátem (implantát/kost)</i>	97
12.1.3	<i>Prezentace výsledků spongiózní kostní tkáně s netrámečkovou strukturou</i>	99

12.1.4	<i>Analýza dosažených výsledků u modelů na 2D úrovni</i>	101
12.2	<i>Prezentace a analýza výsledků trámčité struktury na 3D úrovni.....</i>	104
12.2.1	<i>Prezentace a analýza výsledků vzorku spongiózní kostní tkáně.....</i>	104
12.2.1	<i>Prezentace výsledků soustavy kost/implantát</i>	105
12.2.2	<i>Analýza dosažených výsledků u modelů na 3D úrovni</i>	110
13.	Úvodní studie modelace a remodelace kostní tkáně.....	113
13.1	<i>Výpočtové modely</i>	113
13.2	<i>Řešení</i>	113
13.3	<i>Prezentace a analýza výsledků</i>	115
13.3.1	<i>Vliv referenčních hodnot na (re)modelaci kostní tkáně</i>	115
13.3.2	<i>Vliv okrajových podmínek na (re)modelaci kostní tkáně.....</i>	116
13.4	<i>Zhodnocení</i>	117
14.	Závěr	119
14.1	<i>Náměty k dalšímu řešení</i>	120
15.	Tvůrčí činnost.....	121
15.1	<i>Publikace</i>	121
15.2	<i>Tvůrčí aktivity</i>	123
15.3	<i>Projekty</i>	124
16.	Literatura	125
16.1	<i>Odborné články.....</i>	125
16.2	<i>Knihy.....</i>	131
16.3	<i>Dizertační, diplomové a závěrečné práce</i>	132
16.4	<i>Internetové odkazy a ostatní.....</i>	133
17.	Použité symboly.....	135
17.1	<i>Přehled řešených variant modelů spongiózní kostní tkáně</i>	135
18.	Seznam tabulek a obrázků	137
18.1	<i>Seznam tabulek</i>	137
18.2	<i>Seznam obrázků</i>	137
19.	Přílohy	141
19.1	<i>2D netrámečkový model spongiózní kostní tkáně</i>	141
19.2	<i>Deformačně - napěťová analýza porézní keramické struktury.....</i>	142

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.

Stav chrupu významně ovlivňuje péče o chrup a správná životospráva. Přes veškerou péči nelze onemocnění vyloučit, což se projevuje tím, že u více jak 50% populace ve věku nad 40 let nastává problém se ztrátou zubu.

Již zmiňované změny ve společnosti se významně dotkly i úrovně vybavení stomatologických pracovišť a sortimentu produktů souvisejících s péčí o chrup. Stomatologická pracoviště jsou komplexně vybavena moderní technikou a mají možnost používat nejnovější dentální materiály. To umožňuje jednak zavádění nových efektivnějších a šetrnějších postupů, ale také provádění složitějších a náročnějších zákroků a rozvoj moderních oblastí stomatologie, mezi které patří i dentální implantologie.

Dentální implantologie se zabývá zavedením náhrady chybějících zubů do kostní tkáně horní nebo dolní čelisti [203], [211], [225], [230]. 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.

1.1 Historie a současnost implantologie

První nálezy primitivních implantátů jsou z období neolitu 5000 let př. n. l. (Obr. 1.1). Čelist byla objevena roku 1954 ve městě Canrobert 70 km jihovýchodně od Constantine (dnešní Qacentino v Alžírsku). Pomocí testů bylo určeno stáří nálezu na 7000 let [265].



Obr. 1.1: Dolní čelist s primitivní náhradou s období neolitu [265].

Další nálezy primitivních dentálních implantátů pocházejí ze starého Egypta, kde se tehdejší chybějící zuby pokoušeli ranhojiči nahradit čepy ze slonoviny, případně se zaváděly kousky mušlí do čelisti [230]. Mezi archeologickými nálezy z roku 600 n. l. na mayském pohřebišti byl i fragment dolní čelisti 25leté ženy s třemi nahrazenými zuby vyrobenými z lastur. U všech těchto nálezů rentgenové a CT vyšetření prokázalo, že kolem náhrady došlo k obnovení a růstu kosti, což svědčí o obnově chrupu během života, avšak tyto velice jednoduché náhrady nelze považovat za implantáty.

První vědecké práce zabývající se stomatologií jako samostatným oborem se objevují v Evropě v 18. století. V tomto období se začaly používat i první zubní protézy vyrobené ze slonoviny a ušlechtilých kovů (zlato, stříbro). Později se objevují protézy vyrobené například z porcelánu nebo plastu. Často se objevují i případy, kdy byl použit jako náhrada zub. Jednalo se o primitivní transplantaci, která byla zpravidla neúspěšná. Chyběly hlubší znalosti z řady lékařských oborů, především imunologie. V dnešní době se transplantace zubů provádí především u rostoucích pacientů [24].

Nejznámější osobností 18. století, která nosila zubní protézu, byl první americký prezident George Washington (Obr. 1.2). Jeho stomatolog mu vytvářel náhrady přímo na míru. Prezident s oblibou popíjel červené víno, proto měla protéza (Obr. 1.3) načervenalou barvu (ukládal dokonce protézu na noc do vína, aby měla lepší chuť). Zubní protézy v této době byly značně nedokonalé, tudíž bylo prezidentovi špatně rozumět. Za svůj chrup se styděl, z tohoto důvodu se na žádném dochovaném portrétu neusmívá.



Obr. 1.2: George Washington [264].



Obr. 1.3: Zubní protéza z 18. století [264].

O dentální implantologii se začíná mluvit začátkem 19. století. Její vznik je podmíněn rozvojem přírodních věd. Za průkopníka implantologie je považován Magiollo (1809) a jeho následovníci, kteří používali ke zhotovení implantátů zlato, slonovinu případně porcelán. Tyto pokusy nekončily úspěšně.

Moderní vývoj protetické stomatologie probíhá zhruba od poloviny 20. století, jde ruku v ruce s bouřlivě se rozvíjející technikou. Nabízí velké množství náhrad, které vrací člověku plnohodnotný úsměv (díky tomu miliony lidí nemusí mít tak strnulý výraz, jaký míval první americký prezident). Zásadní průlom a nejvýznamnější přelom v implantologii byl rok 1952, kdy švédský doktor Per-Ingvar Bränemark (Obr. 1.4) zjistil a prokázal biokompatibilní vlastnosti povrchu titanových implantátů. Jev, při němž roste kost do povrchu implantátu, nazval oseointegrací [200] a vymezil tak základní směr, kterým se dentální implantologie ubírá dodnes. Tento princip objevil zcela náhodně při studiu krevních buněk na rozhraní mezi implantátem a kostí. Navrhl nový typ implantátu, který byl oficiálně přijat v roce 1982, a současně byla stanovena první pravidla pro hodnocení implantátů. Implantáty firmy Bränemark (Obr. 1.5) patří na světovém trhu k bezkonkurenčně nejprodávanějším a stomatologové s nimi dosahují největších úspěchů.



Obr. 1.4: Per-Ingvar Bränemark [262].



Obr. 1.5: Dentální implantáty Bränemark [277].

V současné době je na našem i světovém trhu mnoho typů a druhů dentálních implantátů lišících se tvarem, povrchem, složitostí implantace a cenou. Existují i specializovaná centra, vybavená moderním zařízením, sloužící jak k diagnostice, tak i k následnému klinickému pozorování po provedení zákroku. Důležitou roli rozhodující o úspěšnosti implantace hraje zkušenost chirurga (implantologa), který rozhoduje o řešení na základě zdravotního stavu pacienta. Přestože úspěšnost dentálních implantátů se v současnosti pohybuje kolem 95% [95], [166], nelze jednotlivé faktory, podílející se na úspěšné léčbě, podceňovat a je třeba dále pracovat na zlepšování vlastností implantátů, implantačních technik, instrumentária a postupů při obnově a zvyšování hustoty kostní tkáně.

I když tato práce se věnuje především zubním implantátům, je nutné si uvědomit, že dentální implantáty nejsou vhodným řešením pro každého pacienta. Proto „klasická“ zubní protetika musí být i dnes schopná nabídnout řešení, které je plně vyhovující jak z pohledu dlouhodobé funkce, tak i estetiky.

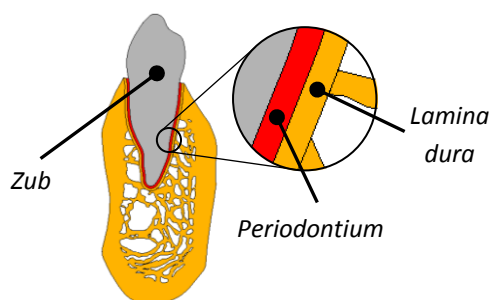
2. Popis problémové situace

Zuby jsou v horní a dolní čelisti zavěšeny na mikroskopických drobných závěsných (parodontálních) vláknech a jejich uložení je pružné (Obr. 2.1). Implantáty jsou v kosti oseointegrované [3], kost je přímo vrostlá do mikronerovností implantátu. Ve valné většině případů se zavádí do alveolárního hřebene horní i dolní čelisti (Obr. 2.2).

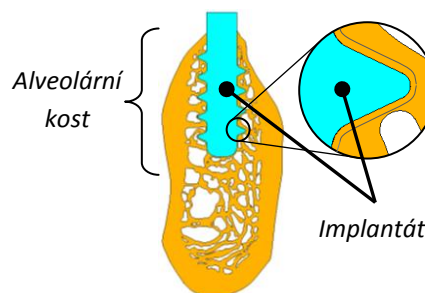
Výzkum, vývoj, výroba a aplikace dentálního implantátu je mezioborový proces, na kterém se vedle lékařských oborů podílí i řada technických oblastí. Vlastní rozměšňování potravy je mechanický, deformačně-porušovací proces s intenzivním silovým působením, které klade vysoké nároky na všechny prvky žvýkací soustavy. Proto jedním z možných důvodů selhání dentálního implantátu je velikost intenzity mechanického namáhání a to jak kostní tkáně, tak vlastního implantátu. Vzhledem k tomu, že implantát je technické dílo navržené a vyrobené člověkem, je možné navrhnout implantát nový, lépe odolávající mechanickému namáhání. Podstatně větší problémy souvisí s namáháním kostní tkáně.

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 starších lidí, kteří jsou často postiženi ztrátou části, případně celého chrupu, se můžeme setkat s chorobným úbytkem kostní tkáně [225], 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.



Obr. 2.1: Fyziologický stav – soustava se zubem.



Obr. 2.2: Stav po implantaci – soustava s dentálním implantátem.

3. Formulace problému a cílů 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. Rešerše - současný stav řešené problematiky

Výzkumem dentálních implantátů se zabývá řada pracovišť a vývojových center. Jedná se o velice atraktivní a moderní oblast, která má vysoký technicko-hospodářský význam. Vědeckých prací a článků z oblasti stomatologické biomechaniky je velké množství. Pro význam této práce jsou vybrány ty nejdůležitější studie. Rešerše týkající se konkrétních prvků řešené soustavy jsou uvedeny v jednotlivých kapitolách. Publikované práce týkající se dané problematiky lze rozdělit podle různých hledisek a kritérií. Základní dělení je do dvou kategorií: publikace zabývající se výpočtovým modelováním a publikace týkající se experimentálního modelování.

4.1 Publikace zaměřené na výpočtové řešení a deformačně-napěťovou analýzu

Výpočtové modelování mechanické interakce dentálních implantátů s kostní tkání je velice efektivní. Mezi světově nejznámější autory zabývajícími se stomatologickou biomechanikou patří bezsporu Profesor Arturo Natali. Ve své knize „*Dental Biomechanics*“ (2003) [228] se zabývá komplexní tvorbou výpočtových modelů čelisti, zubů a dentálních implantátů a kniha obsahuje řadu cenných teoretických informací a je vhodným zdrojem pro studiu tvorby výpočtového modelu. Ty jsou rozděleny na dílčí modely geometrie, materiálu, vazeb a zatížení.

4.1.1 Model geometrie

Nejčastěji se v publikovaných pracích vyskytuje model geometrie kostí získaný z CT snímků (Kršek (2001) [92], Ichim (2006) [75], Rungsiyakull (2008) [154]) méně často pak vytvořený pomocí 3D skenerů (Borák (2010) [13], Kubiček (2004) [93], Marcián 2010 [112]). Při řešení interakce zubů a dentálních implantátů s kostní tkání většina autorů vytváří z důvodů značné hardwarové náročnosti pouze segment dolní čelisti s dostatečně velkým okolím. Nejčastěji jsou řešeny samostatně zuby s periodontiem (případně část chrupu), samostatný implantát nebo kombinace implantátu se zubem v kosti čelisti (Achour (2011) [1], Baggi (2008) [11], Borák (2010) [13], Chou (2010) [28], Huang (2010) [70], Lin (2010) [102], Lin (2010) [104], Natali (2010) [127], Rungsiyakull (2008) [154], Saab (2007) [155], Schmidt (2009) [157], Yang (2009) [194]). Typické pro všechny tyto práce je, že spongiózní kostní tkáně jsou modelovány jako plné netrámčkové struktury a není řešena složitá struktura a architektura trámčkové spongiózní kostní tkáně. Autoři tento deficit nahrazují předepsáním modelu materiálu, kterým nahrazují odpovídající pórovitosti spongiózní kostní tkáně.

Vytvořit model geometrie trámčkové struktury vyžaduje snímky ze zařízení mikro-CT. Z něj lze dostat informace na vysoké rozlišovací úrovni. Jako první se zabýval tvorbou modelu geometrie a následně výpočtového modelu Rietberger (1995) [149]. V současné době se jedná o vysokou úroveň výpočtových biomechanických modelů a modely řešící interakci dentálních implantátů a zubů s kostní tkání na této rozlišovací úrovni jsou dosud minimálně publikovány.

Mezi první autory, kteří vytvářeli model geometrie z mikro-CT snímků při řešení problému z oblasti stomatologické biomechaniky, byl Takady (2006) [170]. Vytvořil výpočtový model segmentu dolní čelisti v oblasti přechodu corpusu a ramusu, na nichž zkoumal vliv zarostlé stoličky na případnou zlomeninu dolní čelisti. Výpočtový model horní čelisti se zubem na mikroúrovni vytvořil Nomoto (2006) [131] a řešil fyziologický stav chování zubu v kosti. Matsunaga (2008) [119] vytvořil model geometrie zavedených dentálních implantátů v segmentu dolní čelisti. Zajímavostí je, že implantáty byly v čelisti oseointegrované 15 let. Řešení interakce dentálního implantátu s trámčkovou strukturou (segment prasečí dolní čelisti) prezentoval také Limbert (2010) [99], který se zabýval mikropohyby mezi implantátem a kostní tkání.

4.1.2 Model materiálu

V publikovaných článcích je nejčastěji používaným modelem materiálu kostních tkání izotropní, homogenní, lineárně pružný model materiálu, méně často se objevuje model materiálu ortotropní

a anizotropní (Achour (2011) [1], Baggi (2008) [11], Borák (2010) [13], Chou (2010) [28], Huang (2010) [70], Lin (2010) [102], Lin (2010) [104], Natali (2010) [127], Rungsiyakull (2008) [154], Saab (2007) [155], Schmidt (2009) [157], Yang (2009) [194]). Charakteristiky těchto materiálů jsou zjišťovány experimentálně (viz kapitola 7.1.2) a velice často se zavádí pojem „zdánlivé mechanické vlastnosti“.

V současné době se velice často využívají jako vstupních dat při tvorbě modelu materiálu CT snímků. Na základě obrazové analýzy je možné určit hustotu kostních tkání a pomocí korelačních vztahů vytvořit model materiálu (Lin (2009) [104], Shefelbine (2005) [165], [78]), Natali (2003) [228], Alvarez (2009) [6], O'Mahony (2003) [202], Cowin (2001) [136] (viz kapitola 7.1.2).

Aktuálním tématem je problematika určování materiálových charakteristik kostních tkání na mikro úrovni. Rietberger (1995) [149] uvádí, že mechanické vlastnosti spongiózní kosti jsou na mikro úrovni podstatně nižší pro spongiózní kostní tkáň než pro kortikální. Autoři Rho (1998) [146] a Turner (1999) [182] došli k závěru, že obě kostní tkáně jsou na mikroúrovni stejné. V České Republice se problematikou tvorby výpočtového modelu spongiózní kostní tkáně na mikro úrovni jako první zabýval Jiroušek (2011) [84]. Svými experimenty pomocí nanoindentačních zkoušek se také zabýval materiálými charakteristikami spongiózní kostní tkáně a přibližuje se k závěru předchozích autorů, že kost kortikální i spongiózní na mikro úrovni jsou si velice z mechanického hlediska podobné.

4.1.3 Model vazeb a zatížení

Jak bylo uvedeno, velice často se při výpočtovém řešení mechanické interakce mezi kostí a implantátem modeluje pouze segment čelisti. Je tedy nutné předepsat této soustavě vhodné okrajové podmínky. Ve všech případech se předepisují nulové posuvy a natočení na vnější okraj segmentu např. Achour (2011) [1], Natali (2010) [127], Rungsiyakull (2008) [154], Saab (2007) [155], Schmidt (2009) [157], Yang (2009) [194].

K mechanické interakci mezi kostní tkání a implantátem dochází při rozměňování potravy. Zatížení vznikající při kousání a nejčastěji publikované při výpočtovém řešení se pohybuje v rozmezí 100 – 350 N. V publikacích se nejčastěji uvádí silové zatížení v axiálním (koronoapikálním) směru implantátu Borák (2010) [13], Natali (2010) [127], Lin (2010) [102], Rungsiyakull (2008) [154], Saab (2007) [155]. Méně často se objevuje síla aplikovaná pod úhlem Chou (2010) [28] a Yang (2009) [194]. Vliv sil působících ve všech třech směrech použili autoři Achour (2011) [1], Baggi (2008) [11], Huang (2010) [70], Lin (2010) [104]. Podrobnější rozbor silového působení je uveden v kapitole 7.4.1.

Vlastní interakce mezi kostní tkání a implantátem je nejčastěji modelována pomocí kontaktu, u kterých se mění typ použitého algoritmu (BONDED, FRICTIONAL, NOSEPARATION) Natali (2003) [228], [212].

4.2 Publikace zabývající se remodelací kostní tkáně

Při řešení interakce dentálních implantátů s kostní tkání je aktuálním tématem remodelace kosti. Pomocí MKP je možné simulovat změnu hustoty kostní tkáně v okolí implantátu. Touto tematikou se nejvíce zabývají autoři Lin (2009) [102], Li (2011) [97], Chou (2010) [28], Lin (2010) [104], Lian 2010 [98], Mellal (2004) [122], Akca (2006) [2], Li (2007) [96], Reina (2007) [144], Chou (2008) [27]. Všichni vychází ve svých výpočtech z modelu geometrie kostní tkáně s netrámečkovou strukturou a z Mechanostat Frostovy hypotézy (viz kapitola 7.2.1) Ichim (2006) [75].

Na ÚMTMB (Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky) byla jako první práce z oblasti stomatologické biomechaniky řešena mechanická interakce dentálních implantátů ve spolupráci s fakultní nemocnicí u Sv. Anny, Bartáková (2002) [12] a později v rámci spolupráce byla úspěšně řešena a obhájena řada diplomových prací Petřílková (2008) [246], Školník (2008) [251], Marcián (2008) [243], Hamerníková (2009) [239]. Analýzy jsou zaměřeny na hodnocení implantátů, kdy jsou analyzovanou veličinou hodnoty redukováného napětí a srovnávají se různé typy dentálních implantátů. Kostní tkáň jsou hodnoceny pomocí buď hlavních napětí, kde se zjišťuje tahový nebo tlakový charakter v okolí implantátu, nebo je analyzovanou veličinou přetvoření.

4.3 Publikované práce zaměřené na experimentální řešení

Experimentální řešení interakce kostní tkáně se zavedeným implantátem je podstatně složitější z důvodu získání vhodných experimentálních vzorků. Z etických důvodů není možné provádět experimenty na živých lidech. První, kdo prováděl experimenty posuzující interakci dentálních implantátů s kostní tkání a dosáhl významných objevů, byl Bränemark (1952) [15]. Prováděl experimenty na psech a králících a objevil jev, který později označil jako oseointegrace viz kapitola 8.7.1. Cílem jeho práce bylo posoudit chování cizího předmětu v kostních tkáních tak, aby jej okolní kostní tkáň „přijala“. Po více než 10 letech experimentů zavedl první implantát do člověka v roce 1965. Zajímavostí je, že tento pacient zemřel v roce 2005 s plně funkčním 40 let používaným Bränemarkovým implantátem [223].

Z dalších autorů, kteří se zabývali obdobně jako Bränemark chováním implantátů v kostních tkáních, je možné jmenovat například Cordioli (2000) [33]. Ten prováděl experimenty na králících a sledoval chování dentálních implantátů s různou povrchovou úpravou. Isidor (1997) [76] prováděl experimenty na opicích, u kterých z histologických řezů posuzoval efekt oseointegrace a rozložení trámečků spongiózní kosti. Sledoval také vliv zatížení implantátů na množství vytvořené kostní tkáně v okolí implantátu. Dále popisuje případy, u nichž došlo k selhání oseointegrace vlivem přetěžování implantátů a ke vzniku nežádoucího vazivového přechodu mezi implantátem a kostí. Na toto téma je zaměřeno větší množství publikací s obdobnými experimenty Cochran (1998) [32], Jiang (2004) [82], Watzak (2005) [187]. Obrovským negativem všech těchto prací je, že při experimentech dochází k utrácení zvířat.

4.4 Shrnutí

Z rešeršní studie vyplývá, že řešení mechanické interakce dentálních implantátů s kostní tkání je téma velice aktuální. Jako efektivní metoda řešení se velice často využívá výpočtové modelování. To umožňuje simulovat různé zatěžovací stavy implantátu v kostní tkáni a měnit typ mechanické interakce pomocí kontaktů. Autoři používají různou úroveň dílčích modelů geometrie a materiálu kostních tkání, od nejjednodušších netrámečkových spojitých modelů kostní tkáně až po modely včetně trámečkové architektury. Stejně tak tvorba nehomogenního izotropního modelu materiálu z CT snímků může přinést cenné výsledky pro klinickou praxi. Tématem snížené hustoty kostní tkáně se žádný z uvedených autorů nezabývá, případně jen velice okrajově. Autoři se snaží spíše posoudit různé geometrické konfigurace implantátů a tvaru jejich závitů.

5. Analýza řešené soustavy

Potrava se dostává do trávicí trubice dutinou ústní, kde je rozžvýkána, rozmělněna, posunována jazykem a zvlhčována slinami. Dutina ústní je vystlána sliznicí, jejímiž hranicemi jsou vpředu rty, po stranách tváře, nahoře patro a dole jazyk [222]. Celá tato soustava musí být citlivá, prakticky funguje jako senzor, který analyzuje vlastnosti přijímané potravy (její teplotu, množství a typ skupenství). Na základě získaných informací nastaví všechny prvky soustavy. Těm dominuje žvýkací aparát, který má za úkol rozmělnění stravy. Z technického hlediska tato soustava obsahuje dostatečně tuhé prvky, tvořené drticími a řeznými nástroji schopnými rozbít a nadělit stravu, aby byla co možná nejlépe připravená k trávení, a prvky poddajnější, které slouží k přepravě stravy a k artikulaci.

5.1 Soustava čelist – zuby (fyziologická soustava)

Žvýkací aparát se dělí do anatomických útvarů [233], bez kterých nelze žvýkání provádět (Obr. 5.1). Mezi nejdůležitější prvky soustavy ve fyziologickém stavu patří zuby, čelistní kosti (*mandibula*, *maxilla*), žvýkací svaly (*musculus (m.) tempolaris*, *m. masseter*, *m. pterygoideus medialis*, *m. pterygoideus lateralis*), horní svaly jazyky a případně svaly ústní štěrbiny.



Obr. 5.1: Prvky soustavy žvýkacího aparátu ve fyziologickém stavu.

5.2 Soustava čelist – implantáty (soustava po implantaci)

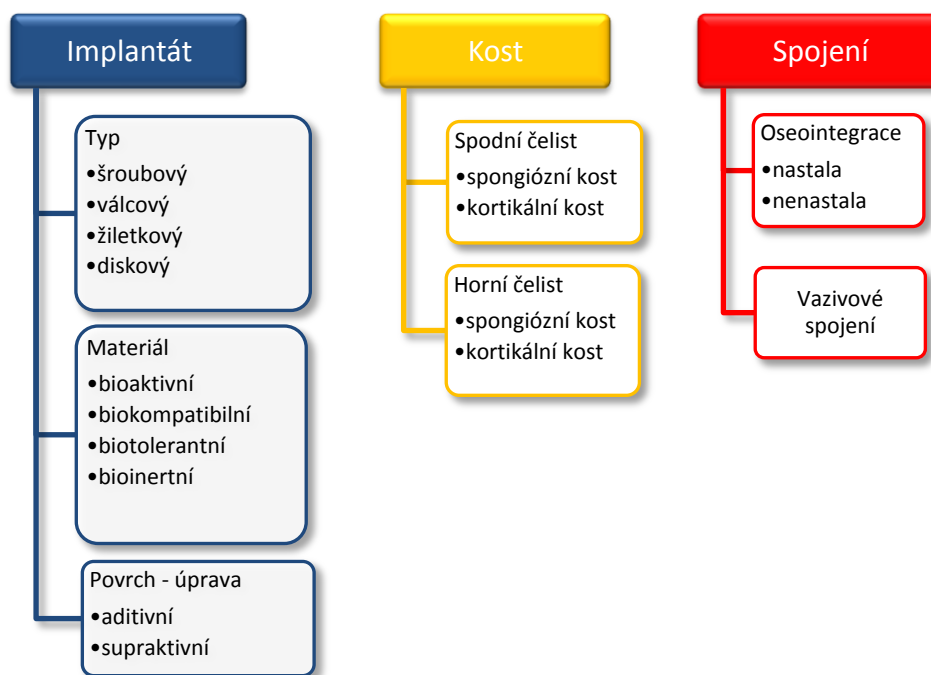
Při obnově chrupu pomocí implantátu vzniká nová soustava s jinými vlastnostmi a projevy (Obr. 5.2). Místo zubu je mezi hlavními útvary implantát, na který je umístěna korunka, přes níž dochází k mechanickému namáhání soustavy. Vedlejší útvar je oseointegrace, která „nahrazuje“ paradont a pevně spojí implantát s kostí. Po vytržení zubu dojde k přerušení cév a nervů integrovaných na zub (snímající žvýkací sílu, zůstávají pouze nervové receptory v kostní tkáni). Rekonstrukce periodontia a náhrada gingiválního spojení mezi zubem a dásní jsou nepřekonatelné bariéry, které nahradit současná medicína nedokáže.



Obr. 5.2: Prvky soustavy žvýkacího aparátu po implantaci.

6. Systém podstatných veličin z hlediska deformačně napěťové analýzy

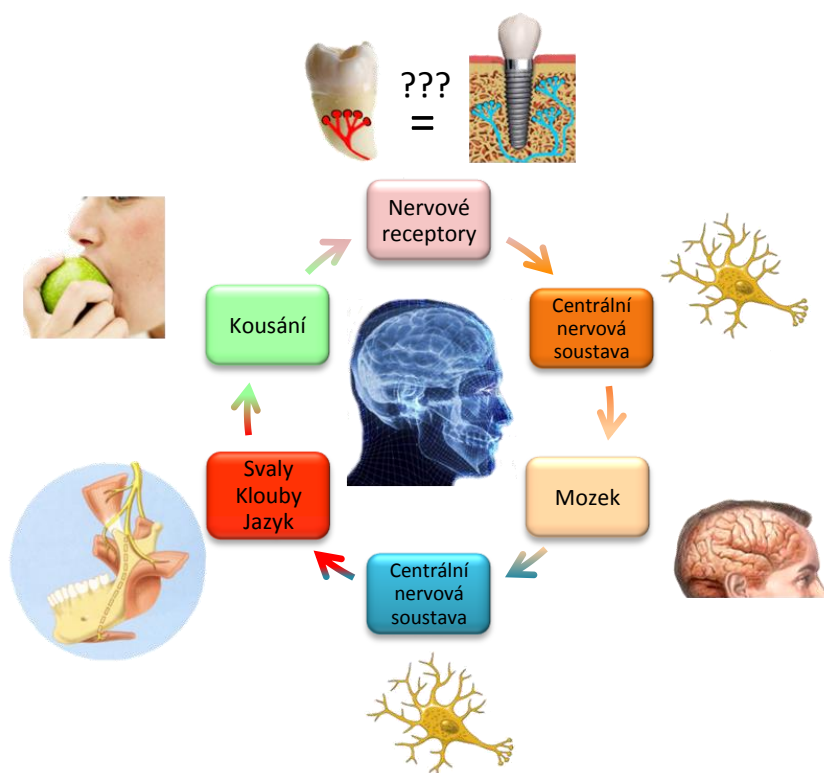
Po analýze všech prvků soustavy čelisti ve fyziologickém stavu a se zavedeným implantátem lze vybrat podstatné veličiny a vztahy, které nejvíce ovlivňují proces řešení [214]. K řešení deformačně napěťových stavů čelisti s implantátem je nutné vybrat ty prvky, které jsou z hlediska řešení problému podstatné. Při jednotlivých fázích rozměňování stravy a žvýkání je namáhání prvků soustavy rozdílné. K největšímu rozdílu dochází při skusu sousta, respektive při kontaktu zubů mezi sebou. V této poloze je namáhána jen část prvků soustavy, kterým je nutné věnovat pozornost (Obr. 6.1). Detailnější popis jednotlivých prvků soustavy bude uveden v následujících kapitolách.



Obr. 6.1: Systém podstatných veličin z hlediska deformačně napěťové analýzy interakce dentálních implantátů s kostní tkání.

Žvýkání je cyklický proces, který je řízen jak vědomě, tak podvědomě mozkem (Obr. 6.2). Při skusu dojde k mechanické interakci mezi soustem a zubem, respektive korunkou na implantátu. Zub je umístěn v periodontiu, v němž jsou tlakové receptory. Je otázkou, co se děje v případě implantátu, který je přímo spojen s kostní tkání, v níž jsou umístěny nervové receptory [222]. Díky tomu lze předpokládat, že kost dokáže bolestivě reagovat na přetížení. Signály vysílané z receptorů se pomocí nervové soustavy přenesou do mozku [235]. Mozek zpracuje všechny informace o typu stravy, o poloze čelistí, předpětí svalů a vytvoří nové instrukce, které předá přes centrální nervovou soustavu všem prvkům soustavy. K rozmělnění potravy se celý cyklus opakuje.

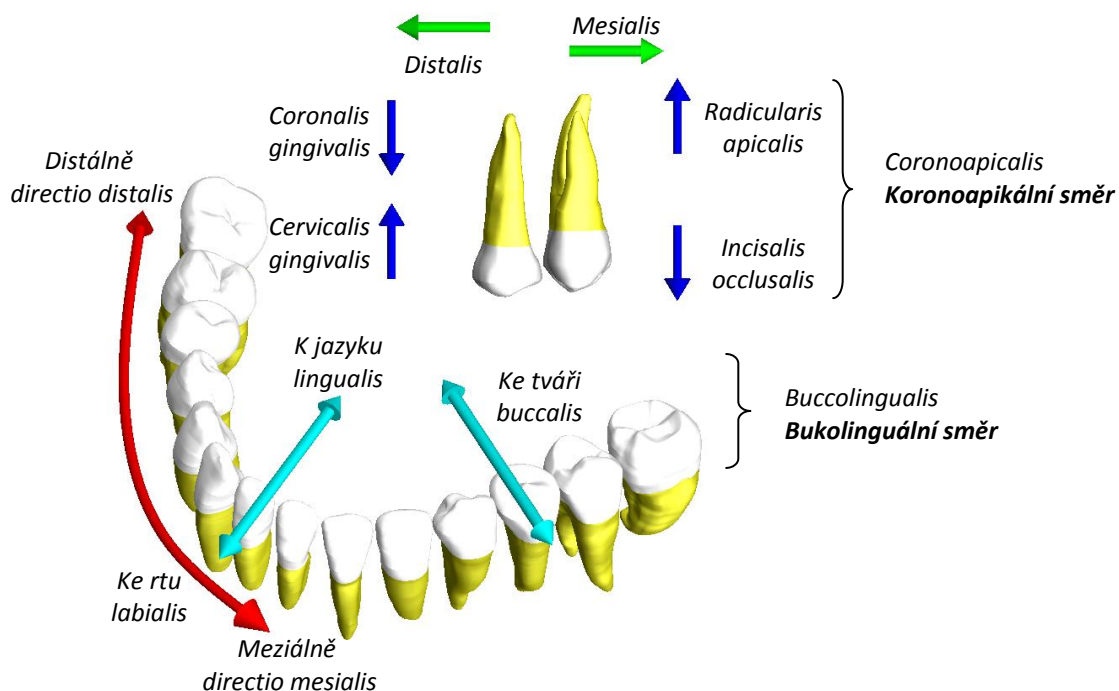
Každému člověku se stalo, že někdy buď vlivem nepozornosti, nebo neočekávaného obsahu jídla skousl tvrdé těleso. Nervy v zubech a periodontiu jsou tímto silně podrážděny a vyvolají nesnesitelnou bolest. V horších případech může dojít k odlomení části zubu, avšak většinou tato událost nezačíná žádnými většími následky a bolest po chvíli pomine. Velice často dochází v lepším případě k vylomení výplně a v horším k části zubu. Implantáty jsou bez nervů, a proto může dojít k jejich vylomení.



Obr. 6.2: Cyklický proces žvýkání.

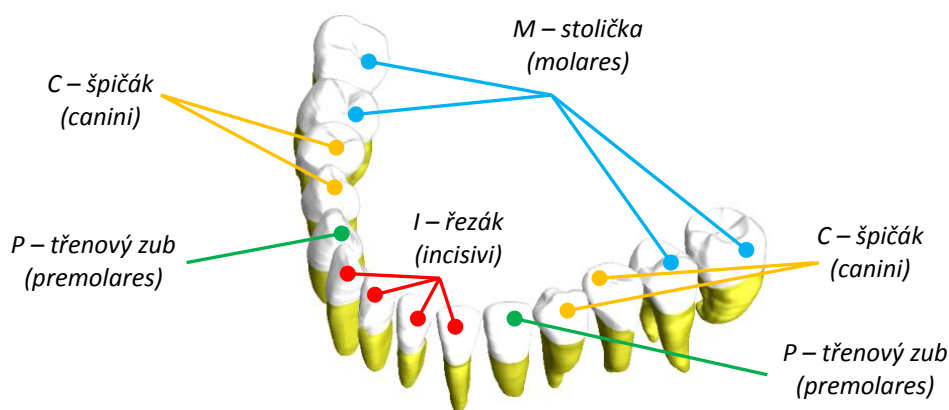
7. Základy stomatologické anatomie související s řešenou problematikou

V medicíně je důležité jednoznačné určení všech částí lidského těla v prostoru v jakékoliv jeho poloze [205]. Stomatologie má své specifické značení směrů (Obr. 7.1), které bude v celé práci používáno.



Obr. 7.1: Označení směrů ve stomatologii [205].

Stálý chrup je tvořen 32 zuby a prořezává se od 6. do 12. roku věku dítěte. Počet stálých zubů není vždy stejný, někdy mohou zuby chybět (nezaložené), někdy naopak přebývat (přespočetné). Rozlišují se čtyři druhy zubů (Obr. 7.2): Řezáky – 2 střední, 2 postranní v každé čelisti = celkový počet 8, jsou ploché s ostrou kousací hranou, mají jeden kořen, řezáky jsou určené k ukousnutí potravy. Špičáky – jsou celkem 4, jsou velmi pevné s jedním kořenem, mají jedinečné postavení v místě ohybu zubního oblouku, jsou stabilní a slouží k trhání tužší potravy. Třénové zuby – celkový počet 8, mají jeden až dva kořeny, vedle oddělování se podílejí také na žvýkání a rozměňování potravy. Stoličky - v úplném chrupu je jejich počet 12, ale poslední stolička, tzv. „zub moudrosti“ často není založen, v horní čelisti mají 3 kořeny, v dolní čelisti jen 2, svým tvarem jsou určeny k drčení a rozmělnění potravy.

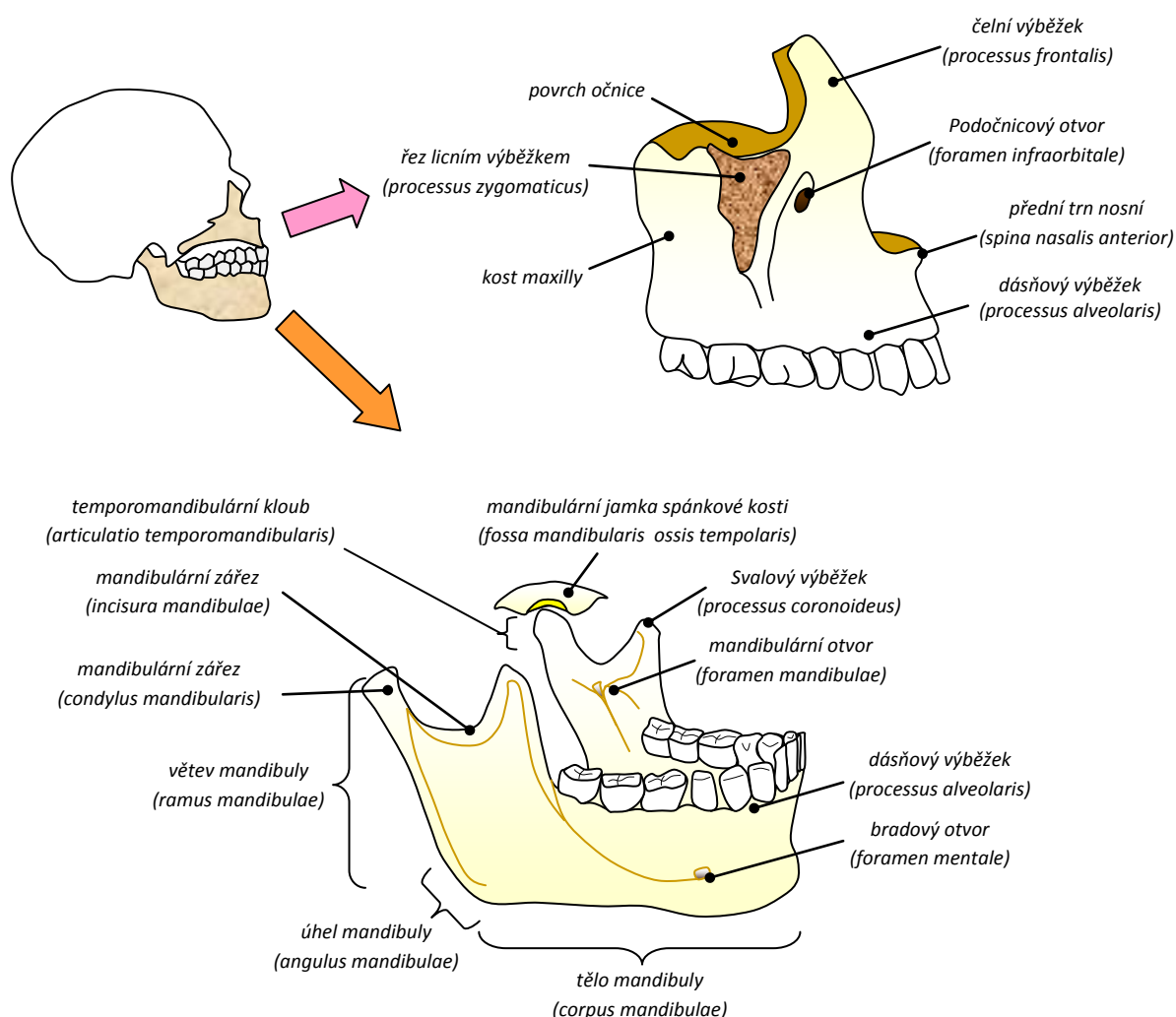


Obr. 7.2: Přehled zubů dolní čelisti.

7.1 Kost: dolní a horní 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.

Dolní čelist „mandibula“ (Obr. 7.3), je tvořena parabolicky zakřiveným tělem (*corpus mandibulae*) a dvěma rameny (*rami mandibulae*). Horní okraj těla mandibuly (*pars alveolaris, processus alveolaris*) je uspořádán do podoby funkčního nástavce pro zuby. Vpředu na zevní ploše vystupuje bradové vyklenutí (*protuberantia mentalis*), které vybíhá v hrbolky (*tubercula mentalia*). Zevně je bradový otvor (*foramen mentale*), představující přední ústí kanálu dolní čelisti (*canalis mandibulae*), zatímco jeho zadní ústí (*foramen mandibulae*) leží na vnitřní straně ramena dolní čelisti. Kanálem probíhá nervus alveolaris inferior vybíhající z třetí větve trojklanného nervu. Vstup do kanálu ohraničuje jazýčkovitý výběžek (*lingula*). Ve středu vnitřní plochy je bradový trn (*spina mentalis*), zevně od něj leží jamka pro úpon dvoubříškového svalu (*fossa digastrica*) [218], [219].



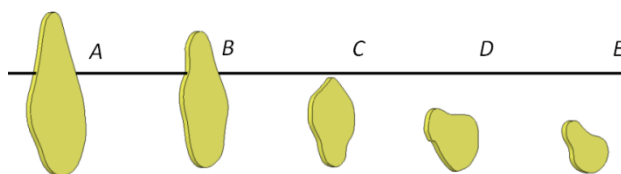
Obr. 7.3: Horní a dolní čelist [219].

Oploštělé rameno dolní čelisti (*ramus mandibulae*) vytváří kraniálně dva výběžky: dorzální kloubní výběžek (*processus coronoideus*) vybíhá v hlavičku (*caput mandibulae*) a druhý zužující se v krček (*collum mandibulae*). Oba výběžky jsou od sebe odděleny zářezem (*incisura mandibulae*). Pod ním leží otvor do mandibulárního kanálu (*foramen mandibulae*), vpředu ohraničený jazýčkovitým výběž-

kem (*lingula mandibulae*). Rameno dolní čelisti je k jejímu tělu připojeno v úhlu (*angulus mandibulae*) o rozsahu $120^\circ - 125^\circ$ u dospělého člověka.

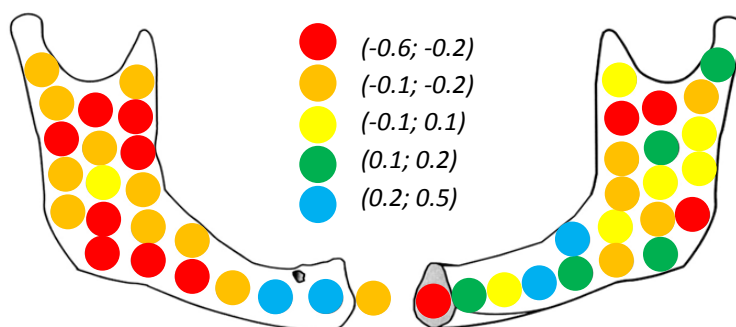
Horní čelist „maxilla“ (Obr. 7.3) tvoří základní část střední části obličeje a je spojená se všemi ostatními obličejovými kostmi, kromě mandibuly. Horní okraj stejně jako u dolní čelisti plní úlohu nástavce pro zuby (*processus alveolaris*) označovaný jakou alveolární výběžek nebo hřeben. Kolem dolních očních štěrbin prostupuje několik cév a nervů, včetně nervus maxillaris.

Tvar kostí se v průběhu lidského života mění. Dolní čelist je i z biomechanického hlediska tužší [184], 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. 7.4 - 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*) [201], [231]. 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 (Obr. 7.4) [94], [201].



Obr. 7.4: Klasifikace resorpce alveolárního výběžku dolní čelisti (Lekholm a Zarb). A - Prakticky nedotčený alveolární hřeben B - Menší resorpce alveolárního hřebene C - Pokročilá resorpce alveolárního hřebene do základu dentálního oblouku D - Počáteční resorpce základu dentálního oblouku E - Extrémní resorpce základu dentálního oblouku.

Tloušťka kortikální kosti čelisti se mění v závislosti na mechanických poměrech [67]. V práci [161] je měřena tloušťka kosti zdravé čelisti a stejní autoři v článku [162] provedli srovnání naměřených hodnot s bezzubou čelistí. Na Obr. 7.5 jsou vyneseny rozdíly v tloušťce kortikální kosti mezi čelistí s plně osazenými zuby a čelistí, která je bezzubá a značně snížená. Z obrázku je zřejmé, že na vnější části čelisti je kortikální kost oslabená a v oblasti bradového úseku je tloušťka kortikální kosti vyšší. Změny v kosti jsou individuální a neexistuje žádná závislost mezi tloušťkou kortikální kosti a resorpcí alveolárního výběžku nebo věkem [89].



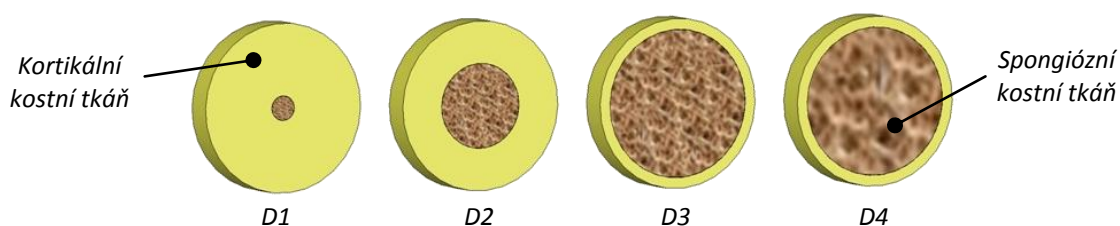
Obr. 7.5: Rozdíly v tloušťce [mm] kortikální kosti mezi „zdravou“ a bezzubou čelistí [162].

7.1.1 Hustota kosti – kostní densita

Podstatným faktorem ovlivňujícím mechanické vlastnosti kosti je její hustota. Kvalitativní a kvantitativní posouzení kostní tkáně patří k nejdůležitějším vyšetřením v předoperační přípravě. Pomocí nich je možné včas odhalit onemocnění osteoporózu, případně jejího předstádia osteopenie [209],

[232]. Nejen v dentální implantologii hraje hustota kosti velmi významnou úlohu při volbě typu implantátu a plánování operační strategie, čímž se může značně zvýšit úspěšnost zákroku. Bylo klinickými studiemi prokázáno, že v kosti se sníženou hustotou je výrazně vyšší míra selhání implantátů [37], [79], [142]. Pokud je dentální implantát ukotven v kvalitní kosti, má lepší stabilitu a díky tomu dochází k rychlejší a dokonalejší oseointegraci [13], [200]. Kvalita kostní tkáně v dentální implantologii se často určuje podle zmíněné Lekholmovy a Zarbovy klasifikace, která rozděluje kvalitu kosti do čtyř základních skupin [94], [225], [224] (Obr. 7.6).

- D1** - pevná kortikální kost, málo spongiózy, téměř celá část kosti je tvořena homogenní pevnou kostí
Poloha: frontální oblast atrofované a bezzubé mandibuly
Výhody: primární stabilita, kontakt kosti s povrchem implantátu 90 %, kratší implantáty
Nevýhody: horší cévní zásobenění (delší doba hojení), minimální výška kosti, preparace lože pro implantát (přehřátí)
- D2** - silná vrstva kortikální kosti obklopující hustou spongiózní kost
Poloha: frontální a postranní úsek mandibuly
Výhody: primární stabilita, kontakt kosti s povrchem implantátu 75 %, snadná operace, bezproblémové hojení
- D3** - tenká vrstva kortikální kosti obklopuje jádro husté spongiózní kosti, příznivé síly slabá kortikální kost, spongióza s hustou strukturou, maxilla ve frontálním a postranním úseku
- D4** - tenká vrstva kortikální kosti obklopuje jádro s nízkou hustotou - trabekulární kost, slabá kortikální kost a řídká spongióza, maxilla v postranním úseku



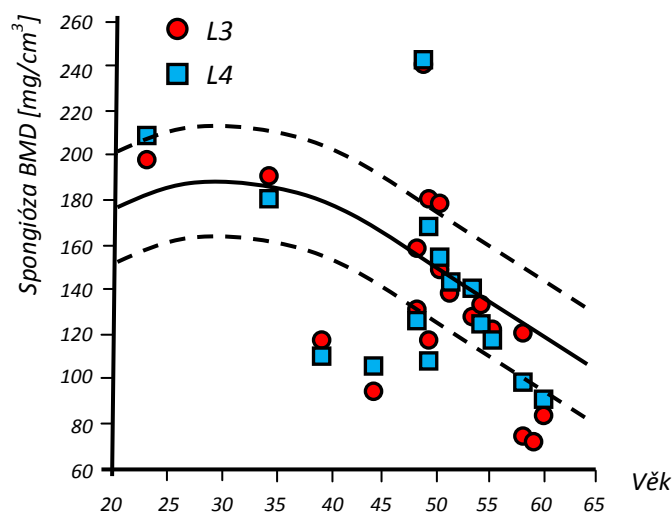
Obr. 7.6: Rozdělení hustoty kostí podle Lenkholma a Zarba [94].

První pokusy k určení hustoty kostní tkáně byly založeny na vážení popela spálené rozdrcené kosti. Popel tvoří anorganické složky obsažené v kostní tkáni. (Chang a Bloom 1983, Martin 1967) [245]. Do dnešní doby byla vyvinuta řada metod, které využívají složitá, nákladná zařízení, jimiž jsou vybavena specializovaná pracoviště (např. Osteologické centrum v Brně vedené doktorem Šlesingrem), kde se na doporučení praktického lékaře nebo ortopeda, traumatologa či gynekologa provádí pacientovi patřičné vyšetření.

Pro určení kvality kostní tkáně byla vyvinuta řada metod. Kvalitou kosti bývá často chápáno množství kostní tkáně, které je pro případnou implantaci k dispozici, nicméně pojem kvalita kosti je mnohem komplexnější. Je nutné si uvědomit, že pod tímto pojmem není myšleno jen její množství, respektive pórovitost kostní tkáně, ale také obsah kostních minerálů, schopnost remodelace a vitalita kostních buněk. Proto výsledné vlastnosti kostní tkáně jsou komplexním souborem dílčích charakteristických vlastností a každá zvolená metoda je určena pro měření jistého parametru nebo souboru parametrů. Většina metod je bezbolestná, rychlá a neinvazivní, realizovaná z vnějšku těla. Přesnost těchto měření je vysoká: 85% - 99%.

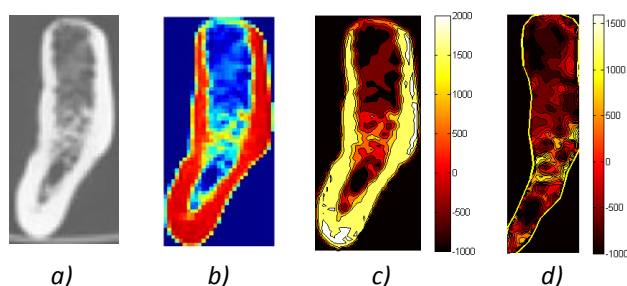
Mezi nejznámější a nepoužívanější patří denzitometrické vyšetření metodou Dual X-Ray (DXA) [204], pomocí které můžeme zjistit planární densitu BMD (bone mineral density) a obsah kostních minerálů BMC (bone mineral content). Obvykle se toto vyšetření provádí v oblasti páteře nebo krčku femuru. Následně se naměřené hodnoty srovnávají s normálními hodnotami zdravé populace a vyjádří se pomocí T- a Z- skóre (násobky od populačního průměru). T skóre je srovnání s generací 20 – 30 let a Z skóre je srovnání se stejnou generací, do jaké patří pacient. Hodnoty zdravých jedinců jsou vždy vyšší než 1 [249]. Toto vyšetření se provádí u pacientů, kteří mají chronické problémy s osteoporózou a je třeba je z dlouhodobého hlediska sledovat. Podle BMD je možné predikovat

v kosti mikroporušování [43]. Na Obr. 7.7 je uvedena závislost BMD na věku člověka měřená v obratlích L3 a L4 v páteři [40]. Obdobná studie kosti v dolní a horní čelisti není možná, jelikož jsou podstatné individuální rozdíly [10], [175] a měření pomocí DXA se ve stomatologii provádí jen výjimečně.



Obr. 7.7: Závislost BMD spongiózní kosti na věku člověka zjištěná v obratlích L3 a L4 [40].

Při vyšetřování kvality kostní tkáně před aplikací zubního implantátu má zásadní význam počítačová tomografie CT (computer tomography). Provádí se tzv. dentální CT analýza [58], při níž z CT snímků lze posoudit hustotu kosti a předem stanovit vhodnou předoperační strategii. Bohužel vybavení pro diagnostiku kvality/hustoty kosti patří mezi velmi nákladné a jeho pořizovací cena pro mnoho lékařů představuje zásadní překážku. Kvantitativní analýza hustoty kostních tkání z CT snímků se provádí pomocí Hounsfieldových jednotek HU (str. 68), (Obr. 7.8). Na základě této klasifikace provedl Misch a další [62], [125], [132], [225], [224], [229] rozdělení kvality kosti (Tab. 7.1).



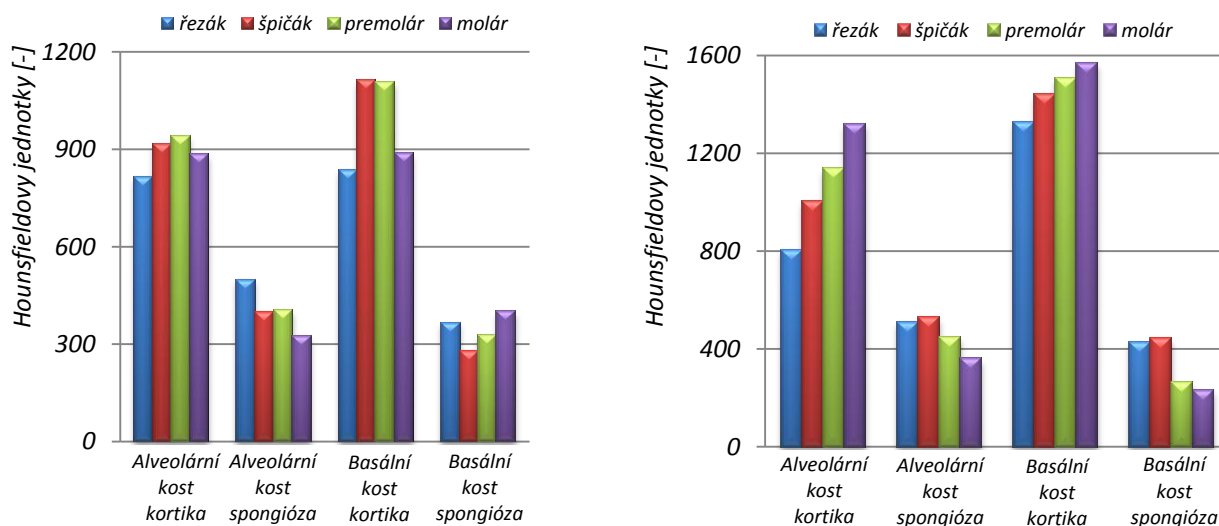
Obr. 7.8: Analýza CT snímku dolní čelisti pomocí softwaru ROI Analysis [260]: a) CT snímek, b) pseudo-barvy, c) d) izolínie Hounsfieldových jednotek HU.

Hustota	Misch [125], [225]	Norton a Gamble [132]	Rubelisa [62]
D1	1250	> + 850	> + 400
D2	+ 850 do + 1250	+ 500 do + 850	+ 200 do + 400
D3	+ 350 do + 850	+ 500 do + 850	+ 200 do + 400
D4	+ 150 do + 350	0 do + 500	< + 200
D5	< 150	-	-

Tab. 7.1: Rozdělení kvality spongiózní kostní tkáně podle Hounsfieldových jednotek (CT nastaveno na napětí 125-150 kV [229]).

Měření hustoty kostní tkáně v alveolárním výběžku dolní a horní čelisti je velice rozšířená metoda [26], [62], [132], [138], [164], [178], [179], [177]. Snahou autorů všech uvedených prací je posoudit kvalitu kosti před zavedením zubních implantátů a prokázat souvislost mezi kvalitou a stabilitou implantátu v kosti a odhadnout úspěšnost implantace. Park a kol. [138] analyzoval 63 CT snímků, z toho

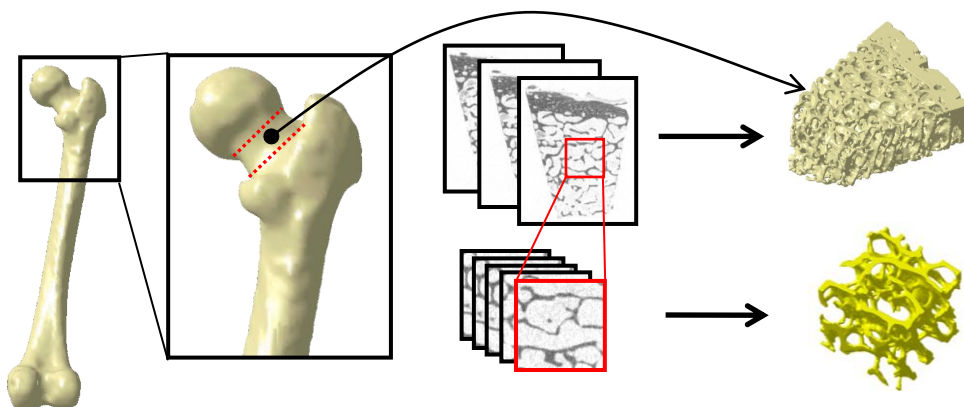
23 mužů ve věku $29 \pm 10,9$ let a 40 žen ve věku $25,6 \pm 7,6$ let. Ve vybrané skupině lidí nebyli žádní pacienti trpící patologickými změnami kosti. U každého pacienta byly pořízeny CT snímky ve čtyřech oblastech (řezáku, špičáku, premoláru a moláru). Výsledky jednoznačně ukazují, že kortikální kost dolní čelisti je hustější než horní čelisti a alveolární hřeben má vyšší hustotu spongiózní kosti než bazální úsek (Obr. 7.9). Podrobnější měření hustoty kostní tkáně je uvedeno v [26], kde je analyzována bukalní a linguální část dolní a horní čelisti. Autoři dospěli ke stejným výsledkům jako v předchozím případě. V dolní čelisti byly naměřeny vyšší hodnoty hustoty kosti oproti horní čelisti.



Obr. 7.9: Srovnání hustoty kosti mezi alveolární a basální částí horní (vlevo) a dolní čelisti (vpravo) [138].

Detailnější informaci o kostní tkáni je možné získat z mikro-CT [282], 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 dovozuje snímat pouze malé, neživé objekty, protože dávka rentgenového záření je u mikro-CT příliš vysoká.

Ze snímků získaných pomocí metod zpracování obrazu tzv. zpětnou rekonstrukcí (str. 66) je možné vytvořit 3D model trámečité struktury (Obr. 7.10). Mezi HU jednotkami a mikro architekturou byla také prokázána vzájemná korelace při analýzách spongiózy [174].

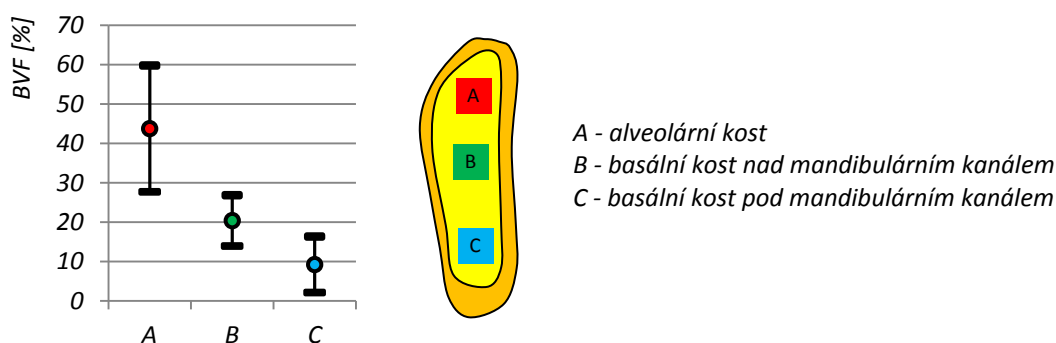


Obr. 7.10: Model trabekulární kostní tkáně z oblasti krčku femuru.

Spongiózní kostní tkáň se skládá z prutů a destiček [65], jejichž množství, rozdělení a orientace jsou v každé kosti jiné [202]. Množství těchto elementů určuje hustotu spongiózní kosti. Pro přesnější interpretaci byla zavedena řada veličin, tzv. strukturálních (histomorfometrických [184]) parametrů, které popisují kvalitu spongiózní kostní tkáně (objemový podíl kosti, plošná kostní hmotnost, tloušťka trámečku, trabekulární číslo atd.). Nejčastěji měřenou a publikovanou veličinou je objemový

podíl kostní tkáně BVF „bone volume fraction“ označovaná také BV/TV. Je to podíl objemu trámečků vůči celkovému objemu spongiózní kosti. Je možné jej zjišťovat měřením pomocí Archimédova zákona (z kosti je nutné odstranit před vlastním měřením kostní dřev [152]) nebo měřením z mikro-CT (podíl voxelů patřící kostní tkáni a voxelů celého objemu) [124]. V literatuře se také objevují měření BVF v závislosti na věku [64]. Grafy mají podobný průběh, jako v případě grafu na Obr. 7.7 s věkem klesá i BVF.

V práci [126] se autoři zabývají analýzou části dolní čelisti pomocí mikro-CT. Vzorky jsou odebrány v prostřední části premolární oblasti dolní čelisti (Obr. 7.11). Z grafu na Obr. 7.11 je vidět, že v alveolárním výběžku je mnohem větší procentuální podíl kostní hmoty, který ubývá směrem k basální části dolní čelisti.



Obr. 7.11: Objemový podíl kosti pro různé oblasti v dolní čelisti.

Ulm a kol. [184] studovali strukturální parametry u bezzubých dolních čelistí 68 žen a 60 mužů ve věku $77,58 \pm 10,09$ let. Studie je o to zajímavější, že byly vybrány čelisti starých lidí, kteří nikdy nenosili žádné protézy. Není provedeno mikro-CT vyšetření, ale z řezů jsou pořízeny fotografie a ty následně analyzovány. Hodnoty zjištěných BVF jsou uvedeny v Tab. 7.2 a srovnány s měřením jiných autorů.

Zdroj	Ulm [183]		Nkenke [129]	Stopie [168]	Ulm [184]					
	žena (20)	muž (20)			žena (48) ^A	muž (42) ^A	žena (68) ^B	muž (60) ^B	žena (37) ^C	muž (23) ^C
BVF [%]	21,83±9,87	36,57±20,8	34,3±6	34,12±15,2	30,7±9,91	36,9±12,4	24,5±8,45	35,9±13,62	20,9±9,65	24,5±7,93

Tab. 7.2: Objemový podíl kosti pro bezzubou dolní čelist. V závorce je uveden počet analyzovaných vzorků.
Pozn. A-oblast předního řezáku, B-oblast prvního premoláru, C-oblast prvního moláru.

Studie jednoznačně prokazují lepší kvalitu kostní tkáně v předním regionu v oblasti řezáků a horší v oblasti molárů. To je možné vysvětlit ztrátou molárů v mladším věku (nejčastěji jako první vypadávají moláry), kdy kost podstupuje delší dobu resorpci kostní tkáně.

Mikro-CT lze také použít při určování BMC pomocí přepočtového vztahu (1), který využívá principu lineární absorpce rentgenového záření [208]. Obsah kostních minerálů je stanoven v miligramech a do vztahu se v HU jednotkách dosazují naměřené intenzity voxelů kosti, vody a konkrétního sledovaného voxelu. Jednotkou BMC je mg/cc (miligram/cubiccentimetr).

$$BMC = 1000 \cdot \frac{1073 \frac{mg}{cc} \cdot (0.093mm)^3 \cdot \left(\frac{1cm}{10mm}\right)^3}{kost (HU) - voda (HU)} \cdot voxel (HU) \quad (1)$$

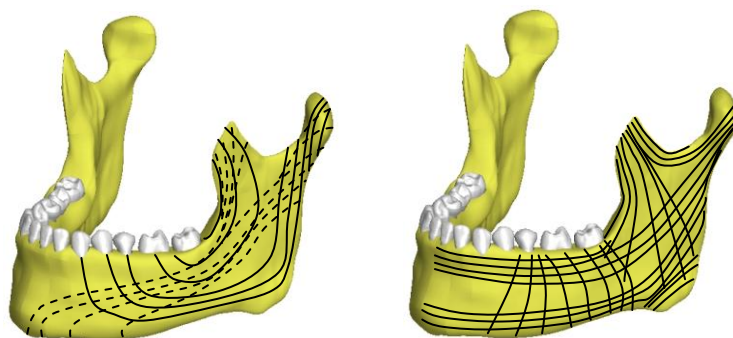
7.1.2 Mechanické vlastnosti kostní tkáně lidské čelisti

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. Provádění experimentů in vivo je prakticky nemožné a výsledky experimentů na vzorcích kostních tkání prováděných in vitro dávají velice často značně rozdílné materiálové charakteristiky. Není-li kost udržována vlhká, např. ve fyziologickém roztoku, rychle mění během několika minut svoje vlastnosti [240]. 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. Tyto experimentálně zjištěné hodnoty materiálových vlastností a charakteristik se dle různých autorů značně liší.

Mechanické vlastnosti kosti nejsou během života konstantní, jelikož se jedná o tkáň živou, která se neustále obnovuje a vyvíjí. V kostních tkáních se nejvíce mění obsah minerálních látek v závislosti na stádiu její přeměny. Dalšími faktory, které mechanické vlastnosti ovlivňují, jsou onemocnění, životospráva a hlavně stáří jedince. S přibývajícím věkem u většiny lidí ztrácí kostní tkáň schopnost rychlé remodelace, proto kosti začínají řídnout a jsou náchylnější ke zlomeninám. Je tedy zřejmé, že s přibývajícím věkem se podstatně mění i mechanické vlastnosti kostní tkáně [88].

7.1.2.1 Kortikální kostní tkáň

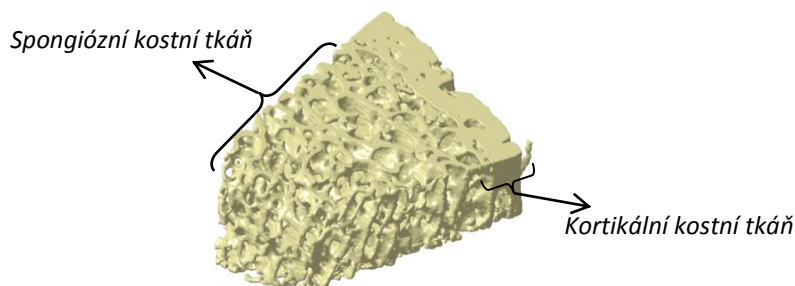
Je to tvrdá pevná kostní tkáň a tvoří dostatečně tuhou oporu zubům při kousání. Struktura kosti dolní čelisti je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru. Proto výsledný tvar dolní čelisti, a to i celého chrupu a obličeje, je závislý především na celkovém zatěžování silami, které na kostní tkáň během života působí, a na zděděných vlastnostech. Proužky zesílených lamel kortikální kostní tkáně probíhají jak na vnitřním, tak na zevním a spodním okraji dolní čelisti (Obr. 7.12 a), b)) [210].



Obr. 7.12: a) Tahové (čárkovaně) a tlakové (plnými čarami) linie dolní čelisti (podle Tillmana [175])
b) Pilíře dolní čelisti (kombinováno podle různých autorů).

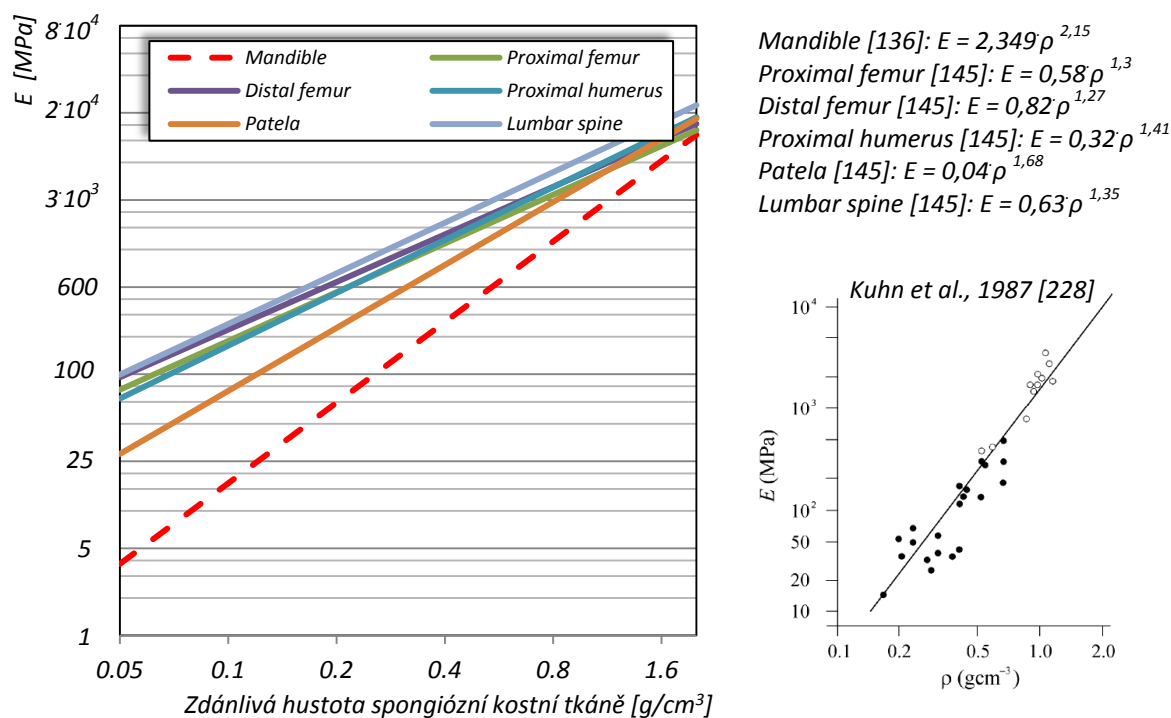
7.1.2.2 Spongiózní kostní tkáň

Je často označována jako houbovitá s pórovitou strukturou Obr. 7.13. 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 [192]. Po zavedení implantátu se trámečky spongiózy mění a remodelují a modelují a reagují tak na změnu mechanického namáhání.



Obr. 7.13: Rozdělení kostní tkáně.

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 [21], [61], [135], [145], [148]. Byla prokázána a v literatuře popsána korelace mezi Youngovým modulem a zdánlivou hustotou [228]. Aproximační vztahy vyjadřující tuto korelaci uvedené v [136], [145] jsou součástí Obr. 7.14. Pro nízké hodnoty zdánlivé hustoty spongiózní kostní tkáně je vhodné vynášet graf v logaritmických souřadnicích.



Obr. 7.14: Závislost modulu pružnosti na zdánlivé hustotě spongiózní kosti pro různé části lidského těla [136], [145], [228].

7.1.2.3 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 Tab. 7.3 jsou uvedeny různé hodnoty materiálových charakteristik pro kost kortikální a spongiózní od různých autorů. V mnoha případech má tento model své uplatnění a velice často se používá [13], [23], [103], [137], ačkoliv nespektuje složitou mikrostrukturu spongiózní kosti. Pomocí Youngova modulu je pak možné simulovat sníženou hustotu spongiózní kostní tkáně (Obr. 7.14) [13], [101], [190].

Kortikální kostní tkáň			Spongiózní kostní tkáň		
Autor	E [MPa]	μ [-]	Autor	E [MPa]	μ [-]
Apicella [8]	15 000	0,25	Apicella [8]	1 500	0,29
Vincent (1992) [186]	13 800	0,26	Vincent (1992) [186]	345	0,31
Toparli (2002) [176]	13 800	0,26	Fütterling a kol.[56]	100 - 500	0,3
Tanaka (1993) [172]	14 000	0,3	Tanaka (1993) [172]	7 900	0,3
Lin (2003) [100]	14 800	0,35	Ashman RB (1987) [9]	378	0,3
Carter (1978) [20]	13 760	0,3	Carter (1978) [20]	7 930	0,3
Tanne [173]	8 000	0,3	Tanne [173]	137	0,3
Bratu (2003) [16]	13 700	0,3	Bratu (2003) [16]	1 370	0,3
Zarone (2003) [198]	15 000	0,25	Zarone (2003) [198]	1 500	0,29

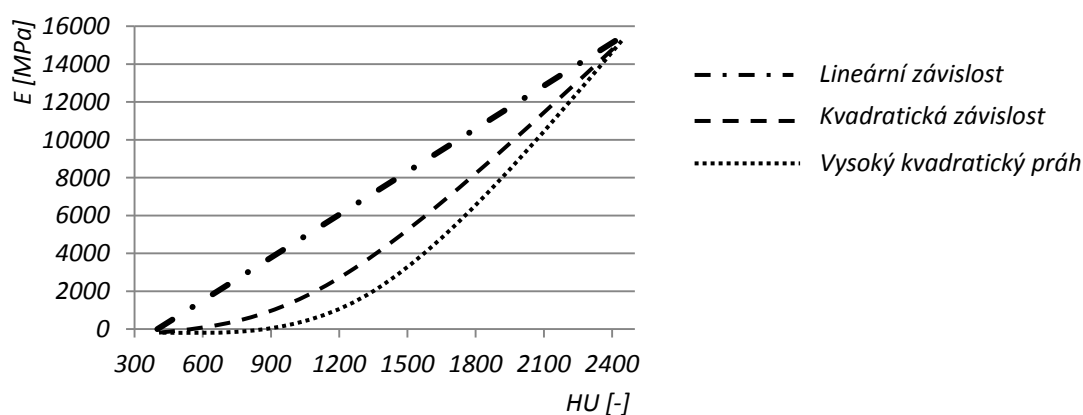
Tab. 7.3: Přehled hodnot elastického Youngova modulu a Poissonova čísla kortikální a spongiózní kostní tkáně dolní čelisti.

Vyšší úroveň modelu představuje nehomogenní izotropní model materiálu (v literatuře se také objevuje označení heterogenní), 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 viz rovnice (2-4). Hodnoty HU v jednotlivých místech skenované oblasti, ukládaných do matice převést na matici hodnot Youngova modulu kostní tkáně (Obr. 7.15) [228]. Pro tento účel byl vytvořen software CT Data Analysis [260] v prostředí Matlab (MathWorks, Natick, MA, USA) který vyexportuje v patřičném tvaru textový soubor obsahující CT čísla. Tento soubor dat je možné importovat do výpočtových systémů a současně pomocí vztahů (5-11) přepočítat na Youngův modul a vytvářet s jeho pomocí model materiálu, který je nehomogenní a respektuje rozložení hustoty kostní tkáně v celém objemu analyzované kosti. Lineární vztah je typický například pro metafýzy dlouhých kostí [29]. Kvadratický vztah je obvyklý u některých kostních tkání, jako jsou distální a proximální části stehenní kosti, a zejména je typický pro měkké tkáně [228].

$$\rho = f(HU) \quad (2)$$

$$E = f(\rho) \quad (3)$$

$$E = f(HU) \quad (4)$$



Obr. 7.15: Relativní závislost mezi HU a Youngovým modulem pružnosti lineární a kvadratická [228].

Pomocí korelačních vztahů je možné CT čísla, respektive HU jednotky, přepočítat lineárně na zdánlivou hustotu kostní tkáně. Dobrá korelace je pro spongiózní kostní tkáň, pro kostní tkáň kortikální nemají vztahy pro zdánlivou hustotu tak dobrou korelaci [145]. Vztah pro zjištění hustoty závisí na nastavení CT zařízení a na typu kostní tkáně:

$$\text{Distální část femuru: } \rho = 1,205 \cdot HU + 131 - \text{Philips Tomoscan AV (120 kVp, 150 mAs) [145]} \quad (5)$$

$$\text{Proximální část tibie: } \rho = 0,916 \cdot HU + 114 - \text{Philips Tomoscan AV (120 kVp, 150 mAs) [145]} \quad (6)$$

$$\text{Proximální část femuru: } \rho = 1 \cdot HU - \text{EMI 7070 (140 kVp, 40 mAs) [74]} \quad (7)$$

$$\text{Proximální část femuru: } \rho = 0,0019 \cdot HU + 0,105 - \text{GE 8800 (120 kVp) [42]} \quad (8)$$

Pro přepočet mezi hustotou a Youngovým modulem existuje řada vztahů. Tyto závislosti jsou většinou zjišťovány nedestruktivními zkouškami, nejčastěji ultrazvukem [145], [147], [174].

Kortikální kost dolní čelisti [145]

$$E = 0,024 \cdot \rho - 23,93 - \text{měřeno v ose superior inferior (shora dolů)} \quad (9)$$

$$E = 0,013 \cdot \rho - 13,05 - \text{měřeno radiálně} \quad (10)$$

Spongiózní kost dolní čelisti [136]

$$E = 2,349 \cdot \rho^{2,15} \quad (11)$$

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. Rozlišení oblasti spongiózy je navíc tím menší, čím větší je analyzovaný objekt. Je však nutné dodat, že CT nám poskytuje informace z žijícího člověka. Je tedy možné provádět tvorbu modelu respektujícího aktuální stav v lidském těle.

Další možností, jak vytvořit nehomogenní izotropní model materiálu, je využití zjištěných hodnot obsahu minerálních látek BMD. Tímto způsobem je možné vytvořit model materiálu respektující stáří člověka, případně vytvářet nehomogenní model materiálu v závislosti na obsahu minerálů, respektive stupni mineralizace [6], [202]. Pro výpočet modulu pružnosti je použit kubický vztah [35], [106], [153]:

$$E = c \cdot \left(\frac{BMD}{\overline{BMD}} \right)^3 \quad (12)$$

kde E je Youngův modul, c je konstanta 10 000 MPa [153] a $\overline{BMD}$ je průměrná hodnota BMD . V práci [6] byla analyzována dolní čelist respektující obsah minerálních látek pomocí uvedené kubické rovnice (12).

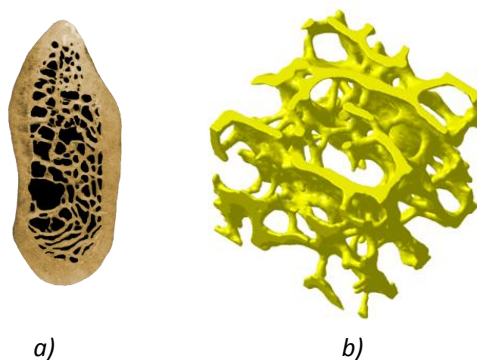
Dalším modelem vyšší úrovně je ortotropní model. Tento model materiálu má ve třech vzájemně kolmých směrech různé mechanické vlastnosti. Obecně požaduje 9 materiálových charakteristik – 3 moduly pružnosti v tahu (E_i), 3 Poissonova čísla (μ_{ij}) a 3 moduly pružnosti ve smyku (G_{ij}). V řešené oblasti může docházet také k natáčení směrů ortotropie.

V literatuře je možné nalézt řadu těchto elastických ortotropních charakteristik především pro kortikální kostní tkáň, např. [275], [36]. Určení materiálových charakteristik spongiózní kosti pro ortotropní model je značně komplikované, proto publikovaná pojednání zabývající se touto problematikou nejsou často kompletní [237].

Vyšším modelem materiálu je anizotropní model, který je popsán 21 materiálovými konstantami. Anizotropní vlastnosti kosti závisí na architektuře spongiózní kosti [134] a získat věrohodné informace a úplný popis elastických vlastností tohoto typu materiálu je prakticky nemožné [135].

7.1.2.4 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. 7.16), Trámečková struktura se liší v různých částech těla vlivem namáháním a funkcí, kterou plní.



Obr. 7.16: a) řez dolní čelistí, b) 3D mikrostruktura spongiózy z krčku femuru.

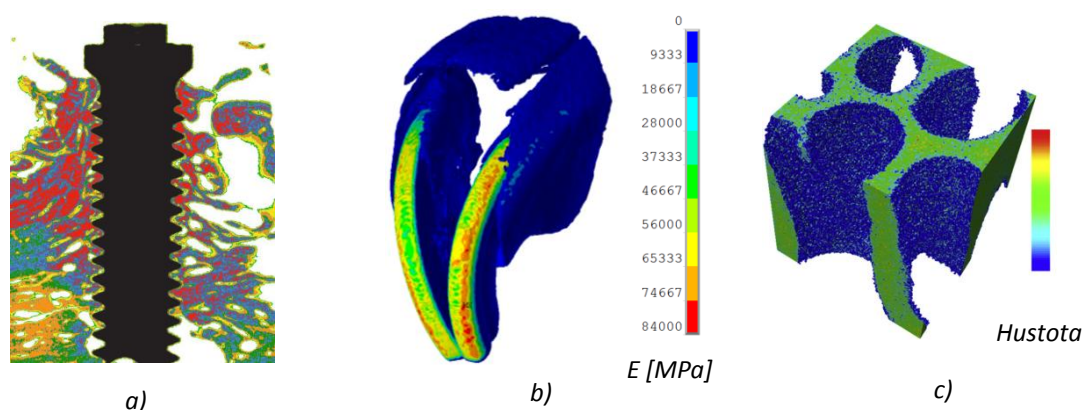
Trámečkový model respektuje složitou architekturu kostní tkáně. Z provedených zkoušek na trámečcích (například tříbodovým ohybem [202]) bylo možné určit materiálové charakteristiky homogenního izotropního modelu materiálu. Experimenty ukazují, že spongiózní a kortikální kostní tkáň mají na mikroúrovni stejné mechanické vlastnosti [90], [146], [182]. Jak kortikální, tak spongiózní kostní tkáň je tvořena stejným typem buněk (str. 45). Při tvorbě trámečkových modelů je překážkou

dostupnost dat z mikro-CT a při studiu takto detailní struktury je třeba mít nadstandardní hardwarové vybavení.

V kostní tkáni se mění množství minerálních látek, a tím se mění i tuhost jednotlivých trámečků v závislosti na jejich mineralizaci [195]. Na Obr. 7.17 a) je histologický řez o tloušťce 100 μm kosti s dentálním implantátem ukazující, jak se mění kostní densita v tomto případě závislá na mineralizaci kostní tkáně v průběhu remodelace kosti v okolí implantátu (v sestupném pořadí kostní denzity barev jsou zlatá, modrá, červená a žlutá). Pomocí aproximačního vztahu (1) je pak možné vytvořit model trámčité struktury s nehomogenními izotropními vlastnostmi [78], [208].

Pomocí dat z mikro-CT je tedy možné vytvářet na vysoké úrovni nejen model geometrie tvarově komplikovaných struktur, ale na základě známých korelačních vztahů též model jejich materiálu. Na obrázku Obr. 7.17 b, c) jsou příklady použití nehomogenního izotropního modelu materiálu ve strukturách vytvořených pomocí dat z mikro-CT [46], [130]. Vychází se z předpokladu, že závislost mezi mechanickými vlastnostmi v tomto případě je lineární s odstínem šedé barvy [165], obdobně jako u HU jednotek v předchozí kapitole. Za tímto účelem se provádí kalibrace zařízení, při níž se stanoví jaké hodnotě Youngova modulu respektive hustotě dané látky odpovídá konkrétní odstín šedé barvy ve snímku.

V současné době uvedené v předchozích odstavcích patří mezi nejmodernější postupy při modelování kostních tkání. Mikro-CT má uplatnění nejen v oblasti modelování spongiózní kostní tkáně, ale také při řešení problematiky například keramických náhrad kostních tkání [115], mikročipů a archeologii.



Obr. 7.17: a) řez dolní čelistí s implantátem [195], b) 3D model myši lebky [55], c) spongiózní kostní tkáň [165].

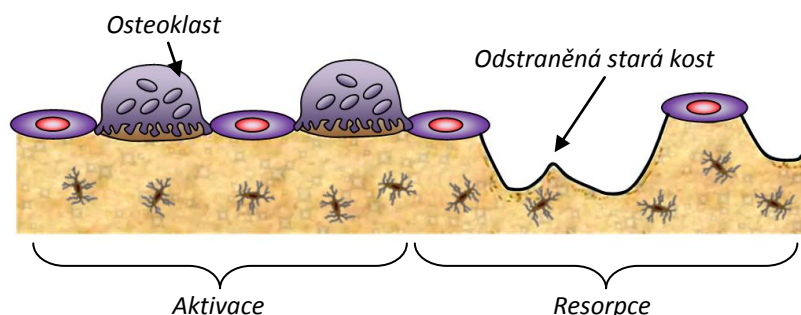
7.2 Kost: modelace a remodelace kostní tkáně

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. S rostoucím věkem může docházet ke kosterní nestabilitě, kdy množství kostní hmoty klesá na kritickou úroveň a hrozí zvýšené riziko zlomenin [252]. U starých lidí trvá přeměna kostí až 4 krát déle než u mladého člověka a nevytváří se kostní tkáň stejně kvalitní, jako u mladého člověka.

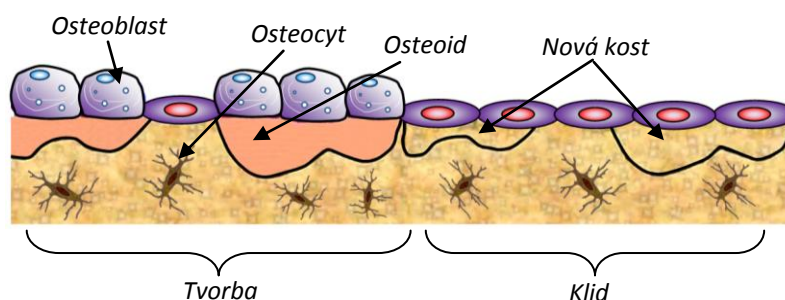
Kosti se vyvíjí, přizpůsobují a reagují nejen na změny z okolí, ale také na hormonální změny procesem remodelace (rekonstrukce), který je znám více než jedno století. V roce 1892 se anatom Julius Wolff zabýval vztahy mezi tvarem kostí (kortikální a spongiózní kostní tkáně) a namáháním. Do biooborů přispěl svými hypotézami, které jsou dnes známé jako **Wolffův zákon** [192]. Kost prochází přirozeným procesem obnovy, kdy se přibližně za rok obnoví 25% spongiózní kosti a 3% kortikální, mění svoji morfologii ve snaze přizpůsobit se jakémukoliv novému vnějšímu zatížení [34], [202], [216], [236], [244], [252].

Tvorba kosti je umožněna působením aktivních buněk - osteoblastů. Tyto produkují základní hmotu - osteoidy, kterou se postupně obklopují, až dojde k jejich úplnému uzavření a přeměně oste-

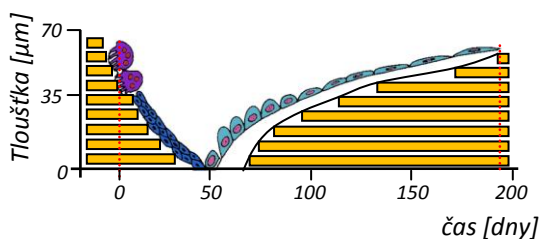
oblastů v osteocyty – základní buňky kosti (Obr. 7.19). Vlivem zatížení se krystaly kostních minerálů deformují (stlačují a natahují). Jedná se o fyzikální piezoelektrický jev [48], [66], [244], při němž vznikající náboj nutí osteoblasty k vyšší aktivitě a činnosti odstraňující starou kostní tkáň (Obr. 7.18). Skupina buněk spolupracující na vytvoření nové kosti se označuje jako jednotka kostní remodelace („*Bone Remodeling Unit*“ – BRU). U zdravé lidské spongiózní kostní tkáně je přibližně 900 BRU jednotek kostní remodelace za den a u kortikální kostní tkáně 180 BRU jednotek [216]. Osteoblasty a osteoklasty společně s remodelovanými pakety udávají základní mnohobuněčnou jednotku remodelace kosti (*Basic Multicellular Units* – BMUs) [50]. Tato jednotka umožňuje sledovat aktivitu osteoblastů a osteoklastů, přičemž v klidovém stavu je přibližně 20% jejich aktivity ve spongiózní kosti a 5% v kortikální kosti [253].



Obr. 7.18: Aktivace osteoblastů a resorpce kosti [202], [236].



Obr. 7.19: Novotvorba kosti osteoklasty [202], [236].

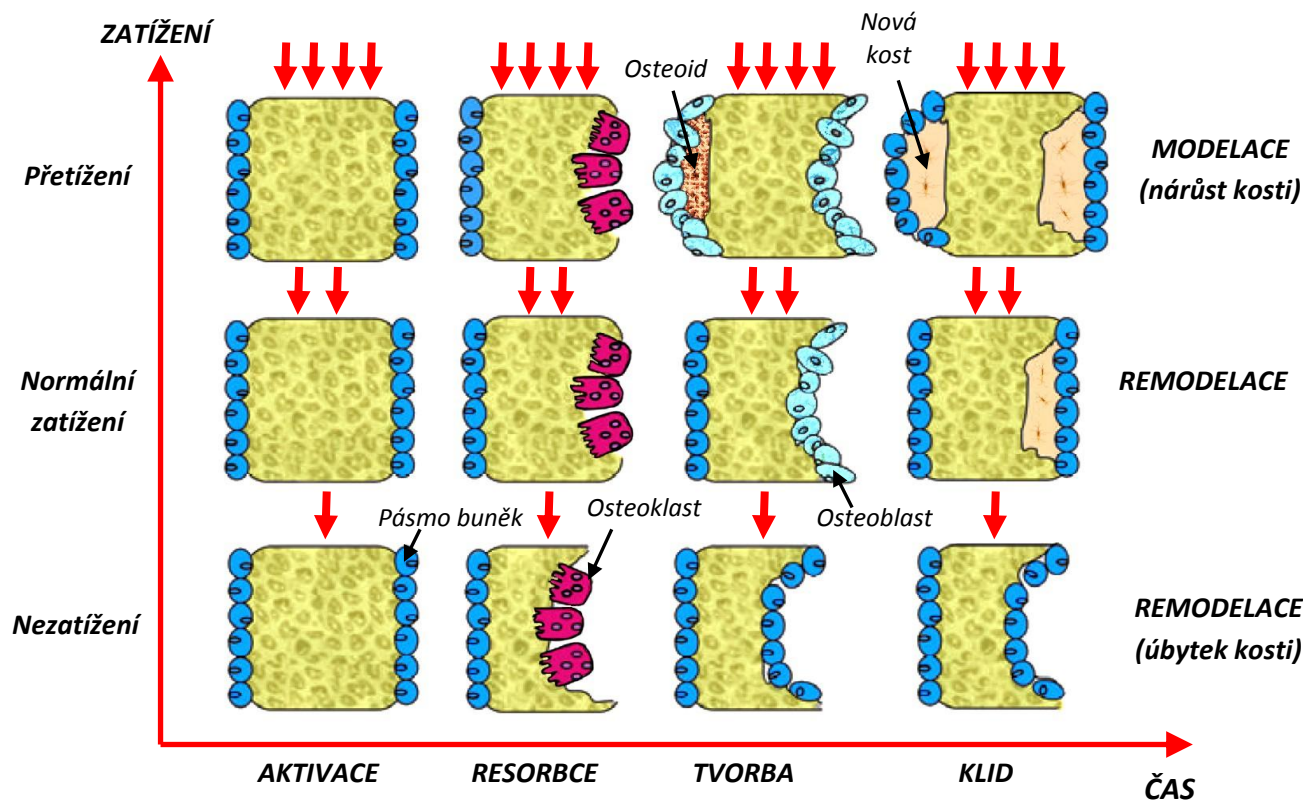


Obr. 7.20: Doba remodelačního cyklu [202].

Změny probíhající v kosti jsou závislé na namáhání. Základními buněčnými mechanismy upravujícími strukturu kostní tkáně jsou remodelace a modelace (konstrukce). V kosti probíhají v cyklu čtyři po sobě jdoucí fáze, které u většiny jedinců ve věku 19 – 60 let trvají přibližně 200 dní [202] viz Obr. 7.18 a Obr. 7.19:

- 1) Aktivace – signály z osteocitů aktivují osteoklasty.
- 2) Resorpce – mnohobuněčné osteoklasty zahájí resorpci staré kosti.
- 3) Tvorba kosti a mineralizace – uvolnění růstových faktorů aktivuje k činnosti osteoblasty, kost mineralizuje a stanovuje se hustota kostních minerálů tzv. planární densita (*Bone Mineral Density* – BMD (g/cm^3)) respektive obsah kostních minerálů (*Bone Mineral Content* – BMC (g)) [249].
- 4) Klidová fáze – v kosti nedochází k žádným změnám.

Cyklus probíhá kontinuálně a reaguje na vnější zatížení současně, jak resorpcí, tak formací nové kosti na různých místech podle stavu namáhání [47] (Obr. 7.21). U nanamáhané kosti dochází k úbytku hmoty a u přetížené k nárůstu. Frost [225] rozdělil modelaci kosti do dvou skupin z kvantitativního pohledu na mikro-modelaci (organizující funkci kolagenu a tvorbu buněk ovlivňovanou přítomností hydroxyapatitu [216]) a makro-modelaci (zajišťující tvar kosti).



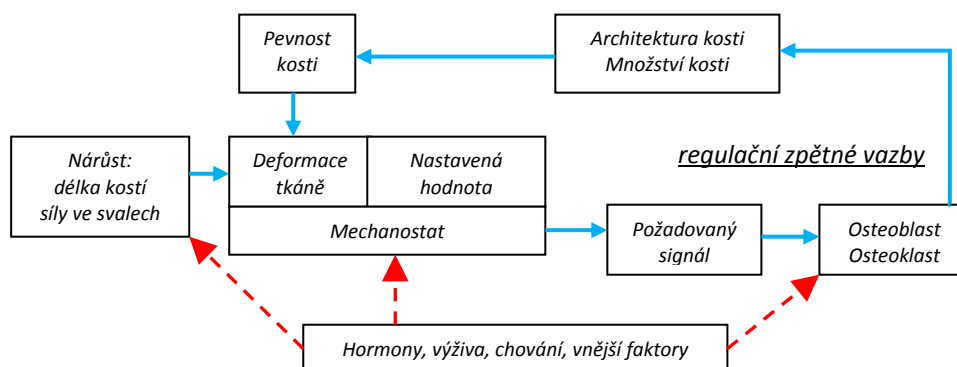
Obr. 7.21: Cyklus tvorby kosti v závislosti na zatížení [180], [252].

Typickým příkladem postupné změny tvaru kosti, jsou změny dolní čelisti po ztrátě zubu. Pokud nedojde k odpovídající náhradě zubu a kost není v daném místě nadále zatěžována, dochází k resorpci alveolu čelistní kosti [225], [224]. Chceme-li vyvolat uvnitř kosti proces nárůstu kostní tkáně, musí v ní docházet k mechanickému namáhání a nejlepším možným způsobem, jak toho docílit a v kosti vyvolat tento proces, je zavedení dentálních implantátů.

7.2.1 Mechanostat (hypotéza) - Frost: regulace zpětnou vazbou

Model vývoje kostí založený na Mechanostat¹ hypotéze (schéma Obr. 7.22) umožňuje pochopit klinické a experimentální pozorování změn probíhajících v kostech [49]. Proces přestavby je řízen a kontrolován zpětnou vazbou, která určuje na základě namáhání, jestli se má kostní tkáň přidávat případně ubírat [75], [80]. Biomechanická adaptace kostní tkáně je závislá na vnějším zatížení. Kost nabývá na množství a bude se zvyšovat do chvíle, než v tkáni hodnoty přetvoření dosáhnou na hodnoty tzv. klidové zóny (Obr. 7.21 - KLID). Jedním z typických příkladů dokazujících platnost této hypotézy je například pobyt člověka ve vesmíru. Stav beztlíže nevyvolává v kostní tkáni požadované signály způsobené gravitačním působením. Při dlouhodobějších pobytech na orbitálních stanicích je pak na astronautech pozorován úbytek kostní hmoty [225], [224]. Tento fakt dosud patří do skupiny nevyřešených problémů spojených s letem na vzdálenější objekty ve vesmíru.

¹ Mechanostat – přirovnání k termostatu se zpětnou vazbou.

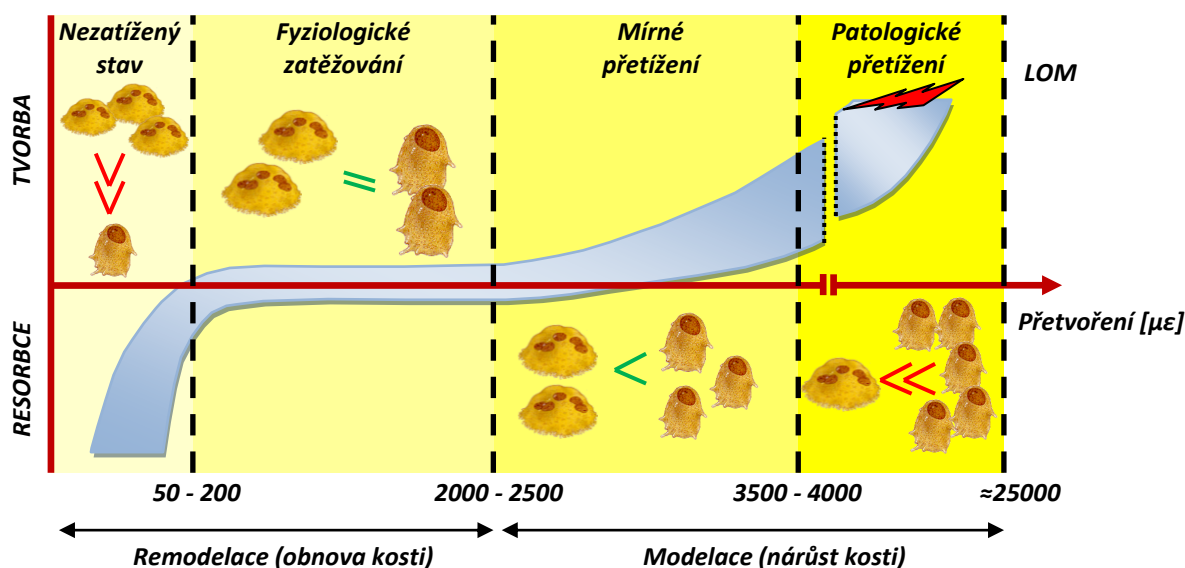


Obr. 7.22: Model vývoje kostí založený na Mechanostat hypotéze – zpětná vazba [49], [80], [159], [160].

Do celého procesu jsou také zahrnuty vnější vlivy, které nemají mechanický charakter (výživa, genetické předpoklady atd.), přesto se na (re)modelaci kosti podstatně podílí (napomáhají jí nebo jí brání).

Podle Frosta je remodelace a modelace kosti závislá na přetvoření, udávaném v mikrostrainech ($\mu\epsilon$: $1000 \mu\epsilon$ = přetvoření 0,1%, tzn. přetvoření ϵ = 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 [118]. První stádium (Obr. 7.23) 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 přetížena (v kosti dochází k mikro-poškození, což vyvolá aktivitu osteoklastů [17], [48], [180], [215]) a dochází k jejímu nárůstu a hranice pro přetíženi 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 přenášeno větším množstvím kostní tkáně. Kost ovšem ztrácí svoji pružnost a patologicky vyvinutá kostní tkán je sice pevná, ale křehká. K porušení a praskání tkáně dochází za hodnotou 25000 $\mu\epsilon$.

Tato hypotéza narazila na řadu odpůrců a kritiků. Dostatečně nevysvětluje všechny jevy probíhající v kostech (mezní hodnoty jsou hypotetické, mění se s genetickou výbavou jedince a jeho věkem) [252]. Existuje ovšem mnoho klinických studií podporujících navržené intervaly a mezní hodnoty oddělující jednotlivá stádia jsou v souladu s experimentálním pozorováním [44], [48], [51], [54], [121], [181], [202].



Obr. 7.23: Prahové hodnoty přetvoření pro různé stavy zatěžování [17], [44], [51], [215], [252].

Po zavedení dentálního implantátu dochází v okolní kostní tkáni k podstatným změnám její morfologie na makro a mikro úrovni. U soustavy s implantátem je nutné vytvořit takové podmínky v kostní tkáni, aby vzniklá soustava byla rovnovážná a v kosti probíhaly fyziologické změny. Důležitý faktor rozhodující o úspěchu, který přímo souvisí s kostní tkání, je oseointegrace, která je často akcelerovaná přidáním nástřiku hydroxyapatitu na implantát (dopomáhá k rychlejší stabilizaci implantátu) [63]. Časté selhání implantátu je v důsledku úbytku kostní tkáně v okolí krčku implantátu, které je navíc doprovázeno velice často infekcí.

V případě fyziologického spojení čelisti se zuby prostřednictvím periodontia dochází ke zcela jinému namáhání, než v případě čelisti s aplikovanými implantáty, což je důležité si uvědomit při návrhu implantátu. Správně navržený implantát nesmí biomechanicky porušovat metabolismus kostních tkání, čemuž je nutné věnovat zvýšenou pozornost.

Řada prací řešící biomechanicky problematiku (re)modelace kostní tkáně (na úrovni jak kostní tkáně kortikální tak i spongiózní) v okolí dentálního implantátu respektive (re)modelaci kosti v dolní čelisti často vychází při mechanické analýze z Frostových hypotéz [17], [30], [53], [66], [103], [225], [224], [236], [244], [252].

7.2.2 Modelace a remodelace

Vedle klinických experimentálních prací zabývajících se modelací a remodelací kostní tkáně, existují i práce zaměřené na výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků. V pracích zabývajících se řešením modelace a remodelace kostní tkáně při interakci s dentálním implantátem je poměrně málo [122], [2], [96], [144], [27], [103], [104]. Při řešení se užívají algoritmy otestované na dlouhých kostí [103].

Obecně může být přestavba kosti v čase zapsána matematicky takto [189], [188]:

$$\frac{d\rho}{dt} = K(S - S_{ref}) \quad (13)$$

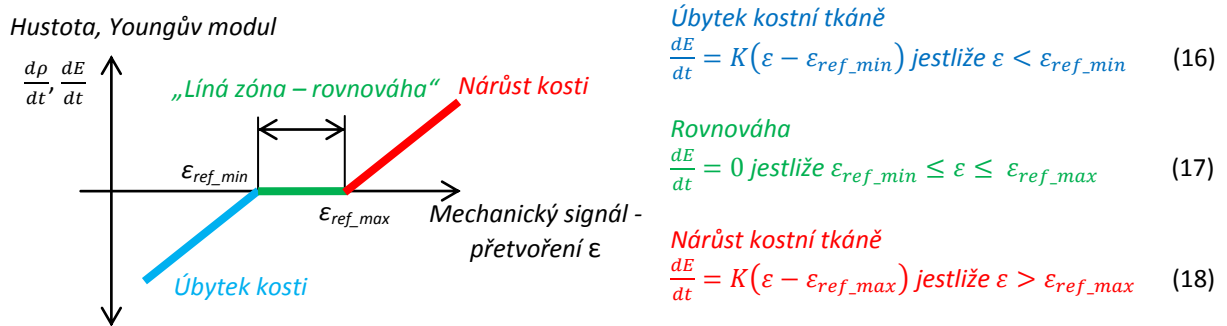
$$S = S_{ref} \rightarrow \frac{d\rho}{dt} = 0 \quad (14)$$

$$0 < \rho < \rho_{kor} \quad (15)$$

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 hodnota mechanické veličiny získaná řešením odpovídá referenční hodnotě je stav rovnovážný a změna hustoty nenastane (14). Je-li S menší jak S_{ref} , pak hodnota přírůstku hustoty je záporná (úbytek kosti), v opačném případě kladná (růst a tvorba kosti). Řešení rovnice (13) je nutné provádět iteračním přístupem. Velkou překážkou při použití tohoto algoritmu je určení 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/cm³ [122]; 1,7-1,9 g/cm³ [103]), (15). Většina použitých algoritmů na předešlém principu je vytvořena pouze na hypotézách [103].

Frost – mechanostat

Jak uvedl Frost proces remodelace a modelace je řízen zpětnou vazbou, která se snaží udržet mechanické namáhání v kostní tkáně v přijatelných mezích. Obr. 7.24 ukazuje přestavbu kostní tkáně, při které je jako mechanický signál použito přetvoření. V grafu jsou vyznačeny tři oblasti oddělené prahovými hodnotami (ϵ_{ref_min} , ϵ_{ref_max}), které oddělují od sebe růst, rovnovážný stav a úbytek kostní tkáně reprezentovaný změnou hustoty respektive změnou Youngova modulu rovnice (16), (17), (18). Rovnovážný stav Carter [22] označil jako „*Lazy Zone*“ a velice často se v odborných publikacích tento pojem používá. V mezích mezi ϵ_{ref_min} a ϵ_{ref_max} je fyziologické namáhání kostní tkáně a nedochází k žádné změně (Frost uvádí hodnoty $\epsilon_{ref_min} = 100$ um/m $\epsilon_{ref_max} = 2000$ um/m [52], [191]).



Obr. 7.24: Lineární přestavba kostní tkáně v závislosti na přetvoření.

Huiskes – SED (Strain Energy Density)

Huiskes a jeho spolupracovníci [72] používají ve svých pracích tenzor napětí a přetvoření jako mechanický signál na základě kterého dochází v kosti k „adaptaci“. Jako veličina pro kontrolu modelace a remodelace kosti je použita deformační energie (19), (v originále je označení *SED* – „Strain Energy Density“):

$$W = \frac{1}{2} \varepsilon_{ij} \sigma_{ij} \text{ [J/mm}^3\text{]} \quad (19)$$

Autoři uvádí, že vztah mezi adaptací kostní tkáně a deformační energií je lineární. Frost rozdělil remodelaci na vnitřní a vnější. Pro vnější povrchovou přestavbu kosti (růst a úbytek tkáně) platí vztah (20):

$$\frac{dX}{dt} = C_x(W - W_n) \quad (20)$$

kde $\frac{dX}{dt}$ je množství kostní tkáně rostoucí kolmo k povrchu kosti, W deformační energie, W_n je energie nutná k udržení vnitřní rovnováhy (homeostatic), C_x je konstanta úměrnosti. Vnitřní modelace a remodelace kostní tkáně souvisí se změnou hodnoty hustoty kostní tkáně respektive jejích mechanických vlastností, která je dána vztahem (21):

$$\frac{dE}{dt} = C_e(W - W_n) \quad (21)$$

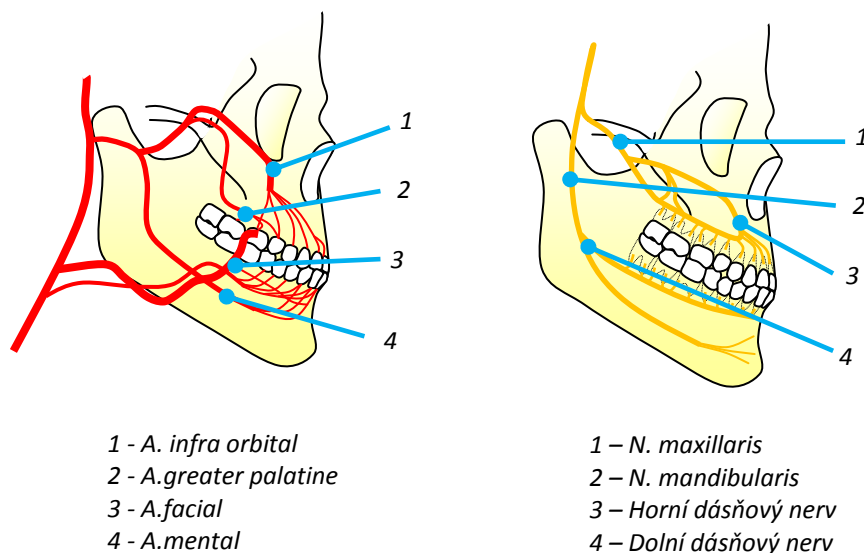
kde E [MPa] je místní Youngův modul v kostní tkáni a C_e je konstanta úměrnosti.

Tato hypotéza byla využita při výpočtovém simulaci remodelace kostní tkáně v řadě. Vzhledem k hardwarové náročnosti jsou většinou úlohy řešeny na 2D úrovni případně na jednoduchých pravidelných 3D strukturách. Podrobnější popis této hypotézy je uveden v práci [250].

Jak Huiskes, tak Frost uvádějí závislost mezi mechanickými veličinami a chováním kostní tkáně. Obě hypotézy jsou obdobné a respektují Wolffův zákon. U obou dvou hypotéz chybí zásadní zmínka o tom jakou má nově vzniklá kost kvalitu. Frost uvádí, že v případě patologického přetěžování dochází k růstu velkého množství kostní tkáně kalcifikované a tedy křehké a náchylné na zlomení. Taková kostní tkáň se velice často nachází u patologického kyčelního kloubu, v němž dochází až k vydrolování částí kosti.

7.3 Nervy a cévy

Každá živá buňka a tkáň potřebuje být pro správné plnění svojí funkce zásobena živinami, které jsou dodávány krví pomocí cévní soustavy. Horní i dolní čelist je bohatě propletena cévami (základní cévy jsou popsány na Obr. 7.25), které jsou zakončeny u každého zubu v ozubici (periodontu). Zde tvoří spletitou síť propojenou s dásní.



Obr. 7.25: Krevní zásobení čelistí a nervová spojení se zuby.

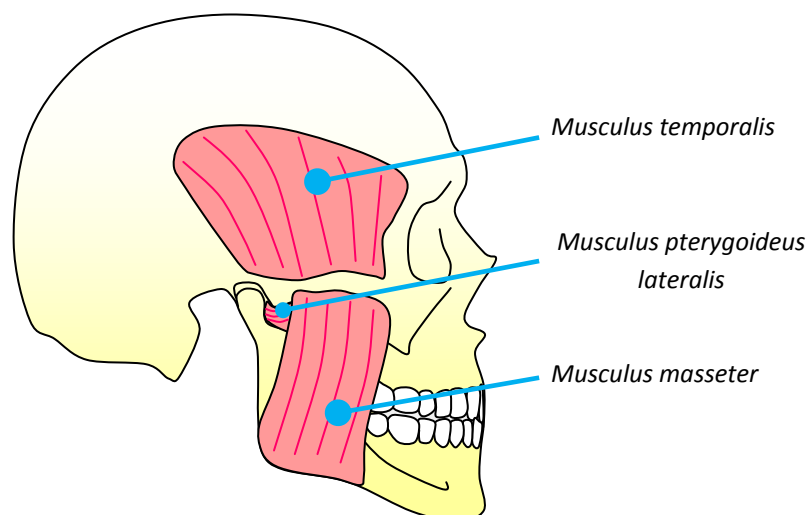
Nervy jsou svazky paralelních nervových vláken (axonů či dendritů) periferního nervového systému, které zprostředkovávají vedení informací z periferie do centrální nervové soustavy. V dolní čelisti probíhá velké množství nervů (Obr. 7.25). Ty jsou zakončeny v ozubici a snímají při skusu velikosti tlaků při rozměňování potravy a vysílají signály zpět do mozku. Ten následně vysílá impulzy do svalů o tom, jak velkou silou mají při žvýkání působit.

Nejdůležitějším nervem v dolní čelisti je dásňový nerv (*nervus alveolaris inferior*), který vychází jako silná větev z třetí větve trojklaného nervu (*nervus mandibularis*), (Obr. 7.25). Tento nerv prochází tělem dolní čelisti (*canalis mandibulae*), inervuje dolní zuby a přilehlou dásně. Vystupuje z mandibulárního kanálu jako *nervus mentale* ve *foramen mentale*. V horní čelisti inervuje zuby horní dásňový nerv vycházející z druhé větve trojklaného nervu *nervus maxillaris*.

7.4 Svaly

Svalová tkáň se dělí na tři typy – kosterní, srdeční a hladkou. Svaly, podílející se na žvýkání, jsou kosterního typu. Je to svalovina příčně pruhovaná a složena ze svalových vláken, pojivové tkáně, krevních cév a nervů. Vlákná svalů jsou seskupena dohromady a jejich průměr je 10 – 60 μm . Vlákná se skládají z ještě tenčích vláken myofibril – průměr 1 μm . Ty se dále rozdělují na úseky, které se nazývají sarkomery, k jejichž kontrakci a následné svalové činnosti dochází vlivem nervových impulsů.

Žvýkání je opakující se proces, který se skládá z následujících fází: oddělení, rozmělnění a polknutí sousta [235]. Aktivními prvky žvýkací soustavy jsou svaly. K svalům žvýkací soustavy (Obr. 7.26) patří sval spánkový (*musculus temporalis*), sval žvýkací (*musculus masseter*) a silně oploštělý střední a boční sval křídlový (*musculus pterygoideus medialis* a *musculus pterygoideus lateralis*). Tyto svaly umožňují žvýkací pohyby a mechanickou interakci zubů s potravou, jejímž výsledkem je realizace fází žvýkacího procesu.

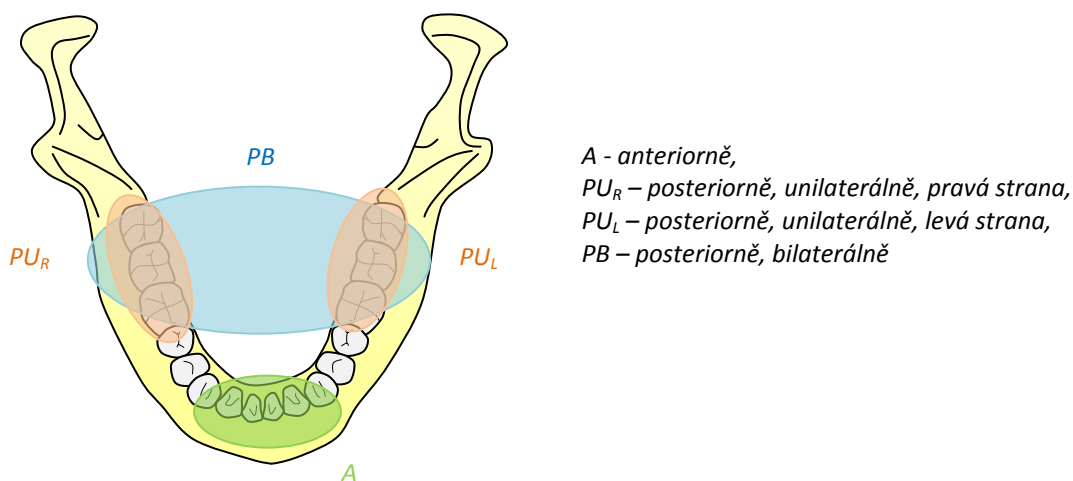


Obr. 7.26: Žvýkácké svaly.

7.4.1 Svalová aktivita - skus

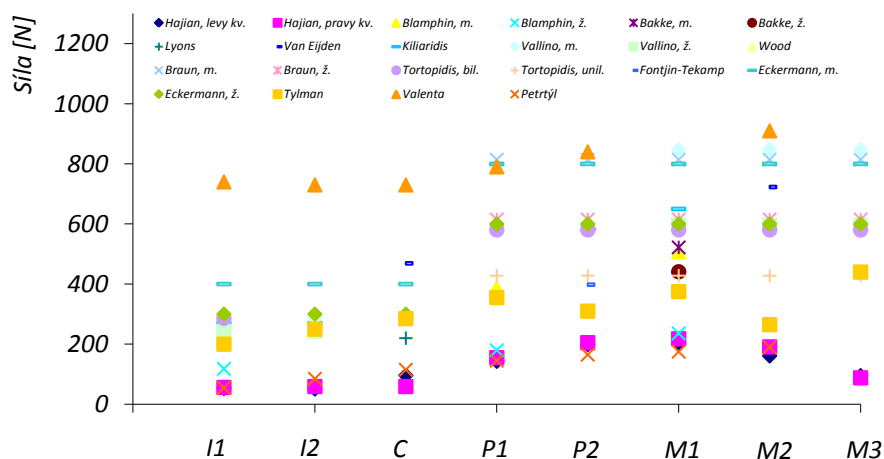
Základní funkcí žvýkáckého aparátu je oddělování a rozměňování stravy. Oddělovací a rozměňovací činnosti mají mechanický charakter. Jedná se o činnosti, které jsou charakteristické velkým mechanickým namáháním prvků této soustavy. Se svalovou aktivitou úzce souvisí silové působení v zubech při skusu, přičemž velikost skusové síly je omezoována receptory (mají zpětnovazební funkci) [235]. Nejdůležitějším okamžikem v procesu žvýkání je okluze, tj. okamžik, kdy zuby obou čelistí jsou k sobě přitlačeny, případně svírají a rozemílají sousto potravy. Svaly v takovém případě vyvíjejí aktivitu, která ovlivňuje velikost stykových sil v zubech. Velikosti sil v zubech lze měřit gnatodynamometry a obecně se pohybují v rozmezí 10-1000 N [105], [123], [139], [140] přičemž největší sílu lze vyvinout v oblasti druhých premolárů a prvních molárů. Vyšší hodnoty velikostí skusové síly (800-900N) nejsou zcela běžné a jsou pro člověka na hranici porušení prvků skusové soustavy. Při běžném žvýkání jsou mnohem nižší síly cyklického charakteru v závislosti na tuhosti potravy.

Hodnotami normálních skusových sil se ve svých pracích zabývali Hajian [238], Tylman a Petrtýl [233], [248]. Síla v řezácích a špičácích dosahuje velikosti kolem 50N, u premolárů přesahuje 150N a u molárů se pohybují síly kolem 200N (v případě M3 ale síla významně klesá).



Obr. 7.27: Rozložení skusových sil při žvýkání dle Nankaliho [227].

Síly jsou rozloženy v zubním oblouku v tzv. okluzní rovině (Obr. 7.27). Nankali [227] dělí normální žvýkání na dva základní způsoby: anteriorní (žvýkání na předních zubech - okusování), posteriorní (žvýkání na zadních zubech). Dále se rozlišuje žvýkání na jedné straně tzv. unilaterální a na obou stranách současně bilaterální [237]. Velikosti sil působících na jednotlivé zuby, tak jak ji různí autoři publikovali, je uvedena v následujícím grafu (Obr. 7.28) – graf je převzat s laskavým svolením Ing. Libora Boráka, Ph.D.



Obr. 7.28: Přehled okluzních sil působících na jednotlivé zuby dle [233], [234], [238], [248], ž - ženy, m - muži.

8. Popis zubních (dentálních) implantátů

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. V roce 2003 existovalo více než 220 různých typů implantátů vyráběných přibližně 80 výrobci [86], [226]. Současným trendem je důraz na hledání nových materiálů (nanostrukturní titan, titanové slitiny apod.) a prohlubování znalostí, které o interakci implantátu s živým organismem máme. Dentální implantát je cizí těleso zavedené do dutiny ústní, a to buď do měkkých tkání (sliznice), nebo do tvrdé kostní tkáně, případně přímo do zubu pro jeho stabilizaci.

Ze zahraničních výrobců je možné uvést například: Astra Tech Dental Implantat System – Astra Tech AB, Molndal, Sweden [258], Bränemark System – Nabelpharma AB, Goteborg, Sweden [278], [277], ITM Implantat System – Institute Straumann AG, Waldenburg, Switzerland [283], DENTALIH-DE – Dental AG, Gommiswald, Switzerland [266] a z tuzemských například (Lasak s.r.o., Praha [269]).

Pro současný vývoj v dentální implantologii je charakteristické komplexní prohlubování znalostí ve všech oblastech s dentální implantologií souvisejících. Především v oblastech návrhu nových dentálních implantátů umožňujících řešení v problematických případech snížené hustoty kostní tkáně, při níž jsou klasické implantační postupy značně omezeny.

8.1 Rozdělení implantátů

Implantáty se rozdělují dle různých kritérií. V zásadě se ve stomatologii používají čtyři typy implantátů [206]:

- Intramukózní implantáty – umísťují se do prohlubní ve sliznici.
- Subperiostální implantáty – umísťují se mezi kost a mukoperiost (Obr. 8.1).
- Transdentální implantáty – zajistí stabilitu zubů po zavedení do kořenového kanálku.
- Nitrokostní implantáty – zavedeny přímo do alveolární kosti.



Obr. 8.1: Subperiostální implantát [230].

Tato práce je zaměřená na řešení interakce implantátu s kostní tkání. Nejčastěji používanou skupinou jsou implantáty nitrokostní. Je možné jimi nahradit jeden chybějící zub, několik zubů, případně celý zubní oblouk při použití většího množství těchto implantátů (často se jednotlivé typy mezi sebou kombinují). Jejich obrovská výhoda je, že po zavedení jsou v přímém kontaktu s kostní tkání. Tím dochází k jejich mechanické stimulaci a ta nepodléhá resorpci. Nevýhodou je problematické zavádění.

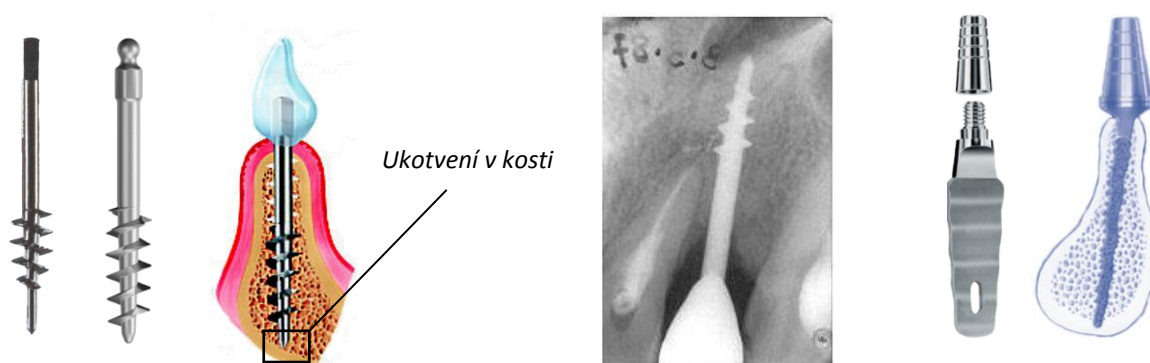
Nitrokostní implantáty se rozdělují do tří základních skupin podle tvaru (Obr. 8.2):

- 1) válcové, šroubové, (Lašák, Bränemark, VNI-Kuřim)
- 2) žiletkové (čepelkové), (Martikan)
- 3) diskové (BOI – **b**asálně **o**seo**i**ntegrované), (Ihde)



Obr. 8.2: Nitrokostní implantáty.

Méně používanými implantáty, které patří do skupiny šroubových implantátů, jsou bikortikální šrouby [279], které jsou delší než standardní válcové a šroubové implantáty a mají široký a plochý závit. Mají specifické využití. Při jejich zavedení je hrot šroubu opřen o protější stranu kortikální kosti čelisti (Obr. 8.3). Existují i bikortikální žiletkové implantáty [279], které také prostupují přes celou výšku kosti. Použití všech těchto implantátů je omezeno pouze na přední část dolní čelisti, kde neprobíhá nerv (*nervus alveolaris inferior*), velice často se aplikují v horní čelisti.



Obr. 8.3: Bikortikální implantáty.

V minulých letech byla patentována řada implantátů, které nebyly aplikované nebo se nerozšířily v klinické praxi (Obr. 8.4). Jednalo se o implantáty značně složitých konstrukcí a tvarů, jejichž zavedení do lidské čelisti nebylo snadné [221], ale některé hrály důležitou roli při vývoji dnešních kvalitních implantátů.



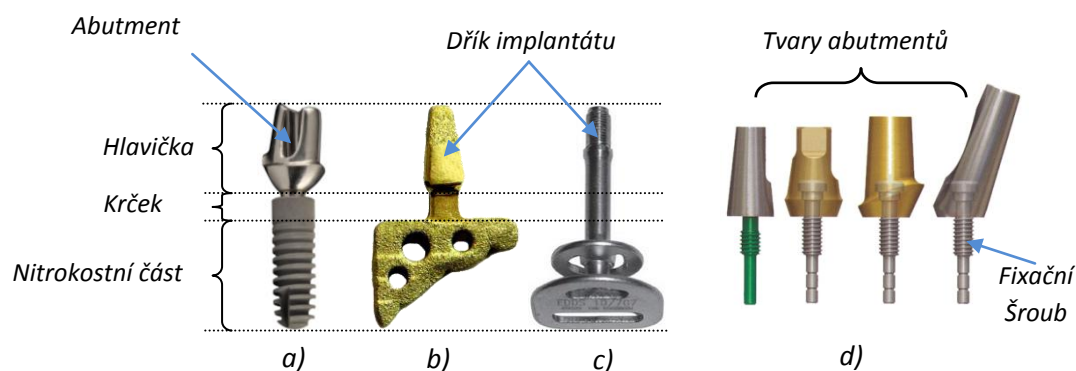
Obr. 8.4: Různé tvary implantátů.

Každý z uvedených typů má v určitých indikacích své opodstatnění. Například čelist se špatnou hustotou kosti často před zavedením implantátů vyžaduje předoperační zákrok pro zlepšení kvality

kosti (augmentační operace [203], [230] např. *Sinus Lift*). Případně je možné využít při implantaci méně často používané žiletkové a diskové implantáty. U diskových implantátů je například propagována okamžitá zatížitelnost. Brzké zatížení implantátu je jedním z aktuálních témat a je neustále diskutované.

8.2 Popis nitrokostního implantátu

Ve většině případů jsou nitrokostní implantáty složeny ze tří částí (Obr. 8.5). Části nitrokostní, která je ukotvena v alveolární kosti čelisti, přechodové části, která se nazývá krček. Krček prochází kortikální částí kostní tkáně a má tvar válce, případně je zkosený nebo je opatřen mikro závitem. Poslední částí je hlavička, na kterou se pevně fixuje korunka zubu. Ta se vyrábí při jednoetapové implantaci pevná, nesnímatelná a jako výměnná při dvou etapové implantaci, kdy se abutment fixuje spojovacím (fixačním) šroubem (Obr. 8.5 d)).



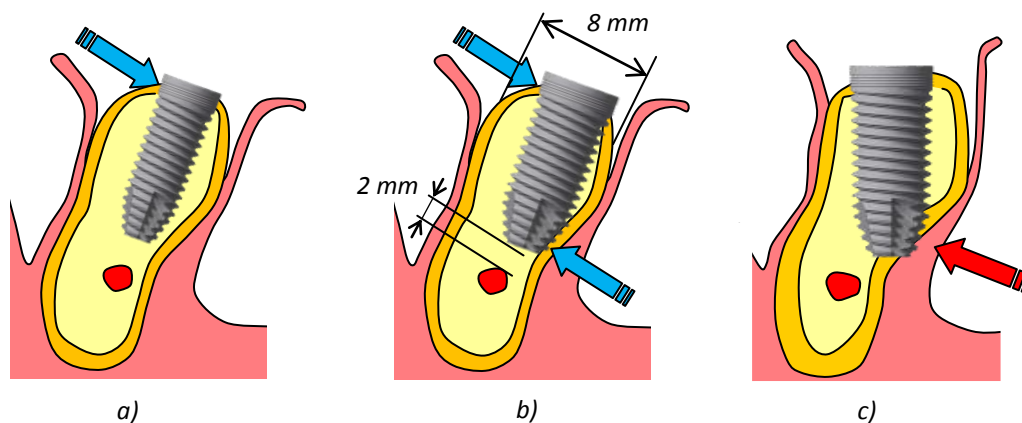
Obr. 8.5: Popis implantátů a) Ankylos [256], b) Martikan [270], c) BOI [213], [266], d) Abutmenty [225].

8.3 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 a zhodnocení všech klinických parametrů tak, aby bylo možné zajistit primární stabilitu implantátu v kosti:

- 1) se zmenšeným průměrem, tj. < 3,4 mm
- 2) se standardním průměrem 3,75-4 mm
- 3) 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 (Obr. 8.6). Pro jejich zavedení je nutné mít k dispozici dostatečně široký alveolární hřeben 8 mm a je nutné dodržet vzdálenost od čelistního nervu minimálně 2 mm. Při zavádění je nutné dávat pozor na proražení kortikály na linguální straně kosti (Obr. 8.6 c)). V případě, že je zúžený alveolární hřeben (užší než 6 mm), nebo u pacientů, kteří mají malý prostor mezi kořeny (mesiodistální mezera) sousedních zubů, je nutné volit implantáty s menším průměrem, případně pomocí ortodontických pomůcek (rovnátek) tento prostor zvětšit [203]. Implantáty se zvětšeným průměrem jsou indikovány v těch případech, kdy je špatná kvalita kosti, nebo při reimplantaci implantátu, který se neoseointegroval, případně zlomil (po vyjmutí implantátu je nutné odstranit i okolní měkkou tkáň a tím vznikne větší prostor) a při okamžité implantaci po extrakci zubu. Nutnou podmínkou je dostatečně široký alveolární hřeben 8 mm. Zkušenosti s těmito implantáty jsou krátkodobé, ale jsou velmi uspokojivé [203].



Obr. 8.6: a) standardní průměr implantátu, b) zvětšený průměr implantátu s bikortikálním kotvením, c) perforace kortikální kosti při zavedení implantátu se zvětšeným průměrem.

8.4 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:

- Neškodné pro okolní tkáň a organismus (neradioaktivní, nekarcinogenní, netoxické).
- Biologicky snášitelné (vlivem materiálu nezpůsobovat resorpci alveolárního hřebene kosti, nenarušovat metabolismus), tzv. **biokompatibilní**.
- Dostatečně pevné.

Vaněk [59], [230] rozdělil z hlediska biokompatibility materiály do tří základních skupin:

- biotolerantní (jsou v tkáni tolerovány, ale mezi kostí a implantátem dojde k tzv. fibrointegraci, ke vzniku vazivové tkáně silné 0,1 až 10 μm [25]),
- bioaktivní (jsou to materiály podporující integraci mezi kostí a implantátem, používají se především k povlakování např.: hydroxyapatit),
- bioinertní (mezi kostí a implantátem je přímý kontakt oseointegrace (str. 60)).

Ze všech testovaných materiálů vynikal svými výbornými komplexními vlastnostmi titan. Splňoval všechna kritéria a byl podroben dlouhodobému klinickému pozorování. Objevil jej v roce 1791 anglický chemik William Gregor. Má šedé až stříbřité zbarvení, je lehký, dostatečně tvrdý a odolný proti korozi (má značnou chemickou snášlivost) a je netoxický.

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 ($R_m = 240 \text{ MPa}$) až CP-Ti 9 ($R_m = 620 \text{ MPa}$) [259], [273] (Tab. 8.1).

Pro zlepšení mechanických vlastností se začaly vyrábět titanové slitiny. Mezi nejznámější a nejčastěji používanější patří slitina Ti-6Al-4V. Vyrábí se jako α a β slitina, která dosahuje meze pevnosti až 1250 MPa. Vyniká dobrou tažností a únavovými vlastnostmi. V dentální implantologii má své omezení, jelikož je náchylnější ke korozi a je prokázána i toxicita vanadu [128]. Svě zastoupení má především při výrobě umělých náhrad velkých kloubů (koleno, kyčel, rameno).

Slitiny titanu				
Skupina	E [MPa]	μ [-]	Re [MPa]	Rm [MPa]
Titan	116 000	0,34	140	220
CP titan 1	105 000	0,3	170	240
CP titan 2	102 000	0,3	275	344
CP titan 3	105 000	0,3	377	440
CP titan 4	105 000	0,3	480	550
CP titan 5	105 000	0,3	830	900
CP titan 7	105 000	0,3	275	344
Ti-6Al-4V	114 000	0,3	825	895

Tab. 8.1: Materiálové charakteristiky slitin titanu [59], [259].

8.4.1 Nanostrukturní titan

Je to nejnovější materiál pro medicínskou výrobu. Nanostrukturní titan si zachovává všechny významné vlastnosti, které jsou důležité v implantační medicíně a tuzemská pracoviště mají primát v aplikaci tohoto materiálu v dentální implantologii. K jeho výrobě je třeba speciálních technik „Severe plastic Deformation“ a s tím je spojeno i značné navýšení nákladů. Principem je zmenšit velikost zrn do řádu nanometrů (1 – 100 nm) a tím zlepšit mechanické vlastnosti při stejném chemickém složení jako u CP titanů [68]. Mají nižší modul pružnosti než CP titany [69], [128] (Tab. 8.2).

Nanostrukturní titan				
	E [MPa]	μ [-]	Re [MPa]	Rm [MPa]
nTi	100 000	0.3	1200	1240

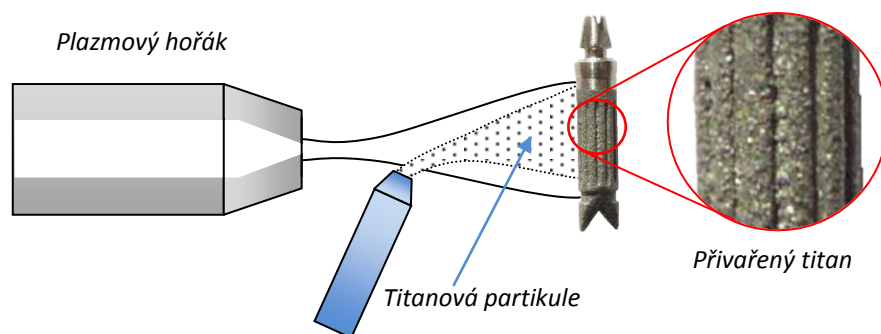
Tab. 8.2: Materiálové charakteristiky nanostrukturního titanu [68].

8.5 Povrch implantátu

Povrch implantátu je v přímém kontaktu s živou kostní tkání a má rozhodující vliv na oseointegraci. K implantátu s hrubým povrchem dříve přiroste kost než k implantátu s povrchem hladkým [19]. Úprava povrchu se rozděluje na dvě skupiny: subtraktivní a aditivní.

Principem subtraktivní metody je odebrání a deformování povrchu. Mechanickými úpravami se zpevňuje povrch a zlepšují se tak jeho mechanické vlastnosti. Nejčastěji se používá kuličkování, kdy se povrch implantátu ostřeluje abrazivními částicemi, které mají za cíl způsobit na povrchu plastickou deformaci. Vytvoří se tak drsná struktura s hrubostí 1,0 až 1,5 μm a zvětší se současně kontaktní plocha. Zároveň se zacelí mikro trhlinky (budoucí potencionální koncentrátoři napětí). Nevýhodou je možné snížení přesnosti závitů. Dalším způsobem je leptání kyselinami, tím lze dosáhnout nerovností o velikosti 0,3 až 1,5 μm . Nehrozí zde tak velké riziko kontaminace povrchu jako při použití abrazivních částic.

Aditivní metoda úpravy povrchu spočívá v nanášení vrstvy jiného materiálu požadovaných vlastností. Chemickými úpravami je možné na implantát nanést vrstvu materiálu např.: hydroxyapatitu (HA) nebo titanových částic (TPS) o velikosti 0,01 až 0,05 mm. Nejčastější metodou je sprejování v ochranné atmosféře za vysokých teplot 20 000 $^{\circ}\text{C}$. Titanová zrna se prakticky přivaří k povrchu implantátu (Obr. 8.7). Problémem je vytvoření biologicky stabilní čisté a rovnoměrné vrstvy. Tyto povrchy nemají tak dobrou odolnost proti korozi [203], především HA povrch [25]. Při porušení tohoto povrchu může docházet k bakteriální infekci, která je defekty na implantátu podporována. Navíc drobné napětí vzniklé při působení na implantát může způsobovat vylamování malých částíček a jejich uvolňování do okolí.



Obr. 8.7: Plazmové sprejování titanem.

Experimenty provedené na králících prokázaly, že kontakt povrchu TPS vede k zánětlivé reakci na rozhraní kosti a implantátu. U implantátů opracovaných mechanicky k problémům se záněty nedocházelo [33].

Část implantátu, která přichází do kontaktu s prostředím dutiny ústní, je vždy vysoce leštěná, neboť hladký povrch omezuje tvorbu plaku a tak snižuje možné riziko infekce v místě přechodu mezi dásní kostí a implantátem [203], [230].

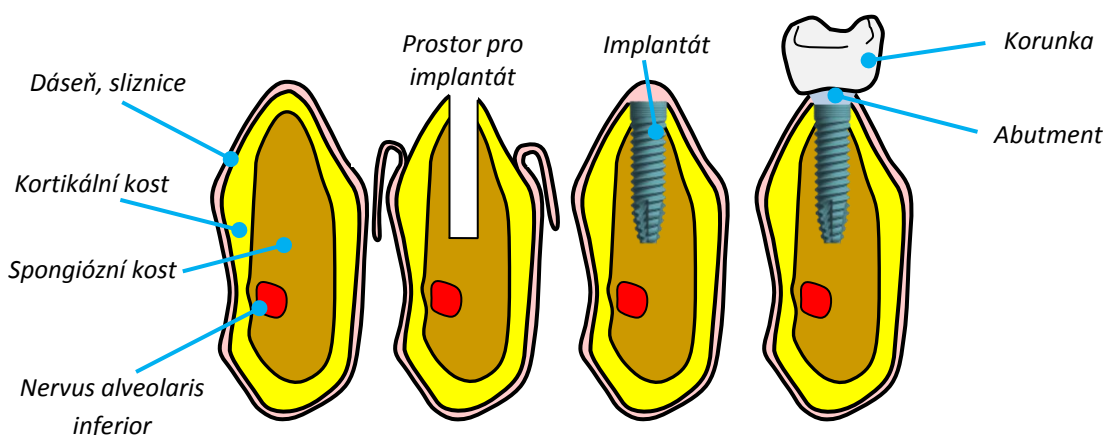
8.6 Zavedení implantátu

Zavedení implantátu do čelisti není jednoduchá operace a závisí na zručnosti a zkušenosti implantologa. Nejprve se pomocí fréz a vrtáků vytvoří v alveolárním výběžku vhodné lože, které má tvar implantátu (šroubový - válec, žiletkový - klínovitý kvádr, diskový - obrácený tvar písmene T). Při této operaci je potřeba, aby byl chirurg obzvlášť opatrný a nedocházelo k přehřívání okolní živé kostní tkáně vlivem tření. Uvádí se, že buňky kosti odumírají, jestliže jsou hodinu vystaveny teplotě 40°C [203], [213], [230]. Je nutné mít nastavené správné otáčky při preparaci lože a okolí operovaného místa dobře chladit. Z tohoto důvodu se dělají speciální školení pro implantology, kteří se seznámí se správným postupem při aplikaci daného typu implantátu.

Existují dvě strategie zavedení implantátu:

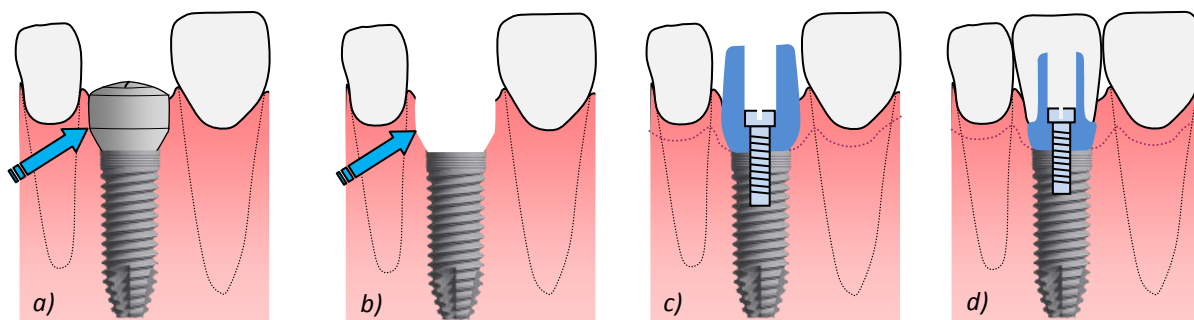
- 1) Aplikace implantátu do lože vzniklého po extrakci zubu. Je nutné otvor po kořenech mírně rozšířit a použít implantát se zvětšeným průměrem.
- 2) Aplikace implantátu do zhojené kosti, kdy se po extrakci zubu nechají otvory po kořenech v alveolárním hřebenu zaplnit kostí. To značně prodlužuje implantaci.

Před vlastním zavedením implantátu je pacient poslán na základní rentgenologické, v případě komplikovanějšího zákroku také na CT, vyšetření. Zjistí se jaká je kvalita kosti a její použitelný objem (stav resorpce alveolárního hřebene). Následná aplikace dentálního implantátu se skládá ze dvou chirurgických fází (dvoudobá implantace). V první fázi je odstraněna dásně a v kosti vytvořen prostor, do něhož se zavede implantát (v případě zhojeného alveolárního výběžku). Ve druhé fázi se znovu odkryje dásně a umístí se na implantát korunka (Obr. 8.8). Umístění a poloha implantátu je závislá na mnoha faktorech. Při aplikaci jednoho implantátu je nutný dostatečný mezizubní prostor, jelikož nesmí být poškozena vrstva kosti lamina dura sousedního zubu (riziko poškození a problému s periodontiem). Ideální není ani případ vytvoření můstku z několika implantátů, kdy může docházet nejenom k jejich přetěžování, ale také okolní kostní tkáně jsou vystaveny vyššímu namáhání a naopak tam, kde implantáty nejsou zavedeny, dochází k úbytku kosti. Tím se naprosto mění biomechanické poměry při kousání. Někdy je nutné z úsporných důvodů místa přistoupit k tzv. transpozici nervu. Může ovšem dojít k částečné nebo úplné ztrátě citlivosti [203], a proto se k této technice přistupuje jen ve výjimečných případech.



Obr. 8.8: Postup zavedení implantátu.

Implantát se po zavedení uzavře krycím šroubem a překryje dásní. Nastává proces oseointegrace a přibližně po 5 měsících se znovu dásně rozřeže a místo krycího šroubku se umístí tzv. vhojovací váleček [203], který má za cíl vytvarovat okolní dásně. Tím se po 8 týdnech vytvoří prostor pro budoucí abutment a dásně pro překrytí části korunky (Obr. 8.9). Důležitý je i estetický faktor a tímto způsobem lze dosáhnout tak dokonalého výsledku, že není poznat rozdíl mezi zubem a korunou na implantátu (není odhalen abutment a implantát neprosvítá).



Obr. 8.9: Příprava dásně a) vhojovací váleček, b) prostor pro zavedení abutmentu, c) zavedený abutment, d) korunka fixovaná šroubem k abutmentu.

8.7 Selhání a úspěšnost implantátů

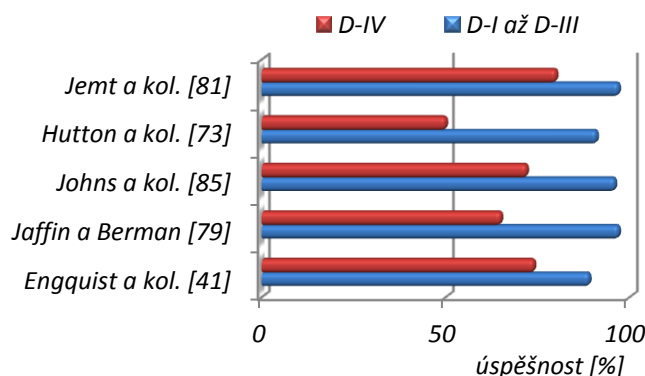
Úspěšnost dentálních implantátů je v současnosti poměrně vysoká 95% [95], [166]. Existuje stále řada faktorů, které nelze při úspěšné léčbě podceňovat. Pro hodnocení úspěšnosti stanovil Albrektsson [4] následující kritéria. Úspěšný je ten implantát, který je po zatížení nepohyblivý (zjišťuje se stabilita implantátu), nečiní chronické potíže a bolestivost, nedochází v okolí implantátu ke ztrátě kosti (rentgenologické vyšetření). Za selhání se považuje stav, kdy implantát jedno z těchto kritérií nesplňuje. Podobnou klasifikaci zavedl i Zarb a kol. v roce 1993 [197].

Stabilita implantátu je pojem, který nemá nic společného se vzpěrnou stabilitou, která je popsána v nauce o mechanice těles. Jedná se o pojem zavedený v medicíně, jehož obsah charakterizuje mobilitu respektive imobilitu segmentu lidského těla, případně segmentu se zavedeným implantátem, fixátorem, případně jiným prvkem. V dentální implantologii se jedná o mobilitu respektive imobilitu dentálního implantátu, vyjádřenou bezrozměrnou veličinou „*Implant Stability Quotient*“ (ISQ), která má 1 – 100 jednotek. Principem zjištění této veličiny je modální analýza, při níž se určují vlastní frekvence vybuzečné v měřené soustavě [18], [45], [280]. Měří se například na moderním zařízení od firmy Osstell [280]. Tento přístroj provádí rezonanční frekvenční analýzu a následně vyhodnocuje hodnoty ISQ.

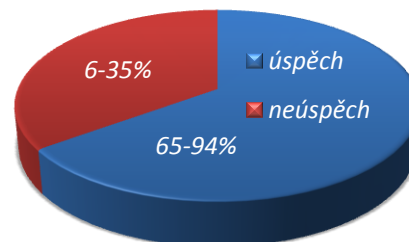
Po zavedení se zjišťuje primární stabilita implantátu, která je dána kvalitou kostní tkáně, rozměrem implantátu a způsobem zavedení. Sekundární stabilita se určuje až po novotvorbě a remodelaci

kostní tkáně na rozhraní implantátu. Průměrná hodnota stability implantátu v kosti se uvádí přibližně okolo 60 ISQ [108]. Štěpánek a kol. [167] zjišťovali primární stabilitu šroubových implantátů od firmy Impladent (Lašák) [269] a došli k závěrům, že nejvýznamnějším parametrem primární stability implantátu v kosti je její kvalita a průměr implantátu. Naopak neprokázali výraznou závislost na délce implantátu.

Většina dlouhodobých klinických studií vykazuje vysokou úspěšnost dentálních implantátů [203]. K neúspěchům dochází nejčastěji v případě snížené hustoty kostní tkáně, kdy byla snížena jak primární, tak i sekundární stabilita implantátu. Na grafech (Obr. 8.11 a Obr. 8.10) jsou uvedeny úspěšnosti zavedených implantátů podle kvality kostní tkáně.



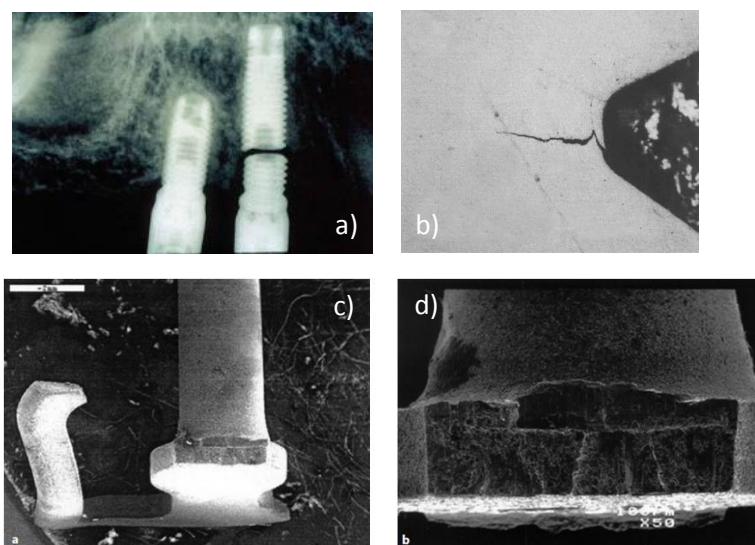
Obr. 8.10: Úspěšnost implantátů v závislosti na kvalitě kosti.



Obr. 8.11: Úspěšnost implantátů zavedených do kosti typu IV [203].

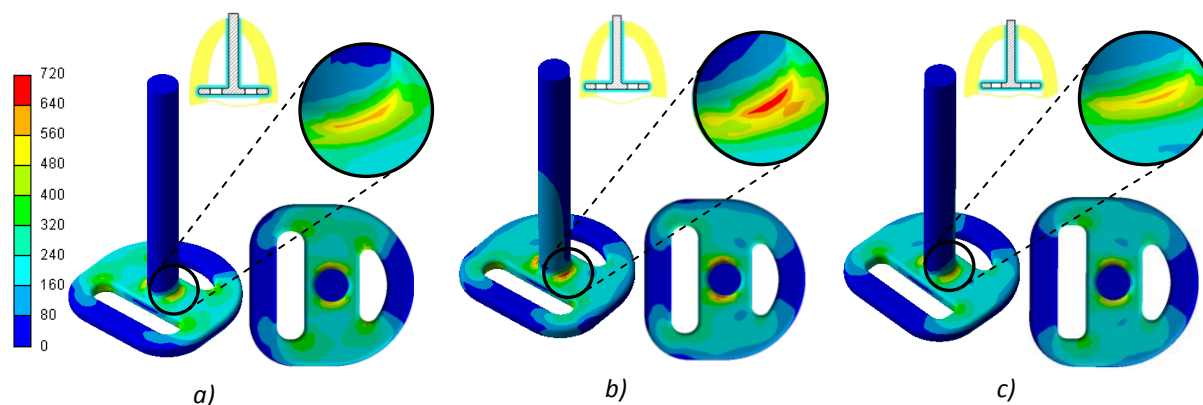
8.7.1 Porušení implantátu

Přestože je úspěšnost implantátů značně vysoká, objevují se případy, kdy vlivem zatěžování došlo k únavovému poškození implantátu. U šroubových implantátů dochází ke vzniku únavového lomu nejčastěji v místě styku abutmentu s násadou. Na Obr. 8.12 a), b) je vidět trhlinu v krčku závitů šířící se směrem ke středu implantátu [196]. Jedná se o ojedinělé případy, ke kterým došlo vlivem koroze, případně výrobními nepřesnostmi. Na povrchu implantátu se iniciovala a následně šířila trhlinka. Jako další příklad porušení implantátů lze uvést diskový implantát, u kterého nevhodným tvarem geometrie na přechodu mezi diskovou částí a dříkem, tedy nevhodnou konstrukcí implantátu, vzniká koncentrace napětí. V literatuře se uvádí, že po pěti letech od zavedení implantátu, vzniká v tomto přechodu únavový lom [213] (Obr. 8.12 c), d)).



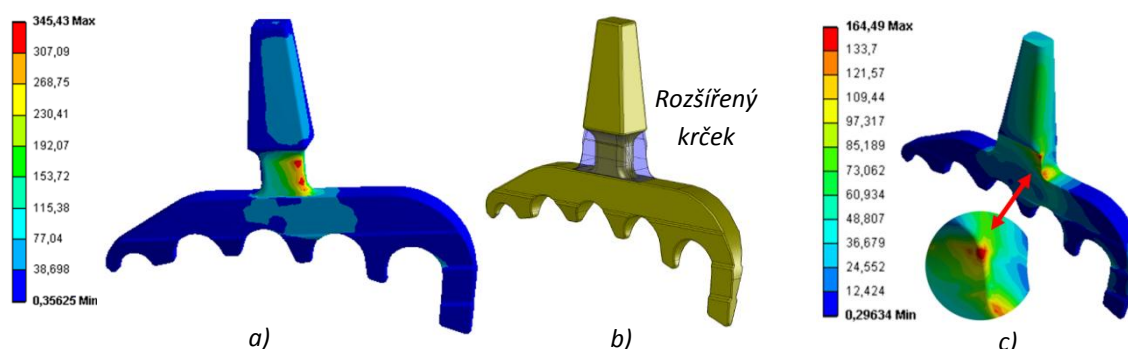
Obr. 8.12: Příklady porušení implantátů.

V rámci autorovy diplomové práce byla řešena problematika diskových implantátů v interakci se sníženou densitou spongiózní kostní tkáně. Řešení bylo provedeno výpočtovým modelováním. Na Obr. 8.13 jsou vykresleny izolinie redukovaného napětí podle podmínky HMM. Nejvyšší hodnoty redukovaného napětí dosahovaly 700 MPa. Mez pevnosti titanu se pohybuje okolo 900 MPa [273]. Řešení bylo provedeno pro statickou úlohu, ale v běžném životě hraje důležitou roli také cyklický nebo rázový charakter namáhání, např. při náhlém skusu tvrdého sousta může hodnota napětí několikanásobně vzrůst. To může mít za následek iniciaci trhliny a následné zlomení implantátu.



Obr. 8.13: Redukované napětí HMM [MPa] na diskovém implantátu pro různé způsoby uložení v kostní tkáni [112], a) implantát zaveden bikortikálně, b) implantát zaveden uni-kortikálně a c) implantát zaveden pouze do spongiózní kosti.

Příklad špatné konstrukce implantátu je na Obr. 8.14 a). V místě náhlého změny průřezu krčku, vzniká koncentrátor napětí, který způsobuje porušení implantátu. Žiletkové implantáty jsou také aplikovány v případě snížené hustoty kostní tkáně (poměrně velká plocha implantátu je v interakci s kostní tkání). V práci [246] byla provedena deformačně napěťová analýza, z níž vyplynulo, že kritické místo na těchto implantátech je krček (přechode mezi tělem implantátu a dříkem pro korunku). Změnou geometrie krčku lze dosáhnout trojnásobného snížení napětí [117].



Obr. 8.14: Redukované napětí HMM [MPa] na žiletkovém implantátu, a) žiletkový implantát, b), c) upravený implantát.

8.8 Spojení kostní tkáně 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 tkáně. Toto nelze považovat za úspěšný výsledek implantace. Stav s přechodovou vazivovou tkání je z lékařského hlediska nepřipustný. Oseointegraci jako princip vhojení ve svých pracích první popisuje Bränemark 1952 [14], [150], [200]

(Obr. 8.15). V dnešní době existuje na tuto problematiku řada různých názorů, avšak většina pracovišť se ztotožňuje s Bränemarkovými studiemi.

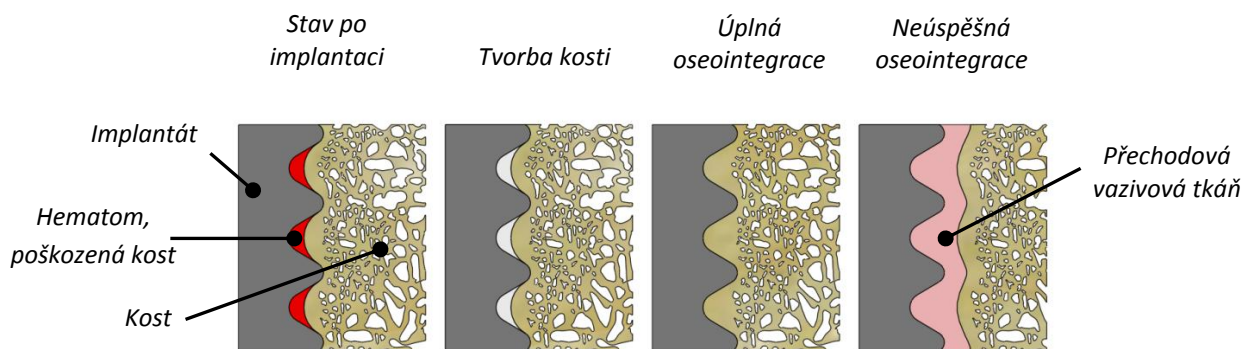
Pro správné vhojení implantátu je nutné dodržovat dostatečně dlouhou dobu hojení, aby se vytvořilo potřebné množství kostních buněk vrostlých do jeho povrchu. Z experimentů je známo, že k oseointegraci nedojde, je-li pohyb implantátu 50 – 150 μm [230]. Musí být zajištěna primární stabilita implantátu v kosti. Délka hojení závisí nejen na typu implantátu, jeho povrchu, kvalitě a hustotě kostní tkáně, ale také na pacientovi, jeho životosprávě apod. V případě, že nebyla dodržena dostatečně dlouhá doba hojení, respektive byl-li implantát předčasně zatížen, může dojít k jeho selhání. Bränemark [15] uvádí, že doba hojení po dentální implantaci by měla být mezi 4 až 6 měsíci v horní čelisti a 3 až 4 měsíce pro implantáty v dolní čelisti.

Po zavedení implantátu je mezera mezi kostí a implantátem vyplněna krevní sraženinou. Toto období se nazývá ranou fází hojení. Následně je sraženina nahrazena kostní tkání. Na konci procesu vhojení je kostní tkáň v přímém kontaktu s povrchem implantátu (Obr. 8.15, Obr. 8.16).

Bränemarkovy studie potvrdil svými experimenty Albrektsson [3] a vymezil oseointegraci následujícím způsobem:

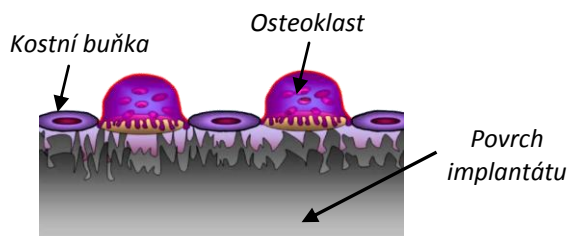
„Oseointegrace je přímý kontakt mezi kostí a povrchem implantátu na mikroskopické úrovni.“

Albrektsson a kol. 1981.

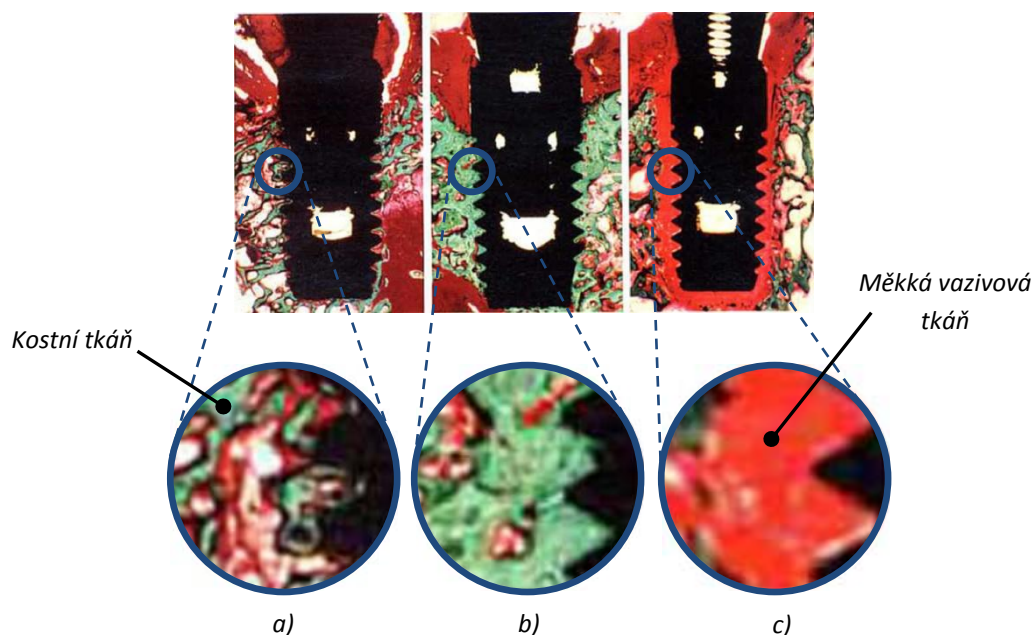


Obr. 8.15: Grafické znázornění procesu oseointegrace.

V práci [77] a [76] je popsán experiment, v rámci kterého byly aplikovány implantáty od firmy Astra Tech [258] do čelistí opic (*Macaca Fascicularis*). Po oseointegrovaní implantátů byly opice utráceny a z čelistí byly vypreparovány vzorky tloušťky 50 μm a následně zality akrylovou pryskyřicí. Sledoval se vliv zatížení na remodelaci kosti v okolí implantátu. U nezatíženého implantátu byla kost málo drážděna a nedošlo k dokonalému spojení. V případě, že se implantát přetěžoval, došlo k podstatně většímu nárůstu kosti. V některých indikacích po přetížení implantátu se implantát zcela uvolnil k oseointegraci nedošlo a vytvořila se přechodová vrstva měkké vazivové tkáně Obr. 8.17.



Obr. 8.16: Růst kostních buněk na povrchu implantátu.



Obr. 8.17: Histologické řezy vhojených implantátů [77], a) oseointegrovaný implantát nezatěžovaný, b) zatěžovaný, c) vazivové spojení.

Vznik dokonalého spojení mezi implantátem a kostní tkání, závisí na mnoha faktorech. Především pak na zkušenosti implantologa, který na základě subjektivního pocitu pacienta doporučí, kdy začít implantát postupně zatěžovat [225], [230]. Mezi nejznámější onemocnění, které vzniká vlivem přetěžování implantátu, patří periimplantitida [133]. Ta se objevuje na rozhraní mezi dásní a implantátem a vede k porušení oseointegrace nejčastěji v místě krčku implantátu a je často doprovázena ztrátou kostní tkáně v alveolárním výběžku kostí čelistí.

Zásadní vliv na oseointegraci má pět základních faktorů:

1. Povrch implantátu
2. Tvar implantátu
3. Kvalita kostní tkáně
4. Zatěžování
5. Správná životospráva a hygiena

9. Počítačová tomografie CT (computer tomography)

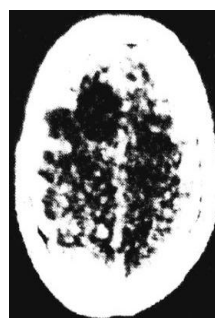


Wilhelm C. Roentgen
(1845 – 1923)

1895



1971

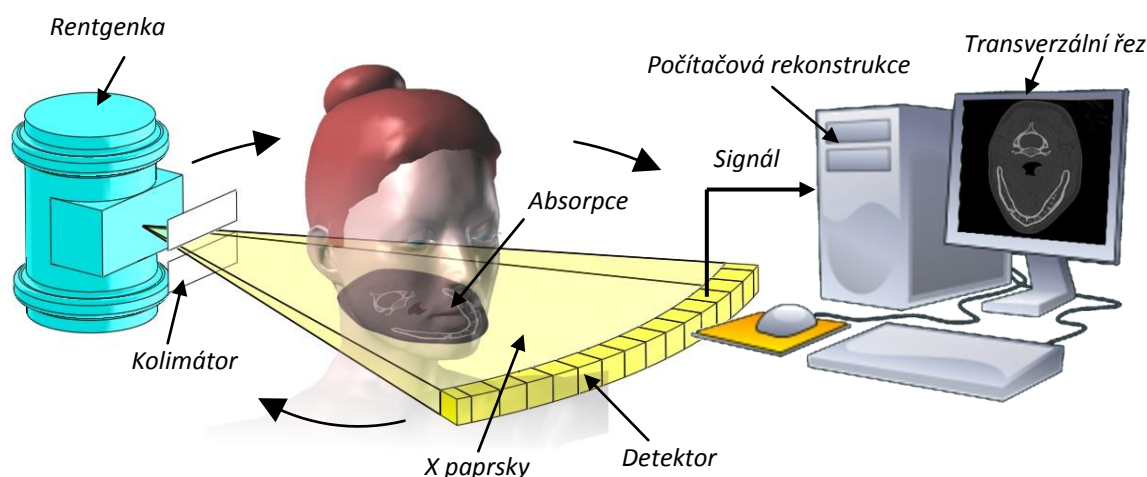


Godfrey N.
Hounsfield
(1919 - 2004)

Obr. 9.1: Průkopníci zobrazovacích metod [287].

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 (Obr. 9.1). 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 (Obr. 9.2). Ve stejnou dobu vypracoval Allan McLeod Cormack matematickou metodu k rekonstrukci získaného obrazu. Sestrojil první počítače schopné rekonstruovat řez objektem. V roce 1979 převzali oba tito vědci Nobelovu cenu za medicínu.



Obr. 9.2: Základní princip počítačové tomografie.

Obraz těla je tvořen sérií tomografických CT řezů. Všechny řezy jsou vytvořeny matematickou rekonstrukcí objektu ze znalosti průmětů objektu do různých směrů. Rentgenové záření vycházející z rentgenky projde kolimátorem, který vymezí záření do úzkého svazku paprsků, aby se škodlivé záření nerozptylovalo do okolí. Následkem interakce fotonů s elektrony (při průchodu paprsků objektem) je rentgenový paprsek s intenzitou I_0 tlumen (Obr. 9.4). Výstupní paprsek má intenzitu vždy menší než intenzitu počáteční ($I < I_0$) a je snímán detektorem. Detekovaná intenzita se převádí následně na elektrický signál. V případě dentální biomechaniky je analyzovaným objektem lidské tělo. Vnitřní orgány tlumí paprsek záření rozdílně v závislosti na své struktuře a hustotě. Nejvíce tlumí zuby a kosti, méně pak měkké tkáně (játra, svaly atd.) a nejméně je záření tlumeno v tukových vrst-

vách a v plicích. Především u měkkých tkání je malý kontrast zobrazení a rozlišení jednotlivých struktur je problematické, proto se používají kontrastní látky. Podélným lineárním posunem pacienta dostaneme sérii příčných řezů.

9.1 Mikro-CT zařízení

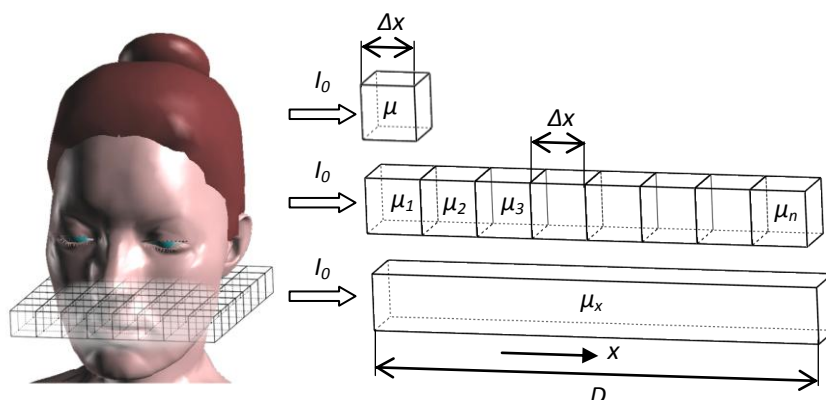
Mikro-CT zařízení pracuje na stejném principu jako klasické CT. Na snímcích jsou zaznamenávány hodnoty tlumeného rentgenového paprsku. Rozdíl mezi CT a mikro-CT zařízení je v koncepci snímání objektu. Zatím co u klasického CT rotuje rentgenka a detektor, okolo objektu u mikro-CT jsou v klidu a otáčí se objekt nejčastěji upnutý ve sklíčidle Obr. 9.3. Z důvodu silného rentgenového záření se měření na živých organismech provádí na speciálně upravených zařízeních [282].



Obr. 9.3: Mikro-CT od firmy GE umístěné v Bratislavě na akademii věd.

9.2 Postup vytváření obrazu

1. Vstupní svazek X záření – I_0 .
2. Svazek prochází objektem a dochází k absorpci.
3. Výstupní svazek je zachytáván detektorem.
4. Data se přenesou do PC, kde se řeší soustava **lineárních** rovnic.
5. Výsledný obraz tvořený pixely s hodnotami intenzity pixelů tzv. CT-číslly.



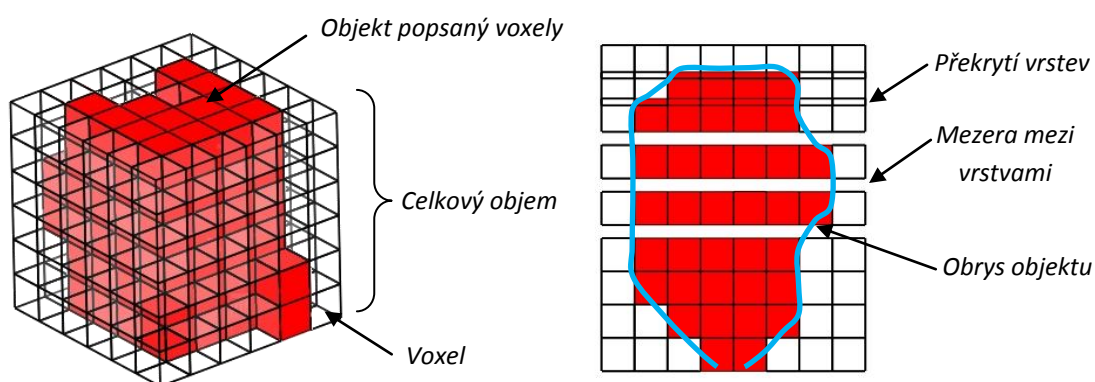
Obr. 9.4: Postup útlumu intenzity paprsku a jeho matematické zpracování.

CT zařízení jsou ovládána výkonnými počítači, které provádí zpracování signálů získaných při vlastním vyšetření. Výsledkem jsou digitální počítačová data, která diskrétně popisují rozložení

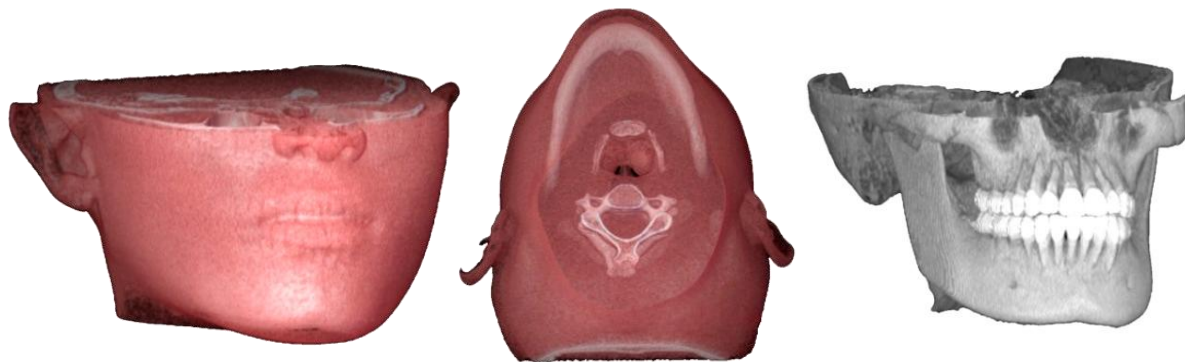
fyzikálních hodnot (rentgenová hustota CT v nasnímaném objemu [207]). Z CT můžeme získat jak informace o tvaru snímaného objektu, tak i o jeho fyzikálních vlastnostech (hustotě).

Řezy (2D) objektu jsou rozděleny do sítě malých objemových (3D) voxelů „volume-pixel“ se čtvercovou základnou a konstantní hodnotou útlumu. CT data jsou diskretním popisem rozložení fyzikálních hodnot ve 3D kartézských souřadnicích. Jednotlivé řezy je možné chápat jako 2D obrazy, jejichž celková série vytváří objemový model pomocí voxelů (Obr. 9.5). Jednotlivé vrstvy nasnímaného objektu mohou ležet přímo na sobě, nebo mají mezi sebou konstantní vzdálenost, případně se překrývají. Na Obr. 9.6 je uveden příklad zobrazení voxelů z CT snímků dolní čelisti včetně měkkých tkání a pouze kostních tkání. Obrázky byly pořízeny pomocí softwaru Viewer3D [272] a Image J [267].

Stejným způsobem jsou ukládána i data ze zobrazovacího zařízení magnetické rezonance (MR), u které ovšem voxely nevyjadřují hodnotu útlumu paprsku v závislosti na hustotě kostní tkáně! Proto má z hlediska modelování kostních tkání podstatně větší význam CT zařízení, jelikož je možné navíc určovat hustotu kostních tkání respektive jejich mechanické vlastnosti.



Obr. 9.5: Popis diskretizace CT snímků.

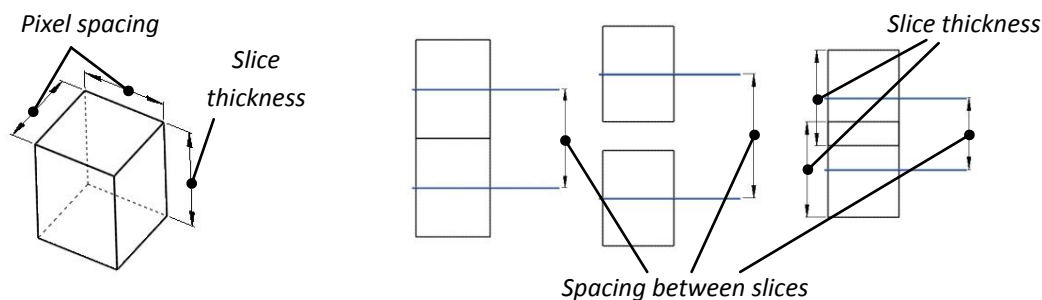


Obr. 9.6: Příklad 3D rekonstrukce CT dolní čelisti.

9.3 DICOM - metadata

Data z CT/MR jsou v dnešní době standardizovaná a přenositelná mezi jednotlivými výrobci zobrazovacích zařízení. Pro ukládání a přenos dat z CT, případně MR, byl vytvořen mezinárodní univerzální formát DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Obsahuje všechny důležité informace pro síťovou správu dat. DICOM formát zjednodušuje komunikaci mezi různými pracovišti a pracovními stanicemi od různých výrobců.

Součástí každého DICOM souboru jsou i metadata. Ty obsahují důležité informace jak o pacientovi, tak i o snímku (velikost voxelu, poloha jednotlivých řezů, intenzita voxelů a hloubce barev atd.). Všechny důležité rozměry voxelů a poloha řezů vůči sobě je možné z metadata získat (Obr. 9.7). Tyto informace jsou velice důležité při tvorbě modelů geometrie a k identifikaci rozměrů řešeného objektu.



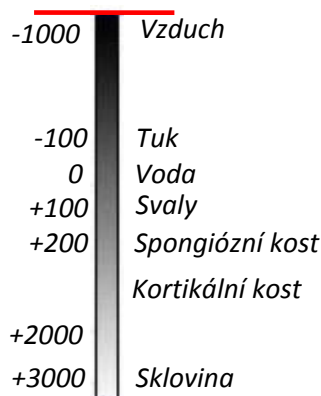
Obr. 9.7: Popis geometrie CT/MR snímků pomocí metadat (převzato z originálu).

9.4 Hounsfieldovy jednotky HU (Hounsfield units)

Pro kvantitativní analýzu tkání slouží v praxi tzv. Hounsfieldovy jednotky (HU) [145]. Pomocí transformačního vztahu (22) jsou k CT číslům přiřazovány HU jednotky. Je dokázáno, že CT-čísla jsou lineárně závislá na hustotě dané tkáně [29], [120], [169], [229]. Při převodu na HU jednotky se vychází z kalibrace CT, přičemž referenčními hodnotami jsou CT-čísla vody (CT_w) a vzduchu (CT_a). Referenčními 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.

$$HU = 1000 \cdot \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a} \quad (22)$$

Hounsfieldovy jednotky se využívají při kvantifikaci hustoty kostní tkáně, jelikož každá tkáň v lidském těle má svoji charakteristickou hodnotu HU. Základní rozdělení spektra HU je uvedeno v Tab. 9.1 a na Obr. 9.8, kde jednotlivým úrovním HU je přiřazen určitý odstín šedé barvy. Z tabulky je zřejmé, že nejvyšších hodnot HU dosahuje zubní sklovina (+3000) [224]. Kostní tkáň se na škále HU pohybuje v rozmezí cca +150 až +1800.



Tkáň	Hounsfield units
Vzduch	-1000
Voda	0
Svaly	35-70
Vazivové tkáně	60-90
Chrupavka	80-130
Spongiózní kost	150-900
Kortikální kost	900-1800
Dentin	1600-2400
Sklovina	2500-3000

Tab. 9.1: Hounsfield units [224].

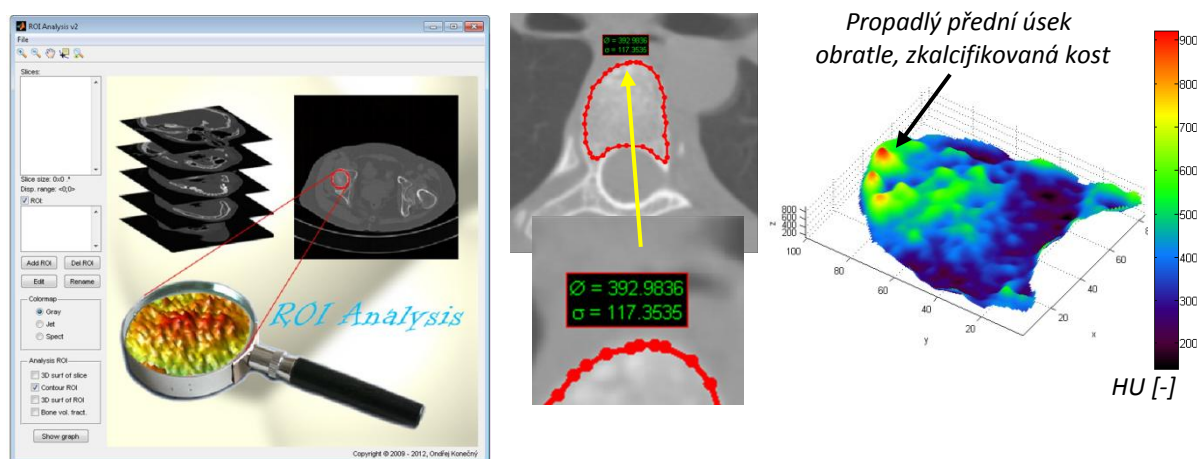
Obr. 9.8: Hounsfieldova šedá stupnice [224].

9.5 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 [260], který je napsán v programovém prostředí Matlab.

Z důvodu zpracování značného množství snímků bylo vytvořeno GUI „*Graphical User Interface*“ prostředí, které je uživatelsky přívětivé a snadno se ovládá (Obr. 9.9). Software dokáže načítat obrázky v různých formátech a také soubory typu DICOM. Pomocí korelačního vztahu (22) na str. 68 převede pixely na HU jednotky a je možné rovnou provádět analýzu hustoty kostní tkáně. Software umí také provádět analýzu objemového podílu kostní tkáně - BVF. Uživatel po načtení série snímků definuje pomocí křivky oblast ROI „*Regio of Interest*“, ve které provádí měření. Tuto oblast může libovolně upravovat a také přidávat další oblasti.

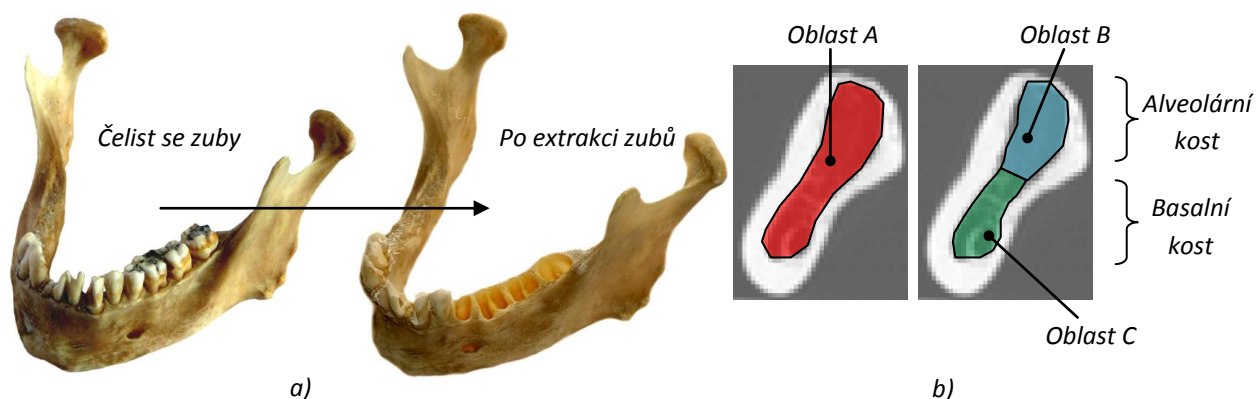
Pro lepší prezentaci a analýzu je možné vykreslit i 3D graf, který vyjadřuje 3D plastiku hustoty kostní tkáně. Na (Obr. 9.9) je zobrazeno prostředí software ROI Analysis s ukázkou měření hustoty spongiózní kostní tkáně v obratli L4. Během řešení této práce a zpracování řady projektů, jejichž výsledky byly publikovány ve vědeckých člancích [141], [111], [110], [185], byl software několikrát upraven. Hlavním autorem všech tří programů (ROI Analysis, CT Data Analysis a STL Model Creator) prezentovaných v této práci je Ondřej Konečný, student elektrotechnické fakulty VUT v Brně.



Obr. 9.9: Software ROI Analysis, analýza CT snímku, 3D graf hustoty kostní tkáně.

Na Obr. 9.10 je dolní čelist, která je částečně bezzubá. V levé části chybí moláry a došlo i k částečné resorpci kostní tkáně. Protože tato oblast čelisti nebyla intraoseálně zatěžována, došlo k úbytku objemu a kvality kostní tkáně. Byly provedeny dvě samostatné analýzy, a to pro levou molárovou oblast, která je již bez zubů, a pro pravou molárovou oblast, kde byly odstraněny ty zuby (Obr. 9.10 a), které obsahovaly amalgámové výplně (při pořizování CT snímků by vznikly v oblasti výplní artefakty, které by data znehodnotily).

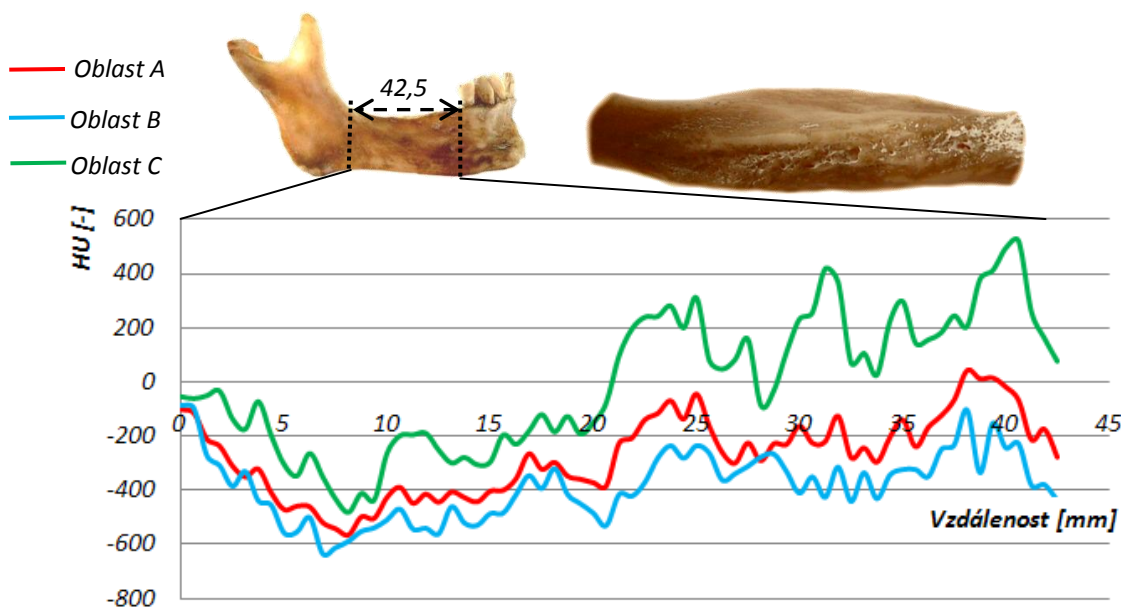
V obou analýzách šlo o určení kvalitativních změn průřezu čelisti. Jelikož vyšetřované oblasti jsou poměrně velké (prakticky kompletní řez spongiózní kosti v bukolingvální rovině), byly vedle celého řezu zvlášť analyzovány její alveolární a bazální části (Obr. 9.10 b)). Pro implantaci má význam především alveolární oblast, která bezprostředně kotví konstrukci implantátu. Bazální část nelze použít, protože v ní prochází nerv a mohlo by docházet k jeho dráždění. CT snímky byly v obou případech (tj. u levé i pravé strany čelisti) pořizovány v úseku dlouhém 42,5 mm, přičemž vzdálenosti jednotlivých snímků byly 0,625 mm. Jde o husté snímkování, které je možné provádět pouze čelisti in vitro.



Obr. 9.10: a) Příprava čelisti na CT – odstranění zubů, b) Definované ROI oblasti.

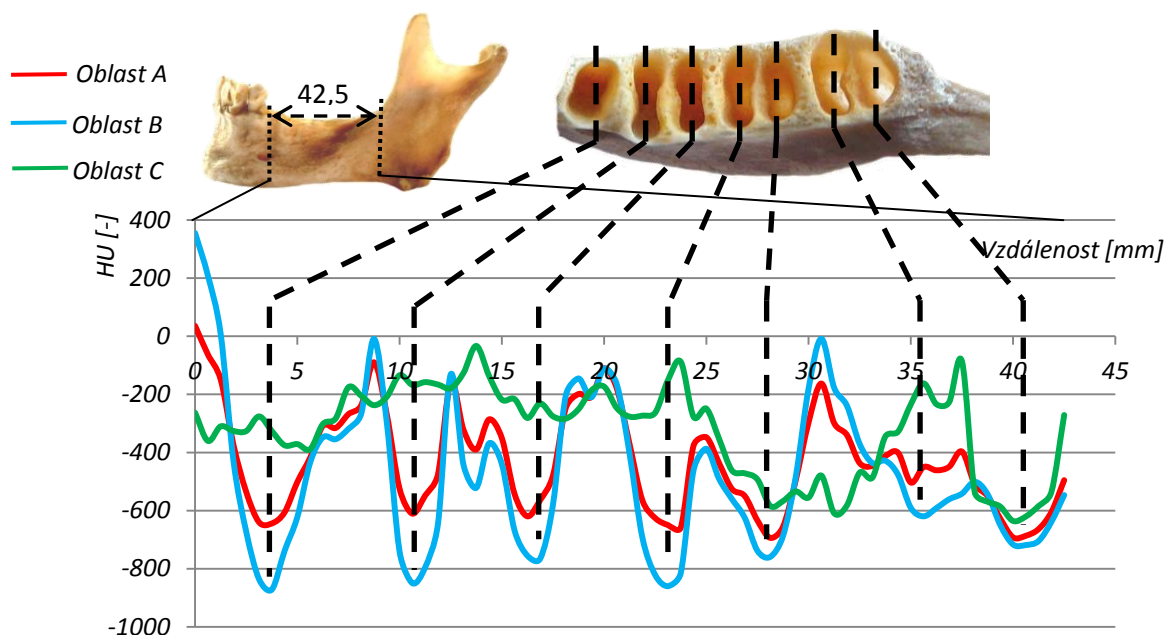
První graf (Obr. 9.11) ukazuje srovnání velikosti HU pro celý řez čelistí (červená barva) s HU alveolární (modrá) a s bazální (zelená) částí kosti. Je nutné poznamenat, že jde o analýzu spongiózní kosti, která byla vysušená, což má za následek podstatně nižší hodnoty HU jednotek, není možné srovnat výsledky s tabulkovými hodnotami (Tab. 7.1 str. 37). Díky tomu také vznikají poměrně velké rozptyly. Již na první pohled je patrné, že kvalita kosti v alveolární části je nižší než v bazální oblasti.

Velikosti HU pro oblast celého bukolinguálního řezu čelistí – tedy pro oblast zahrnující alveolární i bazální část – se pohybují mezi výslednými hodnotami HU alveolární a HU bazální části. V molárové oblasti jsou hodnoty HU menší než v oblasti premolárů. To je způsobeno tím, že stoličky běžně vypaďávají mnohem dříve než premoláry, a tak u kostní tkáně v molárové oblasti je vyšší stádium resorpce. Ke stejným výsledkům došli i autoři v pracích [107], [184], [193].



Obr. 9.11: Průběh HU jednotek ve zhojeném alveolárním výběžku.

Druhý graf (Obr. 9.12) ukazuje stejnou situaci, ovšem na pravé straně téže čelisti, kde k resorpci nedošlo. Zuby byly odstraněny (z důvodu vzniku artefaktů) a byla pomocí CT a programu ROI Analysis provedena analýza molárové oblasti čelisti s nezarostlými alveoly. Na grafickém znázornění závislosti HU po délce vzorku jsou patrná lokální minima HU v místech alveolů. Tato minima dosahují -900 HU, což je téměř hodnota vzduchu.



Obr. 9.12: Průběh HU jednotek v čelisti po extrakci zubů.

Další měření hustoty kostní tkáně bylo provedeno na dvou segmentech dolních čelistí (část tohoto měření je uvedena v bakalářské práci Evy Prášilové [247]). Dolní čelisti (žena 30-40 let a muž 50-60 let) byly poskytnuté Doc. RNDr. Ladislavou Horákovou, Ph.D., z Anatomického ústavu Masarykovi univerzity v Brně. Z těchto kostí byly vytvořeny vzorky oddělením segmentů v oblasti premolárových a molárových zubů (Obr. 9.13).

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“.



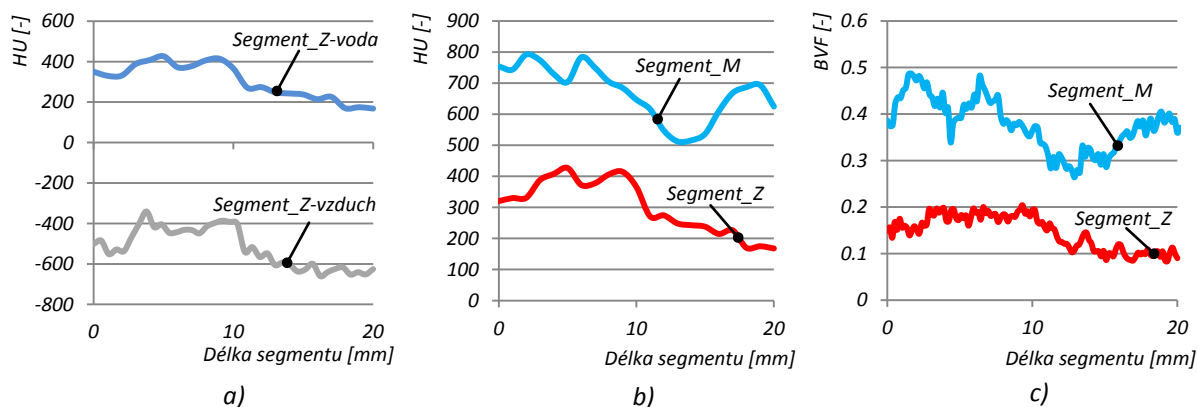
Obr. 9.13: Dolní čelisti, a) ženská – segment_Z, b) mužská – segment_M.

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.

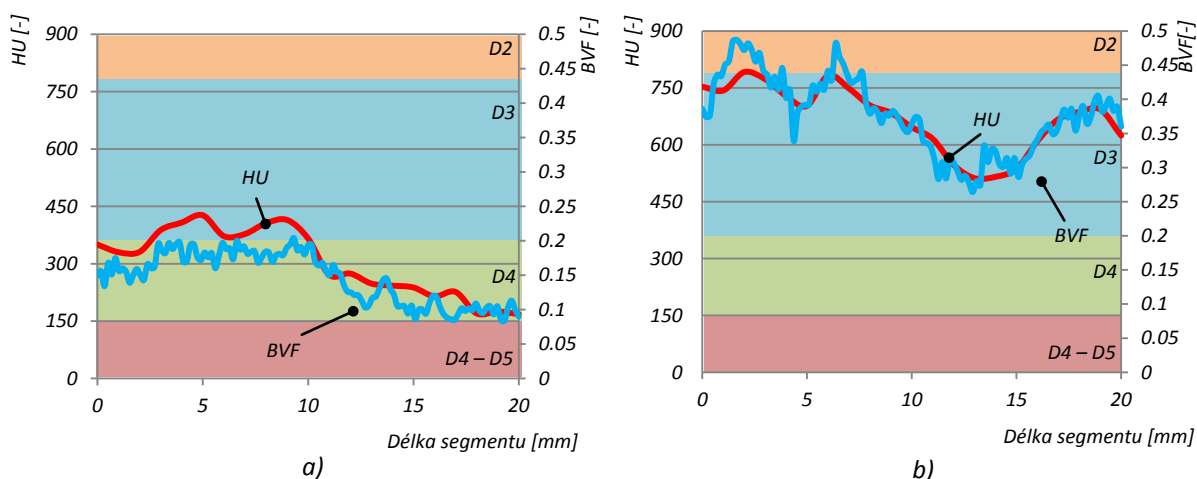
Nejprve bylo CT snímání provedeno na segmentu_Z ve vzduchu, tak jako v předchozím případě. Další měření na CT proběhlo pro oba segmenty vložené do vody. Ve vývěvě byly odsáty zbytky vzduchu z pórů mezi trámečky. Tím se dosáhlo reálnějšího stavu, jelikož kost ve skutečnosti má v prostoru

mezi trámečky tuk, kostní dřen a tekutiny. Mikro-CT snímky byly pořízeny na vzorcích bez vody, jelikož analýza se týká struktury trámeček.

Opět byla provedena obrazová analýza snímků v programu ROI Analysis. V grafech na Obr. 9.14 a Obr. 9.15 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 červená šipka na předchozím Obr. 9.13. Mikro-CT snímky byly převedeny na binární obrázky pomocí programu Image J (str. 89).



Obr. 9.14: Hustota spongiózní kostní tkáně, a) srovnání měření ve vzduchu a ve vodě, b), c) srovnání obou segmentů.



Obr. 9.15: Hustota spongiózní kostní tkáně - srovnání HU a BVF, a) segment_Z, b) segment_M.

Na Obr. 9.14 a) je vynesen průběh HU jednotek po délce segmentu z CT snímků pořízených na vzorku se vzduchem v prostorech mezi trámečky spongiózní kostní tkáně a s vodou v témže prostoru.

Z grafu je patrné, že průběh hustoty kostní tkáně má pro oba vzorky obdobný charakter směrem k molárové části dolní čelisti klesají (stejně jako u měření v předchozím případě Obr. 9.11). 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 dřeně jsou blízké vodě (uvádí se záporné HU - 22 [158]).

V grafu na Obr. 9.14 b) jsou srovnány hustoty spongiózní kostní tkáně obou segmentů. Je vidět, že mužská čelist má podstatně více (přibližně 2 krát) kostní tkáně než ženská, což potvrzuje i měření BVF Obr. 9.14 c).

Na Obr. 9.15 a) jsou vyneseny průběhy hustoty kostní tkáně v HU a BVF segmentu ženské čelisti a na Obr. 9.15 b) mužské čelisti (grafy jsou opatřeny vedlejší osou určující velikost BVF). V grafech

jsou dále vyznačeny úseky vymezující dle Mische (Tab. 7.1) hustotu kostní tkáně (D2 – D5). Z obou grafů je patrné, že průběhy HU a BVF mají stejný charakter. Dále je možné stanovit, jaké množství kostní tkáně odpovídá jednotlivým hustotám D1 – D4(5). Tkáň s označením D4 obsahuje přibližně 9 – 20 % kostní tkáně a tkáň označovaná D3 obsahuje 20 – 42.5 % kostní tkáně.

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 vypočítací hodnotu má poměr získaný z BVF, jelikož je měření provedeno přímo pro konkrétní trámčitou strukturu.

Zpracování CT obrazu je jedním z účinných postupů, který umožňuje kvantitativní i kvalitativní hodnocení kostní tkáně. Tento způsob klasifikace a hodnocení kvality kostních tkání je velmi důležitý, a to nejen v předoperační přípravě při aplikaci dentálních implantátů, ale také u řady dalších operací velkých kloubů [185].

10. Výběr metody řešení

Provedení biomechanické studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně 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 tkáně), 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).

Národní agentura pro metodu konečných prvků (National Agency for Finite Element Methods) potvrdila MKP jako teoretickou metodu vhodnou pro výpočet chování reálných struktur [1]. Pro řešení problémů metodou konečných prvků se v současnosti používá několik komerčně zpracovaných výpočtových systémů (ANSYS, ABAQUS, COSMOS/M, NASTRAN). Jednotlivé systémy se liší uživatelským prostředím, případně jsou zaměřeny na řešení specifických problémů a jsou průběžně aktualizovány.

K řešení problémů v této práci byl použit software ANSYS [257], jehož licence je k dispozici na ÚMTMB. Tento software patří mezi nejrozšířenější a nejpoužívanější MKP systémy v ČR. Cely systém obsahuje také řadu užitečných nástrojů pro tvorbu modelu geometrie, MKP sítě a nástrojů pro pre- a post-processing. Software umožňuje efektivním způsobem zadávat okrajové podmínky a měnit vazby mezi implantátem a kostní tkání pomocí kontaktů. Program disponuje poměrně přehledným a silným postprocesingem, který umožňuje provádět analýzy na vysoké úrovni.

11. Výpočtový model

Jak je uvedeno v předchozí kapitole, výpočtový model se skládá ze čtyř dílčích modelů:

- 1) Model geometrie²
- 2) Model materiálu
- 3) Model vazeb
- 4) Model zatížení

Úroveň těchto dílčích modelů zásadně rozhoduje o kvalitě dosažených výsledků, a proto je jim v této práci věnována značná pozornost.

11.1 Výpočtový model vytvořený na 2D úrovni

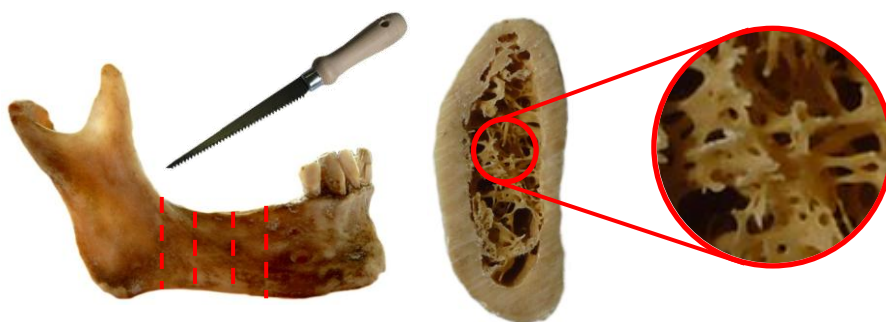
11.1.1 Model geometrie

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 (Obr. 11.1 a Obr. 11.2). 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. 11.3)):

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

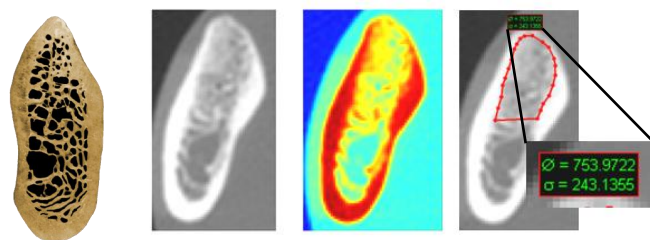
2) Spongiózní kostní tkáň vytvořena včetně její trámčkové architektury (Obr. 11.3 c), d), e)). Modelovat trámčkovou architekturu ve 2D je možné a relativně snadné (i když pracné – při vytváření modelů se zmenšeným průřezem trámčků), avšak tento způsob selhává u trojrozměrných modelů, kde vytvořit složitou síť trámčků na použitelné úrovni představuje větší problém z hlediska hardwarové náročnosti a dostupnosti vstupních dat z mikro-CT zařízení. Byly vytvořeny tři modely geometrie trámčkové struktury s různým podílem kostní tkáně, respektive s vyšší pórovitostí. Tímto způsobem bude simulována snížená densita kostní tkáně.

3) Spongiózní kostní tkáň vytvářena pomocí dat získaných z CT snímků (Obr. 11.2 a Obr. 11.3 f)), tzn. nehomogenní izotropní model materiálu kostní tkáně (str. 42).

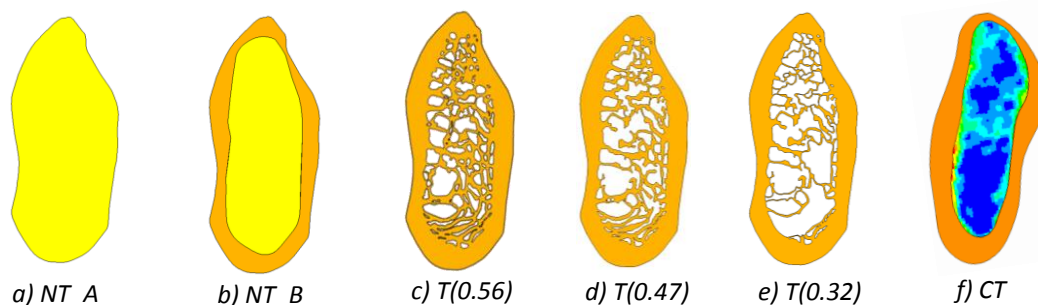


Obr. 11.1: Řez dolní čelistí a trámčitá struktura spongiózní kosti.

² Podrobný postup a rozpis použitých funkcí a software při tvorbě modelů geometrie je uveden v oporách pro předmět Biomechanika 2 [260], které vznikly při řešení projektu FRVS 1403/20120/G1 v rámci této dizertační práce.



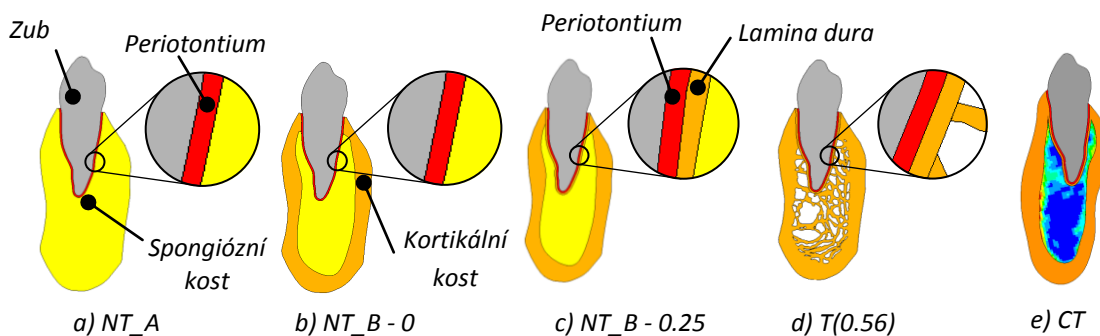
Obr. 11.2: Řez dolní čelisti [89] a CT snímek, z kterého byly vytvořeny modely geometrie.



Obr. 11.3: Model geometrie 2D segmentu: a) netrámeczková struktura NT_A; b) netrámeczková struktura s kortikální a spongiózní kostní tkáně NT_B; c) trámeczková struktura BVF 0,56; d) trámeczková struktura BVF 0,47; e) trámeczková struktura BVF 0,32; f) materiál získaný z CT snímků.

11.1.1.1 Model geometrie dolní čelisti ve fyziologickém stavu

Pro účely analýzy fyziologického stavu byl model geometrie upraven v alveolární oblasti tak, aby do něj mohl být vsazen 2-D model zubu (1. premolár) včetně 0,25 mm silné vrstvy periodontia [220]. U modelů tvořených netrámeczkovou strukturou **NT_A** a **NT_B** byl zub s periodontiem umístěn přímo do spongiózní kostní tkáně (Obr. 11.4) a u druhé varianty **NT_B** je řešení provedeno pro dva modely geometrie – model bez vrstvy Lamina dura (Obr. 11.4b) a model včetně vrstvy Lamina dura o tloušťce 0,25 mm (Obr. 11.4c) [71]. U všech modelů s trámeczkovou strukturou - **T(0.56)**, **T(0.47)**, **T(0.32)** a modelu získaného z CT byla mezi periodontiem a kostní tkáně umístěna vrstva Lamina dura.

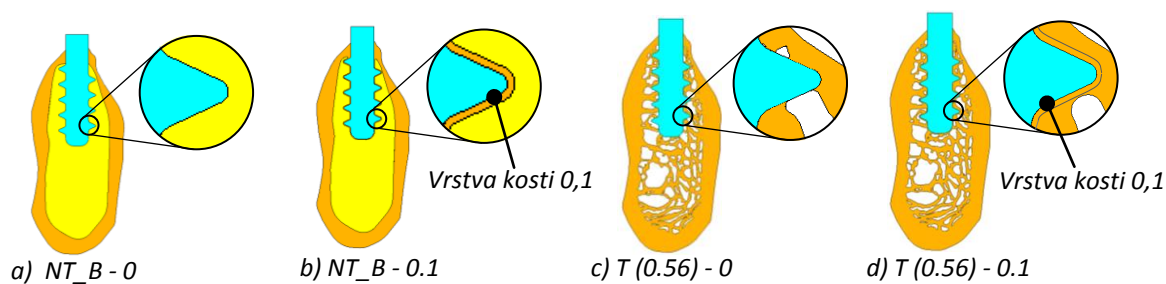


Obr. 11.4: Model geometrie soustavy se zubem – přehled variant.

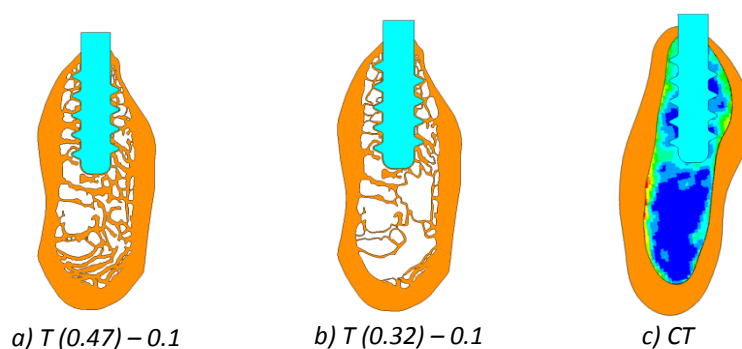
11.1.1.2 Model geometrie dolní čelisti s aplikovaným implantátem

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** a **NT_B-0** bez kortikální vrstvy na povrchu implantátu (Obr. 11.5 a), c)) a druhá varianta **T(0.56)-0.1** a **NT_B-0.1**, kde byla modelována vrstva kortikální kosti (Obr. 11.5 b), d)) o tloušťce jednoho trámceku (0,1 mm [4], [217]), která se vytvoří

v okolí implantátu [228]. Modely **T(0.47)** a **T(0.32)** byly vytvořeny včetně vrstvy 0,1mm (Obr. 11.6 a), b)). Poslední varianta je model získaný z CT snímků (Obr. 11.6 c)).

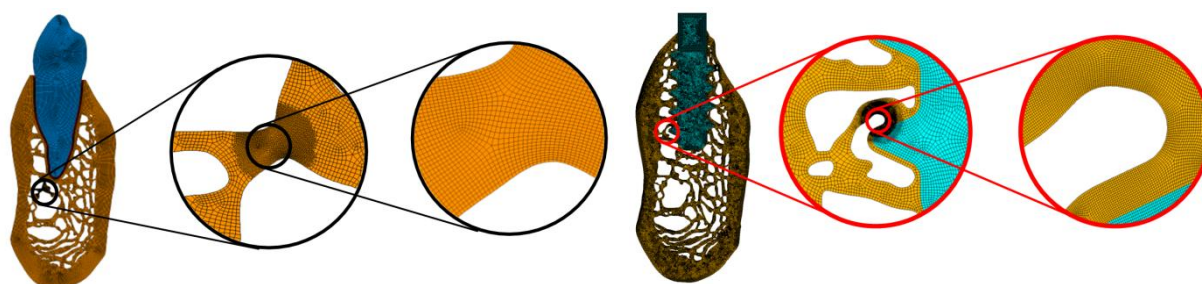


Obr. 11.5: Rozhraní mezi implantátem a kostí včetně označení variant.



Obr. 11.6: Rozhraní mezi implantátem a kostí včetně označení variant (pokračování Obr. 11.5).

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. Poté bylo možné výsledky analyzovat po elementech, tzn. nezprůměrované výsledky (Obr. 11.7). U trámečkové struktury se po zjemnění sítě často měnila poloha míst s extrémami a bylo nutné zjemnit síť v jiné části modelu, což značně prodlužovalo tvorbu výpočtového modelu.



Obr. 11.7: MKP síť soustavy kosti se zubem a dentálním implantátem.

11.1.2 Model materiálu

Podrobný popis jednotlivých modelů materiálů je uveden v kapitole 7.1.2, v níž jsou současně uvedeny i hodnoty materiálových charakteristik pro jednotlivé modely kostních tkání. 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. 11.1 (str. 81). 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.

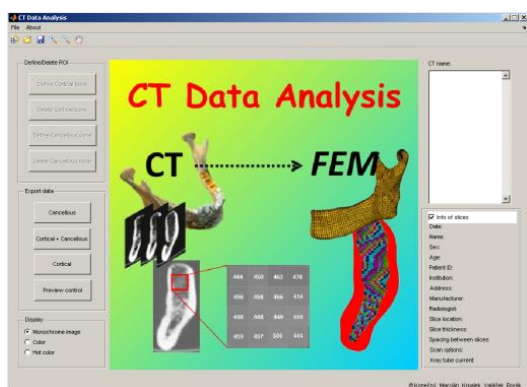
Nejnižší úroveň modelu kostní tkáně je netrámečková struktura, které odpovídají materiálové charakteristiky spongiózní kostní tkáně (Obr. 11.3 a)) - **NT_A**. Youngův modul spongiózní kostní tkáně byl u tohoto modelu měněn v rozmezí 150 – 750 MPa. Změnou tohoto parametru můžeme simulovat kvalitativní změny v kostní tkáni, přičemž nižší hodnota modulu odpovídá méně kvalitní kosti – tedy s nižší densitou. V takovém případě je totiž tuhost kosti snižena, a tím se zubu a implantátu dostává menší podpory.

Další úroveň modelu materiálu, který se nejčastěji objevuje v literatuře a je nejpoužívanější, je model se dvěma typy tkání a to kortikální kostí a netrámečkovým modelem spongiózní kosti (Obr. 11.3b) – **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.

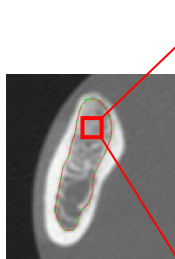
Pro trámečkový model jsou v celé oblasti předepsány tytéž mechanické vlastnosti (odpovídající kortikální kosti), protože na mikroúrovni mají jak kortikální, tak spongiózní kostní tkáň stejné materiálové charakteristiky. Zde je snižena densita kosti simulována pomocí změny modelu geometrie trámečků, které jsou tenčí s menším průřezem, díky čemuž se snižuje objemový podíl kosti **BVF - T(0.56), T(0.47) a T(0.32)** – Obr. 11.3.

Posledním modelem materiálu, který byl použit, je netrámečkový 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. 11.3 f)). Pomocí analýzy obrazu je možné z CT snímku získat CT-čísla, respektive HU jednotky a korelačními vztahy (20) určit mechanické vlastnosti (modul pružnosti) v jednotlivých pixelech (Obr. 11.9 b), c)). 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 (Obr. 11.9 a)).

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 („pixel size“ viz kap. 9.3).



a)

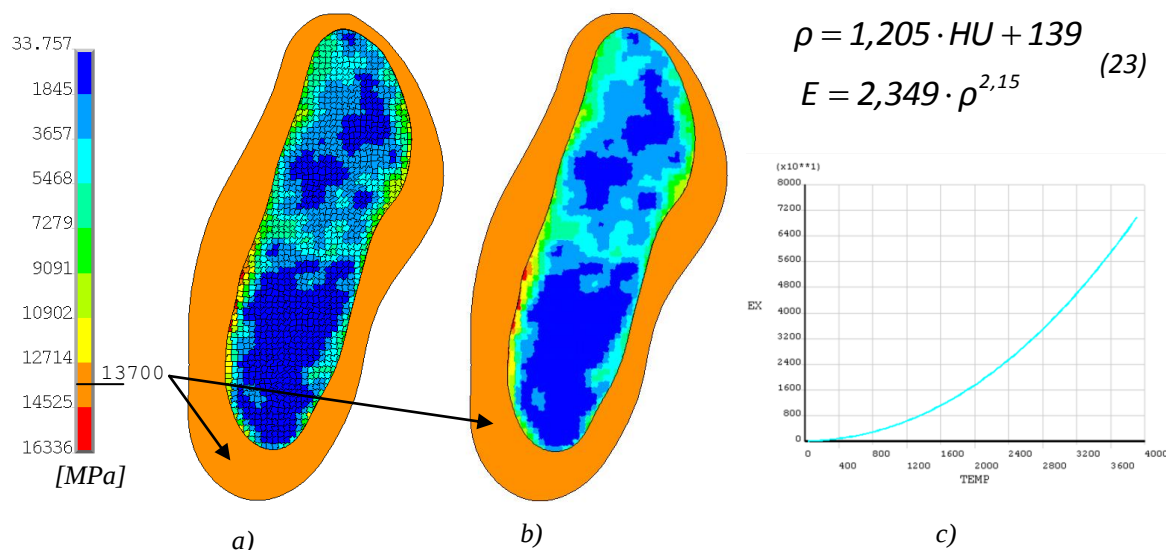


b)

273	129	127	134	226	445	672	788	744	605	499	525	623
253	164	185	214	314	459	519	442	301	198	222	341	452
224	187	247	336	437	474	344	140	6	0	72	160	240
301	217	285	385	447	394	202	27	0	18	42	59	157
967	185	222	293	293	209	88	29	51	78	44	37	205
304	98	124	159	129	82	56	51	79	89	43	39	262
228	73	88	105	99	86	72	56	62	54	23	83	959
200	110	95	114	143	120	64	46	47	19	38	234	602
144	101	89	130	181	120	40	62	63	20	120	475	907
86	76	86	149	212	148	70	91	91	66	257	680	1053
92	103	120	174	257	241	156	95	63	134	439	835	1072

c)

Obr. 11.8: a) CT Data Analysis, b) CT snímek, c) matice CT čísel.



Obr. 11.9: Model materiálu získaný z CT: a) CT-A, b) CT-B, c) model materiálu.

Tvar kosti je jiný než u předchozích modelů, jelikož CT snímky jsou pořízeny z jiné čelisti, ale ze stejné oblasti (Obr. 11.2). Poloha řezu na čelisti zůstala zachována. Přiřazení modelu materiálu MKP síti bylo provedeno dvěma způsoby:

1. Model materiálu přiřazený elementům **CT_A** (Obr. 11.9 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-číslech v pixelech. Pro přepočet bylo využito vztahů (23) získaných z literatury [145], [136]. 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. 11.9 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.

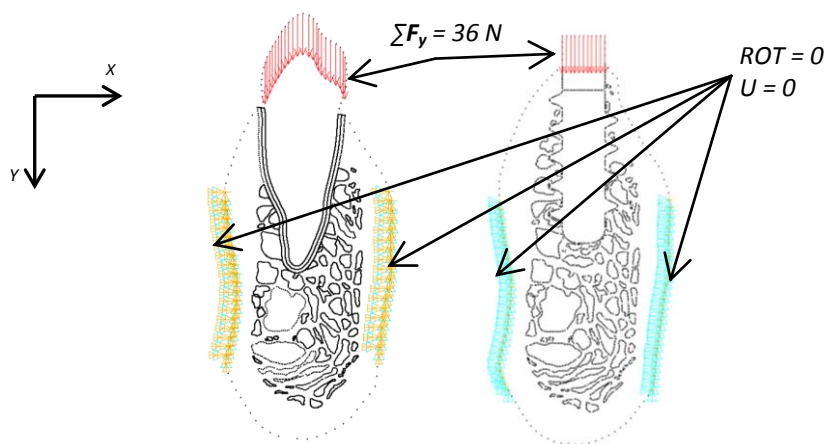
Poissonovo číslo u varianty modelu materiálu **CT** mají hodnotu 0.3. Další materiálové charakteristiky zbývajících prvků řešené soustavy (zuba, periodontia a titanu) jsou uvedeny v následující tabulce:

	E [MPa]	μ [-]	zdroj
Kortikála	13 700	0,3	[60], [182]
Spongióza	150 – 750	0,3	[31], [56]
Dentin	17 600	0,25	[91]
PDL	10	0,45	[39], [171], [199]
Titan	110 000	0,33	[273]

Tab. 11.1: Materiálové charakteristiky – Youngův modul a Poissonovo číslo.

11.1.3 Model vazeb a zatížení

Řešení soustavy implantátu/zubu s dolní čelistí pomocí MKP vyžaduje zadat vhodné okrajové podmínky a soustavu jednoznačně určit v prostoru. Model čelisti byl u všech řešených variant ve 2D vázán na střední části bukalní a linguální hranice zamezením posuvů ve všech směrech (Obr. 11.10). 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 [237].

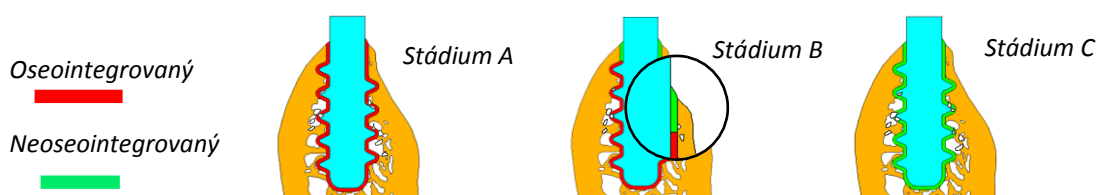


Obr. 11.10: Okrajové podmínky.

Implantáty jsou v kosti oseointegrované (viz kap. 8.8). Z hlediska mechanického chování celé soustavy je zajímavé řešit i případy postupné oseointegrace implantátu. V práci jsou z tohoto důvodu řešeny tři stupně oseointegrace:

- A) stádium, kdy implantát je v kosti přirostlý celou svojí plochou (Obr. 11.11 a)),
- B) stádium, kdy implantát není přirostlý ke kortikální kosti v oblasti krčku (Obr. 11.11 b)),
- C) stádium, kdy implantát není vůbec přirostlý (Obr. 11.11 c)).

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 $FKN = 1$).



Obr. 11.11: Stádia oseointegrace.

11.2 Výpočtový model vytvořený na 3D úrovni

V následujícím textu bude obecně popsána tvorba trojrozměrného výpočtového modelu (respektive modelu geometrie), možnosti při jeho tvorbě. Cílem je vytvoření trojrozměrného výpočtového modelu trámčité struktury spongiózní kostní tkáně.

11.2.1 Model geometrie

Získání digitálních informací o trojrozměrném tvaru objektu v biomechanice je možné dvěma základními způsoby. První je získat data z žijícího jedince s využitím zobrazovacích metod (určený pro většinu biologických tkání) CT, MRI a druhý způsob je pomocí metod digitalizace objektů, při nichž se daný objekt nasnímá 3D skenerem (například ATOS). Hlavní rozdíl je v typu získané informace. Ze zobrazovacích metod získáme informace i o vnitřní struktuře objektu, kdežto z 3D skeneru dostaneme informace pouze o povrchu skenovaného objektu. Obě tyto metody vedou k získání digitálních dat modelu geometrie snímané soustavy a je možné jich použít k tvorbě výpočtového modelu, návrhu nového implantátu či náhrady přípravků a pomůcek k jejich zavedení, nebo k tisku na 3D tiskárně pomocí metod RapidPrototyping [93]. 3D modely je možné použít pro nácvik složitých operací a vytvořit si přibližný obraz o operaci s využitím navigace a při přípravě operačních strojů jejich zaměření a testování [271]. V dentální implantologii je možné vyrobit přípravky a pomůcky pro zavedení implantátu, v kterých jsou umístěny vodící díry pro vrták. Tyto přípravky pak zajistí správné vedení nástroje a hloubku předvrtané díry a následné přesné zavedení implantátu. Tímto ne zrovna levným způsobem je možné značně zkrátit a zpřesnit celý operační zákrok. V následujících dvou podkapitolách je popsán princip tvorby trojrozměrné geometrie již zmiňovanými metodami.

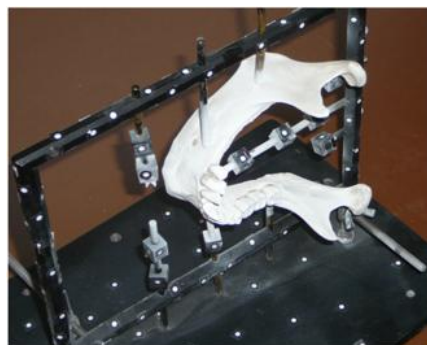
11.2.1.1 3D model geometrie - skener ATOS

Pro vytvoření modelu geometrie pomocí 3Dskeneru ATOS [274] je nutné mít reálný objekt. Na ukázkou je skenována reálná lidská dolní čelist, která byla umístěna do speciálního rámečku s opěrnými dráty pro její uchycení (Obr. 11.12b) vyrobeného Ing. Martinem Kubíčkem [93]. Důležitá je povrchová úprava objektu, proto se na skenovanou čelist nanese vrstva křídý pomocí křídového spreje. Vzniklý povrch je pak matný a jednobarevný (Obr. 11.12a). Skenování probíhalo po jednotlivých úsecích a všechny záběry jsou pořizovány po sekvencích a snímané těleso je polohováno např. po 30°. Polohování objektu se musí zabezpečit tak, aby záběry obsahovaly minimálně 4 referenční body z předchozího záběru (pro rotaci objektu byl využit otočný stůl (Obr. 11.13), který se po každé naskenované sekvenci pootočil). Při nasnímání jednotlivých obrazů se identifikují tři předchozí referenční body, které mají vůči sobě specifickou polohu. Při skládání dílčích skenů se pak tyto referenční body, které mají tuto specifickou vzdálenost, přiřadí k sobě. Jelikož rámeček obsahoval dostatečné množství referenčních bodů, nebylo nutné na čelist referenční body umístit. Tím se také zabránilo nevhodnému vzniku děr v modelu.

Samotnému procesu digitalizace předchází nejprve kompletní kalibrace optického systému, tj. nastavení snímací hlavy a objektivů. Na ní je závislá přesnost měření, u tohoto systému obvykle 50 μm [254]. Kalibrace je časově náročná operace prováděná v programovém prostředí ATOS, který je součástí dodaného hardwaru.

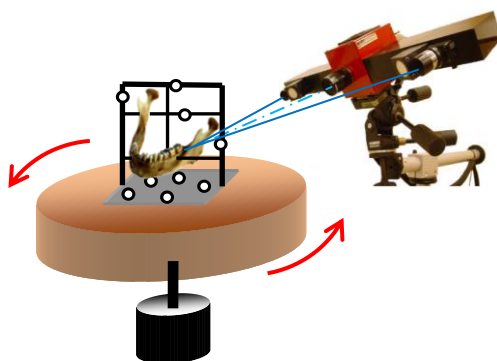


a)

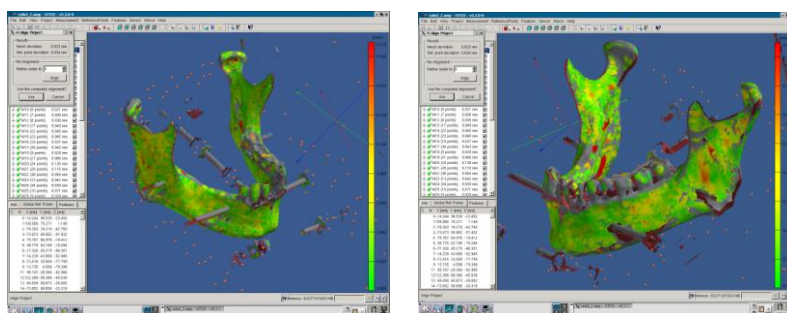


b)

Obr. 11.12: a) nanesení vrstvy křídý sprejem, b) čelist v rámečku.



Obr. 11.13: Princip optického skenování.

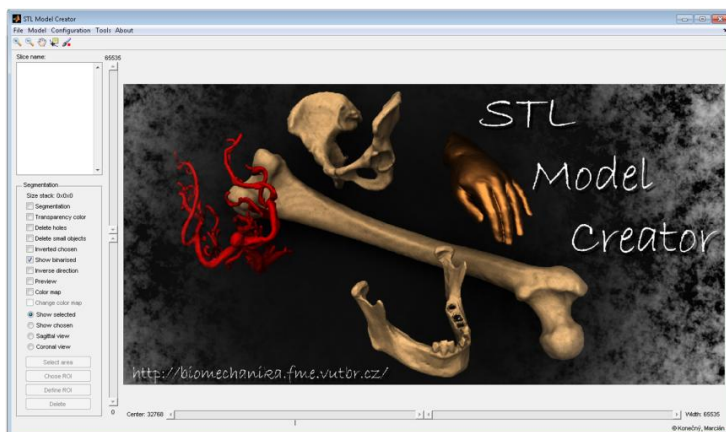


Obr. 11.14: Programové prostředí software ATOS se zobrazenými odchylkami.

Povrchový model geometrie čelisti tvořený mrakem bodů byl naskenován včetně svého okolí tj. rámečku a stojanu (Obr. 11.13). V programovém prostředí ATOS (Obr. 11.14) je možné tyto objekty nepatřící k modelu geometrie čelisti odstranit.

11.2.1.2 3D model geometrie - segmentace CT/MRI snímků

Druhý způsob, jak vytvářet trojrozměrný model geometrie, je pomocí metod zpracování obrazu. K tomuto účelu se využívá segmentace, která spočívá v hledání těch oblastí, které mají stejnou fyzikální hodnotu (str. 65), (CT-čísla nebo Hounsfieldovy jednotky) [92]. Pro tento účel byl vytvořen další software STL Model Creator v programovém prostředí Matlab [260], jehož výstupem je model ve formátu STL obdobně jako u 3D skeneru (Obr. 11.16). Software opět disponuje velice jednoduchým prostředím, které intuitivně navádí uživatele, a tím je tvorba modelu geometrie efektivní a snadná. Obrovskou výhodou tohoto softwaru je především jeho stabilita při zpracování velkého množství snímků, jelikož „Matlabovské“ jádro dokáže pracovat s daty o velikosti několika desítek GB. Tato vlastnost Matlabu sehrála klíčovou roli při tvorbě složitých modelů z mikro-CT snímků. Podrobný popis použitých funkcí a principu software je uvedený v práci [113].



Obr. 11.15: Programové prostředí software STL Model Creator a příklady vytvořených modelů.

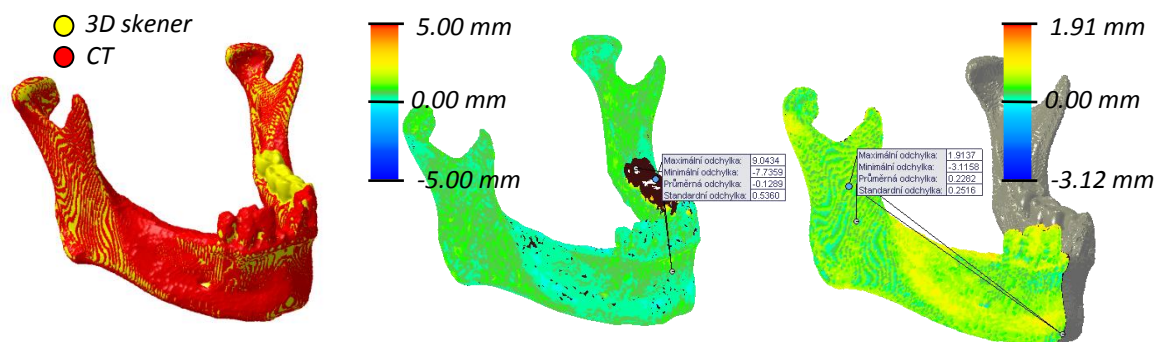
Existuje řada i jiných profesionálně vytvořených programů Mimics [276], 3D doctor [255], Transfer [242] s jednoduchými nástroji, až po aplikace umožňující i tvorbu MKP sítě ScanIP [281], Vascops [285]. Princip softwaru je ve všech případech stejný, založený na metodách, které se snaží v CT/MR snímcích nalézt pixely, které patří společné tkáni. K tomu se využívá řady metod, které se dělí na manuální a automatické segmentování. Manuální segmentace je vhodná pro menší dávku snímků, avšak značně pracná. Nejčastěji se provádí pomocí křivek a polygonů, které vymezují hranice vytvářeného objektu. Automatická segmentace je založena na principu automatického výběru, pro který existuje řada metod. Základní a nejjednodušší metodou je tzv. „prahování“ (Thresholding, Clustering), jejíž podstatou je přiřazení pixelů se stejnou hodnotou, například CT-čísla k dané tkáni. Nevýhodou je překrytí oblastí se stejnými hodnotami pixelů, používá se proto k segmentaci tkání s vyšším kontrastem (kostní tkáně v CT, aneurismat s kontrastní látkou). Mezi další metody patří hranové detektory (Canny edge, Zero cross), metody založené na podobných vlastnostech (Region growing, Split) dané oblasti, např. směrodatná odchylka nebo rozptyl [241]. Kombinací zmíněného automatického a manuálního segmentování vzniká hybridní segmentování (Watershed, Active contours), které v sobě kombinuje jak výhody, tak nevýhody jednotlivých metod [92], [242]. Pro potřeby biomechaniky je neefektivnější kombinace metod automatického a manuálního segmentování a je nutné zdůraznit, že uživatel musí znát dobře anatomii segmentovaného objektu a mít představu o jeho tvaru. Na Obr. 11.16 je ukázka hybridní segmentace pomocí software STL Model Creator.



Obr. 11.16: Ukázka segmentace CT dolní čelisti (CT získaná z [263]) v programu STL Model Creator.

Kvalita segmentace je závislá na množství chyb, které CT/MR data mohou obsahovat. U CT jsou to především artefakty, které vznikají při snímání kovových materiálů (implantáty, výplně apod.) nebo při pohybu pacienta během snímání. U MR dat dochází k 3D deformaci obrazu, má menší rozlišení a často se objevuje i šum. Na internetu je možné nalézt řadu odkazů na stažení CT/MR dat [263], [261], [286].

Na čelisti, která byla skenována na 3D skeneru, byl pořízen i CT záznam. Před vlastním CT snímáním se odstranili všechny zuby obsahující výplně, aby nedošlo ke vzniku artefaktu a ke znehodnocení snímků. Výhodou takto pořízeného záznamu je také absence okolních tkání a tak je rozhraní mezi vzduchem a kostí zřetelné. Srovnání STL sítě získané 3D skenerem a pomocí software STL Model Creator je provedeno v softwaru SolidWorks 2009 (Obr. 11.17). Záměrně byl srovnán nejhrubší model získaný z CT bez vyhlazení. Hodnotit je možné pouze polovinu čelisti, protože rozdíly v místech, kde jsou odstraněny zuby, jsou značné. Na pravé polovině čelisti jsou nejvyšší odchylky v místě mandibulárního otvoru (foramen mandibulae), kde vbíhá do čelisti nerv (nervus alveolaris inferior). Průměrná odchylka je 0,2282 mm, což je méně než polovina rozměru pixelu (0,488281 mm). Problém je v přesné identifikaci hranice. Při segmentaci vzniká chyba jednoho pixelu na obou hranicích objektu, což v tomto případě je velikost 0,97 mm. Čelist byla vytvořena automatickou segmentací a rozměr voxelu je 0,488281x0,488281x0,625 mm.



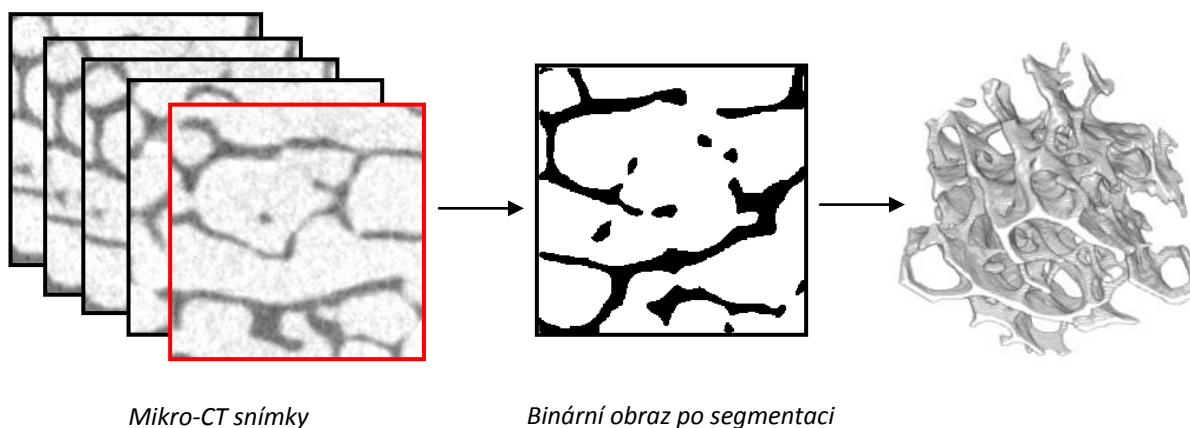
Obr. 11.17: Srovnání modelu získaného z 3D skeneru a z CT snímků.

Obě metody tvorby trojrozměrného objektu mají své nesporné výhody i nevýhody. Získání modelu digitalizací 3D skenerem je přesnější, ovšem ne tak rychlé, jak v případě tvorby modelů z CT snímků automatickou segmentací, při níž vzniká méně přesný model. Záleží na dostupnosti a možnostech pracoviště a jeho vybavenosti.

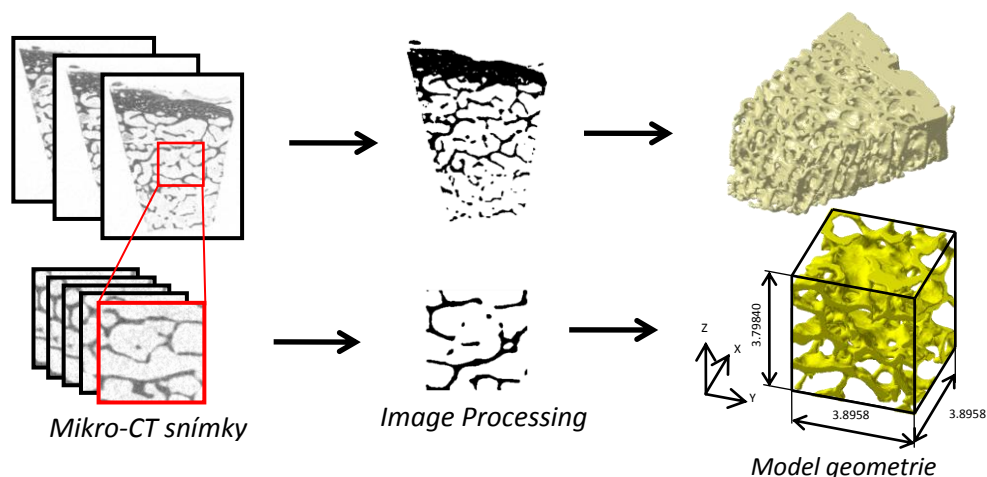
11.2.2 Trojrozměrný model geometrie trámčité kostní tkáně

Při tvorbě trojrozměrné trámčité struktury je naprosto nepoužitelný 3D skener, jelikož nemůže zaznamenat složitou vnitřní architekturu. Zatím jedinou možností je tvorba modelu pomocí zobrazovacích metod a metod zpracování obrazu (Obr. 11.18). Vstupem, v tomto případě, jsou data pořízená na mikro-CT zařízení. Možné je také využít histologických řezů nebo odřezávat tenké vrstvy kosti zalité například v obarvené epoxidové pryskyřici a následně pořídit fotky (tento postup je značně pracný a časově velice náročný), bude popsáno níže.

První testovací výpočtové modely trámčité spongiózní kostní tkáně byly vytvářeny z mikro-CT dat stažených po registraci z databáze Biomed Town [261]. Italové Fabio Baruffaldi a Egon Perilli pořídili na mikro-CT zařízení od firmy Skyscan [282] snímky odebrané kostní tkáně (po provedení kostní biopsie) z oblasti krčku stehenní kosti 61-letého muže (Obr. 11.19). Databáze obsahovala sérii řezů celého odebraného vzorku kosti a sérii z vybraného konkrétního místa vzorku. Ke každému záznamu je uložen soubor obsahující podrobné informace o nastavení mikro-CT, obdobně jako metadata u DICOM souborů. Z hlediska tvorby modelu geometrie jsou nejdůležitější informace o počtu a velikosti pixelů respektive voxelů. V tomto případě je rozměr voxelu 0,019479x0,019479x0,019479 mm. Snímek bylo vybráno 195 o rozlišení 200x200 pixelů. Po provedení segmentace a vytvoření mraku bodů (STL polygonální síť) v programu STL Model Creator vznikl vzorek trámečkové struktury o velikosti přibližně 4x4x4 mm (Obr. 11.19).

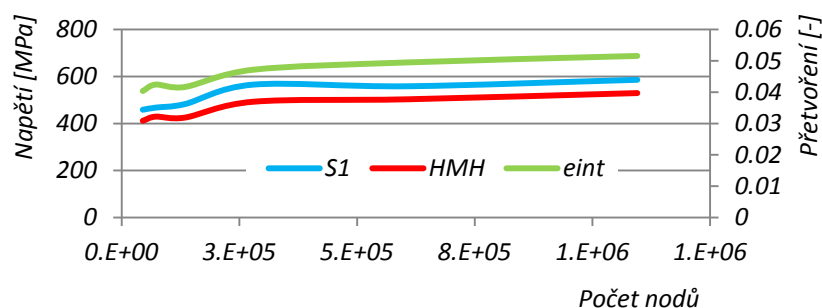


Obr. 11.18: Voxelový model trámčité kostní tkáně pořízený v programu Image J [267].

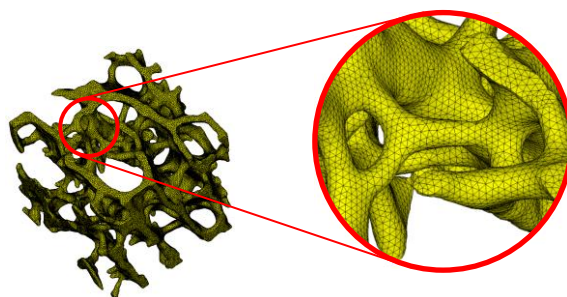


Obr. 11.19: Postup tvorby modelu geometrie trámčité struktury pomocí software STL Model Creator.

V softwaru ANSYS byly vzorky trámečkové struktury diskretizovány pomocí tetraedru SOLID 187 (Obr. 11.21). Jelikož jsou trámčité struktury značně tvarově komplikované, je nutné věnovat tvorbě sítě značnou pozornost. Byla provedena citlivostní analýza pro volbu minimálního počtu elementů a nodů. Pro daný vzorek je nutné mít víc než 300 000 nodů (globální velikost elementů 0,015 mm) (Obr. 11.20).



Obr. 11.20: Citlivostní analýza (mechanické veličiny v závislosti na počtu nodů).



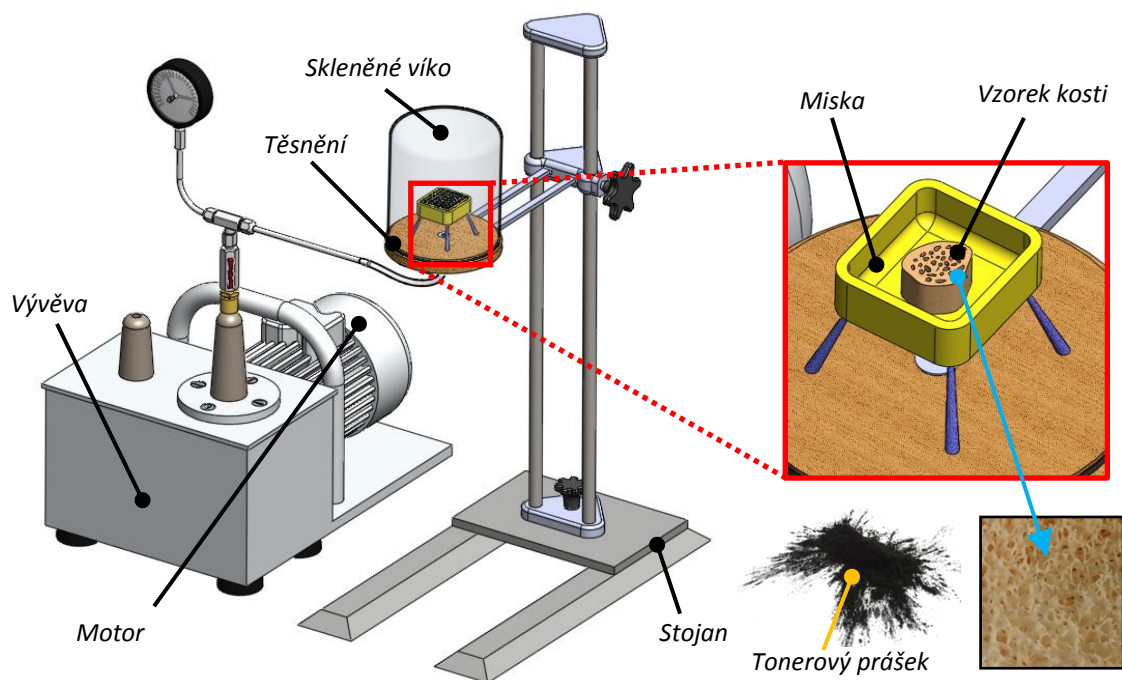
Obr. 11.21: Ukázka MKP sítě trámčité struktury.

11.2.2.1 Experimentální pořízení snímků kostní tkáně

Jelikož dostupnost mikro-CT snímků byla v počátcích tvorby této práce značně omezená, bylo přistoupeno k experimentálnímu způsobu pořízení snímků. Experiment spočíval v odřezávání tenkých vrstev kosti zalité ve zpevňovací látce a postupném focení. Jako nejvhodnější zalévací médium, které velice dobře zatéká i do nejmenších otvorů, byla vybrána epoxidová pryskyřice (podobný postup použili ve svých pracích i autoři [5], [156]). Pro lepší kontrast kostní tkáně je nutné epoxid obarvit. Obarvení musí být dostatečné, aby po odstranění vrstvy kosti byla v řezu vidět pouze její struktura. V případě, že není epoxid dostatečně obarvený, může kost prosvítat. Jako nejvhodnější příměs

k obarvení byl (po provedení řady testů s černým, vodou ředitelným barvivem, nadrcenou tuhou a dřevěným uhlím) vybrán jemný suchý tonerový prášek. Tento prášek je vyráběn průmyslově a dosahuje mnohonásobně vyšší jemnosti než zmíněné drcené příměsi, při jejichž použití nebylo obarvení dostatečné a kost tak prosvítala i mimo řez. Při použití většího množství příměsi barev často nedošlo ke ztuhnutí vzorku.

Důležité je věnovat značnou pozornost přípravě vzorku. Po odstranění nečistot a vybělení kosti je segment kosti nejprve vložen na 48 hodin do 30 % roztoku peroxidu vodíku. Kost se následně zalije směsí epoxidové pryskyřice (70%), tonerového prášku (24%) a tvrdidla (6%). Směs je ohřátá na 70°C, protože vyšší teplotou se dosáhne podstatně tekutější směsi. Poté je vzorek umístěn do vakuové vývěvy, z níž je odsáván postupně vzduch (Obr. 11.22). Vlivem podtlaku dojde k odsátí vzduchu i z pórů mezi jednotlivými trámečky a k zatečení obarveného epoxidu (stejný postup je použit při přípravě vzorku před měřením na CT viz kap. 9.5). Je nutné při odsávání postupovat opatrně, aby nedošlo k varu epoxidu při tlaku blížícího se tlaku vakua.



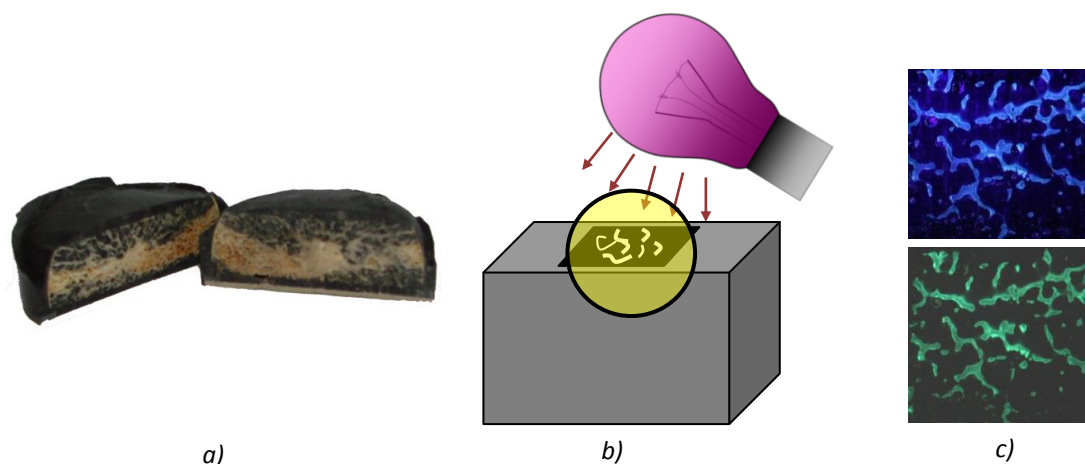
Obr. 11.22: Vývěva pro přípravu vzorků jak pro CT skenování kosti, tak při pořizování histologických řezů.

Po zatuhnutí pryskyřice, přibližně po 24 hodinách, je vzorek postupně po vrstvách frézován a jednotlivé vrstvy jsou fotografovány (Obr. 11.23 a)). Citlivostní analýza provedená v kap. 12.2.1 ukázala, že je nutné, aby odebírané vrstvy měly maximálně tloušťku 0,05 mm. Po odfrézování každé vrstvy je povrch vzorku vyfocen fotoaparátem upevněným ke konzole frézky. K pořízení snímků byl použit digitální fotoaparát značky Canon EOS 40D a objektiv PENTACON 1,8/50mm MC zacloněn na f/5,6, kdy je hloubka ostroty při dané konfiguraci minimálně 4 mm, což je dostačující pro požadovaný počet odebíraných vrstev. V tomto případě měl vzorek kostní tkáně tloušťku 3 mm. Fotoaparát je vybaven CMOS snímačem (22,2x14,8mm; 3888x2592px, velikost pixelu 5,7μm) opatřeným barevnou Bayer maskou. Nasnímaná data jsou uložena v Canon RAW formátu CR2, následně pomocí programu UFRaw [284] byly všechny snímky převedeny na formát PNG ve stupních šedi³.

Pro zvýšení kontrastu mezi kostní tkání a zalévací hmotou bylo využito následujícího postupu. Zalité vzorky se osvětlí světlem z UV lampy (Obr. 11.23 b)). Jedná se o světlo s maximem energie vyzářené v oblasti spektra odpovídající UVA ($\lambda = 315-400\text{nm}$, FWHM=20nm) s jistým přesahem do viditelné části spektra (fialová-modrá). Kostní tkáň se v tomto světle chová UV-aktivně. Podíl na tomto má hydroxyapatit. Dochází k fluorescenci a UV světlo pohlcené kostní tkání je poté vyzářeno ve viditelné oblasti spektra. Přítomnost světla z viditelné části spektra (fialová-modrá), které je CMOS sní-

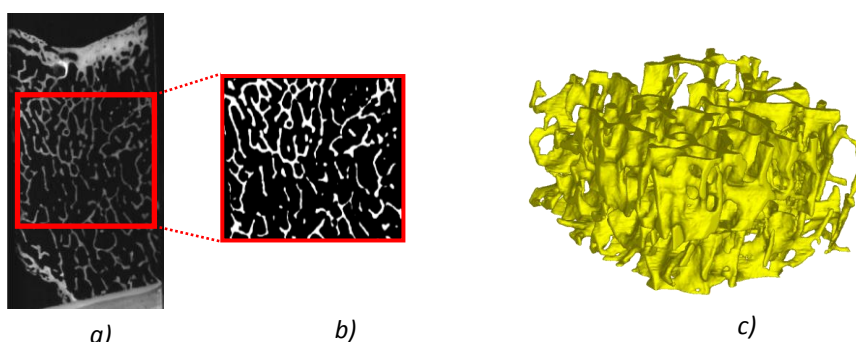
³ Za odfrézování a pořízení snímků patří velký dík Ing. Martinu Vaškovi.

mač schopen registrovat, ovšem snižuje kontrast. Zvýšení kontrastu je provedeno zařazením filtru před objektiv. Tento filtr musí být schopen zadržet co nejvíce světla ve fialovo-modré části spektra. Musí být tedy v doplňkové barvě k fialovo-modré, tomuto se nejvíce blíží žlutý filtr (Wartten #8, konkrétně použit Carl-Zeiss G2 [288]). Efekt tohoto filtru na zvýšení kontrastu ukazuje Obr. 11.23 c).



Obr. 11.23: a) vzorek kosti zalitý v pryskyřici, b) schéma nasvícení vzorku, c) fotografie pořízená bez filtru a s filtrem.

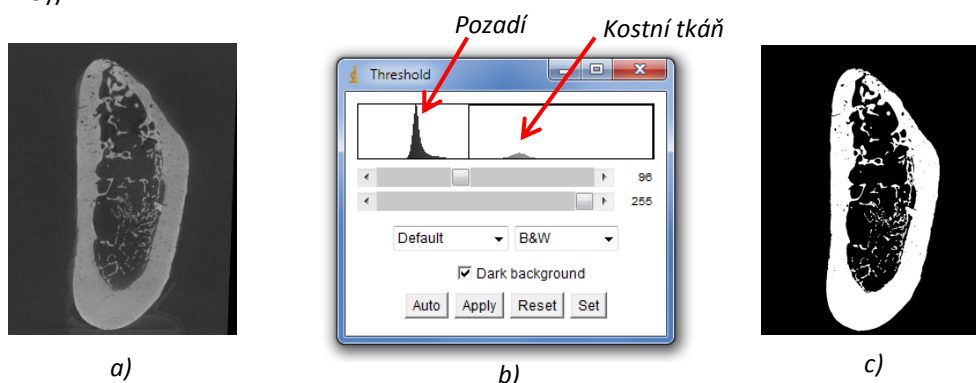
Tímto postupem je dostatečně zvýšen kontrast mezi kostní tkání a zalévací hmotou a částečně je dosaženo i odstranění nedokonalostí zalévání vzorků (především "zneviditelnění" případných mikro bublin v zalévací hmotě). Ukázka řezu, segmentace a modelu geometrie je na Obr. 11.24.



Obr. 11.24: a) výsledný fotografický záznam řezu, b) binární obraz, c) model geometrie.

11.2.3 Trojrozměrný model segmentu dolní čelisti s implantátem

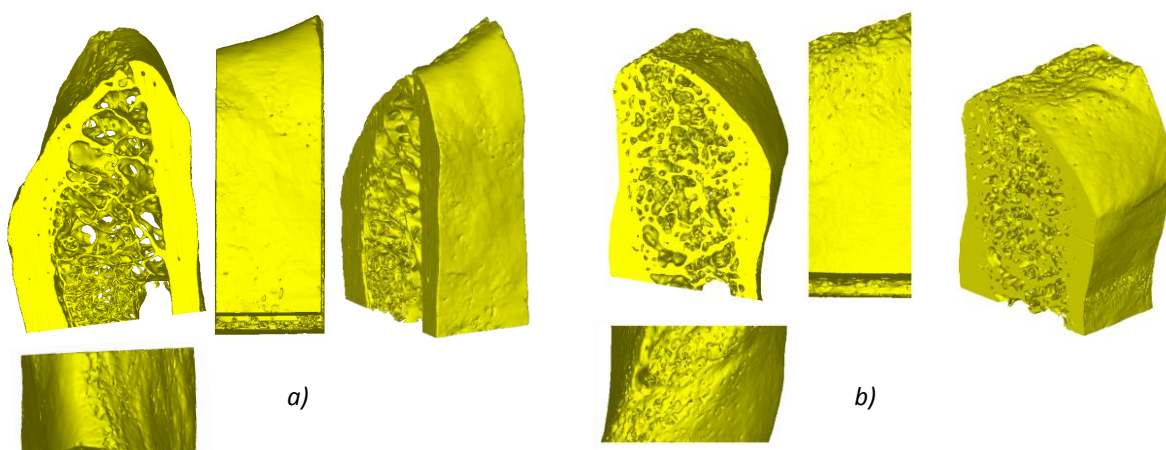
Trojrozměrný model segmentů dolní čelisti byl vytvořen z mikro-CT dat, jejichž obrazová analýza je uvedena v kap. 9.5. Snímky byly načteny do software Image J, v kterém byla provedena automatická segmentace prahováním (pomocí bimodálního histogramu určena hranice mezi kostí a pozadím (Obr. 11.25)).



Obr. 11.25: a) originální snímek, b) bimodální histogram, c) binární snímek (odsegmentovaný).

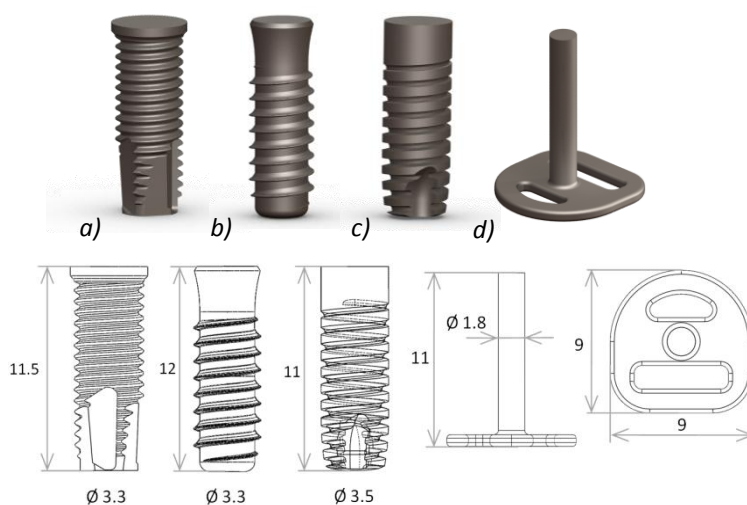
Databáze obsahovala pro ženskou čelist délky 20 mm 1995 (1708x1580 pixelů) snímky a pro mužskou 2175 (1984x1984) ve formátu 16 bitových obrázků (*.tiff). Pro načtení takto velkých sérií je nutné mít volných minimálně 10 GB operační paměti. Snímky byly zpracovávány na PC, v kterém je instalován SSD (Solid-State Drive) disk. Na rozdíl od konvečních disků má až 5 ti násobnou rychlost a takřka se vyrovná rychlostem klasických paměťových karet. Tento disk byl použit jako tzv. „Swapovací“ prostor vždy v případě, když byl nedostatek virtuální paměti.

Model geometrie byl opět 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. 11.26.). Segmenty jsou označeny dle množství tkáně: ženská **BVF_0.149** a mužská **BVF_0.377**.



Obr. 11.26: Model geometrie segmentu dolní čelisti a) ženská ozn. BVF_0.149, b) mužská ozn. BVF_0.377.

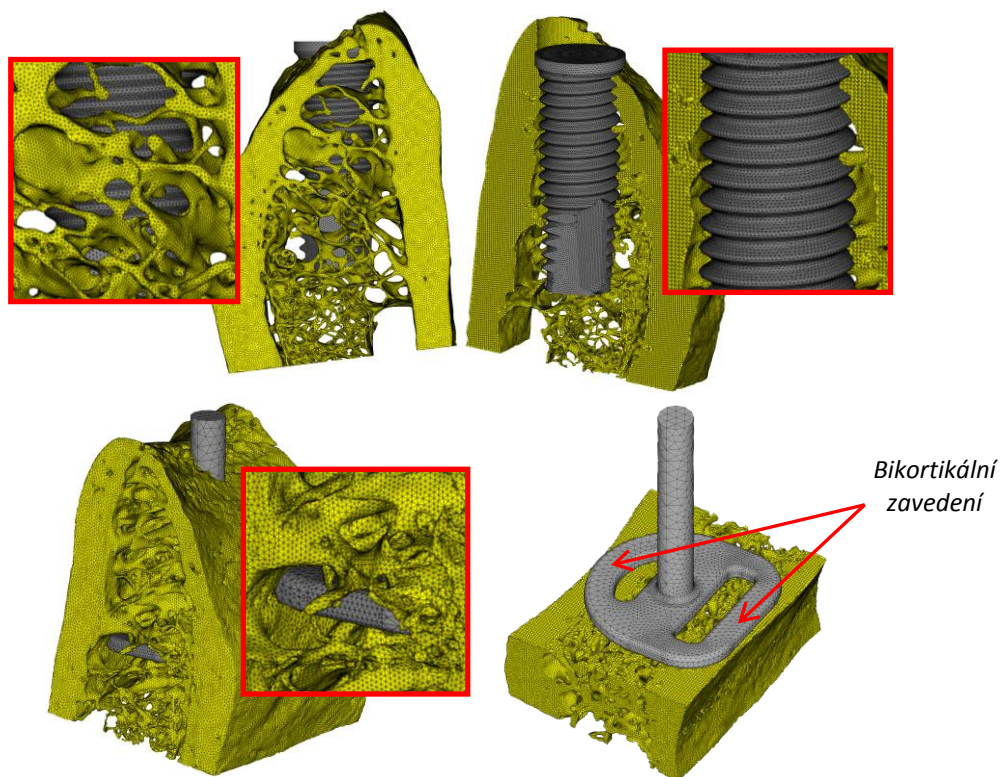
K řešení interakce kostní tkáně s implantátem byly vybrány čtyři komerčně běžně vyráběné implantáty. 3D modely těchto čtyř zubních implantátů byly vytvořeny pomocí software SolidWorks 2010 (Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, Francie). Jedná se konkrétně o tyto dentální implantáty: Bränemark Mk III Groovy NP Ø 3,3 mm; 11,5 mm (Obr. 11.27 a)); Straumann RN Ø 3,3; 12 mm (Obr. 11.27 b)); ANKYLOS Ø 3,5 mm; 11 mm (Obr. 11.27 c)) a diskový implantát BOI EDS 9x9x11 (Obr. 11.27 d)).



Obr. 11.27: Model geometrie dentálních implantátů a) Bränemark, b) Straumann, c) Ankylos, d) BOI.

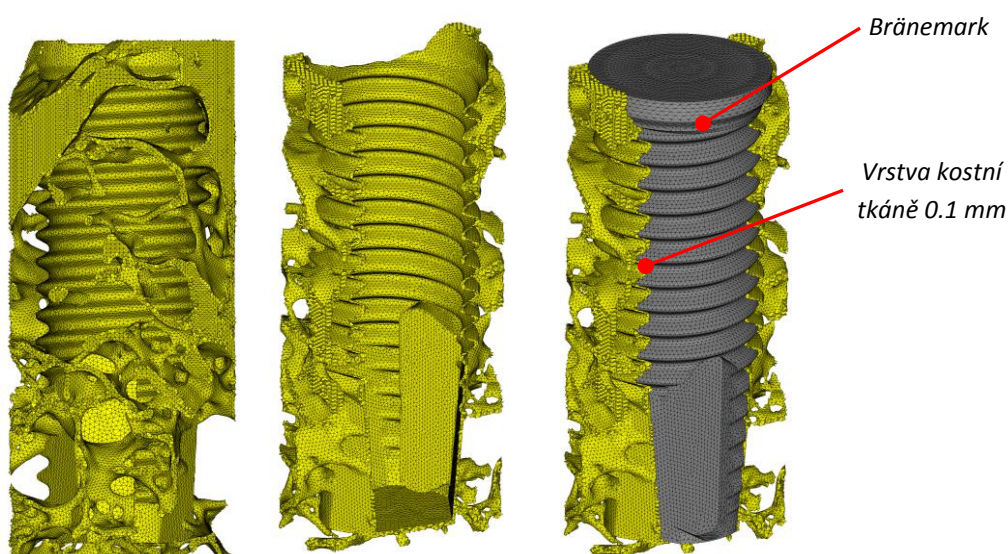
Tyto čtyři zubní implantáty byly vloženy do modelů segmentů dolních čelistí a diskretizovány v software ANSYS elementem SOLID 187. Šroubové implantáty jsou zavedeny do stejného místa v kostní tkáni tak, aby mezi nervem a implantátem byla minimální vzdálenost 2 mm, což je vzdálenost

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. 11.28 jsou ukázky MKP sítě s globální velikostí elementů kostních tkání 0,015 mm a implantátů 0,5 mm.

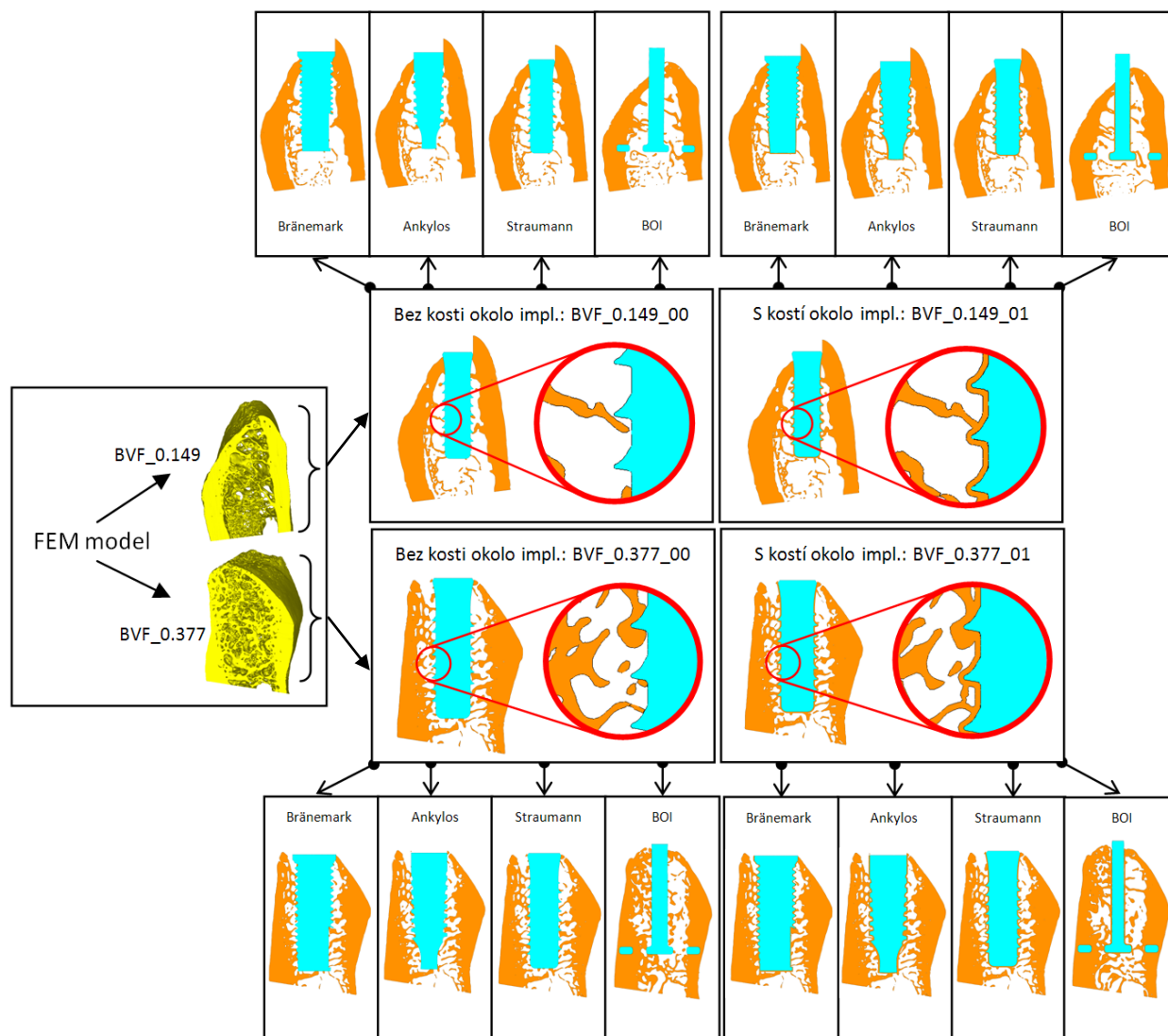


Obr. 11.28: MKP síť soustavy segmentu dolní čelisti s implantátem Bränemark a BOI.

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 [4], [217], [228] (Obr. 11.29) – tyto varianty jsou značeny s dodatkem **_01**. Přehled všech dvanácti řešených variant včetně značení je uveden na Obr. 11.30. V tab. 11.2 jsou uvedeny počty nodů a elementů.



Obr. 11.29: Vrstva 0,1 mm kostní tkáně v okolí implantátu.



Obr. 11.30: Přehled řešených variant

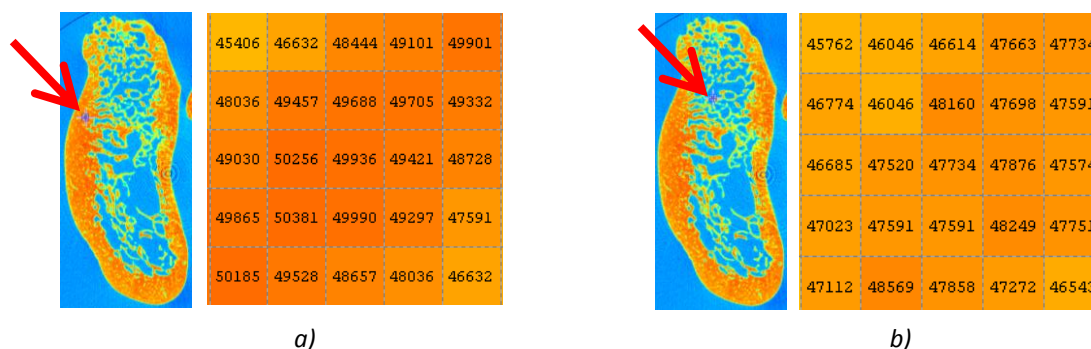
	Model	Elementy (BVF_0.149_00/ BVF_0.149_01)	Nody (BVF_0.149_00/ BVF_0.149_01)	Elementy (BVF_0.377_00/ BVF_0.377_01)	Nody (BVF_0.377_00/ BVF_0.377_01)
1	Bränemark	4586491/6195482	6382694/8375331	7676122/7838054	10369438/10633042
2	Straumann	5485043/5691936	7810301/8095534	6886550/7144699	9585218/9855476
3	Ankylos	5577793/5681917	7856930/7940426	6676995/7120151	9196702/9773631
4	BOI	3597350/4484893	5133319/6333062	5972091/6044012	8622156/8698820

Tab. 11.2: Počet použitých uzlů a elementů.

11.2.4 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. 11.1. Pro potvrzení oprávněnosti použití tvrzení o podobných vlastnostech na mikro úrovni by bylo nutné provést experiment, který by ovšem přesáhl meze této práce. Experimenty na této úrovni provedl Jiroušek a kol. [83] pomocí nanoindentačních zkoušek. V trámečcích sice dochází ke změnám mechanických vlastností vlivem mineralizace, ovšem jednoduchá obrazová analýza snímků z mikro-CT potvrzuje skutečnost,

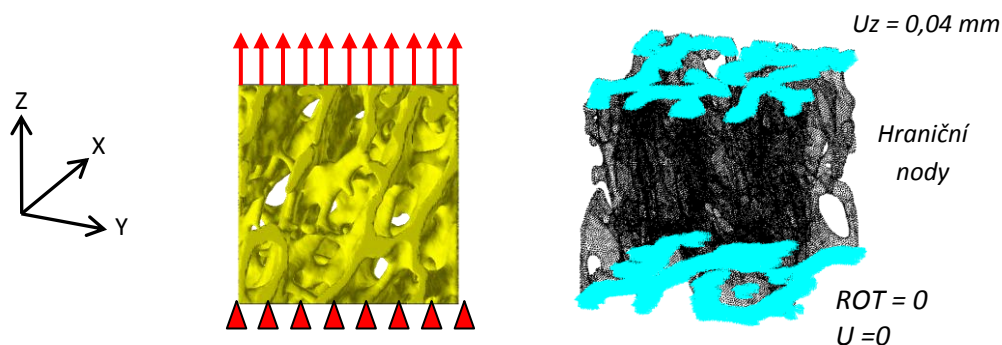
že mechanické vlastnosti jsou prakticky shodné, jak ukazují hodnoty CT čísel na Obr. 11.31. Stádium mineralizace nelze posoudit. Důvodem je pravděpodobně stav kostní tkáně, která je dlouhou dobu již vysušená. Proto nejsou takové rozdíly v barvách jako na Obr. 7.17 a). Stejně platí i pro CT čísla kosti kortikální a trámečků ve spongiózní kostní tkáni.



Obr. 11.31: CT čísla v a) kortikální, b) spongiózní kostní tkáni (mikro CT snímek zobrazen v pseudobarvách).

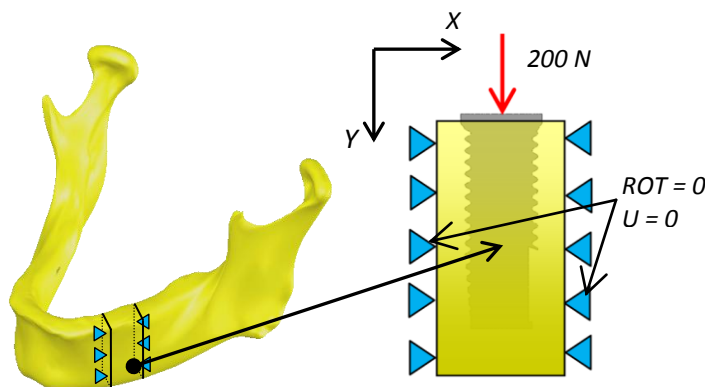
11.2.5 Model vazeb a zatížení

Vzorek trámečkové struktury byl zatěžován deformačně, předepsáním posuvů všem nodům v rovině XY 0,04 mm (simulováno protažení 1%), (Obr. 11.32). Těleso je v prostoru vymezeno na protější straně vzorku, kde je zamezeno všem posuvům a natočením.



Obr. 11.32: Okrajové podmínky.

Soustava s aplikovaným dentálním implantátem byla zatěžována obdobně jako v případě 2D výpočtových modelů, a to silou 200 N v koronoapikálním směru působící na implantát (Obr. 11.33). 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. 11.33: Model vazeb a zatížení.

12. Presentace a analýza dosažených výsledků

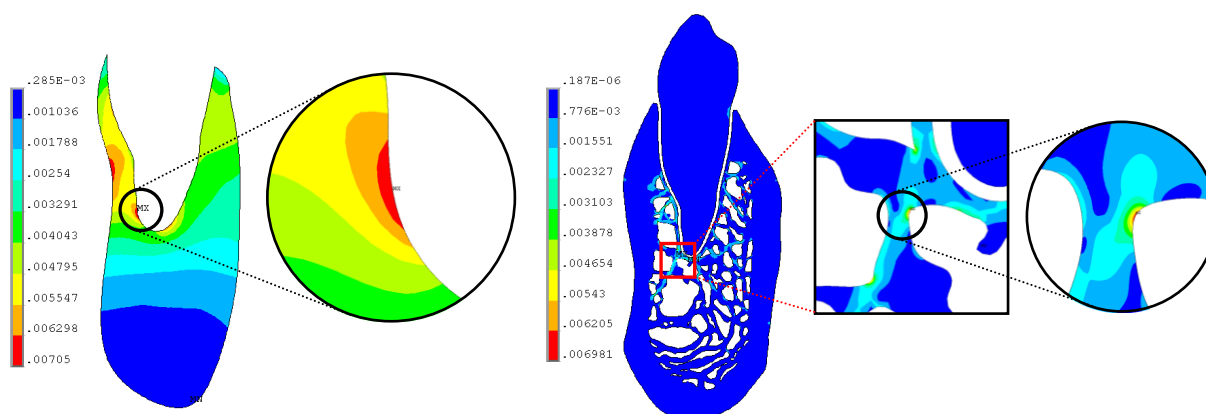
Pro posouzení mechanické interakce implantátu a zubu s kostí na 2D úrovni bylo vytvořeno 35 výpočtových modelů, na 3D úrovni 16 výpočtových modelů. Řešení bylo realizováno na PC s šesti dvou-jádrovými procesory Intel Core i7 s frekvencí 3,4 GHz s 24 GB RAM. Byl použit iterační PCG řešič a plná Newton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

Vzhledem k charakteru problému byl u 2D výpočtového modelu řešič nastaven na velké deformace (Large deflection). Ostatní parametry řešiče byly ponechány v základním (defaultním) nastavení. U 3D modelů bylo provedeno řešení jak pro velké, tak malé deformace a výsledky řešení byly prakticky shodné. Z důvodů poměrně vysoké náročnosti bylo řešení interakce implantátů s kostní tkání na 3D úrovni provedeno s vypnutými velkými deformacemi.

12.1 Presentace a analýza soustavy kost/zub/implantát na 2D úrovni

12.1.1 Presentace výsledků fyziologického stavu (zub/kost)

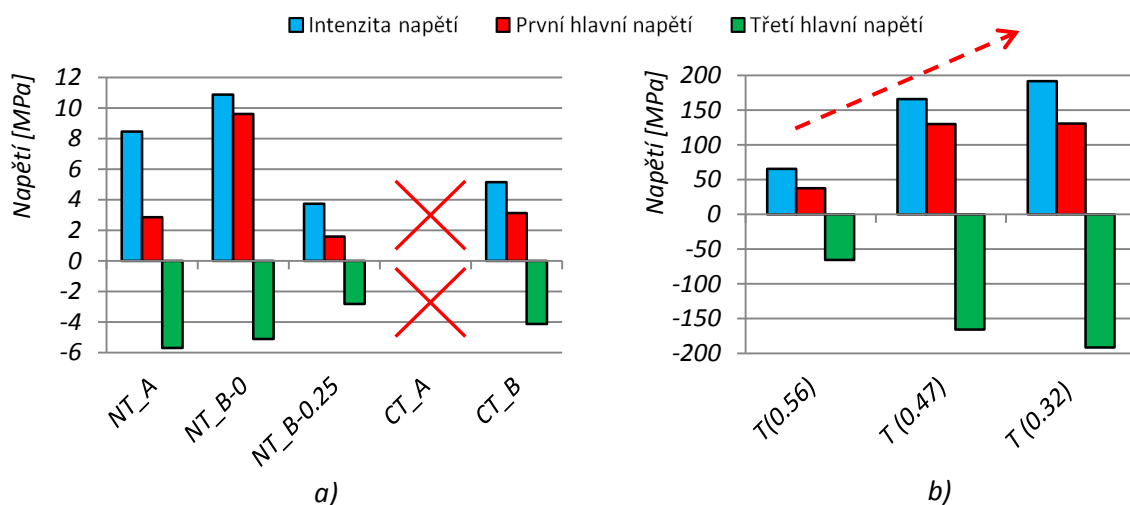
Analýza je zaměřená na vyhodnocení deformací a napjatostí ve spongiózní kostní tkáni. Jelikož byla provedena řada výpočtů pro různé modely materiálu popisující tuto tkáň, byly výsledky vynášeny do sloupcových grafů pro přehlednější hodnocení výsledků. Analyzovanými veličinami jsou intenzita napětí a intenzita přetvoření a dále také i maximální hodnoty napětí S1 a S3, které nám vystihují tlakový nebo tahový charakter namáhání. Na Obr. 12.1 je vykreslena intenzita přetvoření pro variantu **NT_B-0.25** a pro model s trámečkovou strukturou **T(0.56)**.



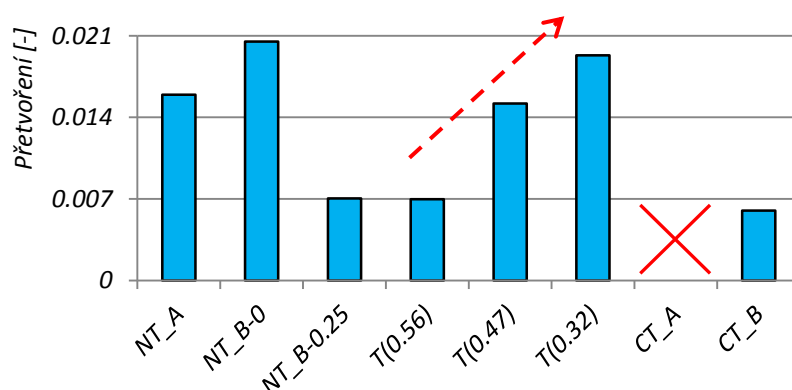
Obr. 12.1: Zub - analýza spongiózní kosti: srovnání varianty NT_B – 0.25 - vlevo, T(0.56) – vpravo; vyneseny jsou hodnoty intenzity přetvoření [-].

Z grafů na Obr. 12.2 a Obr. 12.3 je vidět podstatný rozdíl v hodnotách napětí a přetvoření. V případě srovnání maximálních hodnot napětí ve spongiózní kosti je patrné, že když je spongióza modelována jako netrámečková struktura, jsou napětí podstatně menší než v případě, kdy je modelována jako trámčitá struktura. U netrámečkové struktury je vidět podstatná změna v případě, kdy je součástí modelu vrstva kosti lamina dura. Namáhání se přeneslo přes tuto vrstvu (**NT_B-0.25**) a napětí je nižší než u varianty, u které tato vrstva kortikální kostní tkáně modelována není (**NT_B-0**). Je nutné připomenout, že Youngův modul netrámečkové struktury spongiózní kostní tkáně je v tomto případě 750 MPa. Největších napětí bylo dosahováno u modelů s trámčitou strukturou, u varianty s nekvalitní trámčitou strukturou (**T(0.32)**). Při srovnání maximálních hodnot přetvoření (Obr. 12.3) jsou v případě variant bez lamina dura (**NT_A** a **NT_B-0**) a u nekvalitní struktury trámečků (**T(0.32)**) nejvyšší. Kvantitativně se nejvíce shodují hodnoty intenzity přetvoření u modelu s netrámečkovou strukturou včetně lamina dura (**NT_B-0.25**) s trámečkovým modelem (**T(0.56)**). Poloha těchto maximálních hodnot je také přibližně stejná (Obr. 12.1). Napětí ve spongiózní kostní tkáni se mění

v řádech desítek až stovek MPa a se zhoršující se kvalitou trámečkové struktury značně roste, stejně tak i hodnoty přetvoření červená šipka na Obr. 12.2 a Obr. 12.3.



Obr. 12.2: Maximální hodnoty napětí ve spongiózní kosti a) netrámečkový model, b) trámečkový model.

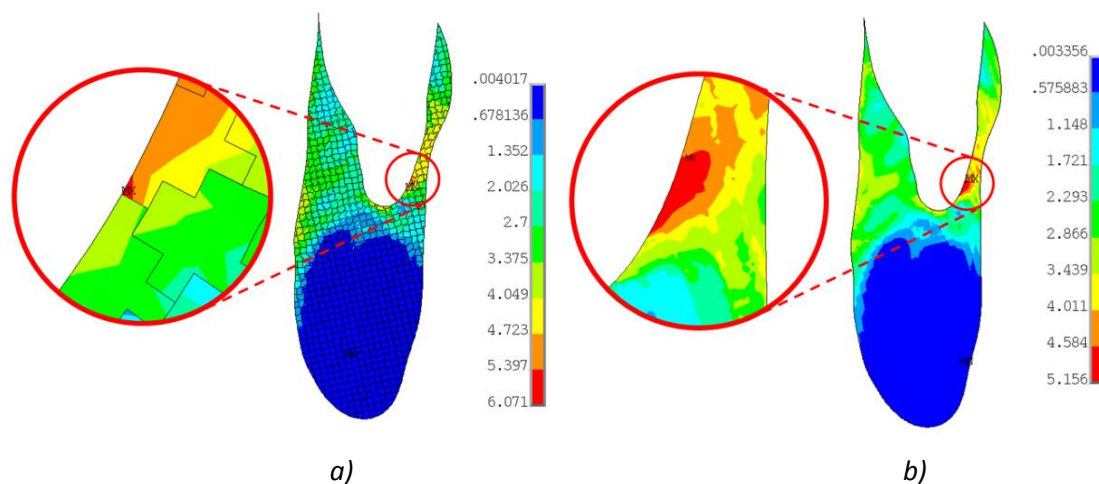


Obr. 12.3: Maximální hodnoty intenzity přetvoření.

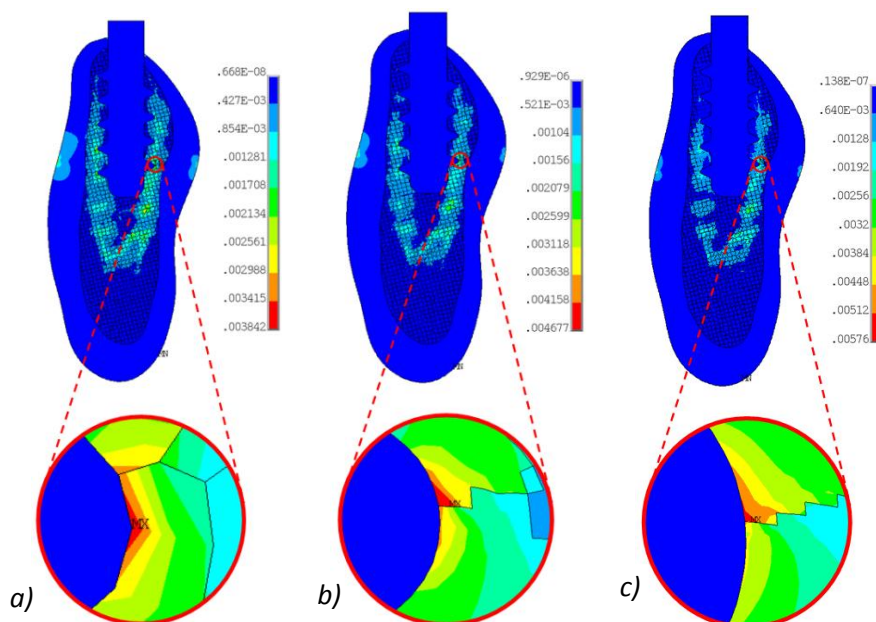
U modelu materiálu **CT_A** není možné výsledky analyzovat (v grafech na Obr. 12.2 a Obr. 12.3 nejsou uvedeny hodnoty), jelikož spongiózní kost je tvořena nehomogenním modelem materiálu s rozdílnými hodnotami Youngova modulu, dochází na rozhraní ke vzniku singularit (Obr. 12.4 a)). Na Obr. 12.5 je provedena analýza vlivu velikosti elementů na hodnoty přetvoření ve spongiózní kostní tkáni pro soustavu s implantátem. Zjemňováním sítě je potvrzeno singulární chování maximální hodnoty přetvoření ve spongiózní kostní tkáni (stejně tak je tomu i v případě napětí). Velikost sítě byla měněna v rozsahu 0,1 mm až 0,0009 mm. Pro přehlednější hodnocení jsou vynesena špičková přetvoření v detailech.

U modelu **CT_B** je možné provádět analýzu maximálních hodnot přetvoření i napětí, jelikož na rozhraních nevznikají singularity (Obr. 12.4 b)). Maximální hodnoty napětí vychází v řádech desítek MPa. Maximální hodnoty přetvoření jsou si velice blízké s modelem s netrámečkovou strukturou včetně lamina dura (**NT_B-0.25**) a s trámečkovým modelem (**T(0.56)**).

U varianty **CT_A** je analýza napětí a přetvoření dentálního zubu, periodontia a implantátu možná stejně, tak jako analýza posuvů celé soustavy. Cílem této kapitoly je ovšem provést analýzu úrovně použitého modelu materiálu spongiózní kostní tkáně, proto napětí a přetvoření v zubu/implantátu a kortikální kostní tkáně nebude řešeno.



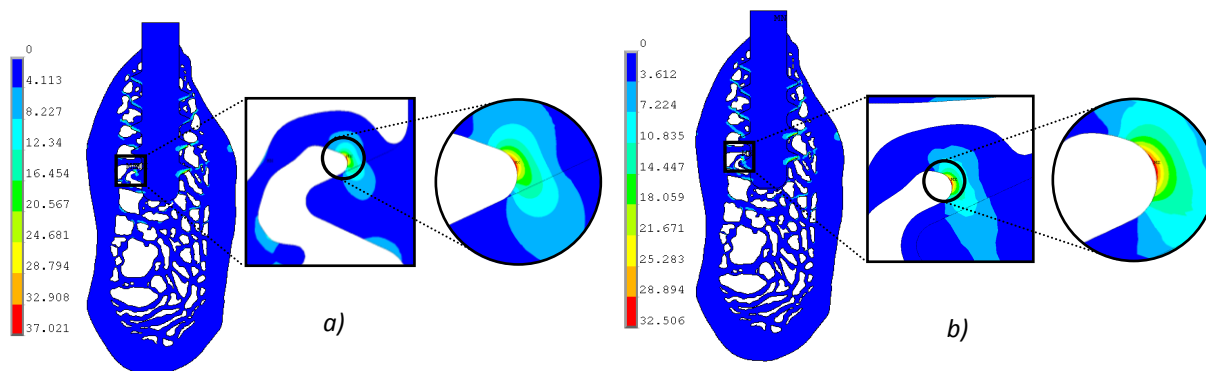
Obr. 12.4: Maximální hodnoty intenzity napětí [MPa] a) CT_A, b) CT_B.



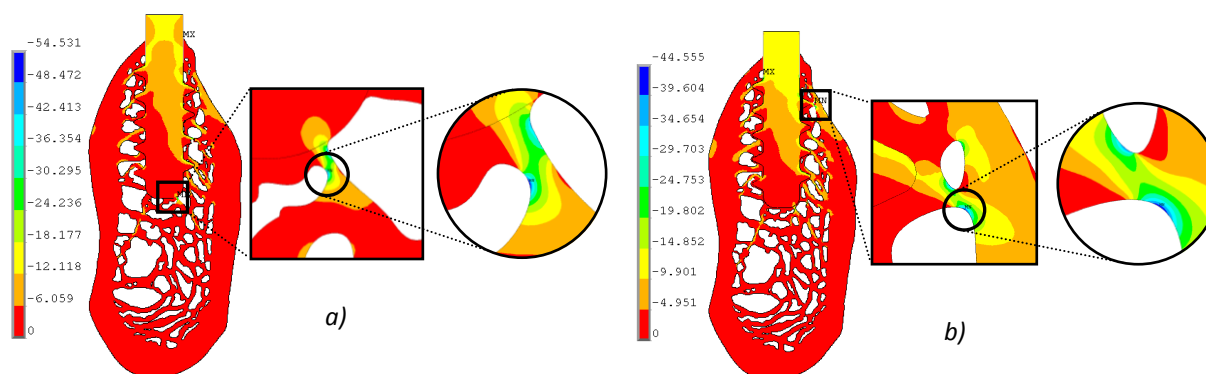
Obr. 12.5: Intenzita přetvoření [-], síť velikosti a) 0,1 mm, b) 0,003 mm, c) 0,0009 mm.

12.1.2 Presentace výsledků soustavy s implantátem (implantát/kost)

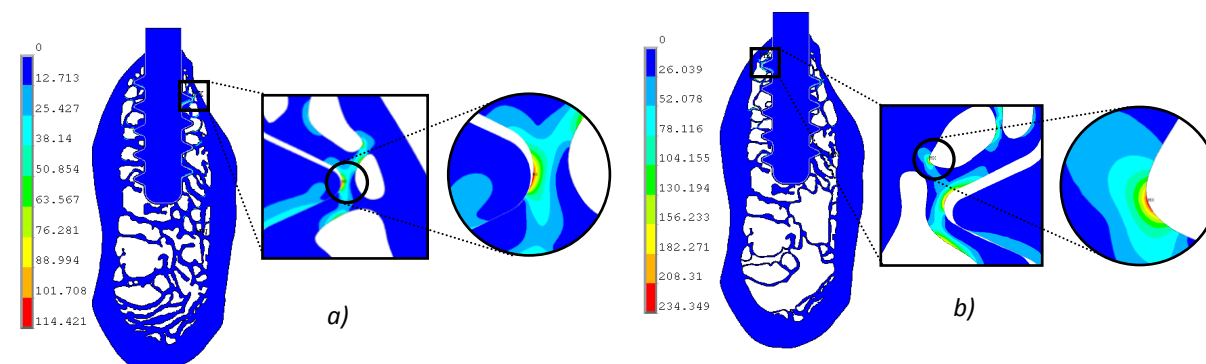
U modelu dolní čelisti s aplikovaným implantátem byla kromě různé úrovně modelu spongiózní kostní tkáně řešena také tři stádia oseointegrace. Maximální hodnoty sledovaných mechanických veličin napětí a přetvoření se nachází na různých místech. Na Obr. 12.6 až Obr. 12.8 jsou zobrazeny výsledky pro různá stádia oseointegrace (z důvodu rozsahu práce jsou zobrazeny pouze podstatné výsledky). Jsou srovnány dvě reprezentativní úrovně modelů a to případ bez vrstvy kostní tkáně kolem implantátu (**T(0.56)-0**) a model s vrstvou (**T(0.56)-0.1**). Tato vrstva kortikální kostní tkáně snižuje a mění charakter mechanického namáhání ve spongiózní kostní tkáni a mění se díky ní i jeho rozložení. Na Obr. 12.8 je zobrazeno první hlavní napětí soustavy se sníženou kvalitou trámečkové struktury (**T(0.47)-0.1** a **T(0.32)-0.1**).



Obr. 12.6: První hlavní napětí [MPa] – stádium oseointegrace A: a) $T(0.56)-0$, b) $T(0.56)-0.1$.



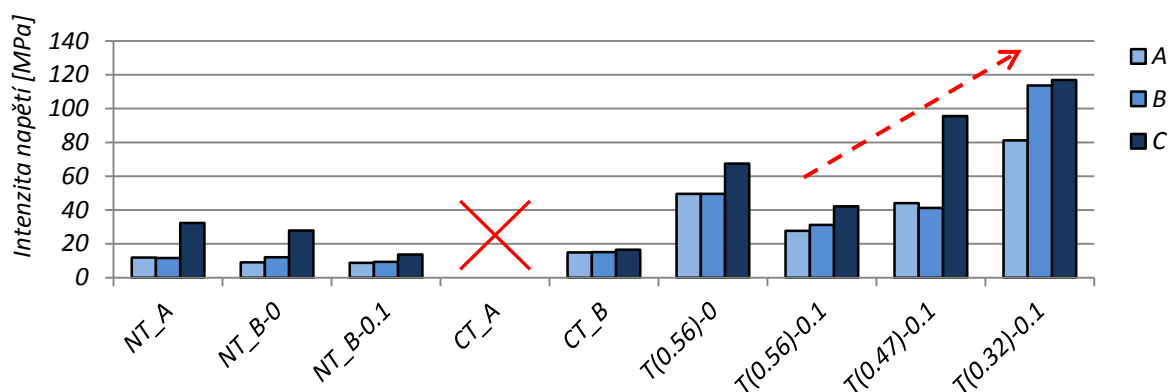
Obr. 12.7: Třetí hlavní napětí [MPa] – stádium oseointegrace B: a) $T(0.56)-0$, b) $T(0.56)-0.1$.



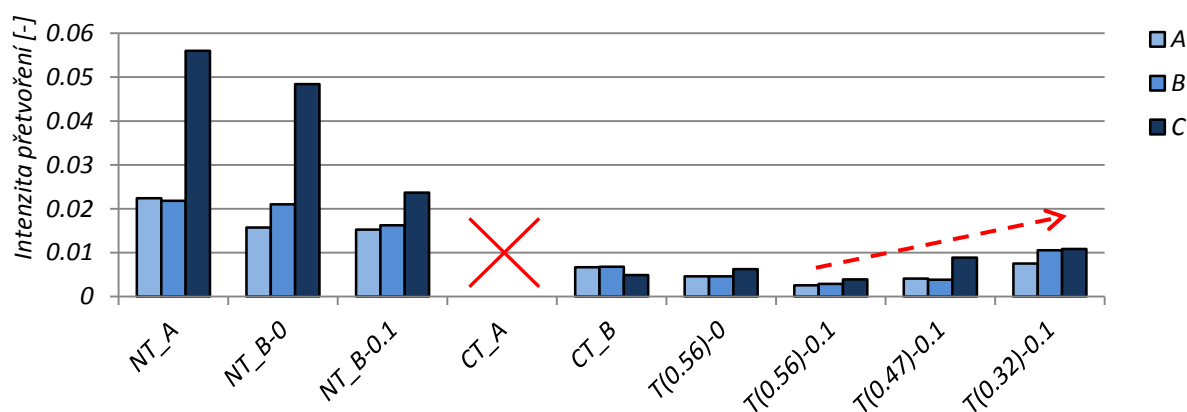
Obr. 12.8: První hlavní napětí [MPa] – stádium oseointegrace C: a) $T(0.47)-0.1$, b) $T(0.32)-0.1$.

Stejně jako v případě analýzy fyziologického stavu jsou výsledky prezentovány ve sloupcových grafech (Obr. 12.9 a Obr. 12.10). Pro každý použitý model materiálu je vynesena série tří sloupců (jednotlivá stádía 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. 12.9), tak u přetvoření je tomu zcela opačně. Největší je u modelu (**NT_A**) (Obr. 12.10). U netrámekových struktur (**NT_A** a **NT_B**) je předepsán Youngův modul spongiózní kostní tkáně 750 MPa. Červená šipka v grafu na Obr. 12.9 označuje nárůst napětí se zhoršující se kvalitou kostní tkáně (stejně tak červená šipka na Obr. 12.10 naznačuje zvyšování maximálních hodnot přetvoření se snižující se kvalitou spongiózní kostní tkáně). Opět

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.



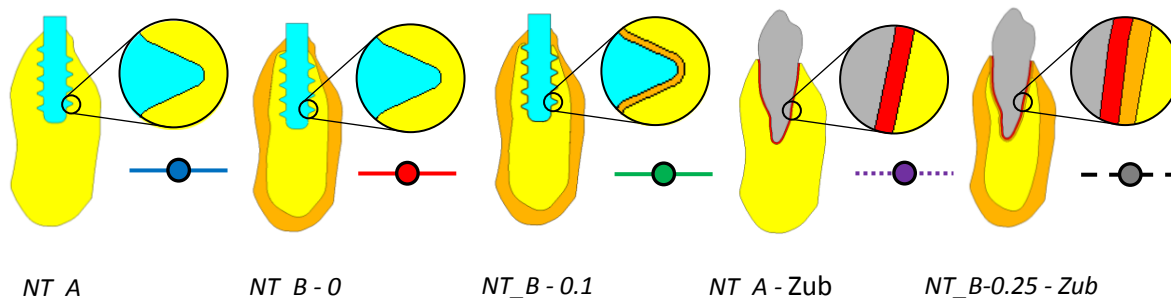
Obr. 12.9: Maximální hodnoty intenzity napětí ve spongiózní kostní tkáni.



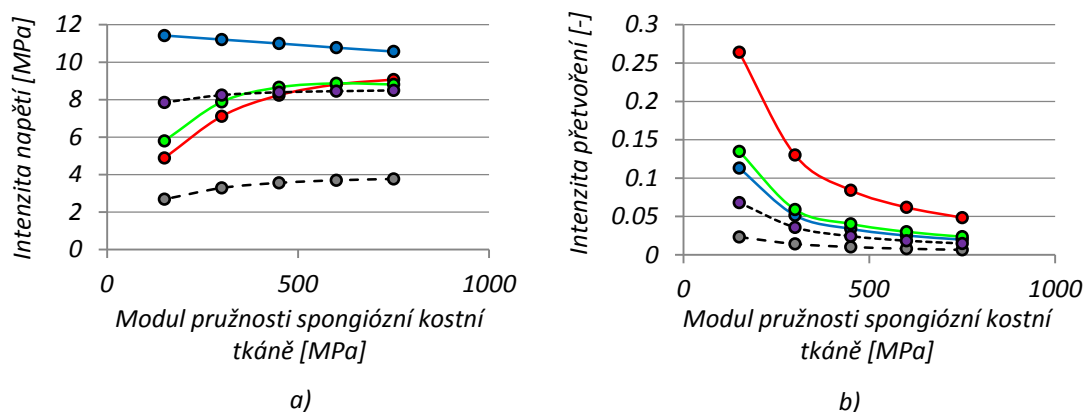
Obr. 12.10: Maximální hodnoty intenzity přetvoření ve spongiózní kostní tkáni.

12.1.3 Prezentace výsledků spongiózní kostní tkáně s netrámčkovou strukturou

V předchozí kapitole byla snížená densita spongiózní kosti modelována přímo oslabením trámek. 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.



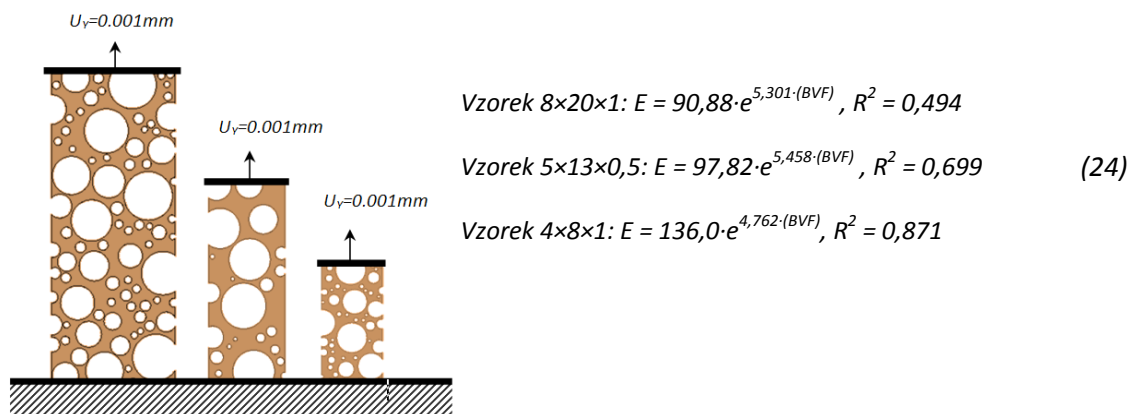
Obr. 12.11: Analyzované varianty netrámčité struktury spongiózní kosti.



Obr. 12.12: Maximální hodnoty intenzit napětí a přetvoření ve spongióze (legenda viz Obr. 12.11).

Analyzovanými veličinami byly opět intenzita napětí a přetvoření, respektive jejich maximální hodnoty. Byly přitom srovnány oba dva stavy: fyziologický a stav po provedení implantace (Obr. 12.11). 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 stadia oseointegrace. Pro ilustraci jsou na Obr. 12.12 uvedeny v grafu výsledky pro stádium, kdy je implantát zcela přirostlý – stádium A (ostatní řešené varianty stadia jsou uvedeny v příloze 19.1 - pro přehlednější analýzu stupně oseointegrace byly grafy vykresleny ve 3D s třetí osou, která označuje stupeň oseointegrace). V každém grafu je navíc uveden fyziologický stav se zubem (čárkovaná čára) ve dvou variantách.

Pro srovnání netrámčkového modelu s trámčkovým modelem byly analyzovány maximální hodnoty posuvů implantátů a intenzit přetvoření. Pomocí tří korelačních závislostí, které na základě výpočtového experimentu navrhl ve své dizertační práci Ing. Libor Borák, Ph.D [237] byly vypočteny Youngovy moduly. Vztahy byly odvozeny ze tří vzorků různé velikosti (Obr. 12.13). Ke každému vztahu je určen i korelační koeficient. Nejmenší korelace je v případě největšího vzorku z důvodu vyšší variability pórů [237].

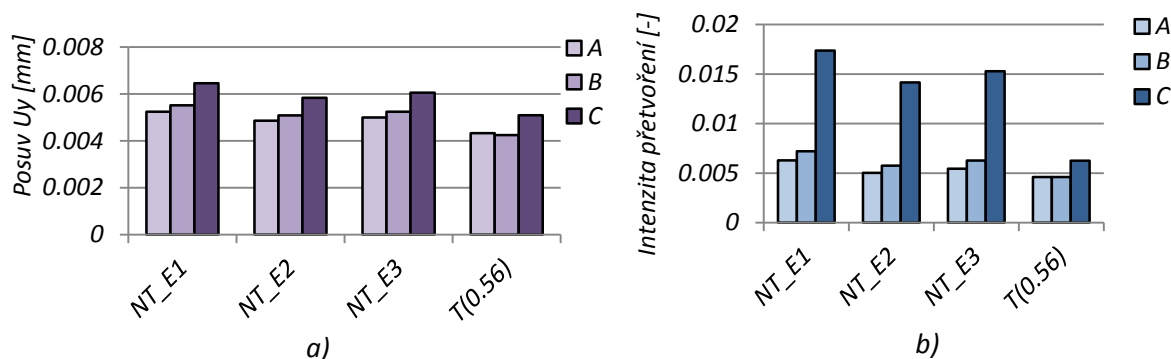


Obr. 12.13: Vzorky z nichž byly vyvozeny korelační vztahy [237].

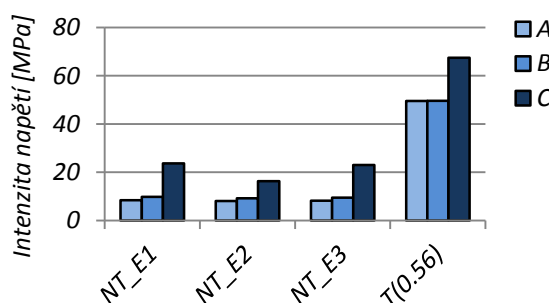
Srovnání je provedeno s trámčkovým modelem **T(0.56)**. Po dosazení BVF do vztahů (24) byly získány následující tři hodnoty modulu pružnosti NT_E1 = 1769 [MPa], NT_E2 = 2079 [MPa], NT_E3 = 1957 [MPa]. Tyto materiálové charakteristiky byly zadány do modelu s netrámčkovou geometrií (**NT_B**). Poissonovo číslo u všech variant je 0.3 [-].

Z grafů na Obr. 12.14 a Obr. 12.15 je patrné, že posuvy implantátu v netrámčkové struktuře jsou vyšší než u modelu s trámčkovou strukturou. Největší rozdíl je u modelu NT_E1, který má až o 1/3 vyšší posuvy než model trámčkový. Nejmenší rozdíly jsou u modelu NT_E2. V případě srovnání maximálních hodnot přetvoření jsou rozdíly podstatně vyšší – až trojnásobné. K největším rozdílům

dochází u varianty stádia C - neoseointegrovaného implantátu a nejmenších u implantátu zcela oseointegrovaného – varianta stádia A. Naopak maximální hodnoty napětí jsou až třikrát nižší ve srovnání s trámečkovým modelem.



Obr. 12.14: Srovnání a) posuvů a b) přetvoření v netráméčkovém a tráméčkovém modelu.



Obr. 12.15: Srovnání intenzity napětí v netráméčkovém a tráméčkovém modelu.

12.1.4 Analýza dosažených výsledků u modelů na 2D úrovni

Při zatížení reálné tráméčkové struktury spongiózní kostní tkáně se zhoršenou densitou (a tedy nižším BVF) narůstají posuvy, přetvoření i napětí. Je to dáno rozložením tráméček, jejich počtem a průřezem, tj. při konstantním zatížení vlivem menšího průřezu tráméček a jejich menším počtem (což nastává u zhoršující se kvality kosti) napětí roste. Srovnáním grafů napětí (Obr. 12.2) a přetvoření (Obr. 12.3) pro fyziologický stav je patrné, že v případě analýzy maximálních hodnot napětí ve spongiózní kosti je značný rozdíl mezi úrovní použitého modelu materiálu (napětí u netráméčkových modelů jsou v desítkách MPa a u tráméčkových ve stovkách MPa). Srovnání modelu materiálu získaného z CT snímku u varianty **CT_A** není možné, jelikož nejsou k dispozici korektní hodnoty napětí a přetvoření. U varianty **CT_B** bylo možné napětí a přetvoření odečíst, přičemž maximální hodnoty napětí jsou v řádech desítek MPa. V modelu fyziologického stavu se dobře shodovaly maximální hodnoty přetvoření u varianty **CT_B**, **NT_B-0.25** a **T(0.56)**, tedy pro všechny úrovně výpočtového modelu spongiózní kostní tkáně.

U varianty se zavedeným implantátem je značný rozdíl v hodnotách maximálního napětí (Obr. 12.9) a přetvoření (Obr. 12.10) pro použité modely materiálu. Daleko větších napětí je dosahováno v tráméčkové struktuře, největších u modelu se sníženou kvalitou tráméček (**T(0.32)**). U modelu s netráméčkovou strukturou jsou podstatně menší hodnoty napětí. Zcela opačná je situace při vyhodnocování přetvoření, největších hodnot je dosahováno u modelu s netráméčkovou strukturou naopak u tráméčkové struktury jsou maximální hodnoty přetvoření podstatně menší. Je tedy z kvalitativního hlediska obtížné analyzovat odezvy spongiózní kostní tkáně pro model vytvořený netráméčkovou strukturou (**NT_A** a **NT_B**). Tyto rozdíly mezi oběma případy (tráméčkový/netráméčkový) je třeba mít na paměti. Ukazuje se, že netráméčkový 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. 12.12 a)), (při srovnání s modelem s nižším BVF spongiózní kostní tkáně, kde napětí roste, červená šipka v grafu na Obr. 12.9).

Dále z Obr. 12.12 b) 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, jak je patrné z Obr. 12.12. 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. 12.12, 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 ($E = 13\,700\text{ MPa}$) a tak je spongiózní kostní tkáň namáhána méně.

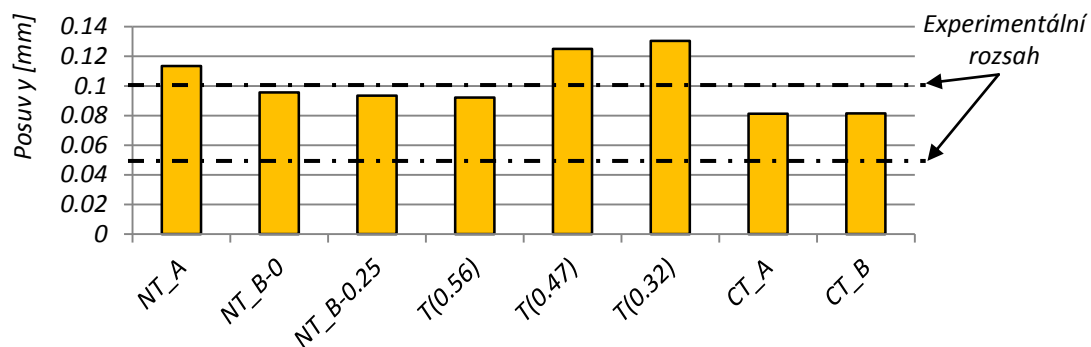
Veličina napětí tedy není pro vyhodnocování mechanické odezvy ve spongiózní kosti vhodná, jelikož nemá vypovídající schopnost z hlediska řešeného problému a jelikož má klesající trend, tak analýzu činí komplikovanější. Přetvoření má zcela opačný průběh, s klesajícím modulem pružnosti roste.

Model vytvořený z CT snímku (750 HU - Obr. 11.2 str. 78) odpovídá hustotě kostní tkáně patřící do skupiny D2/D3 dle Tab. 7.1. Ze srovnání HU jednotek a podílu BVF v kapitole 9.5 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 přibližně o třetinu vyšší u CT modelu než u modelu trámečkového. Naopak maximální hodnoty napětí jsou až čtyřikrát vyšší u trámečkového modelu. Tyto rozdíly jsou značné, a ačkoliv si úrovně modelů odpovídají hustotami spongiózní kostní tkáně, zjištěné mechanické veličiny jsou zcela odlišné.

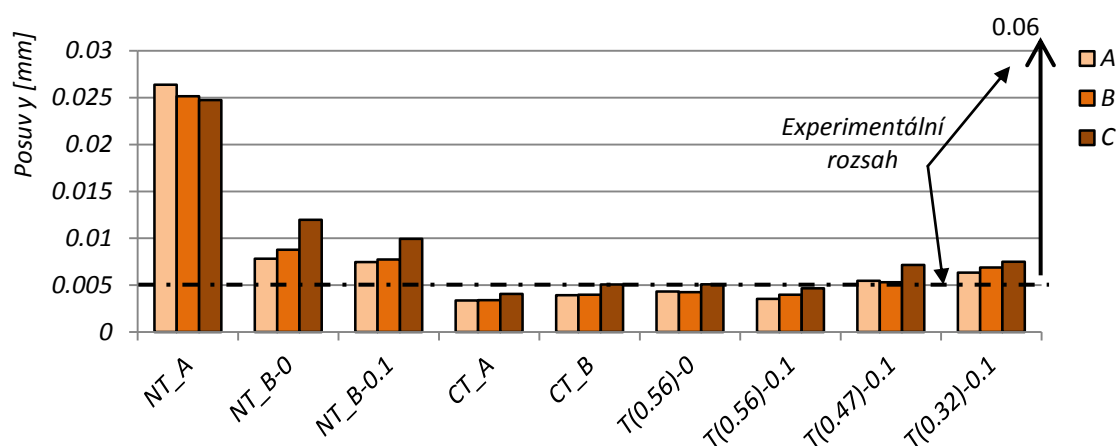
Srovnání trámečkového modelu s netrámečkovým, vytvořeným z CT snímku, také potvrdilo značné rozdíly ve výsledcích zjišťovaných hodnot mechanických veličin. Toto srovnání opět ukazuje, že pro posouzení interakce dentálních implantátů s kostní tkání je nutné vytvářet modely na vysoké úrovni respektující 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** v grafech na Obr. 12.9 a Obr. 12.10.

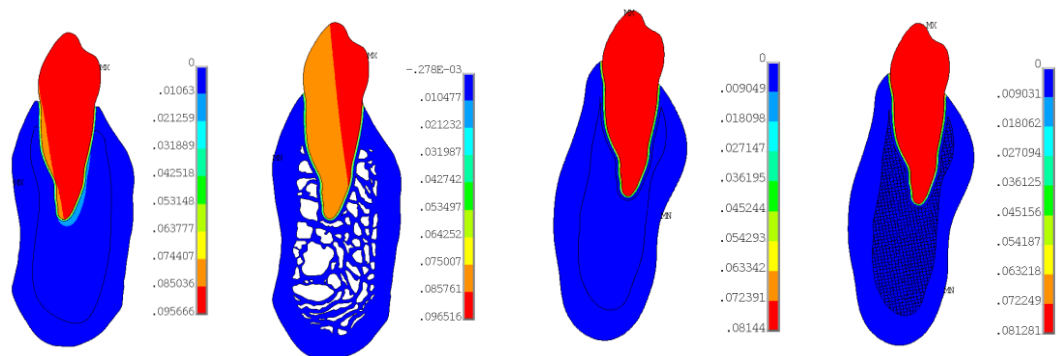
Nebyla zmíněna ještě jedna zcela zřejmá otázka – tj. srovnání dosažených výsledků s experimentem. U biomechanických problémů jde o věc komplikovanou, protože často nelze provádět experimenty in vivo, z důvodů obtížnosti měření. Jednou z mála možností, jak verifikovat dosažené výsledky, je porovnat pohyblivost zubu/implantátu v čelisti s hodnotami, které uvádí literatura. Pro kvalitní trámečkovou kost (**T(0.56)**) je posuv 0,0922 mm – tato hodnota odpovídá experimentům, uvádějícím, že zub se díky měkkému periodontu může v zubním lůžku pohybovat v rozmezí 0,05 – 0,1 mm [7], [230]. Výsledky posuvů ve směru zatížení pro všechny řešené varianty se zubem jsou uvedeny v grafu na Obr. 12.16. Maximální hodnota koronoapikálních posuvů (ve směru zatížení) implantátů u všech modelů dosahuje velikosti 0,004mm až 0,027mm (Obr. 12.17), což odpovídá experimentálně zjištěnému rozmezí (např. 0,005 – 0,06mm viz [57], [230]). Posuvy je možné vynášet i u řešení provedeného s modelem materiálu spongiózní kosti získaného z CT snímku varianty **CT_A**. Posuvy zubu jsou u této varianty skoro stejné jako u varianty **CT_B**. Obdobně je tomu i u soustavy s implantátem. Izolované posuvy pro soustavu se zubem i implantátem jsou zobrazeny na Obr. 12.18 a Obr. 12.19.



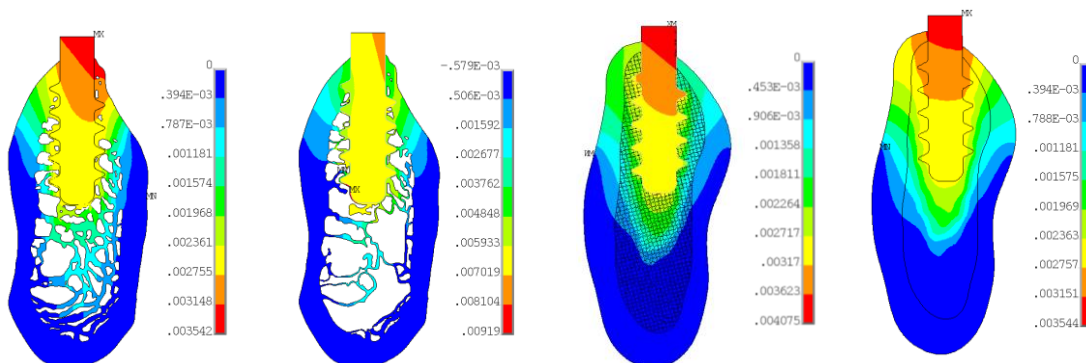
Obr. 12.16: Posuvy zubu v koronoapikálním směru.



Obr. 12.17: Posuvy implantátu v koronoapikálním směru.



Obr. 12.18: Posuv v koronoapikálním směru (y) [mm] soustavy dolní čelisti se zubem model NT_0.25, T(0.56), CT_A a CT_B.

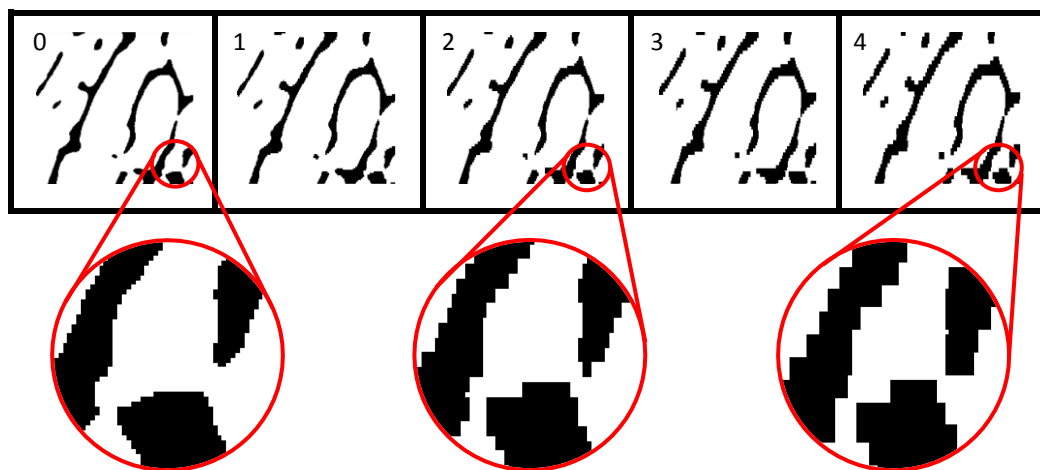


Obr. 12.19: Posuv v koronoapikálním směru (y) [mm] soustavy dolní čelisti s implantátem model T(0.56)-stádium_A, T(0.36)-stádium_C, CT_A-stádium_C a CT_B-stádium_A.

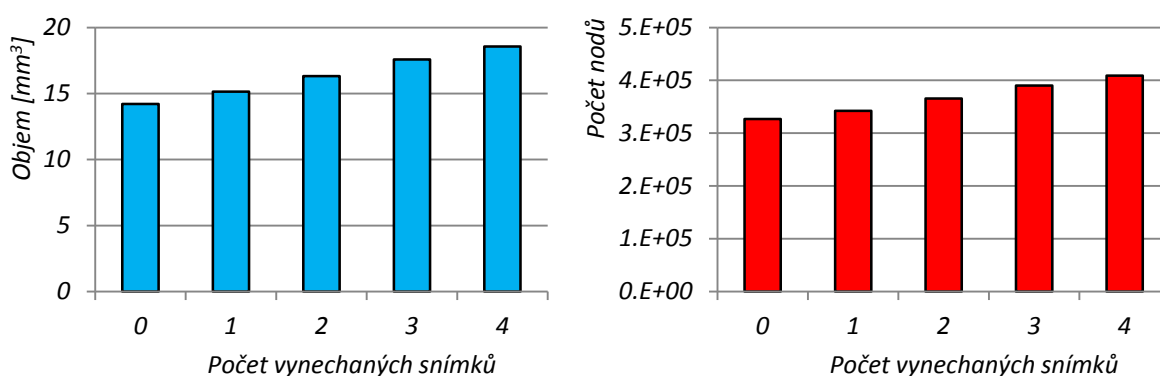
12.2 Presentace a analýza výsledků trámčité struktury na 3D úrovni

12.2.1 Presentace a analýza výsledků vzorku spongiózní kostní tkáně

Z předcházející analýzy vyplývá, že je pro řešení interakce s kostní tkání nutné vytvářet výpočtové modely spongiózní kosti respektující rozložení trámečků. K vytváření modelu je nutné mít data pořízená z CT nebo z histologických řezů. Čím vyšší je počet snímků, tím roste i náročnost tvorby výpočtového modelu. Proto je v práci provedeno dílčí řešení, které posuzuje, jaký vliv na kvalitu modelu má počet použitých snímků. Proto byly vytvořeny výpočtové modely s vynecháním jednoho, dvou, tří a čtyř snímků. Na Obr. 12.20 je vidět rozdíl mezi těmito modely. Vykreslené řezy nejsou v transversální rovině, ale kolmo na ni. V tomto případě se jedná o sagitální řezy. Tloušťka řezů se mění z původní hodnoty rozměru voxelu 19,479 mikrometrů na tloušťku 97,395 mikrometrů u čtyř vynechaných snímků. Díky tomu dochází ke značné ztrátě tvarových detailů a současně se zvětšuje objem. S tím také roste počet použitých nodů při tvorbě MKP sítě (při stejné velikosti elementů) Obr. 12.21. U modelu se čtyřmi vynechanými snímky se objem zvětší o 31%.

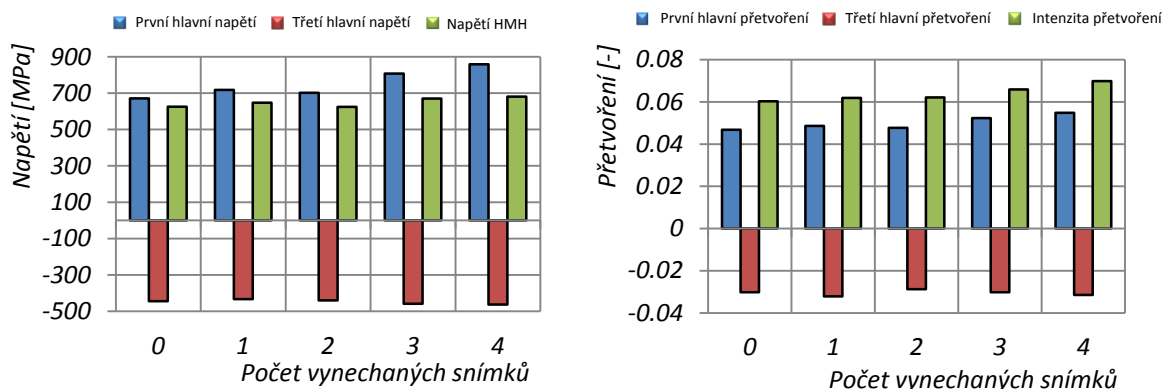


Obr. 12.20: Tvarový rozdíl při snížení počtu snímků.



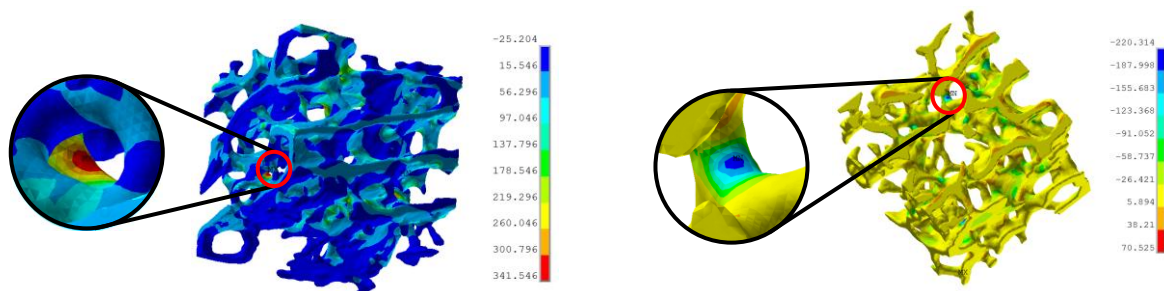
Obr. 12.21: Změna objemu a počtu nodů trámečkové struktury.

Všem modelům byl předepsán stejný posuv způsobující 1% prodloužení. Výsledky byly vyneseny do sloupcových grafů Obr. 12.22. Sledovanými veličinami jsou maximální hodnoty prvního a třetího hlavního napětí, redukovaného napětí podle podmínky HMM, prvního a třetího hlavního přetvoření a intenzity přetvoření. Nejvíce se lišily výsledky mezi modelem se všemi snímky a modelem s vynechanými 4 snímky. Největší rozdíl byl u prvního hlavního napětí a to 27,9% a u intenzity přetvoření 15,8%.

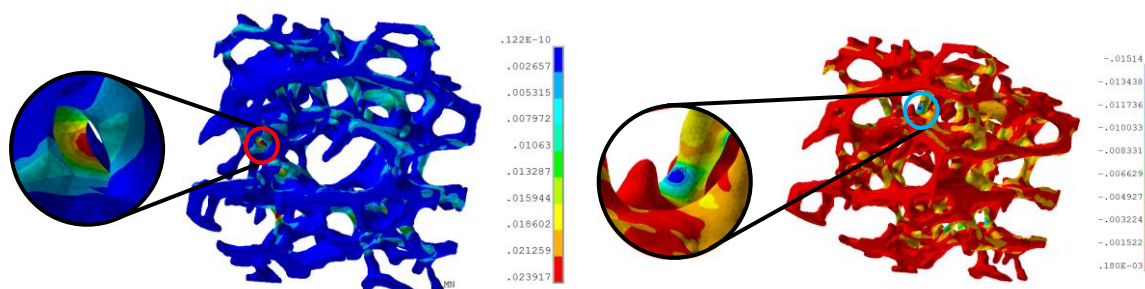


Obr. 12.22: Analýza trámečkové struktury (různý počet snímků).

Při vynechání jednoho a dvou snímků se maximální hodnoty všech sledovaných veličin podstatně neměnily. Při větším počtu vynechaných snímků již docházelo k jejich zvyšování. Pro další analýzu byl vybrán model bez vynechaných snímků, zatěžovaný tahem i tlakem. Analýza je značně komplikovaná, jelikož místa s maximálními hodnotami jsou malá a bývají skryta, jak je ukázáno v detailech na Obr. 12.23 a Obr. 12.24, kde jsou vykreslena první a třetí hlavní napětí a přetvoření. Ukázka analýzy trámečkové struktury je uvedena v příloze kap. 19.2 na vysoce porézních keramikách.



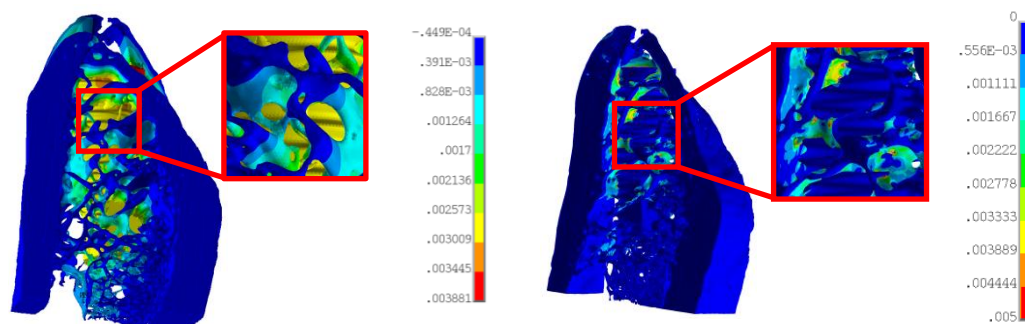
Obr. 12.23: První a třetí hlavní napětí na vzorku spongiózní kostní tkáně [MPa].



Obr. 12.24: První a třetí hlavní přetvoření [-].

12.2.1 Prezentace výsledků soustavy kost/implantát

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. Na Obr. 12.25 jsou vykresleny typické posuvy ve směru zatížení a intenzita přetvoření soustavy segmentu kosti s implantátem. Posuvy implantátů jsou vyhodnocovány z uzlů ve středu horní plochy implantátu. Pro vyhodnocování výsledků přetvoření je vhodnější provádět tuto analýzu v řezu, z celkového pohledu není možné posoudit interakci mezi implantátem a kostními tkáněmi.

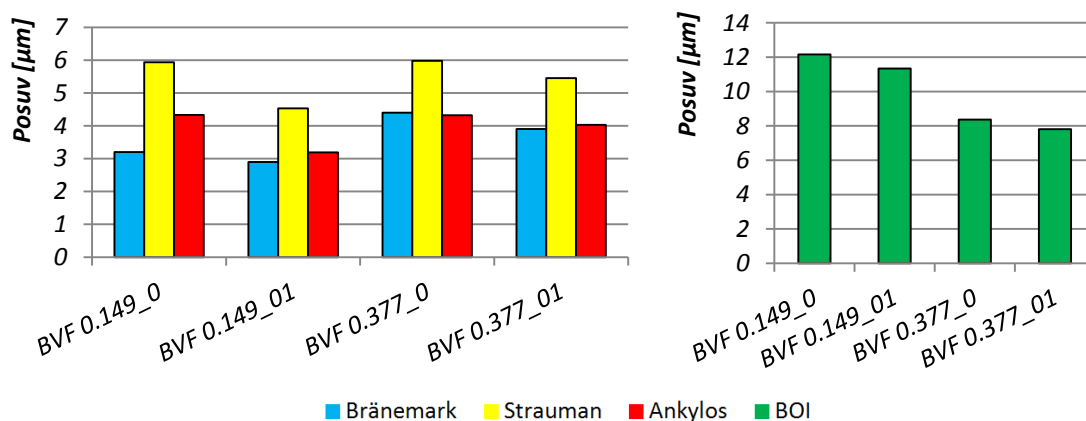


Obr. 12.25: Posuvy v koronoapikálním směru [mm] vlevo a intenzita přetvoření [-] vpravo u soustavy s implantátem Bränemark.

Srovnání posuvů u jednotlivých implantátů v koronoapikálním směru (ve směru zatěžování) je uvedeno na Obr. 12.26. 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 $3,54 \pm 0,71 \mu\text{m}$ 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**.

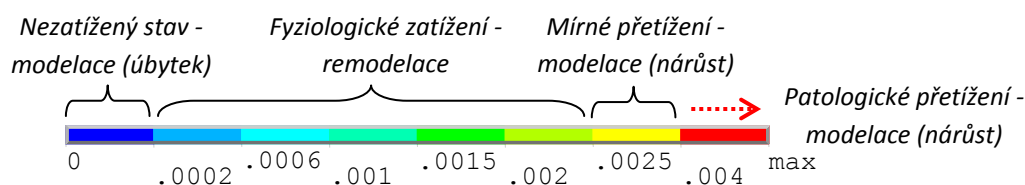
Posuvy implantátu Bränemark a Ankylos jsou přibližně stejné, implantát Straumann má posuvy vyšší a implantát BOI dvojnásobně převyšuje předchozí posuvy.

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.



Obr. 12.26: Srovnání posuvů [μm] pro všechny řešené varianty.

Posouzení rozhraní mezi kostí a implantátem bylo provedeno pomocí Frostovy hypotézy (Obr. 12.27) viz kap. 7.2.1. Pomocí této hypotézy je možné určit na základě hodnot intenzity přetvoření, jak bude reagovat namáhaná kostní tkáň.

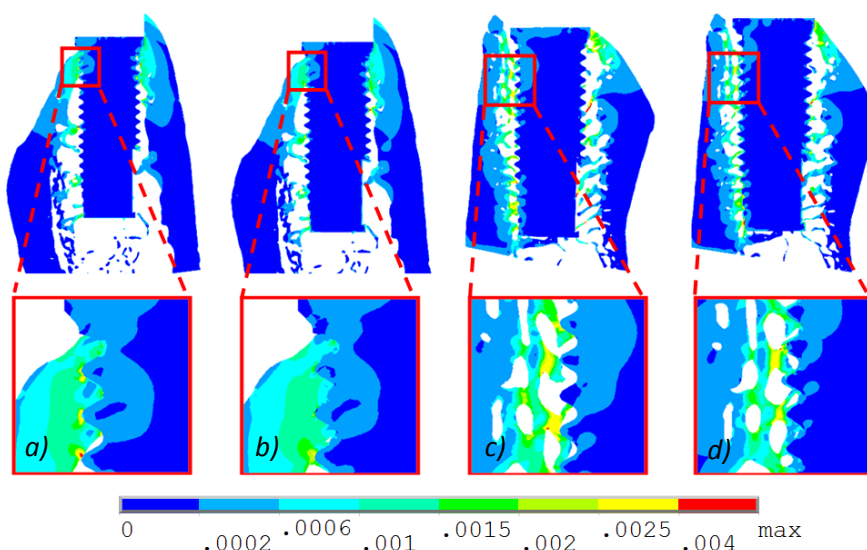


Obr. 12.27: Prahové hodnoty přetvoření [-] pro různé stavy kostní tkáně.

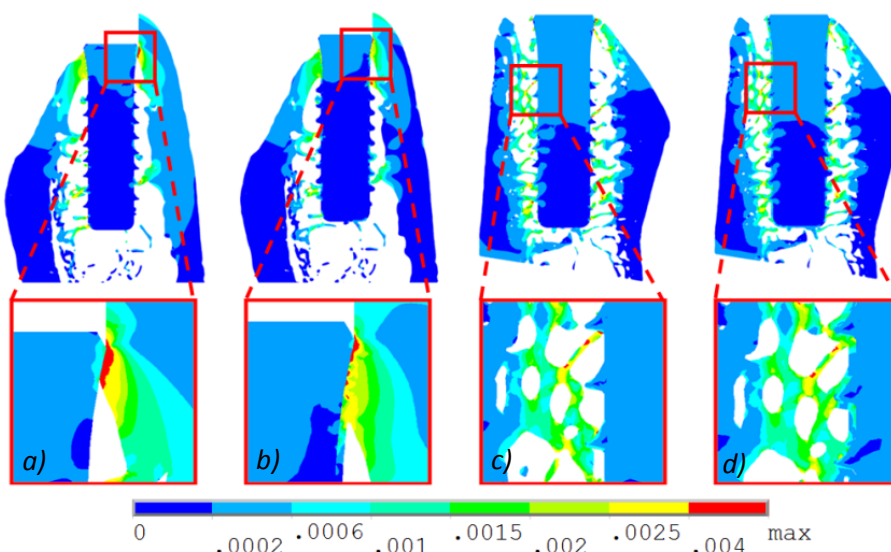
Na Obr. 12.28 až Obr. 12.31 jsou srovnány intenzity přetvoření v kostních tkáních v interakci s řešenými implantáty pro stejné zatížení. Výsledky jsou vykresleny v řezu napříč (koronoapikálním řez) segmentem čelisti. Tato vizualizace výsledků umožňuje lépe nahlédnout do složitého rozdělení přetvoření způsobené složitou geometrickou mikro architekturou kostní tkáně. Intenzita přetvoření je vykreslena pro implantát Bränemark na Obr. 12.28, Ankylos na Obr. 12.29, Straumann na Obr. 12.30 a BOI na Obr. 12.31. Barevná škála je upravena tak, aby odpovídala rozdělení prahových hodnot přetvoření dle Frosta.

Nejvyšší hodnoty intenzity přetvoření jsou dosahovány v případě varianty **BVF_0.149_0** (u všech variant Obr. 12.28 – Obr. 12.31 a), b)) v kortikální kostní tkáni v místě krčku implantátu. Vrstva kosti okolo implantátu snižuje hodnoty intenzity přetvoření, což je patrné z průběhů izolinií.

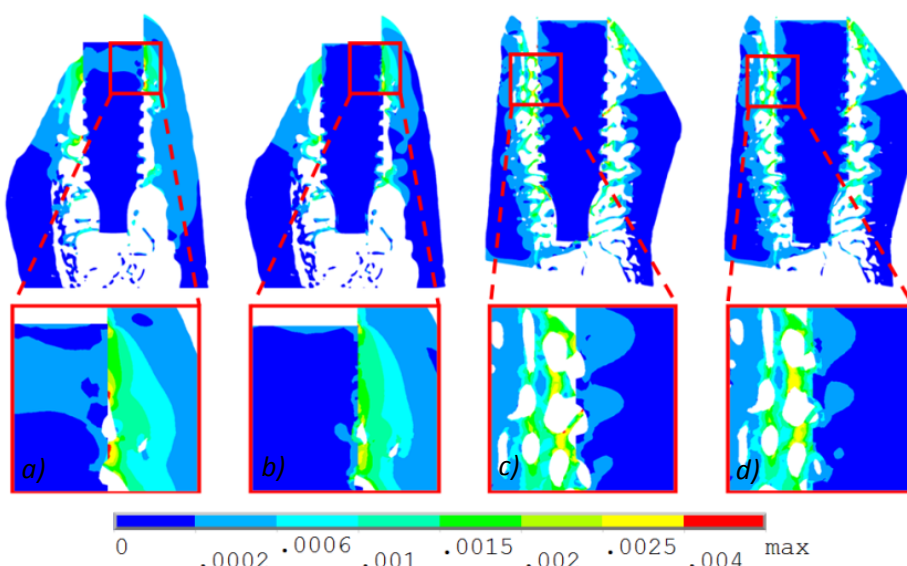
V případě varianty **BVF_0.377_0** je kostní tkáň rovnoměrněji namáhána okolo celého implantátu než v předchozím případě, jak je patrné z izolinií (Obr. 12.28 – Obr. 12.31 c)). Stejně jako v předchozím případě vrstva kosti okolo implantátů snižuje namáhání kostní tkáně (Obr. 12.28 – Obr. 12.31 d)). Kortikální kostní tkáň není v tomto případě tak celistvá a pevná jako u **BVF_0.149**.



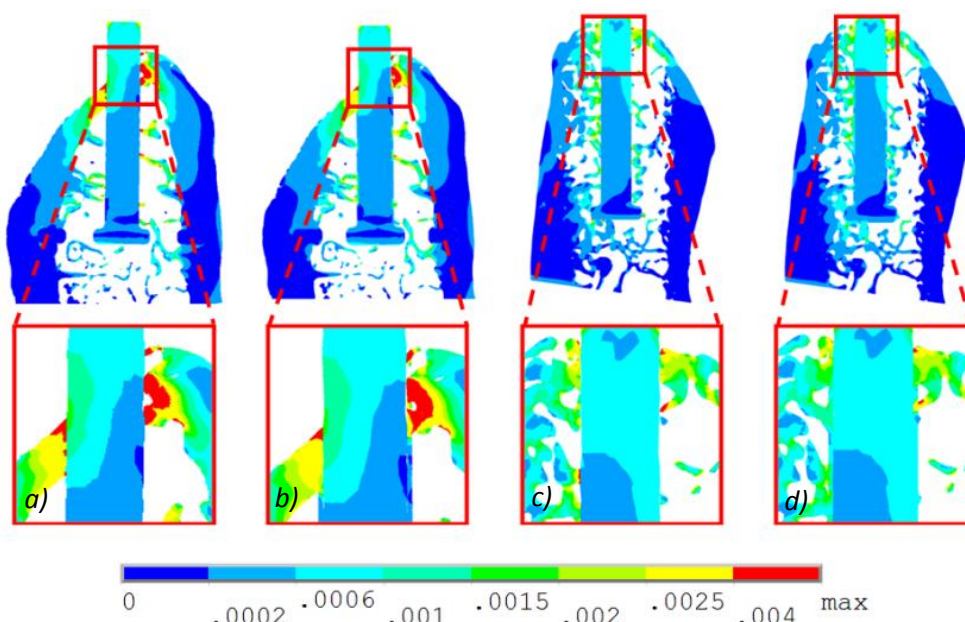
Obr. 12.28: Intenzita přetvoření [-] Bränemark: a) BVF_0.149_0; b) BVF_0.149_01; c) BVF_0.377_0; d) BVF_0.377_01.



Obr. 12.29: Intenzita přetvoření [-] Straumann: a) BVF_0.149_00; b) BVF_0.149_01; c) BVF_0.377_00; d) BVF_0.377_01.



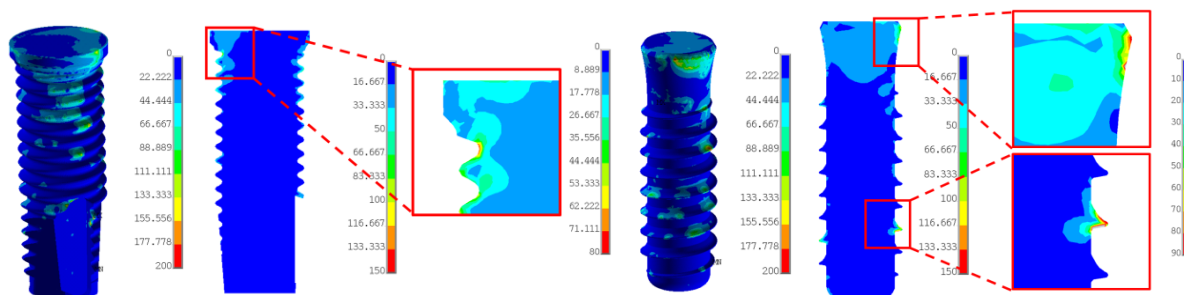
Obr. 12.30: Intenzita přetvoření [-] Ankylos: a) BVF_0.149_00; b) BVF_0.149_01; c) BVF_0.377_00; d) BVF_0.377_01.



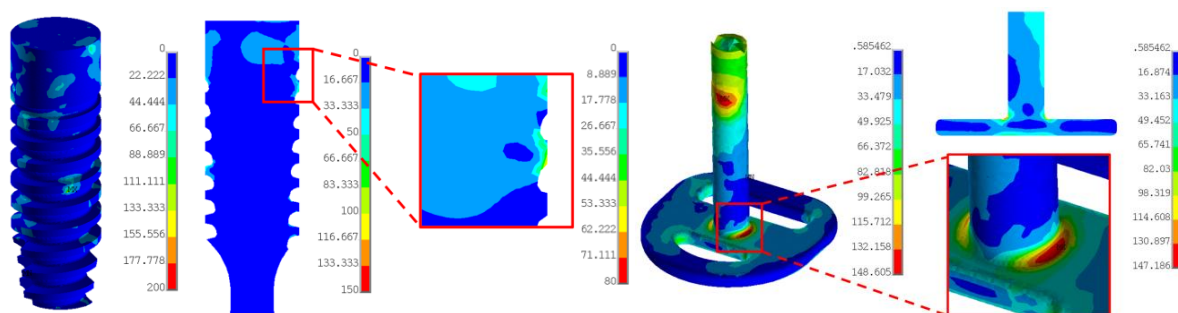
Obr. 12.31: Intenzita přetvoření [-] BOI: a) BVF_0.149_00; b) BVF_0.149_01; c) BVF_0.377_00; d) BVF_0.377_01.

Implantáty jsou vyrobeny ze slitin titanu, u nichž jsou známé mezní stavy. Lze tedy provést posouzení z hlediska mezního stavu. V tomto případě je možnost provádět kontrolu z hlediska mezního stavu pružnosti. Proto bylo jako sledovaná veličina vykreslováno redukované napětí podle Misesovi podmínky (označované jako HMH napětí).

Na Obr. 12.32 jsou vykresleny izolinie HMH napětí na implantátu Bränemark a Straumann a na Obr. 12.33 HMH napětí na implantátu Ankylos a BOI vše je vykresleno pro variantu BVF_0.149_00. Největší napětí na šroubových implantátech je dosahováno v místech, kde je implantát v interakci s kortikální kostní tkání. Diskový implantát je nejvíce namáhán v místě krčku, kde je také v interakci s kortikální kostní tkání, ale navíc v místě přechodu mezi diskovou částí a dříkem je oblast vyšších hodnot napětí.

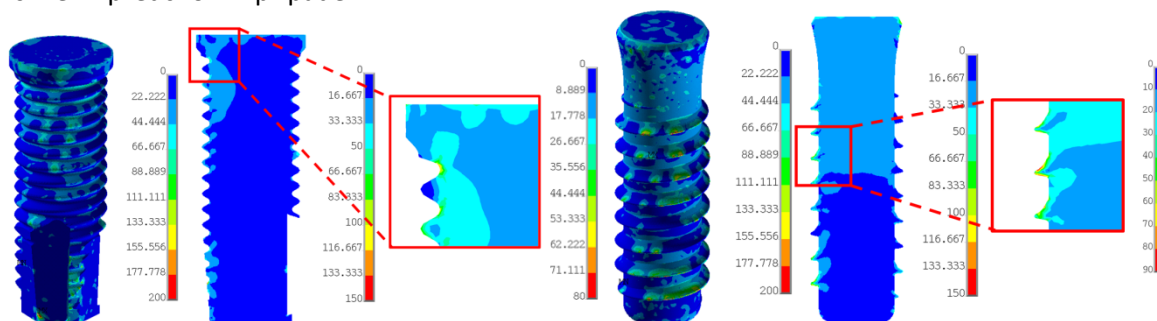


Obr. 12.32: Redukované napětí HMH [MPa] na implantátu Bränemark a Straumann, BVF_0.149_00.

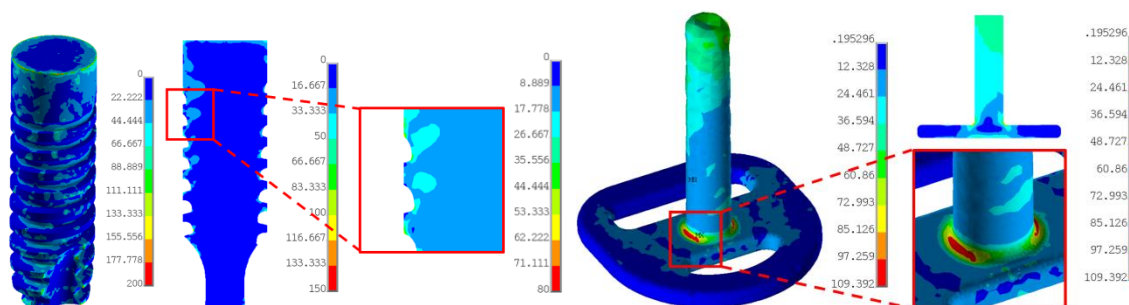


Obr. 12.33: Redukované napětí HMH [MPa] na implantátu Ankylos a BOI, BVF_0.149_00.

Na Obr. 12.34 jsou vykresleny izolinie HMH napětí na implantátu Bränemark a Straumann a na Obr. 12.35 HMH napětí na implantátu Ankylos a BOI (vše varianta BVF_0.377_00). U implantátu Bränemark a Ankylos jsou výsledky obdobné, jako v předchozím případě vyšší hodnoty napětí jsou ve vrchní části implantátu. Implantát Straumann je více zatěžovaný v závitech a diskový implantát má maximální hodnoty napětí v přechodu mezi dříkem a diskovou částí implantátu. Hodnoty napětí jsou nižší než v předchozím případě.



Obr. 12.34: Redukované napětí HMH [MPa] na implantátu Bränemark a Straumann, BVF_0.377_00.

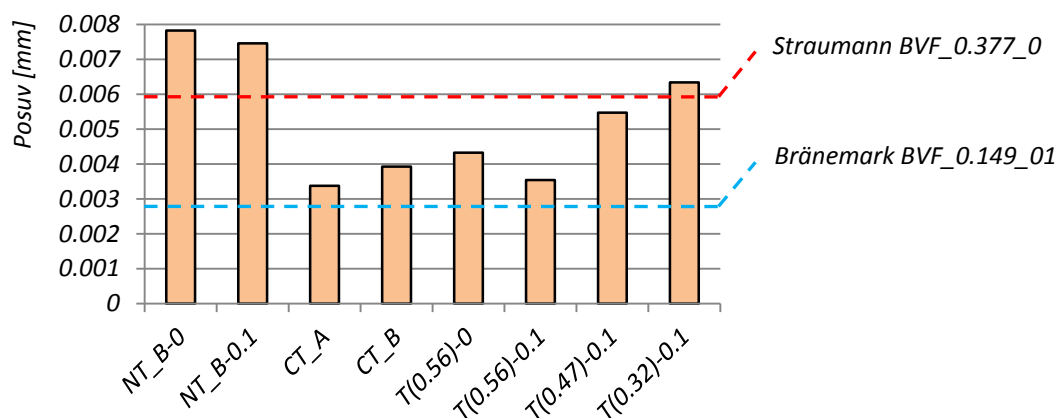


Obr. 12.35: Redukované napětí HMH [MPa] na implantátu Ankylos a BOI, BVF_0.377_00.

12.2.2 Analýza dosažených výsledků u modelů na 3D úrovni

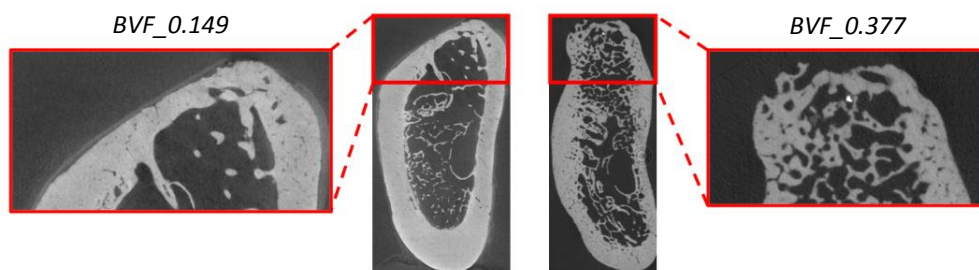
Byly analyzovány čtyři oseointegrované implantáty, u nichž byly zjištěny různé koronoapikální posuvy a rozložení izolinií intenzity přetvoření v kostní tkáni vytvořené na vysoké úrovni respektující trámečkovou architekturu spongiózní kostní tkáně. Výpočtové modely jsou vytvořeny pro dvě varianty hustoty 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.

Posuvy implantátů jsou v řádech mikrometrů, což odpovídá experimentálnímu pozorování [163], [57], [213]. Na Obr. 12.36 je srovnání výsledků z 2D modelů (mimo model **NT_A**) s posuvy implantátů Straumann - 6 μm (varianta kosti **BVF_0.377_0**), který má největší posuv a implantátu Bränemark - 2.9 μm (varianta kosti **BVF_0.149_01**), který má nejmenší posuv. Z grafu je patrné, že výsledky posuvů se u modelů na 2D i 3D úrovni řádově shodují. BOI implantát v tomto případě není srovnán.



Obr. 12.36: Srovnání koronoapikálních posuvů z 2D modelů a 3D modelů.

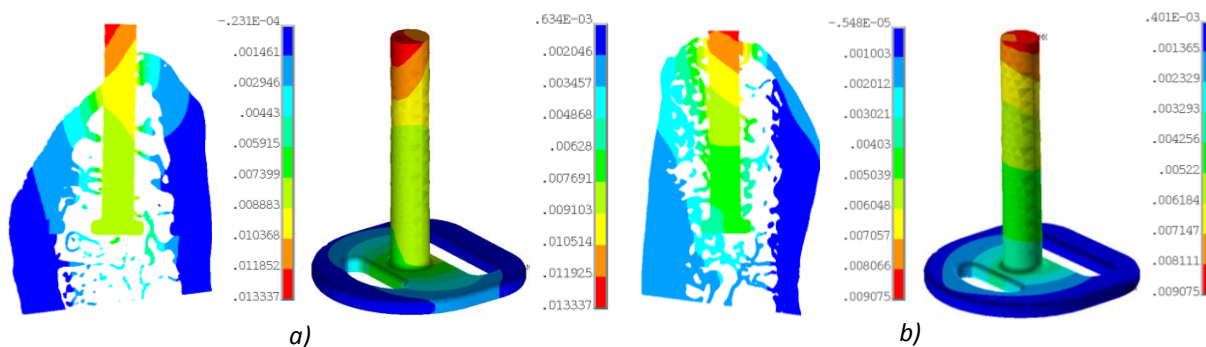
Dále výsledky posuvů šroubových implantátů na 3D úrovni ukazují, že v případě nižší hustoty kostní tkáně (model **BVF_0.149**) jsou posuvy menší než v případě vyšší hustoty (model **BVF_0.377**). Tedy zcela opačně než u výsledků z modelů na 2D úrovni, které ukazují, že se snižující se hustotou trámečků (nižším BVF) rostou i posuvy implantátů. 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 červených rámečcích na Obr. 12.37), 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 tkání.



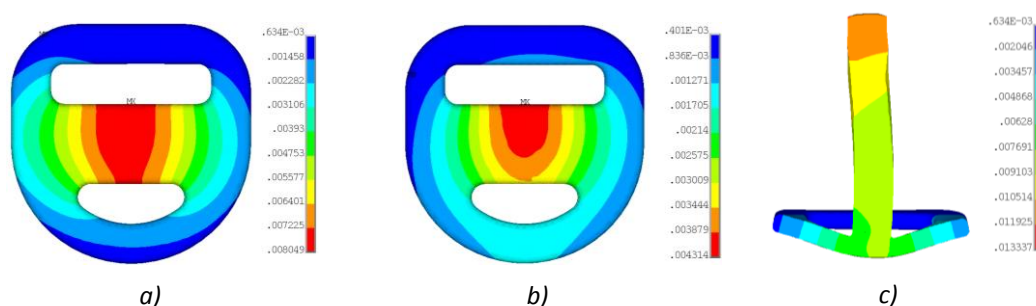
Obr. 12.37: Mikro-CT snímky: BVF_0.149 a BVF_0.377.

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 díky implantátu dvakrát větší než u implantátů šroubových Obr. 12.39. 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). Na Obr. 12.39 jsou vykresleny posuvy disků pro dvě řešené varianty **BVF_0.149_00** a **BVF_0.377_00**, z nichž je patrné, že disk má poměrně velké posuvy ve své střední části. Vyšší (skoro dvojnásobné) jsou v případě nižší hustoty spongiózní kostní tkáně z důvodu menší hustoty trámeček, a tedy i jejich nižší opory.



Obr. 12.38: Koronoapikální posuvy [mm] diskového implantátu: a) **BVF_0.149_00**, b) **BVF_0.377_00**.



Obr. 12.39: Koronoapikální posuvy [mm] diskového implantátu – disková část: a) **BVF_0.149_00**, b) **BVF_0.377_00**, c) 50% zvětšení **BVF_0.149_00**.

Vrstva kosti modelovaná okolo všech implantátů u variant **BVF_0.149_01** a **BVF_0.377_01** způsobuje nižší posuvy než u modelů bez této vrstvy. Lze také navíc předpokládat, že čím tato vrstva bude silnější, tím více bude implantát v kosti stabilnější.

Výsledky intenzity přetvoření ukazují významné rozdíly mezi modely s nižší **BVF_0.149** a vyšší **BVF_0.377** hustotou. V případě modelu **BVF_0.149** se vyskytují nejvyšší hodnoty intenzit přetvoření v oblasti krčku implantátů v místě rozhraní kortikální kostní tkáně/implantát. V tomto místě hodnoty přetvoření překračují hranice fyziologického zatěžování, což může vést ke vzniku nekrotické kostní tkáně. Dalším možným rizikem je ztráta oseointegrace. Navíc trámečky ve spongiózní kostní tkáni jsou méně zatěžovány a přestavba kosti probíhá především v kostní tkáni kortikální a spongiózní kostní tkáně bude spíše ubývat, což není ideální stav.

V případě modelu **BVF_0.377** je intenzita přetvoření rozdělena rovnoměrněji ve spongiózní kostní tkáni. Dle Frostovi hypotézy je kost v pásmu fyziologického zatížení a mírného přetížení, což způsobuje vyšší aktivitu kostních buněk (osteoklasty a osteoblasty) a předpokládá se remodelace a remodelace kostní tkáně. V lokálních místech jsou patrné patologicky přetížené části trámeček, ale lze předpokládat, že remodelací a modelací kostní tkáně dojde ke změně geometrie trámeček a namáhání kostní tkáně se sníží.

Vrstva kosti v okolí implantátů **BVF_0.149_01** a **BVF_0.377_01** mění charakter namáhání a uzavírá trámečkovou strukturu, čímž snižuje namáhání okolní kostní tkáně. Toto je patrné z izolinií intenzit

přetvoření v porovnání s variantami **BVF_0.149_00** a **BVF_0.377_00**. Tato vrstva v podstatě vzniká při procesu oseointegrace a zlepšuje mechanickou interakci mezi kostní tkání a implantátem.

Mechanická interakce ovlivňuje fyziologické podmínky pro přestavbu kostní tkáně a výsledky jednoznačně ukazují, že kost s vyšší hustotou je pro modelaci a remodelaci kostní tkáně vhodnější. Nejrovnoměrněji je rozložení intenzity přetvoření dosaženo v případě implantátu Bränemark. Obdobně je tomu i u implantátu Ankylos, který má poměrně velkou válcovitou plochu bez závitů v interakci s kortikální kostní tkání. Implantát Straumann má krček klínovitého tvaru s menším průměrem a podstatně více namáhá kortikální kostní tkáň, než předchozí dva implantáty.

Diskový implantát dosahuje nejvyšších hodnot přetvoření v místě kortikální kostní tkáně. Je to způsobeno jeho malým průměrem a z toho plynoucí malé plochy v interakci s kostní tkání. Čím je větší plocha implantátu, tím více je v interakci s kostní tkání a méně je tak okolní kostní tkáň namáhána.

Redukované napětí HMM na implantátech nedosahuje hodnot, které přesahují mez kluzu titanových slitin, která se pohybuje okolo 400 – 1000 MPa [273]. Celý výpočet je proveden pro silové zatížení 200 N, ovšem hodnoty napětí mohou být podstatně vyšší, např. při náhlém skusu tvrdého sousta může hodnota napětí několikanásobně vzrůst. To může mít za následek iniciaci trhliny a následné zlomení implantátu. Toto riziko hrozí především v případě diskových implantátů, které dosahovali nejvyšších hodnot napětí v místě přechodu disku s dřínkem. Toto se potvrdilo i dřívější biomechanickou studií těchto implantátů [112] a v klinické praxi [213].

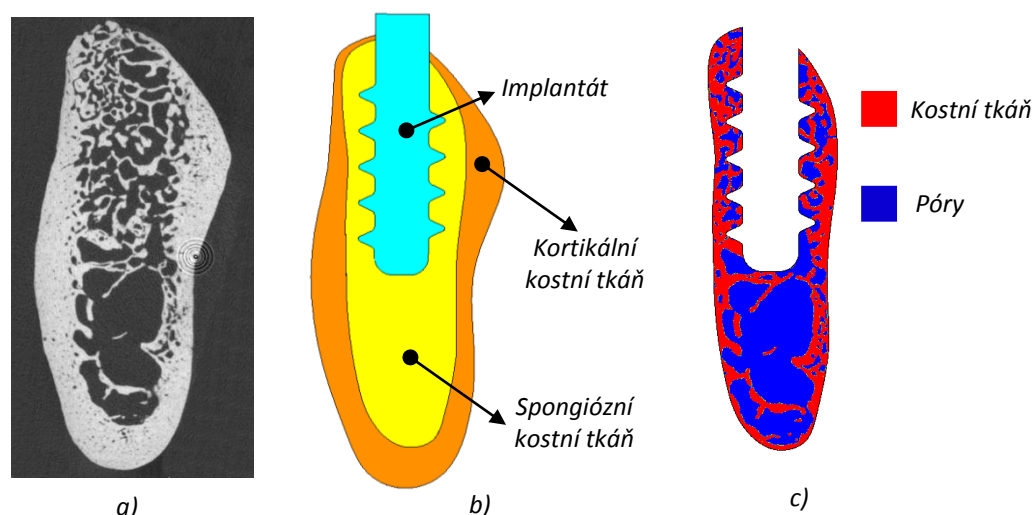
13. Úvodní studie modelace a remodelace kostní tkáně

V kapitole 7.2.2 je popsán algoritmus remodelace a modelace kostní tkáně podle autorů Frosta a Huiskese. Studovat (re)modelaci kostní tkáně výpočtovým modelováním je značně časově náročné a vyžaduje dlouhodobé klinické pozorování, které při řešení této práce nebylo k dispozici. Algoritmus uvedený na str. 44 byl autory [27], [2], [96], [103], [122], [144] použit na výpočtových modelech kostí, které nerespektují trámčitou architekturu spongiózní kostní tkáně. Autoři vychází při řešení z modelu spongiózní kostní tkáně získaného z CT snímků s nehomogenním modelem materiálu. Pro simulaci (re)modelace je použita měnící se hustota kostní tkáně, která je pomocí známých korelačních vztahů přepočtena na Youngův modul. Díky tomu se tak mění rozložení Youngova modulu ve výpočtovém modelu (po elementech).

Obdobný algoritmus bude prezentován i v následující části práce. Algoritmus je upraven tak, aby jej bylo možné použít na trámečkový model spongiózní kostní tkáně. Z důvodů značné hardwareové náročnosti a rozsahu této práce je řešení provedeno na výpočtovém modelu vytvořeném na 2D úrovni. Jedná se pouze o úvodní studii, která má za cíl proniknout do problematiky změny struktury namáhané kostní tkáně v interakci s implantátem.

13.1 Výpočtové modely

Model geometrie je získán z mikro-CT snímku (Obr. 13.1 a)), z kterého byl vytvořen vnější tvar kostní tkáně kortikální a obdobně i tvar spongiózní kostní tkáně modelované jako netrámečková struktura (Obr. 13.1 b)). Model materiálu respektive vnitřní trámečková architektura byla modelována pomocí CT-čísel (obdobně je vytvořen výpočtový model **CT_B** str. 81.) CT-čísla mají rozsah barev od 0 – 4278 a tyto hodnoty byly přiřazeny uzlům patřící ploše spongiózní kostní tkáně. 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 (Obr. 13.1 c)), 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 síť 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 str. 82).

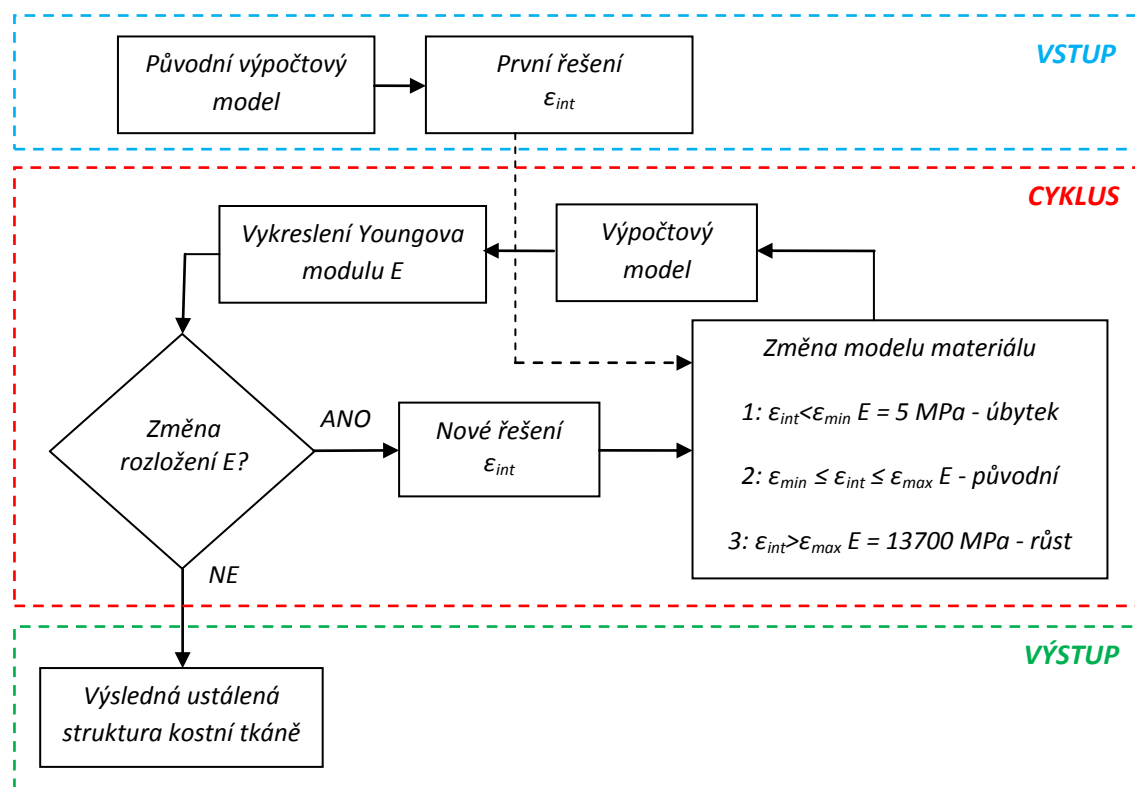


Obr. 13.1: a) mikro CT snímek, b) model geometrie, c) model spongiózní kostní tkáně.

13.2 Řešení

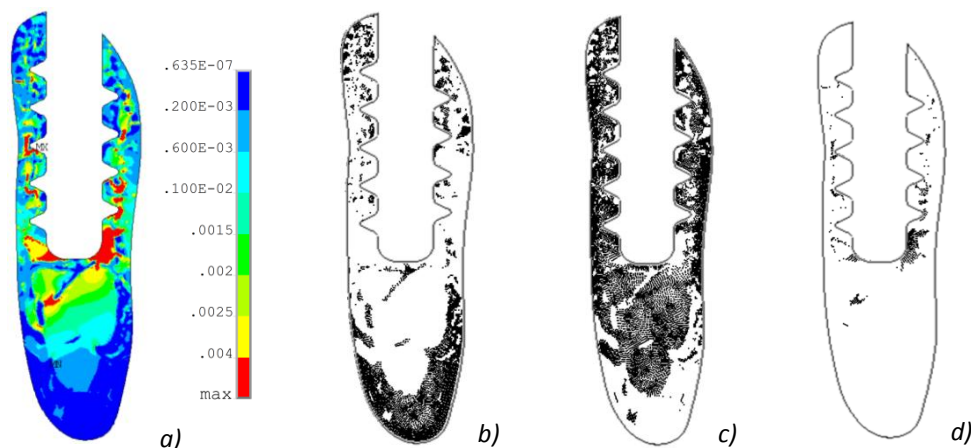
Řešení bylo provedeno pro 100 cyklů algoritmu znázorněného na Obr. 13.2. Změna tuhosti není provedena přírůstkově, ale pro danou oblast je přímo předepsán buďto modul pružnosti odpovídající

pórům (5 MPa) nebo kostní tkáni (13 700 MPa). Modelace a remodelace nastává přímo přidáváním, nebo ubíráním kostní tkáně a je simulována ve výpočtovém modelu spongiózní kostní tkáně.



Obr. 13.2: Cyklus simulující modelaci a remodelaci kostní tkáně.

Po provedení první iterace intenzity přetvoření ve spongiózní kostní tkáni se rozdělí pomocí referenčních hodnot ϵ_{min} a ϵ_{max} nody do tří intervalů. V těchto intervalech je měněn nebo zůstává stejný Youngův modul. Oblastem s nižší hodnotou jak ϵ_{min} je přiřazena nízká hodnota Youngova modulu 5 MPa, oblast v níž jsou hodnoty přetvoření v intervalu $\epsilon_{min} \leq \epsilon_{int} \leq \epsilon_{max}$ zůstává zachována a v oblasti v níž jsou hodnoty přetvoření vyšší jak ϵ_{max} je přiřazena hodnota Youngova modulu 13 700 MPa (Obr. 13.3). Tím dojde ke změně struktury a tvaru spongiózní kostní tkáně. V cyklu je současně i splněna podmínka, že kostní tkáň neklesne pod 0 MPa a nepřesáhne hodnotu odpovídající kortikální kostní tkáni 13 700 MPa.



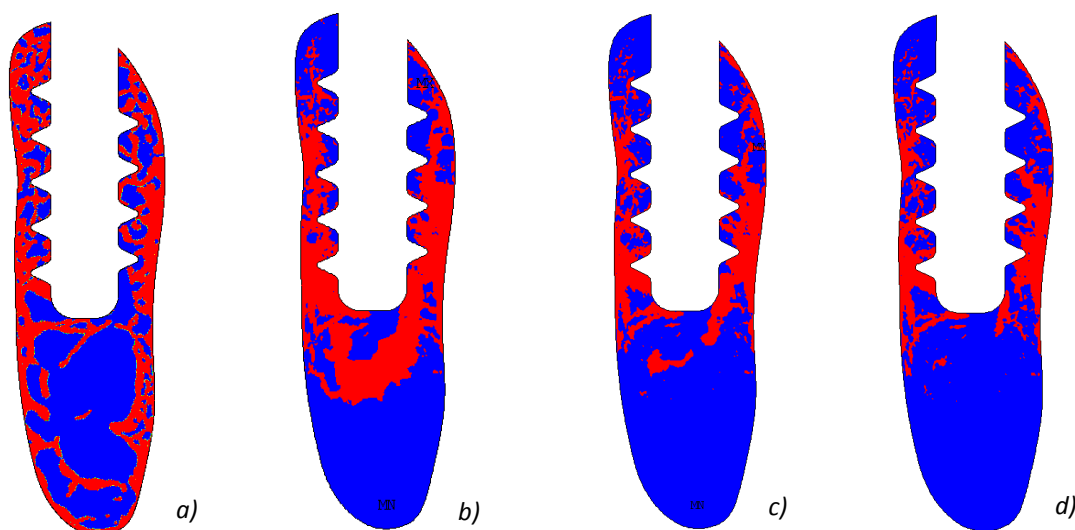
Obr. 13.3: a) izolinie intenzity přetvoření [-], b) uzly s hodnotami přetvoření v intervalu 0-0,0002; c) 0,0002-0,004; d) 0,004-max.

Tímto způsobem probíhá řešení v každém iteračním cyklu. Po vytvoření výpočtového modelu s novou strukturou spongiózní kostní tkáně se pořídí obrazový záznam. Ten slouží jako kontrola zda dochází nebo nedochází ke změnám ve struktuře nebo je již struktura ustálená (rovnovážná). Tuto kontrolu provádí řešitel. Jelikož se jedná o úvodní studii modelace a remodelace, bude posouzen vliv změny referenčních hodnot a okrajových podmínek na výsledné struktury spongiózní kostní tkáně.

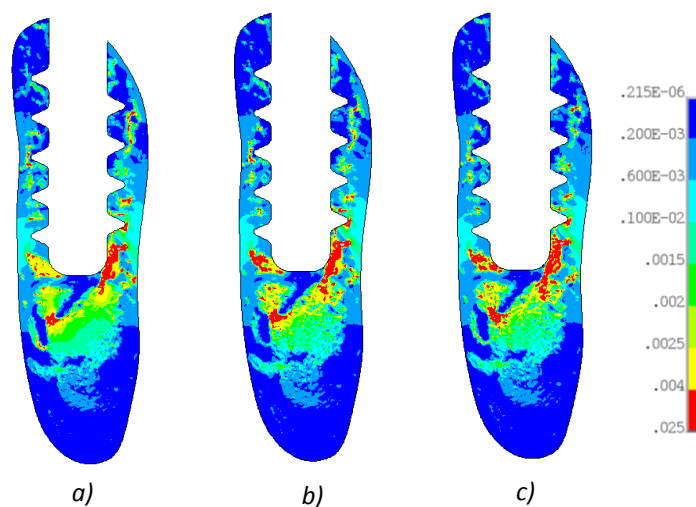
13.3 Presentace a analýza výsledků

13.3.1 Vliv referenčních hodnot na (re)modelaci kostní tkáně

Na Obr. 13.4 jsou výsledné struktury spongiózní kostní tkáně pro tři varianty referenčních hodnot přetvoření. Dolní referenční hodnota přetvoření ϵ_{min} byla neměnná o velikosti 0,0002 a ϵ_{max} bylo řešeno pro tři varianty - 0,002; 0,004 a 0,006. Z výsledků je patrné, že čím je ϵ_{max} vyšší tak více kostní tkáně ubývá, jelikož interval $\epsilon_{min} \leq \epsilon_{int} \leq \epsilon_{max}$ je širší a tak se zvyšuje i interval, v němž nedochází k žádným změnám. Na Obr. 13.5 jsou na ukázkou vykresleny izolinie intenzity přetvoření ve spongiózní kostní tkáni pro stejnou barevnou škálu.

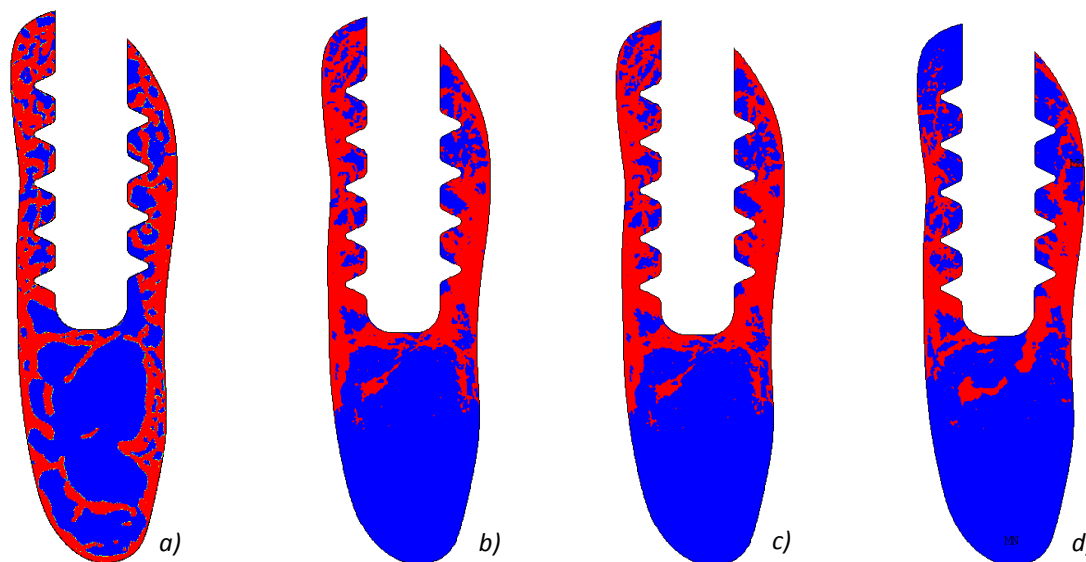


Obr. 13.4: Výsledky: a) původní struktura, b) $\epsilon_{min} = 0,0002$ a $\epsilon_{max} = 0,002$; c) $\epsilon_{min} = 0,0002$ a $\epsilon_{max} = 0,004$; d) $\epsilon_{min} = 0,0002$ a $\epsilon_{max} = 0,006$.



Obr. 13.5: Intenzita přetvoření [-] a) $\epsilon_{min} = 0,0002$ a $\epsilon_{max} = 0,002$; b) $\epsilon_{min} = 0,0002$ a $\epsilon_{max} = 0,004$; c) $\epsilon_{min} = 0,0002$ a $\epsilon_{max} = 0,006$.

Na Obr. 13.6 jsou vykresleny výsledné struktury pro měnící se dolní referenční hodnotu ϵ_{min} (0,00005; 0,0001 a 0,0002), ϵ_{max} byla ponechána na velikosti 0,004. Mezi hodnotami 0,00005 a 0,0001 není významný rozdíl. V případě varianty s hodnotou 0,0002 je vidět, že se struktura spongiózní kostní tkáně více ubyla. Rozšířil se totiž interval, v němž jsou nody přiřazeny pórům ve spongiózní kostní tkáni ($0 - \epsilon_{min}$).

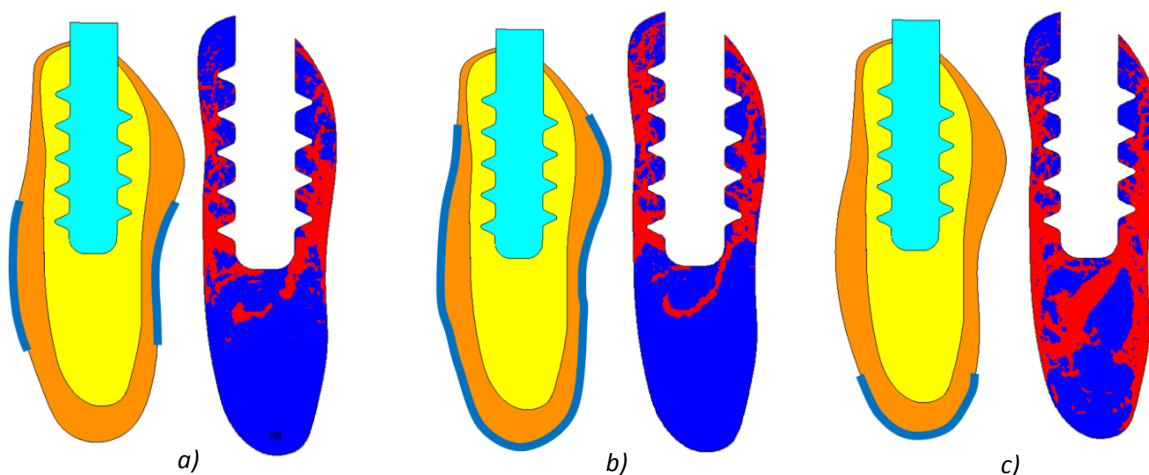


Obr. 13.6: Výsledky: a) původní struktura, b) $\epsilon_{min} = 0,00005$ a $\epsilon_{max} = 0,004$; c) $\epsilon_{min} = 0,0001$ a $\epsilon_{max} = 0,004$; d) $\epsilon_{min} = 0,0002$ a $\epsilon_{max} = 0,004$.

Společným znakem pro všechny předchozí výsledky je úbytek kostní tkáně v bazální části kosti. Kost v tomto místě není dostatečně zatěžovaná. Toto je částečně v rozporu s realitou, jelikož v reálné čelisti prochází v basální části nerv, který je chráněn kostní tkáně. Na druhou stranu je zase poloha nervu v místech, ve kterých nedochází k namáhání kostní tkáně a současně tedy k jeho dráždění. Nejvíce kostní tkáně se vytvořilo v místech dolních závitů implantátu.

13.3.2 Vliv okrajových podmínek na (re)modelaci kostní tkáně

Poslední část studie byla zaměřena na sledování změny struktury spongiózní kostní tkáně při použití jiných okrajových podmínek - OP. Měněny byly deformační OP a řešeny jsou tři varianty vymezení soustavy v prostoru. Modrá křivka vyznačená na Obr. 13.7 ukazuje místa, ve kterých jsou předepsány nulové posuvy a natočení. Zatížení 36 N bylo stejné pro všechny tři varianty.



Obr. 13.7: Výsledné struktury pro různé OP: a) varianta I, b) varianta II; c) varianta III.

Jako referenční hodnoty byly použity intenzity přetvoření $\epsilon_{min} = 0,0002$ a $\epsilon_{max} = 0,004$. U varianty I a varianty II, stejně jako v předchozím případě, 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.

13.4 Zhodnocení

Jedná se o první (takřka pilotní) studii (re)modelace kostní tkáně v interakci s implantátem na mikro úrovni s respektováním trámčité struktury a proto je velice složité vyvodit z výsledků jasné závěry. Jak tato studie ukázala, je velice obtížné volit správné referenční hodnoty jako kritéria určující zda v kosti dochází k růstu, úbytku nebo se nic nemění. Určení těchto prahových hodnot je značně problematické a vyžaduje provedení množství experimentů [55]. Podstatně větší vliv na výsledky má vhodná volba okrajových podmínek. Pro nemodelační studie je nutné vytvářet modely na 3D úrovni.

Kostní tkáně jsou tvořeny z živých buněk, které mají v sobě již od svého vzniku zakódováno chování v závislosti na genetických předpokladech. Toto není možné v současných modelech zachytit. Na rozložení architektury spongiózní kostní tkáně se podílí větší množství faktorů nejen mechanického charakteru (pohlaví, onemocnění, životospráva, zděděné vlastnosti apod.).

14. Závěr

Cílem této studie se zaměřením na řešení dentálních implantátů v interakci s kostní tkání bylo posouzení vlivu snížené hustoty kostní tkáně. Jako efektivní nástroj pro řešení této problematiky je výpočtové modelování. Při zavádění dentálních implantátů nastává nejproblematičtější situace právě v případě špatné kvality kostní tkáně, kdy je snížena její densita, která podstatným způsobem ovlivňuje zásadně úspěšnost operace. Proto je v teoretické části práce podrobně popsáno měření hustoty kostní tkáně, jaké jsou možnosti současné techniky. Klíčovou úlohu hrají v tomto případě zobrazovací zařízení zejména CT a mikro-CT, které umožňují neinvazivním způsobem provádět měření. 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. Dalším důležitým faktorem je správné hojení dentálního implantátu a průběh oseointegrace, který je úzce spojen mimo jiné s remodelací kosti.

Řešení problémů výpočtovým modelováním soustavy kosti dolní čelisti s dentálním implantátem vyžaduje vhodný model. Ten je možné vytvářet na 2D a nebo 3D úrovni, přičemž tvorba trojrozměrného modelu geometrie je podstatně složitější a časově náročnější. Lze využít dvou metod získání modelu ve 3D: optického skenování nebo pomocí metod zpracování obrazu vytvořit model z CT/mikro-CT snímků. Obě dvě tyto metody mají své výhody a nevýhody. 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/periodontium/zub 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:

- 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 netrámekové struktury, tak v modelu trámečkovém. Se snižující se hustotou kostní tkáně se zvyšují hodnoty přetvoření, naopak hodnoty napětí u některých modelů klesají.
- 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.
- 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.
- Obdobně srovnání trámečkového modelu s netrámekovým vytvořeným na základě vztahů mezi modulem pružnosti a pórovitostí není vhodný pro posouzení interakce implantátů s kostní tkání.

V další části práce bylo na základě předchozích výsledků přistoupeno k tvorbě výpočtových modelů na 3D úrovni s respektováním složité architektury spongiózní kostní tkáně. Tvorba modelů trojrozměrných trámečkových struktur je značně časově náročná a komplikovaná. Standardní CT snímky neumožňují studovat strukturu spongiózní kostní tkáně a jejich histomorfometrické parametry. Pomocí metod zpracování obrazu byly vytvořeny z mikro-CT snímků dvě kostní tkáně s různou hustotou (ženská s kvalitou kostní tkáně D3/D4 a mužská D2/D3). Analyzovány byly hodnoty intenzity přetvoření, které vyneseny v intervalech odpovídající navrženým prahovým hodnotám dr. Frosta ukazují na stav v kostní tkáni. Řešení bylo provedeno pro čtyři komerčně vyráběné implantáty tři šroubové (Brånemark, Ankylos a Straumann) a diskový implantát (BOI). Interakce mezi kostí a implantátem je provedena pomocí kontaktních prvků (s nastaveným algoritmem BONDED) simulováním stavu, při němž je implantát zcela oseointegrovaný. Zjištěné posuvy implantátů odpovídají experimentálnímu a klinickému pozorování. Největších posuvů dosahuje diskový implantát, který také nejvíce přetěžoval kostní tkáň. Posuvy implantátů jsou sice menší v případě ženské čelisti s horší kvalitou kostní tkáně, ale rovnoměrnější zatěžování okolní kostní tkáně je v případě mužského segmentu čelisti. Vrstva kosti kolem implantátu představující lepší stav oseointegrace snižuje jak napětí, tak i přetvoření, což ukázala i předchozí 2D analýza.

Poslední část práce je zaměřena na studium modelace a remodelace kostní tkáně v interakci s dentálním implantátem. Jedná se o vstupní studii, u níž bylo využito mikro-CT snímků k tvorbě výpočtového modelu, na nějž byl aplikován (re)modelační algoritmus. Cílem bylo vytvořit z původní struktury spongiózní kostní tkáně novou strukturu vytvořenou v závislosti na mechanickém namáhání. Bylo ukázáno, že řešení je značně citlivé na určení vhodných referenčních hodnot sledovaného kritéria a okrajových podmínek. V tomto případě bylo sledováno jako kritérium veličina intenzita přetvoření.

Změny v kostní tkáni probíhají na mikro úrovni a je nutné při studiu jak interakce implantátů, tak osteoporózní kostní tkáně vytvářet modely na vysoké úrovni pomocí mikro-CT dat.

14.1 Náměty k dalšímu řešení

- 1) Mezi velké bariéry této práce patří stav vzorků, které pochází ze suchých kostí a nejedná se o vzorky „čerstvé“. Z hlediska analýzy hustoty kostní tkáně by bylo zajímavé srovnat měření HU a BVF „čerstvé“ kostní tkáně. U takovéto kosti by bylo zajímavé sledovat i individuální tuhost v trámečcích vlivem různé mineralizace a implementovat nehomogenní model materiálu do 3D struktury a provést výpočtové řešení interakce kostní tkáně s implantátem.
- 2) Provedení měření (určení) mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně na mikro úrovni (pomocí nanoindentace, kombinací tahové zkoušky a snímání vzorků v mikro-CT zařízení).
- 3) V práci bylo simulováno zatížení v koronoapikálním směru, který je při žvýkání nejběžnější. Při rozměňování sousta ovšem nastávají stavy, při kterých je implantát namáhán obecně. Z hlediska deformačně napěťové analýzy by bylo zajímavé provést řešení se zatížením implantátu bočními silami, případně kombinací sil simulujících obecné namáhání.
- 4) Pro řešení interakce dentálních implantátů s modelem respektujícím trámečkovou architekturu vytvořeným na 3D úrovni byly vybrány tři běžně komerčně dodávané implantáty. V další práci by bylo zajímavé posoudit vliv délky a průměru implantátu na velikosti namáhání kostních tkání v čelisti.
- 5) Při studiu modelace a remodelace kostní tkáně vytvářet modely na 3D úrovni s respektováním trámečkové architektury kostních tkání.

15. Tvůrčí činnost

15.1 Publikace

2012

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.

MAJER, Z.; MARCIÁN, P.; DLOUHÝ, I.; FLORIAN, Z.; ŘEHOŘEK, L.; MALINA, R. ***Computational modeling of highly porous materials with application in biomechanics***. In Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2012. Berlín: British Library Cataloguing in Publication Data, 2012. s. 916-921. ISBN: 978-0-9562121-5-3.

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.

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.

MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; MAJER, Z.; FLORIAN, Z.; KAISER, J.; KONEČNÁ, V. ***The computational model of dental implant interaction with bone tissue***. In Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2012. Berlín: British Library Cataloguing in Publication Data, 2012. s. 910-915. ISBN: 978-0-9562121-5-3.

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.

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.

MANEK, F., MARCIÁN, P., FLORIAN, Z., VALÁŠEK, J., EBRINGEROVÁ, V., ***Biomechanical Study of Lumbar Spinal Fixation Device***, Applied Mechanics and Materials Journal, 2012, in press, ISSN: 1660-9336.

2011

EBRINGEROVÁ, V.; MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z. ***Stress- strain analysis of hip joint with total endoprosthesis***. Computational Mechanics 2011. Plzeň: University of West Bohemia Pilsen, 2011. s. 35-36. ISBN: 978-80-261-0027- 0.

KONEČNÝ, O.; MARCIÁN, P. ***Tvorba modelu geometrie z CT/ MRI v Matlabu***. In Proceedings of the 17th Conference STUDENT EEICT 2011. Brno: NOVOPRESS s.r.o., 2011. s. 51-53. ISBN: 978-80-214-4273- 3.

KRPALEK, D.; VALÁŠEK, J.; FLORIAN, Z.; MARCIÁN, P.; ŘEHÁK, K.; MANEK, F. ***Stress Strain Analysis of Human Wrist and Interaction between Carpal Bones***. In 13th Conference APPLIED MECHANICS 2011. Velké Bílovice: Ústav fyziky materiálů AV ČR, 2011. s. 119-122. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; VAŠEK, M.; KONEČNÝ, O.; NAVRÁTIL, P. ***Creating a Model of Cancellous Bone Tissue***. In Proceedings 49th International Scientific Conference, Experimental Stress Analysis 2011. 1. Znojmo: Brno University of Technology, 2011. s. 215-222. ISBN: 978-80-214-4275- 7.

MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; KONEČNÝ, O.; FLORIAN, Z. **Využití snímků CT a mikro CT při výpočtovém modelování.** In Výpočty konstrukcí metodou konečných prvků 2011. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2011. s. 57-60. ISBN: 978-80-261-0059- 1.

MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; KRPALEK, D.; ŘEHÁK, K.; NAVRÁTIL, P. **Creation of Computational Models of Cancellous Bone.** In Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference. 1. Svratka: Institute of Thermomechanics, 2011. s. 379-382. ISBN: 978-80-87012-33- 8.

MARCIÁN, P.; EBRINGEROVÁ, V.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; NAVRÁTIL, P. **Stress- strain analysis of interaction of dental implant with bone tissue.** Plzeň: University of West Bohemia Pilsen, 2011. s. 1-2. ISBN: 978-80-261-0027- 0.

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.

MARCIÁN, P.; MAJER, Z.; DLOUHÝ, I.; FLORIAN, Z. **Trabecular local mechanical properties estimation of highly porous cellular materials.** Local Mechanical Properties 2011, Book of Abstracts. 1. Olomouc 2011: Palacký University, 2011. s. 49-49. ISBN: 978-80-244-2889- 5.

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.

MARCIÁN, P.; VALÁŠEK, J.; KRPALEK, D.; BORÁK, L.; KONEČNÝ, O.; VAŠEK, M.; FLORIAN, Z. **Computational Model of Cancellous bone.** Micro - CT User Meeting 2011 Abstract Book. 1. Belgie: SkyScan, 2011. s. 262-263. ISBN: 978-90-81678- 100.

MARCIÁN, P.; VALÁŠEK, J.; KRPALEK, D.; ŘEHÁK, K.; FLORIAN, Z.; NAVRÁTIL, P. **Computational modeling of dental implant interaction with bone tissue.** In 13th Conference APPLIED MECHANICS 2011. Velké Bílovice: Ústav fyziky materiálů AV ČR, 2011. s. 139-142. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

ŘEHÁK, K.; FLORIAN, Z.; KRPALEK, D.; MARCIÁN, P.; MATUG, M.; VALÁŠEK, J. **Stress analysis of Burch- Schneider cage.** In Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference. 1. Svratka: Institute of Thermomechanics, 2011. s. 523-526. ISBN: 978-80-87012-33- 8.

ŘEHÁK, K.; FLORIAN, Z.; MARCIÁN, P.; VALÁŠEK, J.; KRPALEK, D.; MATUG, M. **Strain stress study of hip joint with Burch- Shneider cage.** In 13th Conference APPLIED MECHANICS 2011. Velké Bílovice: Ústav fyziky materiálů AV ČR, 2011. s. 175-178. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

VALÁŠEK, J.; MARCIÁN, P.; KRPALEK, D.; ŘEHÁK, K.; MANEK, F.; FLORIAN, Z. **Stress Strain Analysis Of Restored First Molar With Cavity Of Class I.** In Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference. Svratka: Institute of Thermomechanics, 2011. s. 635-638. ISBN: 978-80-87012-33- 8.

VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z. **Stress Strain Analysis Of Save Firsth Molar Tooth With Cavity Of Class II.** In 13th Conference APPLIED MECHANICS 2011. Velé Bílovice: Institute of Physics of Materials, Academy of Science of the Czech Republic, 2011. s. 227-230. ISBN: 978-80-87012-33- 8.

2010

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.

KRPALEK, D.; MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; VALÁŠEK, J.; MATUG, M.; KONEČNÝ, O. **Stress - strain analysis of human wrist.** Computational Mechanics 2010. Plzeň: Západočeská univerzita, 2010. ISBN: 978-80-7043-919- 7.

MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; KONEČNÝ, O.; NAVRÁTIL, P.; MRÁZEK, M. **Biomechanical study of the interaction of dental implants with bone tissue**. Computational Mechanics 2010. Plzeň: Západočeská univerzita, 2010. ISBN: 978-80-7043-919- 7.

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.

VALÁŠEK, J.; MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; KRPALEK, D.; KONEČNÝ, O. **Stress - strain analysis of human mandible fixator**. Computational Mechanics 2010. Plzeň: Západočeská univerzita, 2010. ISBN: 978-80-7043-919- 7.

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.

2009

BORÁK, L.; MARCIÁN, P.; MRÁZEK, M. **Stress- Strain Analysis of Alveolar Bone**. In 11th International Scientific Conference Applied Mechanics 2009. Smolenice: Institute of Applied Mechanics and Mechatronics, Faculty of Mechanical Engineering, Slovak University of Technology in Bratislava, 2009. s. 21-22. ISBN: 978-80-89313-32-7.

MARCIÁN, P.; PETRLÍKOVÁ, H.; FLORIAN, Z.; BORÁK, L.; MRÁZEK, M. **Stress strain analysis of dental implants**. In 11th International Scientific Conference Applied Mechanics 2009. Smolenice: Institute of Applied Mechanics and Mechatronics, Faculty of Mechanical Engineering, Slovak University of Technology in Bratislava, 2009. s. 63-64. ISBN: 978-80-89313-33- 4.

Přehled publikačních aktivit k datu odevzdání dizertační práce

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

15.2 Tvůrčí aktivity

ROI Analysis

MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z.: biomechanika.fme.vutbr. cz, VUT-FSI A2/601, Technická 2. (software)

CT Data Analysis

MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; KRPALEK, D.; VALÁŠEK, J.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.: CT Data Anylysis, biomechanika.fme.vutbr. cz, VUT-FSI A2/601, Technická 2. (software)

STL Model Creator

MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z.: STL Model Creator; biomechanika.fme.vutbr. cz, VUT-FSI A2/601, Technická 2. (software)

Zařízení na upínání měkkých tkání (např. stěny žaludku)

FLORIAN, Z.; MARCIÁN, P.; NÁVRAT, T.: Přípravek měkké tkáně; FSI A/715a. (funkční vzorek)

15.3 Projekty

2012

Mechanické hodnocení kostní tkáně svalku-spoluředitel

zahájení: 01.01.2012, ukončení: 31.12.2012

2011

Zvyšování úrovně výpočtových modelů v biomechanice – hlavní řešitel

zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2011

Komplexní řešení vybraných problémů biomechaniky člověka – spoluředitel

zahájení: 01.01.2011, ukončení: 31.12.2013

2010

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

Komplexní řešení vybraných problémů biomechaniky člověka – spoluředitel

zahájení: 01.01.2010, ukončení: 31.12.2010

16. Literatura

16.1 Odborné články

- [1] Achour, T., Merdji, A., Bachir, B., Bouiadja, B., Serier, N., Djebbar, N.: Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier, *Materials and Design*, 32 (2011) 282–290.
- [2] Akca, K., Cehreli, M.C., Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: A finite element stress analysis, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 44 (2006) 527–535.
- [3] Albrektsson, T., Branemark, P. I., Hansson, H. A., Lindström J.: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long- lasting direct bone anchorage in man, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52 (1981) 155–170.
- [4] Albrektsson, T.: Osseointegrated oral implants, *Journal of Periodontology*, 59 (1988) 287–296.
- [5] Alkemper, J., Voorhees, P. W.: Quantitative serial sectioning analysis, *Journal of Microscopy*, 201 (2001) 388–394.
- [6] Alvarez, A. A., Lasheras, F. S., Fernández, E. M., González, I.: A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone, *Mathematical Models in Medicine & Engineering*, 50 (2009) 695–704.
- [7] Amarsaikhan, B., Miura, H., Okada, D., Masuda, T., Ishihara, H., Shinki, T., Kanno, T.: Influence of environmental factors on tooth displacement, *Journal of Medical and Dental Sciences*, 49 (2002) 19–26.
- [8] Apicella, A., Masi, E., Nicolais, L., Zarone, F., De Rosa, N., Valletta, G.: A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration, *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, 9 (1998) 191–196.
- [9] Ashman, R. B., Corin, J.D., Turner, C.H.: Elastic properties of cancellous bone: Measurement by an ultrasonic technique, *Journal of Biomechanics*, 20 (1987) 979–986.
- [10] Atwood, D.A.: The reduction of residual ridges. A major oral disease entity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 26 (1971) 266–279.
- [11] 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*, 100 (2008) 422–431.
- [12] Bartáková, S., Suchánek, J.: Počítačová simulace odezvy kostní tkáně na implantáty, *Středoevropské sympozium VI. Brněnské implantologické dny*, Vyd. I. Brno : Masarykova univerzita v Brně, (2002) 43–43.
- [13] Borák, L., Marcián, P., Florian, Z., Bartáková, S., Biomechanical study of disk implants, *Engineering Mechanics*, 17 (2010) 1–12.
- [14] Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16 (1977) 1–132.
- [15] Branemark, P.I.: Osseointegration and its experimental background, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50 (1983) 399–399.
- [16] Bratu, E., Steigmann, M.: Analyse der strukturalen Spannungen zwischen Implantat und Knochen. *Implantologie Journal*, 7 (2003) 47–49.
- [17] Brianne, M., Mulvihill, A., Prendergast, P. J.: An algorithm for bone mechanoresponsiveness: implementation to study the effect of patient-specific cell mechanosensitivity on trabecular bone loss, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11 (2008) 443–451.
- [18] Capek, L., Simunek, A., Slezak, R., Dzan, L.: Influence of the orientation of the Osstell® transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: A numerical approach, *Medical Engineering & Physics*, 31 (2009) 764–769.
- [19] Carlsson, L., Röstlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T.: Removal torques for polished and rough titanium implants, *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 3 (1988) 21–24.
- [20] Carter, D. R.: Mechanical properties and composition of cortical bone, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 135 (1978) 733–741.
- [21] Carter, D.R., Hayes WC. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science*, 194 (1976) 1174–1176.
- [22] Carter, D.R., Mechanical loading histories and cortical bone remodeling, *Calcified Tissue International*, 36 (1984) 19–24.
- [23] Cattaneo, P.M., Dalstra, M., Melsen, B.: The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement, *Journal of Dental Research*, 84 (2005) 428–433.
- [24] Černochová, P., Stomatologická klinika LF MU a FN u sv. Anny, Brno, *Praktický zubní lékař*, 57 (2009) 4–10.
- [25] Cheang, P., Khor, K. A., Addressing processing problems associated with plasma spraying of hydroxyapatite coatings, *Biomaterials*, 17 (1996) 537–544.
- [26] Choi, J. H., Park, C. H., Yi, S. W., Lim, H. J., Hwang, H. S., Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136 (2009) 766–767.
- [27] Chou, H. Y., Jagodnik, J. J., Muftu, S.: Predictions of bone remodeling around dental implant systems, *Journal of Biomechanics*, 41 (2008) 1365–1373.

- [28] Chou, H. Y., Müftü, S., Bozkaya, D.: Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on perimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104 (2010) 293-300.
- [29] Ciarelli, M.J., Goldstein, S.A., Kuhn, J.L., Cody, D.D.: Brown M.B., Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *Journal of Orthopedic Research*, 9 (1991) 674-682.
- [30] Clarice, F., Li, Q., Li, W., Swain, M., Influence of tooth removal on mandibular bone response to mastication, *Oral Biology*, 53 (2008) 1129 – 1137.
- [31] Clason, Ch., Hinz, A.M., Schieferstein, H.: A method for material parameter determinativ for the human mandible based on simulation and experiment, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7 (2004) 265-276.
- [32] Cochran, D. L., Schenk, R. K., Lussi, A., Higginbottom, F. L., Buser, D.: Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A histometric study in the canine mandible, *Journal of Biomedical Materials Research*, 40 (1998) 1-11.
- [33] Cordioli, G., Majzoub, Z., Piattelli, A., Scarano, A.: Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia, *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 15 (2000) 668-674.
- [34] Courteix, D., Lespessailles, E., Peres, S. L., Obert, P., Germain, P., Benhamou, C.L.: Effects of physical training on bone mineral density in prepubertal girls: a comparative study between impact-loading and non-impact-loading sports, *Osteoporosis International*, 8 (1998) 152-158.
- [35] Currey, J.D., The effect of porosity and mineral-content on the Young's modulus of elasticity of compact bone, *Journal of Biomechanics*, 21 (1988) 131-139.
- [36] Dechow, P.C., Nail, G.A., Schwartz, C.L., Ashman, R. B.: Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone, *American Journal of Physical Anthropology*, 90 (1993) 291-306.
- [37] Degidi, M., Piattelli, A., Gehrke, P., Felice, P., Carinci, F.: Five year outcome of 111 immediate nonfunctional single restorations, *Journal of Oral Implantology*, 32 (2006) 277-285.
- [38] Dlouhý, I., Řehořek, L., Chlup, Z.: Tensile Properties of Open Cell Ceramic Foams, *Key Engineering Materials*, 413 (2009) 168-175.
- [39] Dorow, Ch., Krstin, N., Sander, F. G.: Determination of the Mechanical Properties of the Periodontal Ligament in a Uniaxial Tensional Experiment, *Journal of Orofacial Orthopedics*, 64 (2003) 100-107.
- [40] Dougherty, G., Quantitative CT in the measurement of bone quantity and bone quality for assessing osteoporosis, *Medical Engineering & Physics*, 18 (1996) 557-568.
- [41] Engquist, B., Bergendal, T., Kallus, T., Linden, U.: A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 3 (1998) 129-134.
- [42] Esses, S. I., Lotz, J. C., Hayes, W. C., Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single-energy quantitative computed tomography, *Journal of Bone and Mineral Research*, 4 (1989) 715-722.
- [43] Fazzalari, N. L., Forwood, M. R., Smith, K., Manthey, B. A., Herreen, P.: Assessment of Cancellous Bone Quality in Severe Osteoarthritis, *Bone Mineral Density, Mechanics, and Microdamage*, 22 (1998) 381-388.
- [44] Forwood, M. R., Turner, C. H.: Skeletal adaptations to mechanical usage: results from tibial loading studies in rats, *Bone*, 17 (1985) 197-205.
- [45] Friberg, B., Sennerby, L., Linden, B., Gröndahl, K., Lekholm, U.: Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 28 (1999) 266-272.
- [46] Fritsch, A., Dejaco, A., Komlev, V., Swieszkowski, W., Jaroszewicz, J., Bongaers, E., Hellmich, Ch., Translation of CT data into voxel-specific micromechanics-based elasticity tensors, *Micro - CT User Meeting 2011 Abstract Book*, 1 (2011) 235-241.
- [47] Frost H.M.: On our age-related bone loss: insights from a new paradigm. *Journal of Bone Mineral Research*, 12 (1997) 1539-1546.
- [48] Frost, H. M., Does bone design intend to minimize fatigue failures? A case for the affirmative, *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 18 (2000) 278-282.
- [49] Frost, H. M.: Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal, *Anatomical Record*, 219 (1987) 1-9.
- [50] Frost, H. M.: Bone remodelling dynamics, *Springfield, IL: Charles C Thomas*, (1963) 1-175.
- [51] Frost, H. M.: The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs, *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 18 (2000) 305-316.
- [52] Frost, H. M.: Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64 (1994) 175-188.
- [53] Frost, H.M., Schoenau, E.: The muscle-bone unit in children and adolescents: an overview, *Journal of Pediatric Endocrinology & Metabolism*, 13 (2000) 571-590.
- [54] Frost, H.M.: Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*, 275 (2003) 1081-1101.
- [55] Fujiki, K., Aoki, K., Marcián, P., Borák, L., M. Hudieb, K. Ohya, Y. Igarashi A N. Wakabayashi: 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.
- [56] Fütterling, S., Klein, R., Strasser, W., Weber, H.: Automated finite element modeling of a human mandible with dental implants, *International Conference in Central Europe on Computer Graphics and Visualization*, (1998).

- [57] Gagli, A., Schultes, G.: Biomechanical properties in titanium implants with integrated maintenance free shock absorbing elements, *Biomaterials*, 22 (2001) 3061-3066.
- [58] Gahleitner, A., Watzek, G., Imhof, H.: Dental CT: paging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws, *European Journal of Radiology*, 13 (2003) 366–376
- [59] Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., Gogia, A. K.: Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review, *Progress in Materials Science*, 54 (2009) 397–425.
- [60] Gei, M., Genna, F., Bigoni, D.: An inter-face model for the periodontal ligament, *Journal of Biomechanical Engineering*, 124 (2002) 538-546.
- [61] Goldstein, S. A.: The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics*, 20 (1987) 1055–1061.
- [62] Gomes de Oliveira, R. C., Leles, R. C., Normanha, L. M., Lindh, Ch., Ribeiro-Rotta, F.: Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105 (2008) 231-238.
- [63] Groot, K., Geesink, R., Klein, C.P.A.T., Serkian, P.: Plasma- sprayed coatings of hydroxyapatite. *Journal of Biomedical Material Research*, 21 (1987) 1375-1381.
- [64] Grote, H. J., Amling, M., Vogel, M., Hahn, M., Posl, M., Delling, G.: Intervertebral Variation in Trabecular Microarchitecture Throughout the Normal Spine in Relation to Age, *Bone*, 16 (1995) 301-308.
- [65] Guo, X. E., Kim, C. H.: Mechanical Consequence of Trabecular Bone Loss and Its Treatment: A Three-dimensional Model Simulation, *Bone*, 30 (2002) 404–411.
- [66] He, X. Q., Qu, C., Qin, Q. H.: A theoretical model for surface bone remodeling under electromagnetic loads, *Archive of Applied Mechanics*, 78 (2008) 163–175.
- [67] Hitoshi, F.: Functional significance of bone distribution in the human mandibular symphysis, *Antropological science*, 115 (2007) 55–62.
- [68] Hrušák, A. C., Hrušák D., Dluhoš L.: Nanoimplantáty – vlastnosti a indikace, *StomaTeam*, 1 (2007).
- [69] Hrušák, D., Zemko, M., Dluhoš, L., Kraus, L., Použití nanostrukturního titanu pro nitrokostní implantáty, *Nanocon*, (2009).
- [70] Huang, H. L., Hsu, J. T., Fuh, L. J., Lin, D. J., Chen, M.: Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant, *Computers in Biology and Medicine*, 40 (2010) 525–532.
- [71] Hubar, J.S.: Quantification of the lamina dura, *Canadian Dental Association*, 59 (1994) 997-1000.
- [72] Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H. J., Dalstra, M., Fudala, B., Slooff, T. J.: Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis, *Journal of Biomechanics*, 20 (1987) 1135-1150.
- [73] Hutton, J. E., Heath, M. R., Chai, J. Y., Harnett, J., Jemt, T., Johns, R.B., McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R.: Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 10 (1995) 33-42.
- [74] Hvid, I., Bentzen M. S., Linde, F., Mosekilde, L., Pongsoipetch, B.: X-ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimen, *Journal of Biomechanics*, 22 (1989) 837-844.
- [75] Ichim, I., Swain, M., Kieser, J. A.: Mandibular Biomechanics and Development of the Human Chin, *Journal of Dentistry Research*, 85 (2006) 638-642.
- [76] Isidor, F.: Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation, *Clinical Oral Implant Research*, 8 (1997) 1-9.
- [77] Isidor, F.: Influence of forces on peri-implant bone, *Clinical Oral Implant Research*, 17 (2006) 8–18.
- [78] Jaasma, M. J., Bayraktar, H. H., Niebur, G. L., Keaveny, T. M.: Biomechanical effects of intraspecimen variations in tissue modulus for trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, 35 (2002) 237–246.
- [79] Jaffin, R. A., Berman, C. L., The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of Periodontology*, 62 (1991) 2–4.
- [80] Jee, W. S. S., Principles in bone physiology, Review Article, *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 1 (2000) 11-13.
- [81] Jemt, T., Chai, J., Harnett, J., Heath, M. R., Hutton, J. E., Johns, R. B., McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R., Watson, R. M., Herrmann, I.: A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 11 (1996) 291-298.
- [82] Jiang, G., Matsumoto, H., Yamane, J., Kuboyama, N., Akimoto, Y., Fujii, A.: Prevention of trabecular bone loss in the mandible of ovariectomized rats, *Journal of Oral Science*, 46 (2004) 75-85.
- [83] Jiroušek, O., Němeček, J., Kytýř, D., Kunecký, J., Zlámál, P., Doktor, T.: Nanoindentation of Trabecular Bone - Comparison with Uniaxial Testing of Single Trabecula, *Chemické listy*, 105 (2011) 668-671.
- [84] Jiroušek, O., Zlámál P.: Microstructural models of trabecular bone-comparison of ct-based fe models, *Engineering Mechanics*, 1 (2011) 247-251.
- [85] Johns, R. B., Jemt, T., Heath, M. R., Hutton, J. E., McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R., Watson, R. M., Herrmann, I.: A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 7 (1992) 513-522.

- [86] Jokstad, A., Braegger, U., Brunski, J. B., Carr, A. B., Naert, I., Wennerberg, A.: Quality of dental implants, *International Journal of Dentistry*, 53 (2003) 409-443.
- [87] Jones, M.L., Hickman, J., Middleton, J., Knox, J., Volp, C., A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject, *Journal of Orthodontics*, 28 (2001) 29-38.
- [88] Kim, H.S., Al-Hassani, S.T.S, A morphological model of vertebral trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, 35 (2002) 1101-1114.
- [89] Kingsmill, V. J., Boyde, A., Variation in the apparent density of human mandibular bone with age and dental status, *Journal of Anatomy*, 192 (1998) 233-244.
- [90] Kohles, S., Bowers, J., Vailas, A.: Ultrasonic wave velocity measurement in small polymeric and and cortical bone specimens, *Journal of Biomechanical Engineering*, 119 (1997) 232-238.
- [91] Koriath, T.W.P., Hannam, A.G., Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching, *Journal of Dental Research*, 73 (1994) 56-66.
- [92] Kršek, P., Krupa, P.: Problematika 3D modelování tkání z medicínských obrazových dat, *NEUROLOGIE PRO PRAXI*, 3 (2005) 149-153.
- [93] Kubiček, M., Florian, Z.: Application of the reverse engineering in the sphere of biomechanics, *Engineering Mechanics*, 159 (2006) 1-12.
- [94] 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*, 1 (1985) 199-209.
- [95] Levin, L.: Dealing with dental implant failures, *Journal of Applied Oral Science*, 16 (2008) 171-175.
- [96] Li, J. Li, H., Shi, L., Fok, A.S.L., Ucer, C., Deulin, H., Horner, K., Silikas, N.: A mathematical model for simulating the boneremodeling process under mechanical stimulus, *Dental Materials*, 23 (2007) 1073-1078.
- [97] Li, W., Lin, W., Rungsiyakull, Ch., Zhou, S., Swain, M., Li, Q.: Finite element based bone remodeling and resonance frequency analysis for osseointegration assessment of dental implants, *Finite Elements in Analysis and Design*, 47 (2011) 898-905.
- [98] Lian, Z., Guan, H., Ivanovski, S., Loo, Y.,C., Johnson N., W., Zhang, H.: Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39 (2010) 690-698.
- [99] Limbert, L., Lierde C., Muraru, O.L, Walboomers, X. F., Frank, M., Hansson, S., Middleton, J., Jaecques, S., Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions A micro-CT-based three-dimensional finite element study, *Journal of Biomechanics*, 43 (2010) 1251-1261.
- [100] Lin, C.L., Wang, J.C.: Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with variol connectors and occlusal forces, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18 (2003) 331-340.
- [101] Lin, Ch. L., Chan, K. Y., Lin, T. S.: Effects of dental implant lenit and bone quality on biomechanice responses in bone arend implants: A 3-D nonlinear finite elements analysis, *Biomedical Engineering Aplications, Basis and Communications*, 17 (2005) 256-263.
- [102] Lin, Ch. L., Lin, Y. H., Chang, S. H.: Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: Prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm, *Journal of Biomechanics*, 3 (2010) 644-651.
- [103] Lin, D. , Lia, Q., Lia, W., Swain, M., Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms, *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2 (2009) 410-432.
- [104] Lin, D., Li, Q., Li, W., Duckmanton, N., Swain, M.: Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *Journal of Biomechanics*, 43 (2010) 287-293.
- [105] Lin, K. R., Chang, Ch. H., Liu, T. H., Lin, S. W., Lin, Ch. H.: Experimenta land numerice estimations into the force distributionon an occlusal surface utilizing aflexible force sensor array, *Journal of Biomechanics*, 44 (2011) 1879-1884.
- [106] Linden, J. C., Birkenhager-Frenkel, D. H., Verhaar, J. A. N., Weinans, H.: Trabecular bone's mechanical properties are affected by its non-uniform mineral distribution, *Journal of Biomechanics*, 34 (2001) 1573-1580.
- [107] Lindh, C., Nilsson, M., Klinge, B., Petersson, A.: Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible, *Dentomaxillofacial Radiology*, 25 (1996)146-150.
- [108] López, A. B., Martínez, J. B., Pelayo, J. L., García, C. C., Diago, M. P.: Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period, *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 13 (2008) 244-247.
- [109] Majer, Z., Marcián, P., Dlouhý, I., Florian, Z., Řehořek, L., Malina, R.: Computational modeling of highly porous materials with application in biomechanics, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1 (2012) 916-921.
- [110] 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*, 2 (2011) 173-186.
- [111] Marcián, P., Borák, L., Florian, Z., Vašek, M., Konečný, O., Navrátil, P.: Creating a Model of Cancellous Bone Tissue. In Proceedings 49th International Scientific Conference, *Experimental Stress Analysis 2011*, 1 (2011) 215-222.
- [112] Marcián, P., Florian, Z., Borák, L., Krpalek, D., Valášek, J.: Biomechanical Study of Disk Implants, Part II, *Engineering Mechanics*, 17 (2010) 111-121.
- [113] 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 (2011) 255-267.

- [114] Marcián, P., Majer, Z., Florian, Z., Dlouhý, I.: Estimation of Local Mechanical Properties of Highly Porous Ceramic, *Chemické listy*, (2012) in press.
- [115] Marcián, P., Majer, Z., Florian, Z., Dlouhý, I.: Stress Strain Analysis of High Porous Ceramics, *Advanced Materials Research*, 482-484 (2012) 1330-1333.
- [116] 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*, 1 (2011) 573-584.
- [117] Marcián, P., Petřílková, H., Florian, Z., Borák, L., Mrázek, M.: Stress strain analysis of dental implants. In *11th International Scientific Conference Applied Mechanics 2009*. Smolenice, 1 (2009) 63-64.
- [118] Martin, R., Burr, D.: Structure, function, and adaptation of compact bone. *New York: Raven Press*, 1 (1989) 275.
- [119] Matsunaga, S., Okudera, H., Abe, S., Tamatsu, Y., Hashimoto, M., Ide, Y., The Influence of Bite Force on the Internal Structure of the Mandible through Implant-Three-dimensional and Mechanical Analysis Using Micro-CT and Finite Element Method, *Journal of Oral Biosciences*, 50 (2008) 194-195.
- [120] McBroom, R. J., Hayes, W. C., Edwards W. T., Goldberg, R. P., White, A. A.: Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography, *Journal of Bone Joint Surgery*, 67 (1985) 1206-1214.
- [121] McNamara, L. M., Patrick, J.: Prendergast Bone remodelling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli, *Journal of Biomechanics*, 40 (2007) 1381-1391.
- [122] Mellal, A., H. W. A. Wiskott, J. Botsis, S. S. Scherrer, U. C. Belser. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone, *Clinical Oral Implants Research*, 15 (2004) 239-248.
- [123] Mericske-Stern, R., Piotti, M., Sirtes, G.: 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures, *Clinical Oral Implant Research*, 7 (1996) 387-396.
- [124] Ming, D., Odgaard, A., Hvid, I.: Accuracy of cancellous bone volume fraction measured by micro-CT scanning, *Journal of Biomechanics*, 32 (1999) 323-326.
- [125] Misch, C.E.: Density of bone: Effect on surgical approach, and healing, In *Contemporary Implant Dentistry Edited by: Misch CE. St Louis: Mosby-Year Book*, 1 (1999) 371-384.
- [126] Moon, H. S., Won, Y. Y., Kim, K. D., Ruprecht, A., Kim, H. J., Kook, H. K., Chung, M. K.: The three-dimensional microstructure of the trabecular bone in the mandible, *Surgical and Radiologic Anatomy*, 26 (2004) 466-473.
- [127] Natali, A. N., Carniel, E. L., Pavan, P. G.: Modelling of mandible bone properties in the numeric analysis of oral implant biomechanics, *Computer methods and programs in biomedicine*, 1 (2010) 158-165.
- [128] Niinomi, M.: Recent metallic materials for biomedical applications, *Metallurgical and Materials Transactions A*, 33 (2002) 477-486.
- [129] Nkenke, E., Hahn, M., Weinzierl, K., Radespiel T. M., Neukam, F. W., Engelke, K.: Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants, *Clinical Oral Implants Research*, 14 (2003) 601-609.
- [130] Noel, H. M., McDonnell, P. F., O Mahoney, D. C., Kennedy, O. D., O'Brien, J. F., Mchugh, P. E., Heterogeneous linear elastic trabecular bone modelling using micro-CT attenuation data and experimentally measured heterogeneous tissue properties. *Journal of Biomechanics*, 41 (2008) 2589-2596.
- [131] Nomoto, S., Matsunaga, S., Ide, Y., Abe, S., Takahashi, T., Saito, F., Sato, T.: Stress distribution in maxillary alveolar ridge according to finite element analysis using micro-CT, *The Bulletin Of Tokyo Dental College*, 47 (2006) 149-156.
- [132] Norton, M.R., Gamble, C.: Classification: an objective scale of bone density using computerized tomography scan, *Clinical Oral Implants Research*, 12 (2001) 79-84.
- [133] Novák, Z.: Periimplantitis, problémy a řešení, *Quintessenz*, 13 (2004) 17-21.
- [134] Odgaard, A., Kabel, J., Rietbergen van, B., Huijskes, R.: Architectural 3-D parameters and anisotropic elastic properties of cancellous bone, *Solid Mechanics and Its Applications*, 69 (2002) 33-42.
- [135] Odgaard, A.: Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture, *Bone*, 20 (1997) 315-328.
- [136] 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*, 12 (2001) 648-657.
- [137] Oosterwyck, Van H., Duyck, J., Sloten, V. J., Van der Perre, G., De Cooman, M., Lievens, S., Puers R., Naert I.: The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants, *Clinical Oral Implants Research*, 9 (1998) 407-418.
- [138] Park, H. S., Lee, Y. J., Jeong, S. H., Kwon, T.G.: Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133 (2008) 30-37.
- [139] Petrtyl, M., Máca, I.: Silové účinky mezi zuby při skusu, Sborník konference, *Skelte* (2000).
- [140] Pileickiene, G., Surna, A., The human masticatory system from biomechanical perspective: A review, *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 6 (2004) 81-84.
- [141] Prášilová, E., Marcián, P., Krpalek, D., Řehák, K., Malina, R., Konečná, V., 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.
- [142] Razavi, R., Zena, R., Khan, Z., Gould, A.: Anatomic site evaluation of edentulous maxillae for dental implant placement, *Journal of Prosthodontology*, 4 (1995) 90-94.
- [143] Řehořek, L., Dlouhý, I., Chlup, Z., Tensile behaviour of open cell ceramic foams. *Ceramics- Silikáty*, 53 (2009) 237-241.

- [144] Reina, J. M., Garcia-Aznar, J., Dominguez, M.: Doblare Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible, *Journal of Biomechanics*, 40 (2007) 828–836.
- [145] Rho, J. Y., Hobatho, M. C., Ashman, B. R.: Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone, *Medical Engineering & Physics*, 17 (1995) 347–355.
- [146] Rho, J. Y., Tsui T. Y., Pharr G. M.: Elastic properties of osteon and trabecular bone measured by nanoindentation, *Journal of Biomechanics*, Vol.31, 1 (1998) 21–21.
- [147] Rho, J. Y.: An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibia1 cortical and cancellous bone, *Ultrasonics*, 34 (1996) 777–783.
- [148] Rice, J. C., Cowin, S. C., Bowman, J. A.: On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density, *Journal of Biomechanics*, 21 (1988) 155–168.
- [149] Rietbergen, B., Weinans, H., Huiskes, R., Odgaard, A.: A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models, *Journal of Biomechanics*, 28 (1995) 69–81.
- [150] Roberts, R.A., A 24-year retrospective study of bone growth after implant placement. *Journal of Oral Implantology*, 31 (2005) 98–103.
- [151] Rudolph, D. J., Willes, P. M., Sameshima, G. T.: A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement, *Angel Orthodontics*, 71 (2001) 127–131.
- [152] Ruijven, L. J., Giesen, E.B.W., Mulder, L., Farella, M., van Eijden, T.M.G.J.: The effect of bone loss on rod-like and plate-like trabeculae in the cancellous bone of the mandibular condyle, *Bone*, 36 (2005) 1078–1085.
- [153] Ruijven, L.J., Mulder, T. M.: Van Eijden, T.M.G.J.: Variations in mineralization affect the stress and strain distributions in cortical and trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, 40 (2007) 1211–1218.
- [154] Rungsiyakull, Ch., Li, Q., Li, W., Appleyard, R., Swain, M., Effect of Fully Porous-Coated (FPC) Technique on Osseointegration of Dental Implants, *Advanced Materials Research* Vol. 32 (2008) pp 189–192
- [155] Saab, X., E., Griggs, J., A., Powers, J., M., Engelmeier, R., L., Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study, *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2007, pp. 87–92
- [156] Saxena, R., Keller, T. S., Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface, Edited by Yuehuei H., Robert A. Draughn, *CRC Press*, 1 (2000) 407–436.
- [157] Schmidt, H., Alber, T., Wehner, T., Blakytyn, R., Wilke, H. J.: Discretization error when using finite element models: Analysis and evaluation of an underestimated problem, *Journal of Biomechanics*, 42 (2009) 1926–1934.
- [158] Schneider, W., Bortfeld, T., Schlegel, W., Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions, *Physics in Medicine and Biology*, 45 (2000) 459–478.
- [159] Schoenau, E., Fricke, O., Rauch, F.: The regulation of bone development as a biological system, *Homo*, 54 (2003) 113–118.
- [160] Schoenau, E.: From mechanostat theory to development of the "Functional Muscle-Bone-Unit", *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 5 (2005) 232–238.
- [161] Schwartz-Dabney, C.L., Dechow, P.C., Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible, *American Journal of Physical Anthropology*, 120 (2003) 252–277.
- [162] Schwartz-Dabney, C.L., Dechow, P.C.: Edentulation Alters Material Properties of Cortical Bone in the Human Mandible, *Journal of Dental Research*, 81 (2002) 613–617.
- [163] Sekine, H., Komiyama, Y., Hotta, H., Yoshida, K.: Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In: van Steenberghe D editors. *Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction. Amsterdam: Excerpta Medica*, 1 (1986) 326–332.
- [164] Shapurian, T., Damoulis, P. D., Reiser, G. M.: Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield Index, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21 (2006) 290–297.
- [165] Shefelbine, S. J., Simon, U., Claes, L., Gold, A., Gabet, Y., Bab, I., Müller, R., Augat, P.: Prediction of fracture callus mechanical properties using micro-CT images and voxel-based finite element analysis, *Bone*, 36 (2005) 480–488.
- [166] Simsek, B., Simsek, S.: Evaluation of success rates of immediate and delayed implants after tooth extraction, *Chinese Medical Journal*, 116 (2003) 1216–1219.
- [167] Štěpánek, A., Strnad, J., Strnad, Z.: Časné zatížení (4 týdny) dentálních implantátů Implants v horní a dolní čelisti, *Implantologie, Quintessenz*, 14 (2008) 1–8.
- [168] Stoppie, N., Pattijn, V., Van Cleynenbreugel, T., Wevers, M., Vander Sloten, J. & Ignace, N.: Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone, *Clinical Oral Implants Research*, 17 (2006) 124–133.
- [169] Tadde, F., Pancanti, A., Viceconti, M., An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models, *Medical Engineering & Physics*, 26 (2004) 61–69.
- [170] Takada, H., Abe, S., Tamatsu, Y., Mitarashi, S., Saka, H., Ide, Y.: Threedimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis: relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures, *Dental Traumatology*, 22 (2006) 18–24.
- [171] Takahashi, N., Kitagami, T., Komori, T.: Behaviour of teeth under variol loading condition with finite element method, *Journal of Oral Rehabilitation*, 7 (1980) 453–461.
- [172] Tanaka, E., Stress distributions in the TMJ during clenching, *The Journal of Osaka University Dental Society*, 38 (1993) 131–160.

- [173] Tanne, K., Yoshida, S., Kawata, T., Sasaki, A., Knox, J., Jones, M.L.: An Evaluation of the Biomechanical Response of the Tooth and Periodontium to Orthodontic Forces in Adolescent and Adult Object, *British Journal of Orthodontics*, 25 (1998) 109-115.
- [174] Teo, J. C. M., Si-Hoe, K.M., Keh, J. E. L., Teoh, S. H., Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone, *Clinical Biomechanics*, 21 (2006) 235-244.
- [175] Tillmann, B., Harle, F., Schleicher, A.: Biomechanik des Unterkiefers, *Deutsche Zahna ärztliche Zeitschrift*, 38 (1983) 285-293.
- [176] Toparli, M. H., Aksoy, T.: Stress distribution associated with loaded acrylicmetal- cement crowns by using finite element method, *Journal of Oral Rehabilitation*, 29 (2002) 1108-1114.
- [177] Turkyilmaz, I., McGlumphy, E. A.: Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study, *BMC Oral Health*, 8 (2008) 1-8.
- [178] Turkyilmaz, I., Tozum, T. F., Tumer, C., Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography, *Journal of Oral Rehabilitation*, 34 (2007) 267-272.
- [179] Turkyilmaz, I., Tozum, T. F., Tumer, C., Ozbek, E. N.: Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement, *Journal of Oral Rehabilitation*, 33 (2006) 881-888.
- [180] Turner, C. H., Homeostatic control of bone structure: an application of feedback theory, *Bone*, 12 (1991) 203-217.
- [181] Turner, C. H., Si-Hoe, K. M., Keh, J. L. E., Teoh, S. H.: Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli, *Bone*, 23 (1998) 399-407.
- [182] 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*, 32 (1999) 437-441.
- [183] Ulm, C., Kneissel, M., Hahn, M., Solar, P., Matejka, M. & Donath, K.: Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles, *Clinical Oral Implants Research*, 8 (1997) 125-130.
- [184] Ulm, C., Tepper, G., Blahout, R., Rausch-Fan, X., Hienz, S., Matejka, M.: Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles, *Clinical Oral Implant Research*, 20 (2009) 594-600.
- [185] 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*, 1 (2010) 483-490.
- [186] Vincent, J. F.: Biological ceramics, In: Vincent JF, ed. Structural biomaterials, *Princeton: Princeton University Press*, 1 (1992) 164-203.
- [187] Watzak, G., Zechner, W., Ulm, C., Tangl, S., Tepper, G., Watzek, G., Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons, *Clin Oral Implants Research*, 16 (2005) 408-416.
- [188] Weinans, H., Huiskes, R., Grootenboer, H.J., Effects of material properties of femoral hip components on bonere-modeling, *Journal of Orthopaedic Research*, 10 (1992) 845-853.
- [189] Weinans, H., Huiskes, R., Grootenboer, H.J., The behavior of adaptive bone-remodeling simulation-models, *Journal of Biomechanics*, 25 (1992) 1425-1441.
- [190] Wierszycki, M., Kąkol, W., Łodygowski, T.: The Screw Loosening and Fatigue Analyses of Three Dimensional Dental Implant Model, *ABAQUS Users' Conference*, (2006).
- [191] Wiskott, H. W., Belser, U. C.: Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clinical Oral Implants Research*, 10 (1999) 429-444.
- [192] Wolff, J.: Das Gesetz der Transformation des Knochens, *Berlin, Hirschwald*, (1892).
- [193] Wowern, N.: Variations in structure within the trabecular bone of the mandible, *Scandinavian Journal of Dental Research*, 85 (1977) 613-622.
- [194] 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*, 40 (2007) 2377-2385.
- [195] Yip, G., Schneider, P., Roberts, E., W.: Micro-Computed Tomography: High Resolution Imaging of Bone and Implants in Three Dimensions, *Bone Physiology in Orthodontics*, 10 (2004) 174-187.
- [196] Yokoyama, K., Ichikawa, T., Murakami, H., Miyamoto, Y., Asakawa, K.: Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant, *Biomaterials*, 23 (2002) 2459-2465.
- [197] Zarb, G. A., Shmitt, A., The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants, The Toronto Study. Part II: The prosthesis results, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 64 (1989) 11-25.
- [198] Zarone, F., Apicella, A., Nicolais, L., Aversa, R., Sorrentino, R.: Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants, *Clinical Oral Implants Research*, 14 (2003) 103-114.
- [199] Ziegler, A., Keilig, L., Kavarizadeh, A., Jäger, A., Bourauel, C., Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multirooted teeth, *European Journal of Orthodontics*, 27 (2005) 333-339.

16.2 Knihy

- [200] Branemark, P. I., George, A.: Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. [2nd reprinting 1988]. Chicago: Quintessence, (1985) ISBN 08-671-5129-3.

- [201] Bucking, W.: Dentální typy a triky: osseointegration in clinical dentistry. [2nd reprintig 1988]. Překlad Jan Streblov. Praha: Quintessenz, viii, 284 s. (2007) ISBN 978-80-86979-01-4.
- [202] Cowin, S. C.: Bone Mechanics Handbook: osseointegration in clinical dentistry. 2nd ed. Editor Stephen C Cowin. CRC Press, (2001) ISBN 08-493-9117-2.
- [203] Davarpanah Mithridade, Martinez Henry, Kebir Myriam, Tecucianu Jean-François: Praktická implantologie: osseointegration in clinical dentistry. Praha: Quintessenz, 220 s. (2005) ISBN 80-903-1818-5.
- [204] Diagnostic and therapeutic technology assessment: Measurement of bone density with dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA). JAMA, 267: 286–8, (1992).
- [205] Dokládál, M., Anatomie zubů a chrupu: Vydavatelství Masarykovy univerzity, Brno, 1994, ISBN 80-210-0999-3
- [206] Dostálová T.: Stomatologie, Grada Publishing, (2008) ISBN 978-80-247-2700-4
- [207] Drstich, A.: Zobrazovací systémy v lékařství, 1. vyd. Brno, Rektorát VUT v Brně 1990, 512 s., ISBN 80-214-0220-2
- [208] GE Health Care: Bone Mineral Density (BMD) Measurements using Micro CT and MicroView, Direction 5262393-100 Rev 0, (2011).
- [209] Grampp, S.: Radiology of Osteoporosis 2nd Revised Edition, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, (2008) ISBN 978-3-540-25888-9
- [210] Härle, F., M. Ch., Bill, C. T.: Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: miniplates, microplates, and screws, Thieme, (1999) ISBN 3131164913
- [211] Hellwing, E., Klimek, J., Attin, T.: Záchovná stomatologie a parodontologie, Grada, Publishing a.s., Avicenum, Praha, (2003) ISBN 80-247-0311-4
- [212] Hsu, M. L., Chang, Ch. L. Application of finite element analysis in dentistry. In: Moratal, D., eds. Finite Element Analysis, 1st edition, p. 688. Rijeka: Sciyo., (2010) ISBN 978-953-307-123-7
- [213] Ihde, S.: Principles of BOI, Springer, (2005) ISBN 3540216650
- [214] Janíček, P.: Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky, Akademické nakladatelství CERM, Brno, (2007) ISBN 978-80-214-3544-5
- [215] Jensen, Ol. T.: The sinus bone graft, Quintessence Pub. Co., (2006) ISBN0867154551
- [216] John, P., Bilezikian, Lawrence Gideon Raisz, Gideon A. Rodan,: Principles of Bone Biology, 3rd Edition, (2003) ISBN 0120986531
- [217] Jokstad, A., Osseointegration and dental implants, John Wiley & Sons, (2008) ISBN 978-0-813-81341-7
- [218] Klepáček, I., Mazánek, J.: Klinická anatomie ve stomatologii, Grada Publishing, Praha, (2001) ISBN 80-7169-770-2
- [219] Kolektiv autorů, Lidské tělo, CESTY, nakladatelství a vydavatelství, (1996) ISBN 80-7181-093-2
- [220] Lindhe, J., Clinical Periodontology and Implant Dentistry: Blackwell Munksgaard, (2003) ISBN 1405102365
- [221] Linkow, L. I.: Implant dentistry today: a multidisciplinary approach [online] PICCIN, 1624 s. (1990) ISBN 8829907391.
- [222] Marieb, E. N., Mallatt, J.: Anatomie lidského těla, Computer press, Brno, (2005) ISBN 80-251-0066-9
- [223] McClarence, E.: Close to the Edge - Brånemark and the Development of Osseointegration, Quintessence (2003) ISBN 1-85097-067-X
- [224] Misch C. E.: Dental Implant Prosthetics, (1999) ISBN 0323019552
- [225] Misch, C. E.: Contemporary Implant Dentistry, Hardbound, (2007) ISBN-10 0-323-04373-9
- [226] Mrázková, O., Doskočil, M.: Klinická anatomie pro stomatologii, Alberta, Praha, (1994) ISBN 80-7254-172-2
- [227] Nankali, A.: Investigation of strength properties of the hard materials of the tooth roots. Ministry of Public Health of Ukraine / Ukrainian Scientific Medical Youth Journal, Quarterly Scientific Journal No. 33 -, p74-76
- [228] Natali, A. N.: Dental biomechanics, CRC Press, (2003) ISBN 0415306663
- [229] Pasler, F. A.: Heiko Visser, Stomatologická radiologie, Grada, (2007) ISBN 8024713071
- [230] Šímůnek, A.: Dentální implantologie 2.vydání, Nucleus vydavatelství, (2008) ISBN 978-80-87009-30-7
- [231] Spiekermann, H.: Implantology, New York, Thieme, (1995) ISBN 0-86577-561-3
- [232] The Joint Commission: Improving and Measuring Osteoporosis Management, The National Pharmaceutical Council 1894 Preston White Drive Reston, VA 20191-5433, January (2008).
- [233] Vacek, M., Bittner, J.: Gnatologie, Avicenum, Praha, (1986).
- [234] Valenta, J., Konvičková, S.: Biomechanika člověka – Svalové kosterní systém, 2.díl, Vydavatelství ČVUT, Praha, (1997) ISBN 80-01-01565-3
- [235] Yamazaki, M.: Estetické restaurativní ošetřování, Quintessenz, (2005) ISBN 8090318177

16.3 Dizertační, diplomové a závěrečné práce

- [236] Ballo, A. M.: Experimental studies of glass fiber and bioactive glass in vitro and in vivo, Turun Yliopisto, Annales Universitatis Turkuensis, 68 s. (2008).
- [237] Borák, L.: Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu, dizertační práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 202 s. (2010).
- [238] Hajian, M. R.: In-vivo-Bisskraft: Vergleich zwischen konventionellem und implantat-gestütztem Zahneratz, Inaugural, Fakultät der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg, Würzburg, 211 s. (2004).

- [239] Hamerníková, M.: Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 72 s. (2009).
- [240] Ivan, L.: Vytvoření a aplikace výpočtového modelu pro deformačně napěťové analýzy totálních endoprotéz kyčelního kloubu, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 31 s. (2002).
- [241] Janoušová, E.: Statistické metody segmentace v mri obrazech mozku, masarykova ujniverzita přírodovědecká fakulta výzkumné centrum pro chemii životního prostředí a ekotoxikologii institut biostatistiky a analýz, Bakalářská práce, Brno, 57 s. (2008).
- [242] Kršek, P.: Přímá tvorba FEM modelů na základě CT/MR dat pro aplikace v biomechanice, dizertační práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 135 s. (2000).
- [243] Marcián, P.: Deformačně napěťová analýza čelisti se zubním implantátem BOI, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 93 s. (2008).
- [244] Mattila, R.: Non-Resorbable Glass Fibre-Reinforced Composite With Porous Surface As Bone Substitute Material, Painosalama Oy – Turku, Finland, 62 s. (2009).
- [245] Nieminen, J.: Effect of Functional Loading on Remodelling in Canine, and Normal and Collagen Type II Transgenic Murine Bone, Institute of Biomedicine, Department of Anatomy and Institute of Clinical Medicine, Department of Surgery University of Kuopio, 109 s. (2009).
- [246] Petrlíková, H.: Deformačně napěťová analýza čelisti se zubním implantátem MTI, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 82 s. (2008).
- [247] Prášilová, E.: Význam zobrazovacích metod při tvorbě výpočtového modelu v biomechanice, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 53 s. (2012).
- [248] Přichystal, I.: Deformačně napěťová analýza dolní čelisti, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 71 s. (2006).
- [249] Repko, M.: Biomechanika a možnosti operačního řešení neuromuskulárních deformit páteře, dizertační práce, Brno, 145 s. (2005).
- [250] Ronald, R.: Modeling and remodeling in bone tissue, Printed by University Press Facilities, Eindhoven, 109 s. (2005).
- [251] Školník, R.: Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem VNI, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 81 s. (2008).
- [252] Vainionpää, A.: Bone Adaptation to Impact Loading, Oulun Yliopisto, Oulu, 118 s. (2007).
- [253] Wiebe, P. N.: Effects of Different Loading Intensities on Skeletal Adaptation to Exercise in Prepubertal Girls, Australian Catholic University, Australia January, 230 s. (2004).
- [254] Zouhar, J.: Vývoj výkonných frézovacích nástrojů s využitím CAD/CAM a analýzy mechanismu tvorby třísky, dizertační práce, Brno, 105 s. (2009).

16.4 Internetové odkazy a ostatní

- [255] 3D Doctor: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.ablesw.com/>
- [256] Ankylos: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.dentsply-friadent.com/>
- [257] ANSYS: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.ansys.com>
- [258] Astra dental implant: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.astratech.com/>
- [259] BIBUS: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.bibus.cz/>
- [260] Biomechanika: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz>
- [261] BIOMedtown: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.biomedtown.org/>
- [262] Branemark: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.branemark.com/>
- [263] CT/MR data: [online], [cit. 2019-10-16], Dostupné z: <http://pubimage.hcuge.ch:8080/>
- [264] Dental Museum: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.nd.edu/~sheridan/Baltimore%202006/Baltimore%202006-Pages/Image14.html>
- [265] History – Implantology: [online], [cit. 2010-01-11], Dostupné z: <http://pagesperso-orange.fr/dr-gauthier/histoire.htm>
- [266] Ihde: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://dr.ihde.com/>
- [267] Image J: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://rsbweb.nih.gov/ij/>
- [268] Lanik: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.lanik.cz/>
- [269] Lasak: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.lasak.cz/>
- [270] Martikan: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.martikan.eu/>
- [271] Materialise: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.materialise.com/Dental>
- [272] MathWorks: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.mathworks.com>
- [273] MatWeb: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.matweb.com>
- [274] MCAE: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.mcae.cz>
- [275] Mechanical properties of bone: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_bone.htm
- [276] Mimics: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.materialise.com/mimics>
- [277] NB-Dental: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.nobelbiocare.com/>

-
- [278] NobelBiocare: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://investor.nobelbiocare.com/>
- [279] OralTronics: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.oraltronics.org/>
- [280] Osstell ISQ: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.ddsgadget.com/ddsgadgetwp/osstell-isq-the-objective-way-to-measure-implant-stability/>
- [281] SimpleWare: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.simpleware.com/>
- [282] SkyScan: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.skyscan.be/>
- [283] Straumann: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.straumann.cz/>
- [284] UF raw: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://ufraw.sourceforge.net/>
- [285] Vascops: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.vascops.com/>
- [286] Volvis: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.volvis.org/>
- [287] Wikipedie- encyklopedie: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.wikipedia.cz/>
- [288] Zeiss: [online], [cit. 2012-09-16], Dostupné z: <http://www.zeiss.com/>

17. Použité symboly

BMC – bone mineral content, $[g/cm^3]$
 BMD – bone mineral density, $[g/cm^3]$
 BRU – bone remodeling unit, jednotka kostní remodelace, [-]
 BVF, (BV/TV) – bone volume fraction, objemový podíl kostní tkáně, [-]
 CT – počítačová tomografie
 CT-číslo – velikost intenzity pixelu, [-]
 D1-D5 – klasifikace hustoty kostní tkáně, [-]
 DICOM – datový formát pro uložení CT/MR snímků
 DXA – duální CT
 E – Youngův modul, modul pružnosti, [MPa]
 F – síla, [N]
 G – modul pružnosti ve smyku, [MPa]
 GUI – programové prostředí
 HMM – redukované napětí, [MPa]
 HU – Hounsfieldovy jednotky (hustota tkání), [-]
 ISO - Implant Stability Quotient, [-]
 L3 – třetí bederní obratel
 L4 – čtvrtý bederní obratel
 MES - Minimally Effective Strain, $[\mu\epsilon]$
 MKP – metoda konečných prvků
 MR – Magnetická rezonance
 ROI – oblast zájmu
 ROT – natočení, [rad]
 RTG – rentgen
 U – posuvy, [mm]
 ÚMTMB – Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
 W, (SED) - strain energy density, $[J/mm^3]$
 μ – Poissonovo číslo, [-]
 ρ – hustota, $[kg/m^3]$

17.1 Přehled řešených variant modelů spongiózní kostní tkáně

NT_A – netrámekový model spongiózní kostní tkáně bez kortikální kosti
 NT_B – netrámekový model spongiózní kostní tkáně s kortikální kostí
 T(0.56) – trámekový model spongiózní kostní tkáně s BVF=0.56
 T(0.47) – trámekový model spongiózní kostní tkáně s BVF=0.47
 T(0.32) – trámekový model spongiózní kostní tkáně s BVF=0.32
 CT_A – nehomogenní model materiálu, přiřazení materiálových charakteristik do elementů
 CT_B – nehomogenní model materiálu, přiřazení materiálových charakteristik pomocí okrajových podmínek

BVF_0.149_00 – trámekový model spongiózní kostní tkáně s BVF=0.149, 3D úroveň
 BVF_0.149_01 – trámekový model spongiózní kostní tkáně s BVF=0.149 a vrstvou 0.1 mm okolo implantátu, 3D úroveň
 BVF_0.377_00 – trámekový model spongiózní kostní tkáně s BVF=0.377, 3D úroveň
 BVF_0.377_01 – trámekový model spongiózní kostní tkáně s BVF=0.377 a vrstvou 0.1 mm okolo implantátu, 3D úroveň

Stádium A – implantát je celý oseointegrovaný
 Stádium B – implantát není oseointegrovaný v oblasti krčku implantátu na rozhraní s kortikální kostí
 Stádium C – implantát není oseointegrovaný

18. Seznam tabulek a obrázků

18.1 Seznam tabulek

TAB. 7.1: ROZDĚLENÍ KVALITY SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ PODLE HOUNSFIELDOVÝCH JEDNOTEK (CT NASTAVENO NA NAPĚTÍ 125-150 kV [229]).....	37
TAB. 7.2: OBJEMOVÝ PODÍL KOSTI PRO BEZZUBOU DOLNÍ ČELIST. V ZÁVORCE JE UVEDEN POČET ANALYZOVANÝCH VZORKŮ. POZN. A-OBLAST PŘEDNÍHO ŘEZÁKU, B-OBLAST PRVNÍHO PREMOLÁRU, C-OBLAST PRVNÍHO MOLÁRU.	39
TAB. 7.3: PŘEHLED HODNOT ELASTICKÉHO YOUNGOVA MODULU A POISSONOVA ČÍSLA KORTIKÁLNÍ A SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ DOLNÍ ČELISTI.....	41
TAB. 8.1: MATERIÁLOVÉ CHARAKTERISTIKY SLITIN TITANU [59], [259].....	57
TAB. 8.2: MATERIÁLOVÉ CHARAKTERISTIKY NANOSTRUKTURNÍHO TITANU [68].	57
TAB. 9.1: HOUNSFIELD UNITS [224].	68
TAB. 11.1: MATERIÁLOVÉ CHARAKTERISTIKY – YOUNGŮV MODUL A POISSONOVO ČÍSLO.	81

18.2 Seznam obrázků

OBR. 1.1: DOLNÍ ČELIST S PRIMITIVNÍ NÁHRADOU S OBDOBÍ NEOLITU [265].....	19
OBR. 1.2: ZUBNÍ PROTÉZA Z 18. STOLETÍ [264].	20
OBR. 1.3: GEORGE WASHINGTON [264].	20
OBR. 1.4: PER-INGVAR BRÄNEMARK [262].	20
OBR. 1.5: DENTÁLNÍ IMPLANTÁTY BRÄNEMARK [277].	20
OBR. 2.1: STAV PO IMPLANTACI – SOUSTAVA S DENTÁLNÍM IMPLANTÁTEM.	21
OBR. 2.2: FYZIOLOGICKÝ STAV – SOUSTAVA SE ZUBEM.	21
OBR. 5.1: PRVKY SOUSTAVY ŽVÝKACÍHO APARÁTU VE FYZIOLOGICKÉM STAVU.....	29
OBR. 5.2: PRVKY SOUSTAVY ŽVÝKACÍHO APARÁTU PO IMPLANTACI.....	29
OBR. 6.1: SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN Z HLEDISKA DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÉ ANALÝZY INTERAKCE DENTÁLNÍCH IMPLANTÁTŮ S KOSTNÍ TKÁNÍ.	31
OBR. 6.2: CYKLICKÝ PROCES ŽVÝKÁNÍ.	32
OBR. 7.1: OZNAČENÍ SMĚRŮ VE STOMATOLOGII [205].....	33
OBR. 7.2: PŘEHLED ZUBŮ DOLNÍ ČELISTI.	33
OBR. 7.3: HORNÍ A DOLNÍ ČELIST [219].	34
OBR. 7.4: KLASIFIKACE RESORPCE ALVEOLÁRNÍHO VÝBĚŽKU DOLNÍ ČELISTI (LEKHOLM A ZARB). A - PRAKTICKY NEDOTČENÝ ALVEOLÁRNÍ HŘEBEN B - MENŠÍ RESORPCE ALVEOLÁRNÍHO HŘEBENE C - POKROČILÁ RESORPCE ALVEOLÁRNÍHO HŘEBENE DO ZÁKLADU DENTÁLNÍHO OBLOUKU D - POČÁTEČNÍ RESORPCE ZÁKLADU DENTÁLNÍHO OBLOUKU E - EXTRÉMNÍ RESORPCE ZÁKLADU DENTÁLNÍHO OBLOUKU.	35
OBR. 7.5: ROZDÍLY V TLOUŠŤCE [MM] KORTIKÁLNÍ KOSTI MEZI „ZDRAVOU“ A BEZZUBOU ČELISTÍ [162].	35
OBR. 7.6: ROZDĚLENÍ HUSTOTY KOSTÍ PODLE LENKHOLMA A ZARBA [94].	36
OBR. 7.7: ZÁVISLOST BMD SPONGIÓZNÍ KOSTI NA VĚKU ČLOVĚKA ZJIŠTĚNÁ V OBRATLÍCH L3 A L4 [40].	37
OBR. 7.8: ANALÝZA CT SNÍMKU DOLNÍ ČELISTI POMOCÍ SOFTWARE ROI ANALYSIS [260]: A) CT SNÍMEK, B) PSEUDO-BARVY, C) D) IZOLINIE HOUNSFIELDOVÝCH JEDNOTEK HU.	37
OBR. 7.9: SROVNÁNÍ HUSTOTY KOSTI MEZI ALVEOLÁRNÍ A BASÁLNÍ ČÁSTI HORNÍ (VLEVO) A DOLNÍ ČELISTI (VPRAVO) [138].	38
OBR. 7.10: MODEL TRABEKULÁRNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ Z OBLASTI KRČKU FEMURU.	38
OBR. 7.11: OBJEMOVÝ PODÍL KOSTI PRO RŮZNÉ OBLASTI V DOLNÍ ČELISTI.	39
OBR. 7.12: A) TAHOVÉ (ČÁRKOVANÉ) A TLAKOVÉ (PLNÝMI ČARAMI) LINIE DOLNÍ ČELISTI (PODLE TILLMANA [175])	40
OBR. 7.13: ROZDĚLENÍ KOSTNÍ TKÁNĚ.....	40
OBR. 7.14: ZÁVISLOST MODULU PRUŽNOSTI NA ZDÁNLIVÉ HUSTOTĚ SPONGIÓZNÍ KOSTI PRO RŮZNÉ ČÁSTI LIDSKÉHO TĚLA [136], [145], [228].	41
OBR. 7.15: RELATIVNÍ ZÁVISLOST MEZI HU A YOUNGOVÝM MODULEM PRUŽNOSTI LINEÁRNÍ A KVADRATICKÁ [228].	42
OBR. 7.16: A) ŘEZ DOLNÍ ČELISTÍ, B) 3D MIKROSTRUKTURA SPONGIÓZY Z KRČKU FEMURU.....	43
OBR. 7.17: A) ŘEZ DOLNÍ ČELISTÍ S IMPLANTÁTEM [195], B) 3D MODEL MYŠÍ LEBKY [55], C) SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁŇ [165].	44
OBR. 7.18: AKTIVACE OSTEOLASTŮ A RESORPCE KOSTI [202], [236].	45
OBR. 7.19: NOVOTVORBA KOSTI OSTEOKLASTY [202], [236].....	45
OBR. 7.20: DOBA REMODELAČNÍHO CYKLU [202].	45
OBR. 7.21: CYKLUS TVORBY KOSTI V ZÁVISLOSTI NA ZATÍŽENÍ [180], [252].	46
OBR. 7.22: MODEL VÝVOJE KOSTÍ ZALOŽENÝ NA MECHANOSTAT HYPOTÉZE – ZPĚTNÁ VAZBA [49], [80], [159], [160].	47
OBR. 7.23: PRAHOVÉ HODNOTY PŘETVOŘENÍ PRO RŮZNÉ STAVY ZATĚŽOVÁNÍ [17], [44], [51], [215], [252].....	47
OBR. 7.24: LINEÁRNÍ PŘESTAVBA KOSTNÍ TKÁNĚ V ZÁVISLOSTI NA PŘETVOŘENÍ.	49
OBR. 7.25: KREVNÍ ZÁSOBENÍ ČELISTÍ A NERVOVÁ SPOJENÍ SE ZUBY.	50
OBR. 7.26: ŽVÝKACÍ SVALY.	51
OBR. 7.27: ROZLOŽENÍ SKUSOVÝCH SIL PŘI ŽVÝKÁNÍ DLE NANKALIHO [227].	51
OBR. 7.28: PŘEHLED OKLUZNÍCH SIL PŮSOBÍCÍCH NA JEDNOTLIVÉ ZUBY DLE [233], [234], [238], [248], Ž - ŽENY, M - MUŽI.	52
OBR. 8.1: SUBPERIOSTÁLNÍ IMPLANTÁT [230].	53
OBR. 8.2: NITROKOSTNÍ IMPLANTÁTY.	54
OBR. 8.3: BIKORTIKÁLNÍ IMPLANTÁTY.	54
OBR. 8.4: RŮZNÉ TVARY IMPLANTÁTŮ.....	54
OBR. 8.5: POPIS IMPLANTÁTŮ A) ANKYLOS [256], B) MARTIKAN [270], C) BOI [213], [266], D) ABUTMENTY [225].	55

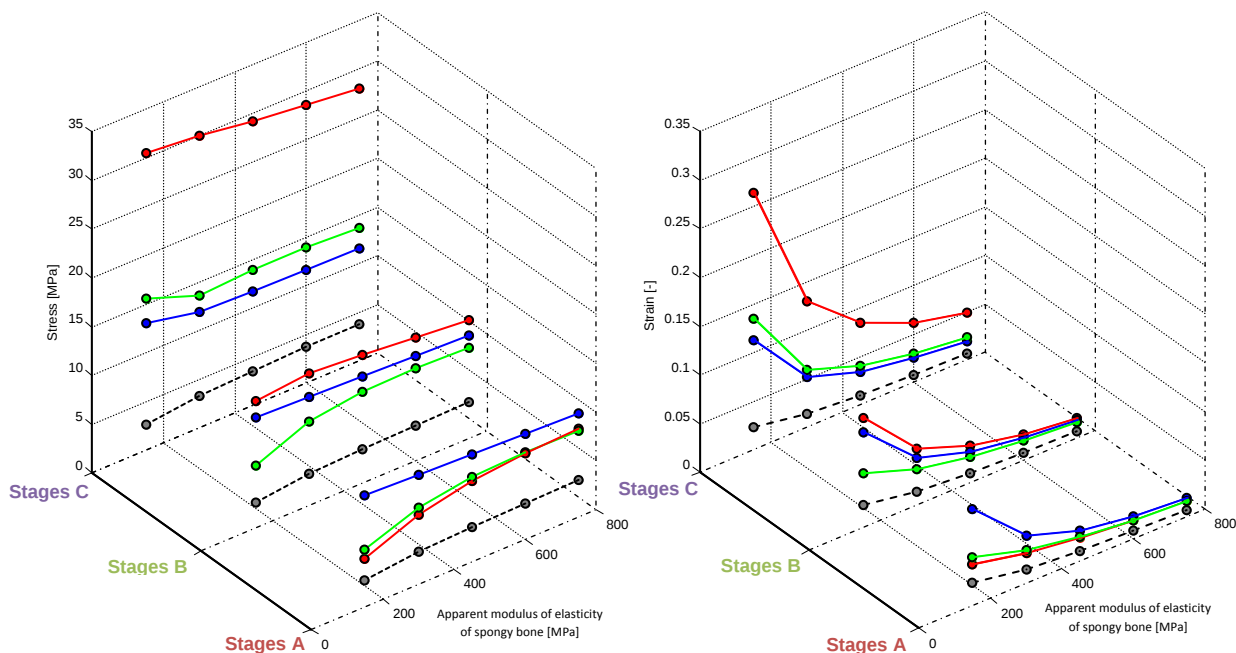
OBR. 8.6: A) STANDARDNÍ PRŮMĚR IMPLANTÁTU, B) ZVĚŠENÝ PRŮMĚR IMPLANTÁTU S BIKORTIKÁLNÍM KOTVENÍM, C) PERFORACE KORTIKÁLNÍ KOSTI PŘI ZAVEDENÍ IMPLANTÁTU SE ZVĚŠENÝM PRŮMĚREM.	56
OBR. 8.7: PLAZMOVÉ SPREJOVÁNÍ TITANEM.	58
OBR. 8.8: POSTUP ZAVEDENÍ IMPLANTÁTU.	59
OBR. 8.9: PŘÍPRAVA DÁSNĚ A) VHOJOVACÍ VÁLEČEK, B) PROSTOR PRO ZAVEDENÍ ABUTMENTU, C) ZAVEDENÝ ABUTMENT, D) KORUNKA FIXOVANÁ ŠROUBEM K ABUTMENTU.	59
OBR. 8.10: ÚSPĚŠNOST IMPLANTÁTŮ V ZÁVISLOSTI NA KVALITĚ KOSTI.	60
OBR. 8.11: ÚSPĚŠNOST IMPLANTÁTŮ ZAVEDENÝCH DO KOSTI TYPU IV [203].	60
OBR. 8.12: PŘÍKLADY PORUŠENÍ IMPLANTÁTŮ.	60
OBR. 8.13: REDUKOVANÉ NAPĚTÍ HHM [MPa] NA DISKOVÉM IMPLANTÁTU PRO RŮZNÉ ZPŮSOBY ULOŽENÍ V KOSTNÍ TKÁNĚ [112], A) IMPLANTÁT ZAVEDEN BIKORTIKÁLNĚ, B) IMPLANTÁT ZAVEDEN UNI-KORTIKÁLNĚ A C) IMPLANTÁT ZAVEDEN POUZE DO SPONGIÓZNÍ KOSTI.	61
OBR. 8.14: REDUKOVANÉ NAPĚTÍ HHM [MPa] NA ŽILETKOVÉM IMPLANTÁTU, A) ŽILETKOVÝ IMPLANTÁT, B) C) UPRAVENÝ IMPLANTÁT.	61
OBR. 8.15: GRAFICKÉ ZNÁZORNĚNÍ PROCESU OSEOINTEGRACE.	62
OBR. 8.16: RŮST KOSTNÍCH BUNĚK NA POVRCHU IMPLANTÁTU.	62
OBR. 8.17: HISTOLOGICKÉ ŘEZY VHOJENÝCH IMPLANTÁTŮ [77], A) OSEOINTEGROVANÝ IMPLANTÁT NEZATĚŽOVANÝ, B) ZATĚŽOVANÝ, C) VAZIVOVÉ SPOJENÍ.	63
OBR. 9.1: PRŮKOPNÍCI ZOBRAZOVACÍCH METOD [287].	65
OBR. 9.2: ZÁKLADNÍ PRINCIP POČÍTAČOVÉ TOMOGRAFIE.	65
OBR. 9.3: MIKRO-CT OD FIRMY GE UMÍSTĚNÉ V BRATISLAVĚ NA AKADEMII VĚD.	66
OBR. 9.4: POSTUP ÚTLUMU INTENZITY PAPRSKU A JEHO MATEMATICKÉ ZPRACOVÁNÍ.	66
OBR. 9.5: POPIS DISKRETIZACE CT SNÍMKŮ.	67
OBR. 9.6: PŘÍKLAD 3D REKONSTRUKCE CT DOLNÍ ČELISTI.	67
OBR. 9.7: POPIS GEOMETRIE CT/MR SNÍMKŮ POMOCÍ METADAT (PŘEVZATO Z ORIGINÁLU).	68
OBR. 9.8: HOUNSFIELDOVA ŠEDÁ STUPNICE [224].	68
OBR. 9.9: SOFTWARE ROI ANALYSIS, ANALÝZA CT SNÍMKU, 3D GRAF HUSTOTY KOSTNÍ TKÁNĚ.	69
OBR. 9.10: A) PŘÍPRAVA ČELISTI NA CT – ODSTRANĚNÍ ZUBŮ, B) DEFINOVANÉ ROI OBLASTI.	70
OBR. 9.11: PRŮBĚH HU JEDNOTEK VE ZHOJENÉM ALVEOLÁRNÍM VÝBĚŽKU.	70
OBR. 9.12: PRŮBĚH HU JEDNOTEK V ČELISTI PO EXTRAKCI ZUBŮ.	71
OBR. 9.13: DOLNÍ ČELISTI, A) ŽENSKÁ – SEGMENT_Z, B) MUŽSKÁ – SEGMENT_M.	71
OBR. 9.14: HUSTOTA SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ, A) SROVNÁNÍ MĚŘENÍ VE VZDUCHU A VE VODĚ, B) C) SROVNÁNÍ OBOU SEGMENTŮ.	72
OBR. 9.15: HUSTOTA SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ - SROVNÁNÍ HU A BVF, A) SEGMENT_Z, B) SEGMENT_M.	72
OBR. 11.1: ŘEZ DOLNÍ ČELISTI A TRÁMČITÁ STRUKTURA SPONGIÓZNÍ KOSTI.	77
OBR. 11.2: ŘEZ DOLNÍ ČELISTI [89] A CT SNÍMEK, Z KTERÉHO BYLY VYTVOŘENY MODEL Y GEOMETRIE.	78
OBR. 11.3: MODEL GEOMETRIE 2D SEGMENTU: A) NETRÁMEČKOVÁ STRUKTURA NT_A; B) NETRÁMEČKOVÁ STRUKTURA S KORTIKÁLNÍ A SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNÍ NT_B; C) TRÁMEČKOVÁ STRUKTURA BVF 0,56; D) TRÁMEČKOVÁ STRUKTURA BVF 0,47; E) TRÁMEČKOVÁ STRUKTURA BVF 0,32; F) MATERIÁL ZÍSKANÝ Z CT SNÍMKŮ.	78
OBR. 11.4: MODEL GEOMETRIE SOUSTAVY SE ZUBEM – PŘEHLED VARIANT.	78
OBR. 11.5: ROZHRAŇNÍ MEZI IMPLANTÁTEM A KOSTÍ VČETNĚ OZNAČENÍ VARIANT.	79
OBR. 11.6: ROZHRAŇNÍ MEZI IMPLANTÁTEM A KOSTÍ VČETNĚ OZNAČENÍ VARIANT (POKRAČOVÁNÍ OBR. 11.5).	79
OBR. 11.7: MKP SÍŤ SOUSTAVY KOSTI SE ZUBEM A DENTÁLNÍM IMPLANTÁTEM.	79
OBR. 11.8: A) CT DATA ANALYSIS, B) CT SNÍMEK, C) MATICE CT ČÍSEL.	80
OBR. 11.9: MODEL MATERIÁLU ZÍSKANÝ Z CT: A) CT-A, B) CT- B, C) MODEL MATERIÁLU.	81
OBR. 11.10: OKRAJOVÉ PODMÍNKY.	82
OBR. 11.11: STÁDIA OSEOINTEGRACE.	82
OBR. 11.12: A) NANESENÍ VRSTVY KŘÍDY SPREJEM, B) ČELIST V RÁMEČKU.	83
OBR. 11.13: PRINCIP OPTICKÉHO SKENOVÁNÍ.	84
OBR. 11.14: PROGRAMOVÉ PROSTŘEDÍ SOFTWARE ATOS SE ZOBRAZENÝMI ODCHYLKAMI.	84
OBR. 11.15: PROGRAMOVÉ PROSTŘEDÍ SOFTWARE STL MODEL CREATOR A PŘÍKLADY VYTVOŘENÝCH MODELŮ.	84
OBR. 11.16: UKÁZKA SEGMENTACE CT DOLNÍ ČELISTI (CT ZÍSKANÁ Z [263]) V PROGRAMU STL MODEL CREATOR.	85
OBR. 11.17: SROVNÁNÍ MODELU ZÍSKANÉHO Z 3D SKENERU A Z CT SNÍMKŮ.	86
OBR. 11.18: VOXELOVÝ MODEL TRÁMČITÉ KOSTNÍ TKÁNĚ POŘÍZENÝ V PROGRAMU IMAGE J [267].	86
OBR. 11.19: POSTUP TVORBY MODELU GEOMETRIE TRÁMČITÉ STRUKTURY POMOCÍ SOFTWARE STL MODEL CREATOR.	87
OBR. 11.20: CITLIVOSTNÍ ANALÝZA (MECHANICKÉ VELIČINY V ZÁVISLOSTI NA POČTU NODŮ).	87
OBR. 11.21: UKÁZKA MKP SÍŤE TRÁMČITÉ STRUKTURY.	87
OBR. 11.22: VÝVĚVA PRO PŘÍPRAVU VZORKŮ JAK PRO CT SKENOVÁNÍ KOSTI, TAK PŘI POŘÍZOVÁNÍ HISTOLOGICKÝCH ŘEZŮ.	88
OBR. 11.23: A) VZOREK KOSTI ZALITÝ V PRYSKYŘICI, B) SCHÉMA NASVÍCENÍ VZORKU, C) FOTOGRAFIE POŘÍZENÁ BEZ FILTRU A S FILTREM.	89
OBR. 11.24: A) VÝSLEDNÝ FOTOGRAFICKÝ ZÁZNAM ŘEZU, B) BINÁRNÍ OBRAZ, C) MODEL GEOMETRIE.	89
OBR. 11.25: A) ORIGINÁLNÍ SNÍMEK, B) BIMODÁLNÍ HISTOGRAM, C) BINÁRNÍ SNÍMEK (ODSEGMENTOVANÝ).	89
OBR. 11.26: MODEL GEOMETRIE SEGMENTU DOLNÍ ČELISTI A) ŽENSKÁ OZN. BVF_0.149, B) MUŽSKÁ OZN. BVF_0.377.	90
OBR. 11.27: MODEL GEOMETRIE DENTÁLNÍCH IMPLANTÁTŮ A) BRÄNEMARK, B) STRAUMANN, C) ANKYLOS, D) BOI.	90
OBR. 11.28: MKP SÍŤ SOUSTAVY SEGMENTU DOLNÍ ČELISTI S IMPLANTÁTEM BRÄNEMARK A BOI.	91
OBR. 11.29: VRSTVA 0,1 MM KOSTNÍ TKÁNĚ V OKOLÍ IMPLANTÁTU.	91
OBR. 11.30: PŘEHLED ŘEŠENÝCH VARIANT.	92

OBR. 11.31: CT ČÍSLA V A) KORTIKÁLNÍ, B) SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNI (MIKRO CT SNÍMEK ZOBRAZEN V PSEUDOBARVÁCH).	93
OBR. 11.32: OKRAJOVÉ PODMÍNKY.	93
OBR. 11.33: MODEL VAZEB A ZATÍŽENÍ.	93
OBR. 12.1: ZUB - ANALÝZA SPONGIÓZNÍ KOSTI: SROVNÁNÍ VARIANTY NT_B – 0.25 - VLEVO, T(0.56) – VPRAVO; VYNESENÝ JSOU HODNOTY INTENZITY PŘETVOŘENÍ [-].	95
OBR. 12.2: MAXIMÁLNÍ HODNOTY NAPĚTÍ VE SPONGIÓZNÍ KOSTI A) NETRÁMEČKOVÝ MODEL, B) TRÁMEČKOVÝ MODEL.	96
OBR. 12.3: MAXIMÁLNÍ HODNOTY INTENZITY PŘETVOŘENÍ.	96
OBR. 12.4: MAXIMÁLNÍ HODNOTY INTENZITY NAPĚTÍ [MPa] A) CT_A, B) CT_B.	97
OBR. 12.5: INTENZITA PŘETVOŘENÍ [-], SÍŤ VELIKOSTI A) 0,1 MM, B) 0,003 MM, C) 0,0009 MM.	97
OBR. 12.6: PRVNÍ HLAVNÍ NAPĚTÍ [MPa] – STÁDIUM OSEOINTEGRACE A: A) T(0.56)-0, B) T(0.56)-0.1	98
OBR. 12.7: TŘETÍ HLAVNÍ NAPĚTÍ [MPa] – STÁDIUM OSEOINTEGRACE B: A) T(0.56)-0, B) T(0.56)-0.1	98
OBR. 12.8: PRVNÍ HLAVNÍ NAPĚTÍ [MPa] – STÁDIUM OSEOINTEGRACE C: A) T(0.47)-0.1, B) T(0.32)-0.1	98
OBR. 12.9: MAXIMÁLNÍ HODNOTY INTENZITY NAPĚTÍ VE SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNI.	99
OBR. 12.10: MAXIMÁLNÍ HODNOTY INTENZITY PŘETVOŘENÍ VE SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNI.	99
OBR. 12.11: ANALYZOVANÉ VARIANTY NETRÁMČITÉ STRUKTURY SPONGIÓZNÍ KOSTI.	99
OBR. 12.12: MAXIMÁLNÍ HODNOTY INTENZIT NAPĚTÍ A PŘETVOŘENÍ VE SPONGIÓZE (LEGENDA VIZ OBR. 12.11).	100
OBR. 12.13: VZORKY Z NICHŽ BYLY VYVOZENY KORELAČNÍ VZTAHY [237].	100
OBR. 12.14: SROVNÁNÍ A) POSUVŮ A B) PŘETVOŘENÍ V NETRÁMEČKOVÉM A TRÁMEČKOVÉM MODELU.	101
OBR. 12.15: SROVNÁNÍ INTENZITY NAPĚTÍ V NETRÁMEČKOVÉM A TRÁMEČKOVÉM MODELU.	101
OBR. 12.16: POSUVY ZUBU V KORONOAPIKÁLNÍM SMĚRU.	103
OBR. 12.17: POSUVY IMPLANTÁTU V KORONOAPIKÁLNÍM SMĚRU.	103
OBR. 12.18: POSUV V KORONOAPIKÁLNÍM SMĚRU (Y) [MM] SOUSTAVY DOLNÍ ČELISTI SE ZUBEM MODEL NT_0.25, T(0.56), CT_A A CT_B.	103
OBR. 12.19: POSUV V KORONOAPIKÁLNÍM SMĚRU (Y) [MM] SOUSTAVY DOLNÍ ČELISTI S IMPLANTÁTEM MODEL	103
OBR. 12.20: TVAROVÝ ROZDÍL PŘI SNÍŽENÍ POČTU SNÍMKŮ.	104
OBR. 12.21: ZMĚNA OBJEMU A POČTU NODŮ TRÁMEČKOVÉ STRUKTURY.	104
OBR. 12.22: ANALÝZA TRÁMEČKOVÉ STRUKTURY (RŮZNÝ POČET SNÍMKŮ).	105
OBR. 12.23: PRVNÍ A TŘETÍ HLAVNÍ NAPĚTÍ NA VZORKU SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ [MPa].	105
OBR. 12.24: PRVNÍ A TŘETÍ HLAVNÍ PŘETVOŘENÍ [-].	105
OBR. 12.25: POSUVY V KORONOAPIKÁLNÍM SMĚRU [MM] VLEVO A INTENZITA PŘETVOŘENÍ [-] VPRAVO U SOUSTAVY S IMPLANTÁTEM BRÄNEMARK.	106
OBR. 12.26: SROVNÁNÍ POSUVŮ [μm] PRO VŠECHNY ŘEŠENÉ VARIANTY.	106
OBR. 12.27: PRAHOVÉ HODNOTY PŘETVOŘENÍ [-] PRO RŮZNÉ STAVY KOSTNÍ TKÁNĚ.	106
OBR. 12.28: INTENZITA PŘETVOŘENÍ [-] BRÄNEMARK: A) BVF_0.149_0; B) BVF_0.149_01; C) BVF_0.377_0; D) BVF_0.377_01.	107
OBR. 12.29: INTENZITA PŘETVOŘENÍ [-] STRAUMANN: A) BVF_0.149_00; B) BVF_0.149_01; C) BVF_0.377_00; D) BVF_0.377_01.	107
OBR. 12.30: INTENZITA PŘETVOŘENÍ [-] ANKYLOS: A) BVF_0.149_00; B) BVF_0.149_01; C) BVF_0.377_00; D) BVF_0.377_01.	108
OBR. 12.31: INTENZITA PŘETVOŘENÍ [-] BOI: A) BVF_0.149_00; B) BVF_0.149_01; C) BVF_0.377_00; D) BVF_0.377_01.	108
OBR. 12.32: REDUKOVANÉ NAPĚTÍ HMH [MPa] NA IMPLANTÁTU BRÄNEMARK A STRAUMANN, BVF_0.149_00.	109
OBR. 12.33: REDUKOVANÉ NAPĚTÍ HMH [MPa] NA IMPLANTÁTU ANKYLOS A BOI, BVF_0.149_00.	109
OBR. 12.34: REDUKOVANÉ NAPĚTÍ HMH [MPa] NA IMPLANTÁTU BRÄNEMARK A STRAUMANN, BVF_0.377_00.	109
OBR. 12.35: REDUKOVANÉ NAPĚTÍ HMH [MPa] NA IMPLANTÁTU ANKYLOS A BOI, BVF_0.377_00.	109
OBR. 12.36: SROVNÁNÍ KORONOAPIKÁLNÍCH POSUVŮ Z 2D MODELŮ A 3D MODELŮ.	110
OBR. 12.37: MIKRO-CT SNÍMKY: BVF_0.149 A BVF_0.377.	110
OBR. 12.38: KORONOAPIKÁLNÍ POSUVY [MM] DISKOVÉHO IMPLANTÁTU: A) BVF_0.149_00, B) BVF_0.377_00.	111
OBR. 12.39: KORONOAPIKÁLNÍ POSUVY [MM] DISKOVÉHO IMPLANTÁTU – DISKOVÁ ČÁST: A) BVF_0.149_00,	111
OBR. 13.1: A) MIKRO CT SNÍMEK, B) MODEL GEOMETRIE, C) MODEL SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ.	113
OBR. 13.2: CYKLUS SIMULUJÍCÍ MODELACI A REMODELACI KOSTNÍ TKÁNĚ.	114
OBR. 13.3: A) IZOLINIE INTENZITY PŘETVOŘENÍ [-], B) UZLY S HODNOTAMI PŘETVOŘENÍ V INTERVALU 0-0,0002; C) 0,0002-0,004;	114
OBR. 13.4: VÝSLEDKY: A) PŮVODNÍ STRUKTURA, B) $E_{MIN} = 0,0002$ A $E_{MAX} = 0,002$; C) $E_{MIN} = 0,0002$ A $E_{MAX} = 0,004$;	115
OBR. 13.5: INTENZITA PŘETVOŘENÍ [-] A) $E_{MIN} = 0,0002$ A $E_{MAX} = 0,002$; B) $E_{MIN} = 0,0002$ A $E_{MAX} = 0,004$;	115
OBR. 13.6: VÝSLEDKY: A) PŮVODNÍ STRUKTURA, B) $E_{MIN} = 0,00005$ A $E_{MAX} = 0,004$; C) $E_{MIN} = 0,0001$ A $E_{MAX} = 0,004$;	116
OBR. 13.7: VÝSLEDNÉ STRUKTURY PRO RŮZNÉ OP: A) VARIANTA I, B) VARIANTA II; C) VARIANTA III.	116
OBR. 19.1: INTENZITA NAPĚTÍ [MPa] A INTENZITA PŘETVOŘENÍ [-] VE SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNI.	141
OBR. 19.2: INTENZITA NAPĚTÍ [MPa] A INTENZITA PŘETVOŘENÍ [-] VE SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNI.	141
OBR. 19.3: KERAMICKÁ PĚNA VUKOPOR® [268] O PÓROVITOSTI A) 10 PPI, B) 60 PPI.	142
OBR. 19.4: SÉRIE MIKRO-CT SNÍMKŮ A ODSEGMENTOVANÝ SNÍMEK.	142
OBR. 19.5: MODEL GEOMETRIE ZÍSKANÝ V PROGRAMU STL MODEL CREATOR.	142
OBR. 19.6: DETAIL NA DUTÉ TRÁMEČKY A MKP SÍŤ.	143
OBR. 19.7: LOKÁLNÍ HMH NAPĚTÍ [MPa] V JEDNOTLIVÝCH TRÁMEČKÁCH POD ÚHLEM 3,5°; 42,7°; 45,3°; 58,9° A 79,9°.	143
OBR. 19.8: HMH NAPĚTÍ A S1 NAPĚTÍ VYNESENÉ V ZÁVISLOSTI NA NATOČENÍ TRÁMEČKU VŮČI ZATÍŽOVACÍ ROVINĚ.	143
OBR. 19.9: POSUVY [MM] (VYKRESLENÉ POMOCÍ VEKTORŮ) JEDNOTLIVÝCH TRÁMEČKŮ POD RŮZNÝM ÚHEM NATOČENÍ 3,5°; 42,7°; 45,3°; 58,9° A 79,9°.	143
OBR. 19.10: HMH NAPĚTÍ [MPa] V ŘEZECH.	143

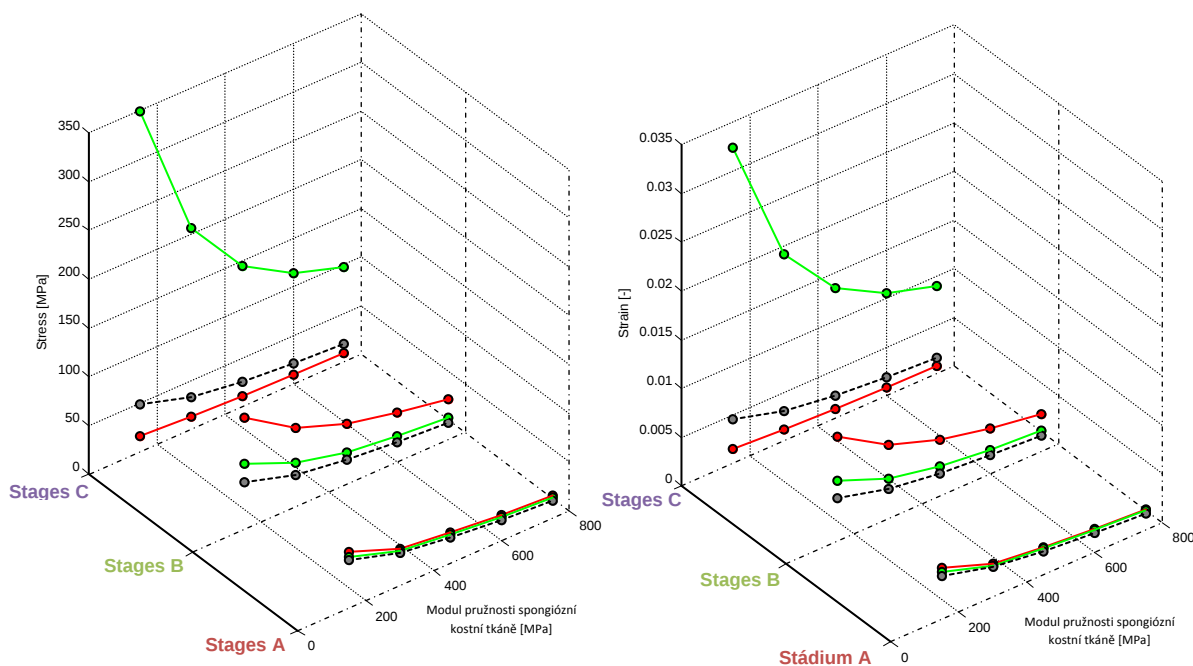
19. Přílohy

19.1 2D netrámekový model spongiózní kostní tkáně

Na Obr. 19.1 jsou vykresleny výsledky všech řešených variant netrámekového modelu spongiózní kostní tkáně v interakci se zubem a implantátem. Na Obr. 19.2 jsou vyneseny maximální hodnoty intenzity napětí a přetvoření v kortikální kostní tkáni.



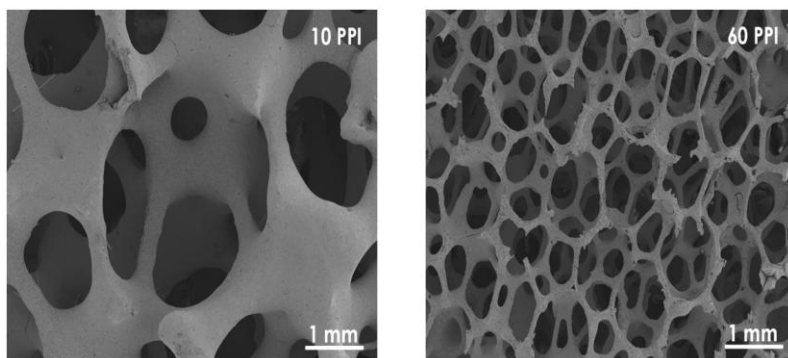
Obr. 19.1: Intenzita napětí [MPa] a intenzita přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni.



Obr. 19.2: Intenzita napětí [MPa] a intenzita přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni.

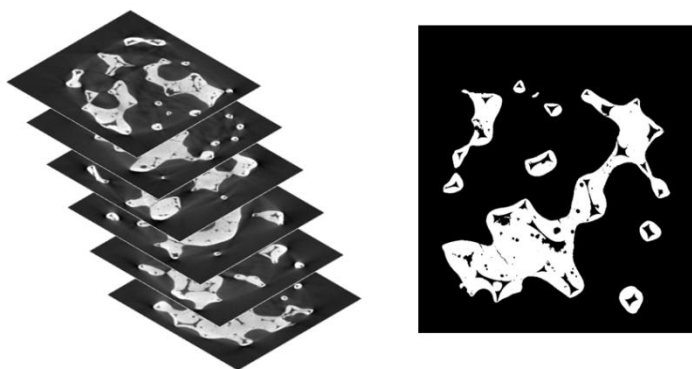
19.2 Deformačně - napěťová analýza porézní keramické struktury

V rámci řešení dizertační práce byla ve spolupráci s Ústavem fyziky materiálů s Prof. Ivo Dlouhým, CSc. řešena problematika vysokoporézních keramických pěn Obr. 19.3. Tyto materiály se řadí ke zvláštní skupině se specifickými vlastnostmi. Mají nízkou relativní hmotnost s poměrně velkým povrchem a dobré tepelně izolační vlastnosti, což předurčuje tyto materiály k velmi širokému použití v technické praxi.

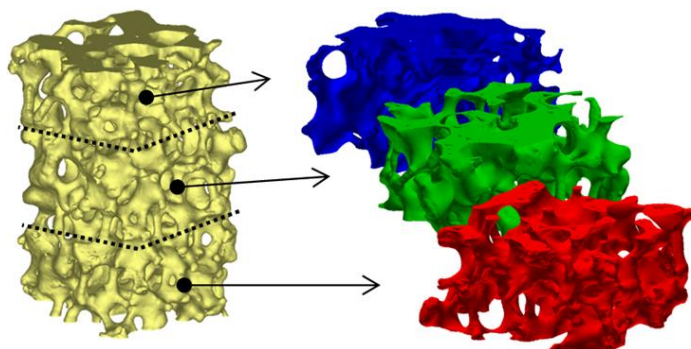


Obr. 19.3: Keramická pěna Vukopor® [268] o pórovitosti a) 10 PPI, b) 60 PPI.

Testování těchto struktur tahovou nebo tlakovou zkouškou je značně komplikované [38], [143]. Proto užitečným nástrojem při sledování chování těchto porézních materiálů je vhodné využít výpočtové modelování, které umožňuje posoudit chování jednotlivých trámečků ve struktuře. K tomuto účelu jsou nezbytné data pořízená na mikro-CT zařízení Obr. 19.4. Stejně jako v předchozí práci byly snímky načteny do software STL Model Creator, provedena segmentace Obr. 19.4 a vytvořen model geometrie. Vzhledem k velice komplikovanému tvaru a z důvodů výpočtové kapacity byl model rozdělen na tři části Obr. 19.5.



Obr. 19.4: Série mikro-CT snímků a odsegmentovaný snímek.



Obr. 19.5: Model geometrie získaný v programu STL Model Creator.

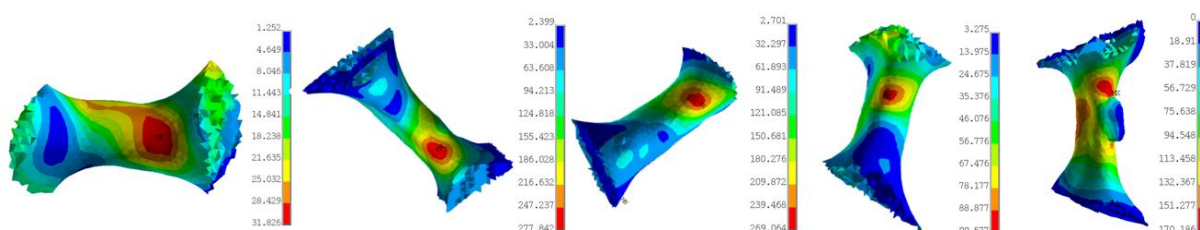
Výpočtový model byl vytvořen v software ANSYS. Diskretizace byla provedena pomocí elementu SOLID 187. Bylo nutné vytvořit velmi jemnou síť, jelikož trámečky jsou po výrobě duté. Z tohoto důvodu byla velikost elementu volena 0,007 mm (to odpovídalo přibližně 7 milionům elementům pro každý ze tří struktur). Struktura byla předepsána homogenní, izotropní lineárně pružný model materiálu s charakteristikami $E = 70\,000$ [MPa] a $\mu 0,3$ [-].



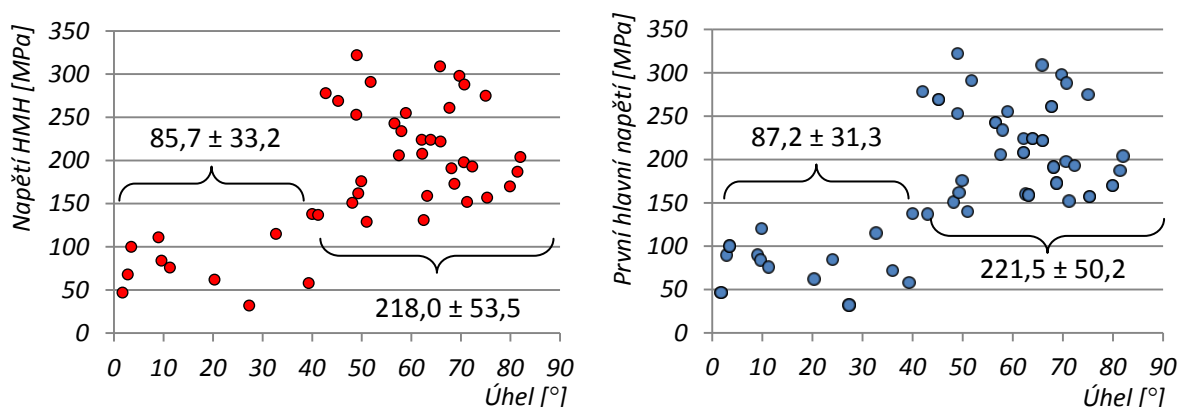
Obr. 19.6: Detail na duté trámečky a MKP síť.

Numerické řešení bylo provedeno pro zatížení tahem. Na jednu stranu v rovině byly zadány nulové posuvy a natočení a na protilehlou rovinu zadány posuvy v ose vzorku tak, aby bylo simulováno prodloužení 0,1%.

Ze všech tří struktur bylo vybráno 45 trámečků, na kterých byly určovány maximální hodnoty HMM napětí a prvního hlavního napětí S1. Maximální hodnoty napětí vznikaly vždy v místě krčku, kde dochází ke změně geometrie trámečků, což způsobuje změnu tuhosti a koncentraci napětí Obr. 19.7. Z grafů na Obr. 19.8 je vidět, že v případě natočení trámečků pod úhlem $0^\circ - 40^\circ$ je průměrná hodnota HMM napětí 85,7 MPa (S1 napětí 87,2 MPa) a v trámečcích pod úhlem 40° a víc jsou průměrné hodnoty napětí 218 MPa (S1 napětí 221,5 MPa) tj. 2,5 krát vyšší.

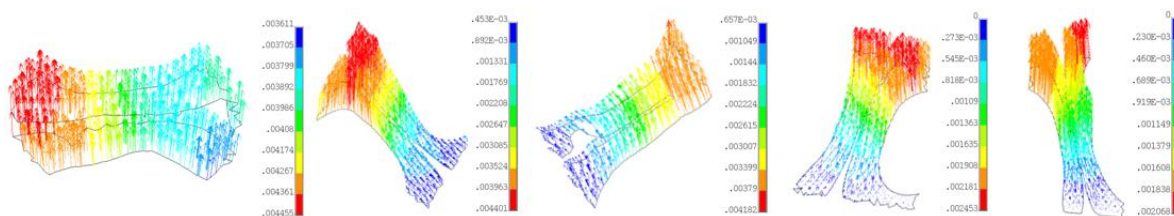


Obr. 19.7: Lokální HMM napětí [MPa] v jednotlivých trámečcích pod úhlem $3,5^\circ$; $42,7^\circ$; $45,3^\circ$; $58,9^\circ$ a $79,9^\circ$.



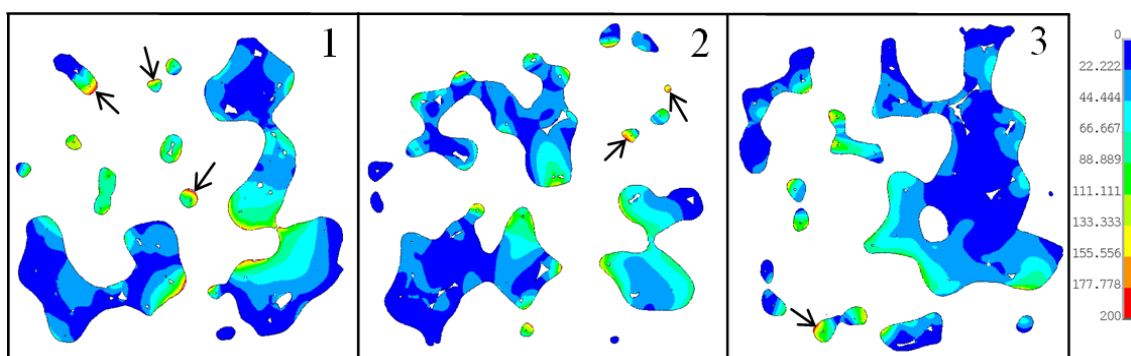
Obr. 19.8: HMM napětí a S1 napětí vynesené v závislosti na natočení trámečku vůči zatěžovací rovině.

Toto je možné vysvětlit pomocí posuvů zobrazených vektorově v řezech trámeček Obr. 19.9. Z vektorů je patrné, že největší rozdíl v posuvech je v případě, že je trámeček natočen pod úhlem 45° . Toto způsobuje největší ohybové napětí (největší rozdíl v posuvech na koncích trámečku). V případě, že je trámeček natočen rovnoběžně se zatěžovací rovinou, tak posuvy jsou přibližně stejné na celém trámečku (vznikají nejmenší hodnoty napětí). Tahové zatížení vzniká v případě trámečků orientovaného kolmo na zatěžovací rovinu.



Obr. 19.9: Posuvy [mm] (vykreslené pomocí vektorů) jednotlivých trámeček pod různým úhlem natočení $3,5^\circ$; $42,7^\circ$; $45,3^\circ$; $58,9^\circ$ a $79,9^\circ$.

Tento typ keramik se vyrábí speciální metodou, při níž se nanese na pěnu z hořlavého materiálu vrstva keramiky a nechá se ztuhnout. Po ztuhnutí se vnitřní složka vypálí, proto jsou v trámečcích dutiny. Na Obr. 19.10 jsou uvedeny v řezech (v polovině vzorku) výsledky HMM napětí pro všechny tři vzorky. Z průběhů izolinií je patrné, že největších hodnot napětí je dosahováno na povrchu trámečků (označeno šipkami). Ostré hrany uvnitř keramiky nezpůsobují jako koncentraci napětí. Obdobně je tomu i u prvního hlavního napětí.



Obr. 19.10: HMM napětí [MPa] v řezech.

Bližší popis výsledků a analýz je uveden v publikacích [109], [114], [115], [116].

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 tkáně |
| 2003 – 2008 | magisterské studium na Fakultě strojního inženýrství VUT v Brně
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 |

ODBORNÁ ČINNOST:

- Navrhovatel a spolunavrhovatel 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