

ANALIZA PRIN METODA ELEMENTULUI FINIT A LEZIUNILOR DE ABFRAȚIE DENTARĂ

Finite element method analysis of dental abfraction lesions

Șef Lucr. Dr. Cornel Boitor¹, Șef Lucr. Dr. Anca Frățilă¹,
Șef Lucr. Drd. Mona Ionaș¹, Șef Lucr. Dr. Adrian Pascu²,
Conf. Dr. Valentin Oleksik², Drd. Bodgan Pârvu²

¹Facultatea de Medicină „Victor Papilian“, ULB, Sibiu

²Facultatea de Inginerie „Herman Oberth“, ULB, Sibiu

REZUMAT

Teoria abfracției dentare este abordată în ultimele decenii pe baza metodei elementului finit (MEF) și a metodelor de fotoelasticitate. Aceste tehnici au demonstrat concentrarea rezultantei forțelor ocluzale sub forma unui stres în zona cervicală a dintelui. În urma studiului prin MEF a rezultat că tensiunile cervicale maxime sunt influențate de: mărimea forțelor aplicate în diferite zone ale coroanei, se distribuie în profunzimea țesuturilor și cresc în intensitate după apariția fenomenului de „cavitație” la nivelul coletului.

Cuvinte cheie: abfracție, element finit, tensiune echivalentă, deformare echivalentă, factor de siguranță

ABSTRACT

The dental abfraction theory is studied in the last two decades based on finite element method (FEM) and photo elasticity methods. These techniques showed that the concentration of the resultant occlusion force as a stress in the cervical area of the tooth. Following the study through FEM, resulted that the maximum cervical tensions are influenced by: size of the forces applied in different areas of the crown and increase in intensity after the lacuna phenomenon of the package level.

Key words: abfraction, finite element, equivalent tension, equivalent deformation, safety factor

INTRODUCERE

Explicarea fenomenului apariției abfracției dentare este încă un subiect controversat în literatura științifică. Există doar un consens internațional în privința etiologiei neinfecțioase a leziunii. Încă din anii '80, McCoy (1) pune la îndoială rolul periutei de dinți în determinarea acestor leziuni și consideră că la acest nivel se produce un fenomen de flexare

a dintelui, însoțit de un stres tensional, care cauzează fisuri la nivelul cristalelor de hidroxiapatită. În urma acestora se inițiază o pierdere de substanță ce ia aspect de „leziune în V”.

MATERIAL ȘI METODĂ

Pentru determinarea tensiunilor care apar la coletul dinților, a deformațiilor specifice, a deplasărilor

Adresă de corespondență:

Șef Lucr. Dr. Cornel Boitor, Facultatea de Medicină „Victor Papilian“, Str. Lucian Blaga Nr. 2A, Sibiu

email: boitorcornel@yahoo.com

maxime și a valorii factorului de siguranță, am realizat un model tridimensional al unui incisiv central și a unui molar, prin scanare tridimensională cu ajutorul scannerului Engine 3D a unor dinți extrași din cauze parodontale.

În urma scanării s-au obținut părți ale dintelui care apoi au fost îmbinate, obținându-se modelul complet. Aceste modele au fost salvate în formatul IGES (Interface Geometric Elementary Surfaces) iar apoi au fost transferate în programul Catia. Aici, dinții studiați au fost prelucrați astfel încât am obținut leziuni în forma de „V” în zona coletului.

Pentru analiză s-a folosit programul ANSYS 9.0, întregul volum al dintelui fiind discretizat prin metoda „free mesh”, folosindu-se în acest scop elemente finite de tip SOLID 92, un element tetraedral cu 10 noduri, care are ca și grade de libertate cele trei translații pe direcțiile axelor sistemului de coordonate (7).

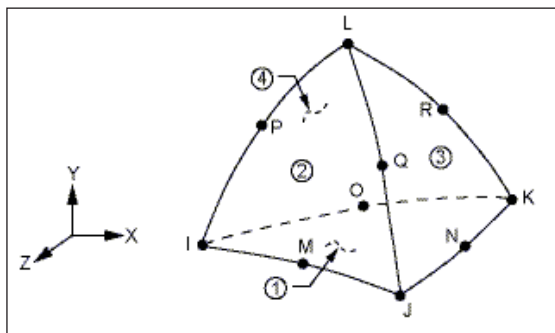


FIGURA 1. Tipul de element finit folosit în analiză (SOLID 92)

Modelului astfel pregătit i-au fost atașate proprietățile de material ale structurilor dentare menționate în literatura de specialitate (2,4). Toate cele trei componente, smalțul, pulpa și dentina au fost considerate izotrope. Astfel, au fost introduse în programul de analiză prin MEF următoarele proprietăți de material:

- Smalțul, modulul de elasticitate 80.000 N/mm², coeficientul Poisson 0,3.
- Dentina, modulul de elasticitate 18.600 N/mm², coeficientul lui Poisson 0.31.
- Pulpa, modulul de elasticitate 2.07 N/mm², coeficientul lui Poisson 0.45.

Programul de simulare prin metoda elementului finit Ansys, permite rezolvarea mai multor tipuri de probleme: probleme statice la care forțele și constrângerile aplicate sunt independente de timp, probleme de valori proprii la care de asemenea sarcinile și constrângerile sunt independente de timp dar la care se urmărește determinarea anumitor valori critice (cum este cazul determinării modurilor proprii de vibrație) și probleme dinamice la care forțele și

constrângerile aplicate sunt dependente de timp. Dintre aceste tipuri de analize am ales tipul de analiză statică aplicată unui incisiv și unui molar. Modelele geometrice obținute și discretizate sunt prezentate în fig. 2.

Modelele geometrice ale dinților au fost încastrate la nivelul gingiei. Acestora li s-a permis o deplasare pe direcția axei dintelui cu 0,1 mm astfel încât să poată fi simulată reziliența dento-parodontală (5,6).



FIGURA 2. Modelul geometric discretizat al dinților incisiv și molar

Analiza statică are ca scop determinarea stării de tensiuni și deformații la încărcarea modelului geometric în regim static, cu o forță concentrată distribuită de 200 N în cazul incisivilor, respectiv de asemenea o forță de 400 N asupra molarilor. Forțele aplicate asupra molarilor au fost de 2 tipuri: pe suprafața fosetei centrale și forțe tripodice în aceeași zonă (care reproduc contactele ocluzale funcționale). Modurile de încărcare sunt prezentate în figura 3.



FIGURA 3. Modelul geometric și încărcările aplicate pentru cazurile de solicitare

Așa cum se poate observa și în figura 3, pentru introducerea forței tripodice la cel de-al doilea caz de solicitare al molarului am modelat o suprafață sferică cu diametrul de 4 mm pe care am poziționat-o în contact cu suprafața fosetei centrale. Am definit în programul de analiză numerică contactul dintre cele două corpuri astfel încât să aproximeze cât mai corect situația reală.

REZULTATE ȘI DISCUȚII

Rezultatele obținute în urma analizelor prin metoda elementului finit au fost axate pe determinarea

tensiunii echivalente von Mises σ_{VM} , a deformației echivalente von Mises ϵ_{VM} și a deplasării nodale totale. Pentru o mai ușoară reprezentare, s-a calculat și valoarea factorului de siguranță ca fiind raportul dintre tensiunea admisibilă la nivelul smalțului și tensiunea maximă echivalentă. Pentru o mai bună relevanță a rezultatelor analizelor, am efectuat aceleași analize prin MEF atât pentru dinții cu leziuni, cât și pentru cei care nu prezintă leziuni. Trebuie menționat că au fost folosite aceleași date de material, aceleași condiții de încărcare și de constrângere atât la dinții cu leziuni, cât și la cei fără leziuni. Astfel, în succesiunea de figuri 4..9 sunt prezentate valorile tensiunii echivalente, ale deformației echivalente și ale deplasărilor nodale pentru dintele incisiv.

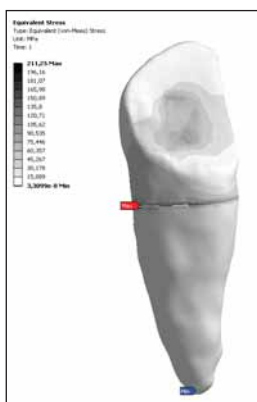


FIGURA 4. Harta tensiunii echivalente σ_{VM} pentru incisivul fără leziune

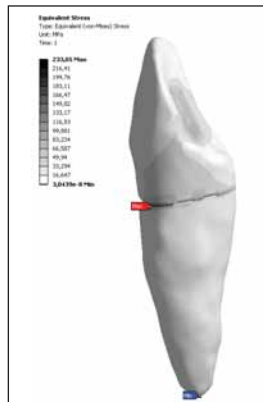


FIGURA 5. Harta tensiunii echivalente σ_{VM} pentru incisivul cu leziune

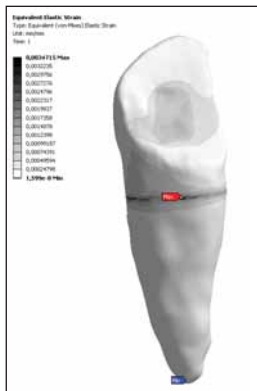


FIGURA 6. Harta deformației echivalente ϵ_{VM} pentru incisivul fără leziune

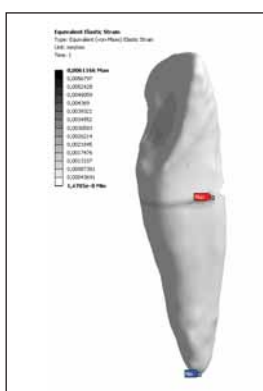


FIGURA 7. Harta deformației echivalente ϵ_{VM} pentru incisivul cu leziune

Din compararea rezultatelor celor două analize aplicate incisivului cu și fără leziune se poate constata cu ușurință o creștere a valorii maxime a tensiunii echivalente, a deformației echivalente și a deplasărilor nodale în cazul dintelui cu leziune. Este de remarcat faptul că în ambele situații valorile

maxime ale tensiunilor și deformațiilor se regăsesc la nivelul coletului.

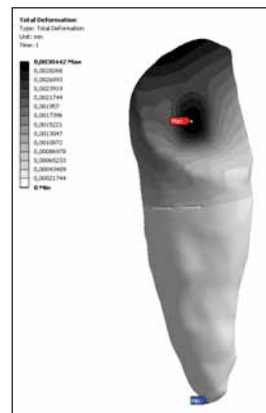


FIGURA 8. Harta deplasărilor nodale totale pentru incisivul fără leziune

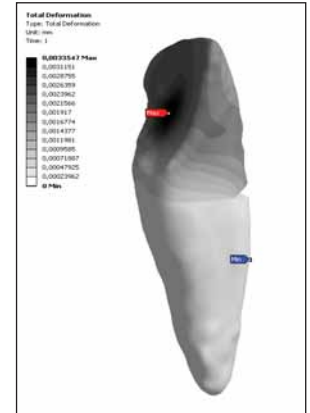


FIGURA 9. Harta deplasărilor nodale totale pentru incisivul cu leziune

În continuare, în succesiunea de figuri 10..15, sunt prezentate aceleași rezultate pentru cazul molarului solicitat prin intermediul unei presiuni la nivelul fosetei centrale.

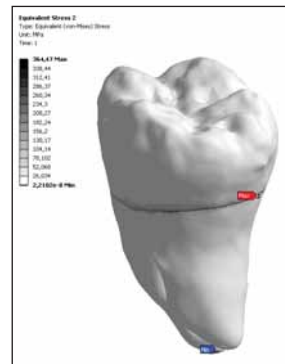


FIGURA 10. Harta tensiunii echivalente σ_{VM} pentru molarul fără leziune

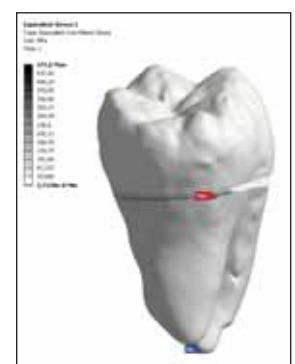


FIGURA 11. Harta tensiunii echivalente σ_{VM} pentru molarul cu leziune

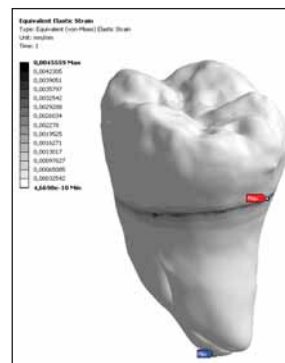


FIGURA 12. Harta deformației echivalente ϵ_{VM} pentru molarul fără leziune

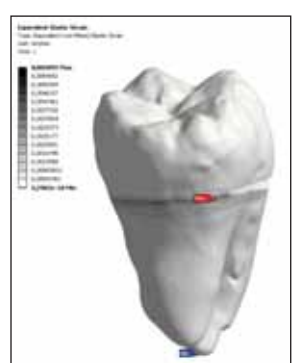


FIGURA 13. Harta deformației echivalente ϵ_{VM} pentru molarul cu leziune

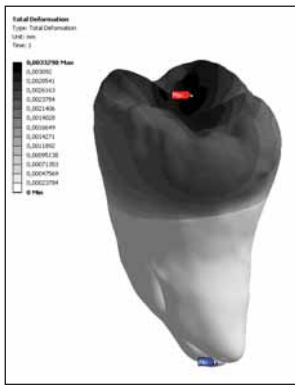


FIGURA 14. Harta deplasărilor nodale totale pentru molarul fără leziune

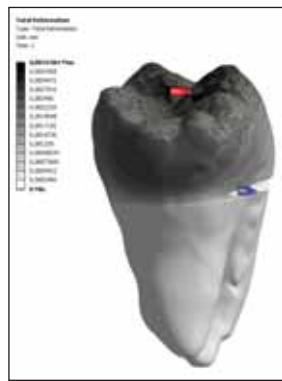


FIGURA 15. Harta deplasărilor nodale totale pentru molarul cu leziune

La fel ca și în cazul incisivului solicitat cu presiune distribuită uniform și în cazul molarului se pot remarca aceleași lucruri, și anume că valorile tensiunii și deformației echivalente cresc în cazul dinților cu leziuni comparativ cu cei fără leziuni. Și în acest caz, în ambele situații valorile maxime ale tensiunilor și deformațiilor se regăsesc la nivelul coletului. În ceea ce privește deplasările nodale totale se observă că valorile sunt mai apropiate deoarece datorită formei sale geometrice molarul prezintă o rigiditate crescută comparativ cu incisivul.

În continuare, în succesiunea de figuri 16...21, sunt prezentate aceleași rezultate pentru cazul molarului solicitat prin intermediul unei sfere care imită contactul tripod.

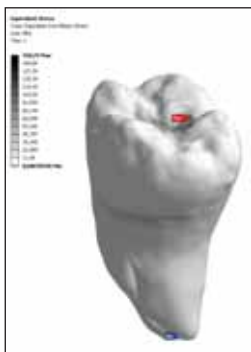


FIGURA 16. Harta tensiunii echivalente σ_{VM} pentru molarul solicitat fără leziune



FIGURA 17. Harta tensiunii echivalente σ_{VM} pentru molarul solicitat cu leziune

O concluzie care se poate trage în urma analizei prin metoda elementului finit a molarului supus acțiunii unei forțe tripodice este aceea că, spre deosebire de cazul molarului supus unei presiuni în zona fosetei centrale, diferențele dintre valorile maxime ale tensiunii echivalente și deformației echivalente dintre cazul cu leziune și cel fără leziune este mult mai mare. Se observă astfel o creștere a

tensiunii echivalente de la 160 Mpa (în zona fosetei centrale la molarul fără leziune) la o valoare de 435 Mpa (în zona coletului în imediata apropiere a leziunii la molarul cu leziune). Același lucru se întâmplă și în cazul deformației echivalente.



FIGURA 18. Harta deformației echivalente ϵ_{VM} pentru molarul fără leziune

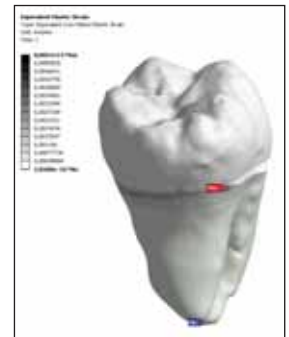


FIGURA 19. Harta deformației echivalente ϵ_{VM} pentru molarul cu leziune

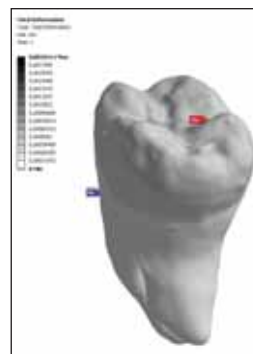


FIGURA 20. Harta deplasărilor nodale totale pentru molarul fără leziune

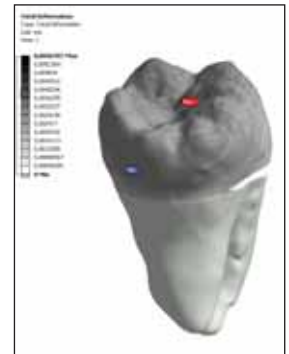


FIGURA 21. Harta deplasărilor nodale totale pentru molarul cu leziune

Pentru compararea rezultatelor obținute în tabelul 1 sunt prezentate principalele valori numerice extrase în urma celor șase analize. În plus față de datele prezentate anterior în figuri (tensiunea echivalentă, deformația echivalentă și deplasarea nodală) se va prezenta în acest tabel și valoarea minimă a factorului de siguranță.

CONCLUZII

O primă concluzie care se poate trage în urma celor șase analize derulate prin MEF este aceea că se obțin rezultate mult mai apropiate de realitate în cazul solicitării cu o forță care imită contactul tripodice decât în cazul solicitării cu o presiune distribuită uniform. Acest lucru este normal, deoarece în cazurile reale, practice, contactele nu se realizează pe suprafețe mari, ci doar pe suprafețe mici, conducând la apariția unor forțe concentrate. Pe de altă parte, presiunea distribuită uniform conduce desigur

TABELUL 1. Valorile numerice ale datelor obținute în urma analizelor

	Incisiv solicitat cu presiune distribuită		Molar solicitat cu presiune distribuită		Molar solicitat cu forță tripodică	
	Fără leziune	Cu leziune	Fără leziune	Cu leziune	Fără leziune	Cu leziune
Tensiunea echivalentă maximă (MPa)	211,25	233	364,47	471,6	160,29	435,32
Deformația echivalentă maximă (mm/mm)	$3,4 \times 10^{-3}$	$6,1 \times 10^{-3}$	$4,56 \times 10^{-3}$	$5,9 \times 10^{-3}$	$0,8 \times 10^{-3}$	$5,4 \times 10^{-3}$
Deplasarea totală maximă (mm)	3×10^{-3}	$3,3 \times 10^{-3}$	$3,3 \times 10^{-3}$	$3,4 \times 10^{-3}$	$1,8 \times 10^{-3}$	$5,6 \times 10^{-3}$
Factorul de siguranță minim	1,89	1,71	1,09	0,84	1,56	0,92

la o comportare mai bună din punctul de vedere al rezistenței mecanice.

O altă concluzie este aceea că, fără îndoială, leziunea de abfracție introduce un concentrator de tensiune în imediata apropiere a acesteia, fapt care conduce la posibilitatea apariției fisurilor sau chiar a ruperii în zona coletului. Acest lucru se datorează unui fenomen destul de des întâlnit în rezistența materialelor și care se numește „efectul de perete subțire“ destul de întâlnit mai ales în cazul tuburilor. Astfel, smalțul dintelui, care are o grosime mai mică în zona coletului, poate fi ușor afectat, rezultând o leziune cervicală, deoarece el se comportă în acest caz ca un tub cu perete subțire. Dacă în cazul

incisivilor acest lucru este mai puțin pregnant și datorită faptului că solicitarea aleasă a fost una cu presiune distribuită, acest lucru se observă foarte clar în cazul molarilor. Se poate observa acest lucru și din valorile factorului de siguranță care în ambele situații de solicitare are o valoare subunitară, conducând la fisurarea dintelui pentru cazurile cu leziune, în timp ce în cazul dinților fără leziune această valoare este supraunitară.

Ca și direcții de cercetare ulterioară, autorii își propun continuarea cercetărilor pe dinți cu leziuni restaurate cu diverse materiale, inclusiv verificarea acestor rezultate prin metode optice experimentale pe dinți naturali.

BIBLIOGRAFIA

1. Lee WC, WS Eakle – Possible role în tensil stress în etiology of cervical erosive lesions of teeth. *The Journal of Prostetic Dentistry*. 1984, vol. 52, p 374-380
2. McCoy G – The etiology of gingival erosion. *J Oral Implantol* 1982;10:361-2
3. Litonjua LA et al – Noncarious cervical lesions and abfraction. *Jurnal American Dent Asoc*, 2003, vol. 134, nr.7, p 845-850
4. 2006 Abaqus User Conference – Finite Element Analysis în 2D and 3D Models for Sound and Restored Teeth
5. Rees J et al – Undetermining of enamel of a mecanism of abfraction lesion formation: a finit element study. *European Jurnal Oral Science* 2004, August 112 (4) p347-352.
6. Borcic et al – 3D Finit Element Method and cervical lesion formation în normal occlusion and în mall eclusion. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, vol. 32, nr. 7, p 504-510
7. http://www.simulia.com/download/solutions/life_sciences_cust_references/life_ortho_feain2d_auc06_feduniv.pdf