Universitatea Titu Maiorescu din București Școala Doctorală Medicină Dentară

Studii comparative privind dilatarea, variațiile compoziționale și comportamentul la solicitări mecanice al unor materiale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice

Rezumat

Doctorand: STOIAN-ALBULESCU Mirel

Coordonator științific: Prof. Univ. Dr. Doina-Lucia GHERGIC

2022

Cuprins

Aspect	te de estetică dento-facială	3		
Biomateriale utilizate în confecționarea restaurărilor				
protet	ice fixe fizionomice			
Metod	e de analiză comparativă a materialelor utilizate în	4		
confec	ționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice			
Analiza comparativă a dilatării experimentale a unor				
mater	iale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice			
fixe fizionomice				
4.1	Introducere	5		
4.2	Material și metodă	5		
4.3	Rezultate	6		
4.4	Discuții	13		
4.5	Concluzii	14		
Analiz	za comparativă prin SEM și EDX a variației	15		
compoziționale a unor materiale utilizate în confecționarea				
restaurărilor protetice fixe fizionomice				
5.1	Introducere	15		
5.2	Material și metodă	15		
5.3	Rezultate	16		
5.4	Discuții	19		
5.5	Concluzii	20		
Studiu comparativ prin metoda elementelor finite privind				
comportamentul la solicitări mecanice a unor materiale				
utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe				
fiziono	omice			
6.1	Introducere	21		
6.2	Material și metodă	21		
6.3	Rezultate	22		
6.4	Discuții	24		
6.5	Concluzii	25		
Conclu	uzii generale, elemente de originalitate și perspective	26		
pe car	e le deschide teza			
Biblio	grafie	27		
	Aspect Bioma protet Metod confec Analiz materi fixe fiz 4.1 4.2 4.3 4.4 4.5 Analiz compo restau 5.1 5.2 5.3 5.4 5.5 Studiu compo utiliza fiziono 6.1 6.2 6.3 6.4 6.5 Conch pe car Biblio	Aspecte de estetica dento-faciala Biomateriale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice Metode de analiză comparativă a materialelor utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice Analiza comparativă a dilatării experimentale a unor materiale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice 4.1 Introducere 4.2 Material și metodă 4.3 Rezultate 4.4 Discuții 4.5 Concluzii Analiza comparativă prin SEM și EDX a variației compoziționale a unor materiale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice 5.1 Introducere 5.2 Material și metodă 5.3 Rezultate 5.4 Discuții 5.5 Concluzii Studiu comparativ prin metoda elementelor finite privind comportamentul la solicitări mecanice a unor materiale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice 6.1 Introducere 6.2 Material și metodă 6.3 Rezultate 6.4 Discuții 6.5 Concluzii Concluzii generale, elemente de originalitate și perspective pe care le deschide teza Bibliografie		

Capitolul 1

Aspecte de estetică dento-facială

Relațiile sociale presupun raporturi între indivizi modulate atât de aspecte comportamentale, dar și de principii estetice.

Oamenii, fie în funcție de criteriile individuale, fie sub influența relațiilor personale sau după cerințele dictate de societatea în care trăiesc și muncesc, au tendința de a-și schimba aspectul pentru a arăta mai bine conform rigorilor contemporane. Având în vedere că fața și gura sunt ariile corpului cele mai expuse, medicii stomatologi au un rol foarte important în obținerea unui aspect plăcut [1, 2] al indivizilor.

Pacienții vor fi de regulă mai interesați de estetica unei restaurări dentare decâ de aspectul său funcțional, preocupându-se de dorința de a fi percepuți cât mai tineri și cu un aspect cât mai plăcut de societatea în care trăiesc și își desfășoară activitatea.

Capitolul 2

Biomateriale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice

Utilizarea materialelor ceramice în medicina dentară a început să devină populară în ultimul secol datorită caracteristicilor estetice pe care le prezintă. Ceramica integrală este diferită de ceramica utilizată pentru restaurările metalo-ceramice, având proprietăți mecanice superioare, datorită conținutului ridicat de oxizi.

Restaurările integral ceramice prezintă față de restaurările metalo-ceramice unele avantaje: estetică superioară, biocompatibilitate crescută, stabilitate chimică și conductibilitate termică mai scăzută.

În ultima perioadă eforturile cercetătorilor în domeniul biomaterialelor s-au canalizat pe îmbunătățirea parametrilor mecanici ce caracterizează sistemele integral ceramice, precum adeziunea la structurile dure dentare, comportamentul în mediul oral, dar și pe închiderea marginală și posibilitatea de redare cât mai fidelă a efectelor fizionomice (prin dezvoltarea unor seturi cât mai complexe de instrumente utilizate la individualizarea pieselor protetice).

Zirconiul (cu denumire provenită din arabul *zarkûn*, ce derivă din persanul*zargûn*) este un material metalic, de culoare gri-alb strălucitor, descoperit în 1789 de Martin Heinrich Klaproth. Din acest material se produce dioxidul de zirconiu, a cărui primă utilizare medicală a fost pentru aplicații ortopedice, în 1969. Spre sfârșitul secolului XX au luat amploare încercările de substituire a metalului din restaurările metalo-ceramice cu noi biomateriale cu rezistență crescută, iar principalul material studiat în prezent este dioxidul de zirconiu (zirconia) [81].

Capitolul 3

Metode de analiză comparativă a materialelor utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice

Dilatarea termică, studiul variației compoziționale și estimarea comportamentului mecanic la solicitări prin metoda elementelor finite reprezintă metode de analiză comparativă a performanțelor biomaterialelor dentare fizionomice.

Dilatarea termică [92-95], este un fenomen de creștere a dimensiunilor macroscopice ale materialului la încălzire, datorat vibrațiilor termice ale rețelei cristaline (sau ale particulelor constituente ale stării amorfe). La orice temperatură atomii solidului vibrează cu amplitudini de ordinul 10⁻⁹ cm și frecvența de cca. 10¹³ Hz. La creșterea temperaturii apare o modificare a distanțelor între atomi, având ca rezultat o modificare a dimensiunilor macroscopice ale corpului.

Microscopia electronică de baleiaj, în asociere cu spectrofotometrul cu dispersie după energii, este utilă pentru examinarea ultramorfologiei suprafeței unor probe, dar și pentru stabilirea variației compoziționale din diferite puncte de analiză selectate pe suprafața materialului. Astfel, putem aprecia compoziția chimică a materialului, omogenitatea sa, prezența sau absența microfisurilor sau chiar a liniilor de fractură.

Analizele cu elemente finite (Finite Element Analysis, FEA) ale unor modele reprezintă calcule numerice de verificare. Unei anumite geometrii care este definită dimensional, solicitată mecanic cu o forță de o anumită valoare, sub condiții foarte bine precizate de rezemare/sprijin, i se pot calcula tensiunile, deplasările, deformările, etc. În urma analizelor efectuate nu rezultă în mod clar cum ar trebui piesa modificată, pentru a corespunde ideal cerințelor impuse, dar pot fi estimate modalități de ameliorare a proiectării lor.

Actualele programe de analiză cu elemente finite conțin în structură proceduri *de optimizare specifice,* care oferă posibilitatea calculării automate a *parametrilor de proiectare* în scopul satisfacerii tuturor condițiilor impuse de utilizator.

Capitolul 4

Analiza comparativă a dilatării experimentale a unor materiale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice

4.1 Introducere

Analiza termică [99, 100] face parte din grupul de metode prin care se determină proprietățile fizice și chimice ale unor substanțe (compuși), în funcție de variația temperaturii sau de timp, pe baza efectelor termice ce acompaniază transformările ce au loc în probă în timpul încălzirii, răcirii, menținerii izoterme etc. Aceste metode sunt denumite "metode termoanalitice", iar graficele obținute în urma determinărilor se numesc termograme sau "curbe de analiză termică".

Scopul prezentului studiu a fost analiza comparativă a dilatării experimentale a unor materiale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice, pentru a vedea care dintre materialele analizate prezintă o stabilitate termică mai mare.

4.2 Material și metodă

Au fost analizate comparativ 3 biomateriale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice, ceramică presată IPS e.max Press Ivoclar Vivadent, WhitePeaks Copra Smile (ZrO₂, 600 MPa) și WhitePeaks Copra Supreme (ZrO₂, 1100 MPa).

Codificarea probelor este ilustrată în tabelul 4.1.

Nr. crt	Material	Codificare
1	IPS e.max Press Ivoclar Vivadent	e.max
2	WhitePeaks Copra Smile (ZrO ₂ , 600 MPa)	Zr 600
3	WhitePeaks Copra Supreme (ZrO ₂ , 1100 MPa)	Zr 1100

Tabel 4.1 – Codificarea probelor luate în studiu

Din fiecare material s-au confecționat în laboratorul de tehnică dentară câte o probă paralelipipedică, cu lungimea de 40 mm și latura secțiunii de 4 mm. Proba e.max au fost obținută prin presare, iar probele Zr 600 și Zr 1200 au fost obținute prin frezare în discuri de ZrO₂ și sinterizare conform specificațiilor producătorilor.

Dilatometrul pe care s-au cuantificat curbele dilatometrice este unul vertical, de temperatură înaltă, model Unitherm 1161V, din cadrul Laboratorului de Încercări Termofizice

din Facultatea Știința și Ingineria Materialelor, Universitatea Politehnica din București.

Acest aparat este complet computerizat și este destinat să măsoare variațiile liniare ale unor probe determinate de modificările termice, conform ASTM E-228 [102].



Fig. 4.1 – Dilatometrul utilizat pentru desfășurarea studiului

În prezentul studiu creșterea temperaturii s-a efectuat de la 20°C la 400°C, cu viteza de 2 grade / minut. Fiecare probă e fost menținută la temperatura maximă setată timp de 5 minute, după care s-a răcit controlat cu acceași viteză. Repetarea încălzirii s-a făcut de 2 ori, cu 30 minute pauză între încercări.

Diagramele furnizate de softul dilatometrului au fost comparate între ele, dar și cu diagrama de dilatare pentru Inox, considerată curba etalon a aparatului. Pe baza diagramelor, softul a calculat coeficienții de dilatare termică liniară specifici fiecărui material, care au fost utilizați ulterior pentru calcularea lungimii L a fiecărei probe la o anumită temperatură, dar și a diferenței ΔL între lungimea după încălzire și lungimea inițială.

4.3 Rezultate

În graficul 4.1 este ilustrată dependența dilatării de temperatură în cele două cicluri de încălzire/răcire a materialului e.max. Cu roșu este redat primul ciclu de încălzire / răcire, iar cu roz cel de-al doilea ciclu. Graficele au o evoluție în trepte deoarece încălzirea este făcută pas cu pas, sub comandă computerizată. Remarcăm că dilatarea produsă la primul ciclu de încălzire/răcire a fost puțin mai crescută decât în al doilea ciclu. Fenomenul este explicabil printr-o stabilizare produsă la nivel de material după primul ciclu de încălzire / răcire.

În graficul 4.2 este redată media expansiunii termice produsă în cursul celor două cicluri,

media coeficientului instantaneu de dilatare termică și media coeficientului de expansiune termică lineară. În timp ce primele două au o evoluție lineară, constant crescătoare, cea de-a treia are inițial o creștere mai accelerată, urmată de o creștere lentă.



Grafic 4.1 – Reprezentarea grafică a celor două cicluri de încălzire/răcire pentru materialul

Graficul 4.2 – A) Media expansiunii termice produsă în cursul celor două cicluri pentru e.max (sus), B) Media coeficientului instantaneu de dilatare termică pentru e.max (mijloc) și C) Media coeficientului de expansiune termică lineară pentru e.max (jos)



Grafic 4.3 – Reprezentarea grafică a celor două cicluri de încălzire /răcire pentru materialul e.max în comparație cu etalonul dilatometrului – curba pentru Inox



În graficul 4.3 sunt prezentate cele două cicluri de încălzire / răcire pentru materialul e.max în comparație cu curba de referință de a dilatometrului, pentru Inox.

În graficul 4.4 este ilustrată dependența dilatării de temperatură în cele două cicluri de încălzire/răcire pentru materialului Zr600.





La fel ca și pentru e.max, cu roșu este redat primul ciclu de încălzire / răcire, iar cu roz cel de-al doilea ciclu. Graficele au tot o evoluție în trepte deoarece încălzirea este făcută pas cu pas, sub comandă computerizată.

Remarcăm că dilatarea produsă la primul ciclu de încălzire/răcire a fost puțin mai crescută decât în al doilea ciclu. Fenomenul este explicabil tot printr-o stabilizare produsă la nivel de material după primul ciclu de încălzire/răcire.

În graficul 4.5 este redată media expansiunii termice produsă în cursul celor două cicluri, media coeficientului instantaneu de dilatare termică și media coeficientului de expansiune termică lineară. În timp ce primele două au o evoluție lineară, constant crescătoare, cea de-a treia are inițial o creștere mai accelerată, urmată de o creștere lentă.

În graficul 4.6 sunt prezentate grafic cele două cicluri de încălzire / răcire pentru materialul Zr600 în comparație cu curba de referință de a dilatometrului, pentru Inox.

Graficul 4.5 – A) Media expansiunii termice produsă în cursul celor două cicluri pentru Zr600 (sus), B) Media coeficientului instantaneu de dilatare termică pentru Zr600 (mijloc) și C) Media coeficientului de expansiune termică lineară pentru Zr600 (jos)



Grafic 4.6 – Reprezentarea grafică a celor două cicluri de încălzire /răcire pentru materialul Zr600 în comparație cu etalonul dilatometrului – curba pentru Inox



În graficul 4.7 este ilustrată dependența dilatării de temperatură în cele două cicluri de încălzire/răcire pentru materialului Zr1100.





La fel ca și pentru e.max și Zr600, cu roșu este redat primul ciclu de încălzire / răcire, iar cu roz cel de-al doilea ciclu.

Graficele au tot o evoluție în trepte deoarece încălzirea este făcută pas cu pas, sub comandă computerizată.

Remarcăm că dilatarea produsă la primul ciclu de încălzire/răcire a fost puțin mai crescută decât în al doilea ciclu. Fenomenul este explicabil tot printr-o stabilizare produsă la nivel de material după primul ciclu de încălzire/răcire.

În graficul 4.8 este redată media expansiunii termice produsă în cursul celor două cicluri, media coeficientului instantaneu de dilatare termică și media coeficientului de expansiune termică lineară. În timp ce primele două au o evoluție lineară, constant crescătoare, cea de-a treia are inițial o creștere mai accelerată, urmată de o creștere lentă.

În graficul 4.9 sunt prezentate grafic cele două cicluri de încălzire / răcire pentru materialul Zr1200 în comparație cu curba de referință de a dilatometrului, pentru Inox.

Graficul 4.8 – A) Media expansiunii termice produsă în cursul celor două cicluri pentru Zr1100 (sus), B) Media coeficientului instantaneu de dilatare termică pentru Zr1100 (mijloc) și C)



Grafic 4.9 – Reprezentarea grafică a celor două cicluri de încălzire /răcire pentru materialul Zr1100 în comparație cu etalonul dilatometrului – curba pentru Inox



Pe baza graficelor a fost posibilă calcularea coeficienților de dilatare termică liniară pentru cele 3 materiale studiate. Valorile coeficienților respectivi sunt consemnate în tabelul 4.2.

Tabel 4.2 – Coeficienții de dilatare termică liniară pentru cele 3 materiale studiate

Material	e.max	Zr600	Zr1100
Coeficient de dilatare termică liniară, ×10 ⁻⁶ [grad ⁻¹]	9.725	10.227	10.784

S-au ilustrat grafic comparativ evoluția lungimii probelor în timpul încălzirii (grafic 4.10) și evoluția dilatării probelor în timpul încălzirii (grafic 4.11).





Din analiza graficelor este vizibil faptul că dilatarea cea mai mică s-a produs pentru proba e.max, urmată de Zr600 și Zr1100.



Grafic 4.11 – Evoluția dilatării probelor în timpul încălzirii

4.4 Discuții

În mediul oral, biomaterialele utilizate pentru refacerea directă sau indirectă a funcțiilor aparatului dento-maxilar sunt supuse unor condiții particulare – variații de pH, de temperatură și presiune [104-114]. Variațiile de pH sunt date de alimentele/băuturile ingerate, de eventualul reflux al conținutului gastric [115], dar și de prezența florei microbiene variate. Temperatura în mediul oral variază la ingerarea unor alimente/băuturi reci sau fierbinți, iar presiunile ocluzale din cursul efectuării masticației solicită unitățile masticatorii și osul alveolar de suport prin intermediul ligamentelor dento-parodontale.

Materialele ceramice prezintă o duritate crescută, rezistență la abraziune, densitate redusă în comparație cu aliajele metalice și stabilitate dimensională [116] până la temperatura de sinterizare.

Revizuirile sistematice care evaluează studiile clinice au raportat o incidență mai mare a eșecurilor în restaurările pe bază de dioxid de Zirconiu față de restaurările cu schelet metalic [117]. Principalul factor ce a produs ciobirea materialului pare să fie dezvoltarea tensiunilor interne, pe care dioxidul de Zirconiu, ca material fragil, este mai puțin capabil să le compenseze decât forma clasică a substratului metalic. Prin urmare, este important să menținem starea generală de tensiune a restaurărilor cât mai scăzută posibil [118]. Starea generală de tensiune cuprinde suma tensiunilor care apar extern, ca urmare e efectuării funcțiilor aparatului dentomaxilar (incizie, triturare și presare) și intern, din cauza tensiunilor reziduale [118]. Aceste tensiuni reziduale interne sunt în primul rând tensiuni termice care sunt aplicate restaurării în timpul fabricării și "depozitate" în structura sa în timpul răcirii [119].

Similar cercetării noastre, testele efectuate de Preis și colab. [120] pe dioxid de zirconiu și un material vitroceramic, care au fost supuse încălzirii până la 55°C, au demonstrat că ceramica și dioxidul de zirconiu înregistrează coeficienți de dilatare la creșterea moderată a temperaturii în raport cu temperaturile de sinterizare.

4.5 Concluzii

1) Prezentul studiu a demonstrat producerea unei expansiuni termice la nivelul ceramicii presate și biomaterialelor pe bază de dioxid de zirconiu la încălzirea experimentală pe intervalul 20-400°C cu ajutorul dilatometrului.

2) Dintre cele 3 materiale analizate comparativ, în limitele prezentului studiu, e.max a prezentat cel mai redus coeficient de dilatare, iar Zr1100 a avut cel mai mare coeficient de dilatare.

3) Supunerea restaurărilor protetice din ceramică presată sau dioxid de zirconiu la temperaturi ridicate în cursul fazelor clinico-tehnice de prelucrare/adaptare ocluzală fără o răcire corespunzătoare poate introduce în structura materialului tensiuni termice remanente, care pot conduce ulterior la fisurarea restaurărilor protetice în condițiile tensiunilor mecanice determinate de forțele de masticație.

4) Din punct de vedere clinic, finisajele de laborator prin adăugare de mase ceramice după confecționarea lucrărilor monolitice au o mai mare predictibilitate în cazul restaurărilor din e.max comparativ cu cele de dioxid de zirconiu datorită coeficientului de dilatare diferit.

Capitolul 5

Analiza comparativă prin SEM și EDX a variației compoziționale a unor materiale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice

5.1 Introducere

Scopul prezentului studiu a fost analiza comparativă prin SEM și EDX a variației compoziționale în puncte diferite a unor restaurări protetice fixe confecționate din materiale fizionomice, pentru a vedea dacă piesele protetice finite prezintă omogenitate.

5.2 Material și metodă

Pe un model de lucru al unui caz clinic cu edentație de 3.5 s-au realizat 3 punți dentare de câte 3 elemente, una din ceramică presată IPS e.max Press Ivoclar Vivadent și două prin frezare din discuri de dioxid de Zirconiu WhitePeaks Copra Smile (ZrO₂, 600 MPa) și WhitePeaks Copra Supreme (ZrO₂, 1100 MPa) (fig. 5.1).



Fig. 5.1 – Cele 3 punți dentare realizate pentru studiu

După proba pe câmpul protetic cele 3 punți dentare au fost examinate din punct de vedere al variației compoziționale în mai multe puncte cu un microscop electronic în cadrul centrului de cercetare Biomat al Universității Politehnica din București.

Microscopul electronic Phenom ProX este dotat cu un analizor EXD capabil să determine, în mod obișnuit, prezența elementelor începând de la C.

Uzual elementele ușoare (Li, Be și B) nu pot fi determinate, dar acest microscop poate determina și prezența B.

5.3 Rezultate

Pentru fiecare din cele 3 probe au fost efectuate mai multe determinări în diferite puncte.

Aspectul general al microstructurii probei e.max este omogen, cu aspect de plăci, ce înglobează particule poliedrice de oxizi, cu dimensiuni diferite. Se remarcă prezența preponderentă a O și Si (15%), a altor elemente precum C (12%), N (5%), Al (2%) și K (1%) în proporție mai redusă, iar P (0.8%), Na (0.8%) și Mg (0.4%) sunt prezente în microprocente (fig. 5.3).

Particula semnalată în punctul de analiză 2 este cel mai probabil SiO₂ (Si – 16%, O – 73%). Prezența Al conduce la ideea că în material există și Al₂O₃, dar și alți oxizi.

În masa de bază, cu aspect neregulat (punctul de analiză 3), apar de asemenea O și Si (16%) în cantitate mare, dar și N (4.8%), C (4.3%) și Al (1%). P, Mg și Na sunt de asemenea prezente în procente subunitare.



FOV: 708 µm, Mode: 15kV - Map, Detector: BSD Full

Element	Element	Element	Atomic	Weight
Number	Symbol	Name	Conc.	Conc.
8	0	Oxygen	62.55	55.61
14	Si	Silicon	14.47	22.58
6	С	Carbon	12.16	8.11
7	Ν	Nitrogen	5.19	4.04
13	Al	Aluminium	1.91	2.86
19	K	Potassium	1.06	2.29
15	Р	Phosphorus	0.78	1.35
11	Na	Sodium	0.82	1.05
12	Mg	Magnesium	0.43	0.58
16	S	Sulfur	0.28	0.50
20	Ca	Calcium	0.20	0.44
50	Sn	Tin	0.06	0.39
17	Cl	Chlorine	0.10	0.20

Fig. 5.3 – Proba e.max – analiza globală EDX a câmpului microscopic



Element	Element	Element	Atomic	Weight
Number	Symbol	Name	Conc.	Conc.
40	Zr	Zirconium	15.86	52.85
8	0	Oxygen	26.76	15.64
6	С	Carbon	29.00	12.73
5	В	Boron	20.34	8.03
39	Υ	Yttrium	2.35	7.63
7	Ν	Nitrogen	5.28	2.70
14	Si	Silicon	0.27	0.28
13	Al	Aluminium	0.14	0.14

FOV: 694 μm, Mode: 15kV - Map, Detector: BSD Full





Element Element Element Atomic Weight Number Symbol Conc. Name Conc. 48.04 40 Zr Zirconium 12.80 8 0 Oxygen 29.56 19.46 6 С Carbon 25.73 12.72 5 В Boron 25.31 11.26 39 Υ Yttrium 1.48 5.40 7 Ν 4.84 2.79 Nitrogen 14 Si 0.21 Silicon 0.25 13 Al Aluminium 0.08 0.09



Fig. 5.22 – Zona selectată din proba Zr1100 și analiza globală EDX

Particula strălucitoare (albă) din punctul de analiză 4 conține 5% Zr. Din zona înconjurătoare însă apar și reflexii ale compoziției globale (O, Si, C, N, Al).

Punctul de analiză 5 relevă în linii mari compoziția globală a materialului, particula analizată în punctul 6 conține în plus Sn, iar în zona din punctul 7 se evidențiază și prezența Br.

În punctul de analiză 8 este prezent Br, dar se poate observă că Na este aproape 1%, iar P și K sunt în jur de 1.4%.

Punctul ales în a doua selecție din masa de bază conține preponderent O, N, B și C, dar și Si. O altă zonă din masa de bază confirmă conținutul ridicat al elementelor O, B, N, C, Si, iar verificarea suplimentară în alt punct din masa de bază evidențiază elementele N, C, B, O, Si.

La examinarea probei Zr600 constatăm un aspect omogen, cu particule poliedrice incluse, dar și cu particule fine ovoide. Elementele principale evidențiate în fig. 5.15 sunt Zr și O (ZrO₂). Există însă și C, B, Y (utilizat pentru stabilizarea dioxidului de zirconiu), N, Si și Al. Masa de bază conține elementele semnalate și de analiza globală pe tot câmpul microscopic. Prezența B este dictată de necesitatea de a finisa structura materialului.

O altă zonă din masa de bază pune în evidență aceleași elemente, cu mici variații compoziționale. Într-o altă zonă din masa de bază se pun în evidență aceleași elemente, tot cu mici variații compoziționale. Proporțiile de Y și B contatăm că se păstrează relativ constante.

În cavitatea formată prin desprinderea unei particule, regăsim aceleași elemente chimice ca în masa de bază: C, Zr, B, N și puțin O. După conținutul ridicat de carbon și cel redus de oxigen, probabil că în cavitate s-a acumulat carbon de la manipularea în vederea examinării (contaminarea probei). Aceeași situație se regăsește și în cazul unei cavități cu margini rotunjite. Cantitatea ridicată de Si arată că acolo mai există încă un fragment din particula desprinsă. Întro zonă fără desprinderi de particule, regăsim o compoziție apropiată de cea medie a materialului.

Analiza globală a câmpului microscopic (fig. 5.22) în cazul probei Zr1100 evidențiază aceleași elemente chimice Zr, O, C, B, Y, N. Este de remarcat conținutul foarte redus de Al.

Masa de bază are preponderent Zr și O, dar și B, C, N și Y. Într-o zonă în care a fost o particulă ce s-a desprins, regăsim urme de Na și Y, un conținut mare de B, foarte puțin Zr, dar și elementele chimice care apar uzual: C, N, O.

Masa de bază conține Zr, O, C, B, N și Y. Repetarea determinării în altă zonă din masa de bază reflectă o compoziție similară cu cea găsită anterior.

O altă determinare în masa de bază reflectă aceeași compoziție cu mici variații, iar o nouă verificare în masa de bază confirmă analizele anterioare.

5.4 Discuții

Restaurările integral ceramice au devenit populare și joacă un rol semnificativ în stomatologia restaurativă contemporană, ca urmare a tehnologiei moderne de proiectare și fabricație asistată de computer (CAD-CAM) și a progresului nanomaterialelor ceramice, care sunt capabile să ofere estetică și rezistență [129, 130].

Biomaterialele pe bază de dioxid de zirconiu au fost introduse ca substructură pentru protezele dentare fixe datorită rezistenței, biocompatibilității și oxidului cristalin alb natural inert de zirconiu [131] care oferă un aspect estetic deosebit.

Atunci când dioxidul de zirconiu este supus fisurilor inițiate de efort, în vârfurile fisurii poate fi indusă o presiune mare de compresiune, ceea ce duce la transformarea fazelor t \rightarrow m cu o expansiune volumetrică de 4-4,5%, rezultând un fenomen de inhibare a fisurii, cunoscut sub numele de întărire prin transformare [130, 132]. Tensiunea poate fi generată de căldura la șlefuirea suprafeței, care în cele din urmă induce modificări superficiale ale suprafeței, fisurare, propagare a fisurilor, îmbătrânire prematură, precum și transformare de fază [133].

Deși dioxidul de zirconiu a fost dezvoltat pentru a fi de culoare albă, materialul în stare primară este destul de opac și ar trebui placat cu ceramică pentru a obține un aspect natural al dintelui [134].

Procesele post-sinterizare sunt proceduri clinice pe care fiecare medic trebuie să le efectueze înante de a livra restaurarea pacientului [134]. Restaurările trebuie să fie șlefuite, finisate, lustruite, glazurate sau tratate termic [135-138].

Există diferențe importante compoziționale între ceramica e.max și cele două materiale pe bază de dioxid de zirconiu Zr600 și Zr1100, dar ele conduc și la proprietăți mecanice diferite. Practic cele două tipuri de materiale reflectă evoluția cercetării științifice către biomateriale cu rezistență ridicată și durată de viață în exploatare cât mai mare.

Dacă la o ceramică este firesc să identificăm prezența Si (23% masic) și Al (3% masic) și o mare cantitate de O (55% masic), la Zr600 și Zr1100 conținutul de Al și Si este la valoarea reziduurilor (<0.3% masic), O este ceva mai scăzut (15% pentru Zr600 și respectiv 20% pentru Zr1100) și apar alte elemente deosebite cum ar fi B care, în general, are efect de finisare a granulației materialului (8% la Zr600 și respectiv 11% la Zr1100), sau Y cu efect de stabilizare structurală (7% pentru Zr600 și 11% pentru Zr1100). Un alt element identificat ocazional în Zr1100 a fost Se (3.6% masic), dar el poate proveni dintr-o neglijență tehnologică. În general producătorii spun doar că e vorba de dioxid de zirconiu stabilizat cu Y, fără a mai furniza și alte detalii. Restaurările protetice fixe confecționate din materiale fizionomice precum ceramica presatăși dioxidul de zirconiu necesită frecvent un proces de șlefuire pentru a schimba conturul restaurării și pentru a regla ocluzia [139]. Prin presiunea și temperaturile necontrolate în procesul de adaptare ocluzală, transformarea excesivă de fază și creșterea volumului pot duce la generarea de micro-fisuri și defecte de suprafață și, ca urmare, poate apărea o creștere a rugozității suprafeței [140-143]. Au fost efectuate mai multe studii asupra uzura antagonistului în contact cu suprafețele aspre de zirconiu [139]. Janavula și Mitov au raportat că suprafețele aspre de zirconiu au indus uzura porțelanului de pe arcada antagonistă, iar suprafețele fin lustruite au prezentat o rugozitate similară sau mai mică decât cea glazurată [144, 145].

Diferența dintre concentrațiile de dioxid de ytriu ar putea induce caracteristici diferite ale suprafeței, cum ar fi diferite dimensiuni ale granulelor și proporții de fază tetragonală/monoclinică [141, 142].

Examinările SEM efectuate și determinările EDX au evidențiat după proba și adaptarea ocluzală un aspect în general omogen al punții din e.max ce conține particule de Si, Zr, Sn, Br de diferite dimensiuni. În cazul punților din Zr600 și Zr1100 studiul a evidențiat de asemenea prezența omogenității materialului, dar și a unor mici cavități formate prin desprinderea particulelor, cel mai probabil în cursul procesului de frezare.

5.5 Concluzii

1. Diferențele compoziționale constatate între cele 3 materiale analizate sunt notabile, chiar și între cele două materiale din aceeași clasă.

2. Studiul nu a evidențiat prezența microfisurilor în masa celor trei materiale analizate după adaptarea ocluzală.

3. Puntea din e.max a avut totuși o structură mai omogenă, cele două probe Zr600 și Zr1100 prezentând la suprafață mici cavități datorate desprinderii unor particule.

4. Din punct de vedere al ajustărilor ocluzale pe câmpul protetic, este preferabilă utilizarea e.max care nu prezintă defecte de suprafață în urma prelucrărilor mecanice.

5. Limitele studiului sunt date de analiza comparativă a unui număr redus de punți dentare confecționate din materiale fizionomice.

Capitolul 6

Studiu comparativ prin metoda elementelor finite privind comportamentul la solicitări mecanice a unor materiale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice

6.1 Introducere

La aplicarea unei solicitări mecanice asupra unei structuri, în interiorul acesteia apar și se propagă tensiuni și deformări, iar dacă acestea depășesc limita de elasticitate, în materialele respective pot apare linii de fractură [147].

Scopul prezentului studiu a fost reprezentat de analiza comparativă prin metoda elementelor finite a comportamentului la solicitări mecanice a unor materiale utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice, pentru a decela care dintre materialele studiate prezintă un comportament biomecanic superior.

6.2 Material și metodă

Am analizat comparativ prin metoda elementelor finite comportamentul la solicitări mecanice a unor materiale utilizate în confecționarea unei punți dentare fizionomice: ceramică presată IPS e.max Press Ivoclar Vivadent (codificat e.max) și WhitePeaks Copra Smile (ZrO₂, 600 MPa) (codificat Zr600). Față de studiile anterioare, nu a mai fost inclus și materialul WhitePeaks Copra Supreme (ZrO₂, 1100 MPa), deoarece acesta prezintă același modul Young și același coeficient Poisson ca și Zr600, astfel încât simulările pe cele două tipuri de materiale pe bază de dioxid de zirconiu nu ar fi dus la rezultate diferite, deși cele două materiale diferă din punct de vedere al rezistenței la încovoiere.

Pentru acuratețea studiului am utilizat în analiza cu elemente finite fișierul STL al aceleiași restaurări protetice fixe de 3 elemente, proiectată pentru terapia unei edentații de 3.5 și am aplicat virtual asupra celor 2 punți confecționate din materiale diferite aceleași tipuri de forțe.

Analiza cu elemente finite a fost efectuată cu sprijinul cadrelor didactice din centrul de cercetare Biomat al Facultății Știința și Ingineria Materialelor, Universitatea Politehnica din București, utilizând softul ANSYS.

Asupra stâlpului de punte mezial și asupra corpului de punte s-au aplicat câte 100N pe axele X și Y și 250N pe axa Z, iar asupra stâlpului de punte distal s-au aplicat câte 100N pe axele X și Y și 350 N pe axa Z. După alegerea elementului finit utilizat pentru discretizare s-a stabilit schema de lucru, respectiv a fost selectată geometria și modulul structural static.

Fișierul STL al restaurării protetice fixe cu caracteristici specifice pentru fiecare material analizat a fost încărcat în ANSYS și împărțit ulterior în elemente finit, după care asupra lor s-au aplicat experimental forțele A, B și C după cele 3 axe OX, OY, OZ (fig. 6.8).



Fig. 6.8 - Forțele aplicate pe cele 3 elemente ale punții [150]

6.3 Rezultate

În cazul punții din e.max, deformația totală a variat între 0 mm și 0.00012 m. În general, deformația totală a avut o valoare redusă pentru e.max, minimul întrgistrându-se pe cuspidul disto-vestibular al molarului 1, iar maximul înregistrat a fost localizat în foseta distală a premolarului 2.

În cazul punții din Zr600, deformația totală a variat între 0 și 0.00415m. Deformația totală a avut o valoare redusă și pentru Zr600, minimul înregistrându-se tot pe cuspidul distovestibular al molarului 1, iar maximul înregistrat a fost localizat atât în foseta distală a premolarului 2, cât și pe creasta distală de smalț ce delimitează fața ocluzală.

Deformația absolută pe direcția OX a restaurării din e.max are valori de semne contrare, dar reduse. Vestibular către colet se produce alungire (valori maxime pozitive), iar spre zona ocluzală a restaurării se produce contracție (valori minime negative). Valoarea maximă a deformației absolute pe direcția OX este localizată la coletul premolarului 2, iar minimul este înregistrat, ca și în cazul deformației totale, în foseta distală de pe fața ocluzală a premolarului 2.

Deformația absolută pe direcția OX a restaurării din Zr600 are de asemenea valori de semne contrare, dar diferențele dintre valoare maximă și minimă sunt mai mari decât în cazul probei e.max. Vestibular se produce alungire (valori maxime pozitive) pe toate cele 3 elemente ale punții, iar spre zona ocluzală a restaurării se produce contracție (valori minime negative). Valoarea maximă a deformației absolute pe direcția OX este localizată la coletul premolarului 1, spre distal, iar minimul este înregistrat, ca și în cazul deformației totale, în foseta distală de

pe fața ocluzală a premolarului 2. Remarcăm prezența unor zone cu deformații absolute maxime pe direcția OX și la nivelul feței ocluzale a lui 3.6.

Deformația absolută pe direcția OY, în cazul punții din e.max, prezintă tendința de alungire în zona de colet a premolarului 2, dar și pe fața mezială a molarului 1 deasupra punctului de contact mezial. În foseta distală a lui 3.5 și pe fața ocluzală a lui 3.4 apare contacție.

Deformația absolută pe direcția OY, în cazul punții din Zr600, prezintă tendința de alungire doar în zona de colet a premolarului 2. În foseta distală a lui 3.5 și pe cuspidul lingual al aceluiași dinte apare contacție.

Deformația absolută pe direcția OZ este mai mare decât pe celelalte axe analizate anterior în cazul ambelor punți. Apare o alungire întinsă pe suprafața elementelor de agregare și comprimare pe întreg corpul de punte.

În cazul punții din e.max, deformația relativă echivalentă prezintă valori mai crescute în regiunile în care au fost aplicate presiunile, iar valoarea maximă se înregistrează la nivelul feței distale a corpului de punte. Restul restaurării prezintă o valoare uniformă, minimă, a deformației relative echivalente. Hărțile de culori indică o distribuție similară a deformației relative echivalente și în cazul punții din Zr600.

Deformațiile elastice normale pe direcțiile OX și OY au avut valori reduse în cazul ambelor punți, în cea mai mare parte fiind vorba de alungire. În zonele unde au fost aplicate forțele experimentale constatăm și prezența unor zone reduse unde există comprimări.

Deformațiile elastice relative în planul XY ale punții din e.max au avut valori preponderent pozitive, cu un maxim înregistrat pe fața ocluzală a coroanei de agregare meziale. Valoarea minimă înregistrată a fost localizată la nivelul punctului de contact dintre coroanele 3.5 și 3.6. Distribuția hărților de culori a fost oarecum similară și în cazul punții din Zr600, dar valorile înregistrate au fost mai mici.

Deformațiile elastice relative în planul YZ înregistrate pentru puntea din e.max au avut de asemenea valori pozitive în general, dar am constatat și prezența zonelor negative superior de punctul de contact mezial al stâlpului distal. În cazul punții din Zr600, valoarea maximă a deformației elastice relative s-a înregistrat sub punctul de contact dintre 3.4 și 3.5, iar valoarea minimă deasupra punctului de contact dintre 3.5 și 3.6.

Deformațiile elastice relative în planul XZ la nivelul punții din e.max au fost predominant pozitive, uniforme, dar au existat și regiuni cu valori negative (zonele de aplicare a tensiunilor experimentale), mai ales la nivelul crestei marginale distale de smalț a corpului de punte. Distribuția hărților de culori a fost oarecum similară pentru pntea din Zr600.

Întreaga structură din e.max este supusă unei tensiuni echivalente de tracțiune von Mises, exceptând punctul de contact distal dintre elementele punții, unde apare compresie. Pentru puntea din Zr600 distribuția hărților de culori este asemănătoare.

Valorile cele mai mari ale tensiunilor normale pe direcția OX în cazul punții din e.max se găsesc în zonele active masticatorii și sunt de tracțiune. Întâlnim și compresia, deasupra punctului de contact dintre 3.5 și 3.6.

În ceea ce privește tensiunea normală pe direcția OX în cazul punții din Zr600, valoarea maximă a fost situată sub punctul de contact 3.5-3.6, iar valoarea minimă peste acest punct.

Tensiunile normale pe direcția OY în puntea din e.max sunt majoritar tensiuni pozitive, de tracțiune. Se decelează o zonă de compresie desupra punctului de contact dintre fața distală a lui 3.5 și fața mezială a lui 3.6. În cazul punții din Zr600, zona de compresie maximă a fost situate la același nivel ca și în cazul punții e.max, dar zona de tracțiune maximă a fost situată pe fața mezială a lui 3.5, în zona punctului de contact.

Tensiunile normale pe direcția OZ sunt în cazul punții din e.max preponderent negative, fiind tensiuni de comprimare, cu tendința de tracțiune în regiunea punctului de contact dintre 3.5 și 3.6.

Distribuția este similară pentru puntea din Zr600, diferind doar valorile maxime și minime, dar și localizarea lor.

În masa punții din e.max apar tensiuni de forfecare negative în planul XY, ce se pozitivează pe suprafața masticatorie activă, cu maxime locale pe 3.4, distribuția fiind similară pentru Zr600. Pentru puntea din e.max s-au înregistrat tensiuni de forfecare preponderent pozitive în planul YZ, cu excepția unor zone situate pe suprafața ocluzală a punții unde apar tensiuni negative de valoare redusă. Pentru puntea din Zr600 valorile înregistrate au fost mai mari.

Tensiunile de forfecare înregistrate în planul XZ pentru puntea din e.max au valori în general pozitive, cu excepția suprafețelor masticatorii active unde remarcăm prezența tensiunilor negative de valoare redusă. Pentru puntea din Zr600 acestea au fost mai mari.

6.4 Discuții

Conform literaturii [81] de specialitate, încercările de comprimare și de flexie cu vectori verticali și perpendiculari par să fie adecvate pentru testarea rezistenței la rupere a coroanelor și punților.

În diferite analize [91, 151-163] de încărcare a restaurărilor integral fizionomice s-au aplicat variate forțe:

- între 130 și 180 MPa pentru IPS Empress
- între 250 și 350 MPa pentru In Ceram espinel
- între 200 și 400 MPa pentru IPS Empress 2
- între 400 și 600 MPa pentru In-Ceram Alumina
- între 570 și 630 MPa pentru In Ceram Zirconia
- 600 MPa pentru Procera AllCeram
- între 900 și 1200 MPa pentru Lava, Procera Zirconia, Everest sau IPS e.max ZirCAD).

Agustin și colab. [91] au studiat prin MEF comportamentul a trei tipuri de reabilitări protetice pe bază de dioxid de zirconiu, care au fost supuse comprimării mecanice (Lava, IPS e.max ZirCAD și IPS e.max ZirPress).

Similar studiului nostru, în toate cazurile restaurările protetice au rezistat la forțe mecanice superioare valorilor considerate suficiente pentru supraviețuirea clinică.

6.5 Concluzii:

1) Analiza cu elemente finite este una dintre cele mai utilizate metode de studiu *in vitro* a comportamentului la solicitări a materialelor dentare, fără un consum direct al respectivelor biomateriale, întreaga analiză desfășurîndu-se computerizat și virtual.

2) Restaurările protetice din e.max și Zr600 supuse analizelor prin metoda elementelor finite prezintă în ansamblu rezistență la forțele experimentale aplicate.

3) Zonele cele mai sensibile depistate au fost foseta distală a lui 3.5, regiunea de colet a lui 3.5 și zona de contact 3.5-3.6. În aceste regiuni este posibilă apariția fisurilor în cazul suprasolicitărilor ocluzale.

4) Studiind comparativ cele două biomateriale fizionomice, prezenta analiză cu elemente finite a demonstrat că Zr600 dezvoltă valori mai mari ale tensiunilor comparativ cu ceramica e.max la aplicarea unor forțe ocluzale echivalente. Acest comportament ar putea fi considerat un dezavantaj, dar este compensat generos prin rezistența mecanică mult mai ridicată a dioxidului de zirconiu. Devine astfel dificil de stabilit care dintre materiale are un comportament biomecanic mai bun la aplicarea unor forțe ocluzale echivalente.

5) Din punct de vedere mecanic este recomandabilă evitarea confecționării restaurărilor protetice antagoniste sau vecine din două materiale cu comportament diferit la solicitări, având în vedere posibilitatea dezvoltării unor tensiuni ridicate la contactul dintre acestea, cu repercusiuni asupra longevității pieselor protetice.

Concluzii generale, elemente de originalitate și perspective pe care le deschide teza

Prezenta teză de doctorat aduce contribuții noi la studiul comparativ al materielelor utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe fizionomice.

La încălzirea experimentală cu ajutorul dilatometrului la temperaturi cuprinse între 20 și 400°C, cele 3 materiale analizate comparativ, respectiv e.max, Zr600, Zr1100, au suferit expansiune termică. Materialul codificat e.max a avut cea mai mică expansiune termică (cel mai mic coeficient de dilatare), iar Zr1100 a avut expansiunea termică maximă (cel mai mare coeficient de dilatare).

La încălzirea restaurărilor protetice fixe fizionomice se pot înmagazina în structura materialelor tensiuni termice remanente, care pot duce ulterior la apariția liniilor de fisură. Inclusiv în cadrul adaptărilor ocluzale intraorale pot apare încălziri punctuale ale restaurărilor ce pot induce fisuri, iar ulterior în cursul funcționării intraorale acestea să se fractureze și să conducă la un eșec terapeutic.

Cel de-al doilea studiu efectuat nu a relevat prezența microfisurilor în masa celor trei materiale analizate comparative după adaptarea ocluzală. Remarcă totuși omogenitatea mai crescută a e.max față de Zr600 și Zr1100 la care au fost evidențiate prin microscopie electronică de scanning desprinderea unor particule.

Cel de-al treilea studiu efectuat, privind analiza comparativă a comportamentului mecanic al restaurărilor din e.max și dioxid de zirconiu, a relevat că ambele clase de materiale prezintă în ansamblu rezistență la forțele experimentale aplicate, cu un ușor avantaj pentru e.max. Acest comportament este compensat prin rezistența mecanică mult mai ridicată a Zr600. Devine astfel dificil de stabilit care dintre materiale are un comportament biomecanic mai bun la aplicarea unor forțe ocluzale echivalente. Indiferent de material, zonele cele mai sensibile susceptibile la fisuri sau fracturi, depistate la nivelul punților, au fost foseta distală a lui 3.5, regiunea de colet a lui 3.5 și zona de contact 3.5-3.6.

În ansamblu, pe baza celor 3 studii efectuate, utilizarea e.max pare a fi mai bine tolerată de unitățile dento-parodontale comparativ cu materialele pe bază de dioxid de zirconiu.

În urma analizei comparative pe cele 3 direcții prezentate în teză, ambele clase de materiale luate în studiu s-au dovedit a fi compatibile cu eventualele solicitări termice și mecanice apărute în cursul ciclului masticator. Pentru validarea rezultatelor obținute este necesară includerea în studiu a unui număr mai mare de materiale din cele două clase diferite,

precum și coroborarea cu aspectele constatate clinic privind longevitatea comparativă a restaurărilor protetice fixe confecționate din diferite materiale fizionomice.

Bibliografie

1. Cavalcante LMA, Pimenta LA. Princípios estéticos para um sorriso harmônico. Rev ABO Nac. 13: 81-5, 2005.

2. Soares GP, Valentino TA, Lima DANL, Paulillo LAMS, Silva FAP, Lovadino JR. Esthetic analysis of the smile, Braz J Oral Sci. 6(21):1313-1319, 2007.

81. Agustin-Panadero R, Roman-Rodriguez JL, Ferreiroa A, Sola-Ruiz MF, Fons-Font A, Zirconia in fixed prosthesis. A literature review, J Clin Exp Dent, 2014, feb; 6(1): e66-e73.

91. Agustin-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez JL, Granell-Ruiz M, del Rio-Highsmith J, Sola-Ruiz MF. Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. Int J Prosthodont. 2012;25:294–300.

92. Liu ZK, Shang SL, Wang Y, Fundamentals of Thermal Expansion and Thermal Contraction, Materials 10(4): 410, April 2017, DOI:10.3390/ma10040410.

93. Pluta Z, Thermal expansion of Solids, Journal of Modern Physics 3(08):793-802, January 2012, DOI 10.4236/jmp.2012.38104.

94. Wang, X.; Bai, X.; Xiao, W.; Liu, Y.; Li, X.; Wang, J.; Peng, C.; Wang, L.; Wang, X. Calculation of Thermal Expansion Coefficient of Rare Earth Zirconate System at High Temperature by First Principles. Materials 2022, 15, 2264. https://doi.org/10.3390/ma15062264

95. Yang Y, Lin Z, Li R, Li Y, Liu W, Tian S, Zhu K, Long L, Thermal expansion coefficient of monolayer MoS₂ determined using temperature-dependent Raman spectroscopy combined with finite element simulations.

99.https://termoanalitic.wordpress.com/2011/02/04/definirea-unor-metode-de-analiza-termica/

100. https://www.scribd.com/doc/124041178/Analiza-Termica

103. **Stoian-Albulescu M**, Ghergic DL, Comăneanu RM, Botoacă O, Pătroi DN, Comparative analysis of the experimental dilation of some materials used in the manufacture of physiognomic fixed prosthetic restorations, Acta Stomatologica Marisiensis, in press.

129. Zucuni CP, Guilardi LF, Rippe MP, Pereira GKR, Valandro LF. Fatigue strength of yttriastabilized zirconia polycrystals: Effects of grinding, polishing, glazing, and heat treatment. J Mech Behav Biomed Mater. 2017;75:512–520.

130. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. J Prosthodont Res. 2014;58:208–16.

131. Candido LM, Miotto LN, Fais L, Cesar PF, Pinelli L. Mechanical and Surface Properties of Monolithic Zirconia. Oper Dent. 2018;43:119–128.

132. Juntavee N, Attashu S. Effect of different sintering processes on flexural strength of translucency monolithic zirconia. J Clin Exp Dent. 2018;10:e821–e830.

133. Pereira GK, Fraga S, Montagner AF, Soares FZ, Kleverlaan CJ, Valandro LF. The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and metaanalyses. J Mech Behav Biomed Mater. 2016;63:417–442.

134. Juntavee N, Juntavee A, Phattharasophachai T. Fracture toughness of different monolithic zirconia upon post-sintering processes. J Clin Exp Dent. 2021 Oct 1;13(10):e1006-e1014. doi: 10.4317/jced.58717. PMID: 34667496; PMCID: PMC8501869.

135. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006;76B:440–448.

136. Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. Dent Mater. 2018;34:508–518.

137. Hasegawa H. Rhombohedral phase produced in abraded surfaces of partially stabilized zirconia (PSZ) J Mater Sci Let. 1983;2:91–93.

138. Kondoh J. Origin of the hump on the left shoulder of the X-ray diffraction peaks observed in Y2O3-fully and partially stabilized ZrO2. J Allo Comp. 2004;375:270–282.

139. Shin HS, Lee JS. Comparison of surface topography and roughness in different yttrium oxide compositions of dental zirconia after grinding and polishing. J Adv Prosthodont. 2021 Aug;13(4):258-267. doi: 10.4047/jap.2021.13.4.258. Epub 2021 Aug 26. PMID: 34504677; PMCID: PMC8410306.

140. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20:1–25.

141. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. J Dent Res. 2018;97:140–147.142. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. Dent Mater. 2008;24:289–298.

143. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. J Prosthet Dent. 2013;109:22–29.

144. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. Dent Mater. 2012;28:909–918.

145. Lee KR, Choe HC, Heo YR, Lee JJ, Son MK. Effect of different grinding burs on the physical properties of zirconia. J Adv Prosthodont. 2016;8:137–143.

147. Raposo LHA, Armstrong SR, Maia R, Qian F, Geraldeli S, Soares CJ. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: Laboratory and finite element analyses. Den Mater. 2012; 28:e50-e62.

150. **Stoian M**, Ghergic DL, Tinu AS, Lorean A, Comăneanu RM, Pătroi DN, Studiu experimental privind comportamentul la solicitări mecanice a unei restaurări protetice din ceramică integrală, RoJ Stomatol, 2018, LXIV(1). DOI:10.37897/RJS.2018.1.6

151. Tsalouchou E, Cattell M, Knowles J, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mater. 2008;24:308–18.

152. Agustin-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez JL, Granell-Ruaz M, Labaig-Rueda C. Behavior of porcelain-veneered zirconium oxide restorations after static. J Dent Res. 2011;90:291.

153. Lopez MV, Martinez MA, Maies JF, Amiga V, Bouazza K. Bond strength evaluation of the veneering core ceramics bonds. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010;15:919–23.

154. Choi B, Yang J, Lee J, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. J Adv Prosthodont. 2009;1:129–35.

155. Blatz M, Bergler M, Ozer F, Holst S, Phark JH, Chiche GJ. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. Am J Dent. 2010;23:213–6.

156. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. J Oral Rehabil. 2003;30:873–7.

157. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for allceramic ZrO2 crown and bridge frameworks. Int J Comput Dent. 2001;4:195–206.

158. Stiesch-Scholz M, Scheneemann PL. In vitro fracture resistence of 4 unit all ceramic fixed partial dentures. J Dent Res. 2005;87:555.

159. Ludwig K. Fracture Strength of all-ceramic anterior fixed partial dentures. J Dent Res. 2001;80:998.

160. Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP. Modified

Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. J Dent Res. 2011;90:104-8.

161. Zhang D, Lu C, Zhang X, Mao S, Arola D. Contact fracture of full-ceramic crowns subjected to occlusal loads. J Biomech. 2008;4:2995–3001.

162. Konstantinos X, Athanasios S, Hirayama H, Kiho K, Foteini T, Yukio O. Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. J Prosthet Dent. 2009;102:172–8.

163. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. J Dent. 2009;37:978–83.