

refăcut punctul de contact prin folosirea penei interne cu fotopolimerizare suplimentară după înlăturarea matricei (plăcuței de separație). Sa finalizat procedura prin fațetarea suprafeței refăcute cu material micro-hibrid.

11. Prelucrarea finală a refacerii-procedeu de o responsabilitate majoră. Am dus cont de momentul, că șlefuirea și polizarea sunt elemente strict obligatorii, chiar și în cazul folosirii capelor, de oare ce polimerizarea suprafețelor contactante cu aerul rămâne incompletă (se păstrează stratul inhibat de oxigen-strat foarte slab la acțiunile exogene. În rezultatul prelucrării finale corecte a fost obținută o adeziune marginală ideală, demonstrată prin mișcarea sondei la hotarul „refacere — țesut„, care nu se reține dar lunică liber.

V-om menține regula „Timpul folosit la prelucrarea finală va fi egal cu timpul cheltuit la construirea refacerii“.

Etapele finale de prelucrare au inclus:

- Macroconturarea — corectarea formei refacerii cu evidența coraportului ocluzal (cu freze diamantate și răcire).
- Microconturarea — formarea suprafeței netede cu freze diamantate (mărunt granulate) cu răcire cu apă;
- Șlefuirea și polizarea cu folosirea completețelor speciale, având scopul de a obține netezire și luciu ideal, adecvat smalțului natural (Enhance cu instrumente abrazive, diverse după formă și structură, paste speciale fine și ultrafine). La șlefuirea și polizarea punctelor de contact am folosit stripse metalice plastice textile.

12. Postbonding și rebonding (peste 2 săptămâni după refacere) — etape de aplicare a ermeticilor de suprafață (Bondingul) întru umplerea microcrașurilor mai ales celor prezente între restabilirea și țesutul dur dentar.

Firma „Kerr“ a elaborat și propus practicii stomatologice un ermetic special cu numele „OptiGuard“,

care elimină și fluor în țesuturile dentare, prevenind recidivul cariilor. Ermetic asemănător a elaborat firma „Bisco“ cu numele „FortiFy“.

13. Fluorizarea sectoarelor de smalț adiacente refacerii își are scopul de majorare a procesului de mineralizare a smalțului, demineralizat prin gravare. Proedura poate fi realizată prin folosirea remediilor care conțin fluorul (soluții, geluri). Noi am folosit sistemul „OptiGuard“ care a exclus realizarea fluorizării suplimentare din considerențele mai sus menționate. Face de atenționat necesitatea de a preântâmpina folosirea fluor lacului, care modifică culoarea refacerii.

14. Recomandări pacientului. Am reeșit din faptul, că compozitul în momentul iluminării prezintă doar 50% de polimerizare, în următoarele 24 ore, aproximativ 40%, iar în timp de 7 zile încă 10% de polimerizare. Evoluția polimerizării compozitului a insistat necesitatea de a recomanda pacienților supuși refacerilor dentare directe:

- Să nu primească alimentație primile 2 ore;
- Să nu folosească în timpul de 24 ore după refacere produse alimentare iritante, dure;
- Li s-a interzis folosirea pe parcursul a 24 ore după refacerea a ceaiului, cafelei, tutunului, coca-cola, vin roșu, ruj de buze, fructe colorate, etc;
- Li s-a recomandat adresarea repetată la medicul stomatolog la păstrarea durerilor ușoare post tratament mai mult de 7—10 zile.

Concluzie

Tehnica de refacere directă multistratificată cu rășini compoziționale fluide, cele consolidate și hibride microumplate compensează tensiunile, provocate de acțiunea forțelor ocluzale.

Bibliografie.

1. Marek Tomankiewicz. Materialy ztozone kompozytowe w stomatologii Lublin, 2001, 131 pag.

Prezentat la 30.05.2008

POSSIBILITĂȚI DE A ALEGE MATERIALUL DE RESTAURARE A EROZIUNILOR CERVICALE CAUZATE DE FORȚELE OCLUZALE PARAAXIALE PRIN UTILIZAREA UNUI MODEL DE ANALIZĂ PRIN „ELEMENT FINIT“

Rezumat

Odată cu evoluția informaticii și a sistemelor electronice de calcul digital, cercetarea medicală și-a îndreptat tot mai mult atenția spre perfecționarea unor modele matematice capabile să simuleze evoluția unor structuri și procese biomedicale. Din acest motiv, modelarea și simularea biomecanicii unor tratamente ortodontice și de ortopedie dento-facială reprezintă domenii de cert interes în cercetarea medicală actuală. Analiza prin element finit utilizează un număr foarte mare de ecuații. Modelarea se poate efectua cu ajutorul programelor de modelare a elementului finit sau în alte programe de modelare 3D, cum ar fi: Rhinoceros, AutoCad, Algor, Cathia,

Prof. Dr. Ștefan Lăcătușu,
Dr. Tiberiu Tărcă,
Dr. Galina Panca,
Dr. Angela Gheorghe,
Dr. Simona Stoleriu,
Lăcătușu Diana

Facultatea de medicină dentară – Universitatea de Medicină și Farmacie „Gr. T. Popa“ Iași

3DstudioMax,etc. Modelarea tridimensională și analiza prin element finit permit studiul unui număr nelimitat de variante, create prin modificarea diversilor parametri, fiecare modificare ducând la obținerea unui nou model. Avantajul major al acestei metode este acela al posibilității de vizualizare a tensiunilor apărute la nivelul intern al structurilor. Oferă posibilitatea construirii unei baze de date și a implementării sale software în vederea predicției apariției riscului de fisură; aceste fisuri duc la deteriorarea integrității structurale a materialului, și la o scădere a rezistenței la acțiunea factorilor mecanici, fizici și chimici.

Cuvinte-cheie: eroziunilor cervicale, model de analiză prin element finit.

Summary

The use of „Finite element analysis“ in treatment of cervical erosions produced by para-axial occlusal forces

The development of informatic science allowed to medical research to focus on the mathematic models that simulate the evolution of the biomedical structures and processes. In actual medical research, the modeling and simulation of the dento-facial treatments biomechanic processes represents an area of high interest. The modeling can be processed with some modelling programs for finite element or 3D modeling programs as well as Rhinoceros, AutoCad, Algor, Cathia, 3DstudioMax. The tridimensional modeling and finite element analysis allows the study of numerous variants, created through modification of specific parameters. Finite element analysis allows visualisation of tensions produced in internal structures of dental tissues. Through finite element analysis can be predicted the risk of fissure producing at cervical areas. These fissures can contribute to degradation of the material integrity and reduce the resistance to the action of the mechanical, physical and chemical factors.

Key words: CERVICAL EROSIONS, FINITE ELEMENT ANALYSIS

Introducere

Biomecanica masticatorie și cea a punților dentare constituie un alt domeniu medical în care cercetarea prin modelare și simulare numerică reprezintă o soluție pentru surprinderea și investigarea unor aspecte biomecanice cu grad înalt de variabilitate intra- și interindividuală, a unor sisteme biologice deosebit de complexe morfo-funcțional și care, datorită dimensiunilor mici și accesului dificil, nu se pretează unor investigații directe, pe pacient.

Astfel, cercetările pentru dezvoltarea unor instrumente de modelare și simulare numerică în domeniile medicale amintite mai sus pot sta la baza unor instrumente rapide de investigare și evaluare a distribuției forțelor ortodontice și masticatorii, cu aplicații clinice în planificarea individualizată a tratamentului anomaliilor dento-maxilare, respectiv a unor forme de edentație parțială.

În încercarea de a înțelege mai bine tensiunile existente în structurile odonto-parodontale în timpul funcționalizării acestora, s-au utilizat de-a lungul timpului diferite metode.

Modelarea tridimensională și analiza prin element finit permit studiul unui număr nelimitat de variante, create prin modificarea diversilor parametri, fiecare modificare ducând la obținerea unui nou model, lucru ce nu ar fi posibil în nici una din metodele amintite. În plus, avantajul major al acestei metode este acela al posibilității de vizualizare a tensiunilor apărute la nivelul intern al structurilor.

Acestea răspund scopului principal al cercetării, de dezvoltare și validare experimentală a unui model analogic original și a modelului numeric asociat acestuia, pentru investigarea și evaluarea forțelor și biomecanicii ortodontice prin simularea deplasării dentare și a distribuției presiunilor periodontale la nivelul unor dinți monoradiculari supuși acțiunii unor forțe ortodontice unice sau asociate unui cuplu antirotational de forțe.

Material și metodă

Analiza prin element finit utilizează un număr foarte mare de ecuații, această analiză se bazează pe câteva principii relativ simple, cum ar fi:

- modelarea obiectului;
- definirea parametrilor materialelor și a contactelor;
- discretizarea modelului și stabilirea tipului de elemente (meshing);
- aplicarea constrângerilor și încărcărilor asupra obiectului;
- definirea tipurilor de contact;
- rezolvarea sistemelor de ecuații obținute în urma modelării matematice;
- afișarea rezultatelor simulării.

Modelarea se poate efectua cu ajutorul programelor de modelare a elementului finit sau în alte programe de modelare 3D, cum ar fi: Rhinoceros, AutoCad, Algor, Cathia, 3DstudioMax,etc. În urma modelării trebuie să se obțină un obiect solid, plin, realizat din suprafețe. Dacă modelul nu a fost realizat într-un program de analiză FEA (Finite Element Analysis) v-a trebui exportat într-un format compatibil cu programul de analiză.

Odată realizat modelul, acesta trebuie discretizat, adică „împărțit”, în elemente geometrice regulate (a căror dimensiune poate fi aleasă) elemente care au același comportament ca întregul, dar prin geometria regulată impusă de program devin ușor de analizat. Stabilirea tipului de elemente (tetraedrale, hexaedrale, etc.) este de multe ori arbitrară, deoarece structura polimorfă a structurilor anatomice necesită combina-

ții ale acestor elemente, lucru nepermis de către software, în marea majoritate a cazurilor.

Cu cât modelul discretizat (mesh-ul rezultat) va avea mai multe elemente, cu atât rezultatul final va fi mai apropiat de realitate. Dezavantajul unui număr crescut de elemente este reprezentat de numărul mare de ecuații, și deci un timp crescut de prelucrare uneori exagerat de mare. Simplificarea modelului reduce din sarcina mașinii, dar, subsecvent reduce și din fidelitatea analizei. Ulterior se adaugă și comportamentul materialului iar limitele sunt impuse fiecărui element. Rezultă un sistem de n-ecuații cu n-necunoscute, unde n este numărul nodurilor. Așadar capacitatea de calcul necesară este mare, dar algoritmi actuali precum și viteza de procesare a mașinilor de calcul moderne poate face față cu succes.

Așadar un proces FEA presupune parcurgerea următoarelor etape:

- preprocesarea;
- modelarea obiectelor;
- meshing-ul;
- definirea proprietăților de material, a încărcăturilor și a constrângerilor;
- analiza propriu-zisă;
- postprocesare.

Programul are o bază de date în care sunt cuprinse o serie de materiale cu principalii parametri. Atunci când materialele care interesează nu se regăsesc în baza de date, utilizatorul poate să le definească, cu constantele care servesc studiului. De obicei aceste constante de material sunt de tipul: constanta lui Poisson, modulul de elasticitate, densitate, rezistența la compresiune, rezistența la întindere, temperaturi de topire etc. Unele studii nu necesită toate caracteristicile de material ci doar 2-3 dintre ele, în funcție de tipul experimentului — solicitare mecanică (reacție la întindere, compresiune, șoc etc), studiu termic etc.

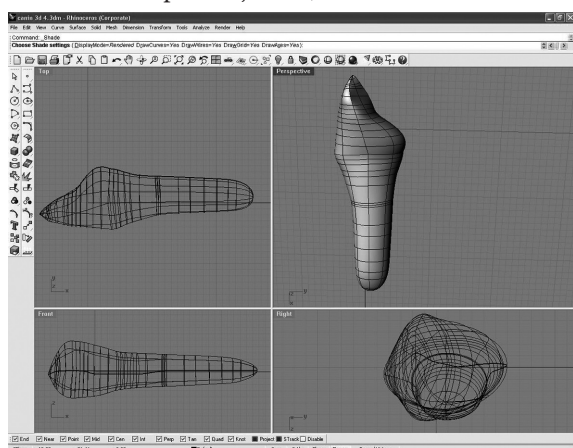


Figura 1. Modelarea 3D a caninului.

Odată realizat modelul, acesta trebuie exportat într-un format caracteristic solidelor (de ex. *.x_t, *.x_b, *.sat) în vederea analizei ulterioare.

Analiza solicitării se realizează folosind metoda elementului finit, care este potrivită analizei structurilor biologice de vreme ce ne permite o modelare mai

ușoară a unor domenii ce au o diversitate mare de materiale și o structură geometrică complexă. Platforma de element finit o reprezintă COSMOSWorks 2007.

Modelul discretizat este format din 48138 noduri și 32382 elemente cu o toleranță de $2,5 \cdot 10^{-5}$.

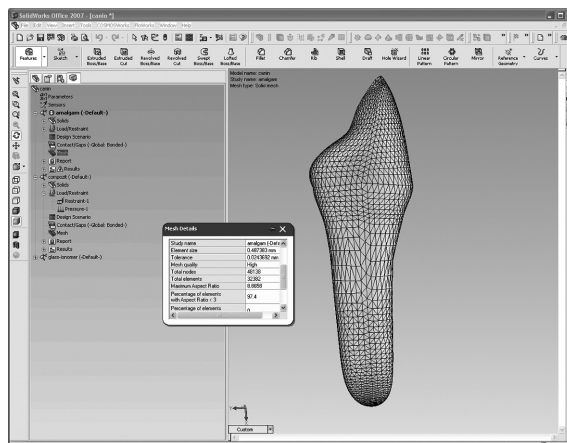


Figura 2. Mesh-area caninului.

Materialele folosite la analiză, cu parametrii caracteristici, sunt trecute într-o librărie de materiale, de unde sunt accesate. În cazul de față am analizat trei tipuri de materiale: amalgam, glass-ionomer și compozit.

Datorită naturii contactului ocluzal, în cursul masticației se produc solicitări (forțe) orizontale și axiale. Această combinație de forțe determină deplasarea dinților în orice direcție. Consistența alimentelor influențează frecvența și gradul de contact. Alimentele moi sunt mai puțin masticate iar în fiecare ciclu masticator survin contacte dentare tot mai dese cu cât alimentul este mai dur. Astfel, în cursul masticației cărnii este de 1.75 mm și de 0.9 în cazul masticației unui morcov.

Unghiul de contact este influențat de morfologia ocluzală. La om, forța de masticație este evaluată la 500 N în regiunea molară și de 100 până la 200 N în regiunea incizală. Solicitarea axială maximă este de 70—150 N.

Nivel mare al solicitării se descrie la bruxomani. Solicitarea ocluzală în bruxism poate atinge valori de până la 1000 N (Peters et al). Datorită naturii dinamice, solicitările reale în cursul masticației sunt dificil de evaluat (Anusavice). Datorită dispersiei acestor solicitări s-a luat în considerare un model de solicitare unitară astfel încât să se poată realiza o analiză parametrică lineară. Această unitate prezintă componente orizontale (laterale) și verticale (axiale) aplicate la nivelul punctului de contact.

Rezultate și discuții

Materialele supuse analizei au următoarele caracteristici:

Materialul	Modulul de Elasticitate (GPa)	Constanta lui Poisson	Rezistența la compresiune (Mpa)
Amalgam	55	0,33	310
Glass-ionomer	85	0,3	414
Compozit	220	0,22	551,49

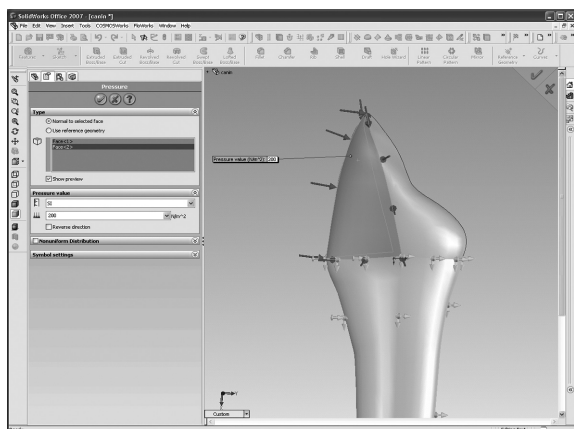


Figura 3. Aplicarea forțelor și constrângerilor — fața vestibulară.

Constrângerile simulează inserția (fixarea) caninului în alveola dentară.

Forțele aplicate au avut valori și orientări diferite. Acestea au fost alese pe când de la constatările făcute de diverși autori, conform cărora la nivelul caninilor se pot înregistra forțe funcționale de până la 200 de N.

În studiul nostru am ales această valoare ca fiind limita fiziologică superioară, la care modificările parodontale sunt fiziologice și reversibile, în cazul aplicării ei axiale. Ne-a interesat însă care sunt efectele în cazul aplicării ei dinspre vestibular, știut fiind că acțiunea excentrică a unor forțe considerate altfel fiziologice, poate induce tensiuni ce depășesc capacitatea de răspuns a materialelor și induc, de asemenea flexiunea dintelui.

În imaginile furnizate prin analiză, se constată zone de compresie în ariile de aplicație a forței și în cea de sprijin. De asemenea se observă, zone de întindere și compresiune la nivelul zonei studiate, ceea ce susține constatările clinice conform cărora astfel de materiale, dacă nu sunt realizate și utilizate corespunzător, pot conduce la eroziune și deci la fisură.

După introducerea tuturor datelor, urmează etapa de rezolvare a sistemelor de ecuații diferențiale caracteristice procesului studiat. Afișarea rezultatelor obținute poate fi realizată cromatic, pe scală de culori sau alfa-numeric, dar interpretarea acestor date, se bazează pe cunoașterea intimității fenomenelor matematice obținute în urma analizei, a teoriilor de rezistență a materialelor (tensiuni von Mises, Mohr-Coulumb, temperatura, etc) care fundamentează obținerea unor rezultate corecte și pertinente.

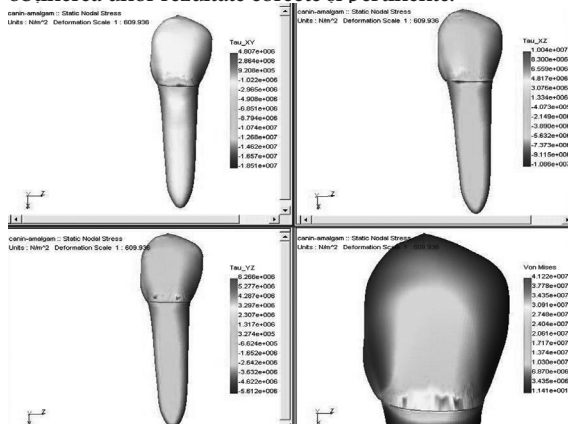


Figura 4. Tensiunile axiale și rezultanta lor

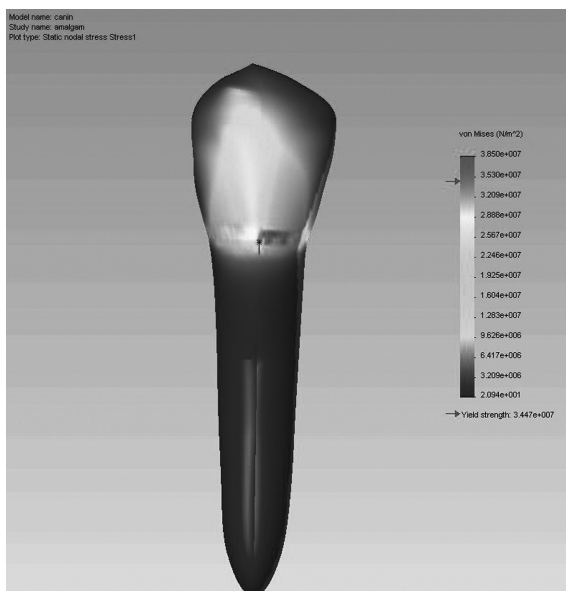


Figura 5.a. Rezultatul Von-Mises pentru amalgam — fața vestibulară

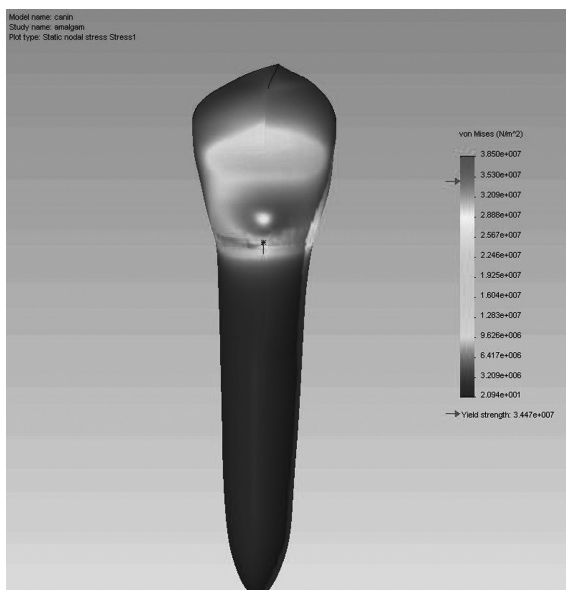


Figura 5.b. Rezultatul Von-Mises pentru amalgam — fața linguala

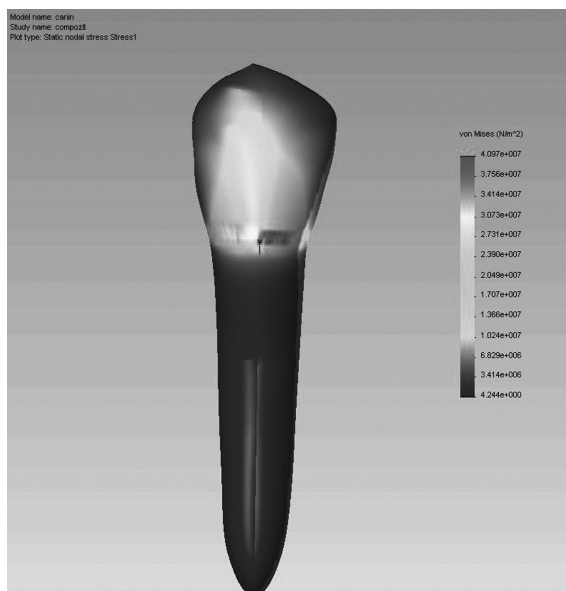


Figura 6.a. Rezultatul Von-Mises pentru compozit — fața vestibulară

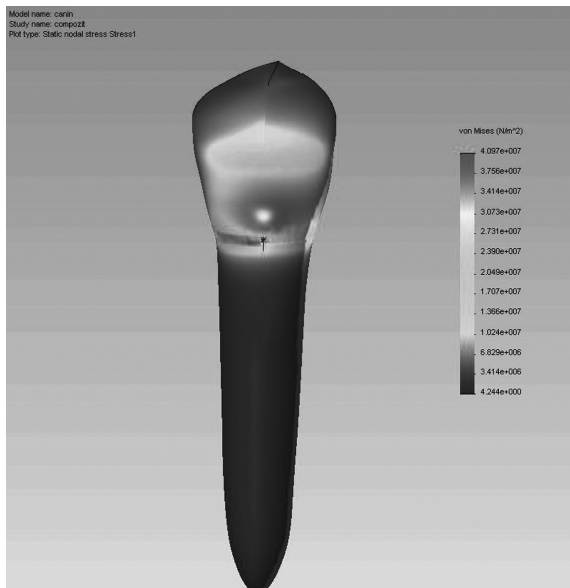


Figura 6.b. Rezultatul Von-Mises pentru compozit — fața linguala

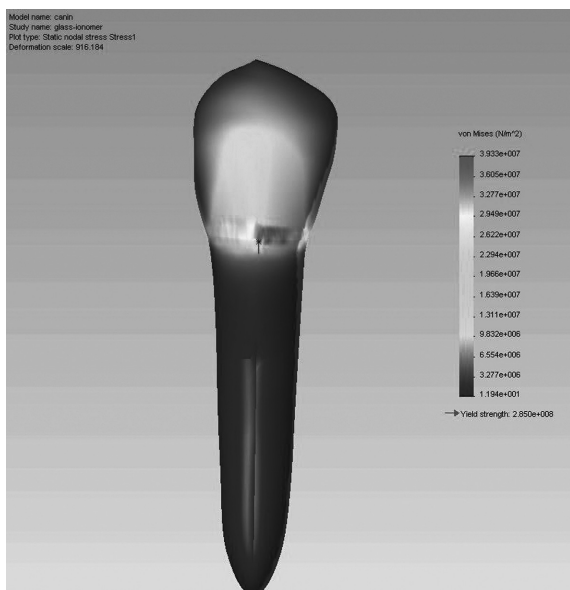


Figura 7.a. Rezultatul Von-Mises pentru glass-ionomer — fața vestibulară

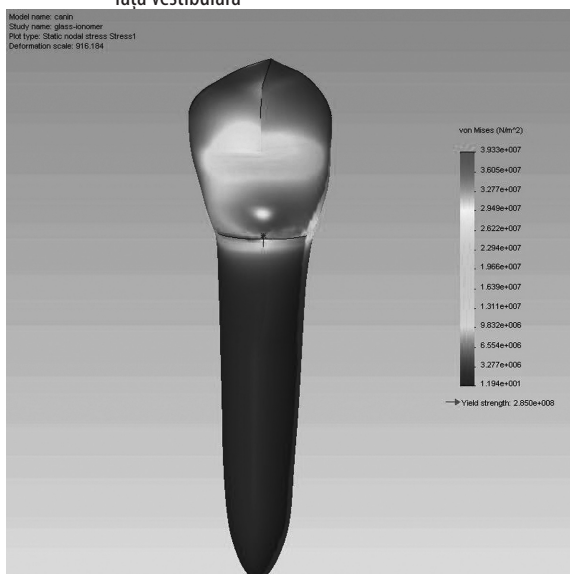


Figura 7.b. Rezultatul Von-Mises pentru glass-ionomer — fața linguala

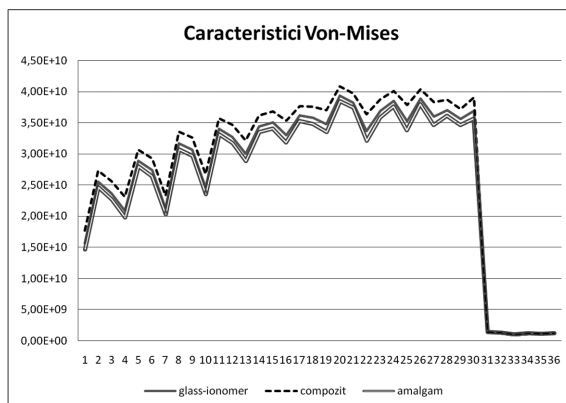


Figura 8. Distribuția tensiunilor Von-Mises pe fața vestibulara a caninului în funcție de material (punctele de maxim sunt înregistrate la nivelul cervical)

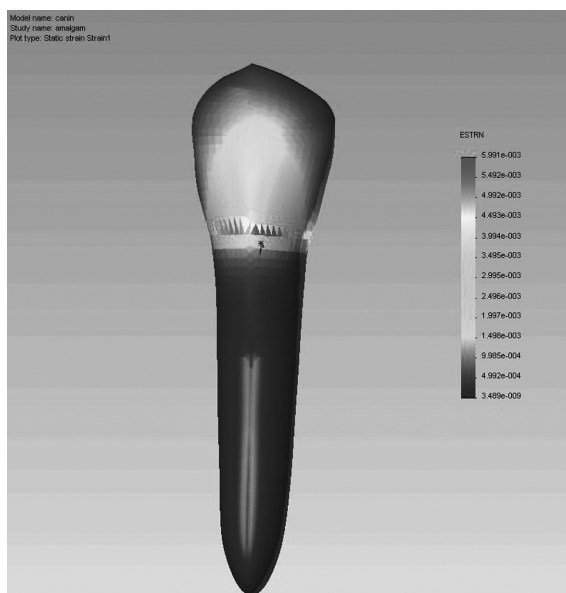


Figura 9. Deformarea amalgamului — fața vestibulară

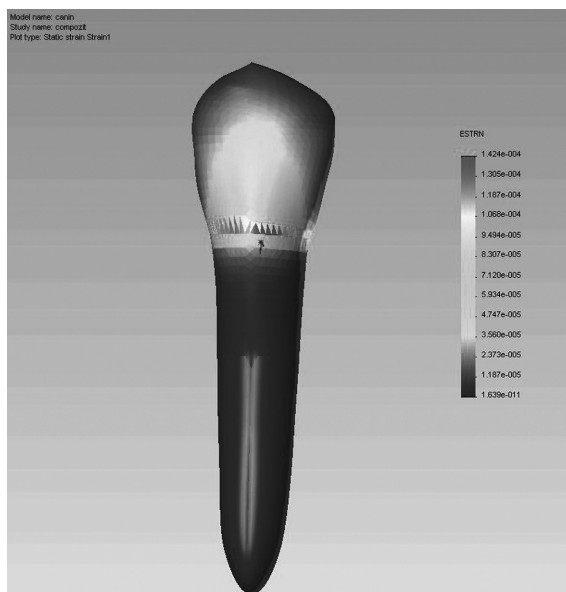


Figura 9. Deformarea compozit — fața vestibulară

Se observă diferențierea clară între cele trei materiale, datorată proprietăților de elasticitate specifice materialelor sub acțiunea unei forțe. Aplicarea unei

forțe medii de 111N va avea ca rezultat inducerea unor tensiuni maxime diferite cum ar fi: amalgam de $3,85 \cdot 10^7$ N/m², $4,097 \cdot 10^7$ N/m² pentru compozit și $3,933 \cdot 10^7$ N/m² în cazul glass-ionomerului. Deci, compozitul prezintă o rezistență scăzută față de glass-ionomer și amalgam, modificându-și structura mult mai ușor față de celelalte două materiale.

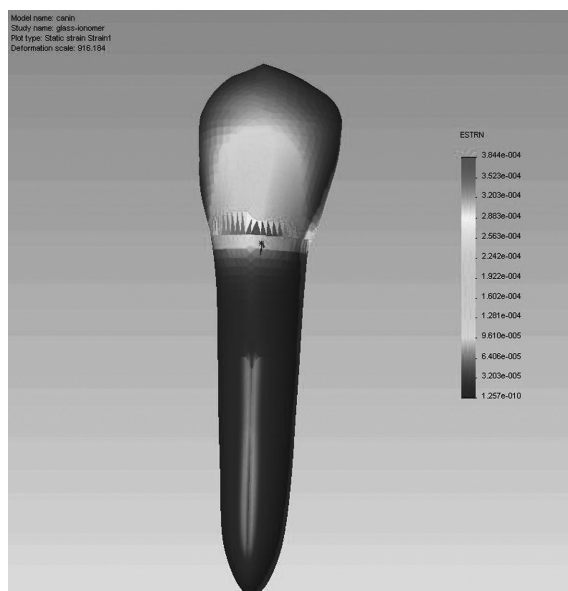


Figura 9. Deformarea glass-ionomerului — fața vestibulară

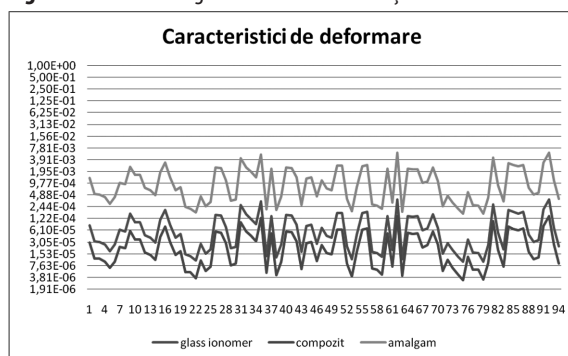


Figura 10. Deformarea materialelor la zona de tensiune maximă (cervicală)

Conform Figurii 10 se observă că intervalul de interes pentru fiecare material în parte diferă în mod semnificativ, lucru datorat proprietăților materialelor folosite. Astfel, amalgamul va prezenta un interval de deformare de până la 0.006, compozitul până la 0.00014, iar glass-ionomerul până la 0.00038.

Deformarea specifică, asociate forței de 111N nu prezintă un interes semnificativ în cazul nostru, deoarece are o valoare foarte mică (de ordinul nm), așa cum este ilustrat în figura următoare.

Se observă că diferite forțe generează tensiuni diferite. De aceea, tensiunea a fost distribuită pe toată lungimea dintelui dar a fost concentrată la nivelul regiunii cervicale. În urma simulării, tensiunile intrinseci rezultate din stres au apărut în principal la apexul rădăcinii; forțele extrinseci au generat tensiuni similare celor intrinseci.

Materialele supuse studiului au fost considerate omogene, izotrope și liniare din punct de vedere elas-

tic. Cu toate că o analiză exactă necesită tratarea lor ca fiind materiale anizotrope, studiile prin metoda elementului finit, în general, presupun că aceste materiale sunt izotrope. Acest studiu oferă totuși o fundație solidă și maleabilă pentru analiza FEM a unui sistem. Punctele forte ale acestui tip de analiză este acela că parametrii pot fi modificați oricât este necesar, atât în geometria construcției cât și în variabilitatea matematică a indicilor materialelor.

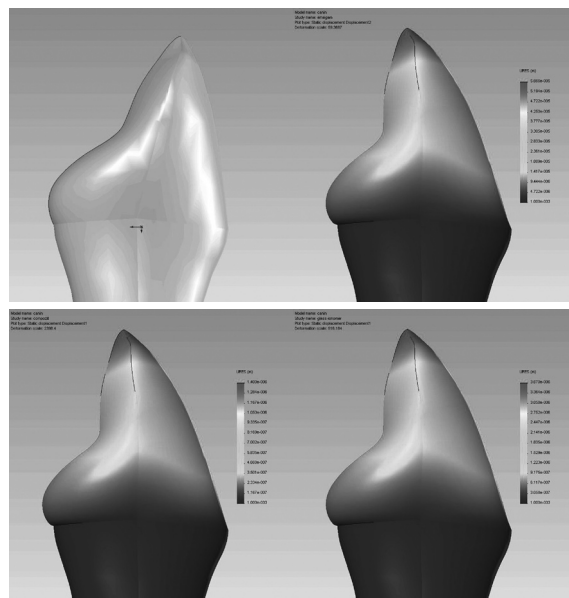


Figura 11. Deformarea specifică la aplicarea unei forțe, datorate grosimii materialului.

Concluzii

- Modelarea tridimensională și analiza prin element finit permit studiul unui număr nelimitat de variante, create prin modificarea diversilor parametrii, fiecare modificare ducând la obținerea unui nou model;
- Avantajul major al acestei metode este acela al posibilității de vizualizare a tensiunilor apărute la nivelul intern al structurilor;
- Oferă posibilitatea construirii unei baze de date și a implementării sale software în vederea predicției apariției riscului de fisură; aceste fisuri duc la deteriorarea integrității structurale a materialului, și la o scădere a rezistenței la acțiunea factorilor mecanici, fizici și chimici;
- Aceste fisuri pot acumula, în unele cazuri, placă bacteriană care să favorizeze dezvoltarea cariilor dentare;
- Se recomandă extinderea studiului pe situații clinice care să aibă în vedere diferite tipuri de solicitări.

Bibliografie

1. Black, J. Biological Performance of Materials: Fundamentals of Biocompatibility, N.Y., Marcel Dekker Inc. 1999.
2. Shackelford, J.F., Introduction to Materials Science for Engineers; fourth edition. 1996.
3. Cohen, B.I., Pagnillo, M.K., Deutsch, A.S. and Musikant, B.L. Fracture Strength of Three Core Restorative Materials Supported with or without a Prefabricated Split-Shank Post, Journal of Prosthetic Dentistry, 78: 560-565, (1997).

4. Silver, F.H., and Christiansen, D.L., *Biomaterials Science and Biocompatibility*. New York, Springer-Verlag 1999.
5. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a 2-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*. 1998; 24:80-88.
6. Akpınar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J Oral Rehabil*. 2000; 27:538-545.
7. Hubsch PF, Middleton J, Knox J. A finite element analysis of the stress at the restoration-tooth interface, comparing inlays and bulk fillings. *Biomaterials*. 2000; 21:1015—1019.
8. Tanne K, Mamoru S, Burstone C. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1987; 92:499-505.
9. L. Boschian Pest, S. Guidotti, R. Pietrissima, M. Gagliani- „Stress distribution in a post-restored tooth using the threedimensional finite element method„, *Journal of Oral Rehabilitation* (33), 690-697, 2006
10. P.M. Cattaneo, M. Dalstra, B. Melsen- „The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement„, *J Dent Res* 84(5):428-433, 2005.

Prezentat la 24.06.2008

ALBIREA DINȚILOR. CONSECINȚE ȘI COMBATERE

Rezumat

În procedeul de albire sunt posibile o sumedenie de efecte adverse, care pot fi preântâmpinate numai grație prin stricteția realizării etapelor de albire.

Summary

Tooth whitening: Consequences and control

The procedure of whitening can be associated with a great number of side-effects that can be prevented by the strict fulfilment of the stages of whitening.

Actualitate

Una din cele mai actuale probleme științei stomatologice este cea de elaborare a procedeele raționale de albire a dinților .

În spectrul metodologiilor de albire a lor este inclus și procedeul chimic. În baza lui sunt amplasate procesele de oxidare apărute asupra țesuturilor dure dentare. În anul 1847 a văzut lumina tiparul prima lucrare despre aplicarea peroxidului de hydrogen în calitate de albitor. Este bine cunoscut faptul, că peroxidul de hydrogen se descompune în apă și oxigenul atomic. De oarece apa oxigenată este o substanță nestabilă, în sistemele moderne de albire mai frecvent sunt folosite peroxidul de carbamidă și peroxidul de ureie, care în urma descompunerii de asemenea formează oxigenul atomic. Intensitatea discromiei dentare este determinată de numărul de compuși pari ai carbonului. Oxidarea favorizează formării unor compuși mai simpli, unitari ai carbonului, care aprovizionează minorizarea pigmentării, albind dinții. Este vădit faptul, că organismul uman va fi capabil să reprogrameze starea inițială a țesuturilor și peste o perioadă de timp respectiv efectul albirii va slăbi.

V-om menționa, că după albirea chimică această perioadă, constituie 1—2 ani, clinic satisfăcătoare pentru majoritatea pacienților.

Nu v-om uita că materialele artificiale nu se supun procesului de albire și prin urmare una din condiții necesare de menținut va fi lipsa lor pe suprafețele vestibulare dentare.

Altă condiție necesară menținerii va fi lipsa defectelor obturative și sectoarelor protejate de dentină, deoarece poate fi provocată senzații hiperestezice.

O conștientizare insuficientă a sensului problemei proceselor de albire poate provoca dubii atât din partea medicului stomatolog, cât și pacientului. Propunerilor de către firmele producătoare a sistemelor de albire sunt numeroase, dar câteodată dinții pacienților nu se albesc satisfăcător în contrarul realizărilor efectuate, parcă cu strictețe după cerințele și regulamentul instrucțiilor sau apar complicații nedorite. Care ar fi cauzele?

În general, vom duce contul, că albirea dinților este o reacție chimică dirijată (controlată). În această reacție se includ două sau câteva elemente inițiale, în urma căreia se formează compuși noi. Nu se exclude că reacție din diverse cauze poate să nu evolueze în genere. În cazul, când ea a avut loc, ne va îngrijora viteza ei și securitatea țesuturilor adiacente.

**Burlacu Valeriu, d.m.,
profesor universitar,**

Cartaleanu Angela, d.m.,

Ursu Elvira d.m.,

Ojovan Ala, d.m.,

**Vataman Feodosii, categoria
superioară,**

Burlacu Victor,

USMF „N. Testemițanu“