

Raščlamba naprezanja i deformacija nastalih djelovanjem ortodontske sile na zub metodom konačnih elemenata

Senka Meštrović
Mladen Šlaj
Martina Mikšić

Zavod za ortodonciju
Stomatološkog fakulteta
Sveučilišta u Zagrebu

Sažetak

Metoda konačnih elemenata pokazala se uspješnom u raščlambi prijenosa sila i naprezanja u biološkim sustavima. Svrha ovoga istraživanja bila je utvrditi razlike u distribuciji naprezanja i deformacija, ovisno o različitoj razini uporabe jednostavne vodoravne oralno usmjerene sile na labijalnu plohu zuba na matematičkom modelu zuba s pripadajućim potpornim strukturama napravljenom s pomoću metode konačnih elemenata. Kao predložak za izradbu modela poslužio je gornji očnjak izvađen iz parodontoloških razloga. Dobiven je trodimenzionalni model koji se sastoji od 4000 elemenata oblika heksaedra i 2367 čvorova, što čini ukupno 7101 stupanj slobode. Na model je upotrebljena vodoravna oralno usmjerena sila jakosti 1 N na pet različitih razina krune zuba, okomito na njegovu uzdužnu os. Za sva upotrebljena opterećenja promatrana je deformacija, intenzitet naprezanja, te su izračunana ekvivalentna naprezanja po energetske teoriji čvrstoće (Huber- Mises- Hencky teorija).

Ključne riječi: naprezanja, deformacije, metoda konačnih elemenata.

Acta Stomat Croat
2002; 167-174

IZVORNI ZNANSTVENI
RAD
Primljeno: 8. ožujka 2002.

Adresa za dopisivanje:

Doc. dr. Senka Meštrović
Zavod za ortodonciju
Stomatološki fakultet
Gundulićeva 5, 10000 Zagreb

Uvod

Metoda konačnih elemenata pokazala se uspješnom u raščlambi prijenosa sila i naprezanja u biološkim sustavima (1-15). Problem prijenosa sile i naprezanja na zube i okolna tkiva vrlo je složen zbog nehomogena značaja struktura koje ih izgrađuju i nepravilnosti kontura i njihova vanjskog oblika, te složene unutrašnje morfologije. Svaki zub sastoji se od više različitih tkiva: cakline, dentina, pulpe, cementa, a periodontnim ligamentom vezan je za okolnu kost. Svako od navedenih tkiva ima bitno različite značajke i svojstva (16). Realna i čvrsta mehanička tijela, a zub također smatramo

takvim, pod djelovanjem vanjskih sila mijenjaju oblik, pri čemu u unutrašnjosti tijela nastaju dodatne unutrašnje sile između molekula. Promjena oblika određuje se kao deformacija, a dodatne sile između molekula određuju se kao naprezanje. Kao posljedica vanjskih sila nastaje i konačan pomak tijela kao cjeline ili njegovih određenih dijelova (17). Sve te veličine (sile, deformacije, naprezanja i pomaci) međusobno su povezane tako da se određivanjem samo jedne od njih vrlo često može zaključiti veličina, iznos, raspored i intenzitet ostalih fizikalnih veličina (18). Početna reakcija tkiva bit će mehanička i ovisit će, u kvalitativnom i kvantitativnom smislu, o spomenutim značajkama sila te o obilježjima samoga

tkiva na koja se one prenose. Njihov je utjecaj presudan za biološke reakcije koje će nastati nakon mehaničkih (5).

Budući da još uvijek ne poznajemo dovoljno veličine, smjer i distribuciju sila koje se rabe u ortodontskoj terapiji, te ne znamo dovoljno o njihovu učinku na zub i okolne potporne strukture, svrha ovoga istraživanja bila je pokušati utvrditi razlike u distribuciji naprezanja i deformacija, ovisno o različitim stupnju uporabe jednostavne vodoravne oralno usmjerene sile na labijalnu plohu zuba na matematičkom modelu zuba s pripadajućim potpornim strukturama napravljenom s pomoću metode konačnih elemenata. To je još jedan pokušaj da se približimo problematici djelovanja sila na biološka tkiva biomehaničkom metodom pa će se svi dobiveni rezultati trebati na taj način i tumačiti.

Uzorak i postupci

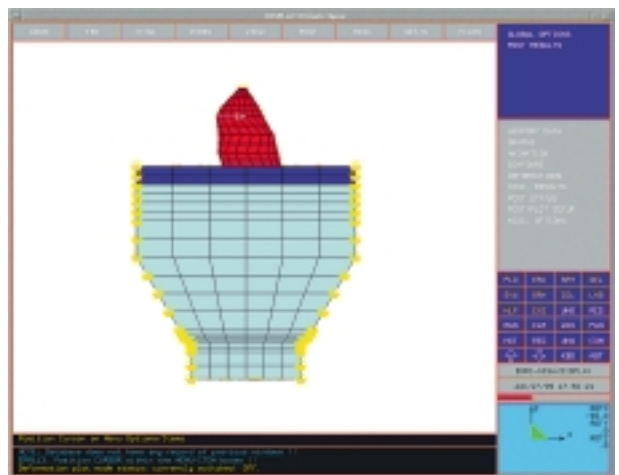
Kao predložak za izradbu matematičkog modela poslužio je gornji očnjak izvađen iz parodontoloških razloga. Pošto je zub dobro očišćen, uložan je u prozirni akrilat. Paralelometar-frezom (Combilabor CL-MF, Hereaus-Hanau) brušeni su slojevi debljine 0,5 mm okomito na uzdužnu os zuba. Svaki dobiveni presjek snimljen je videokamerom Sony CCD TRV 825 E Hi 8 mm. Ukupno je napravljeno šezdeset snimaka presjeka zuba. Kamera je bila povezana s računalom (PC Pentium II 64 Mb RAM, 350 MHz, 8.4 Gb HDD) preko S-VHS kabela, a za digitalizaciju slike upotrebljen je frame grabber-video adapter (Ima Scan, rezolucije 1024x768 u PAL formatu sa 625 vodoravnih linija i 16 Mb videomemorije). Snimke su digitalizirane u programu ISSA koji je izradila tvrtka VAMS u suradnji sa Stomatološkim fakultetom Sveučilišta u Zagrebu. Na taj način definirano je šezdeset poprečnih presjeka zuba koji su zapisani u slikovnom BMP formatu. Tako definirane konture poprečnoga presjeka zuba učitane su u CAD program AutoCAD Mechanical Desktop 2.0, gdje je iz krivulja poprečnoga presjeka zuba definirana trodimenzionalna geometrija postupkom "loftinga". Crteži su prevedeni u standardni IGES format čime se je osigurala njihova čitljivost u različitim CAD aplikacijama, uključujući i program NISA kojim je proveden proračun metodom konačnih elemenata. Na taj je način dobiven tro-

dimenzionalni matematički model gornjeg očnjaka, kojem je izmodeliran i periodontni ligament cijelom dužinom korijena u širini od 0,25 mm. Zatim je izmodelirana potporna kost. Sloj kompakte izmodeliran je u debljini od 2 mm, a ispod njega se nalazi spongioza. Svakom od segmenata dodijeljen je odgovarajući izotropni materijalni model, što je prikazano u Tablici 1. Za modeliranje su uporabljeni trodimenzionalni elementi oblika heksaedra sa šest čvorova i tri stupnja slobode po čvoru (pomaci u pravcu tri međusobno okomite osi). Čitav model čini 4000 elemenata oblika heksaedra i 2367 čvorova, što čini ukupno 7101 stupanj slobode čitavog modela (Slika 1) (19). Na model je aplicirana vo-

Tablica 1. Vrijednosti Youngova modula i Poissonova koeficijenta upotrijebljene pri izradbi modela

Table 1. Values of Young's module and Poisson's coefficient used during the construction of the model

	Youngov modul / Young's module	Poissonov koeficijent / Poisson's coefficient
Spongiozna kost / Spongy bone	$0.5 \times 10^9 \text{ Nm}^{-2}$	0.3
Kortikalna kost / Cortical bone	$13.7 \times 10^9 \text{ Nm}^{-2}$	0.3
PDL	$5 \times 10^6 \text{ Nm}^{-2}$	0.45
Zub / Tooth	$19.6 \times 10^9 \text{ Nm}^{-2}$	0.3



Slika 1. Projekcija matematičkog modela gornjega očnjaka s periodontnim ligamentom i pripadajućom kompaktnom i spongioznom kosti

Figure 1. Projection of the mathematical model of upper canine with periodontal ligament and equivalent compact and spongy bone

doravna oralno usmjerena sila jakosti 1 N, na pet različitim razina krune zuba, okomito na njegovu uzdužnu os. Za sva primijenjena opterećenja promatrana je deformacija, intenzitet naprezanja, te su izračunana ekvivalentna naprezanja po energetske teoriji čvrstoće (Huber-Mises-Hencky teorija). Rezultati proračuna prikazani su slikama koje su zapisane u GIF formatu (Slike 2-10).

Rezultati i rasprava

Važan trenutak u izradbi matematičkoga modela bio je izbor Youngova modula i Poissonova koeficijenta, odnosno određivanje mehaničkih svojstava materijala od kojeg su izgrađene strukture koje su zastupljene u modelu. U literaturi se susrećemo s velikim brojem različitih vrijednosti mehaničkih svojstava materijala koje su upotrijebljene u biomehaničkim istraživanjima (20-33). Radi bolje preglednosti tako međusobno različitih vrijednosti napravljene su tablice posebno za vrijednosti Youngova modula (Tablica 2), a posebno za vrijednosti Poissonova koeficijenta (Tablica 3). Modul elas-

tičnosti, tj. Youngov modul, predstavlja omjer naprezanja i deformacije, a za kost, caklinu i dentin nalaze se u redu veličine GPa tj. 10^9 Nm^{-2} , dok je za periodontni ligament u redu veličine 10^6 Nm^{-2} . Kao što se iz Tablice 2 može vidjeti, razlike su tih vrijednosti u literaturi vrlo velike. Te razlike u prvome redu proistječu iz različitosti metoda kojima su se utvrđivale, to jest ovisno o tome je li se ispitivalo tlačnom, vlačnom, utisnom ili ultrazvučnom metodom. Čak se i unutar svake metode javljaju razlike ovisno o brzini i smjeru aplikacije sile, i ako se ispitivanje provodi ultrazvučnom metodom, frekvenciji. Drugi važan čimbenik koji utječe na vrijednost modula elastičnosti jest vlažnost ispitivanog materijala. Različiti se rezultati postižu ako se mehanička svojstva određuju na konzerviranom i osušenom uzorku, a opet različiti ako se upotrebljava svjež i fiziološki vlažan uzorak. Čvrstoća na vlak i tlak, te modul elastičnosti pri vlaku i tlaku odstupa između svježih i konzerviranih uzoraka između 1% i 6% (17).

Rezultati raščlambe mehaničkih svojstava cakline, dentina i kosti ovise o vrsti i o strukturi ispitivanoga materijala, te o odnosu organskog i anor-

Tablica 2. Pregled vrijednosti Youngova modula pronađenih pregledom literature

Table 2. A review of the values of Young's module found in a survey of the literature

	Youngov modul (N/m^2) / Young's module (N/m^2)					
	Caklina / Enamel	Dentin / Dentine	Pulpa / Pulp	PDL	Kortikalna kost / Cortical bone	Spongiozna kost / Spongy bone
Yetram, Wright	46.89×10^9	11.76×10^9				
Zhou	51.72×10^9	18.62×10^9		3.45×10^6	13.8×10^9	
Stanford	46×10^9	12×10^9				
Farah, Craig		18.6×10^9	2.07×10^6			
Peyton		18.6×10^9		50×10^6		
Cailleteau	41.4×10^9	18.6×10^9		68.9×10^6	13.8×10^9	0.345×10^9
Ko		18.6×10^9			13.7×10^9	1.37×10^9
Knoel					13.7×10^9	0.689×10^9
Carter					13.7×10^9	0.689×10^9
Widera		20.7×10^9		68.9×10^6		
Tanne	19.6×10^9			0.67×10^6	13.7×10^9	
Tresher	41.0×10^9	19×10^9	2.07×10^6			
Tanne, Sakuda	19.6×10^9			0.67×10^6	13.7×10^9	
Craig, Peyton	83.3×10^9					
Grenoble		20.6×10^9				
Williams, Edmundson	80.9×10^9	17.65×10^9	1.96×10^6	$0.49-96.1 \times 10^9$	331.5×10^9	13.24×10^9

Tablica 3. Pregled vrijednosti Poissonova koeficijenta pronađenih pregledom literature

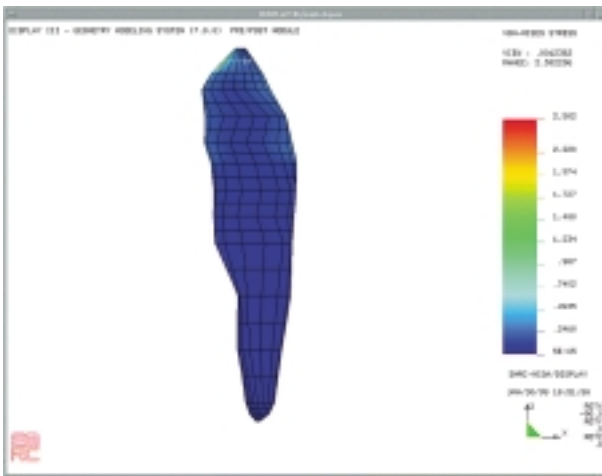
Table 3. A review of the values of Poisson's coefficient found in a survey of the literature

	Poissonov koeficijent / Poisson's coefficient					
	Caklina / Enamel	Dentin / Dentine	Pulpa / Pulp	PDL	Kompaktna kost / Compact bone	Spongiozna kost / Spongy bone
Yetram, Wright	0.30	0.30				
Zhou	0.31	0.31		0.45	0.30	
Farah, Craig		0.31	0.45			
Peyton		0.31				
Cailleteau	0.30	0.32	0.45	0.30	0.26	0.38
Ko		0.31		0.45	0.30	0.30
Knoel					0.30	0.30
Carter					0.30	0.30
Widera		0.30	0.45			
Tanne	0.30			0.49	0.30	
Tresher	0.30	0.31	0.45			
Tanne, Sakuda	0.15			0.49	0.15	
Williams, Edmundson	0.33	0.31	0.45	0-0.45	0.26	0.38

ganskog dijela i dobi. Razlike između vrijednosti modula elastičnosti za kost su male. Vrijednosti za dentin kreću se u rasponu od $11,76 - 20,7 \times 10^9 \text{ Nm}^{-2}$. Najveće razlike u vrijednosti modula elastičnosti jesu za periodontni ligament i proizlaze iz izbora uzorka, odnosno njegove intaktnosti. Kod zdrava, intaktnoga periodontnog ligamenta znatna je uloga hidrauličkog učinka. Vrijednosti Poissonova koeficijenta (Tablica 3) za caklinu koje možemo naći u literaturi kreću se u rasponu od 0,30 do 0,33. Razlike tih vrijednosti za dentin su neznatne, a vrijednosti su u rasponu od 0,30 do 0,32. Tako male razlike nemaju nikakva utjecaja na konačan rezultat. U svim dostupnim i pregledanim istraživanjima primijenjen je Poissonov koeficijent pulpe u vrijednosti od 0,45, što govori o njezinoj građi od pretežito vezivnoga tkiva, ali autori vjerojatno dijelom zanemaruju činjenicu da je ostali prostor pulpne komore i korijenskoga kanala ispunjen tkivnom tekućinom i krvlju. Kako je tekućina nestlačiva, njezin je Poissonov koeficijent 0,50. U ovom istraživanju nisu uzete u obzir pojedine strukture koje izgrađuju zub. Zub je tretiran kao cjelina, te je uzeta prosječna vrijednost Poissonova koeficijenta 0,30. Vrijednosti Poissonova koeficijenta za periodontni ligament pronađene u literaturi vrlo variraju i kreću se u rasponu od 0,30 do 0,49. Vrijednost od 0,30 zapravo

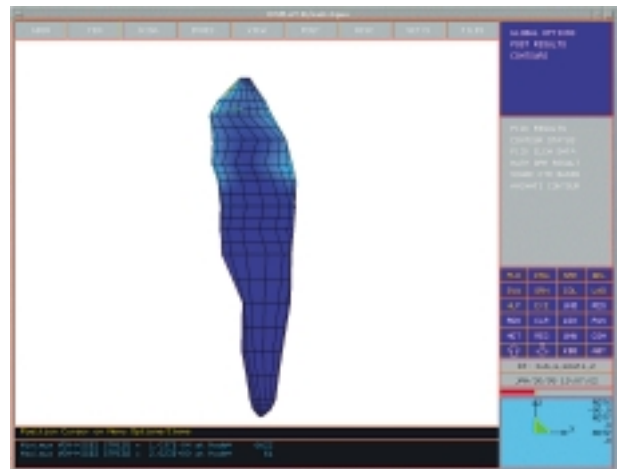
odgovara onoj od cakline, a vrijednost od 0,49 odnosi se na meka tkiva. Zbog tekućine kojom je vezivno tkivo parodontnoga ligamenta prožeto, optimalna vrijednost Poissonova koeficijenta trebala bi biti 0,49. To je vrijednost koja je uzeta u ovom istraživanju. Na vrijednost Poissonova koeficijenta kosti također ima utjecaja tekućina koja ispunjava zatvorene prostore unutar nje. Zbog toga je minimalna pronađena vrijednost 0,30, što pokazuje da se je koeficijent određivao na izoliranoj koštanoj strukturi, dok vrijednost od 0,38 uključuje i tekućinu unutar šupljina kosti. Uzevši to u obzir, u ovom istraživanju odabrana je vrijednost Poissonova koeficijenta i za kortikalnu i za spongioznu kost 0,30.

U ovom istraživanju uporabljena je vodoravna oralno usmjerena sila jakosti 1 N na pet različitih razina krune zuba, okomito na njegovu uzdužnu os. Rezultat djelovanja takve sile je jednostavno naginjanje- tipping zuba (34 - 37). Pri takvu pomaku mijenja se nagib uzdužne osi zuba. Najčešća klinička situacija u kojoj nastaje takav način djelovanja sile i pomaka zuba jest retruzija frontalnih zuba uz pomoć labijalnoga luka na mobilnoj ortodontskoj napravi (aktivatoru ili aktivnoj ploči). Upotrebom sile jakosti 1 N ispod samoga vrha zuba najveće zabilježeno naprezanje iznosi 2,58 MPa, a nalazi se isključivo na mjestu djelovanja sile i njegov se intenzitet smanjuje



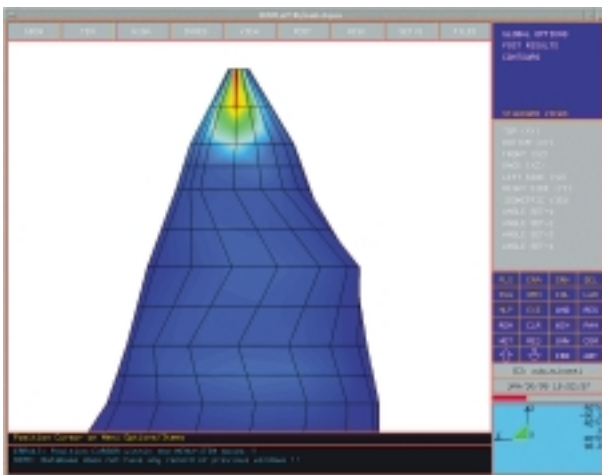
Slika 2. Prikaz von Misesovih naprezanja lateralno za aplikaciju vodoravne sile od 1 N ispod samog vrha zuba

Figure 2. Presentation of von Mises' stress laterally for application of horizontal forces of 1 N under the tooth cusp



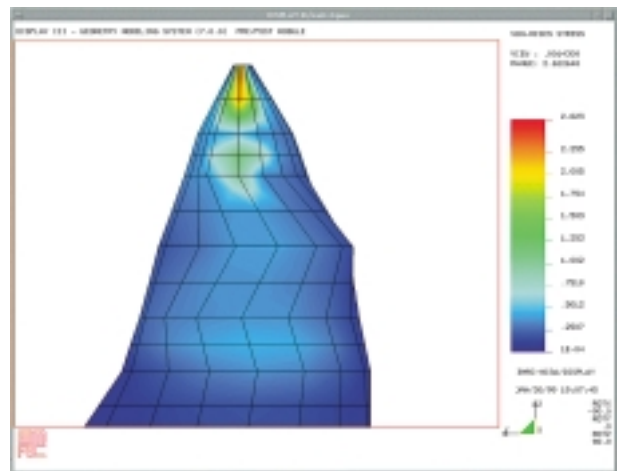
Slika 4. Prikaz von Misesovih naprezanja lateralno za uporabu vodoravne sile od 1 N na labijalnu plohu zuba 2 mm ispod vrha zuba

Figure 4. Presentation of von Mises' stress laterally for application of horizontal forces of 1 N on the labial surface of the tooth 2 mm under the tooth cusp



Slika 3. Prikaz von Misesovih naprezanja anteroposteriorno za aplikaciju vodoravne sile od 1 N ispod samog vrha zuba

Figure 3. Presentation of von Mises' stress anteroposteriorly for application of horizontal forces of 1 N under the tooth cusp

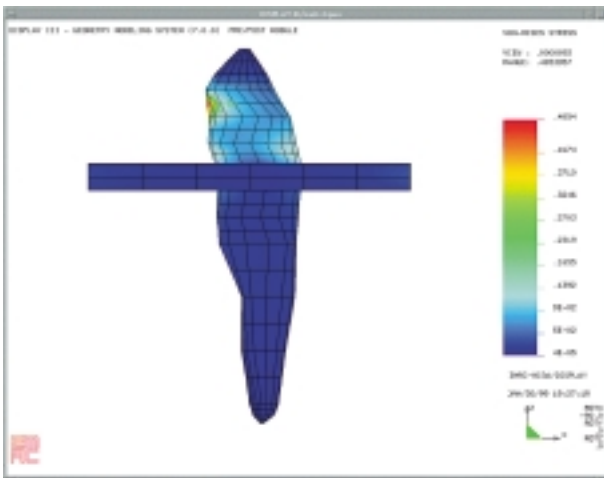


Slika 5. Prikaz von Misesovih naprezanja anteroposteriorno za uporabu vodoravne sile od 1 N na labijalnu plohu zuba 2 mm ispod vrha zuba

Figure 5. Presentation of von Mises' stress anteroposteriorly for application of horizontal forces of 1 N on the labial surface of the tooth 2 mm under the tooth cusp

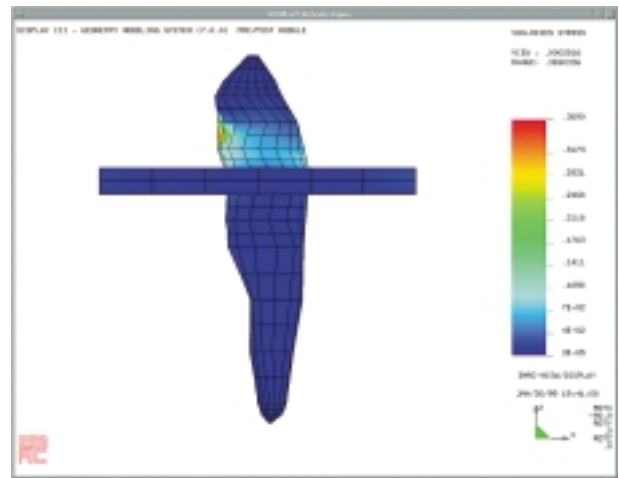
u koncentričnim krugovima (Slike 2, 3). Ako sila jakosti 1 N djeluje na labijalnu plohu zuba 2 mm ispod njegova vrha, maksimalno naprezanje iznosi 2,62 MPa i nalazi se u točki djelovanja sile. U ovom eksperimentu zabilježeno je i naprezanje od 0,75 MPa u području vrata zuba i na oralnoj i na palatinalnoj strani (Slike 4, 5). Sila jakosti 1 N koja djeluje na labijalnu plohu zuba 4 mm ispod vrha uzro-

kuje maksimalno naprezanje od 0,49 MPa na mjestu upotrebe sile. Naprezanje od 0,14 MPa zabilježeno je na području labijalne plohe ispod mjesta djelovanja sile i na palatinalnoj strani zuba (Slike 6, 7). U četvrtom eksperimentu upotrijebljena je sila jakosti 1 N, u vodoravnome smjeru aplicirana 6 mm od vrha zuba. Posljedica njezina djelovanja je maksimalno



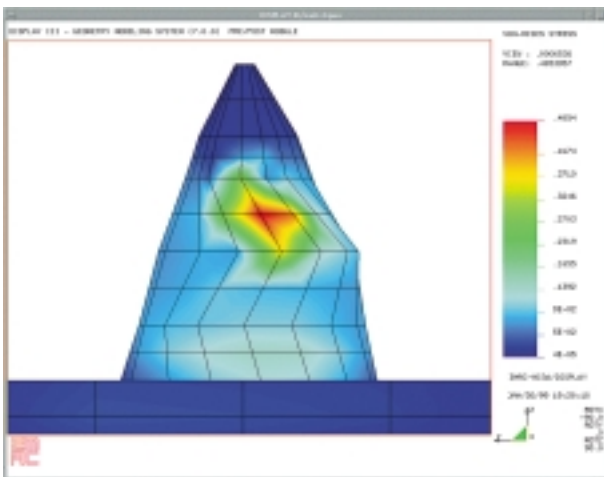
Slika 6. Prikaz von Misesovih naprezanja lateralno za uporabu vodoravne sile od 1 N na labijalnu plohu zuba 4 mm ispod vrha zuba

Figure 6. Presentation of von Mises' stress laterally for application of horizontal forces of 1 N on the labial surface of the tooth 4 mm under the tooth cusp



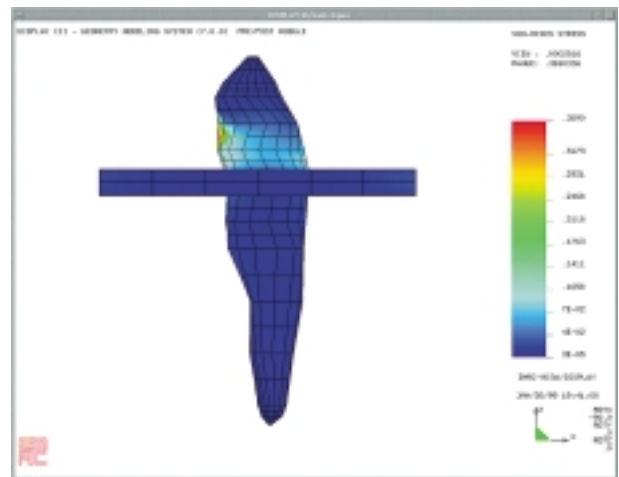
Slika 8. Prikaz von Misesovih naprezanja lateralno za uporabu vodoravne sile od 1 N na labijalnu plohu zuba 6 mm ispod vrha zuba

Figure 8. Presentation of von Mises' stress laterally for application of horizontal forces of 1 N on the labial surface of the tooth 6 mm under the cusp of the tooth



Slika 7. Prikaz von Misesovih naprezanja anteroposteriorno za uporabu vodoravne sile od 1 N na labijalnu plohu zuba 4 mm ispod vrha zuba

Figure 7. Presentation of von Mises' stress anteroposteriorly for application of horizontal forces of 1 N on the labial surface of the tooth 4 mm under the tooth cusp

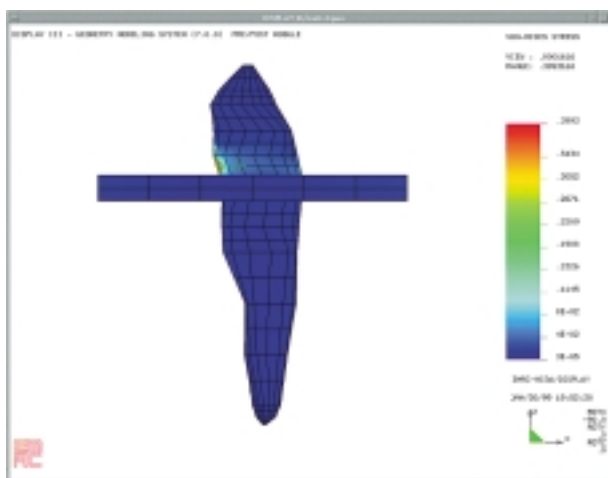


Slika 9. Prikaz von Misesovih naprezanja anteroposteriorno za uporabu vodoravne sile od 1 N na labijalnu plohu zuba 6 mm ispod vrha zuba

Figure 9. Presentation of von Mises' stress anteroposteriorly for application of horizontal forces of 1 N on the labial surface of the tooth 6 mm under the tooth cusp

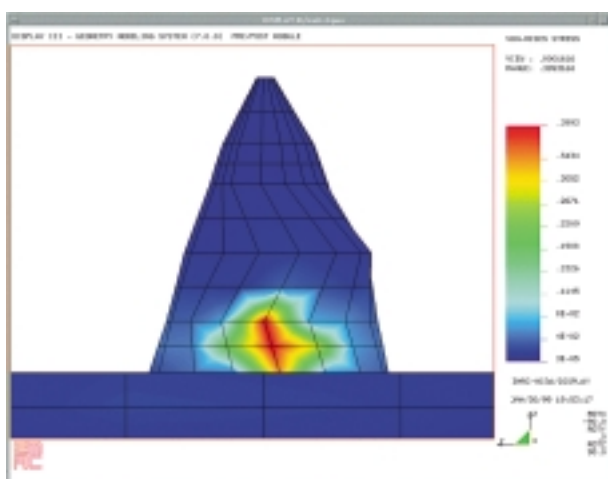
zabilježeno naprezanje od 0,37 MPa u točki djelovanja sile. Naprezanje od 0,11 MPa zabilježeno je na cijeloj cirkumferenciji zuba ispod mjesta aplikacije sile (Slike 8, 9). Kao rezultat djelovanja sile jakosti 1 N uz sam vrat zuba nastaje maksimalno naprezanje 0,40 MPa na mjestu djelovanja sile (Slike 10, 11). Na kraju je važno napomenuti da u ovom istraživanju

nije bilo važno koliko dugo traje djelovanje sile, pa navedeni rezultati mogu biti primijenjeni samo u početnim fazama djelovanja sile na zub. Svakako treba istaknuti da metoda konačnih elemenata ne daje sasvim precizne rezultate i da ne predstavlja potpuno realno stanje nego je samo još jedan od pokušaja približavanja ovoj problematici.



Slika 10. Prikaz von Misesovih naprezanja lateralno za uporabu vodoravne sile od 1 N na labijalnu plohu uz vrat zuba

Figure 10. Presentation of von Mises' stress laterally for application of horizontal forces of 1 N on the labial surface by the neck of the tooth



Slika 11. Prikaz von Misesovih naprezanja anteroposteriorno za uporabu vodoravne sile od 1 N na labijalnu plohu uz vrat zuba

Figure 11. Presentation of von Mises' stress anteroposteriorly for application of horizontal forces of 1 N on the labial surface by the neck of the tooth

Literatura

1. GERAMY A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *Eur J Orthod* 2002; 24: 21-33.
2. GERAMY A. Alveolar bone resorption and the center or resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). *Am J Orthod* 2000; 117: 399-405.
3. HUISKES R, CHAO EYS. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech* 1983; 16: 385-410.
4. PANDURIĆ J, HUSNJAK M, GULJAŠ K, KRALJEVIĆ K, ŽIVKO-BABIĆ J. The simulation and calculation of the fatigue of the lower complete denture in function by means of the finite element analysis. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 560-5.
5. TANNE K, YOSHIDA S, KAWATA T, SASAKI A, KNOX J, JONES ML. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *Br J Orthod* 1998; 25: 109-15.
6. RUBIN C, KRISHNAMURTHY N, CAPILOUTO E. Stress analysis of the human tooth using a three dimensional finite element model. *J Dent Res* 1983; 62: 82-6.
7. TANNE K, SAKUDA M, BURSTONE CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987; 92: 499-505.
8. TANNE K, BANTLEON HP. Spannungsverteilung in Parodontalligament, hervorgerufen durch ortodontische Kräfte Anwendung der Finite- Elemente- Methode. *Informationen* 1989; 2: 185-94.
9. McGUINNESS N, WILSON AN, JONES M, MIDDLETON J, ROBERTSON NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament - a finite element study. *Angle Orthod* 1992; 62: 15-22.
10. WILSON AN, MIDDLETON J, McGUINNESS N, JONES M. A finite element study of canine retraction with a palatal spring. *Br J Orthod* 1991; 18: 211-8.
11. DARENDELILER S, DARENDELILER H, KINOGLU T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 1992; 19: 371-83.
12. JOST-BRINKMAN PG, TANNE K, SAKUDA M, MIEHKE RR. FEM Studie zum biomechanischen Vergleich von labialem und palatinalem Kraftangriff an oberen Incisivi. *Fortschr Kieferorthop* 1993; 54: 76-82.
13. COBO J, SICILIA A, ARRIGUELLES J, SUAREZ D, VIJANDE M. Initial sstress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: Trodimensional analysis by means of the finite element method, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993; 104: 448-54.
14. HOLMGREN EP, SECHINGER RJ, KILGREN LM, MANTE F. Evaluating parametrs of osseointegrated dental implants using finite elment za analysis - a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implantol* 1998; 24: 80-8.

15. BOBAK V, CHRISTIANSEN RL, HOLLISTER SJ, KOHN DH. Stress-related molar responses to the transpalatal arch: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 112: 512-8.
16. BURSTONE CJ. Application of bioengineering to clinical orthodontics. U: Graber TM, Vanarsdal RL. ured. *Orthodontics: Current principles and techniques*. St. Louis: CV Mosby Co 1994; 193-228.
17. NIKOLIĆ V, HUDEC M. Principi i elementi biomehanike. Zagreb: Školska knjiga, 1988.
18. ŠLAJ M. Strain gauge kao posrednik registracije sila koje proizvode mobilne ortodontske naprave. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, 1986. Disertacija.
19. RAJIĆ MEŠTROVIĆ S, ŠLAJ M, MURETIĆ Ž. Izrada trodimenzionalnog modela zuba za eksperimentalna biomehanička istraživanja metodom konačnih elemenata. *Acta Stomatol Croat* 1999; 33: 317-22.
20. WRIGHT KWJ, YETRAM AL. Finite element stress analysis of a class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion. *J Dent Res* 1978; 57: 715-23.
21. YETRAM AL, WRIGHT KWJ, PICKARD HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res* 1976; 55: 1004-11.
22. ZHOU SM, HU HP, WANG YF. Analysis of stresses and breaking loads for class I cavity preparations in mandibular first molars. *Quintessence Int* 1989; 20: 205-10.
23. FARAH JW, CRAIG RG, SIKARSKIE DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6: 511-20.
24. FARAH JW, CRAIG RG. Stress Analysis of three marginal configurations of full posterior crowns by three-dimensional photoelasticity. *J Dent Res* 1974; 53: 1219-25.
25. CAILLETEAU JG, RIEGER MR, AKIN JE. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod* 1992; 18: 540-4.
26. KO CC, KOHN DH, HOLLISTER SJ. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *Journal of Oral implantology* 1992; 18: 220-30.
27. KO CC, CHU CS, CHUNG KH, LEE MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 421-7.
28. KNOEL AC. A mathematical model of an *in vitro* human mandible. *J Biomech* 1977; 10: 159-66.
29. CARTER DR, HAYES WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg* 1977; 59A: 954.
30. WIDERA GEO, TESK JA, PRIVITZER E. Interaction affects among cortical bone, cancellous bone and periodontal membrane of natural teeth and implants. *J Biomed Mater Res Symp* 1976; 7: 613-23.
31. TRESHER RW, SAITO GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973; 6: 443-9.
32. CRAIG RG, PEYTON FA, JOHNSON DW. Compressive properties of enamel, dental cement, and gold. *J Dent Res* 1961; 40: 936-45.
33. WILLIAMS KR, EDMUNDSON JT. Orthodontic tooth movement analyzed by the finite element method. *J Biomaterials* 1984; 5: 351-7.
34. REITAN K. Biomechanical principles and reactions. U: Graber T M, Vanarsdal R L. ur. *Orthodontics: Current principles and techniques*. St. Louis: CV Mosby Co 1994; 101-92.
35. SMITH R J, BURSTONE C J. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 1984; 85: 294-307.
36. DAVIDOVITCH Z. *Biologie der Zahnbewegung*. U: Schmuth GPF, Vardimon AD. ur. *Kieferorthopädie*. Stuttgart-New York: Thieme, 1994; 175-83.
37. NIKOLAI RJ. *Bioengineering analysis of orthodontic mechanics*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1985.