Element Finite Analysis (FEA) of the resistance to shearing and compression stress of the dental crown executed out of three types of ceramic cemented with three systems adhesive cement

Studiu prin metoda element finit (MEF) privind rezistența la tensiunea de forfecare și compresiune a coroanei de acoperire executate din trei tipuri de ceramică cimentate cu trei tipuri de ciment adeziv

Otilia Chirca, Cornelia Bicleșanu, Dan Stoia, Anamaria Florescu, Alexandru Burcea

Facultatea de Medicină Dentară, Universitatea „Titu Maiorescu”, București, România

ABSTRACT

The purpose. The aim of the present study is the Finite Element Analysis (FEA) of a reconstruction model of a molar restored with an entirely ceramic crown, using 3 types of ceramic cemented with 3 different types of adhesive systems in order to identify equivalent stress and shearing values, as well as the deformations in accordance with the direction of the applied stress.

Material and method. The geometric model used in FEA is based on one reconstructed from CT scans. Following the CT scan of the dental images and their processing, the structure of an intact molar was made, which was later modified to only select the area of the crown and dental trunk. The FEA analysis aimed to identify both the values of equivalent stress and shear, as well as the deformations of the structure in accordance with the defined materials and the direction of the applied stress. In the present simulation, a single stress value of 170 N was chosen, but applied in sequence at 6 angles: 0°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°. This way the shearing effects are discreetly simulated up to pure compression of the structure.

Results and discussions. The stress peaks for both the crown and the cement appear at the level of the horizontal walls, following a sudden decrease of the values recorded on the vertical walls. The change of sign at the level of the shearing stress is normal and is due to the change in orientation of the applied force in relation to the plane in which the stress is studied. Regarding cements, the equivalent stresses indicate that it is possible to reach values that can lead to the appearance of fissures on the dental interface.

Conclusions. The values of the mechanical resistances of the 3 ceramics exceed the values of the equivalent and shearing stresses analysed by at least one order of magnitude. Therefore, the application of a similar stress value cannot produce mechanical fractures on any of the ceramics, but fissures can occur in the cement or dentin.

Keywords: all-ceramic crown, finite element, shearing stress, equivalent stress

REZUMAT

Scop. Studiul de față și-a propus analiza cu element finit (FEA) a unui model de reconstrucție a unui molar restaurat cu o coroană total ceramică, utilizând 3 tipuri de ceramică cimentate cu trei sisteme adezive diferite pentru identificarea valorilor de tensiune echivalentă și de forfecare, precum și a deformațiilor apărute în conformitate cu direcția de solicitare aplicată.

Material și metodă. Modelul geometric folosit în FEA are la bază un model reconstruit din imagini scanate CT. În urma scanării CT a imaginilor dentare și a procesării acestora, a fost realizată structura unui molar integru, care, ulterior, a fost modificată cu un plan pentru a selecta doar zona de coroană și de colet dentar. Prin analiza FEA, s-a urmărit atât identificarea valorilor de tensiune echivalentă și de forfecare, cât și a deformațiilor structurii în conformitate cu materialele definite și cu direcția solicitării aplicate. În simularea de față, s-a ales o singură valoare de solicitare, de 170 N, dar aplicată, pe rând, după 6 direcții, 0°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°. În acest fel, sunt simulate în mod discret efectele de forfecare și până la compresiune pură a structurii.

Rezultate și discuții. Vârfurile de tensiune atât din coroană, cât și din ciment apar la nivelul pereților orizontali, urmând o coborâre bruscă a valorilor înregistrate pe pereții verticali. Schimbarea de semn la nivelul tensiunilor de

Corresponding author:

Prof. Dr. Cornelia Bicleșanu

E-mail: corneliabicle@yahoo.com

Article History:

Received: 20 November 2020

Accepted: 4 December 2020

forfecare este normală și se datorează schimbării de orientare a forței aplicate în relație cu planul în care este studiată tensiunea. În privința cimenturilor, tensiunile echivalente indică posibilă atingerea unor valori care pot conduce spre generarea de fisuri la interfață.

Concluzii. Valorile de rezistență mecanică ale celor 3 ceramice depășesc cu cel puțin un ordin de mărime valorile de tensiune echivalente sau de forfecare analizate. Așadar, aplicarea unei solicitări de valoare similară nu poate produce efecte mecanice de fracturare a niciuneia dintre ceramici, dar pot apărea fisuri în ciment sau dentină.

Cuvinte cheie: coroană total ceramică, element finit, tensiune de forfecare, tensiune echivalentă

INTRODUCERE

Materialele dentare sunt în prezent subiectul unor reglementări și directive speciale în aproape toate țările din lume, cu intenția de a garanta eficiența, siguranța și calitatea lor și de a avea certitudinea că numai materialele biocompatibile sunt comercializate pe piață. Progresele tehnologice în ceramica dentară reprezintă o zonă rapidă și în creștere în cercetarea și dezvoltarea medicinei dentare. Aspectul estetic al restaurărilor ceramice este atribuit texturii suprafeței restaurării, care este determinată de finisarea suprafeței, longevitatea este determinată de proprietățile fizice ale ceramicii, iar biocompatibilitatea este dată de calitățile sale compoziționale și funcționale [1].

În prezent, coroanele ceramice se fabrică prin presare la cald și prin tehnica de proiectare asistată de computer și fabricare asistată de computer (computer-aided design and computer-assisted manufacturing) sau CAD-CAM. Ceramica IPS E.max CAD-On (Ivoclar Vivadent) este o sticlă-ceramică de litu disilicat pentru aplicațiile CAD-CAM. Fiind realizate prin tehnologia CAD-CAM, coroanele realizate din acest material au parametrii controlați, în acest fel își păstrează toate proprietățile. Ceramica IPS E.max CAD-On are o duritate 5800 MPa, rezistență la încovoiere 360-440 MPa, iar la fractură 2,8-3,5 MPa. Coeficientul de expansiune termică la 100-500°C este de 10,5 [2]. Performanța mecanică ridicată a acestui material se datorează unei distribuții stratificate a cristalelor disilicat de litu alungite, ceea ce împiedică propagarea fisurilor pe planuri.

Ceramica IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent este sticla ceramică litu disilicat destinată tehnicii de prelucrare prin presare. Materialul prezintă o înaltă rezistență mecanică cu valori similare variantei CAD-CAM și opțiuni de cimentare adezivă, autoadezivă sau convențională în funcție de indicație cu utilizarea protocoalelor de cimentare autoadezive sau convenționale. Microstructura IPS

e.max Press conține disilicat de litu 65% vol, care se prezintă sub formă de cristale cu lungime ce variază între 3 și 6 μm, încorporate într-o matrice de sticlă, cu o porozitate de 1 vol% [3], care prezintă rezistența la flexiune 350 MPa, rezistența la fractură 3,3 MPa.

Zirconia Novodent GS este un material ceramic cu o rezistență mecanică foarte bună. Din punct de vedere chimic, el este compus din elementul rar Zirconium și oxigen. Este foarte rezistent la forțele masticatorii și uzură. Un avantaj foarte important al zirconiei este lipsa coroziunii în timp. Este termoizolant, așa că variațiile de temperatură nu sunt transmise pulpei dentare, scăzând astfel riscul de apariție a unei eventuale inflamații pulpare pe viitor. Fiind un material biocompatibil și bioinert, el este foarte bine acceptat de către organism și riscul de apariției reacțiilor alergice la el nu există. Zirconia are o rezistență la flexie cuprinsă între 800 și 1200 MPa și o rezistență la fractură cuprinsă între 6 și 8 MPa [4].

Rezistența la flexie și la fractură a zirconiului este de 2,5 ori mai mare decât sticla ceramică cu disilicat de litu, ceea ce sugerează că zirconia este mult mai potrivită pentru aplicații independente de rezistență la stres, cum ar fi proteze parțiale fixe cu unități multiple sau de lungă durată.

Succesul restaurărilor total ceramice depinde și de modul în care se face cimentarea acestora. Tehnica de cimentare adezivă la stucturile dentare poate determina realizarea unei structuri rezistente la acțiunea forțelor masticatorii și anihilarea fracturilor, dar și a unei bune adaptări marginale [5].

Introducerea cimenturilor autoadezive a redus numărul necesar de etape clinice în secvența procedurii adezive, reducând astfel timpul de lucru. Cimentul autoadeziv este cea mai bună alegere pentru cimentarea substraturilor pe bază de zirconiu [6].

Capacitatea de polimerizare dublă (fotopolimerizare și polimerizare chimică) a multor dintre cimenturile adezive mai noi a făcut posibilă pătrun-

derea lor în zone în care pătrunderea luminii pe suprafața demineralizată cu acizi este limitată sau nu poate fi atinsă [7].

Prin prezența particulelor de silice, ceramica disilicat de litiu este o ceramică sensibilă la acid, astfel încât ea prezintă o rezistență ridicată a aderenței la structura dentară, prin mecanisme de legare micromecanică și chimică. Interconectarea micromecanică între ceramică și cimentul adeziv se bazează pe crearea de microretenții de suprafață, prin gravarea acidă cu acid fluorhidric 5% timp de 20 sec. sau tratamente fizice cum ar fi silanizarea/sablarea cu particule de oxid de aluminiu.

Recent, s-a arătat că utilizarea silanului combinat cu un monomer fosfat funcțional, 10-metacrililoxidecil-dihidrogen-fosfat (10-MDP), produce un mediu acid care îmbunătățește rezistența adeziunii la ceramic disilicat de litiu [8-9].

Ca urmare a absenței oricărei matrice sticloase, zirconia nu conține silice și, în consecință, nu poate fi condiționată cu tehnici convenționale de gravare acidă. Tratatamentul său constă în tratarea suprafețelor de zirconiu prin sablare ușoară, folosind particule de alumina de 110 mm la 0,2 MPa.

Acest studiu analizează, cu ajutorul metodei elementului finit (MEF), un model de reconstrucție a unui molar restaurat cu o coroană total ceramică, utilizând 3 tipuri de ceramică (IPS E.max CAD-On, Ivoclar Vivadent (crm1), Ceramica IPS E.max Press, Ivoclar Vivadent (crm2), zirconia Novodent GS (crm3) și cimentate cu trei sisteme adezive (autogrant (Maxcem Elite, Kerr), universal (RelyX Ultimate Clicker, 3M Espe) și cu priză dublă (Variolink Esthetic LC Ivoclar Vivadent), în vederea stabilirii rezistenței sale la acțiunea tensiunilor de forfecare și echivalente.

MATERIAL ȘI METODĂ

Metoda elementului finit (MEF) este folosită ca metodă de analiză a distribuției solicitărilor în geometrii complexe divizate în elemente utilizate ca funcții matematice.

Construcția modelului geometric

Modelul geometric utilizat în analiza cu element finit se bazează pe un model reconstruit din imagini scanate CT. Acest set de operații care conduc de la un model fizic real la un model virtual 3D se subscriu ingineriei inverse. Modelele realizate în acest mod se bucură de precizia dimensională și de formă a structurii inițiale, cu respectarea celor mai mici particularități geometrice [10-12].

În acest fel, după procesarea imaginilor dentare rezultate la scanarea CT, s-a realizat structura unui molar integru (fig. 1), care, mai apoi, a fost trunchiat cu un plan pentru a selecta doar zona de coroană și colet dentar.

Scopul acestei operații a fost reducerea zonei radiculare care nu interesează în mod special în viitoarea analiză cu element finit, aceasta multiplicând doar modelul de calcul, fără a aduce o influență esențială la nivelul tipurilor de preparatii care se vor studia.

Utilizând modelul de bază, s-a realizat un model funcțional denumit în continuare coroană totală. În vederea realizării ansamblului, s-au modelat geometric și suprafețele care joacă rol de cimenturi adezive, pentru a putea, mai apoi, atribui acestora proprietățile mecanice corespunzătoare.

Modelarea coroanei totale este prezentată în figura 2. Aceasta a fost prelucrată interior pentru a se conjuga cu forma prelucrată a dentinei. Suprafețele care simulează frezarea dintelui au fost con-

FIGURA 1. Etapele obținerii modelului geometric de bază

FIGURA 2. Etapele realizării modelului geometric al restaurației cu coroană totală. A. Dentină și ciment; B. coroană ceramică; C. Ansamblu coroană totală

struite astfel încât să nu permită rotația coroanei pe dinte rămas, chiar și în lipsa adezivului. Muchiile orificiului prismatic interior au fost rotunjite, pe de-o parte pentru a simula situația reală în care nu se pot realiza pereți perfect drepecți sau unghiuri drepte, iar pe de altă parte pentru a preveni apariția concentratorilor de tensiune.

În figura 2C se poate observa o secțiune realizată prin ansamblul final, unde se pot observa toate cele 3 componente individuale aflate în contact reciproc.

Analiza cu element finit

Metoda elementului finit (MEF) s-a realizat în Ansys 2019, pentru fiecare dintre cele 3 modele funcționale în parte. Acestea au fost importate în program, după care s-au stabilit parametrii de analiză: materialele corespunzătoare fiecărei structuri; contactele dintre componente; solicitările și zonele fixe; discretizarea, rezultatele de interes [13-17].

Definirea materialelor în analiză

Analiza elastică a tensiunilor și deformațiilor la nivelul structurilor dentare prezentate anterior utilizează proprietățile de elasticitate (modulul longitudinal de elasticitate sau modulul de elasticitate la încovoiere, respectiv coeficientul lui Poisson) ale materialelor, conform tabelelor 1 și 2. Acești parametri s-au selectat din literatură, pe baza încercărilor experimentale fie a producătorilor de ceramice și cimenturi, fie a cercetătorilor independenți [18-22].

Definirea condițiilor pe contur

Condițiile pe contur materializează solicitările și imobilizările pe care le prezintă structura supusă analizei MEF. Cele două condiții sunt deosebit de importante deoarece, cu ajutorul lor, software-ul, utilizând ecuația elementară, va calcula în prima fază tensiunile din fiecare nod, pentru ca, mai apoi, să determine deformațiile corespunzătoare. În si-

TABEL 1. Tipul de restaurare și materialele utilizate

Preparația	Cimentul	Cod 1	Ceramica	Cod 2	Tip restaurare/încrustație
Pr. I	Adeziv – R teClicker	cim I	Presată – IPS E.max Press, Ivoclar Vivadent	crm I	coroană
Pr. II	Autoadeziv – Maxcem	cim II	Carbonat – IPS E.max CAD-On, Ivoclar Vivadent	crm II	coroană
Pr. III	Fotopolimerizabil – Variolink	cim III	Oxid de zirconiu – ZirconiaNovodent GS	crm III	coroană

TABEL 2. Proprietățile mecanice asociate materialelor utilizate

Material	Structura	Densitate [kg/m ³]	Modulul lui Young/modulul în încovoiere [MPa]	Coeficientul lui Poisson [-]
crm I	Coroană	2.480	82.300	0,22
crm II	Coroană	2.480	82.300	0,23
crm III	Coroană	2.480	88.000	0,34
cim I	ciment adeziv	2.400	7.700	0,24
cim II	ciment adeziv	2.350	4.400	0,24
cim III	ciment adeziv	2.400	8.100	0,25
Den	Den	2.000	17.000	0,30
Smalt dentar	Smalt	2.750	74.000	0,23

mularea de față, s-a ales o singură valoare de solicitare de 170 N, dar aplicată pe rând după 6 direcții. În acest fel, sunt simulate în mod discret efectele de forfecare și până la compresiune pură a structurii (fig. 3). Orientarea de 0° corespunde unei forțe de 170 N orizontale care produce efecte de forfecare maxime asupra celor 3 tipuri de structură. Avem apoi situațiile intermediare de solicitare la 30° , 45° , 60° , 75° , unde apare efectul combinat al forfecării și compresiunii, pentru ca, în ultima poziție, 90° , direcția forței să genereze doar compresiune pură. Fixarea structurii s-a realizat la nivelul planului de trunchiere a modelului inițial.

FIGURA 3. Direcții de aplicarea solicitării mecanice pe modelul funcțional

Stabilirea contactelor dintre componente

Contactele s-au stabilit manual în mod diferențiat între suprafețele componentelor specifice reconstrucției. Asigurarea unei suprafețe de contact reale ca dimensiuni și poziție este foarte importantă deoarece aceasta dictează în mod direct felul în care solicitarea și deformația se vor transmite de la un element al modelului la celălalt (fig. 4).

Discretizarea structurii

Discretizarea structurii (fig. 5) s-a realizat în mod automat folosind elemente tetraedrice de tip 10. În urma acestei operații, modelul a fost împărțit în structuri discrete cu următoarele caracteristici: noduri = 14.515 și elemente = 7.674.

FIGURA 5. Discretizarea modelului de analiză cu elemente Tetra10

FIGURA 4. Contactele componentelor individuale. A. Dentină-ciment; B. Dentină-coroană; C. Coroană-ciment

FIGURA 6. Nodurile de prelevare ale tensiunilor

Punctele de prelevare ale tensiunilor
Simularea prin MEF arată valorile de deformare și deplasare în toate nodurile structurii discrete, sub formă de hărți colorate. Pentru a avea o mai bună interpretare a rezultatelor, s-au extras o serie de tensiuni din puncte speciale ale structurii, după cum urmează: tensiunile din zona mediană a ceramicii, dar și tensiunile din zona mediană a cimentului adeziv. Harta care expune aceste zone de prelevare ale tensiunilor se prezintă împreună cu

coordonatele în planul XoY în figura 6. Conform acestora, se vor prezenta în cele ce urmează valorile de tensiune sub formă tabelară și grafică.

REZULTATE

Datorită simetriei acestui tip de construcție, modul în care tensiunile sunt distribuite capătă un aspect simetric, în strânsă legătură cu geometria. Astfel, în figurile 7 și 8, se pot vedea zonele extin-

FIGURA 7. Tensiunea de forfecare în XY pentru solicitarea de 170 N și orientările 0°-90° – Aspect exterior

FIGURA 8. Tensiunea echivalentă pentru solicitarea de 170 N și orientările 0°-90° – Aspect exterior

FIGURA 9. Tensiunea de forfecare pentru solicitarea de 170 N și orientările 0°-90° – secțiune longitudinală

se ale tensiunilor din suprafața coroanei pentru aceeași suprafață de aplicare a forței. Acest aspect este benefic din punct de vedere mecanic, deoarece

ce realizează o dispersare a solicitării, reducând astfel șansele unei concentrări care să producă fisurare.

FIGURA 10. Tensiunea echivalentă pentru solicitarea de 170 N și orientările 0°-90° – secțiune longitudinală

Secțiunile longitudinale ale ansamblului prezintă distribuția de tensiune pe suprafețe extinse și în interiorul structurii (fig. 9 și 10). Nu apar zone preferențiale spre un singur perete al molarului, ci în aceeași măsură, simetric, tensiunea se transmite spre ambii pereți (în planul studiat) și, desigur, și pe ceilalți corespunzători unui plan medial. Izolarea față de tensiune a zonelor de cuspidi se datorează faptului că încărcarea s-a produs în axa molarului și nu pe aceștia.

În tabelele 3 și 4, sunt prezentate valorile numerice ale tensiunilor în nodurile de prelevare, corespunzător direcțiilor forțelor de aplicare a forței. Pe baza acestora, s-au ridicat graficele de variație ale tensiunii în raport cu nodul considerat.

TABEL 3. Valorile tensiunilor din coroană

Nr.	Orientare						Media [MPa]	Dev. Std.
	0°	30°	45°	60°	75°	90°		
1	10,98	10,95	9,88	8,28	6,77	4,64	8,58	2,53
2	9,27	9,31	9,22	8,08	6,21	4,91	7,84	1,86
3	7,93	8,53	8,47	6,98	5,61	4,80	7,05	1,56
4	7,00	7,42	8,66	6,75	5,62	4,98	6,74	1,31
5	7,40	6,90	8,88	6,80	6,09	4,90	6,83	1,33
6	7,27	6,88	8,99	6,12	5,86	4,38	6,58	1,54
7	9,53	8,16	9,11	6,58	5,91	5,92	7,53	1,61
8	11,42	9,63	12,48	8,54	7,82	12,66	10,42	2,06
9	13,15	17,38	17,69	13,03	11,91	16,92	15,01	2,59
10	15,15	22,58	18,59	18,28	16,58	16,23	17,90	2,63
11	12,63	18,89	15,11	18,68	17,59	15,83	16,46	2,41

Nr.	Orientare						Media [MPa]	Dev. Std.
	0°	30°	45°	60°	75°	90°		
12	9,14	10,00	9,86	15,75	16,48	10,06	11,88	3,30
13	8,52	6,86	5,63	12,72	14,60	7,02	9,23	3,60
14	6,11	3,57	3,17	9,72	11,58	4,82	6,50	3,43
15	6,68	3,96	3,16	6,09	8,96	4,47	5,55	2,13
16	5,82	3,33	3,03	4,10	5,64	4,99	4,48	1,18
17	5,43	3,66	2,68	3,73	4,79	4,65	4,16	0,99
18	5,92	3,98	2,89	3,25	4,40	4,51	4,16	1,07

TABEL 4. Valorile tensiunilor din cimentul adeziv

Nr.	Orientare						Media [MPa]	Dev. Std.
	0°	30°	45°	60°	75°	90°		
1	1,00	6,69	6,21	5,48	4,71	3,51	1,84	4,74
2	2,00	4,90	4,33	4,04	3,39	3,30	1,64	3,60
3	3,00	4,42	4,17	3,84	3,07	2,56	1,81	3,31
4	4,00	3,95	3,95	3,71	3,14	2,64	2,02	3,23
5	5,00	3,87	3,78	3,68	3,14	2,66	2,30	3,24
6	6,00	3,76	5,50	3,97	3,23	4,30	2,80	3,93
7	7,00	3,58	3,96	3,99	3,79	3,02	3,73	3,68
8	8,00	4,07	10,46	10,32	9,37	3,42	5,69	7,22
9	9,00	9,42	5,76	7,07	5,73	4,36	7,62	6,66
10	10,00	5,17	11,02	11,26	11,65	6,68	8,23	9,00
11	11,00	5,20	9,39	11,50	12,84	11,83	6,41	9,53
12	12,00	4,78	8,93	9,96	12,84	12,62	4,92	9,01
13	13,00	3,50	8,41	3,66	10,28	14,88	3,69	7,40
14	14,00	4,04	2,96	4,76	4,05	10,93	3,07	4,97
15	15,00	4,13	2,95	1,46	2,71	7,57	2,60	3,57
16	16,00	4,22	1,57	3,15	1,82	3,28	2,11	2,69
17	17,00	2,86	3,77	1,24	1,60	2,40	1,99	2,31
18	18,00	2,86	3,40	1,41	1,33	2,11	2,07	2,19

Deformațiile semnificative ale structurii s-au produs la nivelul cimentului adeziv și dentinei (fig. 11 și 12). În conformitate cu direcția solicitării, pereții molarului se vor deforma în mod egal la soli-

citări de compresiune (90°) și nesimetric pentru solicitări oblice. Nu se constată deformații elastice semnificative ca urmare a rigidității mari a coroanei.

FIGURA 11. Deformația la forfecare pentru solicitarea de 170 N și orientările 0° - 90° – secțiune longitudinală

FIGURA 12. Deformația elastică echivalentă pentru solicitarea de 170 N și orientările 0° - 90° – secțiune longitudinală

A

B

FIGURA 13. Rezistențele mecanice și tensiunile echivalente obținute: A. în ceramică; B. în ciment

A

B

FIGURA 14. Rezistențele mecanice și tensiunile de forfecare obținute: A. în ceramică; B. în ciment

Vârfurile de tensiune atât din coroană, cât și din ciment apar la nivelul pereților orizontali ai celor două elemente geometrice, urmând o coborâre bruscă spre valorile înregistrate pe pereții verticali (fig. 13 și 14). Schimbarea de semn la nivelul tensiunilor de forfecare este normală și se datorează schimbării de orientare a forței aplicate în relație cu planul în care este studiată tensiunea (XY). Din acest motiv, compararea cu rezistențele mecanice s-a realizat cu valorile luate în modul.

La compararea tensiunilor de forfecare cu rezistențele admisibile ale materialelor din care sunt confecționate componentele, trebuie luat în consi-

derare și faptul că schimbarea de semn a tensiunii la schimbarea orientării forței înseamnă că, la o solicitare compusă, după mai multe direcții, amplitudinea de tensiune vârf la vârf va avea valoare dublă. Dar oricum, nici pentru aceste valori extreme solicitarea nu depășește rezistențele mecanice ale cimenturilor și ceramicelor.

Tensiunile echivalente înregistrate la nivelul ceramicii sunt reduse, acest lucru datorându-se suprafeței portante mult mai mari a coroanei. În privința cimenturilor, tensiunile echivalente indică posibilă atingerea unor valori care pot conduce spre generarea de fisuri la interfață.

DISCUȚII

Introducerea de noi generații de materiale ceramice în ultimul deceniu, precum și conceptul terapiei minimum invazive au indus o creștere a performanței și eficienței restaurărilor indirecte dentare. Este, de asemenea, de semnalat că, în ultimii ani, s-a înregistrat o creștere mare a cererii pacienților pentru restaurări realizate din materiale fizionomice, prin urmare, atenția cercetării științifice s-a concentrat pe astfel de materiale, în special pe disilicat de litiu și zirconiu, pentru stabilirea proprietăților, indicațiilor și limitelor acestor materiale.

Coroanele sunt una dintre cele mai frecvente opțiuni protetice pentru acoperirea și protejarea dinților determinată de toleranța mare la stres și la acțiunea forțelor masticatorii. Coroanele ceramice sunt structuri complexe ale căror rezistență și supraviețuire depind de mai mulți factori, cum ar fi pregătirea dinților și structura dentară reziduală după preparare, forma, grosimea, modulul de elasticitate al materialelor utilizate sau tehnica de fabricație. Disilicatul de litiu (E-max) și zirconiu sunt unele dintre materialele utilizate pentru fabricarea coroanelor cu o calitate estetică și proprietăți mecanice ridicate.

Acest studiu se ocupă, prin intermediul elementului finit, de analiza valorilor de tensiune echivalentă și de forfecare, pe de-o parte, și a deformărilor structurii, pe de altă parte, a unei coroane dentare, în conformitate cu materialele definite (ceramica disilicat de litiu presată și monolitică, zirconia și cimenturi autoadezive și cu priză dublă) și cu direcția solicitării aplicate. În simularea de față, s-a ales o singură valoare de solicitare de 170 N, dar aplicată pe rând după 6 direcții, 0°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°. În acest fel, sunt simulate în mod discret efectele de forfecare și până la compresiune pură a structurii.

Materialul restaurativ poate influența direct prognosticul pe termen lung al restaurărilor. În acest studiu, valorile de rezistență mecanică ale celor 3 materiale (crm1, crm2 și crm3) depășesc cu cel puțin un ordin de mărime valorile de tensiune echivalente sau de forfecare, ceea ce confirmă că o solicitare de valoare similară cu cea aplicată în simulare, orientată indiferent după ce direcție, nu poate produce efecte mecanice de fracturare a niciuneia dintre ceramici. Totodată, tensiunile echiva-

lente înregistrate la nivelul ceramicii sunt reduse, acest lucru datorându-se suprafeței portante mult mai mari a coroanei. De asemenea, secțiunile longitudinale ale ansamblului prezintă distribuția de tensiune pe suprafețe extinse și în interiorul structurii. Nu apar zone preferențiale spre un singur perete al molarului, ci, în aceeași măsură, simetric, tensiunea se transmite spre ambii pereți (în planul studiat) și, desigur, și pe ceilalți corespunzători unui plan medial.

Fiecare material are o duritate specifică, care se reflectă în diferite module de elasticitate, permițând diferite concentrații de solicitări de tracțiune pe suprafața coroanei.

Tribst și colab. au demonstrat că forțele de compresie maximă au fost concentrate ocluzal în centrul coroanei și forța de tracțiune în suprafața demineralizată. Astfel, cu cât este mai mare modulul de elasticitate al materialului de restaurare, cu atât este mai mare concentrația de solicitare la compresie pe suprafața exterioară a restaurării ocluzale. Același comportament este observat și pentru concentrația de tensiune la suprafața demineralizată: cu cât este mai mare modulul de elasticitate al materialului, cu atât este mai mare concentrația de solicitare la întindere [23].

De asemenea, materialele restaurative cu modul de elasticitate mai ridicat prezintă o concentrație de solicitare mai mare în interiorul coroanei, în principal forța de tracțiune pe suprafața demineralizată. Pe de altă parte, materialele cu modul elastic mai mic cresc stresul de forfecare la ciment. Materialele mai rigide promovează valori de vârf ale stresului mai ridicate. Aceasta înseamnă clinic că zirconia permite o concentrație mai mare de tensiune la suprafața coroanei și o solicitare mai mare la stratul de ciment, facilitând decimentarea coroanei [24].

Comparând zirconiu cu ceramica și ținând cont că proprietatea de duritate constă în capacitatea materialului de a limita propagarea fisurilor, Tribst și colab. susțin că vârfurile de stres din zirconiu nu au fost de două ori mai mari decât pentru ceramica disilicat de litiu [23].

De asemenea, rezistența la flexiune a zirconiu este de două ori mai mare decât cea a ceramicii disilicat de litiu [24].

Atunci când este susținută de dentină, rezistența la fractură a restaurărilor de zirconiu este de aproximativ 1,8 ori mai mare decât ceramica disilicat

de litiu, iar când este susținută de smalț, rezistența la fractură a zirconiului este de 1,3-1,4 ori mai mare decât disilicatul de litiu. Acest lucru este valabil pentru o grosime de restaurare a ceramicii de 0,6-1,4 mm, sugerând că disilicatul de litiu este adecvat în special pentru utilizare în restaurări conservatoare în care preparatul poate fi limitat la smalț [25].

Prognosticul pe termen lung al unei restaurări adezive nu este influențat doar de calitățile materialului restaurator, ci și de materialele folosite pentru cimentare, precum și de pregătirea adecvată a suprafețelor implicate în adeziune/cimentarea adezivă. Semnificația pregătirii corecte a suprafețelor implicate în adeziune este tradusă clinic prin evitarea decimentării restaurărilor care se poate datora slăbirii adeziunii dintre interfețele ciment/structură dentară, ciment/ceramică sau fracturilor din ciment. Astfel, pentru o bună rezistență adezivă, un rol important îl joacă modul de pregătire a suprafeței interne a coroanei, demineralizarea cu acid fluorhidric asigurând cea mai mare rezistență [26].

În acest studiu, valorile reduse ale tensiunilor echivalente înregistrate la nivelul ceramicii pot fi considerate o consecință a pregătirii adecvate a suprafețelor interne ale coroanelor.

Importanța materialului folosit la cimentare, precum și tipul preparației dentare pot influența răspunsul coroanei la acțiunea forțelor de încărcare. Acest lucru este discutat de Galal și colab., care au analizat, cu ajutorul metodei elementului finit, comportamentul unei restaurări coronare molare din E max, cimentată fie cu RelyX, fie cu ionomer de sticlă, și au concluzionat că modul de preparare a dintelui are aceeași importanță în inducerea răspunsului la acțiunea forțelor de încărcare ca și ceramica și cimentul adeziv utilizate. Mai mult, cimentul RelyX a împărțit absorbția energiei de încărcare cu coroana E-max mai bine decât cimentul ionomer de sticlă. Coroana E-max cimentată cu RelyX și unghi de pregătire dentară de 18° este mai rezistentă decât aceeași combinație, dar cu unghiul de pregătire de 10° [27].

Referitor la cimenturile adezive utilizate în acest studiu MEF, rezultatele arată că tensiunile echivalente indică o posibilă atingere a unor valori care pot conduce spre generarea de fisuri la interfață. Astfel, indicația cimenturilor devine foarte importantă.

Ha SR și colab., în studiul lor, au evidențiat concentrații mai mari de stres pe suprafețele ocluzale la coroanele de zirconiu monolitice, în timp ce straturile de ciment au mai multe concentrații de stres pe zonele cervicale [28].

Luând în calcul proprietățile fizico-chimice ale zirconiului, preparațiile retentive și restaurările de acoperire totală pot beneficia de agenți convenționali adezivi pe bază de apă și cimenturi hibride pentru o bună cimentare. Cimenturile de tipul celor autoadezive ar trebui utilizate în restaurări de acoperire parțială a coroanelor neretentive și a forțelor de masticăție ridicate; astfel, se vor evita posibilele microfisuri de pe suprafața interioară a restaurărilor [29].

Totuși, studiul realizat de Nakamura și colab. [30], privind efectul cimentului asupra rezistenței mecanice a coroanelor monolitice din zirconiu, a prezentat faptul că și coroanele cu o grosime minimă de 0,5 mm pot avea o bună rezistență la fractură în ciuda oricărui ciment utilizat.

Tot Nakamura și colab. [30] au constatat că rezistența la compresiune a cimenturilor adezive, de tip cimenturi autoadezive sau cu priză dublă, a fost mai mare decât a fosfatului de zinc și cimentul ionomer de sticlă, fără însă a fi afectată rezistența la rupere a coroanelor cimentate de acestea.

Au fost publicate mai multe studii care au măsurat rezistența la forfecare a diferitelor cimenturi. Deformarea unei coroane cimentate se produce ca urmare a tensiunii induse în interiorul ei de acțiunea forțelor. Analiza prin MEF este capabilă să evidențieze harta de prevalența a stresului la nivelul dintelui și restaurării.

Waly și colab. au studiat cu MEF rezistența la forțele de masticăție a unor cimenturi diferite după aplicarea unei forțe de 330 N cu trei direcții, vertical, oblic la 45° și lateral, și au recomandat utilizarea cimenturilor cu duritate crescută pentru a susține și a reduce tensiunile și deformările. Tensiunea din interiorul coroanei a crescut prin reducerea rigidității cimentului folosit, în timp ce tensiunile asupra structurii dintelui au fost diminuate prin scăderea rigidității cimentului. Creșterea unghiului de înclinare a sarcinii a redus diferența de solicitare la nivelul coroanei între diferitele tipuri de ciment, în timp ce, la nivelul dintelui, efectul este opus [31].

În acest studiu, am folosit pentru cimentarea coroanelor de ceramică trei tipuri de ciment, autoadeziv, universal și cu priză dublă. Deformațiile

semnificative ale structurii s-au produs la nivelul cimentului adeziv și dentinei (fig. 11 și 12). În conformitate cu direcția solicitării, pereții molarului se vor deforma în mod egal la solicitări de compresie (90°) și nesimetric pentru solicitări oblice. Nu se constată deformări elastice semnificative ca urmare a rigidității mari a coroanei.

Ha SR și colab. au evaluat, utilizând MEF, influența diferitelor tipuri de ciment (fosfat de zinc, polycarboxilat, ionomer de sticlă și rășină) asupra distribuției stresului în coroanele monolitice de zirconiu pe care s-a aplicat vertical o forță de 700 N pe 8 puncte de încărcare. Rezultatele obținute de ei indică faptul că utilizarea diferiților agenți de adezivi, care au module de elasticitate diferite, are impact asupra distribuției tensiunilor la nivelul coroanelor de zirconiu monolitice, straturilor de ciment și dintelui. Cimentul de rășină și cimentul ionomer de sticlă au prezentat modele similare, dar cimentul de rășină a prezentat o distribuție mai mică a tensiunii pe suprafața linguală și mezială a stratului de ciment [28].

În acest studiu se observă că cimentul cim3 (Variolink) are limita de rezistență mecanică foarte apropiată de valorile de tensiune obținute în punctele critice ale structurilor. Acest lucru ar putea determina în practică o fracturare a acestui ciment, în special la aplicarea oblică sau tangentă a solicitării pe molar.

Același rezultat a fost obținut și de analiza mecanismului de decimentare a unor restaurări din zirconiu și disilicat de litu cimentate la dentină cu cimenturi adezive diferite (Variolink Esthetic și RelyX Unicem) cu priză dublă – și anume că fractura între ciment și dentină și fractura în dentină au fost observate pentru Variolink Esthetic și RelyX Unicem. Numărul mare de fracturi din ciment a sugerat că cimentul a fost cea mai slabă verigă în sis-

temul adeziv coroană disilicat de litu/zirconiu/dentină [32].

CONCLUZII

Valorile de rezistență mecanică ale celor 3 ceramice (crm1, crm2 și crm3) depășesc cu cel puțin un ordin de mărime valorile de tensiune echivalente sau de forfecare, ceea ce confirmă că o solicitare de valoare similară cu cea aplicată în simulare, orientată indiferent după ce direcție, nu poate produce efecte mecanice de fracturare a niciuneia dintre ceramici.

Valorile de rezistență mecanică la adeziune ale cimenturilor fiind mult mai reduse decât valorile de rezistență ale ceramicelor, efectul produs de solicitare va fi unul diferit. Se observă preponderent că cimentul cim3 (Variolink) are limita de rezistență mecanică foarte apropiată de valorile de tensiune obținute în punctele critice ale structurilor. Acest lucru ar putea determina în practică o fracturare a cimentului cim3, în special la aplicarea oblică sau tangentă a solicitării pe molar.

Tensiunile echivalente înregistrate la nivelul ceramicii sunt reduse, acest lucru datorându-se suprafeței portante mari a coroanei. Acest lucru face ca o coroană să fie mult mai puțin susceptibilă la fracturare comparativ cu alte tipuri de restaurări (inlay, onlay).

Tensiunile echivalente din cimentul adeziv indică o posibilă atingerea unor valori care pot conduce spre generarea temperata de fisuri la interfață.

Notă

Articolul face parte din teza de doctorat a Drd. Otilia Chirca, coordonator științific: Prof. Dr. Cornelia Bicleșanu, Școala doctorală Facultatea de Medicină dentară, Universitatea „Titu Maiorescu”, București.

Conflict of interest: none declared
Financial support: none declared

BIBLIOGRAFIE

1. Narasimha Raghavan R. Ceramics in Dentistry. In: Arunachalam Lakshmanan, Sintering of Ceramics – New Emerging Technique. *InTech*. 2012:203-207.
2. Oh WS, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent*. 2003;90(3):241-6.
3. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. "Digitally oriented materials": focus on lithium disilicate ceramics. *Int J Dent*. 2016;1-7.
4. Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices*. 2016;13(10):945-63.
5. Bishara SE, Ostby AW, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Earlyshear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2006;76:689-693.
6. Kachhara S, Ariga P, Jain AR. Recommended cementation for monolithic zirconia crowns. *Drug Invention Today* 2018;10:566-568.
7. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent*. 2006;8:327-335.
8. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive

- resinluting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig.* 2005; 9:161-167.
9. Taguchi S, Komine F, Kubochi K, Fushiki R, Kimura F, Matsumura H. Effect of a silane and phosphate functional monomer on shear bond strength of a resin-based luting agent to lithium disilicate ceramic and quartz materials. *J Oral Sci.* 2018;60(3):360-6.
 10. Dawod N, Florescu A, Antoniac IV, Stoia DI, Hancu V, Biclesanu FC. The FEA Study of the Biomechanic Behavior of Canine Reconstructed with Composite Resin. *Rev Chim.* 2019; 70(7):2456-2462.
 11. Antoniac IV, Stoia DI, Ghiban B, Tecu C, Miculescu F, Vigar C, Saceleanu V. Failure analysis of a Humeral Shaft Locking Compression Plate (LCP) – Surface Investigations and FEM Simulations. *MDPI – Materials* 2019;12(6):1128.
 12. Marinescu R, Antoniac VI, Stoia DI, Liptoiu DC. Clavicle anatomical osteosynthesis plate breakage – failure analysis report based on patient morphological parameters. *Romanian Journal of Morphology and Embryology* 2017;58(2):593-598.
 13. Toth-Tascau M, Stoia DI. Modeling and Numerical Analysis of a Cervical Spine Unit. In: Antoniac I, Biologically Responsive Biomaterials for Tissue Engineering, Ed. Springer, 2012:137-171.
 14. Kandziora F, Ludwig K. Biomechanical assessment of four different anterior atlantoaxial plates. *North American Spine Society 15th Annual Meeting*, 2000.
 15. Brinckmann P, Frobin W, Gunnar WE. Musculoskeletal Biomechanics, Stuttgart - New York: Thieme, 2000.
 16. Drăgulescu D. Modelarea în biomecanică. București: Editura Didactică și Pedagogică, 2005.
 17. Trindade FZ, Valandro LF, de Jager N, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Elastic Properties of Lithium Disilicate Versus Feldspathic Inlays: Effect on the Bonding by 3D Finite Element Analysis. *J Prosthodont.* 2018;27(8):741-747.
 18. Furuichi T, Takamizawa T, Tsujimoto A, Miyazaki M, Barkmeier WW, Latta MA. Mechanical Properties and Sliding-impact Wear Resistance of Self-adhesive Resin Cements. *Operative Dentistry* 2016;41(3):E83-E92.
 19. Walls AWG, Lee J, McCabe JF. The bonding of composite resin to moist enamel. *British Dental Journal* 2001;191(3):148-50.
 20. Kimmes NS, Barkmeier WW, Erickson RL, Latta MA. Adhesive bond strengths to enamel and dentin using recommended and extended treatment times. *Oper Dent.* 2010;35(1):112-9.
 21. Malek S, Darendeliler MA, Swain MV. Physical properties of root cementum: Part I. A new method for 3-dimensional evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(2):198-208.
 22. Sarr M, Leye-Benoist F, Aidara AW, Faye B, Bane K, Touré B. Characterization of the Resin Luting Materials: Percentage, Morphology and Mechanical Properties. *Journal of Dentistry and Oral Care Medicine*, 2016;2(3):1-7.
 23. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Penteado MM, Borges ALS, Bottino MA. Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. *Braz Oral Res.* 2018;32:e118.
 24. Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS, Souza ROAE, Bottino MA. CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dent Mater.* 2018;34(9):1342-50.
 25. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. *Dental Materials* 2013; 29:742-751.
 26. Kvam K, Irkayek A, Vangaeva E, El-Homsi F. Comparison of sandblasted, ground and melt-etched zirconia crowns regarding adhesion strength to resin cement. *Biomater Investig Dent.* 2019; 6(1):1-5.
 27. Galal RM, Yossef SA, Alsairafi MA, Alkhashem TM. A finite element study on effect of cement type and preparation angle on mandibular molar crown restorations' stresses. *J Int Oral Health.* 2018;10:143-7.
 28. Ha SR et al. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement thickness. *Ceramics International* 2016;42:14928-14936.
 29. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P et al. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health.* 2019; 19:134.
 30. Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, Lægred SJ, Kanno T, Milleding P, et al. Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2016; 2:12-9.
 31. Waly AS, Souror YR, Yousief SA, Alqahtani WMS, El-Anwar MI. Pediatric Stainless-Steel Crown Cementation Finite Element Study. *Eur J Dent.* 2020.
 32. Sagen MA, Kvam K, Ruyter EI, Rønold HJ. Debonding mechanism of zirconia and lithium disilicate resin cemented to dentin. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2019;5(1):22-29.