

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 615

ISSN 1213-4198

thesis IS

Ing. Libor Borák

**Biomechanická studie
lidské dolní čelisti
ve fyziologickém stavu**

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

Ing. Libor Borák

**BIOMECHANICKÁ STUDIE LIDSKÉ DOLNÍ ČELISTI
VE FYZIOLOGICKÉM STAVU**

**BIOMECHANICAL STUDY OF HUMAN MANDIBLE
IN PHYSIOLOGICAL STATE**

Zkrácená verze Ph.D. Thesis

Obor: Inženýrská mechanika
Školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.
Oponenti: Prof. Ing. Přemysl Janíček, DrSc.
Prof. Ing. Petr Horyl, CSc.
MUDr. Sonia Bartáková, Ph.D.
Datum obhajoby: 20. 10. 2010

KLÍČOVÁ SLOVA

lidská dolní čelist, spongiózní kost, periodontium, metoda konečných prvků, deformačně-napěťová analýza

KEYWORDS

human mandible, cancellous bone, periodontium, finite element method, stress-strain analysis

MÍSTO ULOŽENÍ PRÁCE

Disertační práce je uložena na oddělení vědy a výzkumu
Fakulty strojního inženýrství VUT v Brně, Technická 2, 616 69 Brno

© Libor Borák, 2011

ISBN 978-80-214-4246-7

ISSN 1213-4198

OBSAH

1 ÚVOD	5
2 POPIS A ANALÝZA PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	5
3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLŮ ŘEŠENÍ.....	6
4 ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY	6
5 VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ	7
6 DÍLČÍ MODELY.....	7
6.1 Model geometrie	7
6.2 Model vazeb.....	8
6.3 Model zatížení.....	8
6.4 Model materiálu	9
6.5 Konečnoprvkový model.....	11
7 VÝSLEDKY A ANALÝZY	12
7.1 Analýzy „a“ – 2D model.....	12
7.2 Analýzy „B“ – 3D model (segment čelisti)	15
7.3 Analýzy „C“ – 3D model (celá čelist, jeden zub)	21
7.4 Analýzy „D“ – 3D model (celá čelist, plná dentice).....	24
8 ZÁVĚR	25
9 LITERATURA	28
10 SEZNAM VLASTNÍCH PUBLIKACÍ	29
CURRICULUM VITAE	31
ABSTRACT	32

1 ÚVOD

Lékařská péče tvoří významnou součást našich životů, a přestože jejím posláním je řešit zdravotní problémy a tím přinášet do života úlevu od bolesti, pro mnoho lidí stále představuje návštěva lékařské ordinace velmi stresovou situaci. Pověstnou je v tomto směru zejména ordinace zubního lékaře. Strach z průběhu léčby bývá faktorem, který mnohé lidí od nezbytné návštěvy odrazuje. Přitom jsou situace – jako například ztráta jednoho či více zubů – jejichž řešení může výrazným způsobem přispět ke zkvalitnění života pacienta. Není mnoho možností, jak řešit tuto konkrétní situaci, avšak nenavštívení příslušného lékaře patří mezi ty nejhorší. Nejlepším řešením je aplikace dentálních implantátů.

Dentální implantáty jsou technické dílo, které je vytvářeno na bázi multidisciplinárního přístupu. Svě mají co říci lékaři i technici. Z hlediska návrhu a pevnostní kontroly implantátu (ale i jeho celkového hodnocení) je důležitá mj. znalost mechanické interakce implantátu s kostí, v níž je implantát ukotven. Problémem však bývá posouzení této interakce. Jednou z cest, jak tuto interakci posuzovat, je provedení srovnávací analýzy s případem mechanické interakce kosti se zdravým zubem. Oba případy, tj. implantát a zdravý zub, se liší v tom, že zdravý zub je v kosti usazen prostřednictvím měkké tkáně – periodontia. Otázka modelování žvýkacího aparátu, a vzhledem k nastíněným budoucím analýzám zejména interakce zubů s dolní čelistí, je stále otevřená. To se týká jak modelování materiálových vlastností jednotlivých živých tkání (zvláště kosti a periodontia), tak okrajových podmínek a zatížení. Předkládaná práce se zaměřuje právě na mechanickou interakci zdravých zubů s kostní tkání. Práce má charakter studie a její hlavní část tvoří deformačně napěťová analýza, jež patří mezi významné nástroje, které jsou v současnosti hojně využívány vědním oborem zvaným biomechanika.

Funkce lidské dolní čelisti byla předmětem zvědavosti a bádání významných osobností vědy již od dávných dob. Funkci zubů popisoval Aristoteles ve spise *De partibus animalium* (350 př. n. l.), popis zubů i jejich funkce je uveden v *Corpus Hippocraticum* (asi 5 př. n. l.), čtyři pojednání svého slavného díla *De motu animalium* (1680-1681) věnoval mechanickým aspektům žvýkacího aparátu italský učenec Giovanni Alfonso Borelli, někdy označovaný též expresivním výrazem „otec biomechaniky“. Ani v současné době zájem o poznání funkce a chování lidské dolní čelisti a všech částí, které jsou s ní v interakci, nepolevuje; spíše naopak. V důsledku uspěchaného konzumního životního stylu dochází ke zhoršování chrupu velké části obyvatel, což činí danou problematiku vysoce aktuální.

2 POPIS A ANALÝZA PROBLÉMOVÉ SITUACE

Lidská dolní čelist (lat. mandibula) je významnou částí žvýkacího aparátu, který lze vymezit jako skupinu orgánů či struktur, jež se v první řadě podílejí na žvýkání a mezi něž patří čelisti, zuby a jejich podpůrné konstrukce, temporomandibulární klouby, žvýkací svaly, jazyk, rty, tvář a ústní sliznice [20].

Existuje celá řada onemocnění částí žvýkacího aparátu (zubů, dásní, kloubů atd.), na které lze v dnešní době aplikovat různé typy zákroků – od rutinních stomatologických (odstranění zubního kazu), až po velmi náročné, které se provádějí zřídka a jen

v nevyhnutelných případech, kdy všechny ostatní konzervativní metody selhaly (aplikace umělého temporomandibulárního kloubu). Ve všech případech by po zákroku měly zůstat zachovány biomechanické poměry, tzn. dentální implantáty, fixátory či umělý kloub, jež jsou při příslušném zákroku do těla pacienta zaváděny, by se měly chovat tak, aby okolní tkáň nebyla přetěžována, nedocházelo tak k nežádoucím stavům (nekrotizaci) a následně k jejich selhání. Toto souvisí s návrhem tvaru a materiálů těchto technických prvků, ale také s operační strategií a pooperační rehabilitací. Nutnost spolupráce lékařů a techniků je zřejmá.

Biomechanika může stomatologii, stomatologické chirurgii, ortodontii či dentální implantologii významně napomoci při zlepšování vlastností těchto technických prvků - umí posoudit stabilitu implantátů v kosti nebo porovnávat kvalitu výplní kavit po zubním kazu atd. Velmi efektivním nástrojem se z tohoto hlediska jeví výpočtové modelování, přičemž modely z oblasti řešení problémů biomechaniky člověka lze rozdělit na dílčí modely geometrie, materiálu, vazeb a zatížení.

Problémem je však nedostatečná znalost chování žvýkacího aparátu ve fyziologickém stavu, který by měl být vzorem pro srovnávací analýzy biomechanických soustav a který není v literatuře dosud podrobně zkoumán (často se provádí pouze analýzy technických prvků bez návaznosti na okolní tkáň, ve kterých jsou implantovány). Z tohoto důvodu je žádoucí provést komplexní analýzu deformačně napět'ových stavů žvýkacího aparátu.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLŮ ŘEŠENÍ

Problém lze formulovat takto: Provedení deformačně-napět'ové analýzy lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu s důrazem na interakci zdravých zubů s kostní tkání čelisti a dále posouzení vlivu úrovně modelu materiálu jednotlivých prvků na výsledné deformačně-napět'ové stavy.

Základním cílem řešení takto formulovaného problému je rozšíření znalostí o mechanické odezvě tkání zdravé lidské dolní čelisti při normální funkci, kterých bude možné využít při srovnávacích analýzách např. s čelistí s aplikovaným dentálním implantátem. K vyřešení problému je třeba vytvoření výpočtového modelu dolní čelisti (resp. žvýkacího aparátu, jehož je hlavní součástí).

4 ANALÝZA PRVKŮ ŘEŠENÉ SOUSTAVY

Z hlediska problému, jak je formulován v této dizertační práci, není nutné zabývat se při určování požadovaných mechanických veličin všemi prvky žvýkacího aparátu. S uvážením jeho funkce a rolí, které jednotlivé prvky tohoto aparátu hrají, lze říct, že v okamžiku skusu má na deformaci a napjatost v různých částech dolní čelisti podstatný vliv: dolní čelist, zuby, periodontium, čelistní kloub a žvýkáci svaly. Při podrobnějším rozboru lze tyto podstatné prvky dále dekomponovat na: dentin, sklovinu, zubní dřev, periodontální vlákna (a jejich kapalinnou výplň), kortikální kost, spongiózní kost, svaly m. masseter, m. temporalis a m. pterygoideus medialis, čelistní kondyl, spánkovou kost, chrupavku, kloubní disk, synoviální kapalinu a kloubní vazy.

V souvislosti s podstatnými prvky žvýkacího aparátu je třeba také vymežit veličiny, které významným způsobem ovlivňují výslednou deformaci a napjatost v čelisti. Mezi nezávislé veličiny, kterých je třeba si z uvedených důvodů všimat, patří: a) geometrie a rozmístění všech podstatných prvků žvýkacího aparátu, b) materiálové charakteristiky těchto prvků, c) vazby mezi jednotlivými prvky a d) jejich aktivace (zatížení).

5 VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ

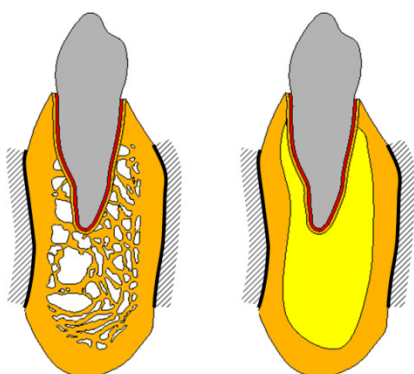
Deformačně napěťová analýza řešené soustavy je provedena na základě výpočtového modelování s využitím metody konečných prvků. Za tímto účelem byl zvolen výpočtový systém ANSYS 11.0. Jelikož jedním ze vstupních dílčích modelů je model geometrie, byly pro jeho získání využity možnosti 3D skenování – konkrétně 3D skeneru ATOS Std. 600. Získané informace o geometrii částí řešené soustavy byly zpracovány v CAD softwarech Rhinoceros 4.0 a SolidWorks 2006.

6 DÍLČÍ MODELY

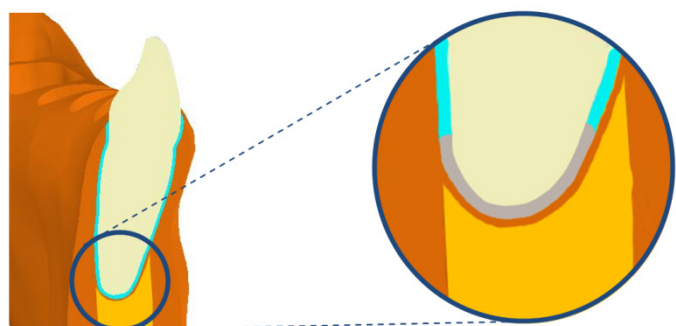
6.1 MODEL GEOMETRIE

Geometrie byla modelována na dvou úrovních: 2D a 3D. V prvním případě byla geometrie kosti, zubu a periodontia získána ze snímků z micro-CT. V případě trojrozměrného modelu byla geometrie kosti a zubů získána díky optickému skenování a následnému zpracování digitalizovaných objektů ve vhodných CAD-programech. Sestava je tvořena kortikální kostí s proměnnou tloušťkou, spongiózní kostí, vrstvou periodontia o tl. 0,25 mm [9] a vrstvou laminy dura o téže tloušťce [5], příp. také chrupavkou a temporomandibulárním diskem – vytvořenými v softwaru Rhinoceros.

Celkový model geometrie byl vytvořen v několika variantách – u 2D modelu šlo pouze o variantu lišící se modelem spongiózní kosti, u 3D modelu se varianty lišily podle toho, zda byl modelován pouze A) segment čelisti – a to Aa) pouze s jedním zubem, nebo Ab) se třemi zuby, nebo B) Celá čelist – a to Ba) pouze s jedním zubem, nebo Bb) s plnou denticí (viz Obr. 1 až Obr. 3).



Obr. 1 Model 2D geometrie (včetně znázornění vazeb)



Obr. 2 Rozlišení kortikály, spongiózy, zubu, laminy dura, periodontia a apikální části periodontia

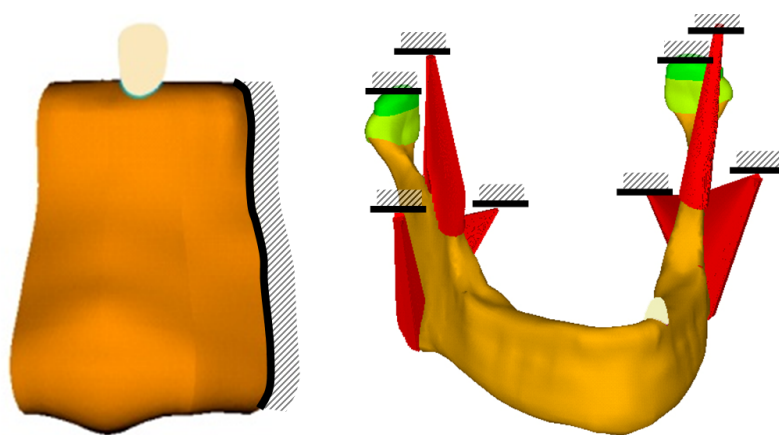
6.2 MODEL VAZEB

U testovacích výpočtů na dvojrozměrném modelu byla kost vázána na střední části bukální a linguální hranice zamezením posuvů ve všech směrech (viz Obr. 1). U 2D řezu není mnoho možností jak model vázat a tato vazba vychází především z faktu, že kortikální kost má o řád vyšší modul pružnosti než spongiózní kost. Vazba zub-periodontium a periodontium-kost byla realizována pevným spojením prostřednictvím společných uzlů konečnoprvkové sítě.

V případě trojrozměrných modelů je možné vazbu modelovat trojím způsobem. U segmentu čelisti byla kost vázána na distálním řezu, kde bylo zamezeno posuvům ve všech směrech. Pokud u modelu celé čelisti nebyla modelována chrupavka a čelistní disk, byly všechny posuvy zamezeny na stykové kondylární ploše caput mandibulae. Pokud byl u celé čelisti modelován i disk s chrupavkou, pak tato vazba byla na čelistním disku - na té stykové straně, kde by docházelo ke kontaktu se spánkovou kostí.

Kromě toho byla čelist v úponových místech spojena s prutovými konečnoprvkovými elementy, představujícími příslušné žvýkací svaly. Začátky těchto svalů, které ve skutečnosti spojují čelist s lebkou, byly vázány v prostoru zamezením posuvů ve všech směrech.

Vazba zub-periodontium a periodontium-kost byla realizována buď pevným spojením prostřednictvím společných konečnoprvkových uzlů těchto tkání, nebo pomocí kontaktních elementů. U modelu čelistního kloubu, který zahrnoval chrupavku a disk, byla jejich vazba zajištěna kontaktními elementy.



Obr. 3 Model 3D geometrie: a) Segment čelisti s jedním zubem,
b) Celá čelist s jedním zubem (včetně znázornění vazeb)

6.3 MODEL ZATÍŽENÍ

Ve všech případech byl zatěžován zub (či skupina zubů), a to buď ve směru koronoapikálním (v ose zubu), nebo bukolinguálním (kolmo na osu zubu směrem do ústní dutiny). U 3D modelu bylo koronoapikální zatížení o velikosti 200 N [4], [13], [16], [17]; bukolinguální zatížení je ve skutečnosti mnohonásobně menší, proto bylo modelováno s velikostí 20 N. U 2D modelu bylo koronoapikální zatížení o velikosti 36 N. Tato hodnota byla stanovena jako ekvivalent 200 N u 3D modelu.

Specifickým případem byl model geometrie zahrnující kompletní dentici. V tomto případě byly použity tři různé modely zatížení, respektující nejběžnější případy reálného žvýkání (dle Nankaliho klasifikace [21]). Prvním modelem bylo zatížení 200 N na všech řezácích současně (anteriorní rozložení skusových sil), druhým modelem bylo zatížení 200 N na první a druhý molár (posteriorní unilaterální rozložení skusových sil na levé straně) a třetím modelem bylo zatížení 200 N na prvních a druhých molárech na obou stranách (posteriorní bilaterální rozložení skusových sil). Výsledky třetího modelu nejsou prezentovány. I v případě modelu čelisti s kompletní denticí šlo pokaždé o koronoapikální zatížení.

6.4 MODEL MATERIÁLU

Výpočtový model na nejvyšší řešené úrovni zahrnoval prvky o deseti různých materiálech. V literatuře převažuje použití homogenního lineárně isotropního modelu materiálu a tento model byl používán i v této práci. V literatuře je však zřetelná snaha o zvyšování úrovně modelů jednotlivých prvků žvýkacího aparátu a na tuto snahu je zde navázáno použitím homogenního bilineárně isotropního a lineárně ortotropního modelu materiálu periodontia a také použitím homogenního lineárně ortotropního modelu materiálu kortikální kosti.

Tab. 1 Charakteristiky lineárního isotropního modelu materiálu, *) model aktivovaných svalů, **) údaj z citlivostní analýzy

	E	μ
	[MPa]	[-]
Dentín [7]	17600	0,25
Sklovina [7]	80000	0,3
Pulpa [19]	2	0,45
Svaly *)	210000	0,2
Vazy [3]	1200	0,28
Chrupavka **)	50	0,45
Disk **)	50	0,45

Tab. 2 Přehled charakteristik modelu materiálu kortikály

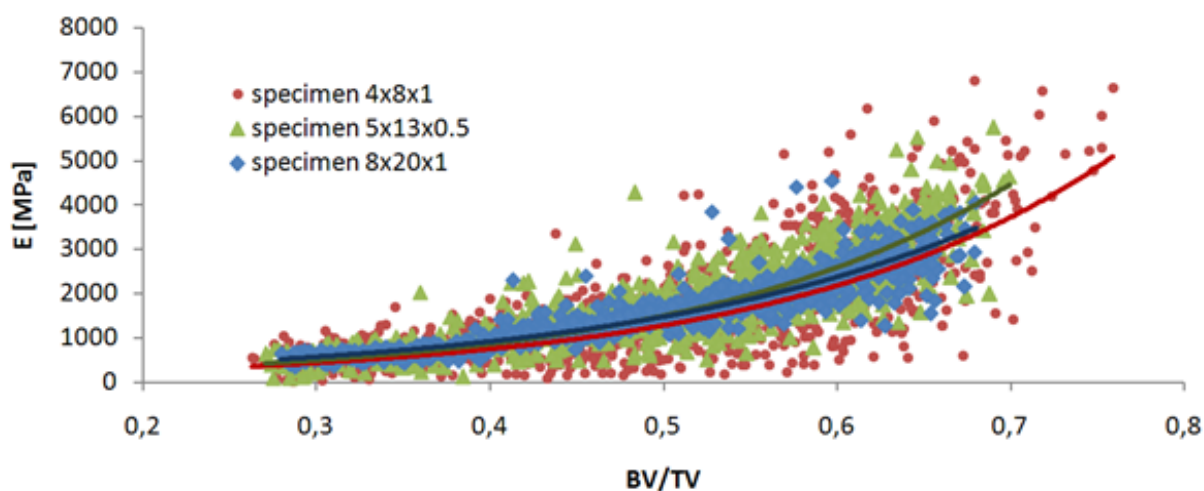
	E (E_{ij} , G_{ij})	μ (μ_{ij})
	[MPa]	[-]
Kortikála - lineární model [15]	13700	0,3
Kortikála - ortotropní model [18]	$E_1=11,3$; $E_2=13,8$; $E_3=19,4$; $G_{12}=4,5$; $G_{13}=5,2$; $G_{23}=6,2$; $\mu_{12}=0,274$; $\mu_{13}=0,237$; $\mu_{23}=0,317$	

V Tab. 1 je přehled všech materiálů, které byly modelovány výhradně homogenním isotropním modelem.

V případě kortikály byly použity dva různé modely: Ve většině případů šlo o homogenní lineárně isotropní model (u 3D segmentů kosti to byl výhradní model), u modelů celé čelisti bylo analyzováno také použití ortotropního modelu, jehož charakteristiky byly převzaty z práce Dechowa [18] – viz Tab. 2. Indexy 1,2 a 3 označují hlavní směry ortotropie – 1 = „radiální“ (bukolinguální) směr, 2 = „axiální“ (koronoapikální) směr a 3 = „tangenciální“ (mesiodistální) směr.

Spongiózní kost lze modelovat obecně na dvou úrovních – buď s detailním propracováním architektury trámečků („trámečkový model“), nebo na úrovni souvislé homogenní oblasti („netrámečkový model“). Zatímco v prvním případě by model materiálu byl shodný s modelem materiálu kortikály (na mikroúrovni mají stejné vlastnosti – viz např. [6]), ve druhém případě jsme nuceni pracovat se zdánlivými charakteristikami.

Pro konkrétní určení charakteristik těchto modelů byly provedeny testovací analýzy (simulační experiment). Na Obr. 4 je závislost modulu pružnosti spongiózy na její kvalitě, jak byla získána z tohoto simulačního experimentu. Na základě těchto výsledků byly navrženy čtyři varianty modulu pružnosti netrámečkového modelu $E = 10; 100; 690$ a 1000 MPa. Přičemž normální hodnota modulu pružnosti spongiózy (která odpovídá normální hodnotě $BV/TV = 0,35-0,4$ [10] – viz popis Obr. 4) je 690 MPa.



Obr. 4 Zdánlivý modul pružnosti v tahu spongiózy v závislosti na její kvalitě (BV/TV je poměr objemu, který zaujímají trámečky spongiózy k celkovému objemu vyplněnému spongiózou)

Obtížným problémem je též stanovení charakteristik modelu materiálu periodontia. Ve snaze o zvyšování úrovně modelování interakce zubu s kostní tkání byly vytvořeny tři různé modely této tkáně: lineární isotropní, bilineární isotropní a lineární ortotropní.

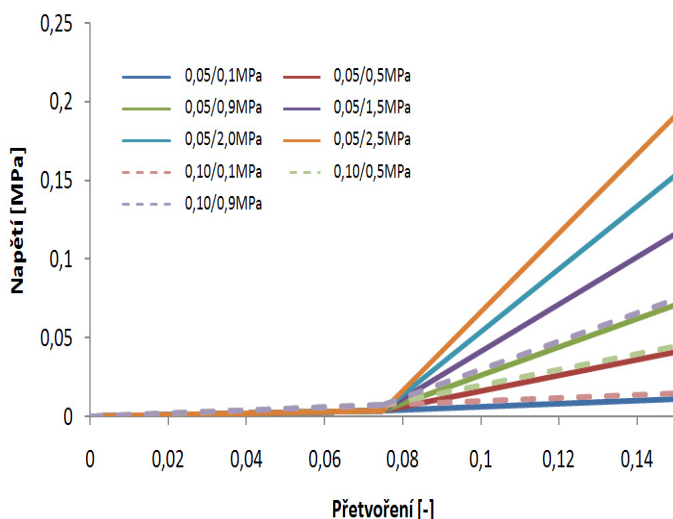
V případě lineárního isotropního modelu byly navrženy tři varianty. $E = 1; 10$ a 100 MPa. Poissonovo číslo je ve všech případech $0,45$.

Dále bylo navrženo deset variant bilineárního modelu materiálu periodontia. Kromě těch, uvedených na Obr. 5 (v první fázi $E_1 = 0,05$ nebo $0,1$ MPa, ve druhé fázi $E_2 = 0,1-2,5$ MPa), také varianta $E_1 = 0,05$ MPa, $E_2 = 10$ MPa, která se posléze ukázala být nejvhodnější. Ve všech případech je rozmezí mezi oběma moduly $\varepsilon_{12} = 0,075$ a Poissonovo číslo $\mu = 0,45$ [12]. Nejvhodnější varianta byla vybrána na základě srovnání výsledných koronoapikálních posuvů zubu v zubním lůžku s experimentálními hodnotami. Ve fyziologickém stavu se zub může posouvat při koronoapikálním zatížení o $0,05-0,1$ mm [14], [1].

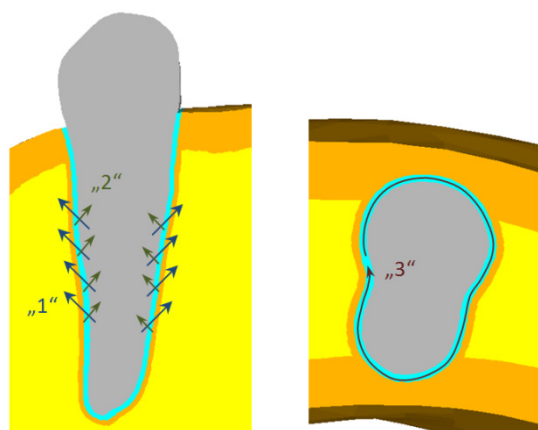
Pro lineární ortotropní model bylo nakonec navrženo 48 variant, lišících se v první řadě objemovým podílem periodontálních vláken a kapalinné výplně ($v_f:v_m = 2:1$ nebo $1:1$) a dále modulem pružnosti vláken $E_f = 10; 50; 100; 150; 200; 250; 300$ a 1000 MPa a kapalinné výplně $E_m = 0,1; 0,01$ a $0,001$ MPa. Posuzovány byly všechny kombinace $v_f:v_m$,

E_f a E_m , přičemž kritériem vhodnosti varianty byl opět fyziologický posuv zubu v lůžku (na Obr. 6 jsou znázorněny hlavní směry ortotropie periodontia). Konkrétní charakteristiky modelu byly získány na základě znalosti mechaniky kompozitů – tedy využitím směšovacíh pravidel bylo získáno devět potřebných charakteristik ortotropního modelu.

Specifickou částí periodontia je jeho apikální část. Při okluzi zde periodontální vlákna zůstávají nefunkční a zapojují se teprve při extrakčním zatížení (vlákna jsou zde kolmo na kost a při okluzi zůstávají zvlněná). Pro část periodontia v délce 0,75 mm od apikálního vrcholu byl proto u modelu respektujícího tento fakt uvažován lineární isotropní materiál s modulem pružnosti $E = 0,1 \text{ MPa}$ a $\mu = 0,45$, příp. byl z této oblasti zcela odstraněn materiál periodontia (viz Obr. 2).



Obr. 5 Varianty bilineárního modelu materiálu periodontia

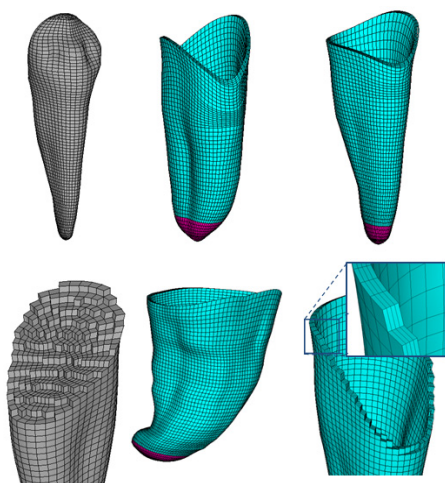


Obr. 6 Hlavní směry ortotropie periodontia

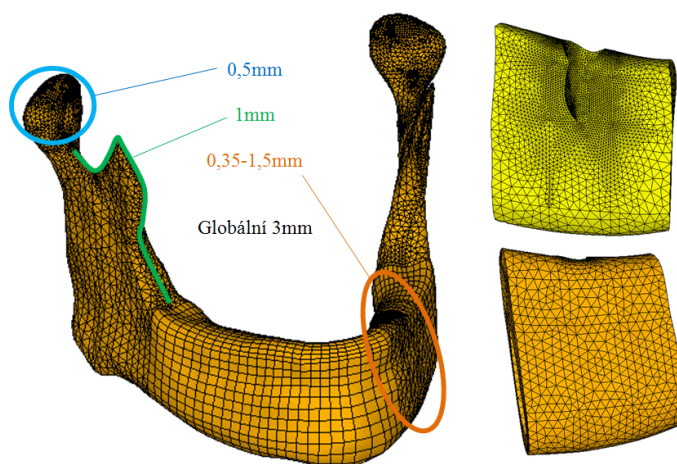
6.5 KONEČNOPRVKOVÝ MODEL

Při tvorbě konečnoprvkového modelu dolní čelisti ve fyziologickém stavu bylo použito celkem sedm typů elementů: LINK10 (svaly, vazy), PLANE82 (2D geometrie), SOLID92 (kost), SOLID95 (zub, periodontium, kost), TARGE170 a CONTA174 (kontakt zub-periodontium, periodontium-lamina dura, chrupavka-disk) a MESH200 (pomocný element pro tvorbu pravidelné sítě). Na základě citlivostních analýz byla globální velikost elementů nastavena na 0,35 a 3 mm (dle polohy) a použity byly 4 elementy po tloušťce periodontia. Citlivostní analýzy dále ukázaly, že není nutné do modelu zahrnovat zubní dřeň (pulpu), sklovinu ani kloubní vazy. Ukázka konečnoprvkových sítí je na Obr. 7 a Obr. 8.

Celkový počet elementů u 2D modelů byl 25-30 tisíc, počet uzlů nepřesáhl 100 tisíc. U 3D modelů segmentů s jedním nebo třemi zuby se počet elementů pohyboval v rozmezí 120-410 tisíc (v závislosti na druhu zubu), počet uzlů se pohyboval v rozmezí 270-750 tisíc. V případě modelu čelisti se všemi zuby počet elementů narostl na 1,7 milionu, počet uzlů přesáhl 3 miliony.



Obr. 7 Ukázka konečnoprvkových sítí zubů a periodontia

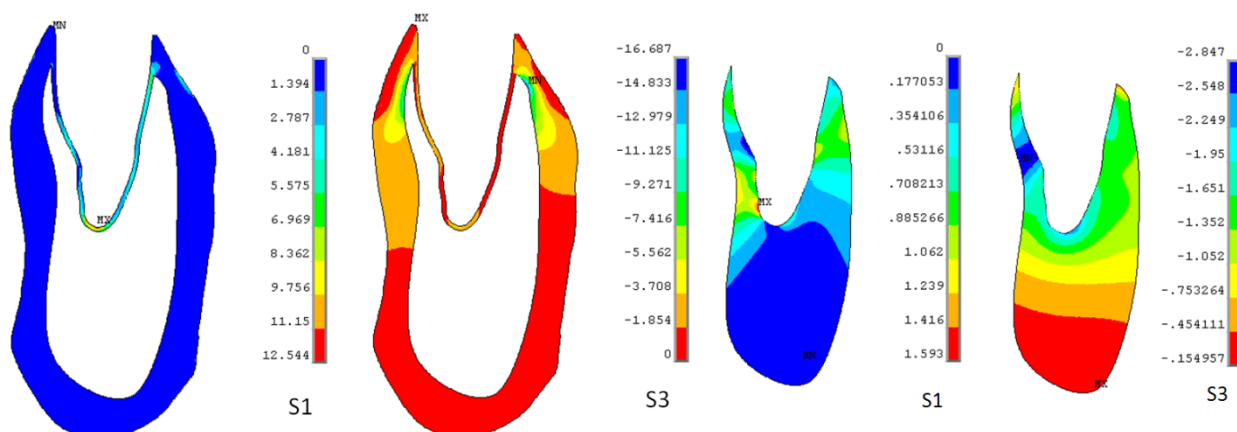


Obr. 8 Ukázka konečnoprvkových sítí kosti (spongióza, kortikála)

7 VÝSLEDKY A ANALÝZY

7.1 ANALÝZY „A“ – 2D MODEL

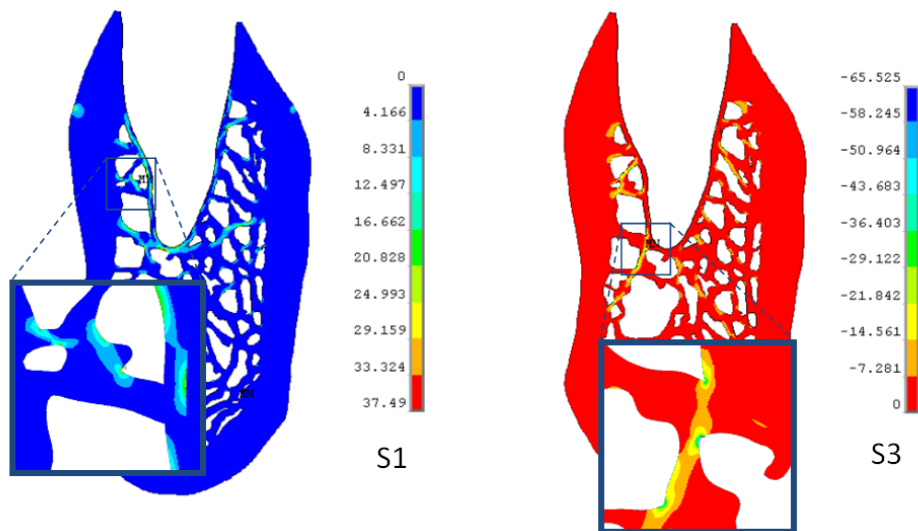
Cílem výpočtů na 2D modelu bylo zejm. posoudit vliv změny kvality spongiózy a modulu pružnosti periodontia na deformaci a napjatost kosti. V případě netrámčkového modelu spongiózy byl modul pružnosti spongiózy byl měněn v rozsahu 200-1000 MPa, v případě modelu s trámčkovou spongiózou byl testován poměr $BV/TV = 0,19$ a $0,38$. U periodontia byly použity tři varianty modelu materiálu: s modulem pružnosti 1, 10 a 100 MPa.



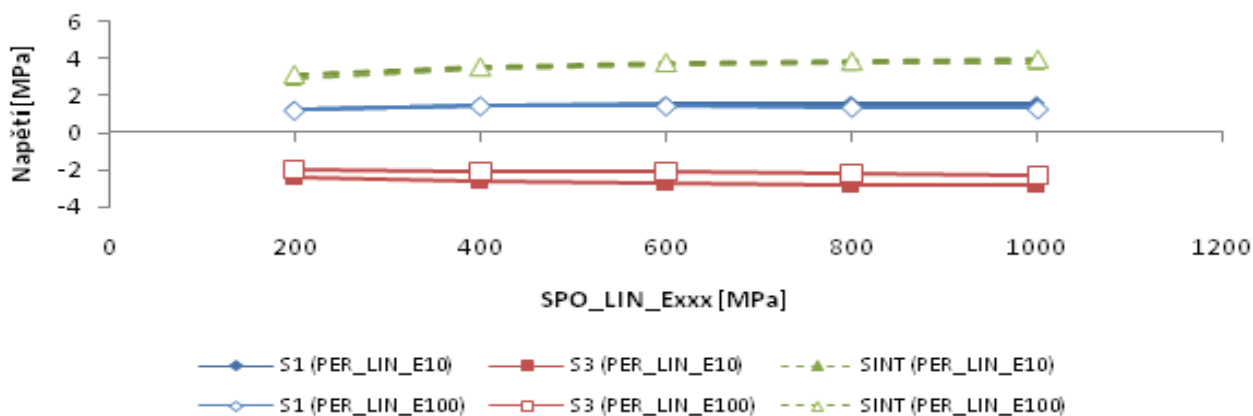
Obr. 9 První a třetí hlavní napětí v kortikále a spongióze (varianta s modulem pružnosti spongiózy 800 MPa a modulem pružnosti periodontia 10 MPa)

Na Obr. 9 je ukázka typického rozložení napětí v kortikální a spongiózní kosti modelované netrámčkovým modelem. Typicky dochází k největšímu namáhání kortikály v místech, kde se lamina dura napojuje na kortikální kost a u spongiózy v oblasti apikální části alveolu a v cca polovině výšky kořenu zubu. V podobných místech se koncentruje

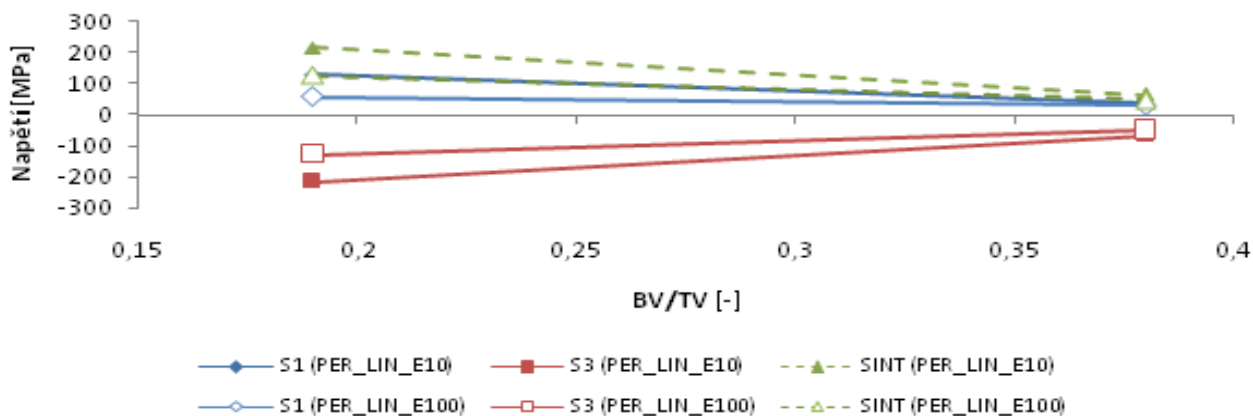
napětí i u spongiózní kosti, modelované detailní trámečkovou architekturou (viz ukázka na Obr. 10).



Obr. 10 První a třetí hlavní napětí v kosti (varianta s $BV/TV=0,38$ a periodontiem s modulem pružnosti 10 MPa)

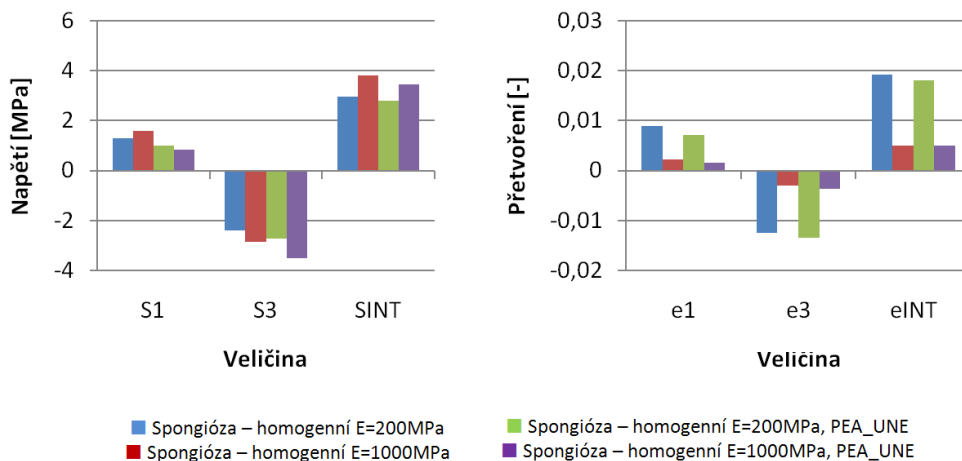


Obr. 11 Závislost napětí ve spongióze vs. modul pružnosti spongiózy (netrámečkový model)

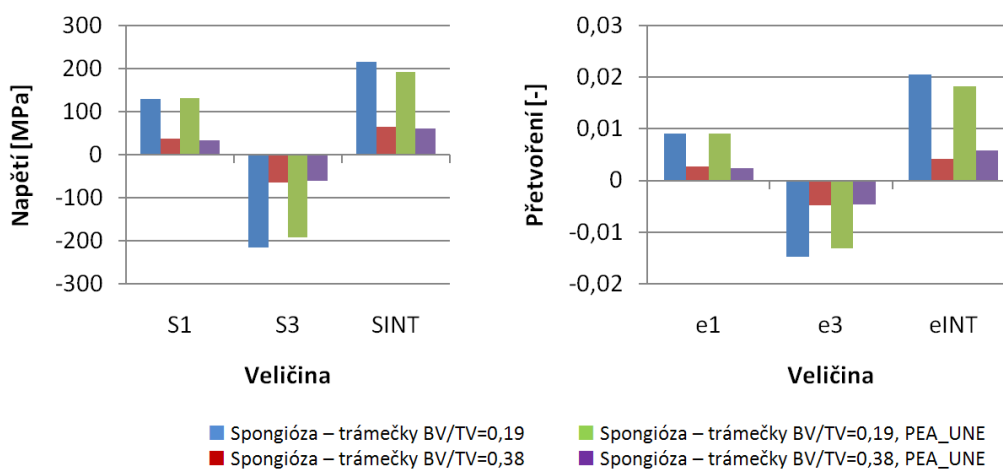


Obr. 12 Závislost napětí ve spongióze vs. kvalita kosti (trámečkový model)

Z výpočtů realizovaných na dvourozměrných modelech kosti se zubem a lineárním periodontiem vyplývá především rozdíl v napjatosti ve spongióze modelované jednak netrámčkovým modelem, jednak trámčkovou architekturou. Zatímco v prvním případě dochází s nárůstem kvality spongiózy ke zvyšování napětí a poklesu přetvoření, v druhém případě obě veličiny s narůstající kvalitou kosti klesají (napětí viz Obr. 11 a Obr. 12). Výsledky prvního případu ovlivňuje zejm. skutečnost, že s malým modulem pružnosti spongiózy se zatížení více přenáší na tužší kortikální kost, což u druhého modelu nenastává.



Obr. 13 Napětí a přetvoření spongiózy - netrámčkový model



Obr. 14 Napětí a přetvoření spongiózy - trámčkový model

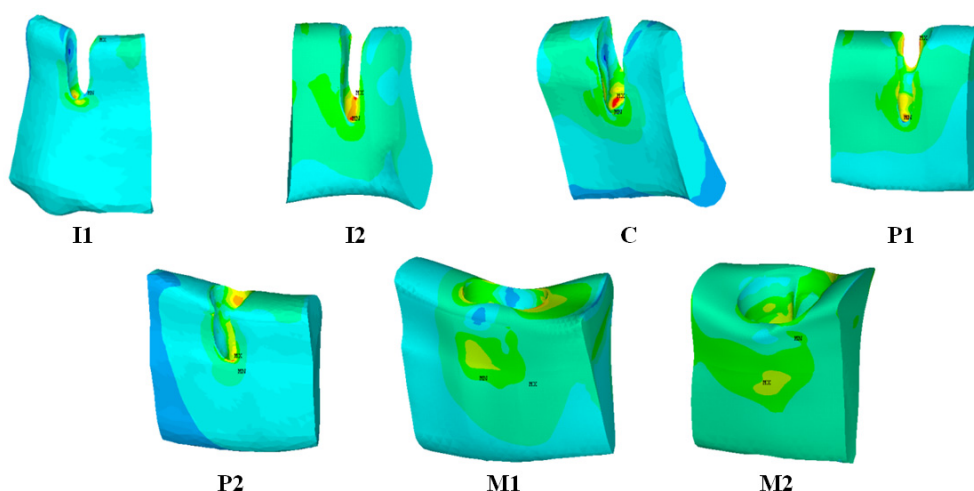
Při srovnání modelů s nejhorší a nejlepší modelovanou kvalitou kosti, a to jak pro případ spongiózy modelované netrámčkovým modelem (tj. $E = 200$ MPa, resp. 1000 MPa), tak pro případ trámčkové architektury ($BV/TV = 0,19$, resp. $0,38$), si lze všimnout velmi rozdílných hodnot napětí mezi oběma úrovněmi modelu spongiózy. Zatímco u netrámčkových modelů se napětí pohybují v rozmezí cca $-3,5$ až 4 MPa, u modelu s trámčinou přesahují napětí až 200 MPa! Naopak v případě přetvoření získáváme u obou úrovní modelů spongiózy podobné hodnoty (viz Obr. 13 a Obr. 14). Je proto vhodnější při

analýze spongiózní kosti vyhodnocovat především přetvoření. Trend změny přetvoření při zvyšování kvality kosti je stejný u modelů obou úrovní a stejně tak jsou velmi podobné i hodnoty této mechanické veličiny. Rozdílné trendy v závislostech napětí a přetvoření na kvalitě kosti jsou jedním ze základních charakteristických rozdílů mezi oběma úrovněmi modelu spongiózy (tj. mezi netrámčkovou spongiózou a trámčkovou spongiózou).

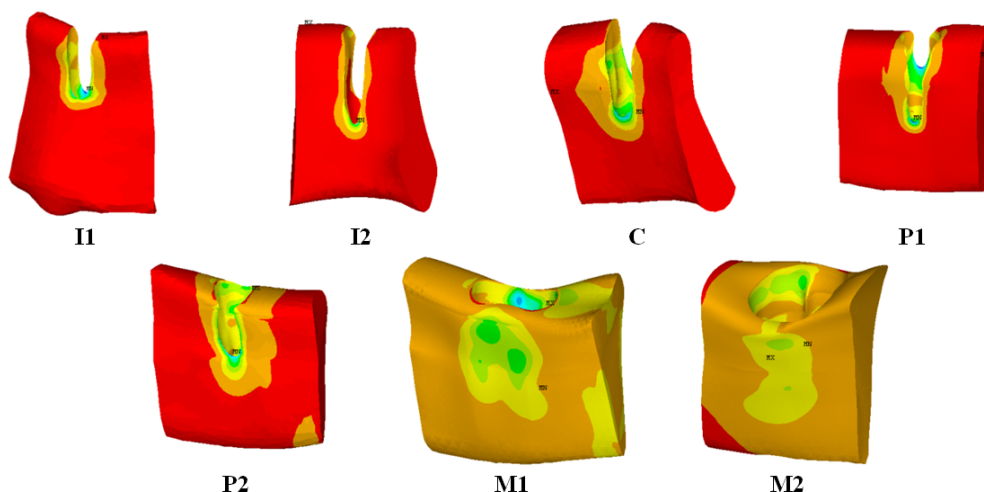
Jiným důležitým zjištěním, plynoucím z výsledků modelů „A“, je možnost opustit při dalším řešení model periodontia s modulem pružnosti 1 MPa, který by kvůli nízké hodnotě modulu pružnosti způsobil příliš velká a nereálná koronoapikální posunutí zubu. Z experimentů vyplývá, že tento posuv se pohybuje v rozmezí 0,05 – 0,1 mm. Modul pružnosti lineárního modelu periodontia tudíž musí být mezi hodnotou 10 – 100 MPa, spíše však blíže hodnotě 10 MPa. Pokud srovnáme koronoapikální posuvy všech dosud řešených variant zahrnujících model periodontia s modulem pružnosti 10 MPa, zjistíme, že ve zmíněném intervalu 0,05 – 0,1 mm leží výsledky modelu s nejvyšší uvažovanou kvalitou kosti (tj. u netrámčkové spongiózy s $E = 1000$ MPa a u spongiózy s modelovanou trámčinou o poměru $BV/TV = 0,38$) a bez modelované apikální části periodontia (tj. periodontium má kolem celého zubu stejný modul pružnosti).

7.2 ANALÝZY „B“ – 3D MODEL (SEGMENT ČELISTI)

Další analýzy se týkaly trojrozměrných modelů. V této části budou ve stručnosti prezentovány výsledky na modelech segmentu čelisti (tj. bez kloubů a žvýkacích svalů). Modelovány byly segmenty dolní čelisti s jedním zubem. Označení jednotlivých zubů je následující: I1 – 1. řezák, I2 – 2. řezák, C – špičák, P1 – 1. premolár (třenový zub), P2 – druhý premolár, M1 – 1. molár (stolička), M2 – 2. molár. Analyzována byla řada variant, které se lišily hodnotou modulu pružnosti spongiózy a také modelem materiálu periodontia.



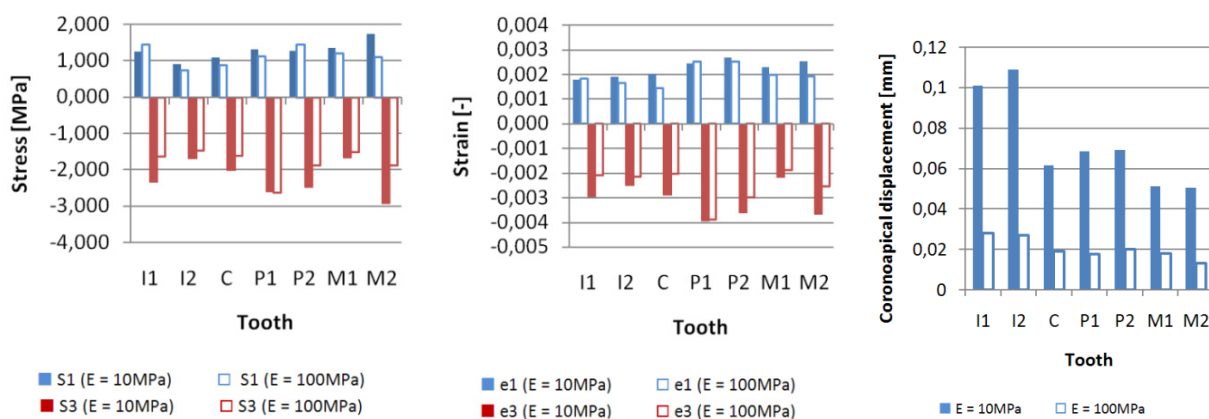
Obr. 15 Typické rozložení 1. hlavního napětí ve spongióze



Obr. 16 Typické rozložení 3. hlavního napětí ve spongióze

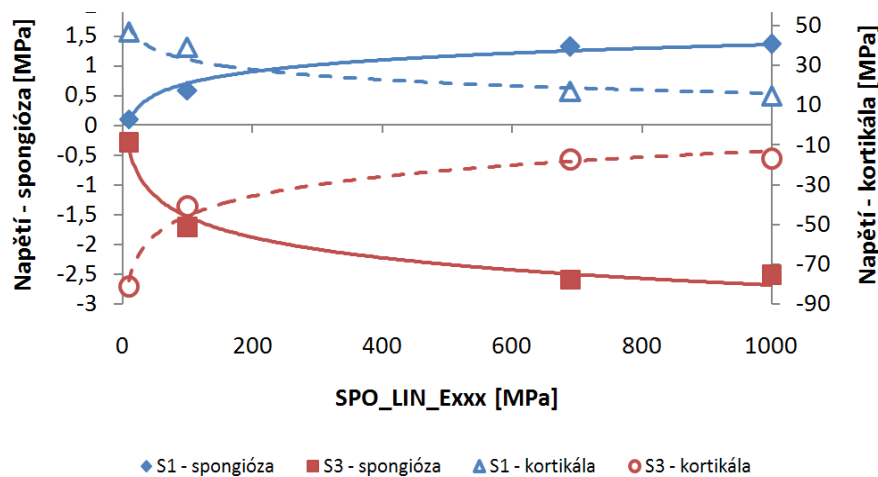
Typické rozložení 1. a 3. hlavního napětí ve spongiózní kosti je patrné z Obr. 15 a Obr. 16. Ve všech případech jsou maxima situována v apikální části alveolární kosti. V případě kortikály dochází ke koncentracím napětí ve dvou oblastech: V apikální části alveolu a v místech, kde se na kortikální kost corpus mandibulae napojuje lamina dura.

Konkrétní hodnoty napětí a přetvoření závisí na modulech pružnosti spongiózy a modelu periodontia. Pro normální kost reprezentovanou lineárním modelem spongiózy s modulem pružnosti 690 MPa a pro lineární periodontium s modulem pružnosti $E = 10$ a 100 MPa (modelovaným i v apikální části alveolu) se 1. hlavní napětí pohybuje kolem hodnoty $S_1 = 1,3$ MPa, v případě 3. hlavního napětí kolem $S_3 = -2,5$ MPa. 1. a 3. hlavní přetvoření kolísá kolem hodnot $e_1 = 2360 \mu\epsilon$ a $e_3 = -3580 \mu\epsilon$ – viz Obr. 17. U modelu normální kosti a periodontia s nulovým modulem pružnosti v apikální části alveolu dochází k poklesu těchto hodnot cca o 12-13%. Na Obr. 17 jsou uvedeny také výsledky koronoapikálních posuvů všech zubů. Z porovnání s hodnotami uváděnými literaturou (0,05 – 0,1 mm) vyplývá, že experimentům lépe odpovídají výsledky modelů s modulem pružnosti lineárního periodontia $E = 10$ MPa.

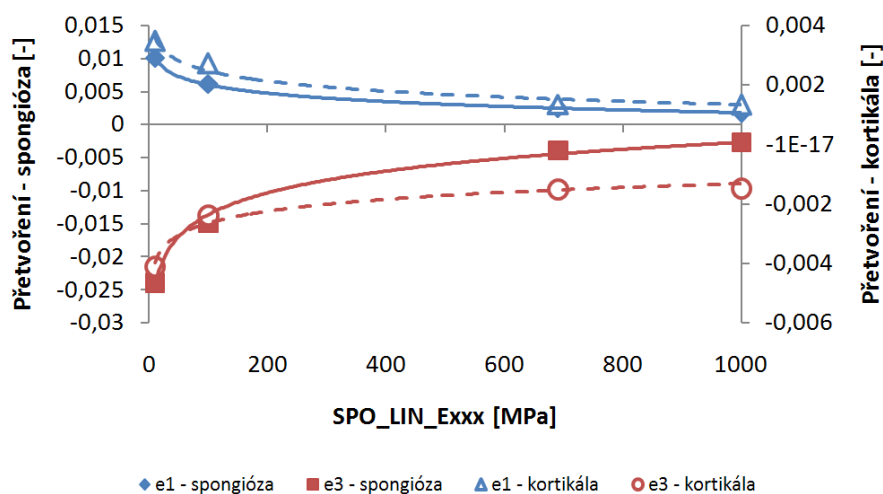


Obr. 17 Výsledky 1. a 3. hlavní napětí a přetvoření ve spongióze kolem jednotlivých zubů a velikosti koronoapikálních posuvů zubů. Model zahrnující normální spongiózu ($E = 690$ MPa), dvě varianty periodontia ($E = 10/100$ MPa) a nulový modul pružnosti periodontia

Velikosti maximálních hlavních napětí zjištěných na modelech s různým modulem pružnosti spongiózy potvrzují závěry formulované v analýzách 2D modelů s netrámčkovou spongiózou. Tj. že s rostoucí kvalitou kosti (a tedy modulem pružnosti modelu) napětí ve spongióze narůstá, zatímco přetvoření klesá. U kortikály narůstají s hodnotou modulu pružnosti spongiózy obě sledované veličiny. Na Obr. 18 a Obr. 19 jsou uvedeny reprezentativní ukázky závislosti napětí a přetvoření spongiózy a kortikály na hodnotě modulu pružnosti spongiózy pro variantu s lineárním periodontiem s modulem pružnosti $E = 10 \text{ MPa}$.



Obr. 18 Reprezentativní ukázka závislosti napětí ve spongióze a kortikále na modulu pružnosti spongiózy



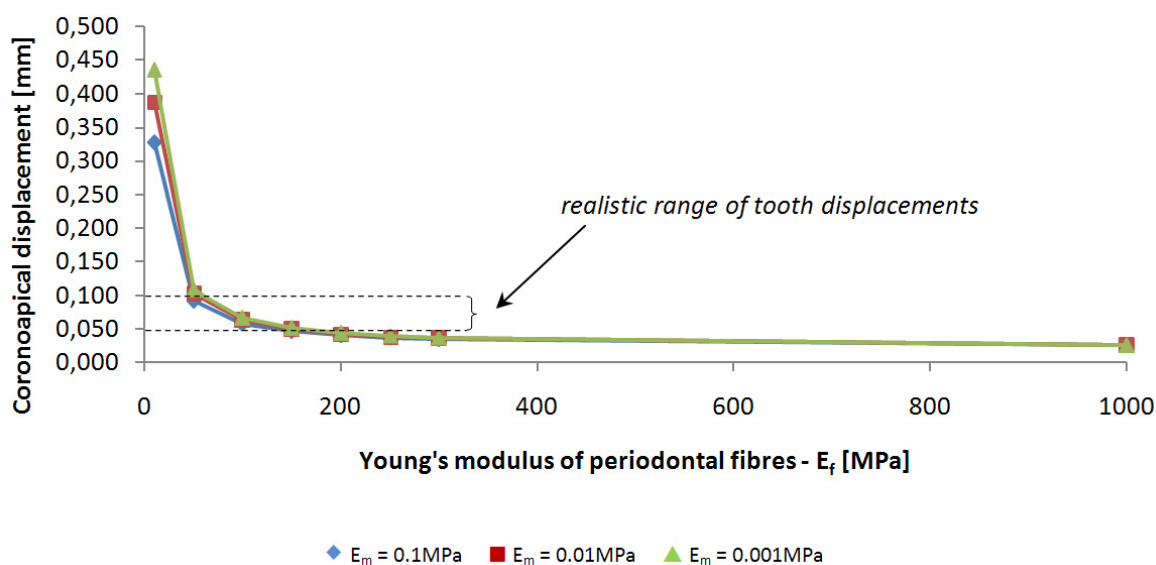
Obr. 19 Reprezentativní ukázka závislosti přetvoření ve spongióze a kortikále na modulu pružnosti spongiózy

Podrobnější analýza výsledků ukazuje, že uvedené závislosti lze aproximovat logaritmickou funkcí s vysokou mírou koeficientu determinace (v naprosté většině více než 0,9, v 70% případů více než 0,95).

Dosavadní analýza „B“ byla prováděna na modelech, u nichž byly zub, periodontium a kost navzájem vázány kontaktními elementy. Výpočty však ukazují, že v případě pevného

spojení těchto prvků prostřednictvím společných hraničních uzlů nedochází k významně odlišným výsledkům. Napětí a přetvoření v případě modelů segmentů kosti se třemi zuby a modelů segmentů kosti se třemi alveoly a jedním (prostředním) zubem se pohybují kolem hodnot $S_1 = 1,5$ MPa, $S_3 = -2$ MPa, $e_1 = 2000 \mu\epsilon$ a $e_3 = -3000 \mu\epsilon$. Tzn. mírný pokles.

V literatuře dosud opomíjeným modelem materiálu periodontia je lineární ortotropní model. Na základě výše navržených kombinací modulů pružnosti periodontálních vláken, okolní kapalinné výplně (matrice) a jejich vzájemného objemového podílu byl proveden na segmentu kosti s prvním řezákem (I1) simulační experiment. Cílem bylo určit takové charakteristiky ortotropního modelu, jejichž použitím by koronoapikální posuvy zubů odpovídaly experimentálním hodnotám 0,05 – 0,1 mm.



Obr. 20 Koronoapikální posuvy 1. řezáku pro různé varianty ortotropního modelu v závislosti na měnícím se modulu pružnosti vláken (a pro různé hodnoty modulu pružnosti matrice).

Z Obr. 20 je patrný vliv modulů pružnosti obou složek periodontia na koronoapikální posuv zubu. Nejvýrazněji se projevuje změna modulu pružnosti periodontálních vláken. Zatímco při jejich velmi malém modulu pružnosti (10 MPa) dosahují koronoapikální posuvy zubu cca 0,3 – 0,5 mm, při modulu pružnosti 1000 MPa to je už pouze 0,026-0,028 mm. Nejprudší pokles koronoapikálních posuvů přitom nastává v rozmezí modulu pružnosti vláken 10 – 100 MPa. V případě modulu pružnosti matrice 0,1 MPa koronoapikální posuvy zubu dosahují max. hodnot 0,327 – 0,432 mm. Při nižší hodnotě modulu pružnosti (0,01 MPa) by to už bylo 0,388 – 0,531 mm. Tedy s klesajícím modulem pružnosti matrice narůstá pohyblivost zubu v zubním lůžku. Totéž platí i v případě, pokud by objemový podíl vláken v periodontiu poklesl na úkor matrice.

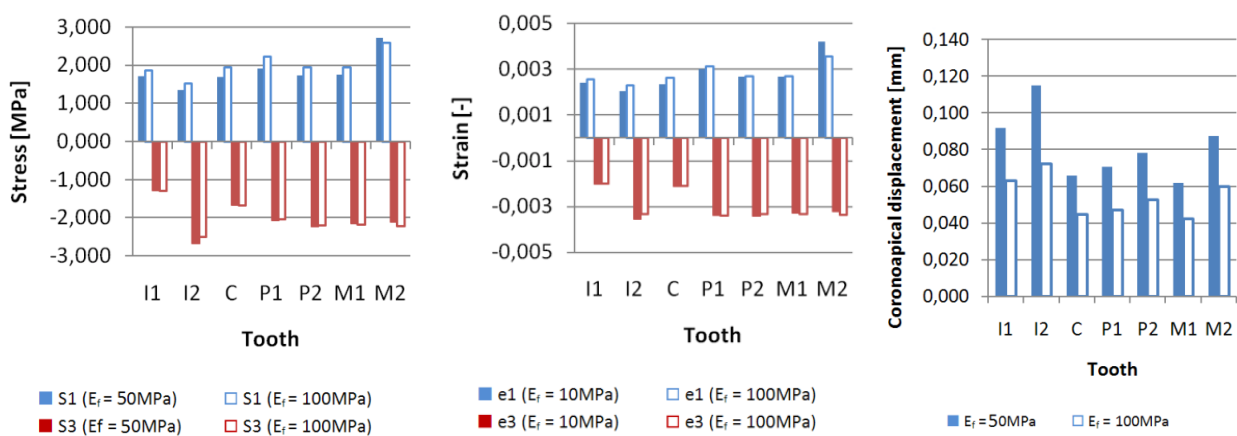
Porovnáním výsledků simulačního experimentu s hodnotami uváděnými v literatuře a po vyloučení variant se stejným objemovým podílem vláken a matrice dospějeme k závěru, že použitelnými variantami ortotropního modelu materiálu periodontia jsou ty, u nichž je modul pružnosti vláken 50 a 100 MPa, modul pružnosti matrice 0,1 MPa a objemový

podíl vláken 0,67. Devět příslušných charakteristik ortotropního modelu je uvedeno v Tab. 3.

Tab. 3 Charakteristiky ortotropního modelu periodontia

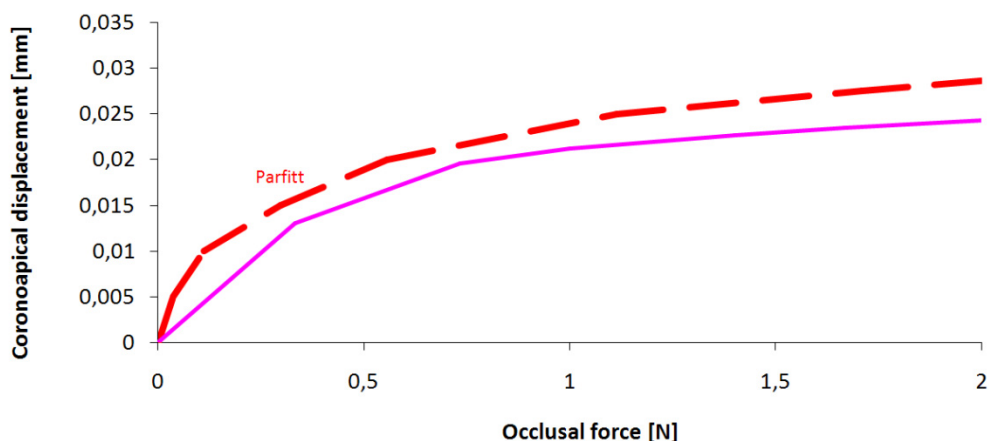
$\nu_f:\nu_m = 2:1$	E_1	E_2	E_3	μ_{12}	μ_{13}	μ_{23}	G_{12}	G_{13}	G_{23}
$E_f = 50 \text{ MPa}$ $E_m = 0,01 \text{ MPa}$	67,033	0,3024	0,3024	0,366	0,366	0,4996	0,3001	0,3001	0,1008
$E_f = 100 \text{ MPa}$ $E_m = 0,01 \text{ MPa}$	33,533	0,3018	0,3018	0,366	0,366	0,4992	0,2972	0,2972	0,1007

Použitím těchto charakteristik ortotropního modelu periodontia dosahuje maximální 1. hlavní napětí spongiózní kosti hodnot 1,4 – 1,9 MPa pro $E_f = 50 \text{ MPa}$ a 1,5 – 2,6 MPa pro $E_f = 100 \text{ MPa}$. 3. hlavní napětí se pohybuje v rozmezí -1,3 až -2,7 MPa pro $E_f = 50 \text{ MPa}$ a -1,3 až -2,6 MPa pro $E_f = 100 \text{ MPa}$. Srovnání s lineárním isotropním modelem periodontia ukazuje vyšší tahová napětí na okraji alveolu. Maximální 1. hlavní přetvoření dosahuje 2050 – 4200 $\mu\epsilon$ ($E_f = 50 \text{ MPa}$) a 2300 – 3560 $\mu\epsilon$ ($E_f = 100 \text{ MPa}$), 3. hlavní přetvoření se pohybuje v rozsahu -2000 až -3550 $\mu\epsilon$ ($E_f = 50 \text{ MPa}$) a -1990 až -3380 $\mu\epsilon$ ($E_f = 100 \text{ MPa}$). Na Obr. 21 je uvedeno srovnání výsledných napětí, přetvoření a koronoapikálních posuvů pro modely segmentů s jednotlivými zuby.

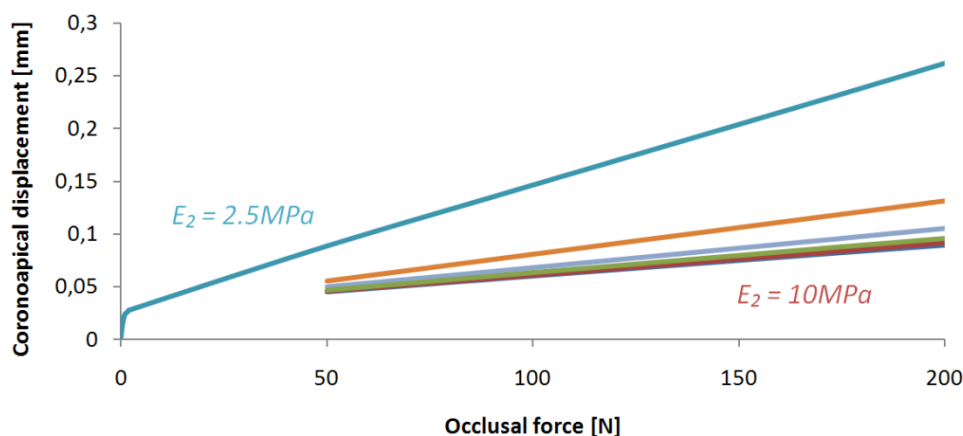


Obr. 21 Výsledky 1. a 3. hlavní napětí a přetvoření ve spongióze kolem jednotlivých zubů a velikosti koronoapikálních posuvů zubů. Model zahrnující normální spongiózu ($E = 690 \text{ MPa}$), dvě varianty periodontia ($E = 10/100 \text{ MPa}$)

Oba dosud analyzované modely materiálu periodontia byly lineární, což zcela neodpovídá nelineárnímu charakteru pohyblivosti zubu v lůžku. Zub je během zatěžování v první fázi zasunut rychle do lůžka, protože periodontální vlákna, na nichž je zub zavěšen, jsou zpočátku zvlněná a s rostoucí silou se natahují. V další fázi je již přírůstek posuvu zubu menší, jelikož vlákna jsou již napnuta a periodontium jako celek je tužší než v první fázi. Tento charakteristický vztah zatížení-posuv zubu lze postihnout použitím nelineárního, např. bilineárního modelu materiálu periodontia.



Obr. 22 Bilineární model materiálu periodontia: Závislost koronoapikálního posuvu zubu na zatížení 0-2 N (druhý premolár). Srovnání s experimentálními výsledky (Parfitt [11])

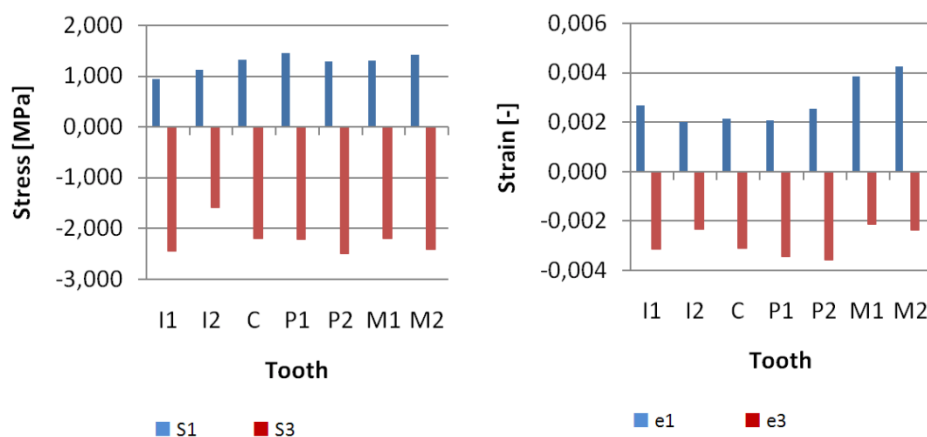


Obr. 23 Bilineární model materiálu periodontia: Srovnání výsledků se sekundárním modulem pružnosti $E_2 = 2,5 \text{ MPa}$ (druhý premolár) a $E_2 = 10 \text{ MPa}$ (všechny zuby).

Varianty navržené v kap. 6.4 byly nejprve použity v simulačním experimentu, jehož cílem bylo vybrat charakteristiky nejlépe odpovídající experimentálním datům. Zub byl tedy nejprve zatěžován silou 2 N v koronoapikálním směru, poté silou o stejné velikosti ve směru bukolinguálním. Pro oba směry jsou dostupné charakteristické experimentálně zjištěné křivky, s nimiž byly výsledné závislosti zatížení-posuv zubu porovnány. Na Obr. 22 je zobrazeno srovnání závislosti průběhu posuvu druhého premoláru na koronoapikální zatížení 0 – 2 N, přičemž charakteristiky použitého bilineárního modelu periodontia jsou v případě uvedené křivky: $E_1 = 0,05 \text{ MPa}$, $E_2 = 2,5 \text{ MPa}$, $\varepsilon_{12} = 0,075$ a $\mu = 0,45$. Výsledky s těmito charakteristikami odpovídají experimentální křivce (Parfitt [11]) pro malé okluzní síly nejlépe. Ve skutečnosti je však zub obvykle vystaven mnohem větším okluzním silám, a zatímco model s uvedenými charakteristikami vede na posuv druhého premoláru 0,024 mm při síle 2 N, při síle 200 N by se zub posunul o více než 0,25 mm – což je nereálné. Použitím vyššího modulu pružnosti pro druhou fázi ($E_2 = 10 \text{ MPa}$) je možné dosáhnout reálných hodnot koronoapikálních posuvů (0,05 – 0,1 mm). Na Obr. 23 je znázorněno srovnání mezi oběma variantami s odlišnými sekundárními moduly pružnosti periodontia.

Námítkou by mohlo být, proč pomocí simulačního experimentu určit „přesnější“ charakteristiky modelu, které by ve výsledku lépe vystihovaly experimentální křivku na Obr. 22 i experimentální údaj, který říká, že při síle 200 N je posuv zubu 0,05 – 0,1 mm. Analýza však ukazuje, že takové „zpřesňování“ je neúčelné a vede pouze k nevýznamné změně v hodnotách napětí a přetvoření kostní tkáně. Např. zvýšením E_2 z 2,5 na 10 MPa (tedy o 300%) se hodnota 3. hlavního napětí změní pouze o 2,7 %.

Konkrétní hodnoty 1. a 3. hlavního napětí ve spongióze, při použití varianty modelu periodontia se sekundárním modulem pružnosti 10 MPa, nabývají hodnot v rozsahu 0,9 – 1,5 MPa, resp. -1,6 až -2,5 MPa. V případě kortikální kosti jsou tyto rozsahy 18,4 – 40,4 MPa, resp. -14,7 až -33,3 MPa. 1. a 3. hlavní přetvoření ve spongióze se pohybuje v rozmezí 2060 – 4250 $\mu\epsilon$, resp. -2140 až -3550 $\mu\epsilon$. Maximální intenzita dosahuje téměř 6000 $\mu\epsilon$. U kortikály opět sledujeme nižší hodnoty: např. maximální intenzita přetvoření dosahuje 4300 $\mu\epsilon$. Napětí a přetvoření (viz Obr. 24) se pohybují v podobných charakteristických intervalech, podobných těm, které byly ukázány u lineárního isotropního a lineárního ortotropního modelu.



Obr. 24 Výsledky 1. a 3. hlavního napětí a přetvoření ve spongióze kolem jednotlivých zubů. Model zahrnující normální spongiózu ($E = 690$ MPa), bilineární isotropní model periodontia ($E_1 = 0,05$ MPa, $E_2 = 10$ MPa, $\epsilon_{12} = 0,075$)

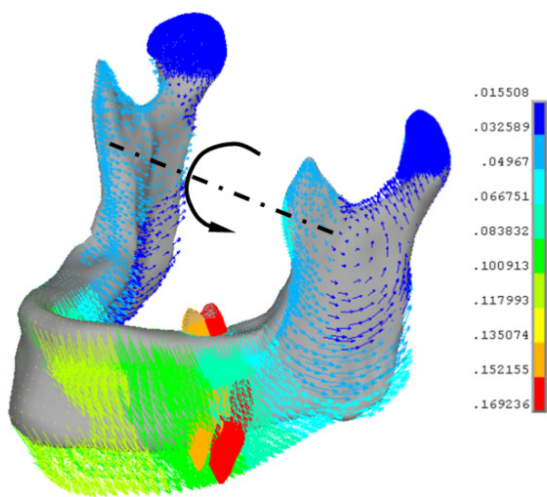
7.3 ANALÝZY „C“ – 3D MODEL (CELÁ ČELIST, JEDEN ZUB)

V případě použití modelu celé čelisti (tedy ne jen segmentu corpus mandibulae) je nutné použít jiný model vazeb. Tento komplexnější model totiž zahrnuje také svaly a především temporomandibulární kloub, který je prvkem spojujícím dolní čelist se spánkovou kostí. Toto spojení je možné modelovat prostým zamezením posuvu konečnoprvkových uzlů na stykové kondylární ploše, nebo na vyšší úrovni použitím kontaktních elementů. Na napjatost v corpus mandibulae nemá v důsledku Saint-Venantova principu volba jednoho či druhého způsobu, stejně jako odchylky ve směrech modelovaných svalů, významný vliv. Ze stejného důvodu nemá různá úroveň modelu materiálu periodontia podstatný vliv na velikost výsledných stykových sil a kontaktních tlaků v čelistním kloubu.

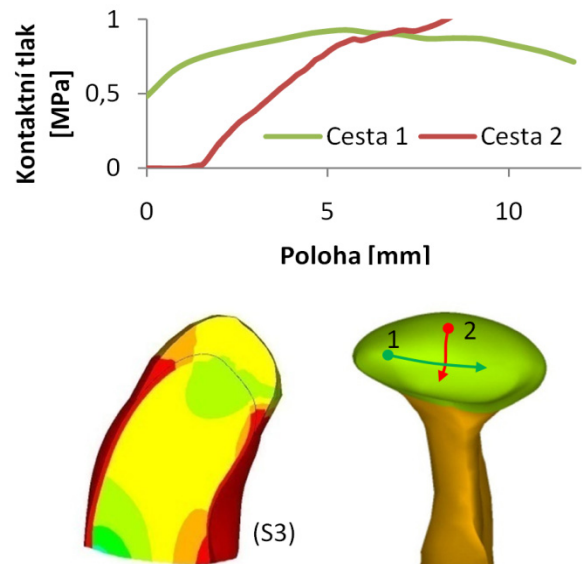
Před použitím kontaktního modelu vazby mezi čelistí a spánkovou kostí bylo třeba provést řadu citlivostních analýz, na jejichž základě bylo možné nastavit příslušné

parametry. Výsledkem byla normálová kontaktní tuhost $FKN = 1$, součinitel smykového tření na stykových plochách chrupavka-disk $f = 0$ a modul pružnosti materiálu chrupavky a disku shodně $E = 50$ MPa. Obdobná analýza ukázala, že v případě skusu není třeba do modelu zahrnovat vazivový aparát, tj. jednotlivé kloubní vazy a kloubní pouzdro.

Při zatížení jednotlivých zubů koronoapikální silou o velikosti 200 N vznikají na kondylární stykové ploše levého a pravého kloubu kontaktní tlaky, jejichž velikost je srovnatelná s kontaktními tlaky v jiných kloubech lidského těla (kyčel, koleno, loket) [8]. Konkrétní hodnota kontaktního tlaku závisí vedle velikosti na zub působící síly též na poloze zatěžovaného zubu, zejména na jeho mesiodistálním pořadí v zubním oblouku. Důvodem je deformační pohyb čelisti jako celku při okluzi (viz Obr. 25): Zatímco se protuberantia mentalis v přední části čelisti posouvá směrem dolů, caput mandibulae naopak směřuje nahoru a tlačí na spánkovou kost. Čelist tedy jako celek rotuje kolem osy, která prochází oblastí pod incisura mandibulae. Rameno mezi zatěžovaným zubem a touto osou se s distálněji uloženými zuby zmenšuje a tedy při stejné zátěžné síle se zmenšuje také styková síla v kloubu (ze 161 N v levém kloubu při zatížení levého špičáku na 42 N při zatížení druhého moláru).



Obr. 25 Celkové posuvy - vektorové zobrazení (model s 1. molárem)

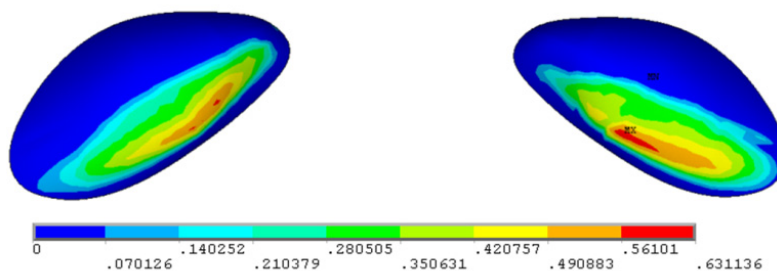


Obr. 26 Kontrola spojitosti kontaktního tlaku v kloubu (výsledky pro 1. molár)

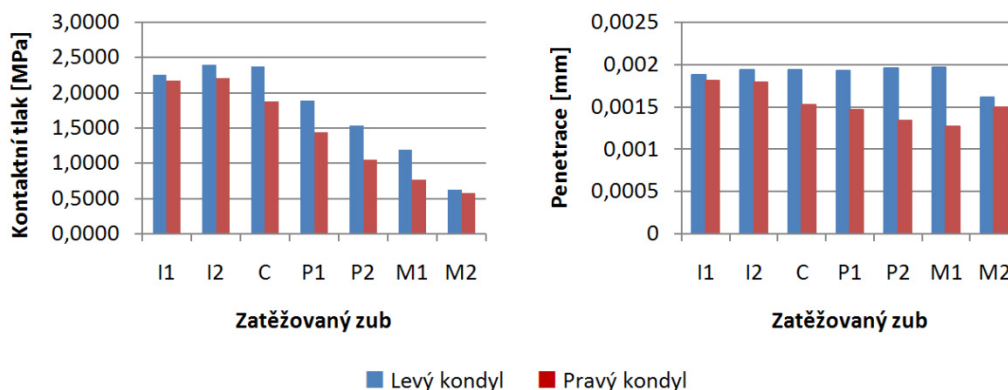
Zatížení zubů řezákové oblasti vyvolá v kondylu na stejné (levé) straně čelisti kontaktní tlak 2,26 – 2,38 MPa. Na pravé straně je pak velikost kontaktního tlaku při stejném zatížení 1,88 – 2,18 MPa. Zatížením zubů uložených distálněji klesá kontaktní tlak v levém a pravém kondylu až na hodnotu 0,63 MPa, resp. 0,58 MPa při zatížení druhého levého moláru (viz Obr. 28). Na Obr. 27 je zobrazena reprezentativní ukázka rozložení kontaktního tlaku na obou čelistních kondylech.

Maximální hodnoty napětí i přetvoření ve spongióze i v kortikále zjištěné na rozhraní spongiózy s laminou dura dosahují srovnatelných hodnot, jaké byly zjištěny u 3D segmentů čelistní kosti (i s příslušnými odchylkami pro různé varianty modelu materiálu

periodontia). Pokud chceme modelovat napjatost a deformaci v alveolární kosti bezprostředně kolem zubu, není tedy nutné modelovat celou čelist a další prvky, které s tím souvisejí (svaly, kloub). Pro tyto účely postačuje modelovat pouze segment kosti, který je pouze vázán v dostatečné vzdálenosti od vyšetřované oblasti. U 3D modelu celé čelisti byly navíc vyhodnocovány velikosti přetvoření v ekvidistantní vzdálenosti 0,5 mm od rozhraní spongiózy a laminy dura a 4 mm od apikálního vrcholu alveolu: V případě lineárního isotropního a bilineárního modelu materiálu periodontia je 1. hlavní přetvoření v rozsahu 525 – 1521 $\mu\epsilon$ a 3. hlavní přetvoření -753 až -1505 $\mu\epsilon$. V případě lineárního ortotropního periodontia jsou hodnoty přetvoření 828 – 2059 $\mu\epsilon$, resp. -653 až 1554 $\mu\epsilon$.



Obr. 27 Ukázka rozložení kontaktního tlaku na stykových plochách čelistního kloubu (při zatížení 2. moláru)



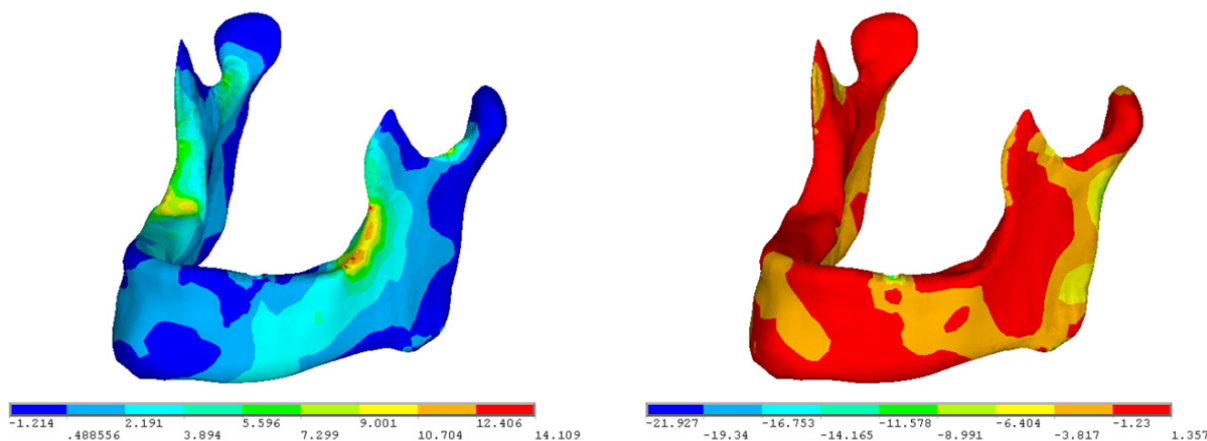
Obr. 28 Kontaktní tlaky a penetrace na levém a pravém kondylu při zatížení jednotlivých zubů okluzní (koronoapikální) silou 200 N.

Kortikální kost je kromě vlastního okraje alveolu (příp. pars alveolaris) nejvíce namáhána v oblasti linea obliqua, kde dochází k největším tahovým napětím. Při zatížení silou 200 N toto napětí dosahuje 14,8 – 19,9 MPa, podle toho, který zub je aktuálně zatěžován. K největším tlakovým napětím dochází na zadní straně ramus mandibulae a na části angulus mandibulae (-8,8 až -15,2 MPa) – viz Obr. 29.

Vedle dominantního koronoapikálního zatížení byla provedena doplňková analýza vlivu bukolinguálního zatížení na napjatost a deformaci dolní čelisti. Zub byl v tomto případě zatěžován silou pouze 20 N, avšak již při této síle vznikají v okrajových částech alveolu napětí a přetvoření, které by v případě koronoapikálního zatížení vznikly až při síle cca

40 – 60 N. Volba modelu materiálu periodontia má na napjatost a deformaci v alveolární kosti v tomto případě velký vliv.

Další doplňková analýza ukázala, že přechod od lineárního isotropního modelu materiálu kortikální kosti k ortotropnímu modelu nemá významný vliv na výslednou napjatost a deformaci řešených prvků.



Obr. 29 Typické rozložení napětí v kortikále: a) 1. hlavní napětí, b) 3. hlavní napětí

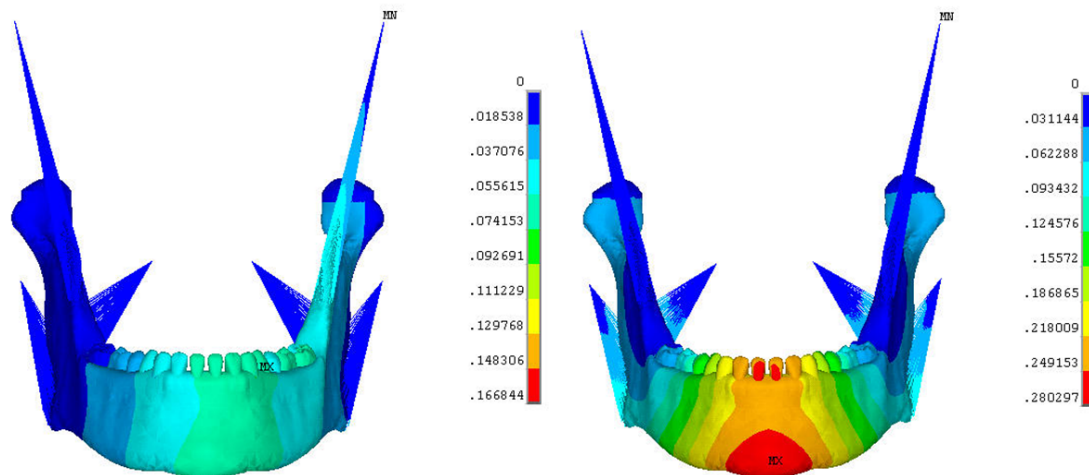
7.4 ANALÝZY „D“ – 3D MODEL (CELÁ ČELIST, PLNÁ DENTICE)

Posledním a z výpočtového hlediska nejnáročnějším modelem byl model dolní čelisti s kompletní denticí. U výpočtů na tomto modelu šlo zejména o určení vlivu změny tuhosti modelu kosti oproti předchozím analýzám v důsledku existence jednotlivých alveolů a zubů, které jsou v nich zasazeny. Všechny prvky soustavy byly modelovány lineárním modelem materiálu, zatížení bylo modelováno ve dvou variantách: 1) Anteriorní zatížení – na všechny řezáky v celkové velikosti 200 N v koronoapikálním směru (na každý řezák 50 N), 2) posteriorní-unilaterální zatížení – na moláry M1 a M2 v celkové velikosti 200 N (na každý molár 100 N). První varianta modeluje typickou situaci při ukusování sousta, druhá varianta vlastní žvýkání.

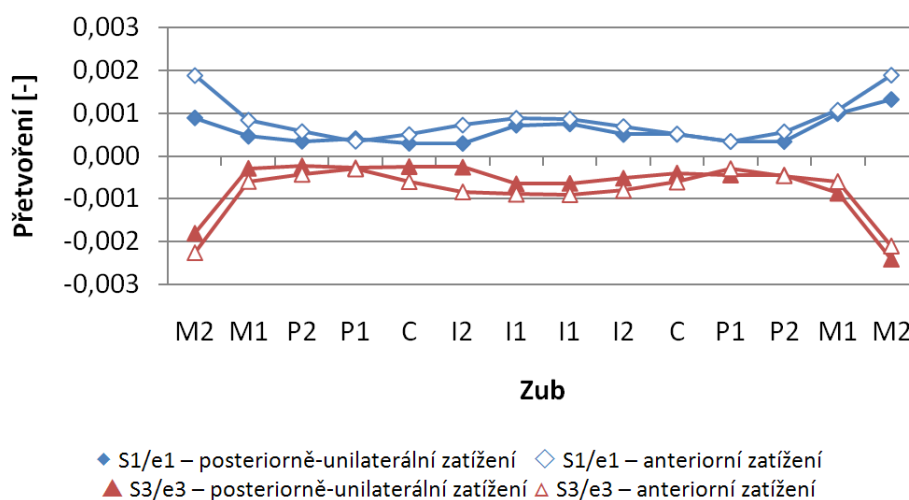
Přestože byly zatěžovány pouze čtyři, resp. dva zuby, koncentrace nikoli nevýznamné napjatosti byly zjištěny ve všech alveolech. Tzn. při zatížení např. levých molárů vzniká významná napjatost i na opačné straně čelisti u pravých molárů. Důvodem je specifická geometrie corpus mandibulae zahrnující všechny alveoly, elipsovité zakřivení čelisti a také vazbu kosti s lebku prostřednictvím svalů. Díky tomu vzniká v těle čelisti nenulový ohybový moment, kroučící moment a posouvající síla, jež svým působením přispívají k napjatosti v průřezích vzdálených od působiště skusové síly.

K maximálním napětím a přetvořením dochází bez ohledu na polohu působiště síly v oblasti 2. molárů, kde je největší ohybový moment (viz Obr. 31). Ke zvýšeným hodnotám dochází též v řezákové oblasti, kde je jednak lokální extrém ohybového momentu, jednak zde v jedné variantě působí zatěžující síla. Konkrétní hodnoty 1. a 3. hlavního napětí v případě posteriorně-unilaterálního zatížení se pohybují v rozsahu 0,2 –

0,86 MPa, resp. -0,13 až -1,5 MPa. V případě anteriorního zatížení jsou tyto rozsahy 0,26 – 1,14 MPa, resp. -0,17 až -1,48 MPa. Maximální 1. hlavní přetvoření je $1890 \mu\epsilon$, 3. hlavní přetvoření $-2400 \mu\epsilon$. Pokud jde o konkrétní velikosti napětí a přetvoření v alveolární kosti kolem zatěžovaných zubů, jsou (po přepočtu kvůli rozdílným zatěžujícím silám) srovnatelné s těmi, zjištěnými v předchozích analýzách – ať už u modelů celé čelisti s jedním zubem („C“), nebo u modelů segmentu čelisti („B“).



Obr. 30 Celkové posuvy: a) varianta s posteriorním-unilaterálním zatížením, b) varianta s anteriorním zatížením



Obr. 31 Maximální hodnoty 1. a 3. hlavního přetvoření na rozhraní spongiózy a laminy dura jednotlivých zubů (průběh napětí je stejný, liší se pouze hodnoty)

8 ZÁVĚR

Předložená studie se zabývá deformačně napěťovou analýzou lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu. Cílem práce bylo posouzení mechanického namáhání dolní čelisti, zejm. interakce zubů s kostní tkání. Za tímto účelem byl vytvořen výpočtový model dolní čelisti a byly posouzeny různé úrovně dílčích modelů (zejm. materiálů, ale i vazeb a geometrie).

Řešení formulovaného problému bylo rozděleno do řady dílčích řešení. Z důvodů omezeného prostoru dizertační práce nebylo možné uvést výsledky všech těchto dílčích řešení, byly však prezentovány ty nejdůležitější a nejreprezentativnější výsledky, z kterých lze konstatovat následující závěry:

- K modelování napjatosti a deformace alveolární kosti není nutné do modelu zahrnovat zubní korunku ani zubní dřeň.
- K modelování napjatosti a deformace dolní čelisti při okluzi není také nutné modelovat kloubní vazy a kloubní pouzdro.
- Zvyšováním modulu pružnosti netrámečkového modelu spongiózy (tj. zvyšováním její kvality) dochází k nárůstu napětí v této tkáni a současně k poklesu její deformace. Kortikální kost se také s rostoucím modulem pružnosti spongiózy deformuje méně a napjatost v ní klesá. Při horší kvalitě spongiózy se totiž větší část zatížení přenáší na kortikálu.
- Zvyšováním kvality spongiózní kosti modelované trámečkovou architekturou dochází k poklesu napětí ve spongióze i v kortikále, současně dochází i k poklesu jejich deformace.
- Maximální přetvoření u netrámečkového modelu spongiózy a spongiózy modelované trámečkovou architekturou jsou srovnatelná.
- Při použití lineárně isotropního modelu materiálu periodontia odpovídají koronoapikální posuvy zubů experimentálně zjištěným hodnotám nejlépe tehdy, jsou-li charakteristiky tohoto modelu $E = 10 \text{ MPa}$ a $\mu = 0,45$.
- Experimentům odpovídá také použití lineárně ortotropního modelu materiálu s charakteristikami $E_1 = 67 \text{ MPa}$, $E_2 = 0,3 \text{ MPa}$, $E_3 = 0,3 \text{ MPa}$, $G_{12} = 0,3 \text{ MPa}$, $G_{13} = 0,3 \text{ MPa}$, $G_{23} = 0,1 \text{ MPa}$, $\mu_{12} = 0,366$, $\mu_{13} = 0,366$, $\mu_{23} = 0,5$.
- S experimentálními hodnotami posuvů zubu souhlasí také model ve variantě s bilineárně isotropním modelem materiálu periodontia s charakteristikami $E_1 = 0,05 \text{ MPa}$, $E_2 = 10 \text{ MPa}$, $\epsilon_{12} = 0,075$ a $\mu = 0,45$.
- Hlavní napětí v normální spongióze alveolární kosti dosahuje při normálním zatížení hodnot v rozmezí $0,9 - 1,8 \text{ MPa}$ (konkrétní velikost závisí na variantě modelu).
- Hlavní napětí v normální spongióze alveolární kosti dosahuje při normálním zatížení hodnot v rozmezí $-1,3$ až $-3,2 \text{ MPa}$ (konkrétní velikost závisí na variantě modelu).
- Hlavní přetvoření v normální spongióze alveolární kosti dosahuje při normálním zatížení hodnot v rozmezí $1740-2910 \mu\epsilon$ (konkrétní velikost závisí na variantě modelu).
- Hlavní přetvoření v normální spongióze alveolární kosti dosahuje při normálním zatížení hodnot v rozmezí -2120 až $-4920 \mu\epsilon$ (konkrétní velikost závisí na variantě modelu).
- Deformace kortikální kosti alveolu je menší než deformace spongiózy: 1. hlavní přetvoření se pohybuje v rozmezí $1030 - 2350 \mu\epsilon$, 3. hlavní přetvoření -800 až $-1820 \mu\epsilon$ (konkrétní velikost závisí na variantě modelu).

- Hlavní přetvoření v normální spongióze ve vzdálenosti 0,5mm od rozhraní spongiózy a laminy dura a 4mm od apikálního vrcholu alveolu dosahuje maximálně hodnot 525 – 2059 $\mu\epsilon$ (konkrétní velikost závisí na variantě modelu).
- Hlavní přetvoření v normální spongióze ve vzdálenosti 0,5mm od rozhraní spongiózy a laminy dura a 4mm od apikálního vrcholu alveolu dosahuje maximálně hodnot -653 až -1554 $\mu\epsilon$ (konkrétní velikost závisí na variantě modelu).
- Použitím lineárně ortotropního modelu materiálu periodontia vznikají v alveolární kosti kolem zatěžovaného zubu vyšší tahová napětí než u modelů lineárně isotropního a bilineárně isotropního.
- Závislost napětí/přetvoření vs. kvalita spongiózní kosti lze aproximovat logaritmickou funkcí s vysokou hodnotou koeficientu determinace.
- Na napjatost a deformace kosti bezprostředně kolem zatěžovaného zubu nemá případná extrakce sousedního zubu významný vliv.
- Na napjatost spongiózní kosti nemá významný vliv volba úrovně modelu materiálu kortikální kosti mezi lineárně-isotropním a lineárně-ortotropním.
- Kortikální kost je vedle alveolu (příp. pars alveolaris) nejvíce namáhána na linea obliqua, kde vzniká 1. hlavní napětí o velikosti 14,8 – 19,9 MPa (vyšší hodnota pro mesiálněji umístěné zuby), a na spodním a zadním okraji ramus mandibulae, kde vzniká 3. hlavní napětí o velikosti -8,8 až -15,2 MPa (vyšší hodnota pro mesiálněji umístěné zuby).
- Vedle aktuálně zatěžovaného alveolu je nejnamáhanější částí spongiózy krajní (distální) část spongiózy corpus mandibulae, tj. v oblasti 2. molárů, a to v důsledku lokálních extrémů ohybových momentů v této části. Totéž platí pro mesiální část těla čelisti, tj. v řezákové oblasti, pokud jsou zatěžovány 1. řezáky.
- Velikost napětí a přetvoření při bukolinguálním zatížení dosahuje poměrně vysokých hodnot (370 – 1120 $\mu\epsilon$, resp. -320 až -1580 $\mu\epsilon$) již při desetinové velikosti síly při koronoapikálním zatížení.
- Maximální zjištěný kontaktní tlak v čelistním kloubu dosahuje při normálním zatížení hodnoty 2,4 MPa (při zatížení distálnějších zubů stejnou silou kontaktní tlak klesá).

Z mechanického hlediska tedy byla vyhodnocena interakce zubu s kostní tkání, stejně jako interakce čelisti se spánkovou kostí. Byla také vyhodnocena napjatost a deformace čelisti jako celku při běžných situacích. Z hlediska modelování byly posouzeny různé úrovně dílčích modelů, v případě periodontia byly navrženy nové charakteristiky méně používaných modelů materiálu. Na základě výše uvedeného tedy lze konstatovat, že cíle byly splněny v plném rozsahu.

9 LITERATURA

- [1] Amarsaikhan, B., Miura, H., Okada, D., Masuda, T., Ishihara, H., Shinki, T., Kanno, T., Influence of environmental factors on tooth displacement, *Journal of Medical and Dental Sciences*, Vol. 49 (2002), 19-26
- [2] Borelli, G. A. *De motu animalium*, P. Vander Aa, Leiden, 1710
- [3] Fričová, M., Horák, Z., Konvičková, S., Jirman, R., Modeling of temporomandibular joint and FEM analysis, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 8, No. 1 (2006), 35-43
- [4] Hajian, M.-R., In-vivo-Bisskraft: Vergleich zwischen konventionellem und implantatgestütztem Zahneratz, *Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde der Medizinischen Fakultät der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg*, Würzburg, 2004
- [5] Hubar, J.S., Quantification of the lamina dura, *Journal (Canadian Dental Association)*, Vol. 59, No. 12 (1994), 997-1000
- [6] Kohles, S., Bowers, J., Vailas, A., Ultrasonic wave velocity measurement in small polymeric and cortical bone specimens, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 119, No. 3 (1997), 232-236
- [7] Koriouth, 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
- [8] Kubíček, M., Analýza mechanických vlastností kolenního kloubu s implementovanými totálními endoprotézami základních typů, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2000. 81 s., *Pojednání ke státní doktorské zkoušce*, Školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc
- [9] Lindhe, J., *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*, Blackwell Munksgaard, 2003, ISBN 1405102365
- [10] 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
- [11] Parfitt, G.J., Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction, *Journal of Dental Research*, Vol 39, No.3 (1960), 608-618
- [12] 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
- [13] Přichystal, I., Deformačně napěťová analýza dolní čelisti, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2006. XX s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [14] Šimůnek, A., *Dentální implantologie*, Nucleus, Hradec Králové, 2001, ISBN 80-86225-15-1
- [15] Tanaka, E., Tanne, K., Sakuda, M., A three-dimensional finite element model of the mandible including TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 16 (1994), 316-322
- [16] Vacek, M., Bittner, J., *Gnatologie*, Avicenum, Praha, 1986
- [17] Valenta, J., Konvičková, S., *Biomechanika člověka – Svalově kosterní systém, 2.díl*, Vydavatelství ČVUT, Praha, 1997, ISBN 80-01-01565-3
- [18] Van Eijden, T.M.G.J., Biomechanics of mandible, *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, Vol. 11, No. 1 (2000), 123-136
- [19] 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

[20] Masticatory apparatus, In *Biology online – Dictionary* [on-line, cit.: 8.10.2009],

Dostupné z: <http://www.biology-online.org/dictionary/Masticatory_apparatus>

[21] Masticatory force, In *Wikipedia.org* [on-line, cit.: 8.10.2009], Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Masticatory_force>

10 SEZNAM VLASTNÍCH PUBLIKACÍ

Odborné publikace

[i] Borák, L., Marcián, P., Florian, Z., Bartáková, S., Biomechanical Study of Disk Implant – Part I, *Engineering Mechanics*, Vol 17, No. 1 (2010), p.1-12

[ii] Borák, L., Florian, Z., Bartáková, S., Tvorba bilineárního modelu materiálu periodontia, 10th International Scientific Conference Applied Mechanics, Book of Extended Abstracts, pp. 7-8, ISBN 978-83-60102-49-7, (2008), Wadawnictwo Katedry Mechaniki Stosowanej Gliwice, akce: Applied Mechanics 2008, Wisla, 7.4.-10.4.2008

[iii] Borák, L., Florian, Z., Bartáková, S., Tvorba modelu materiálu periodontia, Poster, In: Středoevropské sympozium, IX. Brněnské implantologické dny 29.11.-1.12. 2007, Brno

[iv] Borák, L., Florian, Z., Rozkydal, Z., Deformačně-napěťová analýza pánevní kosti s press-fit jamkou, 9th International Scientific Conference Applied Mechanics 2007, pp. 35-36, ISBN 978-80-248-1389-9, (2007), VŠB TU Ostrava, akce: Aplikovaná mechanika 2007, Malenovice, 16.4.-19.4.2007

[v] Borák, L., Bartáková, S., Florian, Z., Tvorba modelu materiálu periodontia pro výpočtové modelování, In IX. Brněnské implantologické a dentální dny. Vyškov: Tisk MoraviaTisk s.r.o., 2007. ISBN 978-80-210-4466-1, s.38-75

[vi] Borák, L., Marcián, P., Mrázek, M., Stress-Strain Analysis of Alveolar Bone, 11th

International Scientific Conference Applied Mechanics, pp. 21-22, ISBN 978-80-89313-32-7, (2007), Institute of Applied Mechanics and Mechatronics, Faculty of Mechanical Engineering, Slovak University of Technology in Bratislava, akce: Applied Mechanics 2009, Smolenice, 6.4.-8.4.2009

[vii] Borák, L., Marcián, P., Florian, Z., Bartáková, S., Deformačně-napěťová analýza alveolární kosti s využitím ortotropního modelu materiálu periodontia, Poster, In: Mezinárodní seminář Tkáňová integrace implantačního materiálu, 15.12.2009, Brno

[viii] Marcián, P., Borák, L., Florian, Z., Bartáková, S., Biomechanická studie diskových implantátů, Poster, In: Mezinárodní seminář Tkáňová integrace implantačního materiálu, 15.12.2009, Brno

[ix] Marcián, P., Petříková, H., Florian, Z., Borák, L., Mrázek, M., Stress strain analysis of dental implants, 11th International Scientific Conference Applied Mechanics, pp. 63-64, ISBN 978-80-89313-32-7, (2007), Institute of Applied Mechanics and Mechatronics, Faculty of Mechanical Engineering, Slovak University of Technology in Bratislava, akce: Applied Mechanics 2009, Smolenice, 6.4.-8.4.2009

[x] Mrázek, M., Žampachová, E., Borák, L., Marcián, P., Strain-Stress Analysis of Tibia, 11th International Scientific Conference Applied Mechanics, pp. 21-22, ISBN 978-80-89313-32-7, (2007), Institute of Applied Mechanics and Mechatronics, Faculty of Mechanical Engineering, Slovak

University of Technology in Bratislava, akce: Applied Mechanics 2009, Smolenice, 6.4.-8.4.2009

[xi] Mrázek, M., Florian, Z., Veselý, R., Borák, L., Marcián, P., Strain-Stress Analysis of Lower Limb with Applied Fixator, 25th Conference with International Participation – Computational Mechanics 2009 – Book of Extended Abstracts, ISBN 978-80-7043-824-4, (2009), akce: Computational Mechanics 2009, Hrad Nečtiny, 9.11.-11.11.2009

Projekty

[xii] Tvorba výpočtových modelů v biomechanice. Specifický výzkum FSI-J-10-70. Spolunavrhovatel

[xiii] Komplexní řešení vybraných problémů biomechaniky člověka. Standardní projekt. FSI-S-10-52. Spoluřešitel

[xiv] Počítačová podpora výuky do předmětů Bioakustika a Vibrace a hluk. Projekt FRVS 1029/2010. Spoluřešitel

Další tvůrčí aktivity

[xv] Marcián, P., Konečný, O., Borák, L., Valášek, J., Krpalek, D., Florian, Z., ROI

Analysis, www.biomechanika.ic.cz, VUT-FSI A2/601, Technická 2, (software), <http://www.umt.fme.vutbr.cz/cz/ustav/produkty/>

[xvi] Marcián, P., Konečný, O., Krpalek, D., Valášek, J., Borák, L., Florian, Z., CT Data Analysis, www.biomechanika.ic.cz, VUT-FSI A2/601, Technická 2, (software), <http://www.umt.fme.vutbr.cz/cz/ustav/produkty/>

[xvii] Marcián, P., Konečný, O., Krpalek, D., Valášek, J., Borák, L., Florian, Z., STL Model Creator, www.biomechanika.ic.cz, VUT-FSI A2/601, Technická 2, (software), <http://www.umt.fme.vutbr.cz/cz/ustav/produkty/>

Přednášková činnost:

[xviii] Přednáška a diskuze na téma „Stress-Strain Analysis of Human Mandible in Physiological State (With a Special Focus on the Reverse Engineering)“, přednesená pro studenty a zaměstnance na půdě Faculty of Engineering, Department of Mechanical Engineering, University of Malta, 11. listopadu 2008.

CURRICULUM VITAE

Jméno: Ing. Libor Borák
Datum narození: 25. 7. 1981
Národnost: česká
Adresa: Bystřice pod Lopeníkem, 78, 687 55
Telefon: +420 605 883 005
E-mail: liborborak@seznam.cz

Vzdělání

- 2006 – 2010 Doktorské studium na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT v Brně - Obor biomechanika. Téma disertační práce: *Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu.*
- 2008 University of Malta, Faculty of Engineering – Department of Mechanical Engineering. Akademická stáž v rámci doktorského studia.
- 2001 – 2006 Fakulta strojního inženýrství Vysokého učení technického v Brně, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky – Obor inženýrská mechanika, biomechanika. Téma diplomové práce: *Deformačně-napěťová analýza pánevní kosti s press-fit jamkou.*
- 1997 – 2001 Střední průmyslová škola Uherské Hradiště – Obor všeobecné strojírenství. Studium zakončeno maturitní zkouškou.

Odborná praxe

- 2009 – dosud L.K. Engineering, s r.o. – Výpočtář (pevnostní, termální, únavové a dynamické analýzy komponent jaderných elektráren – Westinghouse).
- 2006 – 2010 Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT v Brně – Technicko-hospodářský pracovník (pevnostní výpočty, reverzní inženýrství), vyučující předmětu Pružnost a pevnost I.
- 2007 Chemoprojekt, Brno – Projektant, tvorba výkresové dokumentace.

Ocenění

- 2006 Cena děkana za vynikající studijní výsledky a aktivní účast v odborné a vědeckovýzkumné činnosti

ABSTRACT

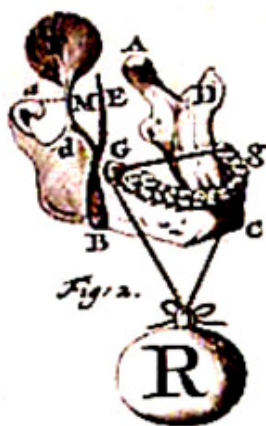
This study deals with the mechanical aspects of human mandible in physiological state during the occlusion. The work is focused on evaluation of stress-strain conditions of bone tissue. The emphasis is paid to the interaction of teeth with the bone. In addition, contact pressures in temporomandibular joints during various loading conditions were determined. The analysis of material model of some parts of the system regarding their modeling-level is presented as well.

The problem concerning the evaluation of stress-strain states is solved by computational simulation using the finite element method. The presented work is a detailed analysis of the parts of the masticatory system and a thorough description of their modeling is presented. Special focus is paid to modeling of cancellous bone as well as of periodontal tissue which mediates the interaction between a tooth and the alveolar bone. Three-dimensional geometry of the mandible and all its teeth has been obtained by using the digitizing of real objects, namely by using of three-dimensional optical scanner.

Three various modeling levels of the material of periodontium are assessed: Linear isotropic model, bilinear isotropic model and linear orthotropic model. Characteristics of these models are analyzed and especially nine new constants describing orthotropic model (which is almost absent in the literature) are proposed.

Two-dimensional models are used for analysis of differences in mechanical response of cancellous bone to the tooth loading. Two cases are considered: Cancellous bone as a non-trabecular model on one hand and with detailed trabeculous architecture model on the other.

Computational model is divided into four basic cases varying in level of masticatory apparatus geometry: A – 2D geometry of bone; B – 3D geometry of bone segment with one tooth through three teeth; C – 3D geometry of whole mandible with the only tooth; D – 3D geometry of whole mandible with all teeth. All basic cases are further researched in different variations for different material models etc.



Obr. 32 Žvýkáci aparát dle G. A. Borelliho (*De motu animalium*, 1680) [2]