

**FOND ROZVOJE VYSOKÝCH ŠKOL
2010**

FRVŠ 1403/2010/G1

Výukový materiál pro stoma- tologickou biomechaniku

(závěrečná zpráva projektu)

Řešitel:

Ing. Petr Marcián

Vysoké učení technické v Brně

Fakulta strojního inženýrství

Spoluřešitel 1:

Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Vysoké učení technické v Brně

Fakulta strojního inženýrství

Spoluřešitel 2:

Ing. Michal Mrázek

Vysoké učení technické v Brně

Fakulta strojního inženýrství

Obsah

1. Povinné části zprávy o řešení projektu	5
1.1 Cíle řešení.....	5
1.2 Postup a způsob řešení	5
1.3 Změny v projektu.....	6
1.4 Využití finančních prostředků.....	6
1.5 Výsledky a výstupy řešení	6
2. Úvod a motivace	8
2.1 Vymezení stomatologie	8
2.2 Vymezení pojmu stomatologická biomechanika.....	9
3. Popis problémové situace.....	9
4. Analýza prvků řešené soustavy.....	10
4.1 Soustava čelist – zub.....	10
4.2 Soustava čelist – implantát	10
4.3 Soustava zub – výplň	11
5. Systém podstatných veličin z hlediska deformačně napěťové analýzy	11
6. Základní anatomie z oblasti stomatologie	12
6.1 Zuby.....	13
6.1.1 Mechanické vlastnosti zubů.....	14
6.2 Periodontium.....	14
6.2.1 Mechanické vlastnosti periodontia	15
6.2.2 Materiálové charakteristiky	16
6.3 Zubní kazy	17
6.3.1 Stádia zubního kazu	17
6.3.2 Rozčlenění kavit do tříd	18
6.3.3 Retence (zakotvení) výplně.....	19
6.4 Výplně.....	19
6.5 Kost: dolní a horní čelist.....	20
6.5.1 Hustota kosti – kostní denzita.....	21
6.5.2 Mechanické vlastnosti kostní tkáně lidské čelisti.....	25

6.5.2.1	<i>Kost kortikální – kortikála, kompakta</i>	26
6.5.2.2	<i>Kost spongiózní - spongióza</i>	26
6.5.2.3	<i>Lineární elastický model</i>	27
6.5.2.4	<i>Strukturální model materiálu</i>	29
6.6	<i>Kost: modelace a remodelace kostní tkáně</i>	30
6.6.1	<i>Mechanostat (hypotéza) - Frost: regulace zpětnou vazbou</i>	32
6.7	<i>Nervy a cévy</i>	34
6.8	<i>Svaly</i>	34
6.8.1	<i>Silové účinky - okluze</i>	35
7.	<i>Popis zubních (dentálních) implantátů</i>	37
7.1	<i>Rozdělení implantátů</i>	37
7.2	<i>Popis nitrokostního implantátu</i>	38
7.3	<i>Průměr šroubových implantátů</i>	39
7.4	<i>Materiál implantátů</i>	40
7.4.1	<i>Nanostrukturní titan</i>	40
7.5	<i>Povrch implantátu</i>	41
7.6	<i>Zavedení implantátu</i>	42
7.7	<i>Selhání a úspěšnost implantátů</i>	43
7.8	<i>Spojení kosti s implantátem - oseointegrace</i>	44
8.	<i>Počítačová tomografie CT (computer tomography)</i>	45
8.1	<i>Postup vzniku obrazu – denzito – obraz</i>	46
8.2	<i>DICOM - Metedata</i>	47
8.3	<i>Hounsfieldovi jednotky HU (Hounsfield units)</i>	48
9.	<i>Výpočtový model</i>	49
9.1	<i>Model geometrie dolní čelisti</i>	49
9.1.1	<i>Model geometrie na 2D úrovni</i>	49
9.1.2	<i>Model geometrie na 3D úrovni</i>	50
9.1.2.1	<i>3D skener ATOS</i>	50
9.1.2.2	<i>Segmentace CT snímků</i>	52
10.	<i>Prezentace a analýza vybraných úloh řešených výpočtovým modelováním</i>	54
10.1	<i>Deformačně napěťová analýza sanovaného zubu (molár) [192]</i>	54

10.1.1	<i>Tvorba výpočtového modelu</i>	54
10.1.2	<i>Deformačně napěťová analýza zdravého zubu.....</i>	56
10.1.3	<i>Deformačně napěťová analýza sanovaného zubu</i>	57
10.1.4	<i>Závěr</i>	57
10.2	<i>Deformačně napěťová analýza diskového implantátu [185]</i>	58
10.2.1	<i>Tvorba výpočtového modelu</i>	58
10.2.2	<i>Deformační analýza kostní tkáně.....</i>	60
10.2.3	<i>Napěťová analýza diskového implantátu</i>	62
10.2.4	<i>Závěr</i>	63
10.3	<i>Deformačně napěťová analýza žiletkového implantátu [188]</i>	64
10.3.1	<i>Tvorba výpočtového modelu</i>	64
10.3.2	<i>Deformační analýza kostní tkáně.....</i>	65
10.3.3	<i>Napěťová analýza diskového implantátu</i>	66
10.3.4	<i>Závěr</i>	67
11.	<i>Experimentální modelování</i>	68
11.1	<i>Měření kvality kosti v dolní čelisti [174]</i>	71
11.1.1	<i>Závěr</i>	72
12.	<i>Závěrečné zhodnocení projektu.....</i>	73
13.	<i>Literatura</i>	74
13.1	<i>Odborné články</i>	74
13.2	<i>Knihy.....</i>	79
13.1	<i>Dizertační, diplomové a závěrečné práce.....</i>	80
13.1	<i>Internetové odkazy a ostatní</i>	81
14.	<i>Publikace související s řešením grantového projektu</i>	83
15.	<i>Přílohy.....</i>	84
15.1	<i>Seznam obrázků</i>	84
15.2	<i>Seznam tabulek</i>	86

1. Povinné části zprávy o řešení projektu

1.1 Cíle řešení

Cílem projektu je vytvoření studijního materiálu pro stomatologickou biomechaniku, který umožní rozšíření a zkvalitnění výuky předmětu Biomechanika II, bez nárůstu výukových hodin. Metodika zpracovaného materiálu vychází z hierarchicky uspořádaných základních biomechanických úloh, zaměřených na stomatologickou biomechaniku. Úlohy na nejnižší úrovni obsahují všechny údaje a úplný popis úkonů vedoucích k řešení úlohy. Vzrůstající úroveň úloh je zaměřena na stimulaci samostatné práce studenta tak, aby na nejvyšší úrovni byl student schopen samostatně řešit zadaný problém.

1.2 Postup a způsob řešení

1. Vymezení rozsahu a problémů ze stomatologické biomechaniky pro předmět Biomechanika II.

2. Vytvoření studijních podkladů pro teoretickou část.

- zpracování teoretické části zahrnující podstatnou část stomatologické biomechaniky na vymezené úrovni
- zpracování prezentací týkajících se jednotlivých teoretických částí - PowerPoint
- zpracování internetové verze podpor volně dostupných pro studenty s vymezenými částmi pro samostudium
- pro studenty byl na 3D tiskárně vytvořen unikátní model spongiózní kosti sloužící jako názorná studijní pomůcka.

3. Vytvoření studijních podkladů pro praktickou část. Hierarchicky uspořádané a řešené nebo částečně řešené úlohy.

Praktické využití softwarových CAD systémů ATOS, CATIA, SolidWorks, ANSYS a ANSYS Workbench.

- a) postup tvorby modelu pomocí moderních metod reverzního inženýrství a 3D software ATOS, CATIA
- b) příklady tvorby parametrických modelů pomocí software SolidWorks pro rychlou modifikaci řešeného modelu geometrie
- c) tvorba výpočtového modelu v programovém prostředí ANSYS a ANSYS Workbench.

Řešení bylo rozšířeno o podstatnou část týkající se zpracování obrazových dat získaných z počítačové tomografie (dále jen CT). Řešitelé projektu s dalšími studenty doktorského studia, v souvislosti se zkušenostmi z diplomových prací a doktorského studia, vypracovali v prostředí MATLAB software STL Model Creator a ROI Analysis sloužící k rychlému a komplexnímu zpracování dostupných informací z CT. Součástí řešení tohoto projektu jsou k uvedeným softwarům vytvořeny podrobné návody, které umožňují nejen zvládnout práci s těmito programy v rámci samostudia, ale společně s teoretickou částí, umožňují pochopit i základní princip aplikovaných metod zpracování obrazu.

Pro snadnější tvorbu dílčích modelů geometrie jsou na internetu umístěny CT snímky, modely polygonální sítě chrupu a dolních čelistí. Vytvoření těchto modelů bylo časově velice náročné.

1.3 Změny v projektu

V rámci řešení projektu nebyla provedena žádná změna. Řešení projektu bylo rozšířeno o oblast možnosti zpracování informací získaných z počítačové tomografie s využitím metod zpracování obrazu.

1.4 Využití finančních prostředků

Finanční prostředky byly použity v souladu s přihláškou projektu (tab. 1.1).

Náklady na řešení (zaokrouhlené na tis)	Stipendium MŠMT		Příspěvek VŠ	
	Poskytnuto	Použito	Přislíbeno	Skutečnost
Stipendia pro řešitele	20	20	0	0
Stipendium pro spoluřešitele	20	20	0	0
Odměna spoluřešiteli	5	5	0	0
Služby	5	5	0	0
Cestovné	0	0	0	0
Ostatní	76	76	0	0
Celkem	126	126	0	0

Tabulka 1.1 Náklady na řešení projektu

1.5 Výsledky a výstupy řešení

Všechny vytvořené materiály jsou zpracovány do podoby studijních podkladů a komentovaných metodických listů pro úlohy do cvičení a podkladů pro samostudium předmětu Biomechanika II, který je součástí akreditovaného magisterského studijního oboru N3901-2 Aplikované vědy v inženýrství. Součástí úloh jsou také metodicky zpracované modely geometrie, soubory získané z počítačové tomografie a videa, která usnadňují proces řešení a tvorbu výpočtového modelu. Pro analýzu CT snímků a pro snadnou tvorbu modelu geometrie jsou k dispozici software (ROI Analysis a STL Model Creator) jejichž součástí jsou nápovědy na webu (<http://biomechanika.fme.vutbr.cz/>), jehož část v souvislosti plnění tohoto grantu vznikla. Aktuálně je software již využíván při zpracování diplomových a závěrečných prací studenty ÚMTMB a to i v doktorských programech.

Úlohy jsou sestaveny hierarchicky od nejjednodušší 2D úrovně až po 3D úlohu. Týkají se modelování fyziologického stavu, kdy je v kosti zub a případu, kdy je provedena implantace. Úlohy jsou vytvořeny s respektováním systémového přístupu při tvorbě výpočtového modelu. Součástí úloh je procvičení práce s CT snímkem jejich využití při tvorbě modelu geometrie a materiálu. Počítačová tomografie hraje významnou roli jak v lékařské diagnostice, tak poskytuje značné množství informací při tvorbě výpočtových modelů v biomechanice.

Cílovou skupinou jsou nejen studenti zájemající se o biomechaniku z oblasti stomatologie, ale další možná cílová skupina, jsou kliničtí lékaři, chirurgové a radiologové. Základní principy a postupy popsané v metodických listech a v hlavním dokumentu jsou aplikovatelné i při tvorbě výpočtových modelů v jiných oblastech biomechaniky pro úlohy řešené pomocí MKP výpočtových systémů.

Principy a postupy popsané v metodických listech a v hlavním dokumentu platí i při tvorbě výpočtového modelu z jiných oblastí nejenom biomechaniky.

Hlavním přínosem tohoto projektu je rozšíření a zkvalitnění výuky předmětu Biomechanika, bez nárůstu výukových hodin a časových nároků na studenta.

Na internetových stránkách ÚMTMB - <http://biomechanika.fme.vutbr.cz/> v sekci „*Studijní opory*“ a dále „*Stomatologická biomechanika*“ jsou volně ke stažení všechny výstupy tohoto projektu:

- Rešeršní studie a učební text s četnými názornými ilustracemi.
- Návod pro použití získaných poznatků a využití vstupních souborů ve formě devíti komentovaných metodických listů a nápovědy k software.
- Čtrnáct vstupních souborů ve formě modelů geometrie pro programy ANSYS, ANSYS (Workbench), SolidWorks, CATIA.
- Tři vstupní databáze CT snímků pro programy STL Model Creator, ROI Analysis.
- Videá k příkladům a čtyři prezentace.
- Databáze modelů získaných na 3D skeneru ATOS (pět zubů, dolní čelist, částečně atrofovaná dolní čelist, úplně atrofovaná dolní čelist).

Dílní výsledky byly rovněž publikovány ve dvou příspěvcích v recenzovaném časopise Engineering Mechanics (<http://www.im.fme.vutbr.cz/>) a prezentovány na následujících konferencích:

- MENDEL 2010, Brno, 23.-24. červen 2010, publikace ve sborníku konference a časopise, příspěvek byl dále indexován Thomson ISI a zapsán v databázi INSPEC.
- Computational Mechanics 2010, Plzeň, 8.-11. listopadu 2010, publikace ve sborníku konference.

Detailnější informace o příspěvcích z těchto konferencí jsou uvedeny v závěru této zprávy.

2. Úvod a motivace

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.

Základem zubní protetiky je provádět restaurativní a estetické úpravy chrupu. Prvotní snahou všech stomatologů je především zachování a udržování zdravých zubů. Nejčastěji se jedná se o odvrátání zubních kazů a jejich následné vyplnění materiálem. K extrakci zubu by mělo docházet až v krajních případech, avšak v mnohých situacích je to jediné možné řešení. Následně lze nahradit chybějící zub korunkou, která tvoří most mezi dvěma sousedními zuby, které je nutné obrousit. Modernější metodou je náhrada pomocí implantátu. Dentální implantologie se zabývá zavedením náhrady chybějících zubů do kostní tkáně horní nebo dolní čelisti [171]. Zubní implantát je umělá náhrada zubu, vyrobená z biokompatibilního materiálu. Součástí implantátu je ústní pilíř, na který se připevňuje umělá zubní korunka nebo můstek. Problémy spojené s chybějícími zuby se lidstvo pokouší implantací zubů řešit již odnepaměti [198]. Známým nositelem náhrady byl prezident Geroge Washington [219].

Od šedesátých let minulého století, kdy Brånemark 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 okolo 80 výrobců, přičemž současným trendem je důraz na nové materiály (technicky čistý titan, nanostrukturní titan, titanové slitiny apod.) a prohlubování znalostí, které o interakci implantátu s živým organismem máme. Přestože úspěšnost dentálních implantátů se v současnosti pohybuje kolem 95% nelze jednotlivé faktory, podílející se na úspěšné léčbě, podceňovat a je třeba dále pracovat na zlepšování vlastností implantátů. V dnešní době se objevují také snahy o transplantaci zubů [19], zatím se ovšem tento způsob léčby chybějícího zubu příliš nerozšířil.

2.1 Vymezení stomatologie

Stomatologie nebo zubní lékařství je odvětví lékařství, které se zabývá prevencí diagnostikou, léčením a vývojových poruch zubů, chrupu a všech tkání dutiny ústní, jakož i orgánů a tkání topograficky s ní související. Snaží se také zachovávat a udržovat funkce chrupu správnou diagnostikou a léčením a zajistit tak adekvátní úroveň zdraví [147].

2.2 Vymezení pojmu stomatologická biomechanika

Stomatologická biomechanika člověka je interdisciplinární obor, který se zabývá mechanickou strukturou, mechanickým chováním a mechanickými vlastnostmi živých částí ústní dutiny, mechanickými interakcemi mezi těmito částmi a mechanickými interakcemi těchto částí s neživými prvky a okolím. Jejím cílem je s pomocí mechanických případně inženýrských přístupů a techniky řešit problémy klinické praxe.

3. Popis problémové situace

Přestože se vkládají velké naděje do výzkumu kmenových buněk, tkáňového inženýrství apod., které mohou v budoucnu vyřešit řadu dnes obtížně řešitelných problémů, hrají v současnosti endo-protézy, implantáty, umělé náhrady atd. stále obrovskou roli. Jestliže se dále zaměříme pouze na svalově-kosterní soustavu a ještě konkrétněji na obličejovou část, tj. horní a dolní čelist, existuje stále obrovské množství problémů, které je třeba vyřešit. Pokud bychom se zaměřili na oblast stomatologie, není třeba zdůrazňovat, jaké komplikace přináší bolest zubů – zvláště v dnešní době, kdy ve společnosti převažující konzumní způsob života obecně vede ke zhoršování chrupu - např. v Západní Evropě až 88% lidí ve věku 30-40 let trpí záněty dásní (gingivitida), 40% lidí ve věku 40-60 let pak trpí paradontózou (periodontidou) [227]. Bolesti, jejich příčiny a důsledky, které s tím souvisejí, tj. zubní kaz, záněty, infekce a v konečné fázi ztráta zubu či celého chrupu, mají za následek znatelné zhoršení kvality života. Toto lze řešit preventivně – tj. zvýšenou a důslednou péčí o chrup a pravidelnými prohlídkami – nebo pokud problém již nastal, je nutné přikročit k radikálnějším řešením: V případě zubního kazu k jeho odstranění, v případě ztráty zubu k předepsání zubní protézy či aplikaci dentálního implantátu.

Aplikace dentálního implantátu, jenž je ve své podstatě technickým prvkem, není činnost výlučně medicínská, nýbrž jde o mezioborový proces. Je proto nezbytné přizvat k řešení problémů dentální implantologie i technické obory, mj. i biomechaniku, jejímž úkolem je posuzovat mechanickou interakci prvků řešené soustavy, zahrnující živé tkáně i technický materiál. Velmi efektivním nástrojem se z tohoto hlediska jeví výpočtové modelování a provádění výpočtového experimentu, přičemž modely z oblasti řešení problémů biomechaniky člověka lze rozdělit na dílčí modely geometrie, materiálu, vazeb a zatížení. Tímto způsobem je možné zjišťovat deformačně napěťové stavy interakce prvků živých tkání a technickým materiálů, jejichž určení představuje problém.

4. Analýza prvků řešené soustavy

Potrava se dostává do trávící 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 [161]. Celá tato soustava musí být citlivá, prakticky funguje jako senzor, který analyzuje vlastnosti přijímané potravy (její teplotu, kvalitu, množství a typ skupenství). Na základě získaných informací nastaví všechny prvky soustavy, mezi kterými dominuje žvýkací aparát. Je to soustava, která má za úkol rozmělnění stravy. Z technického hlediska tato soustava obsahuje dostatečně tuhé prvky tvořené drtíci a řeznými nástroji schopnými rozbít a nadeřít stravu, aby byla co možná nejlépe připravená k trávení a prvky poddajnější, které slouží k přepravě stravy a k artikulaci.

4.1 Soustava čelist – zub

Žvýkací aparát lze rozdělit do tří anatomických útvarů [173], bez kterých nelze žvýkání provádět (Obr. 4.1). Mezi nejdůležitější útvary patří zuby, čelistní kosti (mandibula, maxila), žvýkací svaly (m. temporalis, m. masseter, m. pterygoideus medialis, m. pterygoideus lateralis), horní svaly jazyka a případně svaly ústní štěrbiny.



Obr. 4.1: Prvky žvýkacího aparátu ve fyziologickém stavu.

4.2 Soustava čelist – implantát

Při obnově chrupu pomocí implantátu vzniká nová soustava s jinými vlastnostmi a jevy (Obr. 4.2). 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 cizí těleso s kostí. Po vytržení zubu dojde k přerušení cév a nervů integrovaných na zub. Rekonstrukce periodontia a náhrada dentogingiválního úponu jsou nepřekonatelné bariéry, které nahradit současná medicína nedokáže.



Obr. 4.2: Prvky žvýkacího aparátu po implantaci.

4.3 Soustava zub – výplň

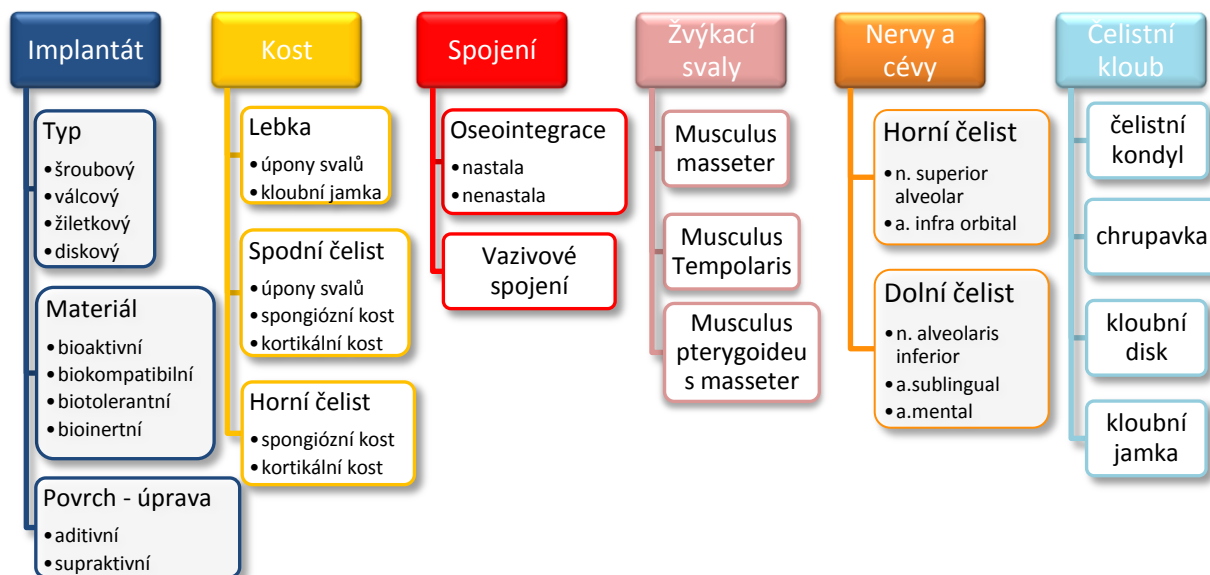
Mezi nejběžnější bakteriální onemocnění zubů patří zubní kazy. Způsobují nepříjemnou až nesnesitelnou bolest, která po odstranění poškozené části zubu odezní. Po odvrtání zubního kazu je do původní soustavy přidán nový objekt v podobě výplně, která se zařadí mezi hlavní útvary (Obr. 4.3). Vedlejší objekty zůstávají zachovány a v pomocných útvarech je někdy nutné při hlubším poškození zubu odstranit nervy a cévy. Tím nedojde ke ztrátě citlivosti jako je tomu v případě implantátu, jelikož zůstává zachováno periodontium.



Obr. 4.3: Prvky žvýkacího aparátu ve fyziologickém stavu.

5. Systém podstatných veličin z hlediska deformačně napěťové analýzy

Po analýze všech prvků soustavy čelisti ve fyziologickém stavu, se zavedeným implantátem a s dentální výplní, lze vybrat podstatné veličiny, které nejvíce ovlivňují proces řešení [154]. K řešení deformačně napěťových stavů čelistí je nutné vybrat ty prvky, které jsou z hlediska řešení podstatné. Při jednotlivých fázích rozměňování stravy a žvýkání je namáhání prvků soustavy rozdílné. K největšímu 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. 5.1), (pro soustavu s dentálním implantátem). Detailnější popis jednotlivých prvků soustavy bude uveden v následujících kapitolách.



Obr. 5.1: Systém podstatných veličin z hlediska deformačně napěťové analýzy dentálních implantátů.

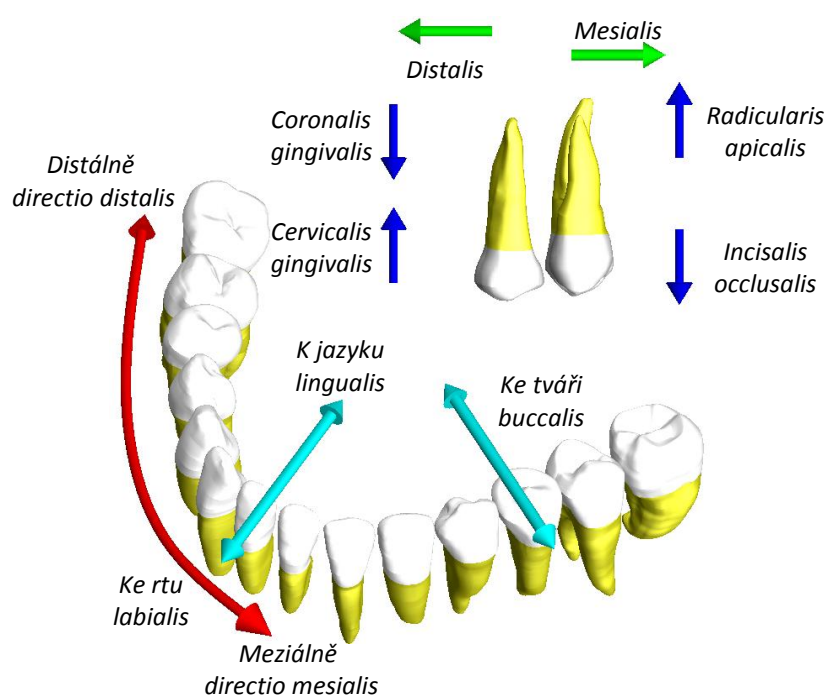
Žvýkání je opakující se proces, který je řízen jak vědomě tak řadou důležitých činností ovládaných podvědomě. Při skusu dojde k mechanické interakci mezi soustem a zubem respektive s korunou na implantátu. Zub je umístěn v periodontiu v němž jsou tlakové receptory. Je otázkou co se děje v případě implantátu, který je přímo spojen s kostní tkání, v níž jsou umístěny nervové receptory

[161]. Díky tomu kost dokáže bolestivě reagovat na přetížení. Signály vysílané z receptorů se pomocí nervové soustavy přenesou do mozku [176]. Mozek zpracuje všechny informace o typu stravy o poloze čelistí, předejetí svalů a vytvoří nové instrukce, které předá přes centrální nervovou soustavu všem prvkům soustavy. K rozmělnění potravy se celý cyklus několikanásobně opakuje.

Každému člověku se stalo, že někdy buď vlivem nepozornosti, nebo neočekávaným obsahem 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 nezanechává žádné větší následky a bolest po chvíli pomine. Velice často dochází k vylomení v lepším případě výplně a horším části zubu. Implantáty jsou bez nervů, a proto může dojít k jejich fraktuře nebo vylomení.

6. Základní anatomie z oblasti stomatologie

V medicíně je důležité jednoznačné určení všech částí lidského těla v prostoru v jakékoliv jeho poloze [146]. Stomatologie má své specifické značení směrů (Obr. 6.1), které bude v celé práci používáno.



Obr. 6.1: Označení směrů ve stomatologii.

Poznámka: Kapitola 6.1, 6.2 a 6.3 je publikována s laskavým svolením kolegů ing. Jiřího Valáška a ing. Libora Boráka, Ph.D.

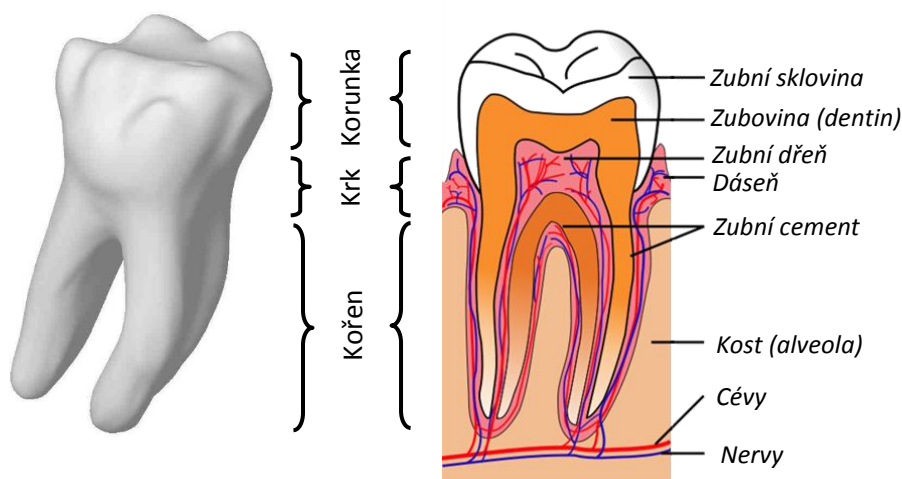
6.1 Zuby

Zuby jsou hlavním nástrojem, který používáme při přijímání a rozměňování potravy. Účastní se také tvorby řeči, jelikož přispívají k artikulování některých hlásek. Např. řezáky napomáhají tvorbě interdentálních a dentálních hlásek. Zuby se skládají ze tří částí, z kořene, krčku a korunky (Obr. 6.2). Jsou vsazeny v kostěném lůžku (alveolu) a jsou uspořádány do dvou zubních oblouků. V něm jsou zásobeny alveolárními nervy, které se rozbíhají z mandibulární a maxilární větve trojklaného nervu. Krevní zásobení je zajišťováno alveolárními tepnami, které jsou větvemi maxilární tepny.

Korunka je část zuby, která vyčnívá ze zubního lůžka a je pokrytá 1.5 – 2.5 mm tlustou sklovinou, jež je nejtvrďší tkání v lidském těle. Sklovina je tvořená mineralizovanými hranoly, je velmi odolná a při velkém poškození nemá schopnost regenerace (ve smyslu srůstání). Není zformována buňkami a neobsahuje cévy, ale je z 99% tvořena hydroxyapatitovými krystaly, které jsou uspořádány do prizmat, vybíhajících kolmo na povrch zuby.

Většinu hmoty zuby tvoří dentin, žlutobílá hmota, která se podobá kosti. Jde o pojivovou strukturu tvrdší než kost, která obsahuje až 75% anorganických látek (převážně hydroxyapatit) a kolem 28% látek organických. V dentinu rozlišujeme buňky zuboviny (odontoblasty) a mezibuněčnou hmotu, která je produktem těchto buněk. Hmota má složku vláknitou a beztvárovou. Odontoblasty lemují vnitřní plochu dentinu a oddělují jej od zubní pulpy. Neleží tedy v hmotě zuboviny, ale na jejím povrchu. Každý odontoblast vysílá do dentinu směrem k povrchu zuby dlouhý výběžek – Tomesovo vlákno [152].

Uvnitř zuby je dřevná dutina, ve které je zubní dřev. V zubní dřevě jsou kořenové kanálky, kterými vedou drobné cévy a také nervy, které jsou příčinou citlivosti zuby. Zuby mají dvě vývojová stádia. První chrup se nazývá dočasný nebo také mléčný. Tvoří jej 20 zubů a prořezává se dětem od 6 do 24 měsíce věku. Přestože spousta lidí si myslí, že o tyto dětské zuby není potřeba pečovat, protože jsou jen „dočasné“, opak je pravdou. Na stavu mléčného chrupu totiž do jisté míry závisí i to, jak budou naše zuby vypadat v dospělosti [192], [179].

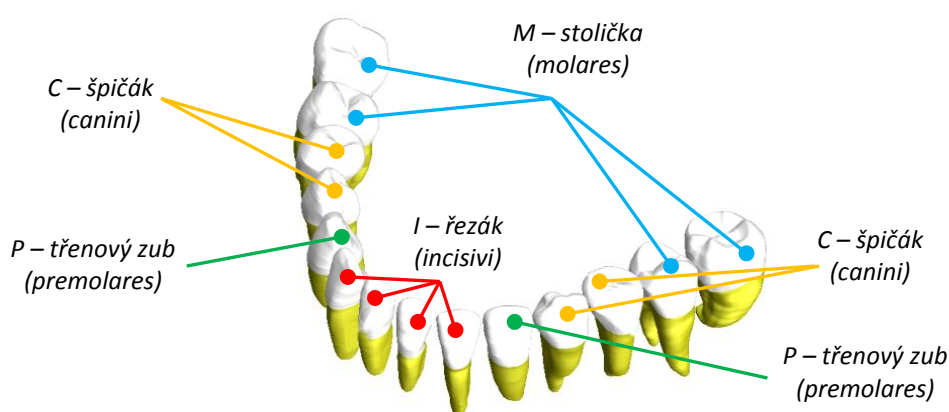


Obr. 6.2: Popis zuby [228].

Stálý chrup je tvořen 32 zuby a prořezává se od 6 do 12 roku věku dítěte. Třetí stoličky, tzv. zuby moudrosti, se prořezávají mnohem později. Počet stálých zubů není vždy stejný, někdy mohou zuby chybět (nezaložené), někdy naopak přebývat (přespočetné).

Druhy zubů:

- 1) **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.
- 2) **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.
- 3) **Třenové zuby** – celkový počet 8, mají jeden až dva kořeny, vedle kousnutí se podílejí také na žvýkání a rozměňování potravy.
- 4) **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. 6.3: Přehled zubů dolní čelisti.

6.1.1 Mechanické vlastnosti zubů

Valenta a Konvičková ve své práci [175] uvádějí střední hodnotu dynamického modulu pružnosti skloviny (67.8 ± 0.12) GPa, u dentinu modul pružnosti 14 MPa, Poissonovo číslo 0.15 a střední hodnotu dynamického modulu pružnosti pak (33 ± 0.17) GPa. V literatuře lze najít řadu hodnot lineárního isotropního modelu skloviny a zuboviny (Tab. 6.1):

Mechanické charakteristiky	Zubovina		Sklovina	
	E	μ	E	μ
	[MPa]	[-]	[MPa]	[-]
Gei a kol. [51]	20 000	0.25	80 000	0.3
Jones a kol. [70]	18 600	0.31	84 100	0.2
Korioth a kol. [74]	17 600	0.25	80 000	0.3
Pietzrak a kol. [99]	15 000	0.31	80 000	0.3
Rudolph a kol. [108]	18 300	0,3	84 100	0.33
Vasconcells a kol. [132]	18 600	0.31	41 000	0.3

Tab. 6.1: Materiálové charakteristiku zuboviny a skloviny.

6.2 Periodontium

Veškeré vazivo mezi zubem a stěnou alveolární kosti včetně jeho periostu, cév, nervů a buněk se nazývá periodontium (Obr. 6.4). Je složeno zejména z kolagenních vláken, která jsou upnuta v kořenovém cementu a směřují k alveolární kosti (tzv. intraalveolární část), příp. dásni (tzv. supraal-

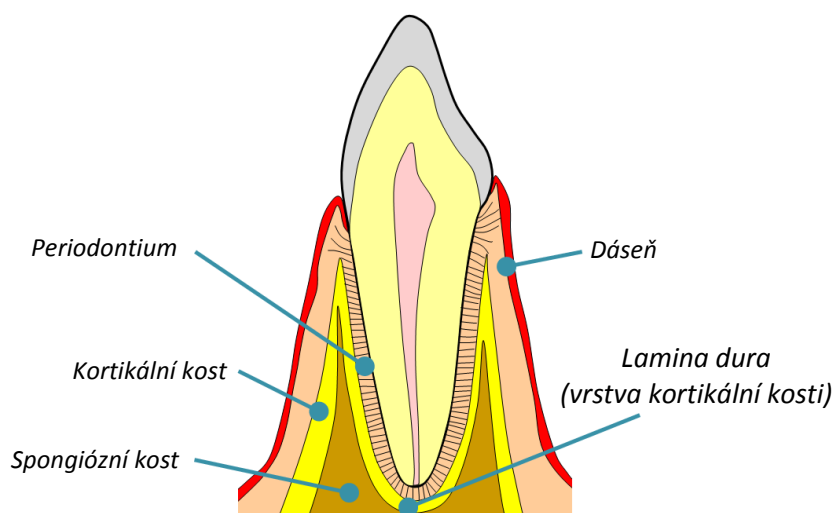
veolární část) [146], [170], [177]. V intraalveolární části probíhají periodontální vazy v konkrétním směru, který se liší podle polohy úponu. Z tohoto hlediska lze vazy rozdělit:

Lig. dentale superius – spojující alveolus s krčkem zubu a vystupující paprscitě k celému obvodu krčku. Tato část brání vystupování zubu z lůžka (v anglicky psané literatuře alveolar crest fibers).

Fibrae alveodentales transversae – spojující alveolus s krčkem a probíhající horizontálně (horizontal fibres).

Lig. dentale inferius – tvořící většinu periodontia a spojující alveolus s kořenem zubu. V této části vystupují vlákna z lůžka pod úhlem 45° a směřují k zubu apikálně. Tyto vazy zabraňují vtlačování zubu do lůžka během žvýkání a přenášejí zatížení na stěny alveolu (oblique fibres).

Apikální vlákna – probíhající radiálně z vrcholu kořene zubu a zabraňující vystupování zubu z lůžka (periapical fibres).



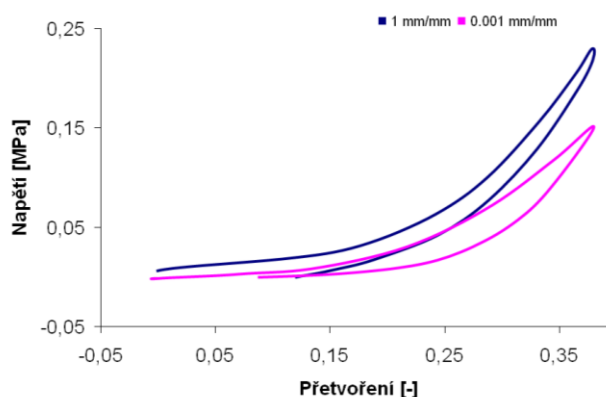
Obr. 6.4: Uložení zubu.

Kromě uvedených vazů probíhá periodontální štěrbinou v různých směrech slabá intersticiální vlákna, dále cévy a nervy, doplněné tekutinovou soustavou, tlumící dynamické nárazy. Tloušťka periodontální štěrbiny se pohybuje v rozmezí 0.15-0.4 mm, v kořenovém hrotu se ještě rozšiřuje, čímž dává vzniknout periapikálnímu prostoru [159].

Periodontium má několik funkcí. Kromě již naznačené mechanické to jsou funkce senzoričké, nutritivní a formativní [146], [207]. Senzoričká funkce spočívá v citlivosti na tlak, pohyb a bolest, takže dokáže signalizovat přítomnost i velmi malého cizího tělíska. Periodontální vlákna jsou před zatížením esovitě zvlněna a umožňují při okluzi počáteční zvýšenou pohyblivost zubu, která se při jejich narovnání sníží a zatížení se začne přenášet přímo na alveolární kost. Smyslem těchto vláken je především tlumení statických a kvazistatických sil, které vznikají při okluzi.

6.2.1 Mechanické vlastnosti periodontia

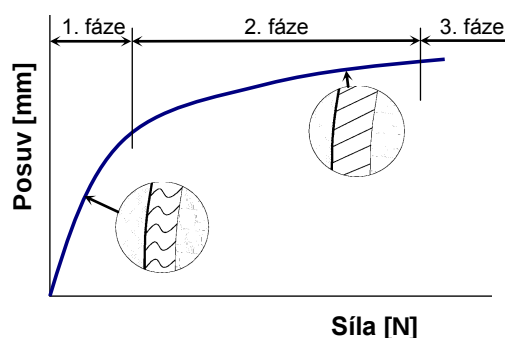
Již od padesátých let minulého století, kdy se problémem zabýval Mühlemann a jiní autoři, je známo nelineární - viskoelastické chování periodontia (mechanické chování je časově závislé). Natali a kol. [88] uvádí, že relaxace napětí dosahuje při okluzi 68% počáteční hodnoty a při odlehčení zubu dochází k hysterezi, která je způsobena třením v rámci periodontálních vláken. Významným faktorem, ovlivňujícím chování periodontia, je též rychlost a historie zatěžování. Bylo ukázáno, že se vzrůstající rychlostí zatěžování roste tuhost periodontia [31] (Obr. 6.5).



Obr. 6.5: Hysterezní křivka periodontia pro různé rychlosti zatěžování [31].

Závěsný aparát zubů vykazuje z mechanického hlediska mnohem nižší tuhost, než je tomu u okolních tkání, se kterými sousedí a na které je vázán, tzn. alveolární kost a zubní cement, příp. vlastní zubní tkáň. Díky této skutečnosti je zubu umožněno při okluzi vykonávat významný pohyb, který je měřitelný a který lze považovat za důležitou charakteristiku této tkáně.

Pohyblivost zubu v zubním lůžku lze rozdělit do tří (podle některých autorů jako Mühlemann nebo Poppe [101] do dvou) fází (Obr. 6.6), které se liší stavem periodontálních vláken a tím chováním periodontia jako celku. V první fázi jsou vlákna zvlněná a umožňují zubu při okluzi snadnější zasouvání do alveolární kosti. Tato fáze končí přibližně při zatěžující síle 1N, kdy se vlákna napřímí a protože kolagenní vlákna nejsou příliš elastická, dochází k počáteční deformaci alveolární kosti, která však v této fázi není podstatná. Tato druhá fáze probíhá v rozmezí zatěžujících sil 1 – 5 N (u některých autorů až 15 N). Poté následuje konečná fáze, kdy se podstatně deformuje periodont i alveolární kost, výrazně se projevují jejich viskoelastické vlastnosti a deformuje se i značná část mandibuly.



Obr. 6.6: Fáze pohyblivosti zubu.

6.2.2 Materiálové charakteristiky

Periodontium je měkká tkáň a vyznačuje se svou vysokou deformovatelností. Je to materiál nehomogenní, nelineární a anizotropní, který navíc vykazuje významné viskoelastické chování. Tyto vlastnosti ovlivňují pohyblivost v kostěném lůžku, která se dá měřit a na jejímž základě lze nepřímou úlohou zjišťovat charakteristiky modelů materiálu této tkáně [179].

V případě lineárně isotropního modelu materiálu se nejčastěji uvádí hodnota modulu pružnosti periodontia z intervalu 1-100 MPa a Poissonovo číslo má hodnotu z intervalu 0.45-0.49. Na základě simulačního experimentu, který provedli Borák [179] a kol., nejvhodnějšími charakteristikami lineárního isotropního modelu materiálu periodontia jsou tyto: Modul pružnosti $E = 10$ až 100 MPa, Poissonovo číslo $\mu = 0.45$, přičemž pravděpodobnější je dolní hodnota rozsahu.

Úrovňově vyšší model materiálu je bilineárně isotropní. V Tab. 6.2 je uveden přehled charakteristik tohoto modelu. Tento model počítá s dvěma hodnotami modulu pružnosti E_1 a E_2 a hraniční deformací ε_{12} , při níž dochází ke změně tuhosti modelu. Tyto charakteristiky respektují dvoufázový charakter pohyblivosti zubů při malých zatěžujících silách a odstraňují závažný nedostatek lineárního izotropního modelu, který má v každém okamžiku zatěžování stejnou tuhost a tedy při zatížení normálními okluzními silami (desítky až stovky newtonů) vykazuje příliš velkou deformaci.

Mechanické charakteristiky	<i>Periodont – bilineární model</i>		
	E_1	E_2	ε_{12}
	[MPa]	[MPa]	[-]
Vollmer a kol. [134]	0.05	0.22	0.075
Poppe a kol. [101]	0.05	0.28	0.075
Dorow a kol. [31]	0.15	5.24	0.062
Dorow a kol. [32]	0.085	4.3	0.13
Ziegler a kol. [140]	0.05	0.18	0.064

Tab. 6.2: Přehled konstant bilineárního modelu periodontia.

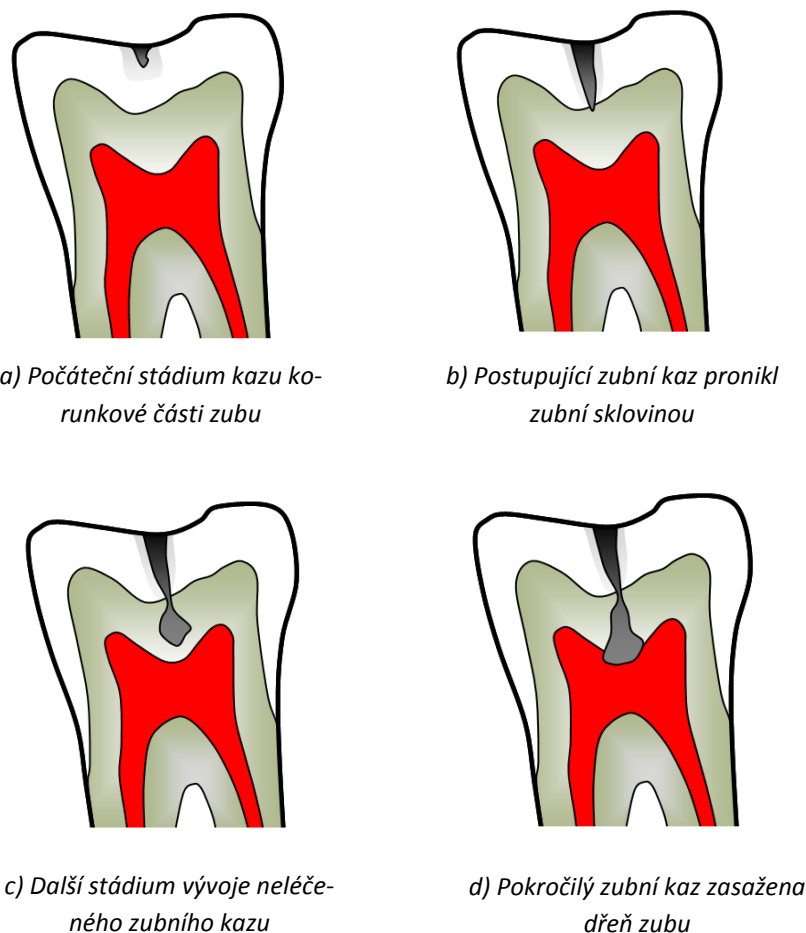
6.3 Zubní kazy

Zubní kaz (lat. caries dentis) je nejčastějším onemocněním, které člověka postihuje. Zvláště v dnešní době, stále narůstá počet zubních kazů, přičemž ženy jsou postiženy 1.5-2.2x častěji než muži [211]. Je velmi obtížné se mu vyhnout a zdravý chrup už je vlastně vzácností. Nutná je prevence, tzn. plnohodnotná výživa, zvyšování odolnosti skloviny proti účinkům kyselin, pravidelné a správné čištění zubů a pravidelná odborná péče. Příčin vzniku zubního kazu je několik, přičemž dodnes uznávaná chemicko-bakteriální teorie Willoghby D. Millera říká, že zubní kaz začíná poškozením skloviny v důsledku jejího odvápnění kyselinami. V plaku, který se usazuje na povrchu zubů, sídlí mikroorganismy, z nichž pro vznik kazu představují největší nebezpečí lektobacily. Tyto bakterie přeměňují cukry na organické kyseliny, které narušují sklovinu snížením pH. Dalšími příčinami jsou stavba a odolnost skloviny, druh stravy, postavení zubů, patogenní vývoj zubů, genetické faktory, čas atd.

6.3.1 Stádia zubního kazu

Před stádiem vzniku kazu je rozpouštění zubní skloviny kyselinou, po kterém se objevuje bílá skvrna. Ta má ještě schopnost se vyhojit – pomocí minerálů ze slin. Pokud ale kaz pokračuje, dojde k poškození tkáně pod sklovinou (Obr. 6.7 a), b)). Takový kaz nemá možnost sebeopravy a kazivé hmoty musí být odstraněny mechanicky. Pokud není ošetřen kaz v dentinu, pokračuje dál směrem k zubní dřeni a zde způsobí její zánět. U dětí a mladých dospělých se často vyskytuje akutní kaz, který rychle pokračuje sklovinou a dentinem k dřeni. U starších lidí spíše nalezneme kazy chronické, které pokračují velice pomalu anebo vůbec ne. Jsou zbarvené tmavými pigmenty [147].

K identifikaci zubních kazů existuje řada možností. Některé kazy jsou viditelné pouhým pohledem, obvykle se kaz takto zjišťuje za pomoci sondy. Sonda je ostrý nástroj, kterým se zkoumá tvrdost povrchu zubu. Dalším významným pomocníkem je rentgenový snímek, zejména pak tzv. preventivní snímky. Je schopen odhalit i kazy, které jsou skryté na mezizubních ploškách zubů a i v malé velikosti jsou zřetelně vidět. Po zjištění kazu následuje jeho odstranění pomocí vrtáčku a vytvoří se tak otvor ve stomatologii označovaný jako kavita. Při dobře provedené sanaci zubní kaz na postiženém místě znovu nevznikne.

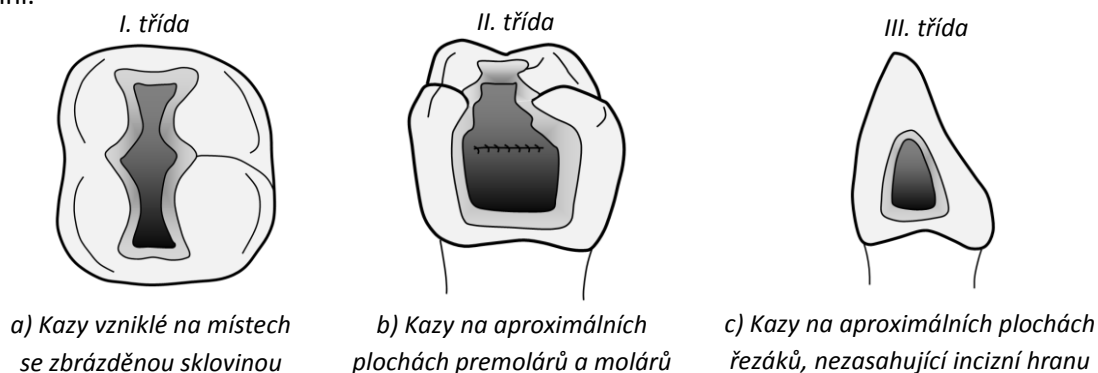


Obr. 6.7: Stádia poškození zubu kazem.

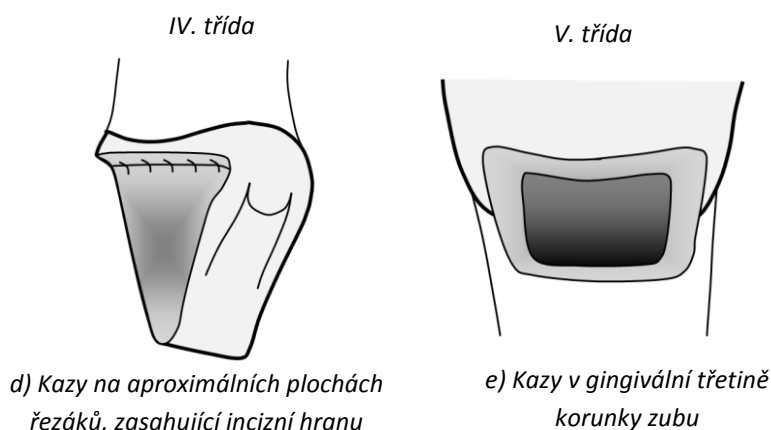
6.3.2 Rozčlenění kavit do tříd

Kavity se liší podle umístění na zubu a řadí se do tříd. Lékař se též rozhoduje, který výplňový materiál je vhodné použít z hlediska zachování funkce zubu a z hlediska estetického [147]. Kavity jsou volná místa, která vzniknou po odstranění zubního kazu. Podle rozlohy a umístění kazu se kavity dělí do pěti tříd: Blackovo rozdělení (Obr. 6.8 a Obr. 6.9).

Kavity tvoří hrany, stěny a rohy. Stěny nazýváme podle povrchové plochy zubu, ke které jsou přivráceny. Vnitřní stěna kavity, rovnoběžná s axiální rovinou, je stěna axiální. Horizontální stěna přivrácená k pulpě se nazývá stěnou pulpální. Stěnu přivrácenou ke gingivě (krčku zubu) nazýváme gingivální.



Obr. 6.8: Rozdělení kavit do tříd.

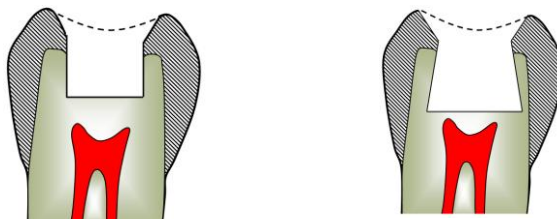


Obr. 6.9: Rozdělení kavit do tříd.

Blackovo rozdělení kazivých dutin není ideální, jelikož neříká nic o charakteru kazu a opomíjí kazy vyskytující se na jiných plochách zubu. I přesto je toto rozdělení nejčastěji lékaři používáno.

6.3.3 Retence (zakotvení) výplně

Retencí (zakotvením) výplně rozumíme takovou preparaci, která zajišťuje, aby výplň nevypadla, nevykousla se a nedala se z vypreparované dutiny vytáhnout (Obr. 6.10). Retenci můžeme zajistit mechanicky (zhotovením vhodného tvaru) nebo chemicky (použitím vhodného výplňového materiálu). Retenční preparace je taková, která brání vysunutí výplně z kavity ve třech směrech [167].



Obr. 6.10: Preparace skříňové kavity vpravo, vlevo s divergentními stěnami.

6.4 Výplně

Mezi v současnosti nejpoužívanější výplně (plomby) patří amalgámové, skloionomerní a fotokompozitní (bílé). Liší se svými mechanickými i chemickými vlastnostmi a také svým vzhledem – Amalgámové jsou sice nepříliš vhodné stříbrné barvy, avšak mají výborné mechanické vlastnosti (často je však diskutována jejich škodlivost pro lidský organismus, protože jde o slitinu nebezpečné rtuti s dalšími kovy – např. stříbrem, zlatem, zinkem nebo sodíkem). Vedle toho fotokompozitní plomby jsou téměř nerozeznatelné od vlastního zubu a používají se proto zejména ve viditelných úsecích chrupu (nevýhodou je však horší mechanická odolnost a náročnost na vyhotovení). V následující tabulce (Tab. 6.3) jsou uvedeny materiálové charakteristiky uvedených výplní:

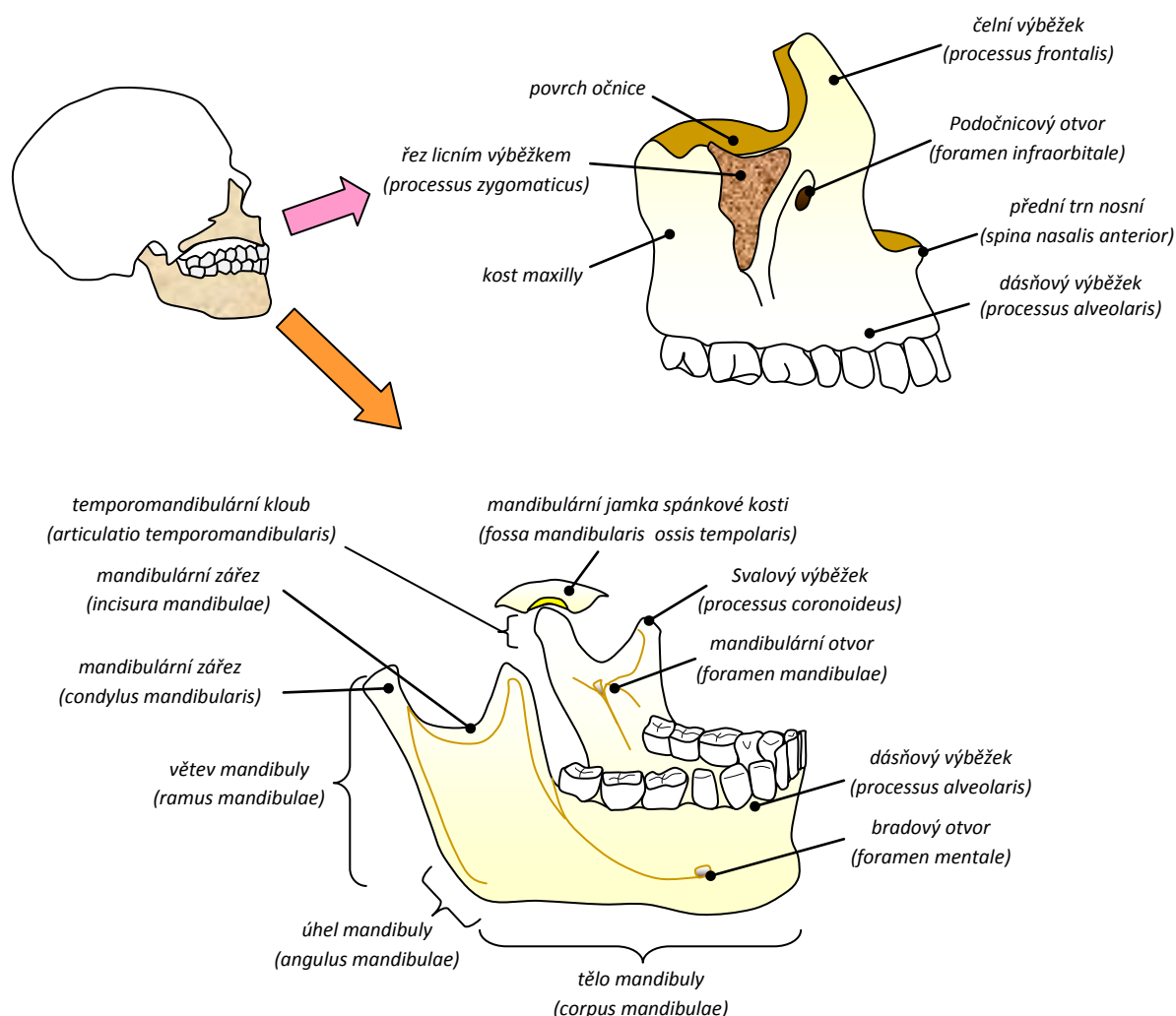
Materiál výplně	E	μ
	[MPa]	[-]
Amalgám (safagram)	15 870	0.3
Kompozitní pryskyřice (evicrol)	6 260	0.3
Skloionomerní cement	3 600 - 7 600	0.3

Tab. 6.3: Materiálové charakteristiky.

6.5 Kost: dolní a horní čelist

Kosti tvoří hlavní oporu lidského těla a plní z mechanického hlediska jednu z nejdůležitějších funkcí. Jsou pevné a vydrží poměrně silné úderů a tím chrání vnitřní orgány. Dělí se do různých kategorií podle jejich velikosti a funkce. Kosti jsou považovány za orgány, protože obsahují několik různých tkání.

Dolní čelist „mandibula“ (Obr. 6.11) sestává z parabolicky zakřiveného těla (*corpus mandibulae*) a dvou ramen (*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 n. alveolaris inferior vybíhající z třetí větve trojklaného 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*) [157].



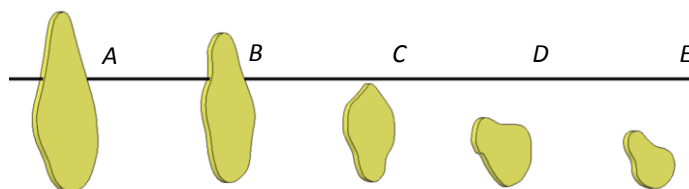
Obr. 6.11: Horní a dolní čelist [158].

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

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

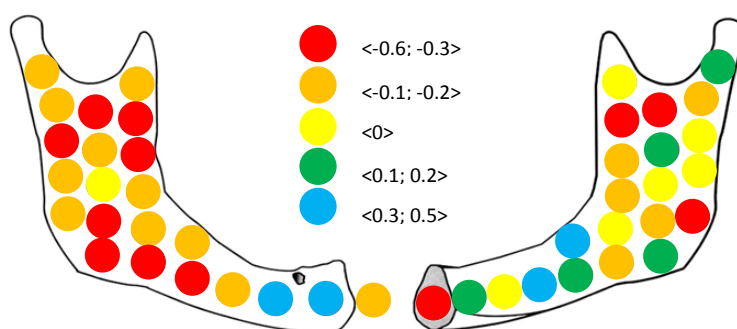
Horní čelist „maxilla“ (Obr. 6.11) tvoří základní část střední části obličeje a je spojená se všemi ostatními obličejovými kostmi, kromě mandibuly. Horní okraj stejně jako u dolní čelisti plní úlohu nástavce pro zuby (*processus alveolaris*) označovaný jakou alveolární výběžek nebo hřeben. Kolem dolních očních štěrbin prostupuje několik cév a nervů, včetně nervus maxillaris.

Tvar kosti čelistí se v průběhu lidského života mění. Dolní čelist je i z biomechanického hlediska tužší, je to dáno tím, že je neustále vystavována dynamickému namáhání na rozdíl od horní čelisti, která je spíše statická [130]. U zdravého dospělého člověka s plně vyvinutým chrupem je kost dostatečně vysoká a pevná na rozdíl od bezzubé čelisti, u níž došlo vlivem nezatěžování kosti k úbytku (atrofii). Největších změn ve tvaru kosti je dosahováno v alveolárním výběžku (*procesus alveolaris*) [169], [142]. Ten podstupuje během života člověka rozsáhlou a progresivní resorpci. Po vyjmutí zubu, v průběhu hojení, se otvor po kořenu zubu vyplní spongiózou (měkkí kostní tkáň) a celý povrch příčného průřezu spodní čelisti pokryje vrstva kompaktní kostní tkáně. Tvarem a rozměry kosti se zabývá řada odborných článků. Nejčastěji citovaná kritéria hodnocení tvaru a kvality kosti čelisti je od autorů Lekholma a Zarba (Obr. 6.12) [142], [78].



Obr. 6.12: Klasifikace resorpce alveolárního výběžku spodní 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 se mění v závislosti na změnách a mechanických poměrech [47]. V práci [114] je měřena tloušťka kosti zdravé čelisti a ti stejní autoři v článku [113] provedli srovnání naměřených hodnot s bezzubou čelistí. Na Obr. 6.13 jsou vyneseny rozdíly v tloušťce kortikální kosti mezi čelistí s plně osazenými zuby a čelistí, která je bezzubá a značně snižena. 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 [72].



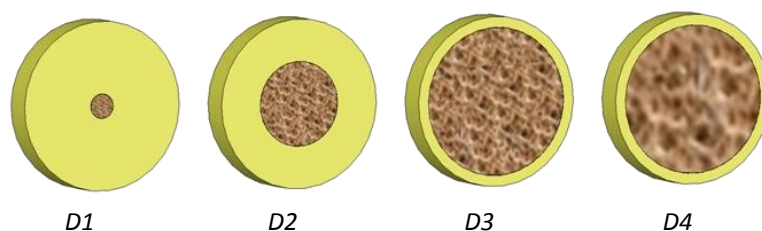
Obr. 6.13: Rozdíly v tloušťce [mm] kortikální kosti mezi „zdravou“ a bezzubou čelistí [113].

6.5.1 Hustota kosti – kostní denzita

Podstatným faktorem, ovlivňujícím mechanické vlastnosti kosti je její hustota. Kvalitativní a kvantitativní posouzení kostní tkáně patří k nejdůležitějšímu vyšetření v předoperační přípravě. Může včas odhalit onemocnění osteoporózou případně jejího před stádia osteopenie [172], [150]. Nejen v dentální implantologii hraje hustota kosti velmi významnou úlohu při volbě typu implantátu a plá-

nování operační strategie, čímž se může značně zvýšit úspěšnost zákroku. Bylo klinickými studiemi prokázáno, že v kosti se sníženou hustotou je výrazně vyšší míra selhání implantátu [65], [102], [29]. Pokud je dentální implantát ukotven v kvalitní kosti, má lepší stabilitu a díky tomu dochází k rychlejší a dokonalejší oseointegraci [9], [141]. Kvalita kostní tkáně v dentální implantologii se často určuje podle Lekhlomovy a Zarbovy klasifikace, která rozděluje kvalitu kosti do čtyř základních skupin [78], [162], [163] (Obr. 6.14).

- 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 kompakta spongióza s hustou strukturou, maxilla ve frontálním a postranním úseku.
- D4** - Tenká vrstva kortikální kosti obklopuje jádro s nízkou hustotou-trabekulární kost slabá kompakta řídká spongióza, maxilla v postranním úseku.



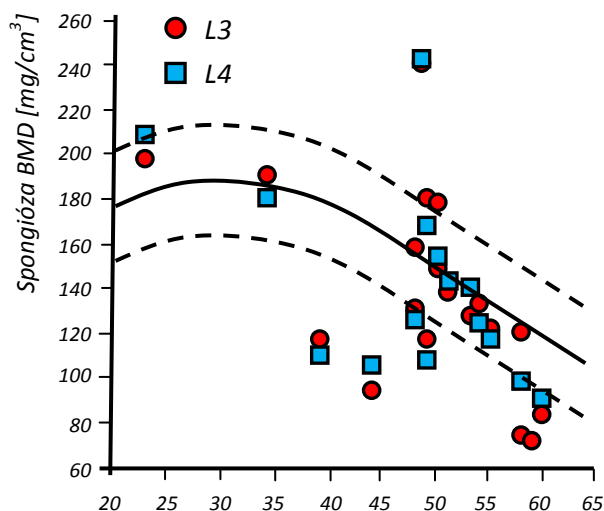
Obr. 6.14: Rozdělení hustoty kostí podle Lenkholma a Zarba [78].

První pokusy jak určit hustotu bylo pálení sušených rozdrcených kostí a jejich následné vážení. Zbývající popel náleží anorganickým složkám minerálů obsažených v kosti (Chang a Bloom 1983, Martin 1967) [187]. V dnešní době existují specializovaná pracoviště (např. Osteologické centrum v Brně vedené doktorem Šlezingrem), kde se na doporučení praktického lékaře provádí pacientovi patřičné vyšetření.

Byla vyvinuta řada metod, které spolehlivě určují kvalitu kostní tkáně. 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, ale také obsah kostních minerálů, schopnost remodelace a vitality 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 neinvazivní realizovaná z vnějšku těla. Přesnost těchto měření je vysoká 85% - 99 %.

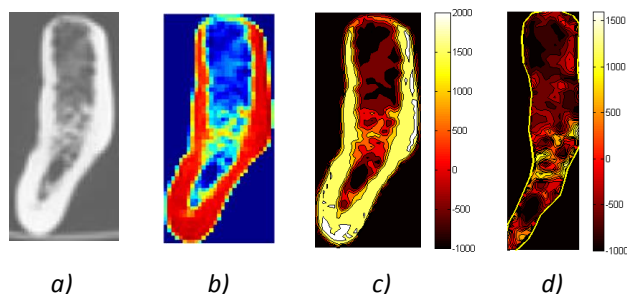
Mezi nejznámější a nejpoužívanější patří denzitometrické vyšetření metodou Dual X-Ray (DXA) [145], pomocí které můžeme zjistit planární denzitu BMD (bone mineral density) a obsah kostních minerálů BMC (bone mineral content). Obvykle se toto vyšetření provádí v oblasti páteře nebo krčku femuru. Následně 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 pacient patří. Hodnoty zdravých jedinců jsou vždy vyšší jak 1 [190]. 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 mikro porušování [36]. Na Obr. 6.15 je uvedena závislost BMD na věku člověka měřená v ob-

ratlích L3 a L4 v páteři [33]. Obdobná studie kosti v dolní a horní čelisti není možná, jelikož jsou podstatné individuální rozdíly [8], [122] a měření pomocí DXA se ve stomatologii provádí jen výjimečně.



Obr. 6.15: Závislost BMD spongiózní kosti na věku člověka zjištěná v L3 a L4 obratlích [33].

Při vyšetřování kvality kostní tkáně před implantací zubního implantátu má zásadní význam počítačová tomografie CT (computer tomography). Provádí se tzv. dentální CT analýza [49] při níž z CT snímků lze posoudit hustotu kosti a předem stanovit vhodnou preoperační přípravu. Bohužel vybavení pro diagnostiku kvality/hustoty kosti patří mezi velmi nákladné a jejich pořizovací cena pro mnoho lékařů představuje výraznou bariéru. Kvantitativní analýza hustoty kostních tkání z CT snímků se provádí pomocí Hounsfieldových jednotek HU (str. 48), (Obr. 6.16). Na základě této klasifikace provedli Misch a další [162], [163], [91], [54], [86], [168] rozdělení kvality kosti (Tab. 6.4).



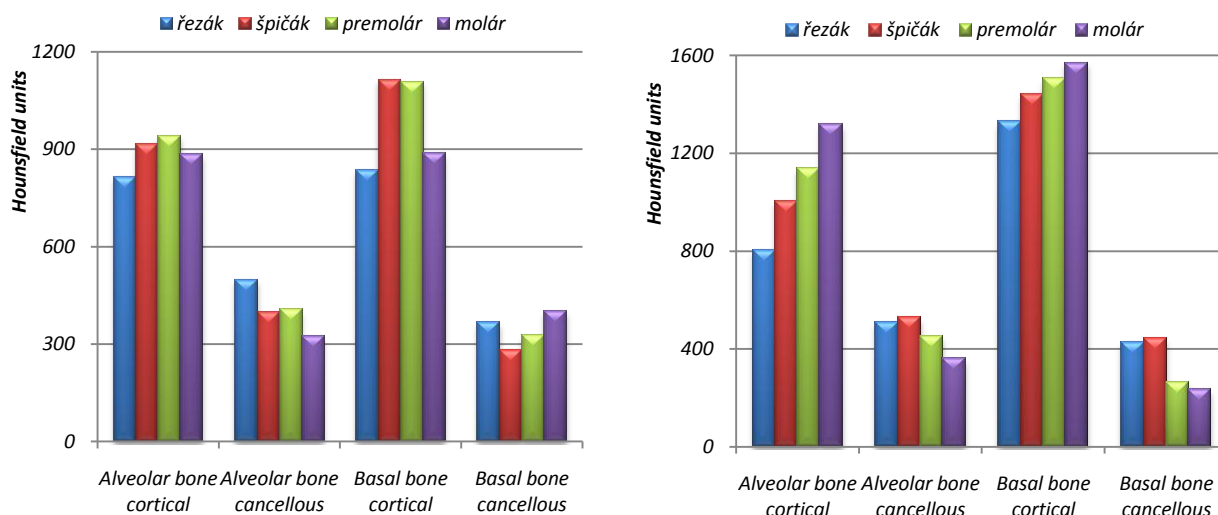
Obr. 6.16: Analýza CT snímku spodní čelisti pomocí software ROI Analysis: a) CT snímek, b) pseudo-barvy, c) d) izolované Hounsfieldových jednotek HU.

Hustota	Misch [163], [86]	Norton a Gamble [91]	Rubelisa [54]
D1	1250	> + 850	> + 400
D2	+ 850 to + 1250	+ 500 to + 850	+ 200 to + 400
D3	+ 350 to + 850	+ 500 to + 850	+ 200 to + 400
D4	+ 150 to + 350	0 to + 500	< + 200
D5	< 150	-	-

Tab. 6.4 Rozdělení spongiózní kvality kostní tkáně podle Hounsfieldových jednotek (CT nastaveno na napětí 125-150 kV [168]).:

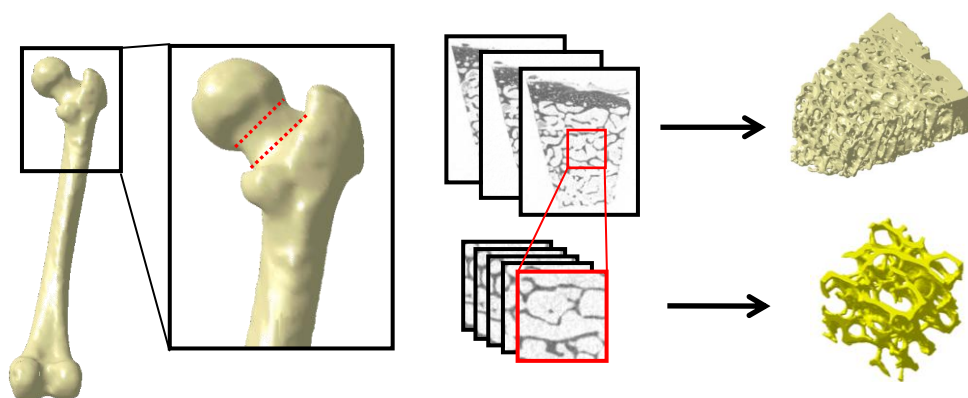
Měření hustoty kosti v alveolárním výběžku dolní a horní čelisti pomocí HU jednotek je velice rozšířená metoda [97], [21], [54], [126], [91], [115], [125], [124]. Snahou všech autorů je posoudit kvalitu kosti před zavedením zubních implantátů a prokázat souvislost mezi kvalitou a stabilitou implantátu v kosti a odhadnout úspěšnost implantace. Park a kol. [97] analyzoval 63 CT snímků od 23 mužů ve věku 29 ± 10.9 let a 40 žen ve věku 25.6 ± 7.6 let. Ve vybrané skupině lidí nebyly žádné pacien-

ti trpící patologickými změnami kosti. U každého pacienta se pořídily CT snímky ve čtyřech oblastech (řezáku, špičáku, premorálu 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. 6.17. Podrobnější měření hustoty kostní tkáně je uvedené v [21]. Analyzována je bukální 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. 6.17: Srovnání hustoty kosti mezi alveolární a basální částí horní (vlevo) a dolní čelisti (vpravo) [97].

Detailnější informaci o kostní tkáni je možné získat z mikro CT [223], které umožňují nedestruktivním způsobem sledovat mikro strukturu objektů. Zatímco klasické CT pracuje v rozlišení desetin milimetrů (běžně je velikost jednoho pixelu 1mm) u mikro CT se jedná o setiny a tisíce milimetrů. Zařízení umožňuje snímat pouze malé objekty. Není možné snímat ani živý objekt, jelikož by dostal příliš vysokou dávku rentgenového záření. Ze získaných snímků pomocí metod zpracování obrazu tzv. zpětnou rekonstrukcí (str. 45) je možné složit 3D model trámečité struktury (Obr. 6.18). Mezi HU jednotkami a mikro architekturou byla také prokázána vzájemná korelace při analýzách spongiózy [121].

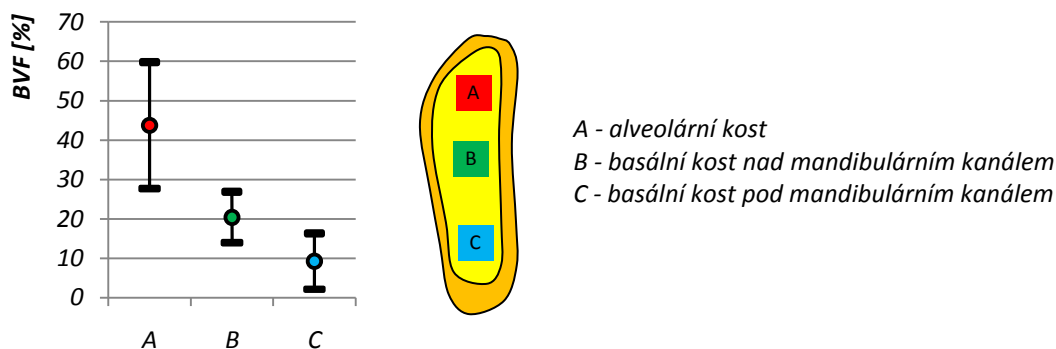


Obr. 6.18: Model trabekulární kostní tkáně z oblasti krčku femuru.

Spongiózní kost se skládá z prutů „rod-like“ a destiček „plate-like“ [57] jejichž množství, rozdělení a orientace je v každé kosti jiné [143]. Množství těchto elementů určuje hustotu spongiózní kosti. Pro přesnější interpretaci se zavedla řada veličin tzv. strukturálních (histomorfometrických [130]) parametrů, které popisují kvalitu spongiózní kosti (objemový podíl kosti, plošná kostní hmotnost, tloušťka trámečku, trabekulární číslo atd.). Nejčastěji měřená a publikovaná je bezrozměrná

veličina 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 [110]) nebo měřením z mikro CT (podíl voxelů patřící kosti a voxelů celého objemu) [30]. V literatuře se také objevují měření BVF v závislosti na věku [56]. Grafy mají podobný průběh, jako v případě grafu na Obr. 6.15 s věkem klesá i BVF.

V práci [87] se autoři zabývají analýzou části spodní čelisti pomocí mikro CT. Vzorky jsou odebrány v prostřední části premolární oblasti spodní čelisti (Obr. 6.19). Z grafu na téže obrázku je vidět, že v alveolárním výběžku je mnohem větší procentuální podíl kostní hmoty, který ubývá směrem k basální části dolní čelisti.



Obr. 6.19: Objemový podíl kosti pro různé oblasti v dolní čelisti.

Ulm a kol. [130] studovali strukturální parametry u bezzubých dolních čelistí 68 žen a 60 mužů ve věku 77.58 ± 10.09 let. Studie je o to zajímavější, že byly vybrány čelisti starých lidí, kteří nikdy nenesli na žádné protézy. Není provedeno mikro CT vyšetření, ale z řezů jsou pořízeny fotografie a následně analyzovány. Hodnoty zjištěných BVF jsou uvedeny v Tab. 6.5 a srovnány s měřeními jiných autorů.

Zdroj	Ulm [131]		Nkenke [90]	Stopie [118]	Ulm [130]					
	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. 6.5: Objemový podíl kosti pro bezzubou spodní 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 si vysvětlit ztrátou moláru v mladším věku (nejčastěji jako první vypadávají moláry) a 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 [149]. Obsah kostních minerálů je stanoven v miligramech a do vztahu se v HU jednotkách dosazují naměřené intenzity voxelů kosti, vody a konkrétního sledovaného voxelu.

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

6.5.2 Mechanické vlastnosti kostní tkáně lidské čelisti

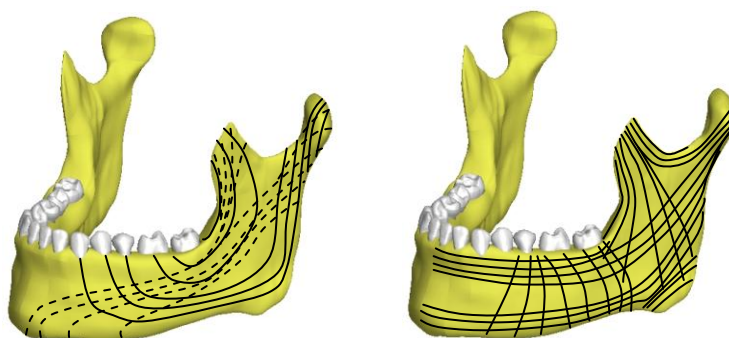
Mechanické vlastnosti těles jsou dány jejich strukturou a materiálem. Získání věrohodných informací pro výpočtové modelování kostních tkání je značně problematické. Řada bariér je spojená se

získáním experimentálních vzorků, které mají jiné vlastnosti mimo tělo. Není-li kost udržována vlhká, třeba ve fyziologickém roztoku, rychle mění během několika minut svoje vlastnosti [182]. Existuje řada prací zabývajících se mechanickými zkouškami kostních tkání a je možné vyhledat informace o materiálech kostních tkání různé úrovně anizotropní, ortotropní, nehomogenní izotropní a homogenní izotropní. Každý autor použil jiné techniky při měření a tak se zjištěné hodnoty materiálových vlastností značně liší.

Mechanické vlastnosti kosti nejsou během života konstantní, jelikož se jedná o tkáň živou, která se neustále obnovuje. Mění se obsah minerálních látek v závislosti na stádiu její přeměny. Dalšími faktory, které mechanické vlastnosti ovlivňují, jsou onemocnění, životospráva a v hlavně stáří jedince. S přibývajícím věkem se u většiny lidí mění kostní tkáň, ztrácí schopnost rychlé remodelace, začíná řidnout a je náchylnější ke zlomeninám. Je tedy zřejmé, že s přibývajícím věkem se podstatně mění i mechanické vlastnosti kostní tkáně [71].

6.5.2.1 Kost kortikální – kortikála, kompakta

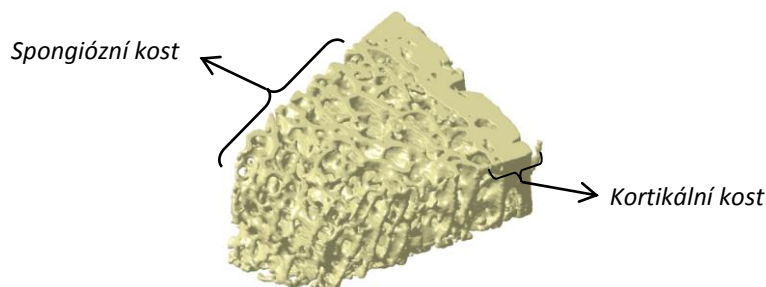
Je to kost tvrdá, pevná a tvoří dostatečně tuhou oporu zubům při kousání. Struktura kosti dolní čelisti je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru. Proto výsledný tvar dolní čelisti, a to i celého chrupu a obličeje, je závislý především na celkovém zatěžování silami, které na kostní tkáň během života působí a na zděděných vlastnostech. Proužky zesílených trámeček kortikální kosti probíhají uvnitř hran a linií jak na vnitřním, tak na zevním a spodním okraji dolní čelisti (Obr. 6.20 a, b)) [151].



Obr. 6.20: a) Tahové (čárkovaně) a tlakové (plnými čarami) linie dolní čelisti (podle Tillmana)
b) Pilíře dolní čelisti (kombinováno podle různých autorů).

6.5.2.2 Kost spongiózní - spongióza

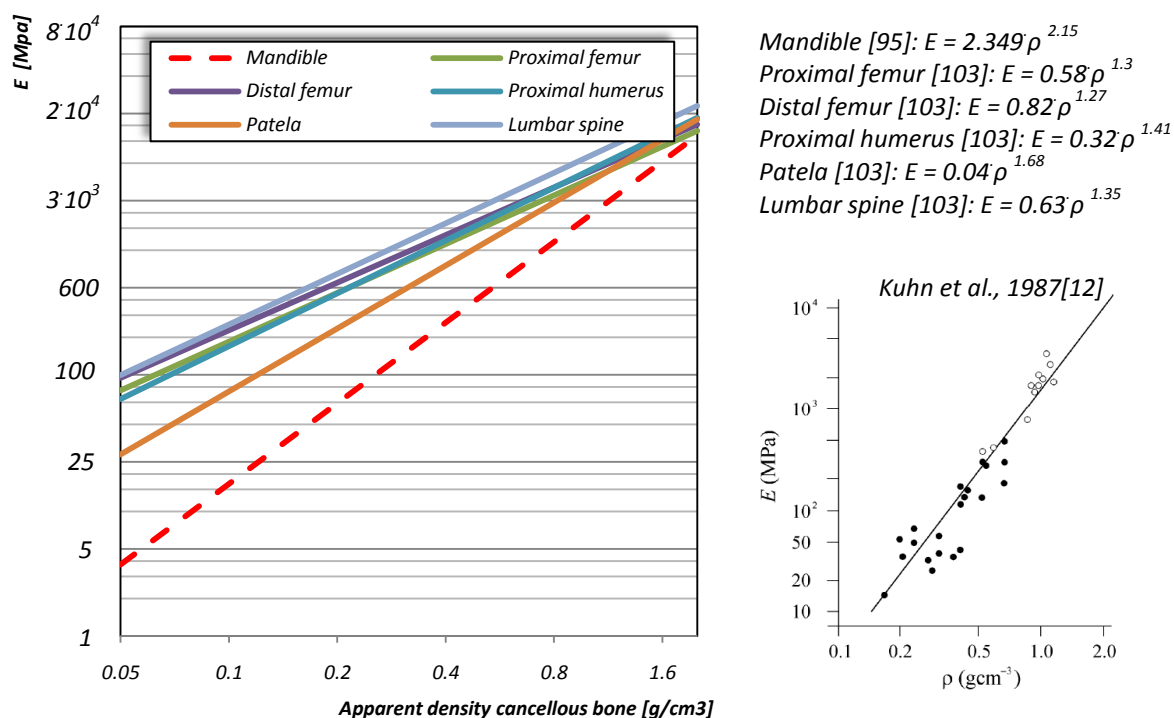
Je často označována kostí houbovitou s pórovitou strukturou Obr. 6.21. Vytváří výplň kosti kortikální a vzhledem ke své poloze v kostech lidského těla má různě orientované trámečky. Jednotlivé trámečky jsou orientovány ve směru největšího zatížení pod vrstvou lamina dura. Po zavedení implantátu se trámečky spongiózy mění a remodelují. Reagují tak na změnu mechanického namáhání.



Obr. 6.21: Rozdělení kostní tkáně.

Určení mechanických veličin spongiózní kosti je mnohem složitější než u kosti kortikální. Bylo zjištěno, že mechanické vlastnosti spongiózy jsou závislé hlavně na její zdánlivé hustotě [103], [17], [92], [53], [106]. Byla prokázána a v literatuře popsána, korelace mezi modulem a zdánlivou hustotou

[166]. Aproximační vztahy vyjadřující tuto korelaci uvedené v [103], [95] jsou součástí Obr. 6.22. Pro nízké hodnoty hustoty spongiózní kosti je vhodné vynášet graf v logaritmických souřadnicích.



Obr. 6.22: Závislost modulu pružnosti na zdánlivé hustotě spongiózní kosti pro různé části lidského těla [166], [103],[95].

6.5.2.3 Lineární elastický model

Nenížší úroveň modelu materiálu je homogenní izotropní lineárně pružný tzv. Hookovský, který je určen dvěma parametry Youngovým modulem pružnosti E [MPa] a Poissonovým číslem μ [-]. V Tab. 6.6 jsou uvedeny různé hodnoty materiálových charakteristik pro kost kortikální a spongiózní od různých autorů. V mnoha případech má tento model své uplatnění (z makroskopického hlediska) a velice často se používá [9], [96], [18], [27], [26] ačkoliv nerespektuje složitou mikro strukturu spongiózní kosti. Pomocí modulu pružnosti je pak možné simulovat sníženou hustotu spongiózní kostní tkáně (Obr. 6.22) [9], [135], [22].

Kortikální kost			Spongiózní kost		
Autor	E [MPa]	μ [-]	Autor	E [MPa]	μ [-]
Apicella [3]	15 000	0.25	Apicella [3]	1 500	0.29
Vincent (1992) [133]	13 800	0.26	Vincent (1992) [133]	345	0.31
Toparli (2002) [123]	13 800	0.26	Fütterling a kol.[48]	100 - 500	0.3
Tanaka (1993) [119]	14 000	0.3	Tanaka (1993) [119]	7 900	0.3
Lin (2003) [80]	14 800	0.35	Ashman RB (1987) [7]	378	0.3
Carter (1978) [16]	13 760	0.3	Carter (1978) [16]	7 930	0.3
Tanne [120]	8 000	0,3	Tanne [120]	137	0,3
Bratu (2003) [12]	13 700	0.3	Bratu (2003) [12]	1 370	0.3
Zarone (2003) [139]	15 000	0.25	Zarone (2003) [139]	1 500	0.29

Tab. 6.6: Přehled hodnot elastického modulu pružnosti a Poissonova čísla kortikály a spongiózy dolní čelisti.

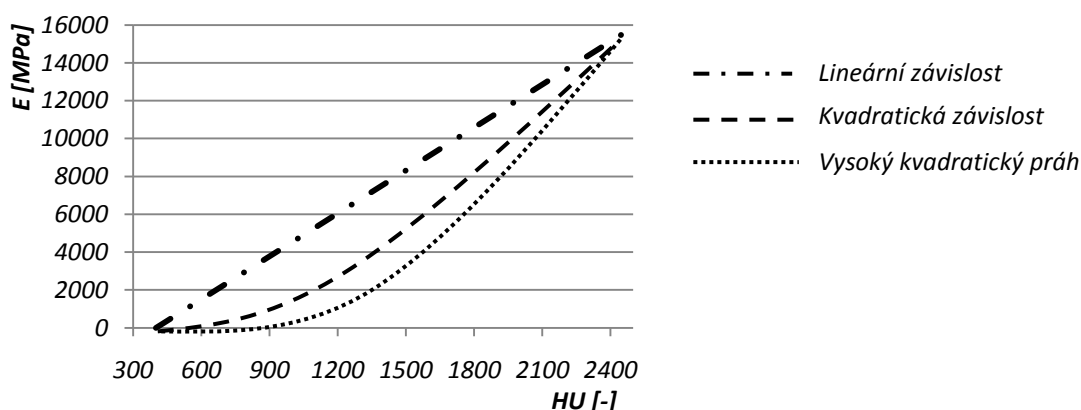
Vyšší úroveň modelu představuje nehomogenní izotropní model materiálu, který popisuje danou oblast různými hodnotami homogenního izotropního materiálu. Tento model je možné získat z CT snímků pomocí odečtených hodnot intenzit pixelů (CT čísel). Pro různé kosti existují vztahy mezi

zdánlivou hustotou ρ , modulem pružnosti E a Hounsfieldovými jednotkami HU (2), (3), příp. (4), díky kterým je možné získanou matici HU převést na matici modulů pružnosti kostní tkáně (Obr. 6.23) [166]. Pro tento účel byl vytvořen software CT Data Analysis [195], který vyexportuje v patřičném tvaru textový soubor obsahující CT čísla. Tento soubor dat je možné exportovat do výpočtových systémů a vytvářet s jeho pomocí model materiálu, který je nehomogenní a respektuje rozložení hustoty kostní tkáně v celém průřezu analyzované kosti. Lineární vztah je typický pro kostní tkáně - např. metaphysis dlouhých kostí [23]. Kvadratický vztah je obvyklý u některých kostních tkání, jako jsou distální a proximální části stehenní kosti, a zejména je typický pro měkké tkáně.

$$\rho = f(\text{HU}) \quad (2)$$

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

$$E = f(\text{HU}) \quad (4)$$



Obr. 6.23: Relativní závislost mezi HU a Youngovým modulem pružnosti lineární a kvadratická [166].

Pomocí korelačních vztahů je možné CT čísla respektive HU jednotky přepočítat lineárně na zdánlivou hustotu kostní tkáně. Dobrá korelace je pro spongiózní kost, pro kost kortikální vztahy pro zdánlivou hustotu nemají tak dobrou korelaci [103]. Vztah pro zjištění hustoty závisí na nastavení CT zařízení (množství energie) a na typu kostní tkáně:

$$\text{Distální část femuru: } \rho = 1.205 \text{ HU} + 131 - \text{Philips Tomoscan AV (120 kVp, 150 mAs)} [103] \quad (5)$$

$$\text{Proximální část tibie: } \rho = 0.916 \text{ HU} + 114 - \text{Philips Tomoscan AV (120 kVp, 150 mAs)} [103] \quad (6)$$

$$\text{Proximální část femuru: } \rho = 1 \text{ HU} - \text{EMI 7070 (140 kVp, 40mA)} [61] \quad (7)$$

$$\text{Proximální část femuru: } \rho = 0.0019 \text{ HU} + 0.105 \text{ GE 8800 (120 kVp)} [35] \quad (8)$$

Pro přepočet mezi hustotou a modulem pružnosti existuje řada vztahů. Tyto závislosti jsou zjišťovány buď to destruktivními zkouškami (tlaková zkouška, tříbodový ohyb), nebo nedestruktivními zkouškami nejčastěji se provádí měření ultrazvukem [103], [105], [121].

Kortikální kost dolní čelisti [103]

$$E = 0.024 \cdot \rho - 23.93 - \text{měřeno v ose superior inferior (shora dolů)} \quad (9)$$

$$E = 0.013 \cdot \rho - 13.05 - \text{měřeno radiálně} \quad (10)$$

Spongiózní kost dolní čelisti [95]

$$E = 2.349 \cdot \rho^{2.15} \quad (11)$$

Přiřazení nehomogenního materiálu na základě CT snímků má přes nesporné výhody při stanovení modulu pružnosti také jistá omezení, na které je nutno při výpočtovém modelování pamatovat. Omezením a překážkou v dalším zvyšování úrovně modelu je však skutečnost, že CT snímky neumožňují jasnější rozlišení trámečkové architektury spongiózy. 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 respektující aktuální stav v lidském těle. Dosud neexistuje žádné lepší zobrazovací zařízení, které by poskytlo dokonalejší informaci o rozložení materiálu v kostní tkáni v živém objektu.

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 v různých místech vytvářet jiný model materiálu v závislosti na obsahu minerálů respektive stupni mineralizace [143], [5]. Pro výpočet modulu pružnosti je použit kubický vztah [109], [25], [81]:

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

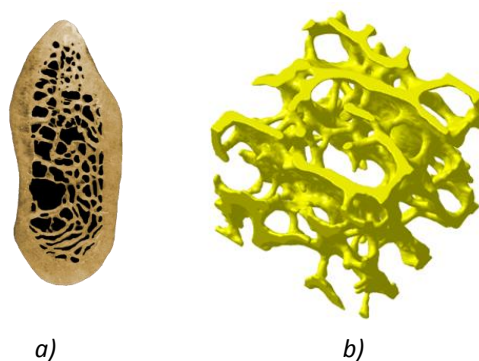
kde E_i je modul pružnosti pro BMD_i , c je konstanta 10 000 MPa [109] a $\overline{BMD}$ je průměrná hodnota BMD_i . V práci [5] byla analyzována dolní čelist respektující obsah minerálních látek pomocí uvedené kubické rovnice (12).

Dalším modelem vyšší úrovně, než je model isotropní, je ortotropní model. Ten obecně požaduje devět materiálových konstant – 3 moduly pružnosti v tahu (E_i), 3 Poissonova čísla (μ_{ij}) a 3 moduly pružnosti ve smyku (G_{ij}). Tento materiál nemá ve všech směrech stejné vlastnosti a je nutné znát vedle konkrétních hodnot E , G a μ také tři navzájem kolmé materiálové směry. V literatuře je možné nalézt řadu těchto elastických konstant především pro kortikální kostní tkáň např. [209], [28]. Určení materiálových konstant spongiózní kosti pro ortotropní model je značně komplikované a často nejsou kompletní [179].

Úrovně nejvyšším modelem je anizotropní model, který je popsán 21 materiálovými konstantami. Anizotropní vlastnosti kosti závisí na architektuře [93] a získat věrohodné informace a úplný popis elastických vlastností tohoto typu materiálu je prakticky nemožný [94].

6.5.2.4 Strukturální model materiálu

Pomocí metod zpracování obrazu a zpětnou 3D rekonstrukcí snímků z mikro CT je možnost vytvořit model respektující tvar objektu na mikro úrovni (Obr. 6.24). Kortikální kost je kompaktnější a skládá se z haversových kanálků, které mikro CT nepostihne. Vhodnější je použít 3D rekonstrukci při vytváření strukturálního modelu kosti spongiózní. Ta se liší v různých částech těla vlivem odlišného namáhání a funkce, kterou plní. Některé obsahují více prutových složek a jiné jsou více tvořeny pláty.



Obr. 6.24: a) řez dolní čelistí, b) 3D mikrostruktura spongiózy z krčku femuru.

Strukturální model respektuje složitý tvar architektury kosti. Je nutné této struktuře předepsat vhodný model materiálu, viz předešlá kapitola. Z provedených zkoušek na trámčích (například tříbodovým ohybem [143]) bylo možné určit materiálové charakteristiky homogenního izotropního modelu materiálu. Experimenty ukazují, že spongiózní a kortikální kostní tkáň mají na mikroúrovni stejné mechanické vlastnosti [104], [129], [73]. Jak kortikální tak spongiózní kostní tkáň je tvořena stejným typem buněk (str. 31). Limbert a kol. [52] jako první vytvořily výpočtový model soustavy s trámčitou architekturou spongiózní kosti a aplikovaným implantátem. Výsledky jednoznačně potvrzují,

že je nutné používat při MKP analýzách spongiózní kosti tento trámečkový model. Bariérou je ovšem dostupnost dat z mikro CT a při analýze takto detailní struktury je třeba mít nadstandardní hardwarové vybavení.

Během remodelace kosti se mění množství minerálních látek a tím se mění i aktuální tuhost v jednotlivých trámečcích v závislosti na jejich mineralizaci [5]. Pomocí aproximačního vztahu (1) je pak možné vytvořit model trámčité struktury s nehomogenními izotropními vlastnostmi [149], [64] (vyšší úroveň modelu materiálu z důvodu rozměru vzorku je prakticky neurčitelná).

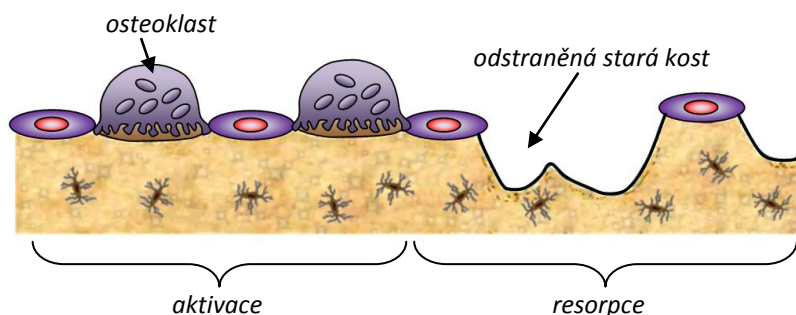
Díky výstupům z mikro CT je možné vytvářet na vysoké úrovni nejen model geometrie tvarově komplikovaných struktur, ale na základě známých vztahů též model jejich materiálu. V současné době toto patří mezi nejmodernější postupy při modelování kostních tkání. Uplatnění má nejen v oblasti modelování spongiózní kostní tkáně, ale také při řešení tvaru například keramických náhrad kostních tkání, mikro čipů a archeologii.

6.6 Kost: modelace a remodelace kostní tkáně

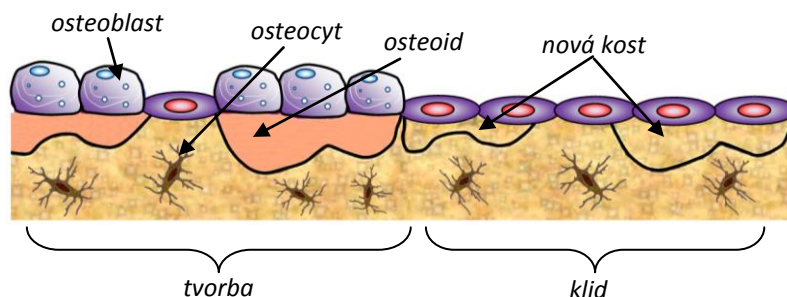
Kosti jsou v každodenním životě neustále podrobovány zatěžování a to jak vnějším působením například od gravitační síly země, tak i činností kosterního svalstva. Její struktura je vytvořena optimálně, aby odolávala trvalému mechanickému zatížení. Tato vlastnost se s rostoucím věkem snižuje a může docházet ke kosterní nestabilitě, kdy množství kostní hmoty klesá na kritickou úroveň a hrozí zvýšené riziko zlomenin [191]. Tuhost a pevnost kostí závisí na minerálech, které pronikají z matrice kosti. U starých lidí trvá přeměna kostí až 4 krát déle než u mladého člověka.

Kosti se vyvíjí, přizpůsobují a reagují na změny z okolí procesem remodelace (rekonstrukce), který je sledován více než jedno století. V roce 1892 se německý filozof Julius Wolff zabýval vztahy mezi množstvím kosti (kortikální a spongiózní, respektive jejich tří dimenzionální strukturou) a zatížením. Do bio-oborů přispěl svými hypotézami, které jsou dnes známé jako **Wolffův zákon** [136]. 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 [143], [156], [178], [191], [186], [180].

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 osteoblastů v osteocyty – základní buňky kosti (Obr. 6.26). Vlivem zatížení se krystaly kostních minerálů deformují (stlačují a natahují). Jedná se o fyzikální piezoelektrický jev [40], [186], 76při němž vznikající náboj nutí osteoblasty k vyšší aktivitě a činnosti (odstraňují starou kostní tkáň (Obr. 6.25)). Je to soustava řízená zpětnou vazbou, aby vlivem množství kosti se napjatost v ní blížila optimu a bylo dosaženo stabilní rovnováhy schéma na Obr. 6.28. Skupina buněk spolupracujících na vytvoření nového paketu kosti se označuje jako jednotka kostní remodelace (Bone Remodeling Unit – BRU). U zdravé spongiózní kosti je přibližně 900 jednotek kostní remodelace za den a u kortikální kosti 180 jednotek [156]. Osteoblasty a osteoklasty společně s remodelovanými pakety udávají základní mnohobuněčnou jednotku remodelace kosti (Basic Multicellular Units – BMUs) [46]. Tato jednotka umožňuje sledovat aktivitu osteoblastů a osteoklastů, kdy v klidovém stavu je přibližně 20% aktivity ve spongiózní kosti a 5% v kortikální kosti [193].



Obr. 6.25: Aktivace osteoblastů a resorpce kosti [178], [143].

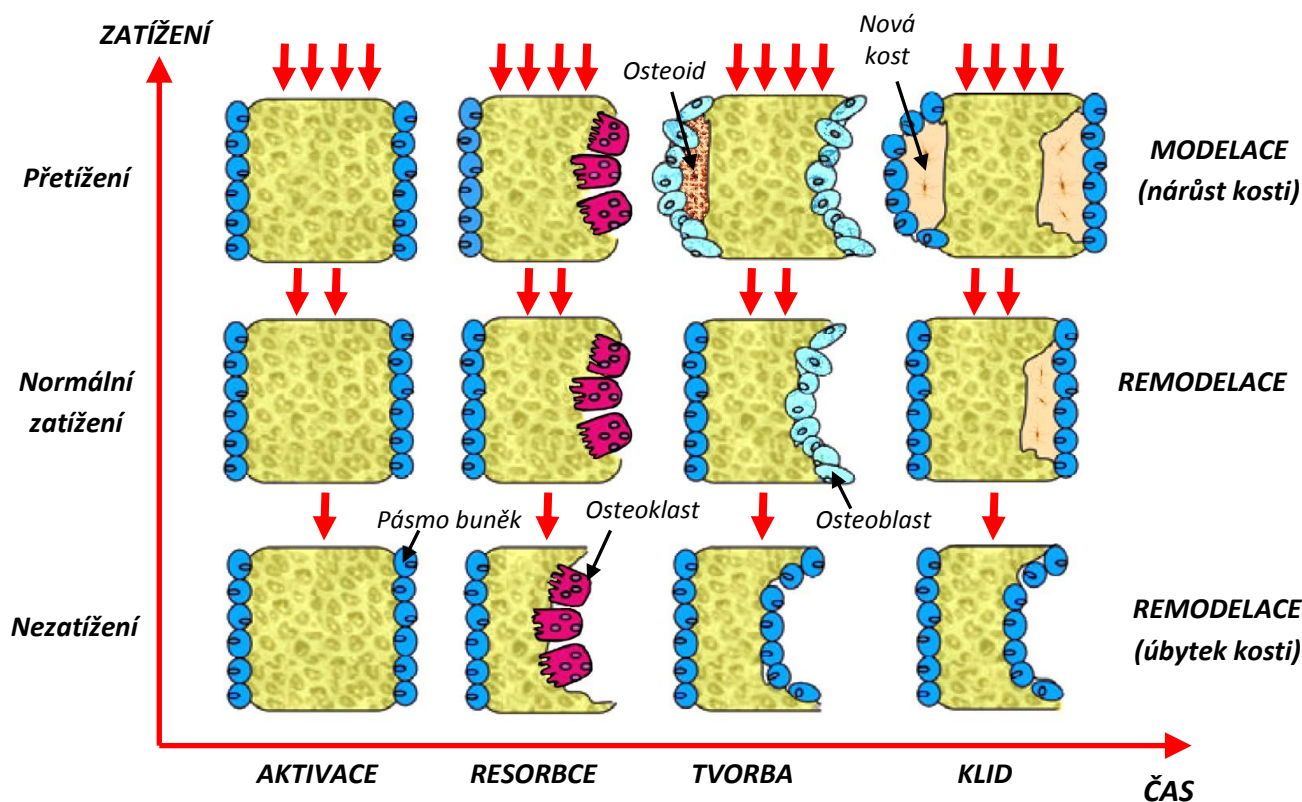


Obr. 6.26: Novotvorba kosti osteoklasty [178], [143].

V kosti probíhající změny jsou v závislosti na zatížení. Základními buněčnými mechanismy upravující strukturu kostní tkáně jsou remodelace a modelace (konstrukce), (obr 1). V kosti probíhají v cyklu 4 po sobě jdoucí fáze, které u většiny jedinců ve věku 19 – 60 let trvají přibližně 200 dní [143] Obr. 6.25 a Obr. 6.26:

- 1) Aktivace – signály z osteocitů aktivují osteoklasty
- 2) Resorpce – mnoho buněčné 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 denzita (Bone Mineral Density – BMD (g/cm^2)) respektive obsah kostních minerálů (Bone Mineral Content – BMC (g))
- 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 zatížení [45] (Obr. 6.27). U nezatížené kosti dochází k úbytku hmoty a u přetížené k nárůstu. Frost [163] rozdělil modelaci kosti do dvou skupin z kvantitativního pohledu na mikro-modelaci (organizující funkci kolagenu a tvorbu buněk ovlivňovanou přítomností hydroxyapatitu [156]) a makro-modelaci (zajišťující tvar kosti).



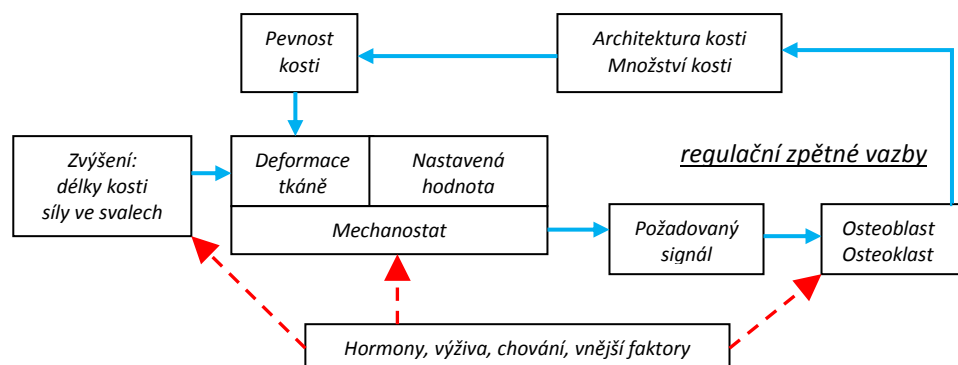
Obr. 6.27: Cyklus tvorby kosti v závislosti na zatížení [191], [128].

Typickým případem, kdy nastává postupná změna v morfologii kosti následkem její remodelace, je ztráta zubu. Pokud nedojde k odpovídající náhradě zubu a kost není v daném místě nadále zatěžována, dochází k resorpci alveolu čelistní kosti [162], [163]. Chceme-li vyvolat uvnitř kosti proces růstu, musí v ní docházet k zatěžování a nejlepším možným způsobem jak toho docílit a v kosti vyvolat tento proces je zavedení dentálních implantátů.

6.6.1 Mechanostat (hypotéza) - Frost: regulace zpětnou vazbou

Funkční model mechanostat¹ hypotézy (schéma Obr. 6.28) umožňuje pochopit klinické a experimentální pozorování změn probíhajících v kostech [41]. Proces přestavby je řízen a kontrolován zpětnou vazbou, která určuje na základě zatížení, jestli má kostní hmotu přidávat případně ubírat [67], [62]. Biomechanická adaptace kostní tkáně je závislá na vnějším zatížení. Kost nabývá na hmotě a bude se zvyšovat do chvíle, než se v tkáni hodnoty napětí dostanou do hodnot tzv. klidové zóny (Obr. 6.27).

Důkazem platnosti této teorie 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 podstatný úbytek kostní hmoty [162], [163]. Tento faktor dosud patří do skupiny nevyřešených problémů spojených s letem na vzdálenější objekty ve vesmíru.



Obr. 6.28: Model vývoje kostí založený na mechanostat hypotéze – zpětná vazba [41],[112],[111],[67].

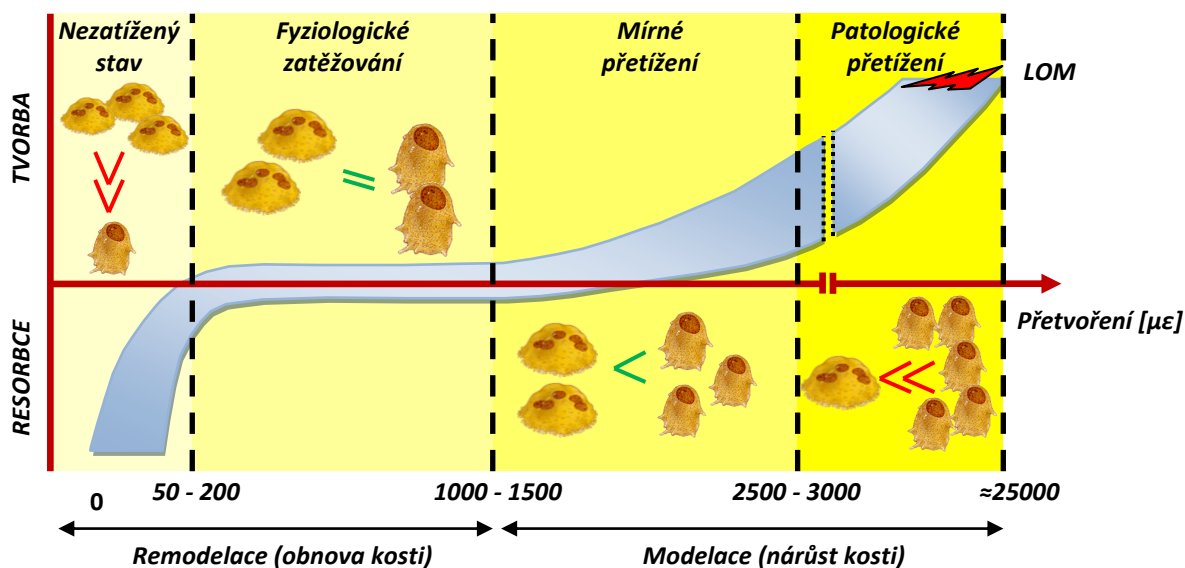
Do celého procesu jsou také zahrnuty vnější vlivy, které nemají mechanický charakter (výživa, genetické předpoklady atd.), přesto se na (re)modelaci kosti podstatně podílí (napomáhají ji nebo ji brání).

Podle Frosta je remodelace a modelace kosti závislá na přetvoření (Obr. 6.29). Jednotlivé stádia od sebe oddělují minimální efektivní přetvoření (Minimally Effective Strain – MES). První stádium je stav, při němž nedochází k dostatečnému zatěžování kosti a dochází k její resorpci. Hranice je daná spodní prahovou hodnotou, která se pohybuje v hodnotách 50 – 200 $\mu\epsilon$. Fyziologický stav kdy dochází k remodelaci kosti je omezen hodnotou 1000 – 1500 $\mu\epsilon$. Za touto hodnotou je kost mírně přetížena (v kosti dochází k mikro-poškození, což vyvolá aktivitu osteoklastů [40], [155], [13], [128]) a dochází k jejímu nárůstu a hranice pro přetížení je omezená hodnotou 2500 - 3000 $\mu\epsilon$. Za touto mezí dochází k patologickému přetěžování kostní tkáně, která reaguje výstavbou velkého množství hmoty. Tím zátěž v kosti přenáší větší množství hmoty. Kost ovšem ztrácí svoji pružnost a patologicky narostlá kostní tkáň 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) [191]. Existuje ovšem mnoho klinických studií podporující navržené intervaly a mezní hodnoty oddělující jednotlivá stádia jsou v souladu s experimentálním pozorováním [38], [40], [43], [143],

¹ Mechanostat – přirovnání k termostatu, který využívá k ohřevu vody zpětnou vazbu.

[42], [127], [84]. V práci [62], [179], [9] jsou pomocí MKP řešeny mikro přetvoření ve spodní čelisti v kostní tkáni v okolí zubů.



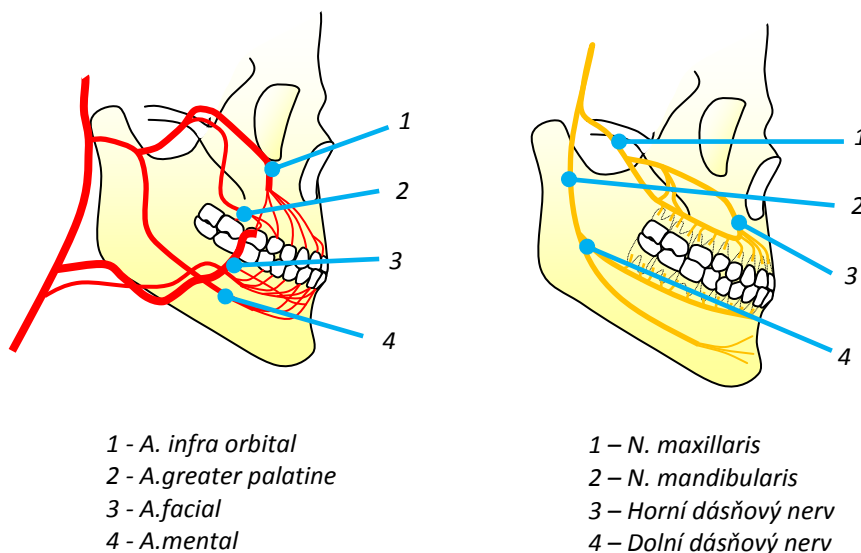
Obr. 6.29: Prahové hodnoty přetvoření pro různé stavy zatěžování [42], [191], [38], [155], [13].

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 probíhali 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 rychlejší stabilizaci implantátu) [55]. Častým selháním implantátu je úbytek kostní hmoty a tkáně v jeho okolí a důsledkem toho vznik infekce následkem nesplnění podmínek pro správné hojení. Je nutné si uvědomit, že v případě fyziologické soustavy se zubem je napětí do kosti přenášeno přes měkkou vrstvu periodontia a kost je zatěžována jiným způsobem, než je tomu u přímého kontaktu s implantátem. Proto je důležité při návrhu implantátu neopomíjet metabolismus kosti a věnovat jí zvýšenou pozornost.

Řada prací řešící problematiku (re)modelace kostní tkáně (na úrovni kosti kortikální tak i spongiózní) v okolí dentálního implantátu respektive (re)modelaci kosti ve spodní čelisti a často vychází při analýze z Frostových hypotéz [44], [178], [191], [186], [37], [162], [163], [27], [13], [58].

6.7 Nervy a cévy

Každá živá buňka a tkáň, aby plnila správně svoji funkci, potřebuje být zásobena živinami, které jsou dodávány krví pomocí cévní soustavy. Horní i dolní čelist je bohatě propletena cévami (základní cévy jsou popsány na Obr. 6.30), které jsou zakončeny u každého zubu v ozubici (periodontu). Zde tvoří spletitou síť propojenou s dásní.



Obr. 6.30: Krevní zásobení čelistí a nervová spojení se zuby.

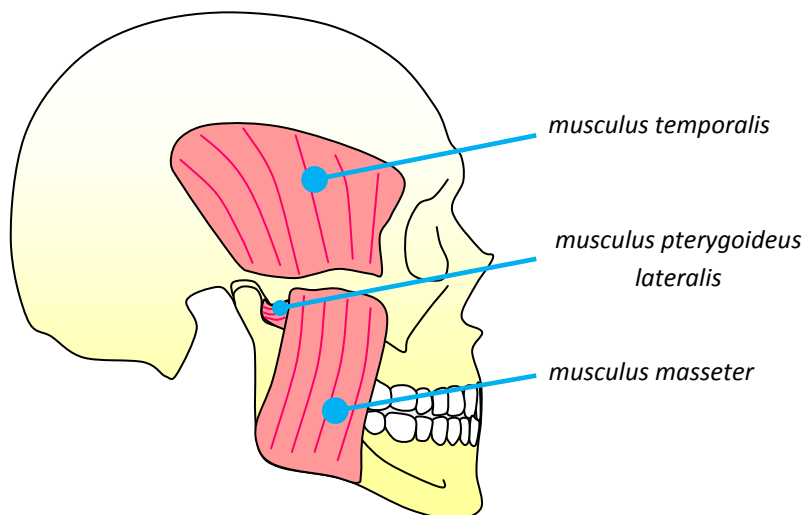
Nervy jsou svazky paralelních nervových vláken (axonů či dendritů) periferního nervového systému, které zprostředkovávají vedení informací z periferie do centrální nervové soustavy. Ve spodní čelisti probíhá velké množství nervů (Obr. 6.30). Ty jsou zakončeny v ozubici a jako senzory snímají při skusu velikosti tlaků při rozmělnění potravy a vysílají signály do mozku. Ten následně vysílá impulzy do svalů, jak velkou silou mají při žvýkání působit.

Nejdůležitějším nervem ve spodní čelisti je dolní dásňový nerv (*nervus alveolaris inferior*), který vychází jako velmi silná větev z třetí větve trojklaného nervu (*nervus mandibularis*), (Obr. 6.30). Tento nerv prochází tělem spodní 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*.

6.8 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 [176]. Aktivními prvky žvýkácké soustavy jsou svaly. K svalům žvýkácké soustavy (Obr. 6.31) patří sval spánkový (*musculus temporalis*), sval žvýkácký (*musculus masseter*) a silně oploštělý střední a boční sval křídlový (*musculus pterygoideus medialis* a *musculus pterygoideus lateralis*). Svaly umožňují žvýkácké pohyby a mechanickou interakci zubů s potravou, jejímž výsledkem je realizace fází žvýkáckého procesu.

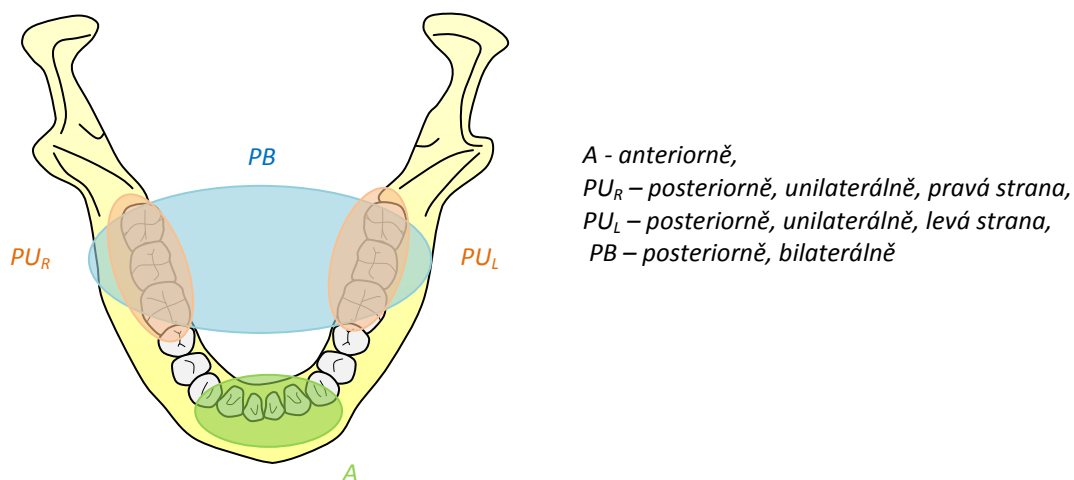


Obr. 6.31: 3D mikrostruktury spongiózy z různých částí těla.

6.8.1 Silové účinky - okluze

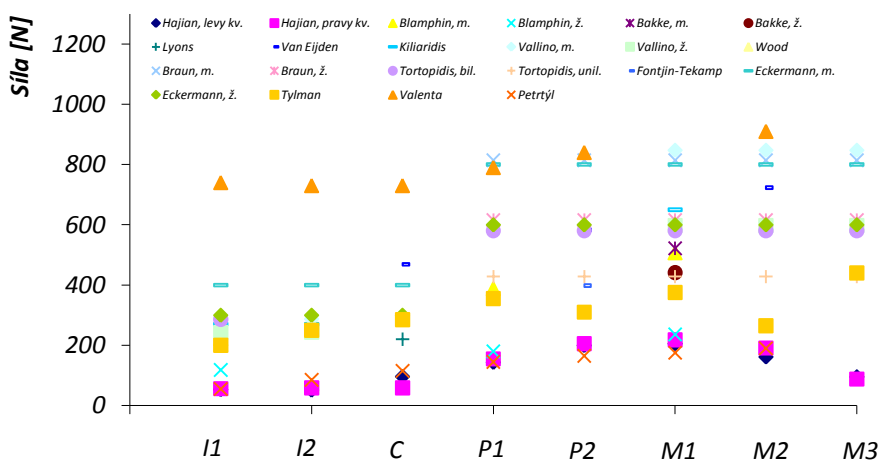
Se svalovou aktivitou úzce souvisí silové působení v zubech při skusu, přičemž tyto skusové síly závisí též na receptorech (mají zpětnovazební funkci) [176]. Nejdůležitějším okamžikem v procesu žvýkání je okluze, tj. okamžik, kdy zuby obou čelistí jsou k sobě přitlačeny, případně svírají a rozemílají 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 [100], přičemž největší sílu lze vyvinout v oblasti druhých premolárů a prvních molárů. Vyšší hodnoty (800-900N) však patří silám, které jsou zuby ještě s to snést – jsou to tedy maximální možné síly, které ale nepatří mezi zcela běžné. Při běžném žvýkání je vyvinuta mnohem menší síla (v závislosti na tuhosti potravy), která má cyklický charakter.

Hodnotami normálních skusových sil se ve svých pracích zabýval Hajian [181], Tylman a Petrtyl [173], [189]. Síla v řezácích a špičáku dosahuje velikosti kolem 50N, u premolárů přesahuje 150N a u molárů se pohybují síly kolem 200N (v případě M3 ale síla významně klesá).



Obr. 6.32: Rozložení skusových sil při žvýkání dle Nankaliho [165].

Vedle velikosti skusových sil je také třeba zmínit, jakým způsobem jsou síly při žvýkání rozloženy v zubním oblouku (Obr. 6.32). Lze uvést klasifikaci rozložení sil dle Nankaliho [165]. Podle ní normální žvýkání probíhá ve fyziologickém případě dvěma základními způsoby – na předních zubech – anteriorně – (tady lze hovořit spíše o ukusování než o žvýkání) a na zadních zubech – posteriorně. V druhém případě lze rozlišit žvýkání unilaterální, tj. pouze na jedné straně, nebo bilaterální, tj. žvýkání na obou stranách současně [179]. Sílové působení na jednotlivé zuby od různých autorů je uvedeno v následujícím grafu (Obr. 6.33):



Obr. 6.33: Přehled okluzních sil působících na jednotlivé zuby dle [173], [175], [181], [189], ž - ženy, m - muži.

7. Popis zubních (dentálních) implantátů

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. Na trhu se objevuje více než 70 typů implantátů [164]. Nejznámější výrobci jsou:

Zahraničí

- Astra Tech Dental Implantat Systém – Astra Tech AB, Mölndal, Sweden [203]
- Bränemark Systém – Nabelpharma AB, Göteborg, Sweden [197], [220]
- ITM Implantant Systém – Institute Straumann AG, Waldenburg, Switzerland [224]
- DENTALIHDE – Dental AG, Gommiswald, Switzerland [196]

Tuzemské

- IMPLADENT – Lasak s.r.o., Praha [212]

7.1 Rozdělení implantátů

Implantáty se rozdělují dle různých autorů a řady kritérií. V zásadě se ve stomatologii používají čtyři typy implantátů [147]:

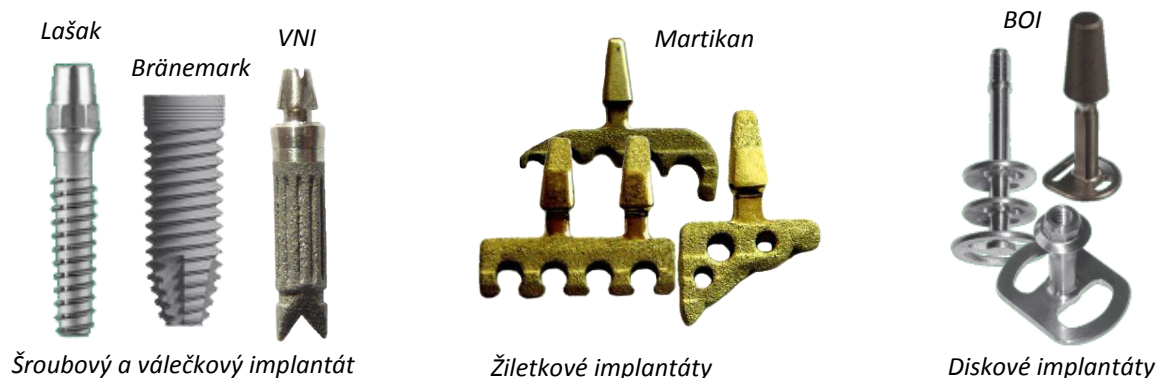
- a) Intramukózní implantáty – umísťují se do prohlubně ve sliznici
- b) Subperiostální implantáty – umísťují se mezi kost a mukoperiost (Obr. 7.1)
- c) Transdentální implantáty – zajistí stabilitu zubů po zavedení do kořenového kanálku
- d) Nitrokostní implantáty – zavedeny přímo do alveolární kosti



Obr. 7.1: Subperiostální implantát [171].

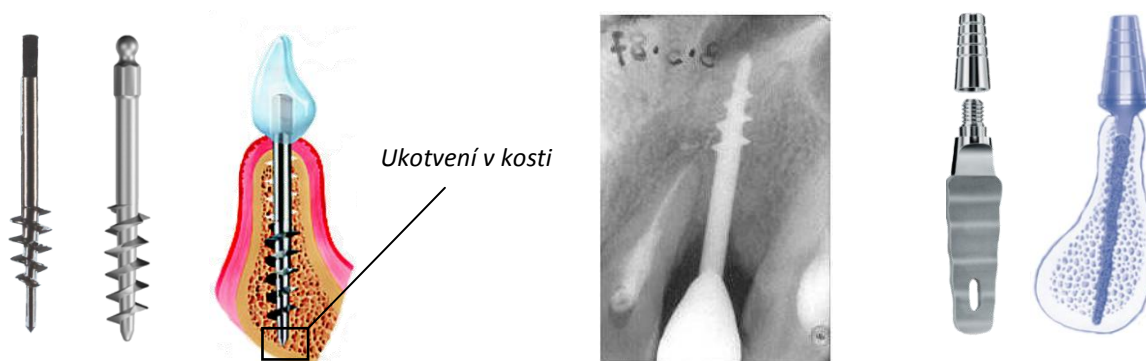
Tato práce je zaměřená na řešení interakce implantátu s kostní tkání. Nejčastěji používanou skupinou jsou implantáty nitrokostní. Je možné jimi nahradit jeden chybějící zub několika zuby, případně celý zubní oblouk při použití většího množství těchto implantátů (často se jednotlivé typy mezi sebou kombinují). Jejich obrovská výhoda je, že po zavedení jsou v přímém kontaktu s kostní tkání a tím dochází ke stimulaci okolní tkáně a ta nepodléhá resorpci. Nevýhodou je problematické zavádění. Nitrokostní implantáty se rozdělují do tří základních skupin podle tvaru (Obr. 7.2):

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



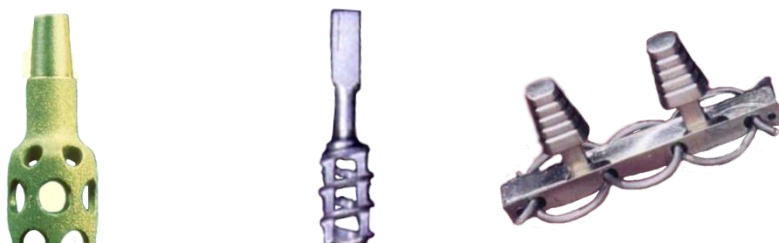
Obr. 7.2: Nitrokostní implantáty.

Méně používanými implantáty patřící do skupiny šroubových implantátů jsou bikortikální šrouby [221], které jsou delší než standardní válcové a šroubové implantáty a mají široký a plochý závit. Při jejich zavedení je hrot šroubu opřen o protější stranu kortikální kosti čelisti (Obr. 7.3). Existují i bikortikální žiletkové implantáty [221], které také prostupují přes celou výšku kosti. Použití všech těchto implantátů je omezené pouze na přední část spodní čelisti kde neprobíhá nerv (*nervus alveolaris inferior*), velice často se aplikují v horní čelisti.



Obr. 7.3: Bikortikální implantáty.

V minulých letech byla také patentována řada implantátů, které se nedostali do popředí implantologie (Obr. 7.4). Jednalo se o implantáty značně složitých konstrukcí a tvarů, jejichž zavedení do lidské čelisti nebylo snadné [160], ale hráli důležitou roli při vývoji dnešních kvalitních implantátů.



Straumann 1976 [160]

Muratori 1974 [160]

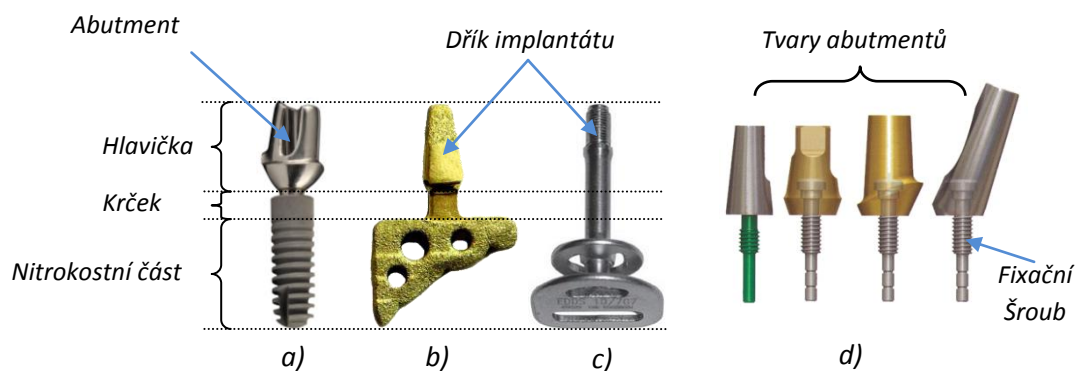
Linkow 1965 [160]

Obr. 7.4: Různé tvary implantátů.

Každý z uvedených typů má v určitých indikacích své opodstatnění. Například čelist se špatnou hustotou kosti si často před zavedením vyžaduje předoperační zákrok pro zlepšení kvality kosti (označují se jako augmentační operace [171], [144] např. *Sinus Lift*), nebo využití méně často používané žiletkové a diskové implantáty. U diskových implantátů je i propagována okamžitá zatížitelnost. Včasné zatížení implantátu je jedním z aktuálních témat a je neustále diskutovatelné. Je to velice subjektivní záležitost každého implantologa.

7.2 Popis nitrokostního implantátu

Ve většině případů mají nitrokostní implantáty konstrukci složenou ze tří částí (Obr. 7.5). Nitrokostní část, která je ukotvena v alveolární kosti čelisti. Krček jako přechodová část, která prochází kortikální kostí a má tvar válce, případně je zkosený nebo je opatřen mikro závit. Hlavička, na kterou se pevně fixuje korunka zubu, se vyrábí jako pevná nesnímatelná a jako výměnná při dvou etapové implantaci, kdy se abutment fixuje spojovacím (fixačním) šroubem (Obr. 7.5 d)).



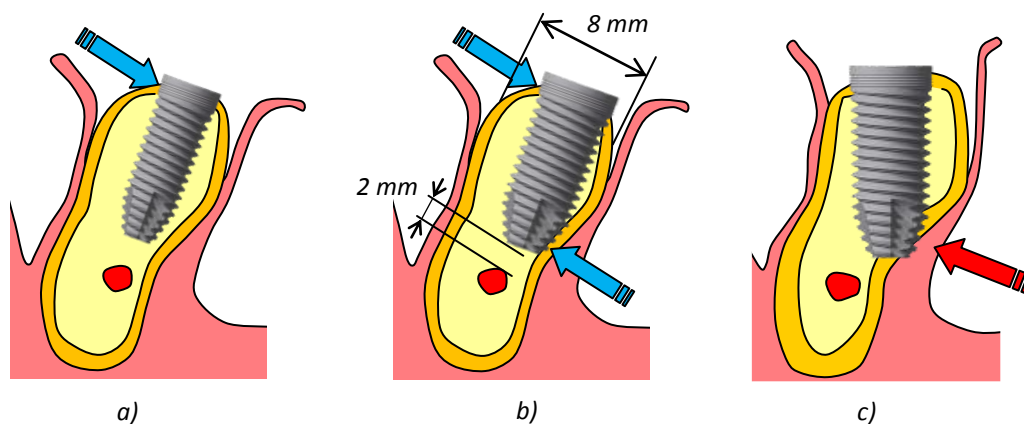
Obr. 7.5: Popis implantátu a) Ankylos [208], b) Martikan [213], c) BOI [196], [153], d) Abutmenty [163].

7.3 Průměr šroubových implantátů

Šroubové implantáty mají na trhu i mezi lékaři dominantní zastoupení. Většina výrobců nabízí implantáty s různým průměrem. V zásadě se rozlišují tři průměry 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 menší jak 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. 7.6). 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. 7.6 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 [144]. 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 [144].



Obr. 7.6: a) standardní průměr implantátu, b) zvětšený průměr implantátu s bikortikálním kotvením, c) perforace kortikální kosti při zavedení implantátu se zvětšeným průměrem.

7.4 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 musí splňovat vysoké nároky, které jsou na ně kladeny. Musí mít takové chemické složení, mechanické vlastnosti a strukturu, aby došlo k zdárnému a co nejrychlejšímu vhojení. Materiály dentálních implantátů by měly splňovat tyto požadavky:

- Neškodné pro okolní tkáň a organismus (neradioaktivní, nekarcinogenní, netoxické)
- Biologická snášenlivost (vlivem materiálu nezpůsobovat resorpci alveolárního hřebene kosti, nenarušovat metabolismus) tzv. **biokompatibilní**
- Z mechanického hlediska by měli být dostatečně pevné

Vaněk [171], [50] rozdělil biokompatibilní 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 [20]), 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. 44).

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 snášenlivost) 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 obsahujícího navíc další prvky (uhlík, vodík, železo, dusík a kyslík), které zlepšují mechanické vlastnosti. Podle obsahu těchto příměsí se dělí do sedmi skupin označených CP-Ti 1 ($R_m = 240 \text{ MPa}$) až CP-Ti 9 ($R_m = 620 \text{ MPa}$) [204], [217] (Tab. 7.1).

Pro zlepšení mechanických vlastností se začaly vyrábět titanové slitiny. Mezi nejznámější a nejpoužívanější patří slitina Ti-6Al-4V. Vyrábí se jako α a β slitina, která dosahuje meze pevnosti až 1250 MPa. Vyniká dobrou tažností a únavovými vlastnostmi. V dentální implantologii má své omezení, jelikož je náchylnější ke korozi a je prokázána i toxicita vanadu [89]. Své zastoupení má především při výrobě umělých náhrad velkých kloubů (koleno, kyčel, rameno).

Titan				
Skupina	$E \text{ [MPa]}$	$\mu[-]$	$Re \text{ [MPa]}$	$R_m \text{ [MPa]}$
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. 7.1: Materiálové charakteristiky titanu [204], [50].

7.4.1 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 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. Implantáty mají vyšší odolnost proti zlomení. Uvádí se, že jsou až 2.5 krát pevnější [6] a mají nižší modulu pružnosti než CP titany [89], [59] (Tab. 7.2).

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

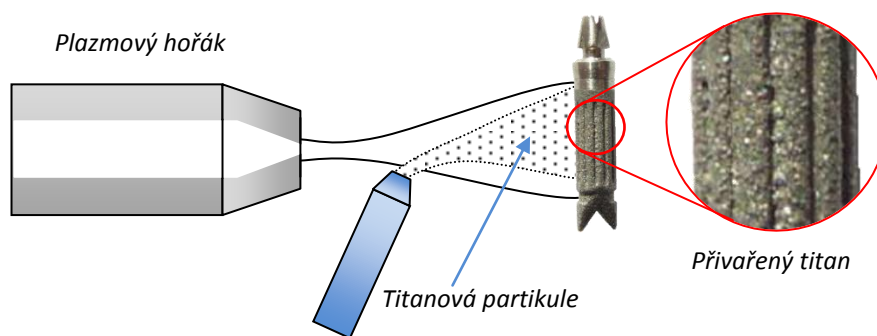
Tab. 7.2: Materiálové charakteristiky nanostrukturního titanu [6].

7.5 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 u implantátu s povrchem hladkým [15]. Úprava povrchu se rozděluje na dvě skupiny: subtraktivní a aditivní.

Principem subtraktivní metody je odebírání 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 odstraní z povrchu zbytky třísek po obrábění, případně se zacílí mikro trhlinky (budoucí koncentrátoři napětí). Nevýhodou je možné znehodnocení přesnosti závitů. Dalším způsobem je leptání kyselinami, tím lze dosáhnout nerovnosti o velikosti 0.3 až 1.5 μm . Nehrozí zde tak velké riziko kontaminace povrchu jak 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 20000 $^{\circ}\text{C}$. Titanová zrna se prakticky přivaří k povrchu implantátu (Obr. 7.7). Problémem je vytvoření biologicky stabilní čisté a rovnoměrné vrstvy. Tyto povrchy nemají tak dobrou odolnost proti korozi [144], především HA povrch [20]. 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 částecek a jejich uvolňování do okolí.



Obr. 7.7: 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 [24].

Část implantátu, která přichází do kontaktu s prostředím dutiny ústní, je vždy vysoce leštěna, neboť hladký povrch omezuje tvorbu plaku a tak snižuje možné riziko infekce v místě přechodu mezi dásní kostí a implantátem [171], [144].

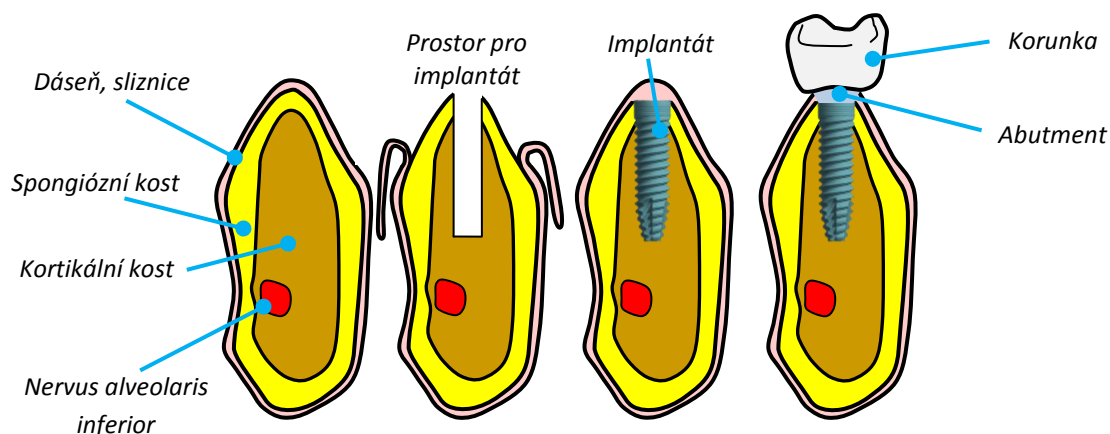
7.6 Zavedení implantátu

Zavedení implantátu do čelisti není jednoduchá operace a závisí na šikvosti, 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 třeba, aby byl chirurg obzvláště opatrný a nedocházelo k přehřívání okolní živé kostní tkáně vlivem tření. Uvádí se, že buňky kosti odumírají, jestliže jsou hodinu vystaveny teplotě 40°C [171], [144], [153]. Je nutné mít nastavené správné otáčky při preparaci lože a okolí operace 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, jelikož kost zarůstá až 6 měsíců.

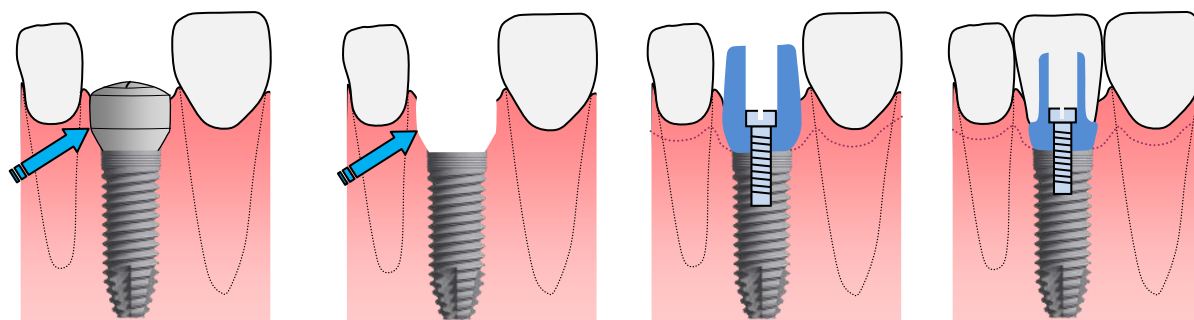
Před vlastním zavedením implantátu je pacient poslán na základní rentgenologické a v případě komplikovanějšího zákroku také na CT vyšetření. Zjistí se jaká je kvalita kosti a její použitelný objem (stav resorpce alveolárního hřebene). Následná aplikace se skládá ze dvou chirurgických fází (dvoudobá implantace). V první fázi je odstraněna dásěň a v kosti vytvořen prostor pro implantát (v případě zhojeného alveolárního výběžku). Ve druhé fázi se znovu odkryje dásěň a umístí se na implantát korunka (Obr. 7.8). Umístění a poloha implantátu je závislá na mnoha faktorech. Při aplikaci jednoho implantátu je nutný dostatečný mezizubní prostor, jelikož nesmí být poškozena vrstva kosti sousedního zubu lamina dura (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 tkáň 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 [144], a proto se k této technice přistupuje jen ve výjimečných případech.



Obr. 7.8: Postup zavedení implantátu.

Implantát se po zavedení uzavře krycím šroubem a překryje dásní. Nastává proces oseointegrace a přibližně po 5 měsících se znovu dásěň rozřeže a místo krycího šroubku se umístí tzv. vhojovací váleček [144], který má za cíl vytvarovat okolní dásěň. Tím se po 8 týdnech vytvoří prostor pro budoucí abutment a dásěň pro překrytí části korunky (Obr. 7.9). Důležitý je i estetický faktor a tímto

způsobem lze dosáhnout dokonalého výsledku, že není poznat rozdíl mezi zubem a korunkou na implantátu (není odhalen abutment a implantát neprosvítá).



Obr. 7.9: Příprava dásně a) vhojovací váleček, b) prostor pro zavedení abutmentu, c) zavedený abutment, d) korunka fixovaná šroubem k abutmentu.

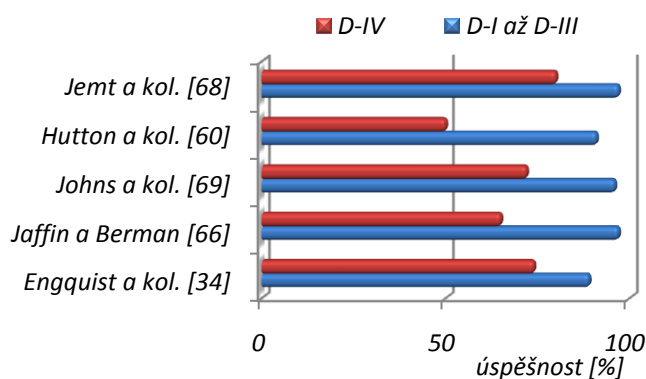
7.7 Selhání a úspěšnost implantátů

Přestože úspěšnost dentálních implantátů se v současnosti pohybuje kolem 95% [79], [116], nelze jednotlivé faktory podílející se na úspěšné léčbě podceňovat. Pro hodnocení úspěšnosti stanovil Albrektsson [1] 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 [138].

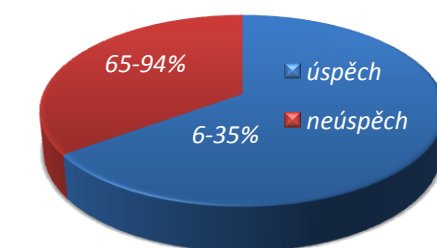
Stabilita implantátu je pojem, který nemá nic společného se vzpěrnou stabilitou, která je popsána v nauce o mechanice těles. Jedná se o mezi lékaři zavedenou veličinu, která popisuje mobilitu respektive imobilitu implantátu v kostní tkáni „*Implant Stability Quotient*“ (ISQ). ISQ může nabývat hodnot od 1 do 100 a měří se například na moderním zařízení od firmy Osstell [206]. 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 [4]. Štěpánek a kol. [117] zjišťovali primární stabilitu šroubových implantátů od firmy Implants (Lašák) [212] 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 [144]. K největším neúspěchům dochází v případě snížené hustoty kostní tkáně, kdy byla snížena jak primární tak i sekundární stabilita implantátu. Na grafech (Obr. 7.11 a Obr. 7.10) jsou uvedeny úspěšnosti zavedených implantátů podle kvality kostní tkáně.



Obr. 7.10: Úspěšnost implantátů v závislosti na kvalitě kosti.



Obr. 7.11: Úspěšnost implantátů zavedených do kosti typu 4 [144].

7.8 Spojení kosti 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 v případě komplikací může dojít k vytvoření vazivové mezivrstvy v mikroprostoru mezi implantátem a přilehlou kostí. Toto nelze považovat za úspěšný výsledek implantace. Stav s přechodovou vazivovou tkání z lékařského hlediska je nepřijatelný. Oseointegraci jako princip vhojení ve svých pracích první popisuje Bränemark 1952 [141], [10], [107] (Obr. 7.12). V dnešní době existuje na tuto problematiku řada různých názorů, avšak většina pracovišť se ztotožňuje s Bränemarkovými studiemi.

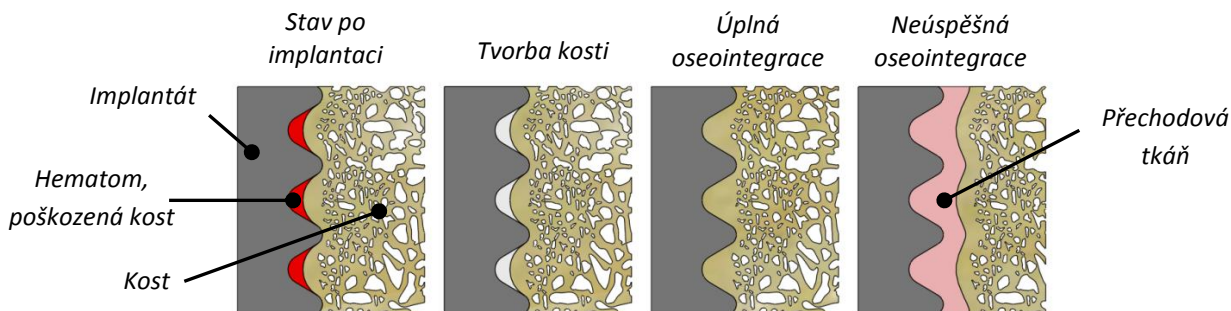
Pro vhojení implantátu je nutné dodržovat dostatečně dlouhou dobu k vytvoření potřebného množství osteoblastů vrostlých do jeho povrchu. Z experimentů vyplývá, že k oseointegraci nedojde, jeli pohyb implantátu 50 – 150 μm [171]. Musí být zajištěna primární stabilita implantátu v kosti. Délka hojení závisí nejen na typu implantátu a jeho povrchu, ale také na pacientovi, jeho životosprávě apod. V případě, že nebyla dodržena dostatečně dlouhá doba hojení, respektive byl-li implantát předčasně zatížen (porušení primární stability) může dojít k jeho selhání. Bränemark [11] uvádí, že doba hojení pro 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 během rané fáze krevní sraženinou. Následně je sraženina nahrazena trámčitou a lamelární kostí. Na konci procesu vhojení je kostní tkáň v přímém kontaktu s povrchem implantátu (Obr. 7.12).

Bränemarkovy studie potvrdil svými experimenty Albrektsson [2] a definoval oseointegraci:

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

Albrektsson a kol. 1981.



Obr. 7.12: Oseointegrace.

V práci [63] byly zavedeny implantáty od firmy Astra Tech [203] do čelistí opic (*Macaca Fascicularis*). Opice byly utráceny a z čelistí byly, vypreparovány vzorky tloušťky 50 μm a následně naloženy do akrylové pryskyřice. 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. Jednotlivé stavy je možné měřit pomocí rezonančních zkoušek, které umožňují určit stabilitu implantátu v čelisti (přístroj Periotest [14]) [39], [206].

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

8. Počítačová tomografie CT (computer tomography)

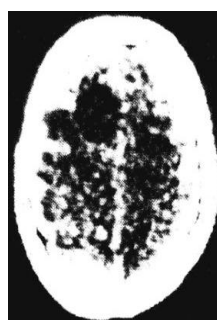


Wilhelm C. Roentgen
(1845 – 1923)

1895



1971

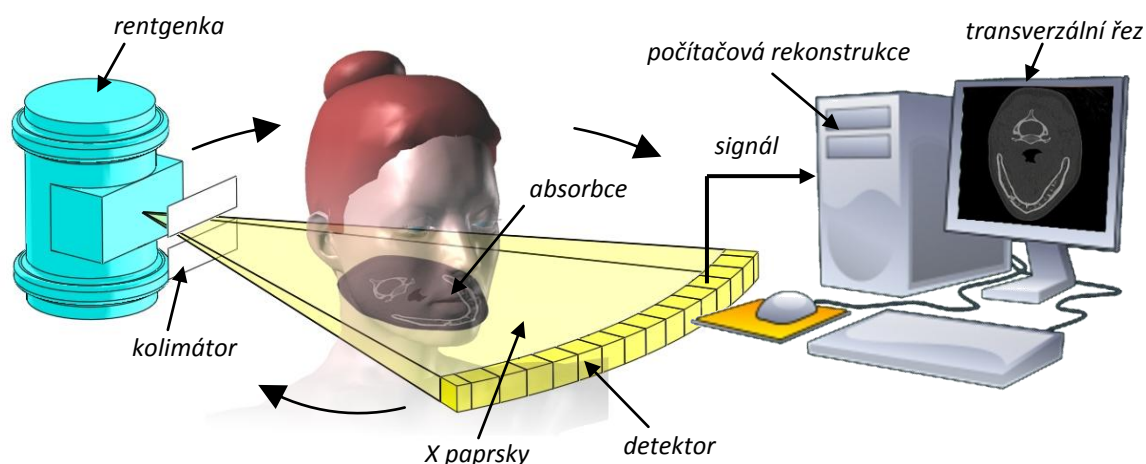


Godfrey N.
Hounsfield
(1919 - 2004)

Obr. 8.1: Nositelé Nobelových cen [228].

Základy počítačové tomografie položil německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen, když v roce 1895 čistě náhodou objevil záření, které je do dnešních dob známo jako paprsky X (rentgenové paprsky). Celá metoda má na počest autora i stejné všeobecně známé jméno. Díky tomuto objevu řada vědních disciplín učinila velký skok, především oblast medicíny (Obr. 8.1). Za svůj objev dostal v roce 1901 jako první člověk v historii nejprestižnější ocenění a to Nobelovu cenu (fyzika).

Na základní myšlenku počítačové tomografie přišel anglický inženýr sir 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 dán materiálem objektu (Obr. 8.2). Ve stejnou dobu vypracoval Allan McLeod Cormack matematickou teorii na rekonstrukci získaného obrazu. Sestrojil první počítače schopné rekonstruovat řez objektem. V roce 1979 převzali oba tito vědci Nobelovu cenu za medicínu.



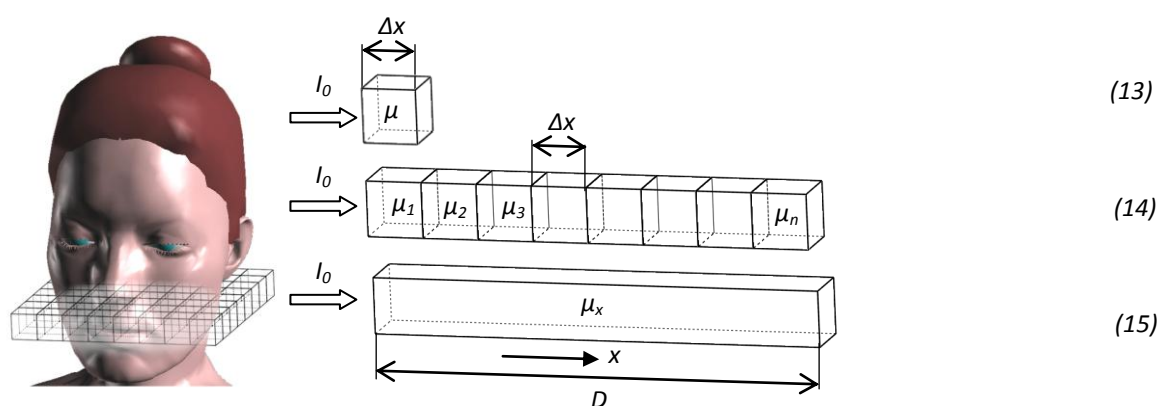
Obr. 8.2: Základní princip počítačové tomografie.

Obraz těla je tvořen sérií topografických řezů (CT řezů). Všechny řezy jsou vytvořeny matematickou rekonstrukcí objektu ze znalosti průmětů objektu do různých směrů. X 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. 8.3). Výstupní paprsek má intenzitu vždy menší než intenzitu počáteční ($I < I_0$) a je snímán detektorem. Detekovaná intenzita se převádí na elektrický signál zpětnou projekcí (rekonstrukcí absorpční mapy). V našem případě je analyzo-

vaným objektem lidské tělo. Vnitřní orgány tlumí rozdílně v závislosti na své struktuře a hustotě. Nejvíce tlumí zuby a kosti, méně pak orgány (játra, svaly atd.) a nejméně je záření tlumeno v tukových vrstvách 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.

8.1 Postup vzniku obrazu – denzito – obraz

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



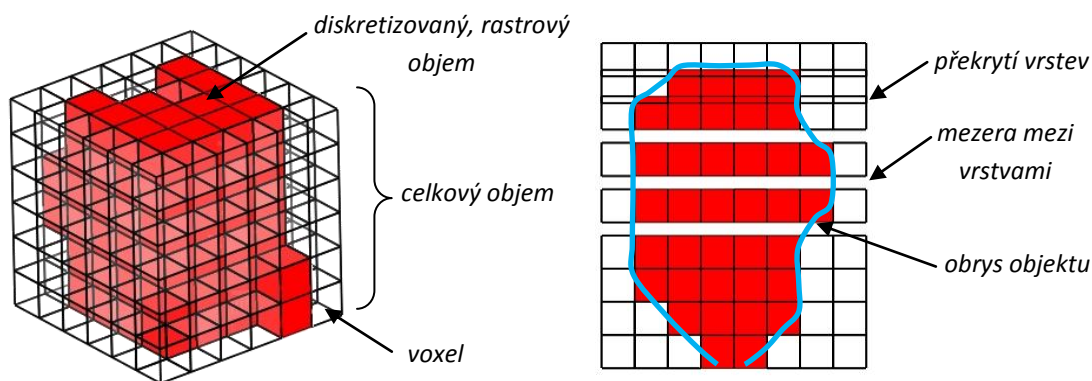
Obr. 8.3: Postup útlumu intenzity paprsku a jeho matematické zpracování.

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 [148]). Z CT můžeme získat jak informace o tvaru snímaného objektu tak i o jeho fyzikálních vlastnostech (hustotě).

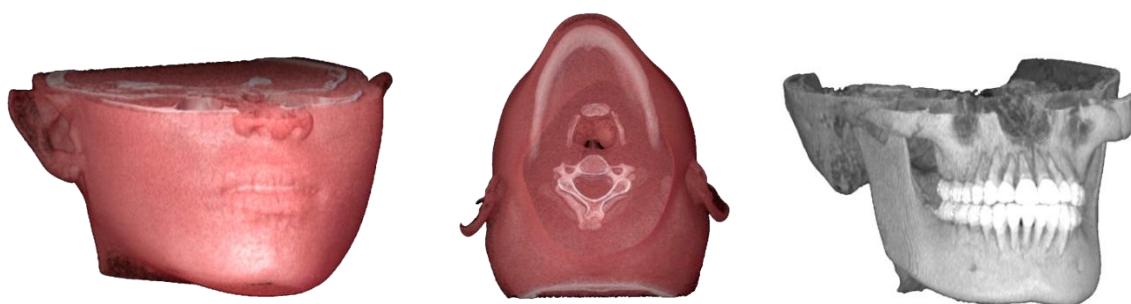
Z hlediska počítačové grafiky rozlišujeme dva základní typy popisu (reprezentace) geometrie objektu.

1. Vektorová grafika
2. Rastrová grafika – Pixel: reprezentuje 2D grafiku
Voxel: reprezentuje 3D grafiku

Řezy objektu jsou rozděleny do sítě malých objemových voxelů (volume-pixel) se čtvercovou základnou a konstantní hodnotou útlumu. CT data jsou diskrétním 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. 8.4). Pro snadnější představu do sebe voxely zapadají jako kostky lega. Jednotlivé vrstvy nasnímaného objektu mohou ležet přímo na sobě, nebo mají mezi sebou konstantní vzdálenost, případně se překrývají. Stejným způsobem jsou ukládána i data z magnetické rezonance (MR). Na Obr. 8.5 je uveden příklad zobrazení voxelů z CT snímků spodní čelisti včetně měkkých tkání a) a pouze kostních tkání b). Obrázky byly pořízeny pomocí software viewer3D [216].



Obr. 8.4: Popis diskretizace CT snímků.

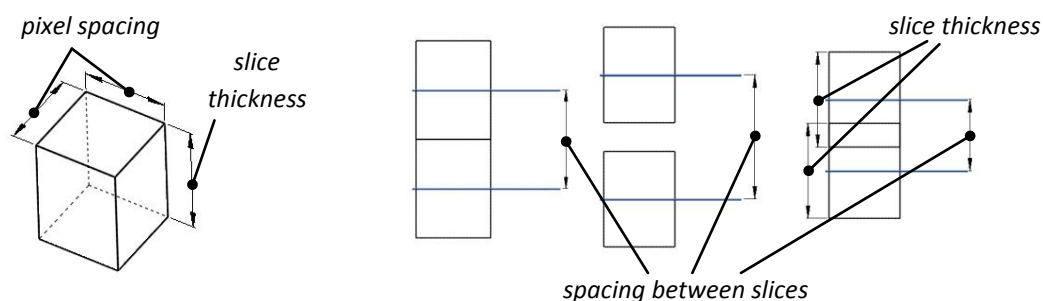


Obr. 8.5: Příklad 3D rekonstrukce CT dolní čelisti.

8.2 DICOM - Metedata

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

Součástí každého DICOM souboru jsou i metadatumy. Ty obsahují důležité informace jak o pacientovi (rodné číslo, jméno, věk, čas CT, jméno radiologa, atd.), 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 metadat získat (Obr. 8.6.). Tyto informace jsou velice důležité při tvorbě modelů geometrie k identifikaci rozměru řešeného objektu.



Obr. 8.6: Popis geometrie CT/MR snímků pomocí metadat.

8.3 Hounsfieldovi jednotky HU (Hounsfield units)

Pro kvantitativní analýzu tkání slouží v praxi tzv. Hounsfieldovy jednotky (HU) [103], na které jsou CT-čísla převáděna pomocí transformačního vztahu (1). Je dokázáno, že CT-čísla jsou lineárně závislé na hustotě dané tkáně [23], [83], [168]. Při převodu na HU jednotky se vychází z kalibrace CT, přičemž referenčními hodnotami jsou CT-čísla vody (CT_w) a vzduchu (CT_a). Referenčním hodnotám $CT_w = 1000$ a $CT_a = 0$ odpovídají hodnoty $HU = 0$, resp. $HU = -1000$. Pomocí těchto referenčních hodnot lze dále stanovit konkrétní velikost HU pro jednotlivé tkáně.

$$HU = 1000 \cdot \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a} \quad (16)$$

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. 8.1 a na Obr. 8.7, kde jednotlivým úrovním HU odpovídá určitý odstín šedé barvy. Z tabulky je zřejmé, že nejvyšších hodnot HU dosahuje zubní sklovina (+3000) [162]. 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. 8.1: Hounsfield units [162].

Obr. 8.7: Hounsfieldova šedá stupnice [162].

9. Výpočtový model

Vstupem pro výpočtové modelování řešené soustavy jsou tři základní prvky. Model geometrie, jenž lze vytvořit na 2D a 3D úrovni, model materiálu a model vazeb a zatížení. Vytvořený výpočtový model zásadně rozhoduje o kvalitě dosažených výsledků, a proto mu je věnovaná značná pozornost. Model materiálu je popsán v jednotlivých kapitolách pojednávající jak o anatomii tak mechanických vlastnostech. Model vazeb je popsán v poslední kapitole u každé ukázkové úlohy zvlášť.

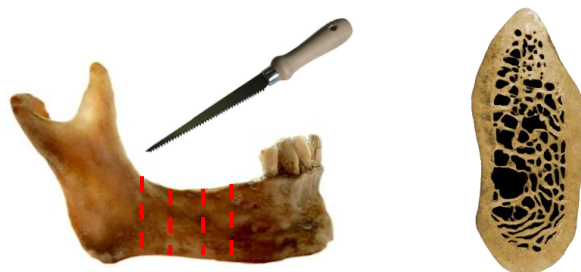
9.1 Model geometrie dolní čelisti

Kost čelisti lze vytvářet na 2D anebo 3D úrovni, přičemž se zvyšováním úrovně významným způsobem pochopitelně roste i náročnost tvůrčího procesu.

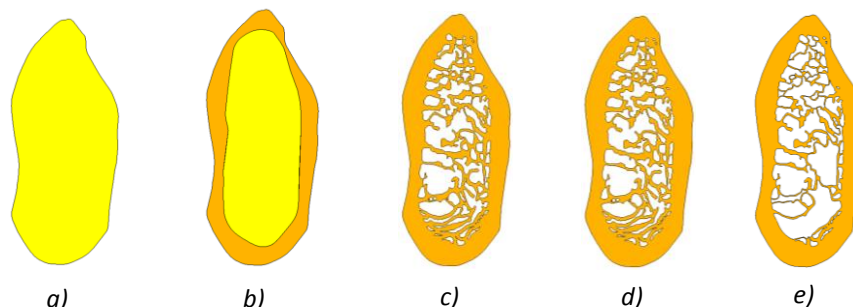
9.1.1 Model geometrie na 2D úrovni

V případě dvojrozměrného modelu geometrie, lze využít fotografických snímků řezů kostí, příp. snímků z micro-CT a zpracovat je v CAD softwaru. Takto vytvořený model pak lze použít např. pro testovací výpočty (Obr. 9.1).

U modelování kosti je důležitá otázka rozlišení spongiózní a kortikální části kosti. Obecně jsou možné dvě úrovně – a) modelovat spongiózní kost jako homogenní souvislou (plnou) oblast s určitými zdánlivými vlastnostmi (zdánlivý modul pružnosti, zdánlivá hustota apod.) a b) modelovat spongiózní kost včetně její trámečkové architektury (Obr. 9.2). Modelovat trámečkovou architekturu ve dvou rozměrech je možné a relativně snadné (i když pracné – při vytváření modelů se zmenšeným průřezem trámečků), avšak tento způsob selhává u trojrozměrných modelů, kde vytvořit složitou síť trámečků na použitelné úrovni představuje rozsáhlejší problém (vysoká hardwarová náročnost, dostupnost mikro CT zařízení).



9.1: Řez dolní čelistí



9.2: Model geometrie 2D segmentu: a) netrámčková struktura, b) netrámčková struktura s kortikální a spongiózní kostní tkání, c) trámčková struktura BVF 0.56, d) trámčková struktura BVF 0.47, e) trámčková struktura BVF 0.32.

9.1.2 Model geometrie na 3D úrovni

Získání digitálních dat v biomechanice je možné dvěma základními způsoby. První je obdržet data z žijícího jedince s využitím zobrazovacích metod (určený pro většinu biologických tkání) CT, MRI a druhý je pomocí metod reverzního inženýrství, kdy 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 respektive přípravků a pomůcek k jejich zavedení, nebo k tisku na 3D tiskárně pomocí metod RapidPrototyping [76]. 3D modely je možné použít pro nácvik složitých operací a vytvořit si přibližný obraz o operaci s využitím navigace. V přípravě operačních strojů jejich zaměření a testování [214]. V dentální implantologii je možné vyrobit přípravky a pomůcky pro zavedení implantátu. Vytiskne se negativ kosti, do kterého se umístí vodící díry pro vrták. Tento přípravek pak zajistí správné vedení a hloubku předvrtané díry a následně přesné zavedení implantátu. Tímto ne zrovna levným způsobem je možné značně zkrátit a zpřesnit celý operační zákrok.

9.1.2.1 3D skener ATOS

Pro vytvoření modelu geometrie pomocí 3D skeneru ATOS [218] byla použita reálná spodní čelist. Skenování probíhalo po jednotlivých úsecích a všechny záběry jsou pořizovány po sekvencích, kdy je snímané těleso polohováno např. po 30°. Polohování objektu se musí zabezpečit, aby záběry obsahovaly minimálně 4 referenční body z předchozího záběru. Princip je poměrně jednoduchý při nasnímání jednotlivých obrazů se identifikují tři předchozí referenční body, které mají vůči sobě jedinečnou polohu. Při skládání dílčích skenů se pak tyto referenční body, které mají stejnou vzdálenost, přiřadí k sobě. V praxi se doporučuje nalepit referenční body tak, aby nevznikly dva identické trojúhelníky (což je prakticky nemožné). Nedoporučuje se na objekt lepit značné množství bodů. Jestliže má objekt referenční bod přímo na sobě, tak v tomto místě vznikne díra, kterou je nutné zalepit. Čtvrtý referenční uzel je pak identifikován s novým trojúhelníkem a těleso se může pootočit, aniž by byly vidět předchozí referenční body.

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 [194]. Kalibrace je časově náročná operace prováděná v programovém prostředí ATOS, který je součástí dodaného hardwaru.

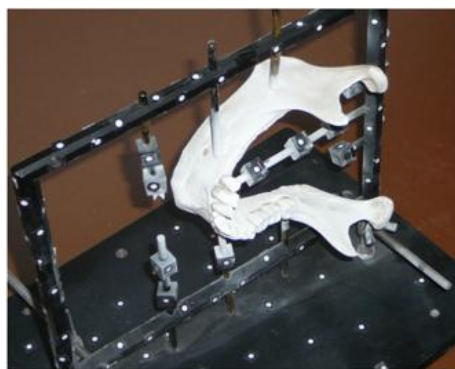
Jelikož je spodní čelist tvarově komplikovaná kost, byl vyroben již v minulosti ing. Martinem Kubíčkem speciální rámeček [77] s opěrnými dráty pro její uchycení (Obr. 9.1b). Referenční body mohli být následně umístěny pouze na rámečku a tak se snížil počet potencionálních děr. Pro rotaci objektu byl využit otočný stůl (Obr. 9.2), který se po každé naskenované sekvenci pootočil. Skenování objektu je ovlivňováno především strukturou povrchu, velikostí a tvarem objektu. Důležitá je povrchová úprava objektu, proto se na skenovanou čelist nanasla vrstva křídý pomocí křídového spreje. Vzniklý povrch je pak matný a jednobarevný (Obr. 9.1a).

Zařízení pracuje na základě fotogrammetrické rekonstrukce měřeného objektu. Tloušťka projektovaných pruhů se během jednoho záběru mění a s využitím digitálního zpracování obrazu je možné nalézt hranici mezi světlými a tmavými pruhy. Každý bod této hranice je pak identifikován v obrazu levé i pravé kamery současně. Z principů epipolární geometrie víme, že pokud je znám projekční bod P_L (Obr. 9.2), pak je také známa epipolární linie e_R-P_R a bod P je zobrazen v pravé kameře v místě P_R , který musí ležet na této konkrétní epipolární linii. Pro každý bod, pozorovaný jednou kamerou, musí být současně tentýž bod pozorován druhou kamerou na známé epipolární linii. Toto představuje tzv. epipolární vazbu, která je pro rekonstrukci měřeného objektu nezbytná. Jakmile jsou známy body P_R a P_L , mezi nimiž existuje epipolární vazba, pak souřadnice bodu P mohou být dopočítány – tomu se říká triangulace. Epipola = průsečík spojnice ohnisek obou kamer s rovinou obrazu;

Epipolární linie = průsečík roviny obrazu s epipolární rovinou; Epipolární rovina = rovina vymezená bodem na objektu a ohnisky kamer [179].

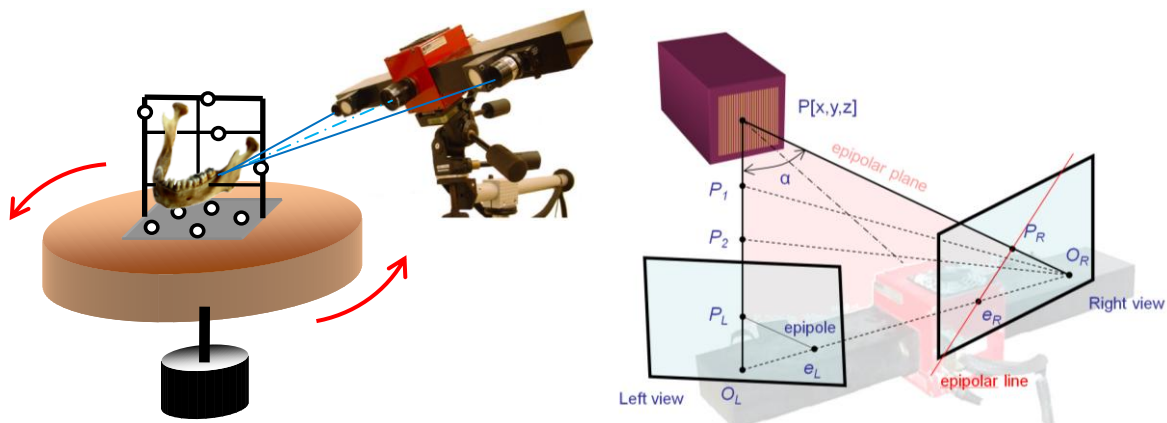


a)

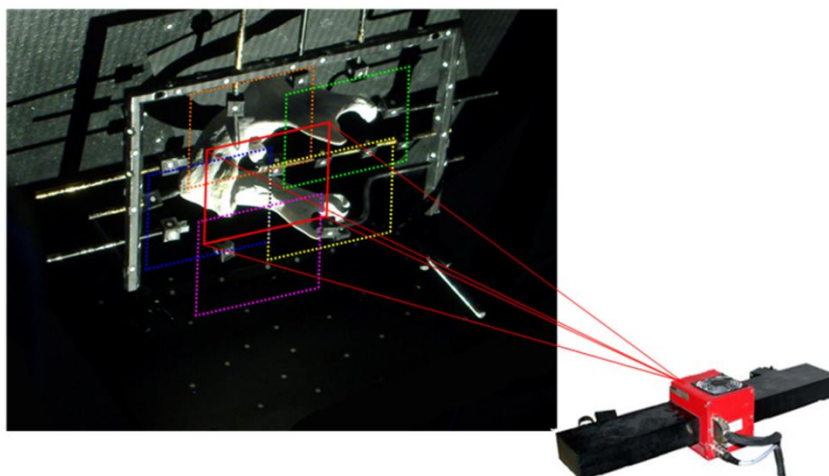


b)

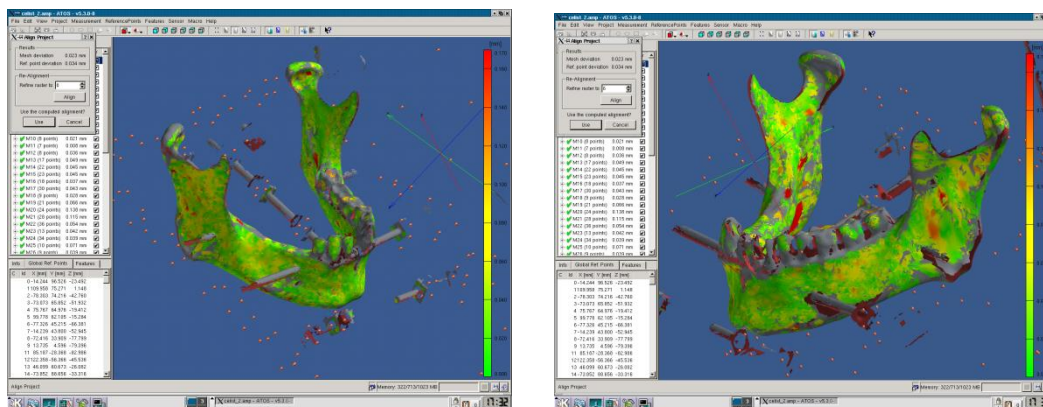
Obr. 9.1: a) nanesení vrstvy křídý sprejem, b) čelist v rámečku.



Obr. 9.2: Princip optického skenování.



Obr. 9.3: Průběh skenování.



Obr. 9.4: Programové prostředí software ATOS se zobrazenými odchylkami.

Plošný model čelisti tvořený mrakem bodů byl naskenován včetně svého okolí tj. rámečku a stojanu (Obr. 9.3). V programovém prostředí software ATOS (Obr. 9.4) se přistoupilo k ořezání rámečku a odstranění volných objektů nepatřících k čelisti. V místech, kde byla čelist uchycena, vznikly díry, které se následně zalepily, a celý model se vyhladil.

9.1.2.2 Segmentace CT snímků

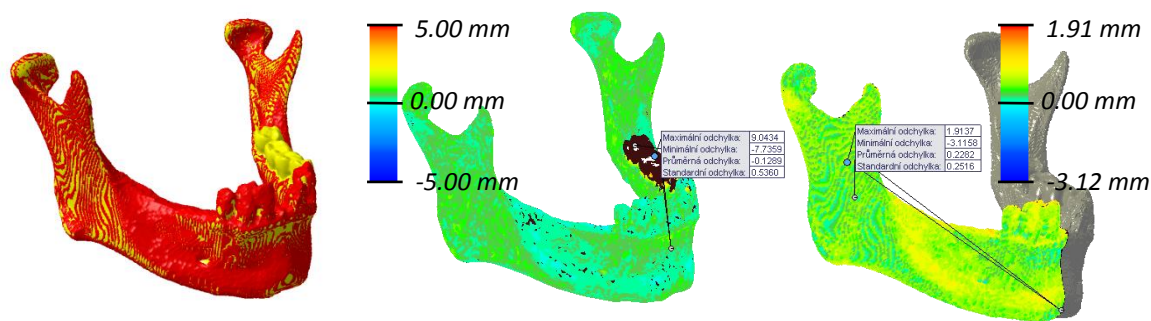
Podstata segmentace spočívá v hledání těch oblastí, které mají stejnou fyzikální hodnotu (CT čísla nebo Hounsfieldovy jednotky) [75]. Pro tento účel byl vytvořen software STL Model Creator (příloha 1) v programovém prostředí Matlab [195], jehož výstupem je model ve formátu STL obdobně jako u 3D skeneru (Obr. 9.5). Existuje řada jiných profesionálně vytvořených programů Mimics [215], 3D doctor [201], Transfer [210], [184] s jednoduchými nástroji, až po aplikace umožňující i tvorbu MKP sítě ScanIP [222], Vascops [225]. Některé software bylo možné stáhnout z webu a v podobě měsíční trial verze vyzkoušet. Princip software 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, je značně pracná. Nejčastěji se provádí pomocí křivek a polygonů, které vymezují hranice vytvářeného objektu. Automatická segmentace je založená na principu automatického výběru. Základní a nejjednodušší metodou je tzv. „prahování“ (Thresholding, Clustering), jejíž podstatou je přiřazení pixelů se stejnou hodnotou CT čísla k dané tkáni. Nevýhodou je překrytí oblastí o stejných hodnotách pixelů, používá se proto segmentace tkání s vyšším kontrastem (kostní tkáň 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 [183]. Kombinací zmíněných automatických metod vzniká hybridní segmentování (Watershed, Active contours), které v sobě kombinují jak výhody, tak nevýhody jednotlivých metod [75], [184]. Optimálním řešením je spojení obou metod dohromady. Pro potřeby biomechaniky je neefektivnější kombinace metod automatického a manuálního segmentování a je nutné zdůraznit, že uživatel musí znát dobře anatomii segmentovaného objektu.



Obr. 9.5: Segmentace CT spodní čelisti (CT získaná z [199]).

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 [200], [226], [205].

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 software SolidWorks 2009 (Obr. 9.6). Záměrně byl srovnán nejhrubější model získaný z CT bez vyhlazení. Hodnotit je možné pouze polovinu čelisti, protože rozdíly v místech, kde jsou na jednom modelu 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, v případě že při segmentaci vzniká chyba jednoho pixelu na obou hranicích objektu, dochází ke vzniku chyby, což v našem případě je velikost 0.97 mm. Čelist byla vytvořena automatickou segmentací.



Obr. 9.6: Srovnání modelu získaného z 3D skeneru a z CT snímků.

Obě dvě metody mají své výhody i nevýhody. Získání modelu z pomocí 3D skeneru je přesnější ovšem ne tak rychlé jak v případě automatické segmentace, při níž vzniká méně přesný model. Záleží na dostupnosti a možnostech pracoviště a jeho vybavenosti.

10. Prezentace a analýza vybraných úloh řešených výpočtovým modelováním

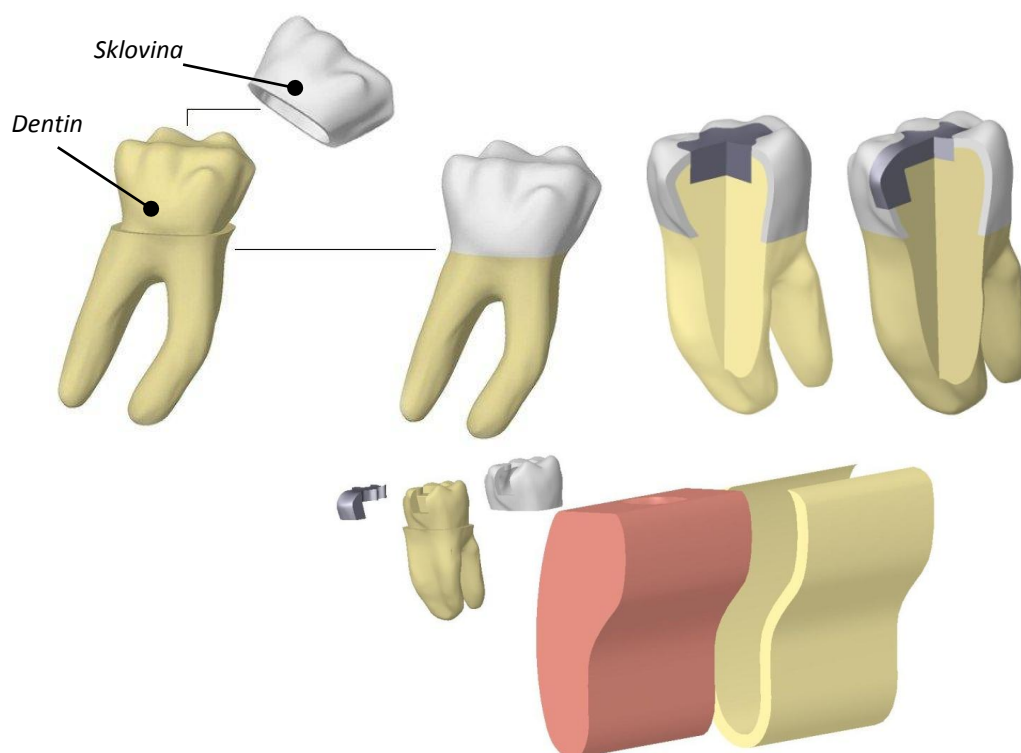
10.1 Deformačně napěťová analýza sanovaného zubu (molár) [192]

Z pozice biomechaniky lze přispět k léčbě zubního kazu analýzami výplňových materiálů, jejich chování apod. Lze provádět zkoušky mechanických vlastností těchto materiálů, nebo vytvářet výpočtové modely sanovaných zubů s kavitami různých tříd, odlišných tvarů a velikostí, reprezentujících léčený zubní kaz v různém stádiu (Obr. 6.7).

10.1.1 Tvorba výpočtového modelu

Model geometrie

Vstupní model geometrie zubu byl získán pomocí 3D skeneru ATOS. Ten se skládá ze dvou prvků dentinu a skloviny. Dále je vytvořen v zubu prostor pro výplň. Do řešení je zahrnuta i spongiózní a kortikální kostní tkáň (Obr. 10.1).

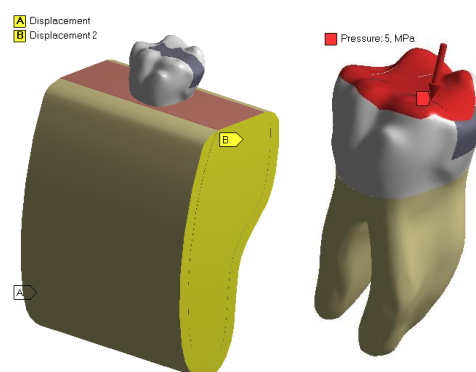


Obr. 10.1: Model geometrie.

Model vazeb a zatížení

Okrajové podmínky vztahující se k vymezení sestavy v prostoru byly nastaveny na kortikální a spongiózní kosti. U volných konců obou kostí bylo zamezeno posuvům ve všech směrech (Obr. 10.2).

Největší síla, resp. tlak působí na zubech molárového úseku. Zvolena byla pro řešení této úlohy hodnota žvýkací síly 400 N, která byla přepočítána na tlak 5 MPa. Všechny prvky jsou vytvořeny se společnou sítí na hranicích, není tedy třeba vytvářet kontaktní dvojice.



Obr. 10.2: Okrajové podmínky.

Model materiálu

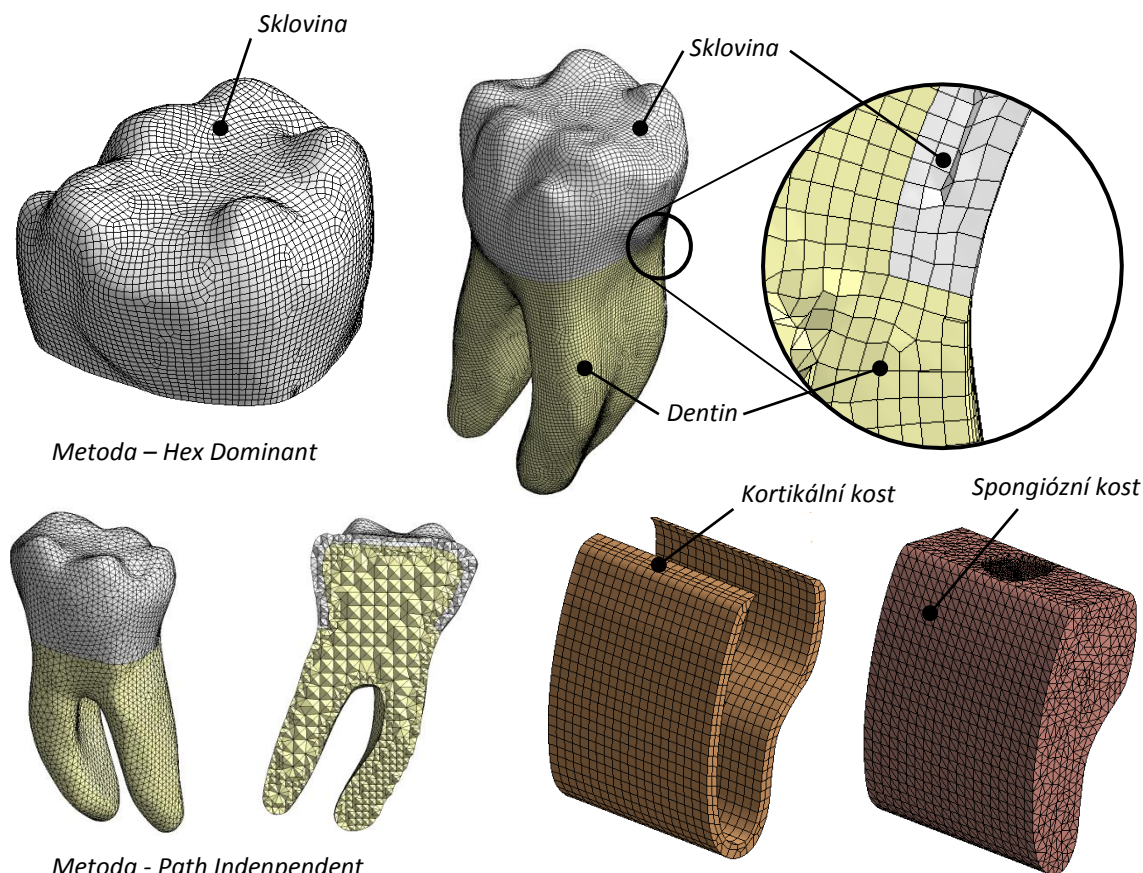
Z hlediska úrovně řešeného problému je vhodným a ověřeným modelem mechanických vlastností model homogenní izotropní lineárně pružný, který je jednoznačně popsán dvěma materiálovými charakteristikami, modulem pružnosti v tahu (E) a Poissonovým číslem (μ), (Tab. 10.1).

Materiál	E [MPa]	μ [-]
Sklovina (str. 14)	80 000	0.3
Dentin (str. 14)	18 600	0.3
Kortikální kost (str. 27)	13 700	0.3
Spongiózní kost (str. 27)	1 370	0.3
Amalgám (str. 19)	15 870	0.3
Kompozitní pryskyřice (str. 19)	6 260	0.3

Tab. 10.1: Materiálové charakteristiky.

MKP model

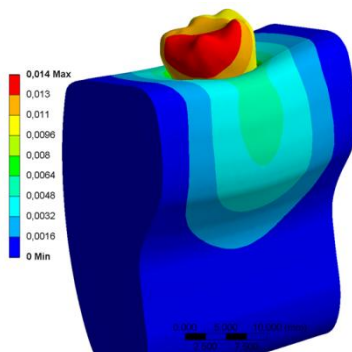
Přesnost výpočtu je především závislá na množství elementů a jejich charakteristikách, pomocí kterých je výpočtový model definován. Při diskretizaci modelů je snaha vytvořit co nejpravdělnější síť s jemnými prvky (Obr. 10.2). Při tom je nutné využívat funkcí, které umožňují upravovat velikosti prvků: především dělení hran, nastavení velikosti prvku pro celý objem. V programu ANSYS Workbench je možné použít dvě metody. Síť tvořenou hexaedry – metoda Hex Dominant, a metoda Path Independent, která vytvoří pravidelnou síť z tetraedrů [204].



Obr. 10.3: MKP model zubu.

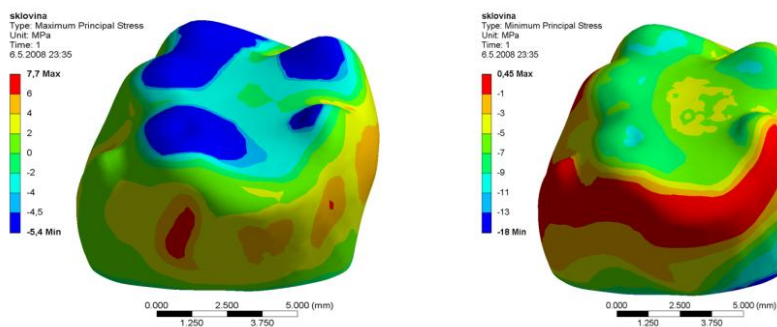
10.1.2 Deformačně napěťová analýza zdravého zubu

Pro posouzení soustavy s výplní je nutné znát mechanické poměry u zdravého zubu. Na Obr. 10.4 je vykreslen posuv zubu při 200% znásobení zobrazení oproti realitě. Celkový posuv dosahuje hodnoty 0.014 mm u meziolinguálního hrbolku a zub se natačí linguálním směrem.

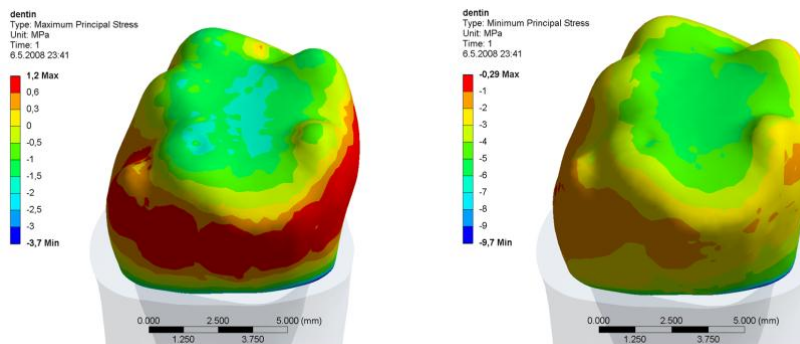


Obr. 10.4: Posuv Usum [mm].

Na Obr. 10.5 jsou zobrazeny průběhy hlavních napětí. Je patrné, že na hrbolky zubu působí nejvyšší tlakové namáhání. Tato skutečnost se shoduje s reálným pozorováním. V řešené úloze se tlakové namáhání pohybuje mezi hodnotami 4.5 až 5.4 MPa. Vlivem rozdílu mezi posunutím hrbolků na linguální a bukalní straně vznikají po obvodu skloviny tahová namáhání v rozmezí 3 až 6 MPa. Maximální hodnota σ_1 je uprostřed zubní korunky na meziální ploše a dosahuje hodnoty 7.7 MPa. Po celém obvodu skloviny σ_3 je blízké nule. Na Obr. 10.6 je vidět, že na rozhraní mezi sklovinou a dentinem je hodnota tlakového namáhání menší než na povrchu skloviny. Dentin je zatížen menším tlakovým namáháním.



Obr. 10.5: První hlavní a třetí hlavní napětí na sklovině zubu [MPa].



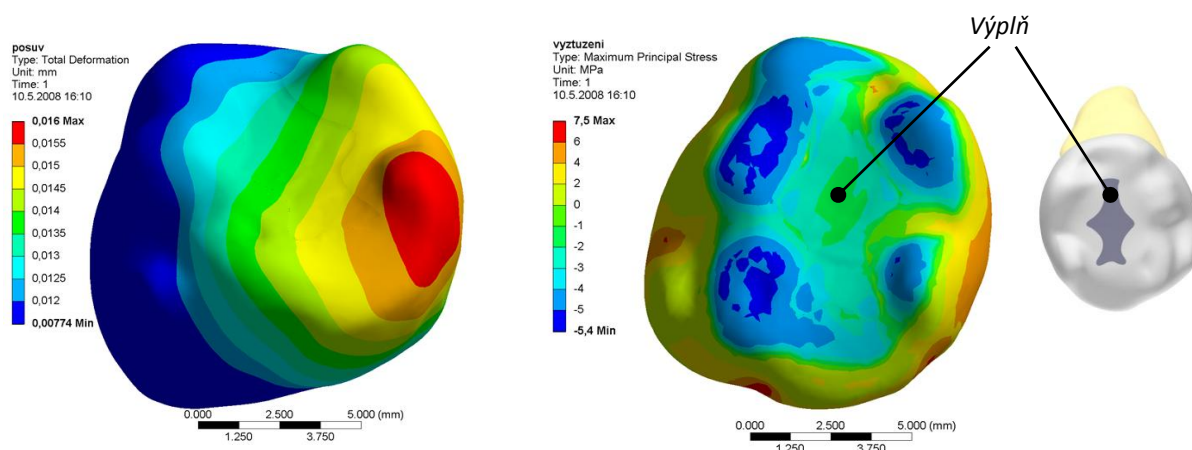
Obr. 10.6: První hlavní a třetí hlavní napětí dentinu [MPa].

10.1.3 Deformačně napěťová analýza sanovaného zubu

Ve výpočtech jsou uvažovány dva druhy materiálu pro zhotovení výplně, amalgám a kompozitní pryskyřici.

Amalgám

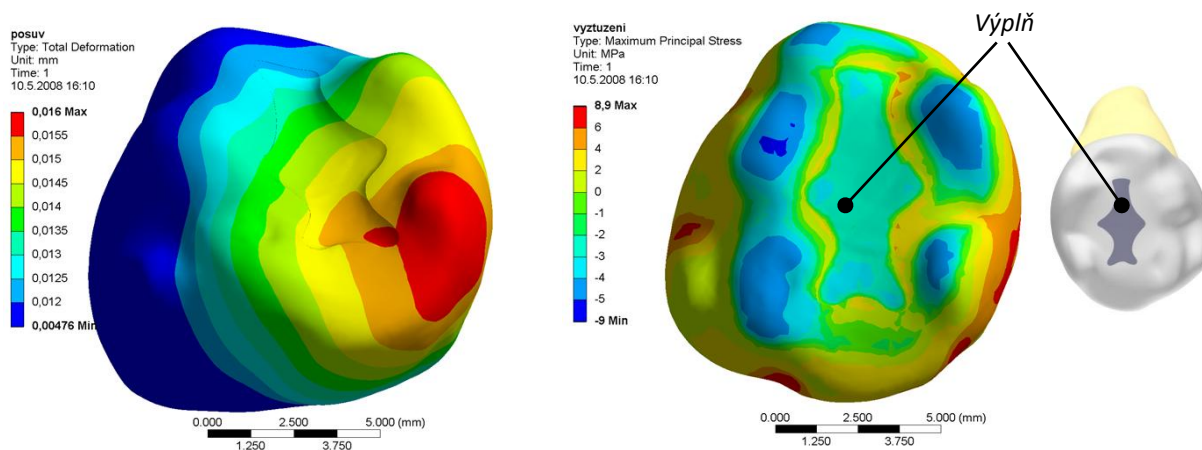
Amalgám se svým modulem pružnosti v tahu přibližuje modulu pružnosti v tahu dentinu. Výplň tvořená amalgámem se na rozhraní výplň – dentin chová téměř jako zdravý zub. Pro názornost je deformovaný tvar v 600 násobném zvětšení (Obr. 10.7).



Obr. 10.7: Deformace [mm] a první hlavní napětí skloviny s amalgámovou výplní [MPa].

Pryskyřice

Modul pružnosti v tahu u kompozitní pryskyřice je nižší než u amalgámu a při aplikaci tohoto materiálu dochází ke měně tuhosti sanovaného zubu (dentinu, skloviny). Toto vyztužení je menší než při použití amalgámu. Pro názornost je deformovaný tvar v 600 násobném zvětšení (Obr. 10.8).



Obr. 10.8: Deformace [mm] a první hlavní napětí skloviny s kompozitní pryskyřicí [MPa].

10.1.4 Závěr

Rozdílné velikosti hlavního napětí σ_1 pro zdravý a sanovaný zub jsou způsobeny tím, že byla porušena soudržnost skloviny a tím i její celková tuhost. Chybějící sklovina byla nahrazena výplňovým materiálem, který nedosahuje takových materiálových charakteristik jako má sklovina.

10.2 Deformačně napěťová analýza diskového implantátu [185]

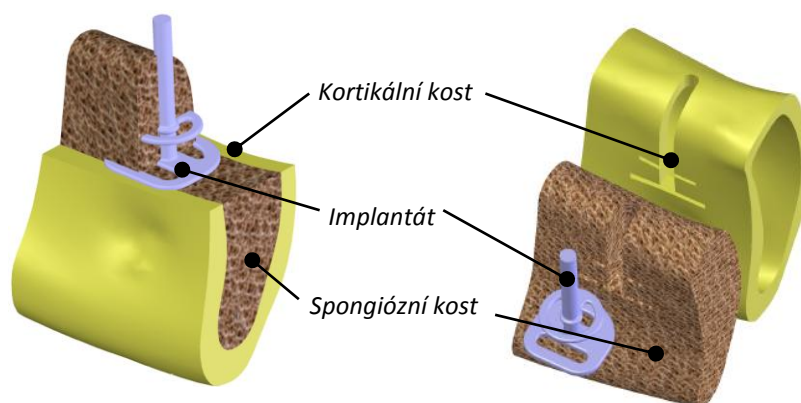
Diskové implantáty mají použití v případech, kdy nelze použít jiné konvenční implantáty. Především jsou zaváděny do lidské čelisti, kdy není dostatečné množství kvalitní kosti k umístění implantátu. Diskové implantáty mají tvar obráceného písmene T a jejich spodní disková část je pevně ukotvena v kosti (Obr. 10.9).

Implantáty se do čelisti zavádějí ze strany, kdy se pomocí vrtáků a fréz vytvoří vhodné lože. Pacient je v lokální anestezii. Při preparaci kosti je třeba dodržovat správnou rychlost otáček nástroje a kost dostatečně chladit, aby nedošlo k poškození její regenerativní schopnosti vlivem popálení. Poté se implantát vloží do kosti a zajistí se jeho primární stabilita. Implantáty jsou zavedeny během jediného operativního zákroku a mohou být následně okamžitě zatíženy. V následující části bude popsána tvorba výpočtového modelu a provedena deformačně napěťová analýza.

10.2.1 Tvorba výpočtového modelu

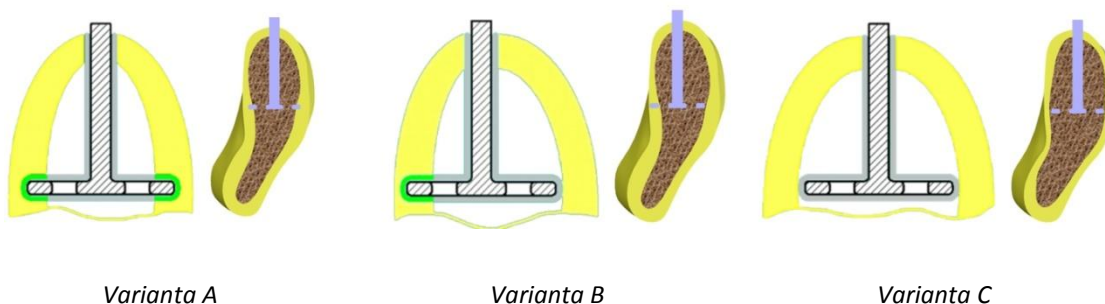
Výpočtový model můžeme rozdělit na tři relativně samostatné části: model geometrie, model materiálu a model vazeb. Dále je popsána tvorba těchto dílčích částí a diskretizace modelu.

Model geometrie



Obr. 10.9: Model geometrie dvoudiskového implantátu.

Jsou řešeny dva implantáty s jedním a dvěma disky pro tři varianty uložení implantátu v kosti (Obr. 10.10). U varianty A dochází k mechanické interakci disku implantátu s vnější i vnitřní kortikální kostí. U varianty B pouze s vnější kortikální kostí a u varianty C je disk implantátu menší než prostor mezi vnější a vnitřní kortikální kostí. U této varianty je disk implantátu v mechanické interakci pouze se spongiózní kostí.

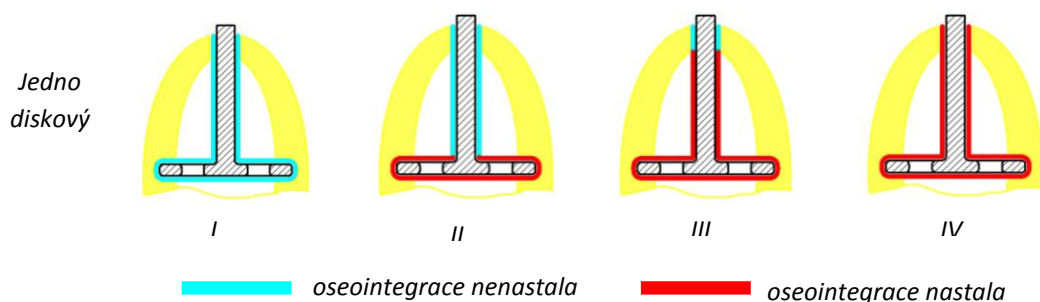


Obr. 10.10: Varianty uložení implantátu v čelisti.

Model vazeb a zatížení

Z hlediska spojení mezi implantátem a kostí jsou v celé práci uvažovány dva stavy. Stav, při němž došlo ke spojení a nastala úplná oseointegrace (pevné spojení BONDED Always) a stav kdy nedošlo ke spojení (kontakt STANDART) kosti s implantátem a dochází tak k relativním posuvům mezi kostí a implantátem. V klinické praxi se objevují případy, kdy dojde k selhání tj. mezi implantátem a kostí dojde k vytvoření přechodové vazivové vrstvy (toto je nepřipustný stav a není ve studii řešen). Ve studii jsou uvažovány 4 stadia oseointegrace (Obr. 10.11).

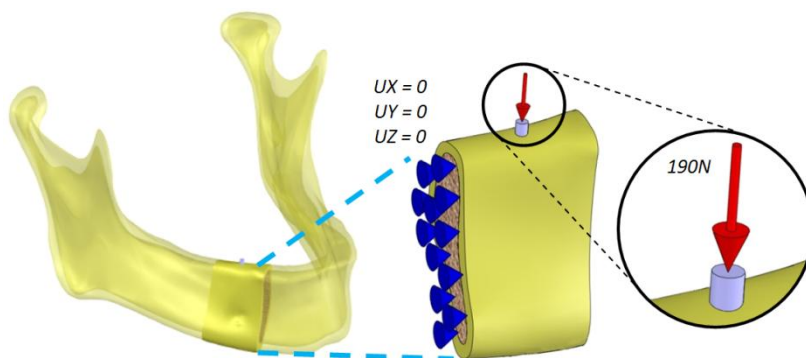
V literatuře je možné nalézt koeficienty tření simulující oseointegraci v průběhu hojení [26]. S rostoucí dobou hojení je koeficient vyšší a po 48 týdnech dosahuje hodnoty 1.



Obr. 10.11: Stádia oseointegrace.

Zub je při žvýkání zatěžován v obecném směru. Při rozložení zatížení do koronopikálního, bukolinguálního a mesiodistálního směru je největší složka zatížení ve směru koronopikálním, jejíž velikost je 190 [N] (Obr. 10.12).

Model kosti je vázán k základnímu tělesu v příčném průřezu na straně TP klubu zamezením všech posuvů ve všech jeho bodech. Implantát s kostí je vázán podle stupně oseointegrace (Obr. 10.12).



Obr. 10.12: Okrajové podmínky.

Model materiálu

Z hlediska úrovně řešeného problému je vhodným a ověřeným modelem mechanických vlastností model homogenní izotropní lineárně pružný, který je jednoznačně popsán dvěma materiálovými charakteristikami, modulem pružnosti v tahu (E) a Poissonovým číslem (μ), (Tab. 10.2).

Materiál	E [MPa]	μ [-]
Spongioza (str. 27)	20 - 300	0.3
Kortika (str. 27)	13700	0.3
Titan (str. 40)	105 000	0.3

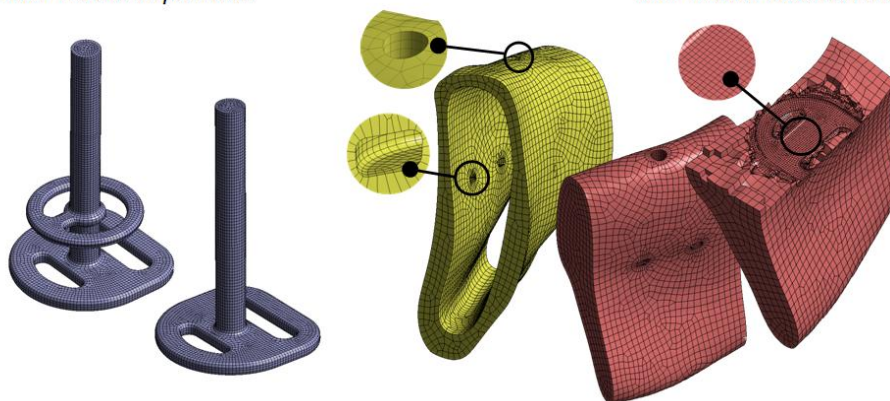
Tab. 10.2: Mechanické vlastnosti.

MKP model

K vytvoření výpočtového modelu pro výpočtové řešení metodou konečných prvků je nutné provést diskretizaci s ohledem na výpočetní systém, pomocí kterého je řešení realizováno. V tomto případě se jedná o výpočtový systém Ansys 11. Při diskretizaci bylo využito prvků SOLID187 a SOLID186 a při realizaci kontaktní vazby prvků CONTA 174 a TARGET 170 [204]. Diskretizaci je nutné věnovat maximální pozornost (Obr. 10.13).

MKP model implantátů

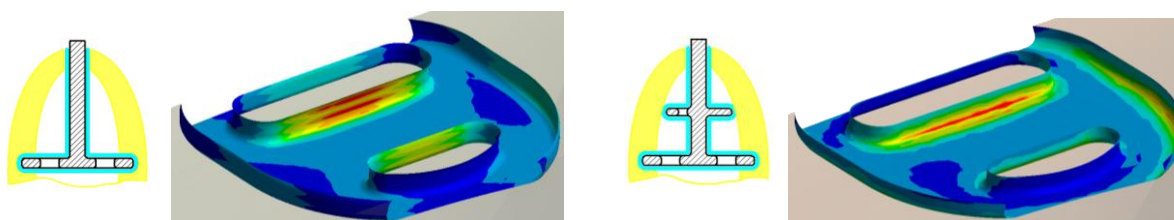
MKP model kostních tkání



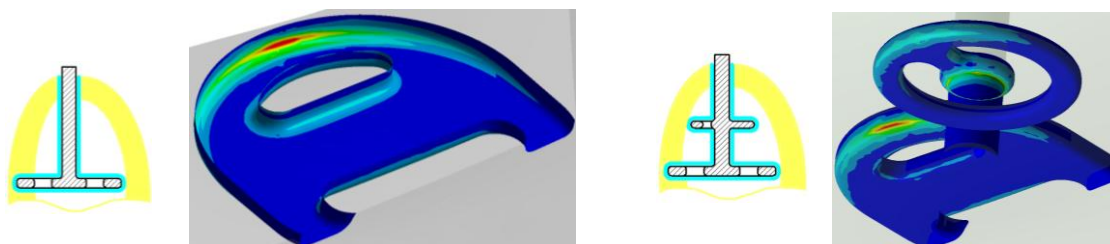
Obr. 10.13: MKP model.

10.2.2 Deformační analýza kostní tkáně

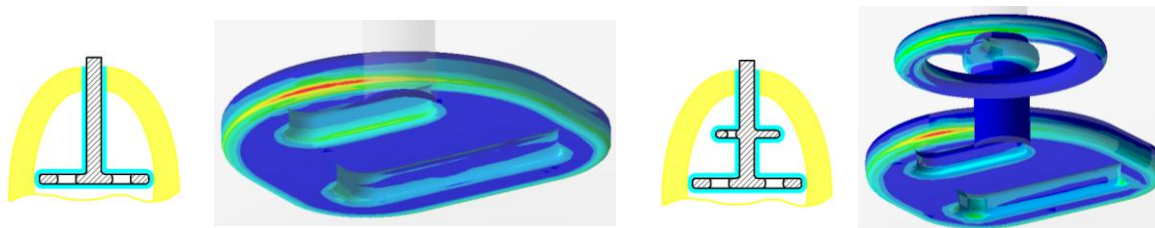
Na rozdíl od implantátu, který je technickým dílem vytvořeným člověkem a jehož mechanické vlastnosti je možné ovlivnit např. konstrukcí, použitým materiálem a vhodnou aplikací, prostředků k zlepšení mechanických vlastností kostní tkáně je podstatně méně. Uváží-li se jejich dostupnost, účinky na organismus a v neposlední řadě cena, je možné konstatovat, že nejsou téměř žádné. Analýza mechanických veličin popisujících stav kostních tkání zatíženého segmentu je z uvedených důvodů významná. Analyzovanou veličinou je intenzita přetvoření spongiózní kostní tkáně, protože v literatuře lze nalézt práci, která na základě intenzity přetvoření kostní tkáně (Obr. 10.14, Obr. 10.15 a Obr. 10.16) vymezuje oblast fyziologické remodelace, mírného přetížení a oblast patologického přetížení.



Obr. 10.14: Isolinie přetvoření ve spongiózní kosti - uložení A.

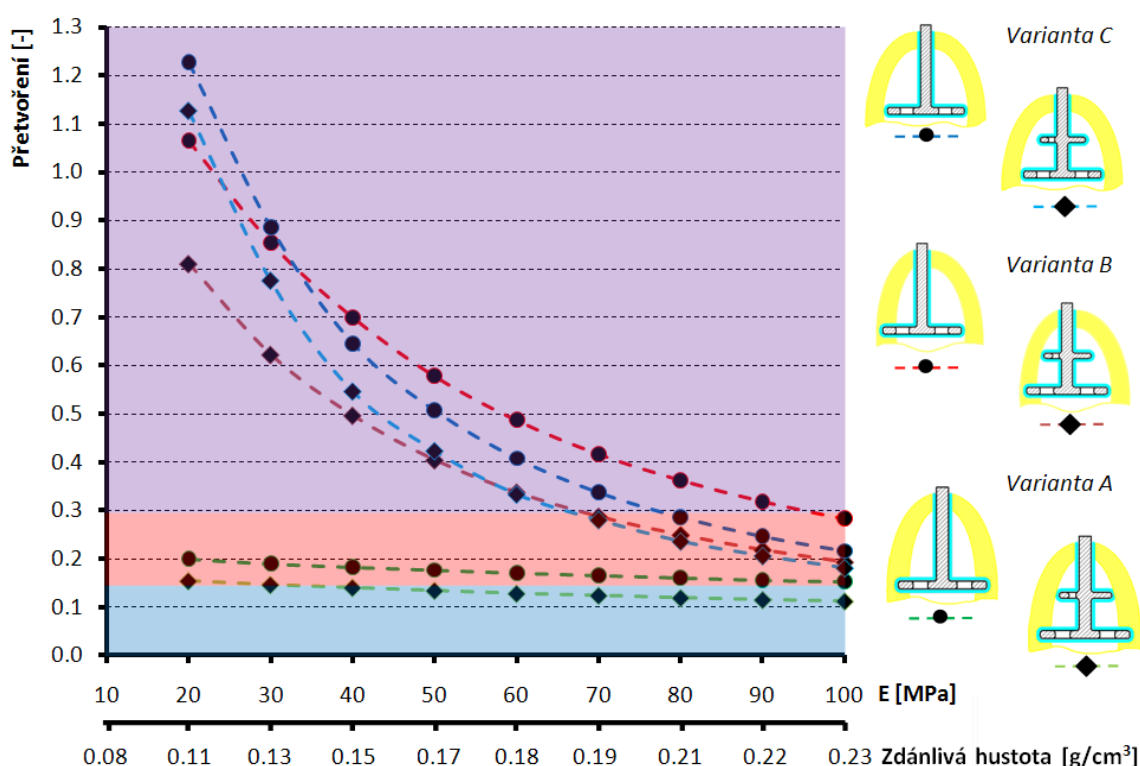


Obr. 10.15: Isolinie přetvoření ve spongiózní kosti - uložení B.



Obr. 10.16: Isolinie přetvoření ve spongiózní kosti – uložení C.

Byla prokázána a v literatuře popsána, korelace mezi modulem pružnosti spongiózní kosti a její zdánlivou hustotou (str. 21). Aproximační vztahy vyjadřující tuto korelaci jsou součástí Obr. 6.22. Aplikací korelačních vztahů mezi modulem pružnosti v tahu a zdánlivou hustotou kostní tkáně můžeme výsledky předložené v této studii vyjádřit v závislosti na této veličině, kterou u jednotlivých pacientů lze měřit (Obr. 10.17).

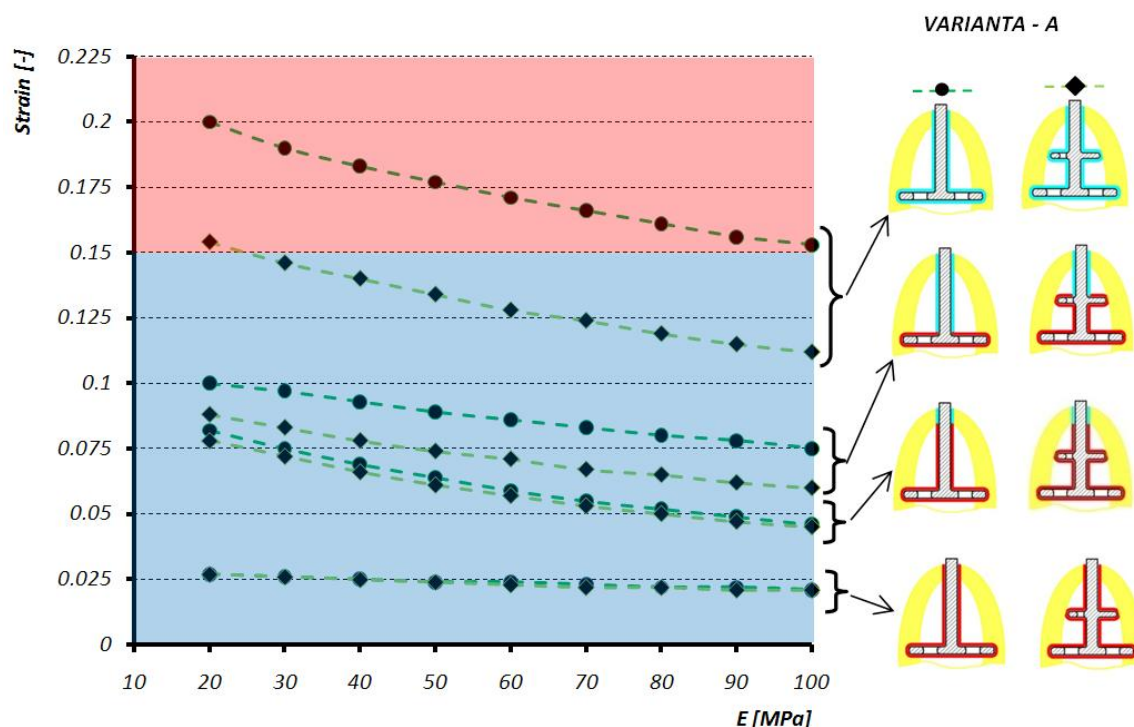


Obr. 10.17: Závislost intenzity přetvoření na modulu pružnosti a zdánlivé hustotě pro varianty uložení A, B, C implantátu s jedním a dvěma disky při první stupni oseointegrace.

Z následujícího grafu je patrné, že závislost intenzity přetvoření na hodnotě modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně má stejný charakter jak pro implantát s jedním, tak se dvěma disky. U implantátu se dvěma disky jsou pouze hodnoty přetvoření menší. V grafu jsou podle Frosta vyznačeny tři významné oblasti stavu kostní tkáně v závislosti na hodnotě intenzity přetvoření. První oblast, s hodnotou intenzity přetvoření v rozsahu 0.005 – 0.15, je oblastí fyziologického namáhání s fyziologickou remodelací kostní tkáně. Druhá oblast, s rozmezím 0.15 – 0.30, je oblastí mírného přetížení a poslední je oblast patologického přetížení s hodnotou intenzity přetvoření vyšší než 0.3.

Z uvedeného grafu je zřejmé, že po zavedení implantátu, kdy není žádná část implantátu s kostí oseointegrovaná, je v oblasti fyziologického namáhání pouze implantát se dvěma disky, přičemž spodní disk je na obou stranách v kortikální kosti (varianta A).

V následující analýze je pozornost zaměřena na závislost mezi stupněm oseointegrace a intenzitou přetvoření. V grafech, na následujícím obrázku (Obr. 10.18), jsou vyneseny veličiny, které nám umožní tuto analýzu provést. Dále jsou vyznačeny pásma stavu kostní tkáně podle Frosta.

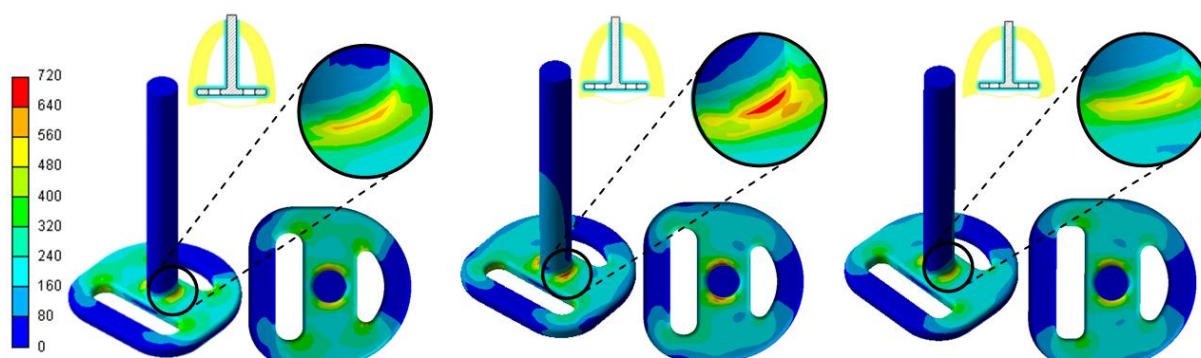


Obr. 10.18: Závislost intenzity přetvoření na modulu pružnosti spongiotiskové tkáně pro jednotlivé stupně oseointegrace, varianta A uložení implantátu.

Z uvedených závislostí vyplývá, že pro variantu uložení A implantátu u všech stupňů oseointegrace a v rozsahu modulu pružnosti spongiotiskové kosti 20-100 MPa leží oba typy implantátu v oblasti fyziologického namáhání. Výjimkou je pouze implantát s jedním diskem pro první stupeň oseointegrace.

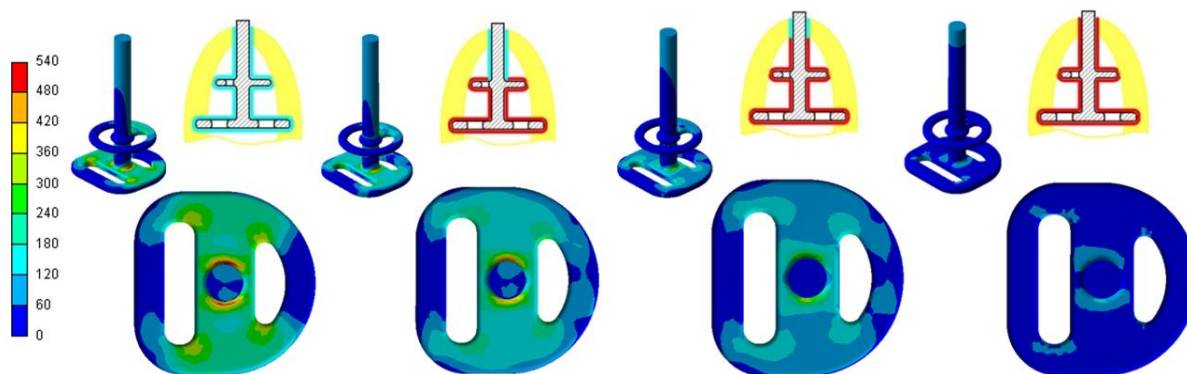
10.2.3 Napěťová analýza diskového implantátu

Implantáty jsou vyrobeny z titanu, u kterého známe materiálové charakteristiky zjištěné mechanickými zkouškami. Můžeme 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 Missesovi podmínky HMM (Obr. 10.19 a Obr. 10.20).



Obr. 10.19: Vliv uložení na napjatost jedno-diskového implantátu.

Na Obr. 10.19 je ilustrativně vykresleno řešení pro zcela nepřirostlé implantáty (stádium oseointegrace I) a modul pružnosti spongiózní kosti 100 MPa. Aby byla analýza přehlednější, jsou výsledky vykresleny s jednou barevnou škálou. Nebezpečné místo na implantátu vznikalo v oblasti zaoblení, kde krček přechází do disku (detail Obr. 10.19). Z průběhů isolínií je vidět, že při uložení variantou A dojde k rovnoměrnému rozložení napětí po diskové části implantátu, na rozdíl od uložení variantou B, kde napětí vlivem uložení dosahuje nejvyšších hodnot. U varianty C se napětí také rozkládá rovnoměrně, avšak toto uložení nelze považovat za korektní, jelikož implantát není v kosti stabilní.



Obr. 10.20: Vliv oseointegrace na napjatost dvou-diskového implantátu.

Největší vliv na napjatost v implantátu má stádium vhojení, jak je patrné z Obr. 10.20. Při zcela oseointegrovaném implantátu jsou napětí podstatně nižší, než je tomu v případě, kdy implantát není přirostlý ke kosti tj. situace, která nastane po implantaci.

10.2.4 Závěr

Na dosažení fyziologického namáhání kostní tkáně má největší vliv uložení implantátu. Pouze varianta A implantátu se dvěma disky zaručuje možnost zatěžování implantátu bezprostředně po aplikaci, nezávisle na kvalitě kostní tkáně. Pokud při implantaci dojde k odchylce od uložení A, je nutné vytvořit podmínky pro oseointegraci.

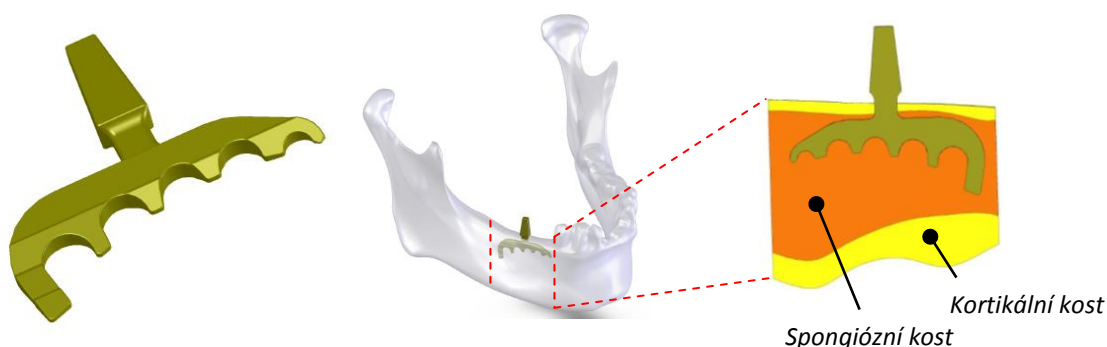
Nejpříznivější z hlediska napěťové analýzy je uložení implantátu variantou A, kdy je implantát opřen o vnější i vnitřní kortikální kost. U dvoudiskového implantátu jsou hodnoty napětí nižší, horní disk přenáší část napětí. Nebezpečným místem z hlediska mezního stavu pružnosti je přechod mezi krčkem implantátu a diskovou částí. V tomto místě dochází nejčastěji k únavovému lomu těchto implantátů [153]. Největších napětí je dosahováno případě kdy je implantát zaveden do čelisti tak, že je opřen pouze o vnější kortikální kost (varianta uložení B).

10.3 Deformačně napěťová analýza žiletkového implantátu [188]

Čepelkové implantáty se používají k uložení můstku v kombinaci s vlastními zuby. Tyto implantáty nemohou být téměř nikdy samostatné. Jejich výhoda je v malé náročnosti na množství kosti potřebné k implantaci. Z klinických pozorování dochází k úbytku okolní kostní tkáně. Tyto vlivy mohou vést k uvolnění implantátu. V následujícím textu bude provedena analýza z hlediska zatížení implantátu.

10.3.1 Tvorba výpočtového modelu

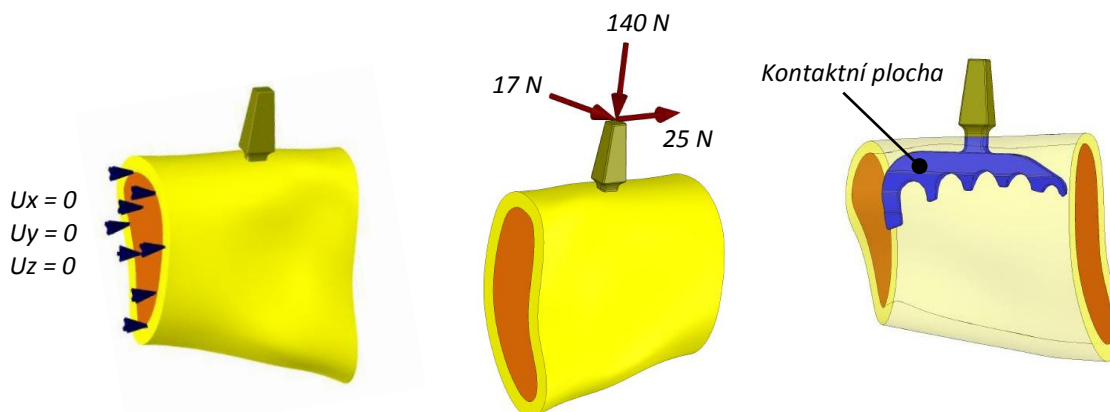
Model geometrie



Obr. 10.21: Model geometrie segmentu čelisti s žiletkovým implantátem.

Implantát je zaveden do stejného místa jako v předchozí analýze diskový implantát. K interakci s kortikální kostní tkání dochází pouze v místě krčku implantátu (Obr. 10.21).

Model vazeb a zatížení



Obr. 10.22: Model vazeb a okrajových podmínek.

Implantát je řešen s dostatečně velkým okolím kosti dolní čelisti tak, aby vzniklé silové působení neovlivňovalo deformaci a napjatost mimo tuto řešenou oblast. Zamezíme posuvům ve všech uzlech ležících v rovině řezu blíže k čelistnímu kloubu, což jednoznačně určuje polohu dolní čelisti s implantátem v prostoru. Žvýkání je simulováno prostorovým nesymetrickým zatížením implantátu. Jednotlivá zatížení jsou volena ve směru kranio – kaudálním 140 N, vestibulo – orálním 17 N a disto – mesiálním 25 N (Obr. 10.22) [98], [85], [181]. Interakce mezi implantátem a kostní tkání je simulována kontaktem. Implantát je nutné před zatížením nechat několik měsíců oseointegrovat, proto byl nastaven u kontaktu MPC algoritmus a spojení BONDED (always).

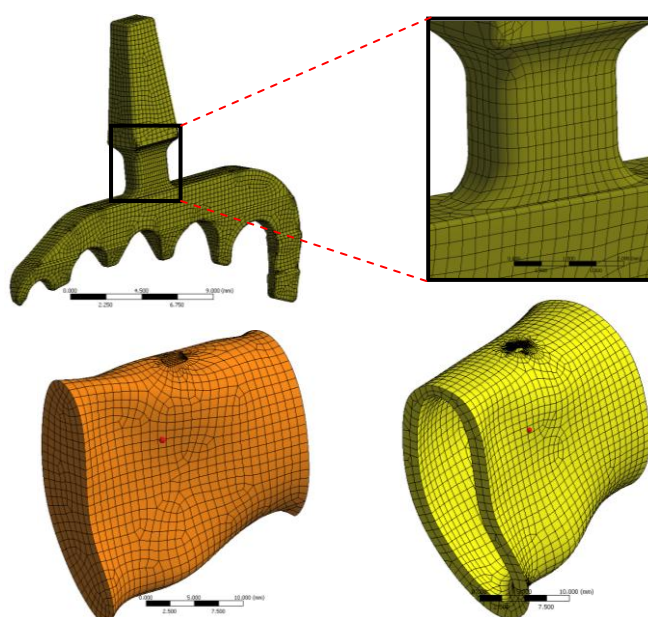
Model materiálu

Z hlediska úrovně řešeného problému je vhodným a ověřeným modelem mechanických vlastností model homogenní izotropní lineárně pružný, který je jednoznačně popsán dvěma materiálovými charakteristikami, modulem pružnosti v tahu (E) a Poissonovým číslem (μ), (Tab. 10.3).

Materiál	E [MPa]	μ [-]
Spongióza (str. 27)	20 - 1000	0.3
Kortika (str. 27)	13700	0.3
Titan (str. 40)	105 000	0.3

Tab. 10.3: Mechanické vlastnosti.

MKP model

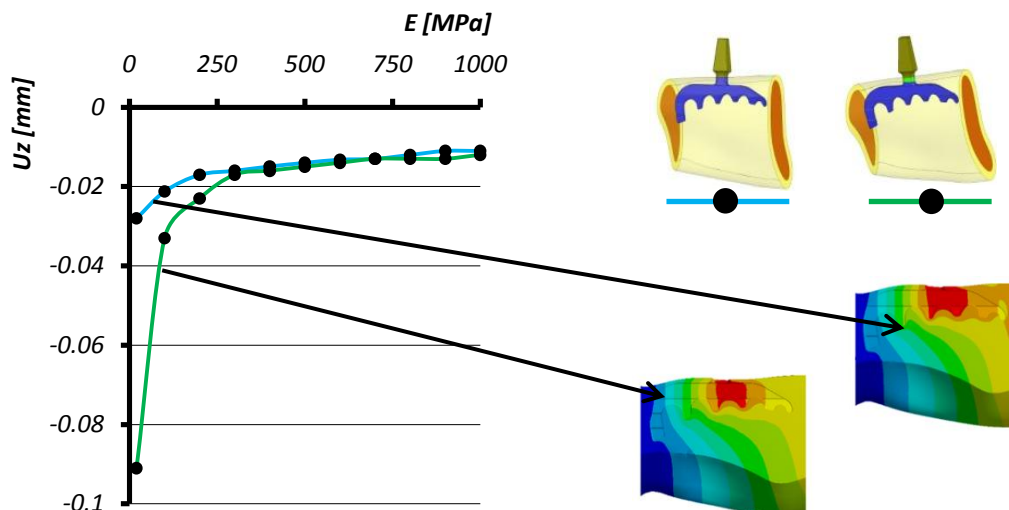


Obr. 10.23: MKP model.

Při diskretizaci implantátu byly voleny solid prvky (*HexDominant*) s globální velikostí elementu 0.3 mm. V možných místech koncentrátoru napětí, v místech krčku byla síť mapována (detail Obr. 10.23). Model geometrie kortikální kosti byl diskretizován hrubější sítí o velikosti elementu 1 mm. Jemnější a pravidelnější síť byla vytvořena v místech styku dvou těles na krčku o velikosti elementu 0.1 mm pomocí dělení hran a ploch. Pro vytvoření konečnoprvkové sítě spongiózní kosti byly použity solid prvky, (*HexDominant*) s globální velikostí elementu 1 mm. V místě spojení s implantátem a možných místech vzniku koncentrátorů byla volena velikost elementu na hrany a na plochy 0.2 mm.

10.3.2 Deformační analýza kostní tkáně

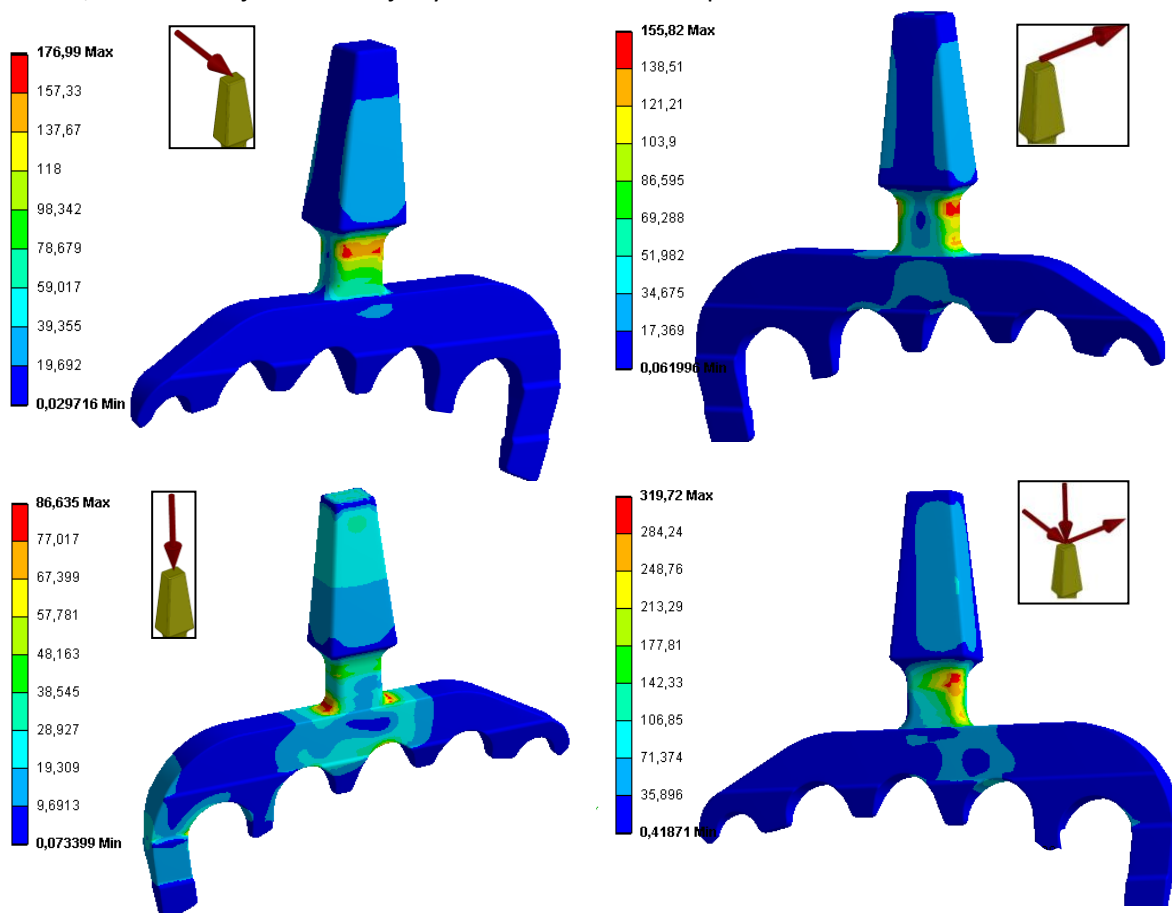
Závislost posuvů spongiózní kosti na jejím modulu pružnosti při zatížení třemi silami je vykreslena na Obr. 10.24. K značnému snížení posuvů dochází v případě, že je modul spongiózní kosti vyšší jak 100 MPa. Při těchto hodnotách modulu pružnosti nejsou již posuvy U_z spongiózní tak výrazné. Dále je možné posoudit vliv oseointegrace, jestliže není implantát přirostlý v místě krčku ke kortikální kosti, jsou posuvy spongiózní kosti mnohem vyšší.



Obr. 10.24: Závislost posuvů spongiózní kosti na jejím modulu pružnosti.

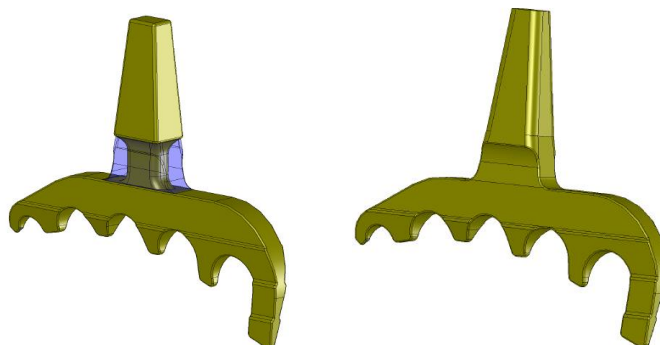
10.3.3 Napěťová analýza diskového implantátu

Z hlediska posouzení pružnosti je věnována pozornost redukovanému napětí HMH. Na Obr. 10.25 je zobrazeno redukované napětí pro jednotlivé varianty zatížení prostorově nesymetrickými silami. Nejprve jednotlivými silami zvlášť (140 N, 25 N a 17 N) a poté všemi dohromady, aby bylo možno posoudit, která síla nejvíce ovlivňuje výsledné redukované napětí.



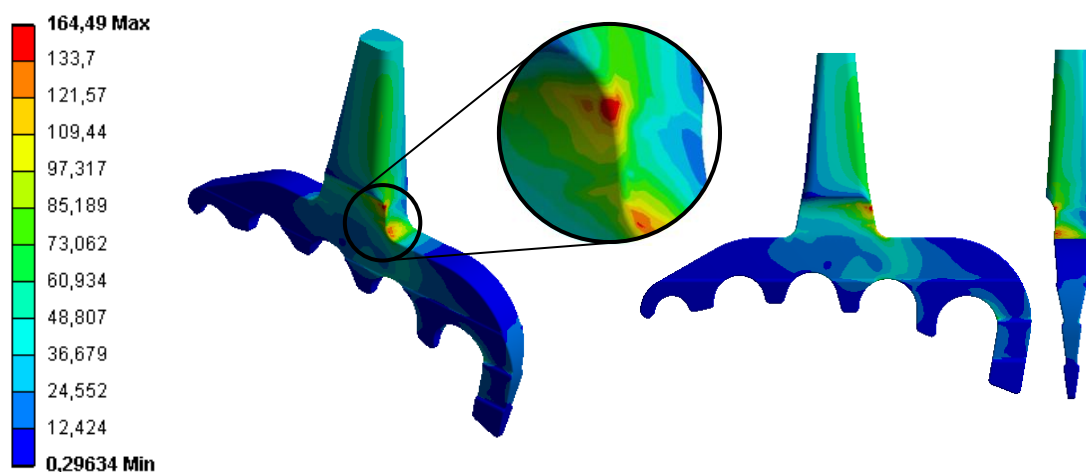
Obr. 10.25: Redukované napětí HMH [MPa] pro různé varianty zatížení.

Nebezpečné místo vycházelo na implantátu v místě krčku. Pro klinickou praxi je vhodné snížit tato nebezpečná napětí. Toho je možné dosáhnout vhodnými konstrukčními úpravami např. odstranit koncentrátor napětí v oblasti krku. Na Obr. 10.26 je ukázána možnost vyztužení krčku implantátu. Změnou geometrie došlo k podstatnému snížení napětí.



Obr. 10.26: Změna tvaru krčku implantátu.

Řešení bylo provedeno pro modul pružnosti spongiózní kosti 400 MPa. Z Obr. 10.27 je patrné, že poloha nebezpečného místa je ve stejné oblasti, jako tomu bylo před úpravami, ale hodnota maximálního redukovaného napětí byla takto snížena o 60%.



Obr. 10.27: Redukované napětí HMM [MPa].

10.3.4 Závěr

Při zavádění žiletkových implantátů je nutné věnovat značnou pozornost probíhající oseointegraci, a to především v místě interakce kortikální kosti s implantátem. Vhodnými konstrukčními úpravami je možné snížit hodnoty redukovaného napětí až o 60%.

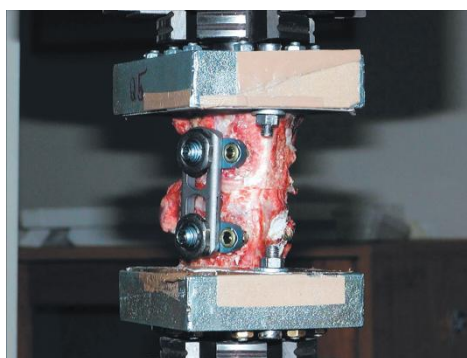
11. Experimentální modelování

V předchozí kapitole bylo na ukázkových příkladech prezentováno výpočtové modelování, jehož úlohou je zjistit deformace a napjatost pomocí metody konečných prvků. K zjištění deformací respektive určení délkových přetvoření můžeme přistupovat i experimentálně. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky disponuje laboratořemi s řadou experimentálních zařízení. Na Obr. 11.1 je zobrazeno univerzální zkušební zařízení ZWICK Z 020-TND, které je vybaveno k využití v oblasti experimentální biomechaniky. Je možné provádět zatěžování vzorku v tahu, tlaku a krutu. Vybavení stroje umožňuje experimentování v oblasti malých hodnot silového působení, což neumožňují běžné technické zkušební zařízení.

Velice často se provádějí experimenty na páteřních segmentech. Cílem těchto měření je zjistit chování páteře jak ve fyziologickém stavu, tak s aplikovaným páteřním fixátorem (Obr. 11.2). Pomocí speciálních funkčních vzorků a jednoúčelových přípravků, je možné upnout do standardního zkušebního stroje a vzorek v něm upnutý při klasické tahové zkoušce zatěžován silovými dvojicemi, které simulují, dle konfigurace vzorku vůči přípravku, flexní, extenzní případně boční ohyb.



Obr. 11.1: Počítačem řízená mechanické experimentální zařízení ZWICK.



Obr. 11.2: Segmenty páteře prasate s aplikovaným fixátorem.

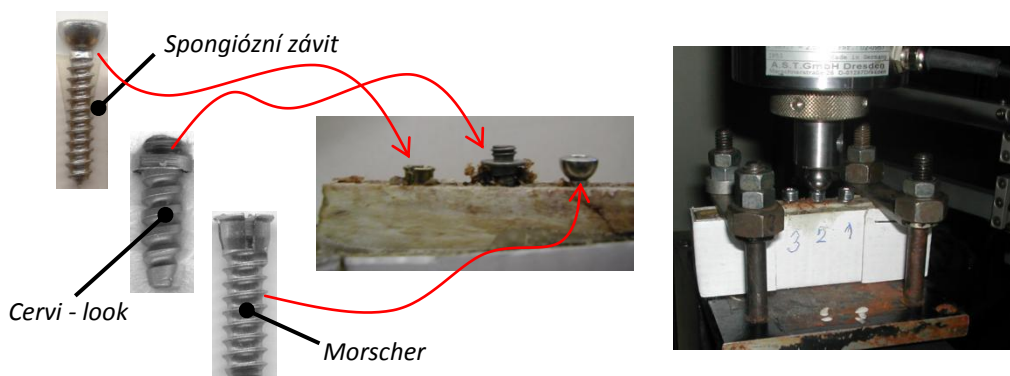
Stručná charakteristika zkušebního stroje

Zkušební stroj ZWICK Z 020-TND je mechanický, počítačem řízený stroj, pro zkoušky jak v tlakové, tak v tahové oblasti. Maximální hodnota zatížení dosahuje 20 000 N. Stroj je vybaven snímačem prodloužení Multi-sens s přesností 0.1 mikrometru. Počítačové řízení umožňuje volbu zátěžného cyklu. K vybavení stroje patří systém zpětné vazby, která umožňuje nastavit i velmi malé rychlosti zatěžování. K uvedenému stroji výrobce dodává velmi široký sortiment přídatného a doplňkového zařízení, včetně širokého softwarového zázemí. Stroj je také doplněn celou řadou přípravků a upínacích prvků vyrobených podle vlastních návrhů a dokumentace.

V současné době je ve výbavě tohoto stroje také torzní hlava s maximální hodnotou krouticího momentu 20 Nm, včetně upínacích hlav pro torzní zkoušky. Zkušební stroj je vybaven měřícími hlavami s rozsahem do 100 N a do 2500 N. V neposlední řadě, součástí tohoto stroje teplotní komora s rozsahem teplot -60 až +250 stupňů Celsia. Uvedené vybavení umožňuje provedení řady biomechanických zkoušek.

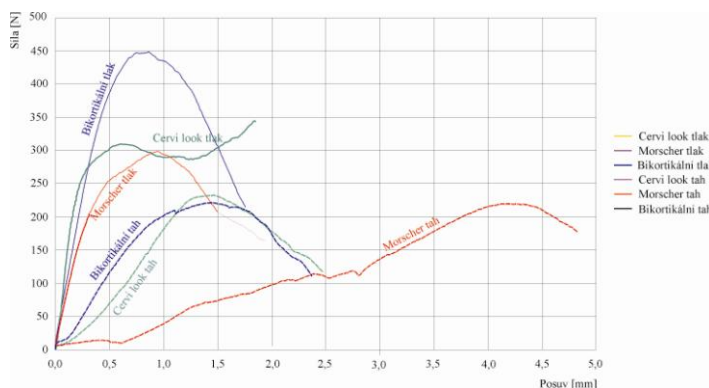
Experimentální vzorky

Biologickou část zkušebního vzorku tvoří část telecího žebra, která je vložena do papírové formy a zalita do durakrylu. Do kosti se následně zašroubují testovací implantáty. Šrouby byly vybrány tak, aby měly rozdílný profil závitů, byly určeny pro aplikaci do spongiózní kostní tkáně, měly rozměry odpovídající šroubovým zubním implantátům a v neposlední řadě byly pro nás dosažitelné. Z posledně uvedeného důvodu se jedná převážně o šrouby používané v krčních páteřních fixátorech (Morscher, Cervi-lock) a spongiózní šroub (Obr. 11.3).



Obr. 11.3: Šrouby, vzorek telecí kosti s aplikovanými šrouby, průběh zkoušky.

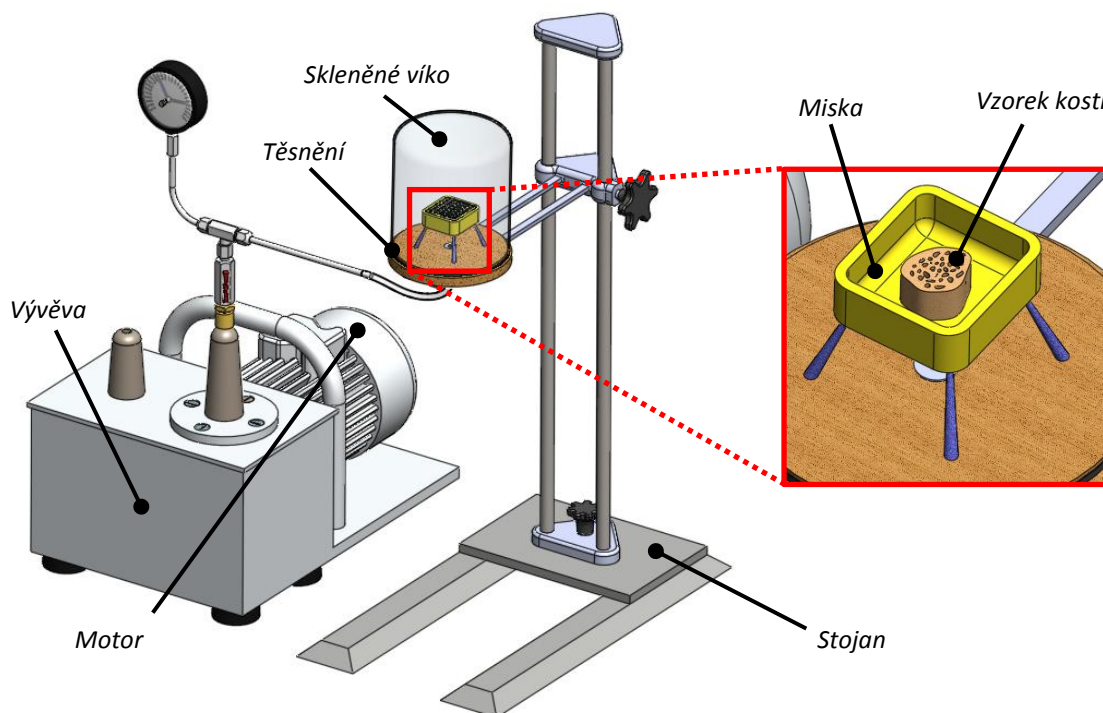
Na Obr. 11.4 je grafické vyjádření závislosti síly a posuvu při monotónním zatěžování v tlakové i tahové oblasti, šroubů z krčních páteřních fixátorů. Z průběhů lze konstatovat, že hodnoty maximálních sil v tlakové oblasti u všech šroubů významně převyšují hodnoty maximálních sil v tahové oblasti.



Obr. 11.4: Závislost síly na posuvu přimonotonním zatěžování.

Experimentálně se také zajišťují vzorky sloužící k získání vstupních informací při tvorbě výpočtových modelů. Například pomocí vývěvy (Obr. 11.5) je možné zalévat strukturu spongiózní kosti tvrdícím plnivem - obarvená epoxidová lepidla. Nejprve se vloží vzorek kosti do misky a zalije epoxidem. Po přiklopení skleněného víka s těsněním je spuštěn motor vývěvy a dojde k odsávání vzduchu. Tím dojde v uzavřené nádobě k podtlaku, který vysaje vzduch i z mezi trámečkového prostoru ve spongiózní kosti a epoxidová pryskyřice vzniklý prostor vyplní. Poté je možné vzorek vyjmout a nechat podle typu epoxidu vytvrdit.

Vzorky (Obr. 11.6) je možné potom řezat a opracovávat aniž by došlo k poškození jednotlivých trámečků. Tímto způsobem je možné sledovat mirko strukturu kostní tkáně.



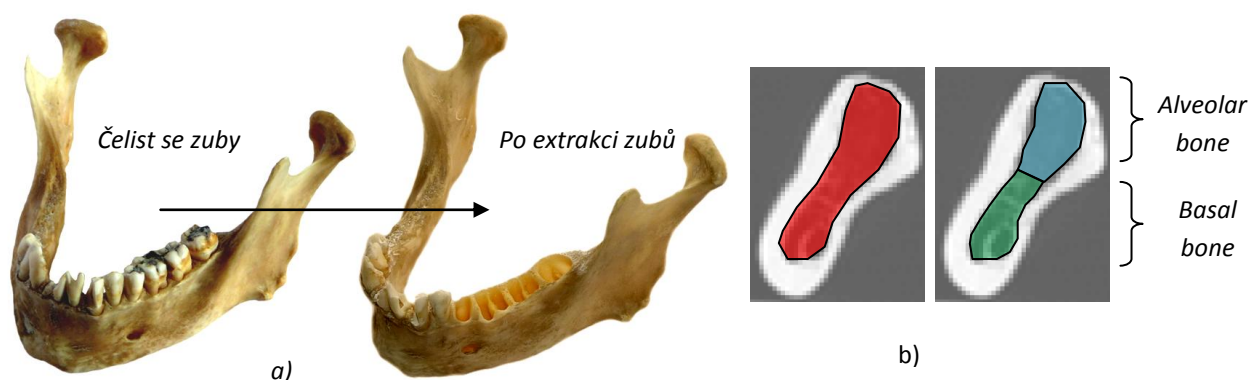
Obr. 11.5: Schéma postupu zalévání vzorku kostí.



Obr. 11.6: Vzorek kosti před a po zalití epoxidem

11.1 Měření kvality kosti v dolní čelisti [174]

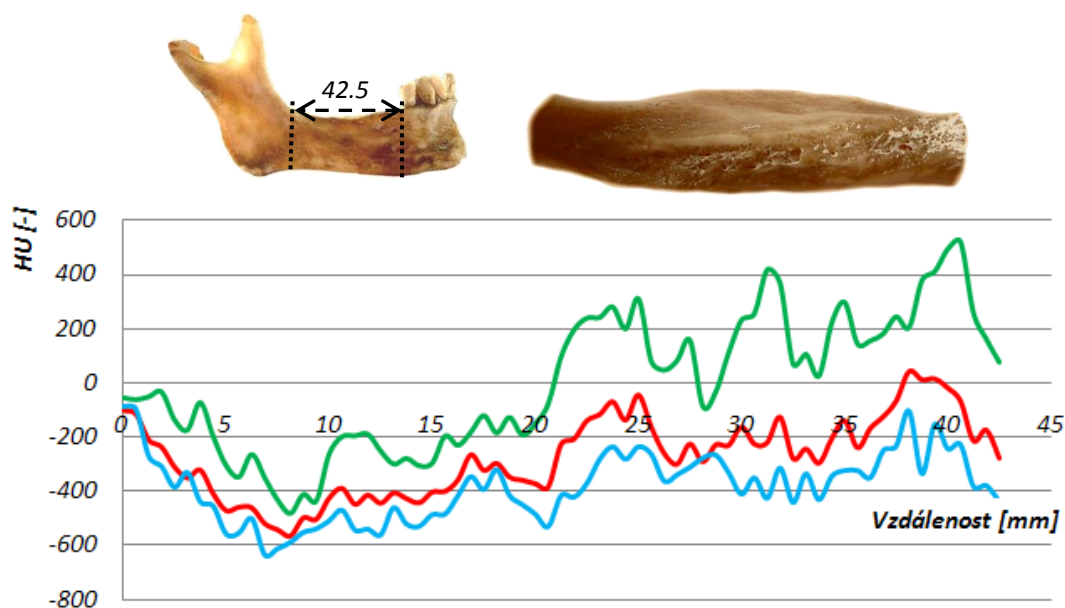
V této kapitole je analyzována kvalita kostní tkáně dolní čelisti, která je částečně bezzubá. V levé části chybí moláry a navíc došlo k částečné resorpci kostní tkáně. Protože v této oblasti nebyly zachovány žádné zuby, tato oblast čelisti nebyla již intraoseálně zatěžována, což vedlo k úbytku objemu 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. 11.7 a)), které obsahovaly amalgámové výplně (při pořizování CT snímků by vznikly v oblasti výplní artefakty, které by získaná data do značné míry ovlivnily, až znehodnotily). V obou analýzách šlo o určení kvalitativních změn průřezu čelisti. Jelikož vyšetřované oblasti jsou poměrně velké (prakticky kompletní řez spongiózní kosti v bukolinguální rovině), byly vedle celého řezu zvlášť analyzovány její alveolární a bazální části (Obr. 11.7 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 analýzách (tj. u levé i pravé strany čelisti) pořizovány v úseku dlouhém 42.5 mm, přičemž vzdálenosti jednotlivých snímků byly 0.625 mm. Jde o poměrně husté snímkování, které bylo umožněno díky tomu, že CT bylo pořizováno na čelisti in vitro.



Obr. 11.7: a) Příprava čelisti na CT – odstranění zubů, b) Definované ROI oblasti.

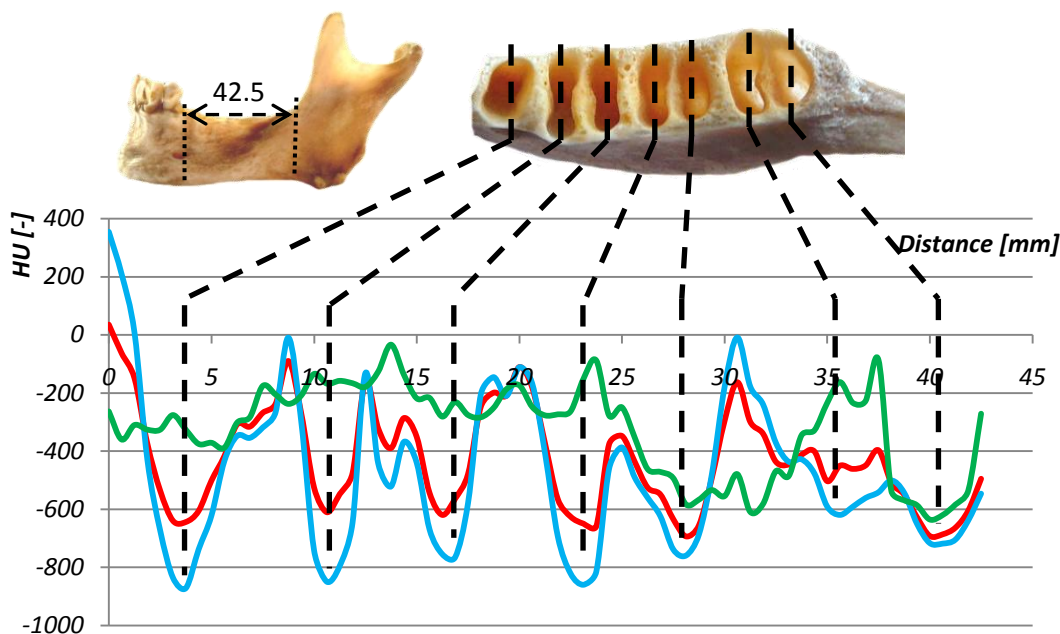
První graf (Obr. 11.8) ukazuje srovnání velikosti HU pro celý řez čelistí (červená barva) s HU alveolární (modrá) a bazální (zelená) částí kosti. Již na první pohled je patrné, že kvalita kosti v alveolární části je poměrně špatná (velmi nízké hodnoty HU) a pokud by šlo o klinický případ, implantace by nebyla bez nutných úprav možná. Naopak v bazální oblasti je dosaženo poměrně dobrých hodnot HU. 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, je tedy jakousi střední hodnotou. Je nutné si uvědomit, že jde o analýzu spongiózní kosti a jak bylo vysvětleno výše, kvůli nižšímu rozlišení nedokáže CT zcela postihnout architekturu spongiózních trámčků. Díky tomu vznikají poměrně velké rozptyly. V molárové oblasti jsou hodnoty menší, než v oblasti premolárů. To je způsobeno tím, že stoličky běžně vypadávají mnohem dříve než premoláry a tak kost podstupuje vyšší stádium resorpce. Ke stejným výsledkům došli i autoři v pracích [130], [82], [137].

Pokud by se u podobného případu, jakým je levá bezzubá část analyzované čelisti, přikročilo k augmentaci, bylo by možné dalšími CT snímky a s využitím programu ROI Analysis sledovat rozvoj kostního štěpu apod. Po aplikaci implantátu by dále bylo možné pomocí CT snímků a programu ROI Analysis sledovat průběh hojení, remodelace kosti a oseointegrace. Vedle rozšířených rezonančních zkoušek stability implantátů pomocí přístroje Periotest (str. 44), tak v ROI Analysis existuje další nástroj sledování pooperačního stavu dentálních implantátů.



Obr. 11.8: Analýza čelisti zhojeného alveolárního výběžku.

Druhý graf (Obr. 11.9) ukazuje stejnou situaci, ovšem na pravé straně téže čelisti, kde k resorpci nedošlo. Zuby byly extrahovány a byla pomocí CT a programu ROI Analysis provedena analýza molárové oblasti čelisti s nezarostlými alveoly po čerstvě extrahovaných zubech. Na grafu jsou patrné lokální minima průběhů HU v místech alveolů. Tato minima dosahují až -900 HU, což je již v podstatě hodnota vzduchu.



Obr. 11.9: Analýza čelisti po extrakci zubů.

11.1.1 Závěr

Zpracování CT obrazu je jedním z účinných nástrojů, který umožňuje kvantitativní i kvalitativní hodnocení kostní tkáně. Tento způsob klasifikace a hodnocení kostní kvality je velmi důležitý, například při zavádění zubních implantátů.

12. Závěrečné zhodnocení projektu

Cílem tohoto projektu je zkvalitnění a rozšíření výuky předmětu biomechanika II. Biomechanika je neustále se dynamicky rozvíjející obor jak do obsahu, tak do hloubky. Tato práce pojednává o stomatologické biomechanice a je rozdělena na dvě oblasti. Teoretická část, v které jsou vymezeny jednotlivé prvky (popis, vlastnosti a charakteristiky), provedeno experimentální měření pomocí 3D skeneru a vysvětlení principu segmentace CT snímků včetně vytvoření 3D modelu geometrie. V závěru jsou prezentovány výsledky vybraných úloh včetně analýzy výsledků. Druhá praktická část je zaměřena na tvorbu výpočtového modelu systémovým přístupem v podobě metodických listů. Pro řešení je nutná alespoň minimální znalost software CATIA, SolidWorks a výpočtového systému ANSYS. Řešení projektu bylo rozšířeno o oblast možnosti zpracování informací získaných z počítačové tomografie s využitím metod zpracování obrazu. Z tohoto důvodu byla vytvořena opora v podobě podrobného helpu k software STL Model Creator a ROI Analysis.

Opory jsou vytvořeny pro studenty čtvrtého a pátého ročníku oboru Inženýrská mechanika a biomechanika (program: N3901-2 Aplikované vědy v inženýrství) M - IMB a předpoklad je i využití výsledků projektu pro určitou skupinu problémů řešených v rámci doktorského studia Inženýrská mechanika (program: N3901-4 Aplikované vědy v inženýrství) D - IME.

Výsledky byly prezentovány na několika konferencích (národní a mezinárodní), kde výstupem byly příspěvky ve sbornících. Dále byly výsledky publikovány v recenzovaném časopise Inženýrská mechanika a v případě mezinárodní konference MENDEL 2010 bude článek umístěn v databázi INSPEC a je indexovaný Thomson ISI. Nyní je podaný článek v časopise ACM (Applied and Computational Mechanics) a je v recenzním řízení.

Přínosem této práce je zkvalitnění výuky předmětu biomechanika II. Představení nejmodernějších možností tvorby výpočtového modelu tvarově složitých prvků jakými kosti jsou. Projekt prohlubuje a rozšiřuje znalosti softwaru, který je velice rozšířen v technické praxi (CATIA, SolidWorks, ANSYS, ATOS) bez nárůstu výukových hodin a časových nároků na studenta. Program ATOS je součástí 3D skeneru a v teoretické části je popsán princip měření a získání modelu geometrie v podobě triangulační sítě. Následně je nutná úprava a vytvoření plošného respektive objemového modelu. Na tuto oblast jsou následně zaměřeny praktické úlohy pro studenty. Výsledky práce podstatně aktualizují a zkvalitňují celou biomechaniku kosterně svalové soustavy nejen oblasti týkající se stomatologické biomechaniky.

Součástí řešení byla i tvorba předpřipravených modelů geometrie jako vstupů při řešení praktických úloh. Použití vstupních souborů a vytvoření výpočtového modelu a provedení deformačního a napětového řešení je v metodických listech podrobně popsáno. Navíc byla na 3D skeneru pořízena série tří čelistí a několika zubů, které mohou být využity při zadávání úloh, semestrálních a závěrečných prací.

Celá práce včetně všech vstupních souborů je pro studenty volně dostupná z webových stránek ústavu.

13. Literatura

13.1 Odborné články

- [1] Albrektsson T. et al: Osseointegrated oral implants. J.Periodontol 1988, 59 (287-296)
- [2] Albrektsson T., Brånemark PI., Hansson HA & Lindström J. (1981) Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long- lasting direct bone anchorage in man, Acta Orthopaedica Scandinavica. 52: 155-170
- [3] 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, Vol. 9 (1998), 191-196
- [4] Araceli Boronat López, José Balaguer Martínez, Joana Lamas Pelayo, Celia Carrillo García, Miguel Peñarrocha Diago, Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period, Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2008 Apr1;13(4):E244-7
- [5] Arenal Angel Alvarez, Fernando Sánchez Lasheras, Elena Martín Fernández, Ignacio González A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone, Mathematical and Computer Modelling, Volume 50, Issues 5-6, September 2009, Pages 695-704, Mathematical Models in Medicine & Engineering
- [6] Arnold C. Hrušák, Hrušák D., Dluhoš L., Nanoimplantáty – vlastnosti a indikace, StomaTeam 1/2007, odborná sdělení
- [7] Ashman R. B., Corin J.D., Turner CH (1987). Elastic properties of cancellous bone: Measurement by an ultrasonic technique.J Biomechan 20:979-986.
- [8] Atwood, D.A.: The reduction of residual ridges. A major oral disease entity. Journal of Prosthetic Dentistry 26: 266–279. (1971)
- [9] Borák Libor, Marcián Petr, Florian Zdeněk, Bartáková Sonia, Biomechanical study of disk implants, Engineering Mechanics, Vol. 17, No. 1, pp. 1-12.
- [10] Branemark P.I., Hansson B.O., Adell R., et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132.
- [11] Branemark P.I.: Osseointegration and its experimental background J Prosthet Dent. 50 (1983) p.399.
- [12] Bratu E., Steigmann M. Analyse der strukturalen Spannungen zwischen Implantat und Knochen. Implantologie J 2003; 7:47–49.
- [13] Brianne M. Mulvihill and Patrick J. Prendergast, 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, ISSN 1025-5842
- [14] 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, Vol. 31, No. 7, 2009, Pages 764-769
- [15] Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T., Removal torques for polished and rough titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988 Spring;3(1):21-4.
- [16] Carter D. R., Mechanical properties and composition of cortical bone. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1978, 135, 733-741
- [17] Carter D.R., Hayes WC. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. Science 1976;194:1174–6.
- [18] Cattaneo, P.M., Dalstra, M., Melsen, B., The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement, Journal of Dental Research, Vol.84, No.5, 2005, pp. 428-433.
- [19] Černochová P., Stomatologická klinika LF MU a FN u sv. Anny, Brno, Prakt. zub. Lék., roč. 57, 2009, č. 1, s. 4-10., ISSN 1803-6597
- [20] Cheang P, Khor KA, Addressing processing problems associated with plasma spraying of hydroxyapatite coatings. Biomaterials. 1996 Mar;17(5):537-44.
- [21] Choi Jin-Hugh, Chang-Hun Park, Seung-Won Yi, Hoi-Jeong Lim, Hyeon-Shik Hwang, Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants, Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009 Dec;136(6):766.e1-12; discussion 766-7.
- [22] Chun-Li Lin, Yu-Chan Kuo, Ting-Sheng Lin, 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, Vol. 17 No. 1 February 2005

- [23] 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. *J Orthop Res* 1991;9(5):674–82.
- [24] 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Sep-Oct;15(5):668-74.
- [25] Currey J.D., The effect of porosity and mineral-content on the Young's modulus of elasticity of compact bone, *Journal of Biomechanics* 21 (1) (1988) 131_139.
- [26] Daniel Lin, Qing Li, Wei Li, Ionut Ichim, Michael Swain, Damage Evaluation of Bone Tissues with Dental Implants, *Engineering Materials Vols. 348-349* (2007) pp. 905-908
- [27] Daniel Lin, Qing Lia, Wei Lia, Michael Swainb, Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms, *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials* (2009), 410-432
- [28] Dechow P.C.,Nail G.A., Shwartz C.L., Ashman R. B.: Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am. J Phys AnthroP* 90, 291-306 (1993)
- [29] Degidi, M., Piattelli, A., Gehrke, P., Felice, P. & Carinci, F. (2006) Five year outcome of 111 immediate nonfunctional single restauations. *Journal of Oral Implantology* 32: 277–285.
- [30] Ding Ming, Anders Odgaard, Ivan Hvid: Accuracy of cancellous bone volume fraction measured by micro-CT scanning, *Journal of Biomechanics* 32 (1999) 323-326
- [31] 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*, Vol. 64, No. 2 (2003), 100-107
- [32] 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*, Vol. 64, No. 2 (2003), 100-107
- [33] Dougherty G., Quantitative CT in the measurement of bone quantity and bone quality for assessing osteoporosis, *MEDICAL ENGINEERING & PHYSICS*, Volume 18, Issue 7, Pages 557-568 (October 1996)
- [34] Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U.A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988 Summer;3(2):129-34.
- [35] Esses Steven I., Jeffrey C. Lotz, Wilson C. Hayes , Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single-energy quantitative computed tomography, *Journal of Bone and Mineral Research*, Volume 4, Issue 5, pages 715–722, October 1989
- [36] Fazzalari N. L., M. R. Forwood, K. Smith, B. A. Manthey and P. Herreen, Assessment of Cancellous Bone Quality in Severe Osteoarthritis: Bone Mineral Density, Mechanics, and Microdamage, Volume 22, Issue 4, April 1998, Pages 381-388
- [37] Field Clarice, Qing Li, Wei Li, Michael Swain, Influence of tooth removal on mandibular bone response to mastication, *Oral Biology* 53, (2008), 1129 – 1137
- [38] Forwood M. R., Turner C. H.: Skeletal adaptations to mechanical usage : results from tibial loading studies in rats, *Bone*, Elsevier, New York, NY, ETATS-UNIS (1985), (Revue), ISSN 8756-3282
- [39] 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*, Vol. 28, No 4, 1999, pp. 266-272.
- [40] Frost H. M., Does bone design intend to minimize fatigue failures? A case for the affirmative, *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, ISSN0914-8779 (Print) 1435-5604 (Online), IssueVolume 18, Number 5 / August, 2000 , Pages278-282
- [41] Frost H. M.: Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec* 219: 1-9; 1987.
- [42] Frost H. M.: The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs, *J Bone Miner Metab*. 2000
- [43] Frost H.M. 2003. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*. 275(2):1081–1101.
- [44] Frost H.M., Schoenau E.: The muscle-bone unit in children and adolescents: an overview, 2000, *J. Pediatr Endocrinol Metab* 13:571-590
- [45] Frost H.M.: On our age-related bone loss: insights from a new paradigm. *J Bone Miner Res* 12: 1539-1546. (1997)
- [46] Frost, H. M.: Bone remodelling dynamics. Springfield, IL: Charles C Thomas. (1963)
- [47] Fukase Hitoshi, Functional significance of bone distribution in the human mandibular symphysis, *Anthropological science*, Vol. 115, 55–62, 2007

- [48] Fütterling S., Klein, R., Strasser, W., Weber, H., Automated finite element modeling of a human mandible with dental implants, WSCG (1998)
- [49] Gahleitner Andre, G. Watzek, H. Imhof, Dental CT: paging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws, *Eur Radiol* (2003) 13:366–376
- [50] 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
- [51] Gei, M., Genna, F., Bigoni, D., An inter-face model for the periodontal ligament, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 124, No. 5 (2002), 538-546
- [52] Georges Limbert, Carlvan Lierde, O.Luiza Muraru, X. Frank Walboomers, Milan Frank, Stig Hansson, John Middleton, Siegfried Jaecques, Trabecular bone strains arend a dental implant and associated micromotions A micro-CT-based three-dimensional finite element study, *Journal of Biomechanics*
- [53] Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. *J Biomech*, 20:1055–1061, 1987.
- [54] Gomes de Oliveira R. C., Leles R. C., Normanha L. M., Lindh Ch., Faria Ribeiro-Rotta F., Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, Vol.105, No.2, 2008, pp. 231-238.
- [55] Groot de K., Geesink, R., Klein, C.P.A.T., Serakian, P., 1987. Plasma- sprayed coatings of hydroxyapatite. *Journal of Biomedical Material Research* 21, 1375.1381.
- [56] 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* Vol. 16, No. 3 March 1995:301-308
- [57] Guo X. E., Kim C. H.: Mechanical Consequence of Trabecular Bone Loss and Its Treatment: A Three-dimensional Model Simulation, *Bone* Vol. 30, No. 2, February 2002:404–411
- [58] He X. Q., C. Qu Q. H. Qin: A theoretical model for surface bone remodeling under electromagnetic loads © Springer-Verlag 2007 *Arch Appl Mech* (2008) 78: 163–175
- [59] Hrušák D., Zemko M., Dluhoš L., Kraus L., Použití nanostrukturního titanu pro nitrokostní implantáty, *Nanocon* 2009, 20. - 22. 10. 2009, Rožnov pod Radhoštěm, Česká Republika
- [60] Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, et al., Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Jan-Feb;10(1):33-42.
- [61] Hvid Ivan, Soren M. Bentzen, Frank Linde, Lis Mosekilde, Buntoing Pongsoipetch, X-ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimen, *Journal of Biomechanics*, Volume 22, Issues 8-9, 1989, Pages 837-844
- [62] Ichim I., M. Swain, J.A. Kieser, Mandibular Biomechanics and Development of the Human Chin, *J Dent Res* 85(7):638-642, 2006
- [63] Isidor F., Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation, *Clin Oral Imp1 Res* 1997: 8: 1-9 0 Munksgaard 1997.
- [64] Jaasma Michael J., Harun H. Bayraktar, Glen L. Niebur, Tony M. Keaveny, Biomechanical effects of intraspecimen variations in tissue modulus for trabecular bone, *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 237–246
- [65] Jaffin R.A., Berman C.L., The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of Periodontology* 62: 2–4. (1991)
- [66] Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol*. 1991 Jan;62(1):2-4.
- [67] Jee W. S. S., Principles in bone fysiology, Review Article, *J Musculoskel Neuron Interact* 2000; 1:11-13
- [68] Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 May-Jun;11(3):291-8.
- [69] Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Winter;7(4):513-22.
- [70] 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*, Vol. 28 (2001), 29-38
- [71] Kim H.S., S.T.S. Al-Hassani, A morphological model of vertebral trabecular bone, *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 1101–1114

- [72] Kingsmill V. J. and A. Boyde, Variation in the apparent density of human mandibular bone with age and dental status, *J. Anat.* (1998) 192, pp. 233±244
- [73] Kohles S, Bowers J, Vailas A: Ultrasonic wave velocity measurement in small polymeric and cortical bone specimens, *J Biomech Eng.*, Vol.119, No.3, 1997, pp. 232-238
- [74] Koriath, T.W.P., Hannam, A.G., Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching, *Journal of Dental Research*, Vol. 73, No. 1 (1994), 56-66
- [75] Kršek P., Krupa P., Problematika 3D modelování tkání z medicínských obrazových dat, *NEUROLOGIE PRO PRAXI*, 3 / 2005, s. 149-153, ISSN - 1803-5280
- [76] Kubíček M., Florian Z., Application of the reverse engineering in the sphere of biomechanics, *Engineering Mechanics*, No.159, 2006, pp. 1-12
- [77] Kubíček M., Florian Z., Stress Strain Analysis of Knee Joint, *Engineering Mechanics*, Vol.16, No.5, 2009, pp. 315-322
- [78] Lekholm U, Zarb G.A., Patient selection and preparation. In: Branemark, P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*, Chicago, Quintessence, 1985. p. 199-209.
- [79] Levin L.: Dealing with dental implant failures, *J Appl Oral Sci*, Vol. 16, No. 3 (2008):171-75
- [80] Lin C.L., Wang J.C. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with variol connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 331-340.
- [81] Linden J.C., D.H. Birkenhager-Frenkel, J.A.N. Verhaar, H. Weinans, Trabecular bone's mechanical properties are affected by its non-uniform mineral distribution, *Journal of Biomechanics* 34 (12) (2001) 1573_1580.
- [82] Lindh, C., Nilsson, M., Klinge, B. & Petersson, A. (1996) Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible. *Dentomaxillofacial Radiology* 25: 146–150.
- [83] 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. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67(8):1206–14.
- [84] McNamara Laoise M., Patrick J. Prendergast Bone remodelling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli *Journal of Biomechanics* 40 (2007) 1381–1391
- [85] Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Clin Oral Impl Res*, 1996; 7:387-396.
- [86] 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; 1999:371-384.
- [87] 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, *Surg Radiol Anat*, Vol. 26 (2004), 466-73
- [88] Natali, A.N., Pavan, P.G., Carniel, E.L., Dorow, C., Viscoelastic Response of the Periodontal Ligament: An Experimental Numerical Analysis, *Connective Tissue Research*, Vol. 45, No. 4/5 (2004), 222-230
- [89] Niinomi, M.: Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions A*, roč. 33 A, 2002, s. 477-486.
- [90] Nkenke, E., Hahn, M, Weinzierl, K, Radespiel-Troger, M, Neukam, FW & Engelke, K. (2003) Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clinical Oral Implants Research* 14: 601–609.
- [91] Norton M.R., Gamble C, Classification: an objective scale of bone density using computerized tomography scan, *Clinical Oral Implants Research*, Vol.12, No.1, 2001, pp. 79-84.
- [92] Odgaard A. Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone* 1997;20:315–28.
- [93] Odgaard A., Kabel J., Rietbergen van B., Huiskes R.: Architectural 3-D parameters and anisotropic elastic properties of cancellous bone, *Solid Mechanics and Its Applications*, 2002, Volume 69, Part 2, 33-42, DOI: 10.1007/0-306-46939-1_4
- [94] Odgaard, A. Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone*, 20:315–328, 1997.
- [95] 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 Res.* 2001 Dec;12(6):648-57.

- [96] 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*, Vol.9, No.6, 1998 pp.407-418.
- [97] 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Jan;133(1):30-7.
- [98] Petrtýl M, Máca I.: Silové účinky mezi zuby při skusu, Sborník konference, Skelte 2000
- [99] Pietrzak, G., Curnier, A., Botsis, J., Scherrer, S., Wiskott, A., Belser, U., A nonlinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 5, No. 2 (2002), 91-100
- [100] Pileickiene, G., Surna, A., The human masticatory system from biomechanical perspective: A review, *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, Vol. 6 (2004), 81-84
- [101] Poppe, M., Bourauel, Ch., Jäger, A., Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single rooted teeth, *Journal of Orofacial Orthopedics*, No. 5 (2002), 358-370
- [102] Razavi R., Zena R., Khan Z., Gould A. Anatomic site evaluation of edentulous maxillae for dental implant placement. *Journal of Prosthodontology* 4: 90–94. (1995)
- [103] Rho J. Y., Hobatho M. C., Ashman B. R.: Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone, *Medical Engineering & Physics*, Volume 17, Issue 5, Pages 347-355
- [104] Rho J. Y., Tsui T.Y. , Pharr G. M.: Elastic properties of osteon and trabecular bone measured by nanoindentation, *Journal of Biomechanics*, Vol.31, Suppl 1, 1998, pp 21
- [105] Rho Jae-Young, An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibia1 cortical and cancellous bone, *Ultrasonics* 34 (1996) 777-783
- [106] Rice J. C., Cowin, S. C., and Bowman, J. A. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J Biomech*, 21:155–168, 1988.
- [107] Roberts R.A., A 24-year retrospective study of bone growth after implant placement. *J Oral Implantol.* 2005;31:98-103.
- [108] Rudolph, D.J., Willes, M.G., Sameshima, G.T., A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement, *The Angle Orthodontist*, Vol. 71, No. 2 (2001), 127-131
- [109] Ruijven L.J., L. Mulder, T.M. Van Eijden, Variations in mineralization affect the stress and strain distributions in cortical and trabecular bone, *Journal of Biomechanics* 40 (6) (2007) 1211_1218.
- [110] Ruijven L.J., T. E.B.W. Giesen, L. Mulder, M. Farella, T.M.G.J. van Eijden: 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
- [111] Schoenau E., Fricke O., Rauch F.: The regulation of bone development as a biological system, *Homo*, Volume 54, Number 2, December 2003, pp. 113-118(6)
- [112] Schoenau E.: From mechanostat theory to development of the "Functional Muscle-Bone-Unit" *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2005; 5(3):232-238
- [113] Schwartz-Dabney, C.L., Dechow, P.C, Edentulation Alters Material Properties of Cortical Bone in the Human Mandible, *JDR* September 2002 vol. 81 no. 9 613-617
- [114] Schwartz-Dabney, C.L., Dechow, P.C., Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible, *American Journal of Physical Anthropology*, Vol. 120 (2003), 252-277
- [115] Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, et al.: Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield Index. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006, 21:290-297.
- [116] Simsek B, Simsek S: Evaluation of success rates of immediate and delayed implants after tooth extraction, *Chinese Medical Journal*, Vol. 116, No. 8 (2003):1216-19
- [117] Štěpánek A., Strnad J., Strnad Z., Časné zatížení (4 týdny) dentálních implantátů Implants v horní a dolní čelisti, *Implantologie, Quintessenz* 2008, vol. 14, p. 1-8
- [118] Stoppie, N., Pattijn, V., Van Cleynenbreugel, T., Wevers, M., Vander Sloten, J. & Ignace, N. (2006) Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone. *Clinical Oral Implants Research* 17: 124–133.
- [119] Tanaka, E., Stress distributions in the TMJ during clenching, *J Osaka Univ Dent Soc* 1993, 38: 131-160
- [120] 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*, Vol. 25 (1998), 109-115
- [121] Teo Jeremy C.M., Kuan Ming Si-Hoe, Justin E.L. Keh, Swee Hin Teoh, Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone, *Clinical Biomechanics* 21 (2006) 235–244

- [122] Tillmann, B., Harle, F. & Schleicher, A. (1983) Biomechanik des Unterkiefers. Deutsche Zahna ärztliche Zeitschrift 38: 285–293.
- [123] Toparli, M., H. Aykul and T. Aksoy, “Stress distribution associated with loaded acrylicmetal- cement crowns by using finite element method,” Journal of Oral Rehabilitation, vol. 29, pp. 1108-1114, 2002.
- [124] Turkyilmaz I., Tozum T. F., C. Tumer, Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography, Journal of Oral Rehabilitation 2007 34; 267–272
- [125] Turkyilmaz I., Tozum T. F., C. Tumer, E. N. Ozbek, Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement, Volume 33, Issue 12, pages 881–888, December 2006
- [126] Turkyilmaz Ilser, Edwin A McGlumphy, Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study, BMC Oral Health 2008
- [127] Turner C. H., Three Rules for Bone Adaptation to Mechanical Stimuli, © 1998 by Elsevier Science Inc.
- [128] Turner C. H., Homeostatic control of bone structure: an application of feedback theory. Bone 12: 203-217. (1991)
- [129] Turner Ch.H., The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are simile: Results from two microscopic measurement techniques, Journal of Biomechanics, Vol.32, No.4, 1999, pp. 437-41
- [130] Ulm C., G. Tepper, R. Blahout, X. Rausch-Fan, S. Hienz, M. Matejka, Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles, Clin. Oral Impl. Res. 20, 2009; 594–600.
- [131] Ulm, C.W., Kneissel, M., Hahn, M., Solar, P., Matejka, M. & Donath, K. (1997) Atrophy-related changes in bone volume and microarchitecture of mandibular cancellous bone. Clinical Oral Implants Research 8: 125–130.
- [132] Vasconcellos, W.A., Cimini jr., C.A., Albuquerque, R.C., Effects of the post geometry and material on stress distribution of restored upper central incisors using 3D finite element models. Stress distribution on incisors with posts, The Journal of Indian Prosthodontic Society, Vol. 6, No. 3 (2006), 139-144
- [133] Vincent J.F.: Biological ceramics. In: Vincent JF, ed. Structural biomaterials. Princeton: Princeton University Press, 1992; 164–203.
- [134] Vollmer, D., Bourauel, C., Maier, K., Jäger, A., Determination of the center of resistance in an upper canine and idealized tooth model, European Journal of Orthodontics, Vol. 21 (1999), 633-648
- [135] Wierszycki M., W. Kąkol, T. Łodygowski, The Screw Loosening and Fatigue Analyses of Three Dimensional Dental Implant Model, 2006 ABAQUS Users' Conference
- [136] Wolff, J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin: Hirschwald; 1892.
- [137] Wowern Von, N. (1977) Variations in structure within the trabecular bone of the mandible. Scandinavian Journal of Dental Research 85: 613–622.
- [138] Zarb GA, Shmitt A., The longitudinal clinica effectinevess of osseointegrated dental implants, The Toronto Study. Part II : The prothesis results. J Prosthet Dent 1989, 64: 11-25.
- [139] Zarone F., Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular fullarch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clin Oral Implants Res 2003; 14:103–114.
- [140] Ziegler, A., Keilig, L., Kavarizadeh, A., Jäger, A., Bourauel, C., Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multirooted teeth, European Journal of Orthodontics, Vol. 27 (2005), 333-339

13.2 Knihy

- [141] Branemarak P. I.: Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Quintessence, 1985
- [142] Bucking Wolram: Dentální typy a triky, Quintessenz, 2007, ISBN 8086979016
- [143] Cowin S. C.: Bone mechanics handbook, Informa Health Care, 2001, ISBN 0849391172
- [144] Davarpanah Mithridade, Martinez Henry, Kebir Myriam, Tecucianu Jean-François: Praktická implantologie, Quintessenz, 1. vyd., 2005, ISBN-10: 80-903181-8-5
- [145] Diagnostic and therapeutic technology assessment: Measurement of bone density with dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA). JAMA 1992; 267: 286–8, 290–4.
- [146] Dokládál, M., Anatomie zubů a chrupu: Vydavatelství Masarykovy univerzity, Brno, 1994, ISBN 80-210-0999-3
- [147] Dostálová T.: Stomatologie, Grada Publishing, 2008, ISBN 978-80-247-2700-4
- [148] Drstich A.: Zobrazovací systémy v lékařství, 1. vyd. Brno, Rektorát VUT v Brně 1990, 512 s., ISBN 80-214-0220-2

- [149] GE Health Care: Bone Mineral Density (BMD) Measurements using Micro CT and MicroView, Direction 5262393-100 Rev 0
- [150] Grampp Stephan: MD, Radiology of Osteoporosis 2nd Revised Edition, 2008 Springer-Verlag Berlin Heidelberg, ISBN 978-3-540-25888-9
- [151] Härle Franz , Maxime Champy, Bill C. Terry: Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: miniplates, microplates, and screws, Thieme, 1999, ISBN 3131164913
- [152] Hellwing,E., Klimek, J., Attin, T.: Záchovná stomatologie a parodontologie, Grada, Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2003, ISBN 80-247-0311-4
- [153] Ihde S.: Principles of BOI, ISBN 3540216650, Springer 2005
- [154] Janíček, P., Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky, Akademické nakladatelství CERM, Brno, 2007, ISBN 978-80-214-3544-5
- [155] Jensen Ole T.: The sinus bone graft, Quintessence Pub. Co., 2006, ISBN0867154551
- [156] John P. Bilezikian, Lawrence Gideon Raisz, Gideon A. Rodan: Principles of Bone Biology, 3rd Edition, ISBN 0120986531
- [157] Klepáček Ivo, Mazánek Jiří: Klinická anatomie ve stomatologii, Grada Publishing, Praha, 2001, ISBN 80-7169-770-2
- [158] Kolektiv autorů, Lidské tělo, CESTY, nakladatelství a vydavatelství, 1996, ISBN 80-7181-093-2
- [159] Lindhe, J., Clinical Periodontology and Implant Dentistry: Blackwell Munksgaard, 2003, ISBN 1405102365
- [160] Linkow Leonard I.: Implant dentistry today: a multidisciplinary approach [online] PICCIN, 1990. 1624 s. ISBN 8829907391.
- [161] Marieb E. N., Jon Mallatt: Anatomie lidského těla, Computer press, Brno 2005, 80-251-0066-9
- [162] Misch C. E.: Dental Implant Prosthetics, ISBN 0323019552
- [163] Misch C. E.: Contemporary Implant Dentistry, Hardbound, 2007, ISBN-13: 978-0-323-04373-1 ISBN-10: 0-323- 04373-9
- [164] Mrázková Olga a Milan Doskočil: Klinická anatomie pro stomatology, Alberta, Praha, 1994
- [165] Nankali A. (2002) 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
- [166] Natali A. N.: Dental biomechanics , CRC Press, 2003, ISBN 0415306663
- [167] Novák, L.: Základy záchovné stomatologie. Praha, Avicenum, 1981
- [168] Pasler Friedrich A.: Heiko Visser, Stomatologická radiologie, Grada 2007, ISBN 8024713071
- [169] Spiekermann Hubertus: Implantology, New York, Thieme, 1995, ISBN 0-86577-561-3 (TNY)
- [170] Sponholz, H., Periodontologie, J.A.Barth, Leipzig, 1988, ISBN 3-335-00133-8
- [171] Šimůnek Antonín a kol.: Dentální implantologie 2.vydání, Nucleus vydavatelství, 2008, ISBN 978-80-87009-30-7
- [172] The Joint Commission: Improving and Measuring Osteoporosis Management, The National Pharmaceutical Council 1894 Preston White Drive Reston, VA 20191-5433, January 2008
- [173] Vacek M., Bittner, J., Gnatologie, Avicenum, Praha, 1986
- [174] 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.
- [175] Valenta, J., Konvičková, S., Biomechanika člověka – Svalově kosterní systém, 2.díl, Vydavatelství ČVUT, Praha, 1997, ISBN 80-01-01565-3
- [176] Yamazaki Masaou: Estetické restaurativní ošetřování, Quintessenz 2005, ISBN8090318177
- [177] Zuhrt, R., Periodontologie, J.A.Barth, Leipzig, 1983, ISBN 3-335-00047-1

13.1 Dizertační, diplomové a závěrečné práce

- [178] Ahmed Mansour Ballo: Experimental studies of glass fiber and bioactive glass in vitro and in vivo, Turun Yliopisto, Turku 2008, ISBN 978-951-29-3631-1
- [179] Borák L., Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu, dizertační práce, Brno 2010, 202 s., dizertační práce, školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [180] Frost H. M., Schoenau E.: The muscle-bone unit in children and adolescents: an overview, 2000, J. Pediatr Endocrinol Metab 13:571-590

- [181] Hajian, M. R., In-vivo-Bisskraft: Vergleich zwischen konventionellem und implantat-gestütztem Zahneratz, Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwurde der Medizinischen Fakultät der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg, Würzburg, 2004
- [182] Ivan Laszlo, Vytvoření a aplikace výpočtového modelu pro deformačně napěťové analýzy totálních endoprotéz kyčelního kloubu, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2002. 31 s., Pojednání ke státní doktorské zkoušce, Skolitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [183] Janoušová Eva, 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 2008
- [184] Kršek Pavel, Přímá tvorba FEM modelů na základě CT/MR dat pro aplikace v biomechanice, dizertační práce, Brno 2000
- [185] Marcián, P., Deformačně napěťová analýza čelisti se zubním implantátem BOI, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 93 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [186] Mattila Riina: NON-RESORBABLE GLASS FIBRE-REINFORCED COMPOSITE WITH POROUS SURFACE AS BONE SUBSTITUTE MATERIAL, Painosalama Oy – Turku, Finland 2009, ISBN 978-951-29-4067-7 (PDF)
- [187] NIEMINEN JYRKI 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, ISBN 978-951-27-1205-2 (PDF)
- [188] Petřílková, H., Deformačně napěťová analýza čelisti se zubním implantátem MTI, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 82 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [189] Přichystal, I., Deformačně napěťová analýza dolní čelisti, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2006. 71 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [190] Repko M., Biomechanika a možnosti operačního řešení neuromuskulárních deformit páteře, dizertační práce, Brno 2005
- [191] Vainionpää Aki: Bone Adaptation to Impact Loading, Oulun Yliopisto, Oulu 2007, ISBN 978-951-42-8493-9 (PDF)
- [192] Valášek, J., Deformačně napěťová analýza sanovaného zubu, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 79 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [193] Wiebe Peter N. Wiebe (MSc,BEd), Effects of Different Loading Intensities on Skeletal Adaptation to Exercise in Prepubertal Girls, Australian Catholic University, Australia January 2004
- [194] Zouhar J., Vývoj výkonných frézovacích nástrojů s využitím CAD/CAM a analýzy mechanismu tvorby třísky, dizertační práce, Brno 2009

13.1 Internetové odkazy a ostatní

- [195] <http://biomechanika.fme.vutbr.cz>
- [196] <http://dr.ihde.com/>
- [197] <http://investor.nobelbiocare.com/>
- [198] <http://pagesperso-orange.fr/dr-gauthier/histoire.htm>
- [199] <http://pubimage.hcuge.ch:8080/>
- [200] <http://pubimage.hcuge.ch:8080/>
- [201] <http://www.ablesw.com/>
- [202] <http://www.ansys.com> ANSYS help
- [203] <http://www.astratech.com/>
- [204] <http://www.bibus.cz/cz/?pg=vypis-produktu&id=277>
- [205] <http://www.biomedtown.org/>
- [206] <http://www.ddsgadget.com/ddsgadgetwp/osstell-isq-the-objective-way-to-measure-implant-stability/>
- [207] <http://www.dental.pitt.edu/informatics/periodontology/en/gutoc.htm>
- [208] <http://www.dentsply-friadent.com/>
- [209] http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_bone.htm
- [210] <http://www.fit.vutbr.cz/~krsek/>
- [211] <http://www.jersywoo.com/medicina/stomatologie-zubni-kaz-a-prevence-zubniho-kazu.htm>
- [212] <http://www.lasak.cz/>

- [213] <http://www.martikan.eu/>
- [214] <http://www.materialise.com/Dental>
- [215] <http://www.materialise.com/mimics>
- [216] <http://www.mathworks.com>
- [217] <http://www.matweb.com>
- [218] <http://www.mcae.cz>
- [219] <http://www.nd.edu/~sheridan/Baltimore%202006/Baltimore%202006-Pages/Image14.html>
- [220] <http://www.nobelbiocare.com/>
- [221] <http://www.oraltronics.org/>
- [222] <http://www.simpleware.com/>
- [223] <http://www.skyscan.be/>
- [224] <http://www.straumann.cz/>
- [225] <http://www.vascops.com/>
- [226] <http://www.volvis.org/>
- [227] http://www.who.cz/media_archivcitaci_cerven.htm
- [228] <http://www.wikipedia.cz>

14. Publikace související s řešením grantového projektu

MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z.; BORÁK, L.; KRPALEK, D.; VALÁŠEK, J.:

Biomechanical Study of Disk Implants, Part II,

Engineering Mechanics, Vol.17, (2010), No.2, pp.111-121, ISSN 1802-1484

článek v časopise

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, ISBN 978-80-7043-919-7, (2010), Západočeská univerzita

abstrakt

BORÁK, L.; MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z.; BARTÁKOVÁ, S.:

Biomechanical Study of Disk Implants, Part I,

Engineering Mechanics, Vol.17, (2010), No.1, pp.49-60, ISSN 1802-1484

článek v časopise

VALÁŠEK, J.; MARCIÁN, P.; KRPALEK, D.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; KONEČNÝ, O.:

Material Properties of Bone Tissue Obtained from CT for Biomechanics Purposes,

MENDEL 2010, pp.483-490, ISBN 978-80-214-4120-0, (2010), BUT FME Brno

článek ve sborníku

akce: MENDEL 2010 - 16th International Conference on Soft Computing, Brno University of Technology, 23.06.2010-25.06.2010

KRPALEK, D.; MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; VALÁŠEK, J.; MATUG, M.; KONEČNÝ, O.:

Stress - strain analysis of human wrist,

Computational Mechanics 2010, ISBN 978-80-7043-919-7, (2010), Západočeská univerzita

abstrakt

VALÁŠEK, J.; MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; KRPALEK, D.; KONEČNÝ, O.:

Stress - strain analysis of human mandible fixator,

Computational Mechanics 2010, ISBN 978-80-7043-919-7, (2010), Západočeská univerzita

abstrakt

15. Přílohy

15.1 Seznam obrázků

Obr. 4.1: Prvky žvýkacího aparátu ve fyziologickém stavu.	10
Obr. 4.2: Prvky žvýkacího aparátu po implantaci.	10
Obr. 4.3: Prvky žvýkacího aparátu ve fyziologickém stavu.	11
Obr. 5.1: Systém podstatných veličin z hlediska deformačně napěťové analýzy dentálních implantátů.	11
Obr. 6.1: Označení směrů ve stomatologii.	12
Obr. 6.2: Popis zubu [228].	13
Obr. 6.3: Přehled zubů dolní čelisti.	14
Obr. 6.4: Uložení zubu.	15
Obr. 6.5: Hysterezní křivka periodontia pro různé rychlosti zatěžování [31].	16
Obr. 6.6: Fáze pohyblivosti zubu.	16
Obr. 6.7: Stádia poškození zubu kazem.	18
Obr. 6.8: Rozdělení kavit do tříd.	18
Obr. 6.9: Rozdělení kavit do tříd.	19
Obr. 6.10: Preparace skříňové kavity vpravo, vlevo s divergentními stěnami.	19
Obr. 6.11: Horní a dolní čelist [158].	20
Obr. 6.12: Klasifikace resorpce alveolárního výběžku spodní 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.	21
Obr. 6.13: Rozdíly v tloušťce [mm] kortikální kosti mezi „zdravou“ a bezzubou čelistí [113].	21
Obr. 6.14: Rozdělení hustoty kostí podle Lenkholma a Zarba [78].	22
Obr. 6.15: Závislost BMD spongiózní kosti na věku člověka zjištěná v L3 a L4 obratlích [33].	23
Obr. 6.16: Analýza CT snímku spodní čelisti pomocí software ROI Analysis: a) CT snímek, b) pseudo-barvy, c) d) izolace Hounsfieldových jednotek HU.	23
Obr. 6.17: Srovnání hustoty kosti mezi alveolární a basální částí horní (vlevo) a dolní čelisti (vpravo) [97].	24
Obr. 6.18: Model trabekulární kostní tkáně z oblasti krčku femuru.	24
Obr. 6.19: Objemový podíl kosti pro různé oblasti v dolní čelisti.	25
Obr. 6.20: a) Tahové (čárkovaně) a tlakové (plnými čarami) linie dolní čelisti (podle Tillmana)	26
Obr. 6.21: Rozdělení kostní tkáně.	26
Obr. 6.22: Závislost modulu pružnosti na zdánlivé hustotě spongiózní kosti pro různé části lidského těla [166], [103], [95].	27
Obr. 6.23: Relativní závislost mezi HU a Youngovým modulem pružnosti lineární a kvadratická [166].	28
Obr. 6.24: a) řez dolní čelistí, b) 3D mikrostruktura spongiózy z krčku femuru.	29
Obr. 6.25: Aktivace osteoblastů a resorpce kosti [178], [143].	30
Obr. 6.26: Novotvorba kosti osteoklasty [178], [143].	31
Obr. 6.27: Cyklus tvorby kosti v závislosti na zatížení [191], [128].	31
Obr. 6.28: Model vývoje kostí založený na mechanostat hypotéze – zpětná vazba [41], [112], [111], [67].	32
Obr. 6.29: Prahové hodnoty přetvoření pro různé stavy zatěžování [42], [191], [38], [155], [13].	33
Obr. 6.30: Krevní zásobení čelistí a nervová spojení se zuby.	34
Obr. 6.31: 3D mikrostruktury spongiózy z různých částí těla.	35
Obr. 6.32: Rozložení skusových sil při žvýkání dle Nankaliho [165].	35
Obr. 6.33: Přehled okluzních sil působících na jednotlivé zuby dle [173], [175], [181], [189], ž - ženy, m - muži.	36
Obr. 7.1: Subperiostální implantát [171].	37
Obr. 7.2: Nitrokostní implantáty.	37
Obr. 7.3: Bikortikální implantáty.	38
Obr. 7.4: Různé tvary implantátů.	38
Obr. 7.5: Popis implantátu a) Ankylos [208], b) Martikan [213], c) BOI [196], [153], d) Abutmenty [163].	39
Obr. 7.6: a) standardní průměr implantátu, b) zvětšený průměr implantátu s bikortikálním kotvením, c) perforace kortikální kosti při zavedení implantátu se zvětšeným průměrem.	39
Obr. 7.7: Plazmové sprejování titanem.	41
Obr. 7.8: Postup zavedení implantátu.	42
Obr. 7.9: Příprava dásně a) vhojovací váleček, b) prostor pro zavedení abutmentu, c) zavedený abutment, d) korunka fixovaná šroubem k abutmentu.	43

Obr. 7.10: Úspěšnost implantátů v závislosti na kvalitě kosti.....	43
Obr. 7.11: Úspěšnost implantátů zavedených do kosti typu 4 [144].	43
Obr. 7.12: Oseointegrace.	44
Obr. 8.1: Nositelé Nobelových cen [228].	45
Obr. 8.2: Základní princip počítačové tomografie.	45
Obr. 8.3: Postup útlumu intenzity paprsku a jeho matematické zpracování.....	46
Obr. 8.4: Popis diskretizace CT snímků.	47
Obr. 8.5: Příklad 3D rekonstrukce CT dolní čelisti.	47
Obr. 8.6: Popis geometrie CT/MR snímků pomocí metadat.....	47
Obr. 8.7: Hounsfieldova šedá stupnice [162].	48
Obr. 9.1: a) nanesení vrstvy křídý sprejem, b) čelist v rámečku.	51
Obr. 9.2: Princip optického skenování.....	51
Obr. 9.3: Průběh skenování.	51
Obr. 9.4: Programové prostředí software ATOS se zobrazenými odchylkami.....	52
Obr. 9.5: Segmentace CT spodní čelisti (CT získaná z [199]).	52
Obr. 9.6: Srovnání modelu získaného z 3D skeneru a z CT snímků.....	53
Obr. 10.1: Model geometrie.	54
Obr. 10.2: Okrajové podmínky.	54
Obr. 10.3: MKP model zubu.	55
Obr. 10.4: Posuv Usun [mm].	56
Obr. 10.5: První hlavní a třetí hlavní napětí na sklovině zubu [MPa].	56
Obr. 10.6: První hlavní a třetí hlavní napětí dentinu [MPa].	56
Obr. 10.7: Deformace [mm] a první hlavní napětí skloviny s amalgámovou výplní [MPa].	57
Obr. 10.8: Deformace [mm] a první hlavní napětí skloviny s kompozitní pryskyřicí [MPa].	57
Obr. 10.9: Model geometrie dvoudiskového implantátu.	58
Obr. 10.10: Varianty uložení implantátu v čelisti.	58
Obr. 10.11: Stádia oseointegrace.	59
Obr. 10.12: Okrajové podmínky.	59
Obr. 10.13: MKP model.	60
Obr. 10.14: Isolinie přetvoření ve spongiózní kosti - uložení A.	60
Obr. 10.15: Isolinie přetvoření ve spongiózní kosti - uložení B.....	60
Obr. 10.16: Isolinie přetvoření ve spongiózní kosti – uložení C.....	61
Obr. 10.17: Závislost intenzity přetvoření na modulu pružnosti a zdánlivé hustotě pro varianty uložení A, B, C implantátu s jedním a dvěma disky při první stupni oseointegrace.....	61
Obr. 10.18: Závislost intenzity přetvoření na modulu pružnosti spongiózní tkáně pro jednotlivé stupně oseointegrace, varianta A uložení implantátu.	62
Obr. 10.19: Vliv uložení na napjatost jedno-diskového implantátu.	62
Obr. 10.20: Vliv oseointegrace na napjatost dvou-diskového implantátu.	63
Obr. 10.21: Model geometrie segmentu čelisti s žiletkovým implantátem.....	64
Obr. 10.22: Model vazeb a okrajových podmínek.	64
Obr. 10.23: MKP model.	65
Obr. 10.24: Závislost posuvů spongiózní kosti na jejím modulu pružnosti.....	66
Obr. 10.25: Redukované napětí HMH [MPa] pro různé varianty zatížení.	66
Obr. 10.26: Změna tvaru krčku implantátu.	67
Obr. 10.27: Redukované napětí HMH [MPa].	67
Obr. 11.1: Počítačem řízená mechanická experimentální zařízení ZWICK.	68
Obr. 11.2: Segmenty páteře prasate s aplikovaným fixátorem.	68
Obr. 11.3: Šrouby, vzorek telecí kosti s aplikovanými šrouby, průběh zkoušky.	69
Obr. 11.4: Závislost síly na posuvu přimonotonním zatěžováním.	69
Obr. 11.5: Schéma postupu zalévání vzorku kostí.	70
Obr. 11.6: Vzorek kosti před a po zalití epoxidem.....	70
Obr. 11.7: a) Příprava čelisti na CT – odstranění zubů, b) Definované ROI oblasti.	71
Obr. 11.8: Analýza čelisti zhojeného alveolárního výběžku.....	72
Obr. 11.9: Analýza čelisti po extrakci zubů.....	72

15.2 Seznam tabulek

Tab. 6.1: Materiálové charakteristiku zuboviny a skloviny.....	14
Tab. 6.2: Přehled konstant bilineárního modelu periodontia.	17
Tab. 6.3: Materiálové charakteristiky.....	19
Tab. 6.4 Rozdělení spongiózní kvality kostní tkáně podle Hounsfieldových jednotek.....	23
Tab. 6.5: Objemový podíl kosti pro bezzubou spodní čelist. V závorce je uveden počet analyzovaných vzorků..	25
Tab. 6.6: Přehled hodnot elastického modulu pružnosti a Poissonova čísla kortikály a spongiózy dolní čelisti.....	27
Tab. 7.1: Materiálové charakteristiky titanu [204], [50].....	40
Tab. 7.2: Materiálové charakteristiky nanostrukturního titanu [6].	41
Tab. 8.1: Hounsfield units [162].	48
Tab. 10.1: Materiálové charakteristiky.....	55
Tab. 10.2: Mechanické vlastnosti.	59
Tab. 10.3: Mechanické vlastnosti.	65