

**T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**LİTOGRAFI İLE SİNERİZE EDİLEN SERAMİK
YAPININ KIRILMA MEKANİĞİ, MİKROYAPISI VE
ELEMENTAL KOMPOZİSYONU AÇISINDAN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. İpek AYSAN MERİÇ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Yurdanur UÇAR**

ADANA 2014

**T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**LİTOGRAFI İLE SİNERİZE EDİLEN SERAMİK
YAPININ KIRILMA MEKANİĞİ, MİKROYAPISI VE
ELEMENTAL KOMPOZİSYONU AÇISINDAN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. İpek AYSAN MERİÇ

DOKTORA TEZİ

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Yurdanur UÇAR**

**Bu çalışma nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma
Projeleri tarafından desteklenmiştir.**

ADANA 2014

KABUL VE ONAY FORMU

Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı doktora programı çerçevesinde yürütölmüş olan “LİTOGRAFI İLE SİNERİZE EDİLEN SERAMİK YAPININ KIRILMA MEKANİĞİ, MİKROYAPISI VE ELEMENTAL KOMPOZİSYONU AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ” adlı çalışma aşğıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 06/ 06/ 2014

TEZ SINAV JÜRİSİ

Doç. Dr. Yurdanur UÇAR

Çukurova Üniversitesi

Başkan

Prof. Dr. Ebru ÇAL

Ege Üniversitesi

Üye

Prof. Dr. Oğuz YOLDAŞ

Çukurova Üniversitesi

Üye

Doç. Dr. Cem KURTOĞLU

Çukurova Üniversitesi

Üye

Yrd.Doç. Dr. Orhun EKREN

Çukurova Üniversitesi

Üye

Yukarıdaki tez, Yönetim Kurulunun tarih ve sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Şeref ERDOĞAN

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Protetik Diş Tedavisi eğitimim boyunca ve bu çalışma süresince bana bilimsel altyapısı ile her türlü desteği sağlayan değerli hocam Sayın Doç. Dr. Yurdanur Uçar'a,

Tez örneklerimin hazırlanmasında destek sağlayan 4C Medikal (İstanbul) ve Mezadent (Adana, Türkiye) dental protez laboratuvarlarına,

Doktora hayatım boyunca sevinç ve üzüntülerimizi birlikte yaşadığımız tüm Protetik Diş Tedavisi Departmanı hocalarına, asistanlarına, hemşirelerine ve teknisyenlerine, özellikle değerli arkadaşlarım Ayça Açıkalın ve Onur Evren Kahraman'a,

Doktora eğitimim süresince her zaman maddi manevi yanımda olan ve her zaman destekleriyle bana huzur veren canım anneme, canım babama ve biricik kız kardeşime,

Gösterdiği sabır, anlayış, özveri ve destek için sevgili hayat arkadaşım biricik eşim Arda Meriç'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
KABUL VE ONAY	I
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER	III
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
ÇİZELGELER DİZİNİ	IX
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	X
ÖZET	XII
ABSTRACT	XIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental seramiğin Tarihçesi	3
2.2. Dental Seramiğin Yapısı	4
2.3. Dental Seramiğin Mekanik Özellikleri	5
2.3.1. Gerilim (Stress)	6
2.3.2. Birim Şekil Değişimi	6
2.3.3. Elastik Modül (Young Modul)	6
2.3.4. Oransal Limit	7
2.3.5. Elastik Limit	7
2.3.6. Akma Sınırı (Yield Noktası)	7
2.3.7. Poisson Oranı	7
2.3.8. Kırılma Dayanımı (Fracture Strength)	7
2.3.9. Yorgunluk Dayanımı (Fatigue Strength)	8
2.3.10. Sertlik	8
2.4. Dental seramiklerin güçlendirilmesi	8
2.5. Yüksek Dayanıma Sahip Seramik Sistemler	9
2.5.1. İkincil Faz İlavesiyle Güçlendirilmiş Seramikler	9
2.5.1.1. Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler	10
2.5.1.2. Alümina ile Güçlendirilmiş Seramikler	10
2.5.1.3. Magnezya ile Güçlendirilmiş Seramikler	11

2.5.1.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler	12
2.5.2. Cam Seramikler	12
2.5.3. Cam emdirilmiş Seramikler	12
2.5.3.1. Spinel Sistemi	12
2.5.3.2. Alümina Sistemi	13
2.5.3.3. Alümina-zirkonya Sistemi	13
2.5.4. Tamamen Sinterlenmiş Seramikler	13
2.6. Zirkonya seramikler	14
2.6.1. Mikroyapılarına göre zirkonya	14
2.6.1.2. Dental uygulamalarda kullanılan zirkonya tipleri	16
2.6.1.2.1. 3Y-TZP	16
2.6.1.2.2. Cam infiltre zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)	19
2.6.1.3. Dönüşüm Sertleşmesi	20
2.6.1.3.1. Mikroçatlak Oluşumu	20
2.6.1.3.2. Gerilim Artışıyla Dönüşüm Sertleşmesi	20
2.7. Hızlı üretim (Tabakalı üretim) teknolojileri	21
2.7.1. Diş Hekimliğinde Hızlı Üretim Teknolojileri	21
2.7.1.1. CAD-CAM Sistemi	21
2.7.1.2. Lazer Sinterizasyon	22
2.7.1.2.1. Tabakalı Üretim	23
2.7.1.2.2. Hızlı prototipleme (Rapid Prototyping)	23
2.7.1.2.3. Hızlı üretim (Rapid Manufacturing)	23
2.7.1.2.4. Hızlı aletleme (Rapid Tooling)	23
2.7.1.3. Selektif Lazer Sinterleme ve Ergitme (SLS ve SLM)	24
2.7.1.4. Üç Boyutlu Lazer Kaplama	27
2.7.1.5. Litografi Bazlı Üretim	27
2.8. Mekanik Özelliklerin Belirlenmesinde Kullanılan Testler	29
2.8.1. Bükme Testleri (Flexure Tests)	29
2.8.2. Sertlik Testleri	31
2.8.2.1. Mikrosertlik Ölçümü Ve Hesaplanması	31
2.9. Kırılma ve Kırılma Tokluğu	32

2.9.1. Makroskobik Açıdan Kırılma Tipleri	32
2.9.1.1. Gevrek Kırılma	32
2.9.1.2. Sünek Kırılma	33
2.9.1.3. Yorulma Kırılması	33
2.9.2. Mikroskobik Açıdan Kırılma Tipleri	33
2.9.2.1. Klivaj (Ayrılma) Kırılması	33
2.9.2.2. Kayma Kırılması	34
2.9.3. Kırılma Mekaniği	34
2.9.3.1. Griffit Teoremi	34
2.9.3.2. Irwin Teoremi	35
2.9.4. Kırık Yüzeyi İncelenmesi ve Mikroyapının İncelenmesi	35
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1. Örneklerin Hazırlanması	37
3.2. Mekanik Testler	39
3.2.1. İki Eksenli Bükme Testi	39
3.2.2. Mikrosertlik Testi	41
3.2.3. Kırık Yüzeyi ve Mikroyapının İncelenmesi	43
3.2.4. Kırılma Tokluğunun İncelenmesi	43
3.3. İstatistiksel Analiz	43
4. BULGULAR	45
4.1. İki Eksenli Bükme Dayanımı Testi Sonuçları	45
4.2. Mikrosertlik Testi Sonuçları	46
4.3. SEM Analizleri Sonuçları	47
4.3.1. Mikroyapı Analizleri	47
4.3.1.1. In-Ceram Alumina Grubu	47
4.3.1.2. LCM Alumina Grubu	51
4.3.1.3. ZirkonZahn Grubu	53
4.3.2. Kırık Yüzeyi Analizleri	56
4.3.2.1. In-Ceram Alumina Grubu	56
4.3.2.2. LCM Alumina Grubu	56
4.3.2.3. ZirkonZahn grubu	57
4.4. Elemental Analizler Sonuçları	58

4.4.1. In-Ceram Alumina Grubu	58
4.4.2. LCM Alumina Grubu	62
4.4.3. ZirkonZahn Grubu	63
5. TARTIŞMA	64
6.SONUÇLAR	74
7. KAYNAK DİZİNİ	75
ÖZGEÇMİŞ	81

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Alumina destekli seramiklerin mikroyapısı	11
Şekil 2.2.	Alumina taneciklerinin çatlağı önlemesi	11
Şekil 2.3.	Saf zirkonyanın formları	14
Şekil 2.4.	Zirkonyada faz değişimi	16
Şekil 2.5.	Üretici firmanın direktifi doğrultusunda sinterleme yapılmış 3Y-TZP'nin elektron mikroskobundaki görüntüsü	18
Şekil 2.6.	Vickers indentasyon testi uygulanan 3Y-TZP'nin optik mikroskoptaki görüntüsü	19
Şekil 2.7.	In-Ceram Zirkonyanın elektron mikroskobu görüntüsü	20
Şekil 2.8.	SLS makinesinin elemanları	25
Şekil 2.9.	SLS makinesinin tarama alanı elemanları	26
Şekil 2.10.	CeraFab 7500 LCM cihazı	28
Şekil 2.11.	Projeksiyon sisteminin şematik görüntüsü; (1) şeffaf teknede bulunan karışım, (2) üretim platformu, (3) tarayıcı uç, (4) süpürücü parça	28
Şekil 2.12.	CeraFab 7500 cihazı ile üretim aşaması	29
Şekil 2.13.	Üç nokta eğme testi, Dört nokta eğme testi, Biaksiyal bükme testi	28
Şekil 2.14.	Vickers ve Knoop uçlarının iz görüntüleri	32
Şekil 3.1.	Sırasıyla; ZirkonZahn, In-Ceram Alumina ve LCM Alumina disk örnekler	38
Şekil 3.2.	Üniversal testometrik cihazı	40
Şekil 3.3.	İki eksenli bükme testi	41
Şekil 3.4.	Mikrosertlik testinde kullanılan örnekler	42
Şekil 3.5.	Mikrosertlik test cihazı ve polisaj makinesi	42
Şekil 3.6.	Mikrosertlik test cihazı ve polisaj makinesi	43
Şekil 4.1.	SEM analizi için rezine gömülen örnekler	46
Şekil 4.2.	In-Ceram Alumina $\times 250$ Büyütme SE görüntüsü	47
Şekil 4.3.	In-Ceram Alumina $\times 500$ büyütme SE görüntüsü	48
Şekil 4.4.	In-Ceram Alumina $\times 1000$ büyütme SE görüntüsü	48

Şekil 4.5.	In-Ceram Alumina $\times 500$ büyütme BSE görüntüsü	49
Şekil 4.6.	In-Ceram Alumina $\times 2000$ büyütme BSE görüntüsü	49
Şekil 4.7.	LCM Alumina $\times 250$ büyütme SE görüntü	50
Şekil 4.8.	LCM Alumina $\times 1000$ büyütme SE görüntüsü	51
Şekil 4.9.	LCM Alumina $\times 4000$ büyütme SE görüntüsü	51
Şekil 4.10.	LCM Alumina $\times 500$ büyütme BSE görüntüsü	52
Şekil 4.11.	LCM Alumina $\times 1900$ büyütme BSE görüntüsü	52
Şekil 4.12.	ZirkonZahn $\times 1000$ büyütme SE görüntüsü	53
Şekil 4.13.	ZirkonZahn $\times 2500$ büyütme SE görüntüsü	53
Şekil 4.14.	ZirkonZahn $\times 500$ büyütme BSE görüntüsü	54
Şekil 4.15.	ZirkonZahn $\times 2000$ büyütme BSE görüntüsü	54
Şekil 4.16.	In-Ceram Alumina kırık yüzeyi	55
Şekil 4.17.	LCM Alumina kırık yüzeyi	56
Şekil 4.18.	ZirkonZahn kırık yüzeyi	57
Şekil 4.19.	In-Ceram Alumina genel EDS analizi	58
Şekil 4.20.	$\times 250$ SE görüntüsünde alumina partikülünden alınan EDS analizi	59
Şekil 4.21.	$\times 4000$ SE görüntüsünde alumina partikülünden alınan EDS analizi	60
Şekil 4.22.	Matriks fazdan alınan EDS analizi	61
Şekil 4.23.	LCM Alumina EDS analizi	62
Şekil 4.24.	ZirkonZahn Grubu EDS Analizi	63

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1.	Y-TZP'nin karakteristik özellikleri	18
Çizelge 3.1.	CeraFab 7500 cihazının teknik özellikleri	38
Çizelge 4.1.	İki eksenli bükme testi sonuçları	44
Çizelge 4.2.	İki eksenli bükme testi diagramı	44
Çizelge 4.3.	Mikrosertlik test sonuçları	45
Çizelge 4.4.	In-Ceram Alumina genel EDS analizi	58
Çizelge 4.5.	×250 SE görüntüsünde alumina partikülünden alınan EDS analizi	59
Çizelge 4.6.	×4000 SE görüntüsünde alumina partikülünden alınan EDS analizi	61
Çizelge 4.7.	Matriks fazdan alınan EDS analizi	61
Çizelge 4.8.	LCM Alumina EDS analizi	62
Çizelge 4.9.	ZirkonZahn grubu EDS analizi	63

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

CAD	Bilgisayar destekli tasarım
CAM	Bilgisayar destekli üretim
Ca	Kalsiyum
CaO	Kalsiyum oksit
CeO₂	Seryum oksit
d	Örneğin kalınlığı (mm)
DTM	Desktop üretim (masa başı üretim)
EDS	Enerji dağılımlı x ışınları analizi
G	Griffit in kırılma parametresi
ICA	In-Ceram Alumina
ICS	In-Ceram Spinel
ICZ	In-Ceram Zirkonya
K_{IC}	Kırılma tokluğu
K₂O	Potasyum oksit
KHN	Knoop sertlik değeri
La	Lantan
LCM	Litografi bazlı seramik üretimi
LED	Işıl yayan diyot
LM	Tabakalı üretim
Li₂Si₂O₅	Lityumdisilikat
Mg	Magnezyum
MgO	Magnezyumoksit
Mg₂SiO₄	Forsterit
MgAl₂O₄	Spinel
MPa	Mega Paskal
m²	metre kare
Mg_PSZ	Magnezyum katyonlu kısmen stabilize zirkonya
N	Newton
p	İstatistiksel anlamlılık değeri
P	Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

PSZ	Kısmi stabilize zirkonya
RP	Hızlı prototipleme
r₁	Çelik toplar üzerinden geçen hayali destek çemberin çapı (mm)
r₂	Baskı ucunun çapı (mm)
r₃	örneğin çapı (mm)
S	Megapascal cinsinden maksimum bükülme kuvveti
SD	Standart deviasyon
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
Si	Silisyum
SLM	Seçici lazer melting
SLS	Seçici lazer sinter
STL	Steriolitografi
v	Poisson oranı (0.25)
VHN	Vickers sertlik değeri
Y	Yitrium
Y₂O₃	Yitrium oksit
Y-TZP	Yitria stabilize tetragonal zirkonya
Zr	Zirkonya
ZrO₂	Zirkonyum oksit
ZrSiO₄	Zirkon
ZTA	Alumina katkılı zirkonya
3D	Üç boyut
3Y-TZP	Yitrium katyonlu zirkonya polikristaliti

ÖZET

LİTOGRAFI İLE SİNERİZE EDİLEN SERAMİK YAPININ KIRILMA MEKANİĞİ, MİKROYAPISI VE ELEMENTAL KOMPOZİSYONU AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ

Litografi bazlı seramik üretimi (LCM), dental uygulamalarda CAD/CAM teknolojilerine alternatif yeni bir yöntemdir.

Bu yeni teknoloji dental restorasyonların üretim süresini ve maliyetini azaltması ve mekanik özellikleri yüksek yapıların üretimini sağlaması gibi özellikleri nedeniyle geleneksel yöntemlere göre bazı avantajlara sahiptir.

Bu çalışmanın amacı LCM yöntemi kullanılarak dental seramik yapıların üretilip üretilmediğini ve bu yöntem ile elde edilen seramik örneklerin mekanik ve fragtografik özelliklerini, kırılma mekanizmasını, mikroyapısını ve içeriğini preslenen ve CAD/CAM ile üretilen yöntemlerle karşılaştırmaktır.

Mevcut çalışmada mekanik testler için 16 mm çapında, 1,2 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler kullanılmıştır (n= 10/grup). In-Ceram Alumina (ICA), Litografi bazlı alumina (LCMA) ve ZirkonZahn'dan oluşan üç farklı grubun biaksiyel kırılma dayanımları, % 0,1'lik daimi deformasyon dayanımları ve kırılma peklığı ISO 6872 numaralı test protokolü takip edilerek 'üç destek küreli piston' tekniği ile ölçülmüştür ve Vickers sertlik testi yapılmıştır. İstatistiksel analiz olarak tek yönlü ANOVA ve posthoc test olarak Dunnett T3 testleri kullanılmıştır. Mikroyapı analizleri için her grupta polisajlı yüzeylerden ve kırık yüzeylerinden çeşitli büyütmelemlerde SEM görüntüleri alınmıştır. Elemental analiz için EDS yöntemi kullanılmıştır. Kırık yüzey fotoğraflarından faydalanılarak kırılma peklığı değerleri hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır.

Ortalama en yüksek kırılma dayanımları sırasıyla; In-Ceram Alumina (ICA) için 147,3 MPa, Litografi Bazlı Alumina (LCMA) için 490,1 MPa, ZirkonZahn için 708,9 MPa bulunmuştur. Ortalama yield dayanımları ICA için 46 MPa, LCMA için 490 MPa, ZirkonZahn için 615 MPa olarak bulunmuştur. Ortalama kırılma toklukları ise, ICA için 2 MPa.m^{1/2}, LCMA için 6,5 MPa.m^{1/2}, ZirkonZahn için 7,7 MPa.m^{1/2} olarak hesaplanmıştır. Kırılan örnek parçaları ile yapılan Vickers sertlik testinde ise ortalama mikrosertlik değerleri; ICA için 850 VHN, LCMA için 1581 VHN, ZirkonZahn içinse 1249 VHN bulunmuştur.

SEM görüntüleri incelediğinde LCM Alumina ve ZirkonZahn gruplarında oldukça homojen mikroyapı görülürken, In-Ceram alumina örneklerde homojen dağılım izlenememiştir. EDS analizleri her üç grup için de SEM görüntülerini destekler nitelikte bulunmuştur.

Çalışmanın sınırları göz önünde bulundurularak, bu yeni yöntemin seramik yapıların üretiminde kullanılabildiği, tabakalı yöntem ile üretilen seramik örneklerin mekanik özellikleri ile ilgili sonuçların umut vaat ettiği, ancak malzemenin klinik uygulamaya geçmeden önce geliştirilmesi gerektiğini göstermektedir.

Anahtar kelimeler: Dental seramik, , mekanik özellikler, LCM, tabakalı üretim

ABSTRACT

THE EVALUATION OF FRACTURE MECHANICS, MICROSTRUCTURE AND ELEMENTAL COMPOSITION OF LITHOGRAPHY SINTERED CERAMIC

Lithography based ceramic manufacturing (LCM) is an alternative technique to CAD/CAM technology in dental applications.

This new technology has some advantages compared to conventional methods like reducing manufacturing time and cost, and enabling production of structures with high mechanical properties.

The aim of this study was to evaluate if LCM can be used to manufacture dental ceramic structures and compare the mechanical and fractographic properties, fracture mechanics, microstructure and elemental composition of LCM ceramic specimens with pressing and CAD/CAM methods.

Disc-shaped specimens with 16 mm diameter and 1,2 mm thickness were used for mechanical testing in the present study (n= 10/group). The biaxial flexural strength and %1 yield strength of 3 groups (In-Ceram Alumina, Lithography based Alumina and ZirkonZahn) were determined using 'piston on 3 ball' technique as suggested in test Standard ISO 6872. Vickers hardness test was performed. Results were statistically analysed using one-way ANOVA followed by post-hoc Dunnett T3 test. Polished surface microstructure and fracture surface characterization were made with SEM. EDS was used for elemental analysis. Fracture toughness was measured and compared based on fractured surface images.

The mean biaxial flexural strength of In-Ceram Alumina (ICA) was 147,3 MPa, Lithography based Alumina (LCMA) was 490,1 MPa, ZirkonZahn was 708,9 MPa respectively. The mean yield strength of ICA was 46 MPa, LCMA was 490 MPa, ZirkonZahn was 615 MPa. Fracture toughness of ICA was 2 MPa.m^½, LCMA was 6,5 MPa.m^½, ZirkonZahn was 7,7 MPa.m^½. Vickers hardness of ICA was 850 VHN, LCMA was 1581 VHN, ZirkonZahn was 1249 VHN.

When the SEM images were examined, a homogeneous distribution was not observed in In-Ceram Alumina specimens whereas there was quite homogeneous microstructure in LCM Alumina and ZirkonZahn groups. EDS results were found to support the SEM images.

Within the limitations of this study, it can be concluded that this new method could be used for production of ceramic structures and LCM seems to be a promising technique for ceramic structure manufacturing but the material shall be improved before common clinical application.

Key words: Dental ceramics, mechanical properties, LCM, layered manufacturing

1.GİRİŞ

Son yıllarda diş hekimliğinde estetik gereksinim artışı, tam seramik restorasyonlara başvurulmasında rol oynamıştır. Metal alt yapıli sabit protezlerde görülen metal yansıması, baz metal alaşımların korozyona uğraması sonucu periodontal ve gingival dokularda toksik ve allerjik reaksiyonlar oluşması gibi durumlar, hekimleri metal alt yapı içermeyen ve doğal diş rengine yakın, çeşitli yöntemlerle güçlendirilmiş çok sayıda metal desteksiz tam seramik sistemlerden birini seçmeye yönlendirmiştir. Tam seramik sistemler her ne kadar geliştirilmiş olsa da seramik materyallerin kırılma dirençleri düşük kalabilmektedir. Metal desteksiz seramik sistemlerin sabit protez yapımında metal destekli seramik sistemlere bir alternatif olabilmeleri için yeterli dayanıma ve dirence sahip olmaları gerekmektedir.

Tam seramik restorasyonların üretim seçenekleri, ekipmanlar ve malzemelerde teknolojik gelişmelere paralel olarak artmaktadır. Alümina içerikli cam infiltre alt yapı materyalleri (In-Ceram Alumina), lityum disilikat cam seramikler (IPS e.max) ve zirkonyum oksit esaslı seramikler (Zirkonzahn) günümüzde sıklıkla tercih edilen sistemlerdir¹.

Preslenebilir tam seramik sistemler cam seramik kristalleri içeren, basınçla şekillendirilebilen ve daha sonra flor apatit esaslı tabakalama seramiğinin uygulanabildiği seramik sistemleridir. Tam seramik sistemleri translüenslikleri, parlaklıkları ve yüksek ışık geçirgenlikleri sayesinde estetik gereksinimleri karşılarlar, fakat kırılma dirençleri metal destekli seramiklere göre düşüktür².

Günümüz diş hekimliğinde tam seramik sistemlerinde güçlendirme amaçlı olarak seramik yapısına zirkonyum eklenerek dayanıklılık artırılmıştır. Zirkonyum; sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısısal değişimlere karşı dayanıklılığı gibi özellikleri ile endüstriyel alanda kullanılmıştır, biyomateryal olarak kullanımına ise 1960'lı yıllarda başlanmıştır.

Günümüzde sabit restorasyonların hızlı üretiminde CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım-üretim) teknolojisine sahip birçok sistem kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisine bir alternatif olarak son zamanlarda bir tabakalı üretim yöntemi olan direkt selektif lazer sinter uygulaması ile üretilen metal alt yapılar yapılmaktadır. Bu sistemin avantajları daha kısa zamanda daha standart, dayanıklı, daha az maliyetli ve biyouyumlu

restorasyonların üretilmesidir. Metal tozlarının tabakalı üretim yöntemi kullanılarak farklı geometrik şekillere sahip ürünlerin elde edilmesi konusunda birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen, literatürde henüz seramiklerin tabakalı üretim yöntemi ile elde edilmesi ile ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amaçları 1) tabakalı üretim yöntemlerinden biri olan litografi bazlı seramik üretim yöntemi (LCM) ile dental amaçlı kullanılabilecek seramik yapıların üretilip üretilmeyeceğini değerlendirmek, 2) LCM yöntemi ile elde edilen seramik örneklerin mekanik özelliklerini, kırılma mekaniğini, fraktografisini, mikroyapısını ve içeriğini preslenen ve CAD/CAM ile üretilen yöntemlerle karşılaştırmaktır. Çalışmanın hipotezleri ise 1) LCM yöntemi dental seramik yapıların üretiminde kullanılabilecek bir yöntemdir, 2) LCM yöntemi ile elde edilecek örneklerin mekanik ve fraktografik özellikleri ile kırılma mekaniği, mikroyapıları ve elemental içerikleri açısından diğer gruplarla arasında fark olmayacaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental seramiğin Tarihçesi

Seramik, Yunanca ‘keramikos’ kelimesinden gelmektedir. İlk olarak M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından kullanılan seramik, M.S. 1000 yıllarında beyaz ve dayanıklı bir porselen olan Çin porseleni olarak üretilmeye başlanmıştır³.

Seramiğin diş hekimliğinde de kullanılabileceği ilk olarak Fransız bir diş hekimi olan Pierre Fauchard tarafından 1723 yılında bildirilmiştir. İlk kullanımı ise daha kalıcı ve daha estetik restoratif materyalleri araştıran Fransız kimyager Alexis Duchateau tarafından 1776 yılında gerçekleştirilmiştir⁴. (Sonrasında Duchateau ve Parisli diş hekimi Nicolas Dubais de Chemant birlikte çalışarak ilk seramik protezi yapmıştır, fakat seramik dişlerin kaide materyaline tutunmasında başarı sağlayamamışlardır. 1808 yılında Chemant’ın geliştirdiği mineral hamur protezler İtalyan diş hekimi Giuseppe Angelo Fonzi tarafından geliştirilerek ‘Ferro Metalik’ dişler ortaya çıkarılmıştır. Böylece ilk kez kişisel porselen dişlerin ve küçük blok dişlerin üretiminde başarı elde edilmiştir. Bu dişler arkalarındaki platin tırnaklarla metalik bir dayanağa lehimlenerek yerleştirilmiştir⁵. 1838 yılında Ellias Wildman vakumlu fırınlamayı tanımlamış ve normal diş tonlarına çok yakın, saydam bir seramik geliştirmiştir.

Seramiğin diş hekimliğindeki asıl önemi ise 19. yüzyılın sonunda sabit restorasyonların keşfedilmesi ile ortaya çıkmıştır. Dr. Charles H. Land platin matriks tekniğinin patentini alarak ilk seramik jaket kronu geliştirmiştir. Land feldspatik seramik inleyleri diş hekimliğinde kullanmıştır, fakat seramiğin düşük bükülme dayanımı kırılmayla sonuçlanan başarısızlığa yol açmıştır⁶.

1950’li yıllarda seramiğin yapısına lösit eklenmesi ile genleşme katsayısı artırılmış ve altın alaşımları ile güçlü bir bağlantı sağlanmıştır. 1958 yılında ise Viners ve arkadaşları vakum ile pişirilen ince seramik tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir. 1962’de Weinstein ve arkadaşları seramiğin yapısına %11-15 oranında potasyum oksit (K_2O) ekleyerek metal destekli seramik kronlar yapmıştır⁷.

McLean ve Hughes 1965 yılında, alüminyum oksit tanecikleri ile güçlendirilmiş metal alt yapısız ilk tam seramik sistemini geliştirmişlerdir. Cam matriks içine %40-50 oranında alümina kristallerinin eklenmesi ile mekanik özelliklerde önemli bir gelişme sağlamıştır. Bu çalışmalar daha da geliştirilerek 1966 yılında platin folyo ile

güçlendirilmiş alumina seramik jaket kronlar yapılmıştır⁷.

1968 yılında MacCulloch tarafından diş hekimliğinde ilk defa cam seramik kullanılmıştır. Dökülebilir cam seramiklerin de tanıtılmasıyla beraber tüm seramiklere ilgi artmaya başlamıştır⁸.

Seramiğin dayanıklılığını artırmak için pek çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda farklı mikroyapılara sahip daha sert yapıda seramikler ortaya çıkmış ve tam seramik sistemlerinde önemli gelişmeler olmuştur.

1980'lerin başlarında dijital bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişim diş hekimliği uygulamalarına da yansımıştır ve ilk kez 1983 yılında bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) prototipi tanıtılmıştır. Aynı yıl Zürih'te ısı ve basınç tekniği ile IPS-Empress tüm seramik sistemi geliştirilmiştir. Daha sonraki yıllarda IPS-Empress'ten 3 kat daha fazla bükülme direncine sahip olan IPS-Empress 2 geliştirilmiştir. 1989 yılında Fransa'da Dr. Sadoun, yüksek dayanıklılığa sahip çekirdek materyali olan In-Ceram Alumina sistemini tanıtmıştır. Böylece anterior bölgede üç üyeli sabit restorasyonların yapılması mümkün olmuştur. 1993'de ise Andersson ve Oden tarafından CAD/CAM teknolojisi ile yüksek saflıkta alüminyum oksit kullanılarak Procere All-Ceram sistemi geliştirilmiştir. Sonraki yıllarda ise posterior bölgelerde köprü yapımına izin veren zirkonya oksit bazlı Cercon, Lava CAD/CAM gibi sistemler geliştirilmiştir⁹.

Estetik beklentilerin her geçen gün daha da artması seramik restorasyonların güçlendirilmesi için farklı teknik ve teknolojilerin geliştirilmesi üzerindeki çalışmaları artırmaktadır.

2.2. Dental Seramiğin Yapısı

Dental seramik non-metalik özellik gösteren oksijen ve metalik özellik gösteren alüminyum, kalsiyum, magnezyum, silikon, titanyum, zirkonyum gibi bir veya birkaç metal veya yarı metal elementten oluşan inorganik bir yapıdır⁵. Dental seramikler kuartz, feldspat ve kaolin karışımından oluşurlar.

Feldspat, potasyum alümina silikat ve sodyum alumina silikat yapısındadır ve doğada saf halde bulunmaz. Feldspatın ergime sıcaklığı 1100° C-1300 °C arasındadır ve pişirme işlemleri sırasında bileşenlerin ergimesini kolaylaştıran ve diğer bileşenleri bir

arada tutan bir matriks görevi görmektedir. Ergidikten sonra camsı ve yüksek vizkoziteli parlak bir hal alıp seramiğe şeffaflık kazandırmaktadır⁵. Potasyum, feldspat ve camın reaksiyon ürünü olan lösit ise seramiğin optik özelliklerini, ısıl genleşme katsayısını, dayanımını ve sertliğini artırır¹⁰.

Kuartzın seramiğin iskeletini oluşturan asıl yapısı silika olan kısımdır. Ergime derecesi 1685 °C dir. Ergime derecesinin yüksek olması seramiğin şeffaflığını ve yüksek sıcaklıklarda stabilitesinin korunmasını sağlar fakat yapıyı da kırılgan hale getirir.

Kaolin, suyla karıştırıldığında yapışkan bir hal alıp, seramiğin işlenebilirliğini arttırmaktadır. Yüksek sıcaklıklara maruz kaldığında, kuartz partiküllerine yapışıp büzülmemektedir. Opak yapısı nedeni ile ışık geçirgenliği sağlayamamaktadır. Bu dezavantajlardan dolayı düşük kaolin içeren cam fazı daha fazla olan seramikler tercih edilmektedir.

Seramikte feldspat, kaolin ve kuartz ek olarak, potasyum, kalsiyum ve sodyum oksit kullanılmaktadır. Bunların kullanım amacı, yapıya sertlik, stabilite, düşük ergime sıcaklığı, devitrifikasyon (camın rekristalizasyonu) ve piropplastik özelliğe, akıcılığa karşı direnç gibi özellikler kazandırmaktır.

Cam yapının değiştirilmesi amacıyla metal oksitler kullanılmakta ve farklı pişirilme derecelerinde seramikler üretilmektedir. Pişirilme sıcaklıklarına göre seramikler dört sınıfa ayrılmaktadırlar; yüksek sıcaklık seramikleri (1300°C), orta sıcaklık seramikleri (1101 °C-1300 °C), düşük sıcaklık seramikleri (850 °C-1100 °C) ve çok düşük sıcaklık seramikleri (<850 °C).

Yüksek sıcaklık seramikleri yapay dişlerin üretiminde, orta sıcaklık seramikleri prefabrike ara gövde dişlerin üretiminde, düşük sıcaklık seramikleri ise laboratuvar seramik fırınlarında kullanılmaktadır. Metal-seramik ve jaket kronlarda kullanılan seramiklerin, glazür ve makyaj tozlarının tümü bu gruba girmektedir. Çok düşük sıcaklık seramikleri ise erime sıcaklığı düşük olan bazı yüksek altın alaşımları için özel olarak üretilmişlerdir.

2.3. Dental Seramiğin Mekanik Özellikleri

Dental seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlardan oluşan kristalin yapıya sahip, kararlı ve çözülmeyen materyallerdir. Fakat yine aynı yapı nedeniyle

kırılgan özellik taşırlar^{10,11}.

Dental seramiklerin baskı dayanıklılığı 350-1200 MPa arasında yüksek bir değerde, çekme dayanıklılığı ise 20-60 MPa arasında düşük bir değeredir.

2.3.1. Gerilim (Stress)

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, materyalin içinde uygulanan kuvvete eşit ve zıt yönde bir direnç oluşur, oluşan bu dirence gerilim denir. Uygulanan kuvvetle cisim ya hareket eder ya da deformasyona uğrar. Birim alana uygulanan kuvvete gerilim denir. ($N/mm^2=MPa$)

Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre çeşitli gerilimler meydana gelir;

- **Çekme gerilimi (tensile stress)**, bir cismi uzatmak için uygulanan kuvvet sonucunda deformasyona karşı oluşan iç kuvvettir.
- **Basma gerilimi (compressive stress)**, sıkıştırmak ya da kısaltmak için uygulanan kuvvete karşı oluşan iç kuvvettir.
- **Makaslama gerilimi (shear stress)**, bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı koyan kuvvettir.
- **Kompleks gerilimlerde** ise bu kuvvetlerin bileşenleri etki eder.

2.3.2. Birim Şekil Değişimi

Dışarıdan uygulanan kuvvet karşısında cisimde oluşan boyutsal değişimdir. Cisimde meydana gelen bu değişim elastik ya da plastik olabilir. Boyutsal değişim uygulanan kuvvet kaldırıldığında ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa plastiktir.

2.3.3. Elastik Modül (Young Modul)

Elastik sınırlar içinde materyalin sertliğini gösterir. Gerilim-birim şekil değişimi (stress-strain) eğrisinin doğrusal bölümündeki gerilimin birim şekil değişimine (strain) oranıdır. Aynı kuvvetin uygulandığı iki farklı materyalden elastik modülü

yüksek olanda daha az deformasyon meydana gelir. Her malzemenin elastik modülü sayısal olarak değişmez özgün bir değerdir.

2.3.4. Oransal Limit

Gerilim-birim şekil değişimi eğrisinde gerilim ile birim şekil değişimi arasında doğru orantının olduğu en yüksek gerilim değeridir.

2.3.5. Elastik Limit

Materyalde kalıcı deformasyon meydana gelmeden materyalin taşıyacağı maksimum gerilim miktarıdır. Bu limit aşıldığında materyalde plastik deformasyon başlar.

2.3.6. Akma Sınırı (Yield Noktası)

Uygulanan kuvvet sabit olmasına rağmen uzamanın devam ettiği sınırdır. Bu sınırdan elastik alan aşılmış ve plastik alana geçilmiştir. Bir başka deyişle malzemede % 0,1'lik ya da % 0,2'lik bir plastik deformasyon yaratabilecek stres miktarıdır.

2.3.7. Poisson Oranı

Bir materyale gerilme kuvveti uygulandığında materyalin uzunluğunda bir artış meydana gelir ve buna aksiyal deformasyon denir. Aynı zamanda materyalin kalınlığında da bir azalma meydana gelir, buna da lateral deformasyon denir. Elastik alandaki lateral deformasyonun aksiyal deformasyona oranı Poisson oranını vermektedir. Her materyalin kendine özgü Poisson oranı vardır.

2.3.8. Kırılma Dayanımı (Fracture Strength)

Kuvvete mağruz kalan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarına kırılma dayanımı denir. Bir cismi kırmak için gereken dayanım miktarıdır. Gerilim tipine göre

çekme, basma ya da makaslama dayanımı olarak adlandırılır.

2.3.9. Yorgunluk Dayanımı (Fatigue Strength)

Uygulandığında kırılmaya neden olmayan bir yükün tekrarlı olarak uygulanması materyalin dayanıklılığını azaltabilir ve ani kırılmaya neden olabilir. Buna yorgunluk dayanımı adı verilir. Tekrarlayan yük altında adım adım ilerleyen kırıktır⁵.

2.3.10. Sertlik

Bir malzemenin indentasyona dolayısı ile plastik deformasyona gösterdiği dirençtir. Bir materyale sert bir cismin nüfuz etme miktarı ile ölçülür ve sertlik değeri olarak adlandırılır. Düşük değerler yumuşak materyalleri, yüksek değerler ise sert materyalleri gösterir.

2.4. Dental seramiklerin güçlendirilmesi

Dental seramikler; sert, düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahip, düşük gerilme dirençleri, yüksek sıkışma dirençleri, yüksek ergime dereceleri, yüksek optik özellikleri olan materyallerdir. Dental seramiklerin kristal yapıları hem kovalent hem de iyonik karakterdeki güçlü bağlardan oluşur. Bu bağlar seramiğe kararlı yapı sağlayarak çözülmelerini engellerken, diğer taraftan da kırılma bir özellik sağlar. Dental seramiklerin baskı dayanıklılığı 350-1200 MPa arasında yüksek değerlerde olmasına karşın, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa arasında oldukça düşüktür.

Tam seramik restorasyonlar estetik üstünlükleri ve üstün biyouyumlulukları nedeni ile diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilir. Fakat düşük gerilme direnci nedeniyle çiğneme sırasında, makaslama ve çekme kuvvetleri ile oluşan streslere karşı dayanıksızdırlar¹¹.

Seramiklerde kırılma genellikle çekme kuvveti ile oluşur. Kırılma, seramiğin içyapısında bulunan çatlakların ucundaki gerilim birikimine bağlıdır. Bu yüzey çatlakları ve yarıklarının varlığı 1920 yılında Griffith tarafından tanımlanmış ve 'Griffith Kusurları' olarak adlandırılmıştır¹².

Dental seramikler, alumina (Vitadur Alpha, Procera-All Ceram, In-Ceram Alumina), l s t (Optec HSP, IPS-Empress, OPC), tetrasiklik flormika (Dicor, Sicor MGC), magnezya-alumina (In-Ceram spinell) gibi kristalin fazlarla g   lendirilirler.

Dental seramikleri güçlendirmek için uygulanan bir diğer oksit ise zirkonya kristalleridir. Zirkonya kristalleri ile güçlendirilen dental seramiklerde faz transformasyonu söz konusudur. Zirkonyum oksit ısı   lemlerle faz değişimine uğrar. Zirkonyum oksit (ZrO_2) faz dönüşümüyle oluşan hacim değişikliği ve kayma genleşmesi, çatlak ilerlemesini engelleyerek malzemenin kırılmaya direncini artırmaktadır⁵.

Seramik güçlendirme yöntemleri

Seramiğin metal alt yapı ile desteklenmesi

Seramiğin platin folyo ile desteklenmesi

 yon değişimi ile kimyasal sertleşme

Cam kristalizasyonu

Kristallerin cam faz içinde dağılması ( ekirdek yapıyı güçlendirme)

Yüzey   lemleri

Dönüşüm sertleşmesi (transformation toughening)

2.5. Yüksek Dayanıma Sahip Seramik Sistemler

Seramik sistemler, kimyasal yapılarına göre ikincil faz ilavesiyle güçlendirilmiş seramikler, cam-seramikler, cam emdirilmiş seramikler ve tamamen sinterlenmiş seramikler olmak üzere dört ana grup olarak anlatılabilir.

2.5.1. İkincil Faz İlavesiyle Güçlendirilmiş Seramikler

Camsı yapı içine ikincil bir kristal faz katkısı ile elde edilirler. Bu faz katkısı ile seramik yüksek tokluk ve sertlik değerine ulaşır. İkincil faz formundaki seramiklerden alumina ve zirkonya renklerinin daha estetik olması ve daha dayanıklı olmalarından dolayı asıl tercih edilen malzemelerdir. Bunun yanı sıra l s t ve magnezya (MgO) takviyeli seramikler de mevcuttur. Yapılan ilaveler ile kırılma dayanımı arttırılan

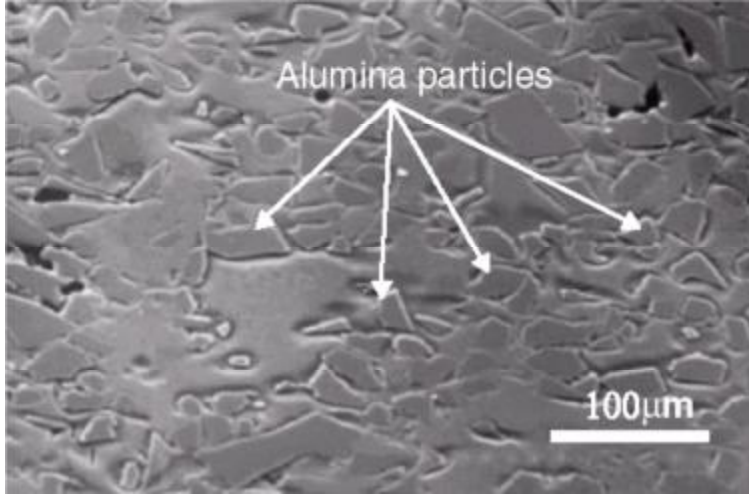
seramiklerin metal desteksiz sabit protezlerde seramik destek olarak kullanımları mümkündür.

2.5.1.1. Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler

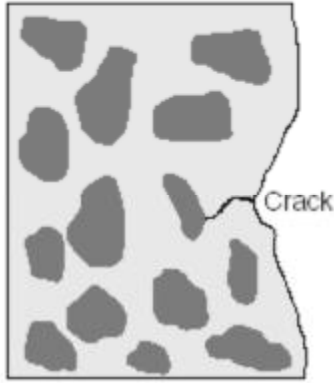
Seramiğe ilave edilen l  sit miktarının arttırılması seramiğin kırılma dayanımını arttırmaktadır. Kırılma dayanımındaki bu artışı, l  sit ($20-25 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$) ve camsı faz ($8-10 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$) arasındaki genleşme katsayısı farkı olu  şturmaktadır. Soğuma sırasında l  sit kristallerini çevreleyen camsı fazda olu   an büzülme farkı basma gerilimlerini ortaya çıkarmaktadır. Bu gerilimler, olu   acak çatlağın y  n değiştirmesinde ve zayıf camsı fazın güçlendirilerek çatlağın ilerlemesinin engellenmesinde önemli rol oynamaktadır².

2.5.1.2. Alümina ile Güçlendirilmiş Seramikler

Alumina destekli seramiklerde camsı yapı içindeki kristal fazlar homojen bir şekilde dağılmaktadır, bu dağılım seramik yapısını güçlendirmektedir. İlk alümina destekli seramikler 1960'lı yıllarda Hughes ve McLean tarafından geliştirilmiştir. Bu seramikler ağırlıkça % 40-50 alümina içeriğine sahiptir (  ekil 2.1.). Alümina, yüksek elastik modüle (350 GPa) ve kırılma tokluğuna ($3,5-4 \text{ MPa.m}^{1/2}$) sahip bir malzemedir ve zayıf camsı yapıda çatlak ilerlemesinin engellenmesi ve durdurulması görevini üstlenmektedir (  ekil 2.2.). Normal bir feldspatik porselenin kırılma dayanımı 60-65 MPa iken, alümina ilave edilmiş porselenlerde bu değer 120-150 MPa'a kadar   ıkmaktadır⁷.



Şekil 2.1. Alümina destekli seramiklerin mikroyapısı⁷



Şekil 2.2. Alümina taneciklerinin çatlak önlemesi⁷

2.5.1.3. Magnezya ile Güçlendirilmiş Seramikler

Magnezya destekli seramikler 1985 yılında geliştirilmiştir. Genleşme katsayıları ($14,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$) metal destekli seramiklere ($13,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$) oldukça yakındır. Kırılma dayanımları (131 MPa) ise geleneksel feldspatik porseleninin (60-65 MPa) iki katı kadardır. Kullanılan magnezyanın silika ile $1100-1150 \text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de reaksiyona girmesi sonucunda, bekleme süresine bağlı olarak farklı miktarlarda forsterit (Mg_2SiO_4) kristalleri oluşmaktadır. Bu ince kristaller porselenin kuvvetlendirilmesine katkıda bulunmaktadır¹³.

2.5.1.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler

Geleneksel feldspatik seramiklerin yapısına tetragonal zirkonya fiberlerinin eklenmesiyle zirkonya destekli seramikler elde edilmiştir. Zirkonyanın dönüşüm sertleşmesi mekanizması ile porselenin kırılma tokluğunda, kırılma dayanımında ve ısıl şok dayanımında önemli artışlar meydana gelmiştir. Fakat zirkonya ilavesinin porselenin ışık geçirgenliği ve ergime sıcaklığı üzerinde olumsuz etkileri de dezavantaj oluşturmaktadır. İlerleyen bölümlerde zirkonyadan detaylı olarak bahsedilecektir^{2,14,16}.

2.5.2. Cam Seramikler

Cam seramikler ilk olarak 1950'lerin ortalarında S.D. Stookey tarafından geliştirilmişlerdir. Cam seramikler, uygun bileşimdeki camın kontrollü ısıl işlem ile kristallendirilmesi sonucu elde edilen seramik malzemelerdir. Camın kontrollü kristallendirilmesi ile cam içinde dağılmış ince kristaller oluşmaktadır. Bunların sayısı, büyüme hızı ve boyutu ısıl işlem sıcaklığı ve süresi ile ilgilidir. Cam seramiğin yüksek mekanik dayanım göstermesi için kristal sayılarının fazla olması ve camsı yapıda homojen bir biçimde dağılımları gerekmektedir. Çoğu cam seramiğin opak karakterinden dolayı diş uygulamalarında kullanımları uygun değildir. Diş protezlerinde genellikle lōsit, mika ve lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) cam seramikleri kullanılmaktadır¹⁷.

2.5.3. Cam emdirilmiş Seramikler

Yarı sinterlenmiş seramik olarak spinel, alümina ve alümina-zirkonya kullanılmaktadır.

2.5.3.1. Spinel Sistemi

Spinel sistemi olarak In-Ceram Spinel® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) mevcuttur. Bu sistem yarı sinterlenmiş MgAl_2O_4 yapısına camın emdirilmesiyle elde edilmektedir. Cam emdirilmiş seramikler içinde en düşük mekanik özelliklere sahip olan spinel sistemidir. Kırılma dayanımı 283-377 MPa arasında

değişmektedir, ışık geçirgenliği açısından ise en iyi sistemdir. Bu yüzden ön dişlerin estetik uygulamalarında tercih edilmektedir¹⁸.

2.5.3.2. Alümina Sistemi

Cam emdirilmiş alümina bu alandaki en popüler sistemlerden biridir. In-Ceram Alümina® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), Turcomcera ve Topceram olmak üzere üç adet ticari markalar bulunmaktadır. Bu markalar ile üretilen restorasyonların kırılma dayanımı yaklaşık 236-600 MPa, kırılma tokluğu ise 3,1-4,61 MPa.m^{1/2} arasındadır^{19,20}.

2.5.3.3. Alümina-Zirkonya Sistemi

Cam emdirilmiş alümina-zirkonya sistemi, alüminanın yaklaşık % 35 kısmı kararlı zirkonya ile güçlendirilmesi ile elde edilmektedir. Bu alanda kullanılan ürün In-Ceram Zirkonya® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)'dır. Cam emdirilmiş seramikler içinde en yüksek mekanik özelliklere sahip olan sistemdir. Alümina-zirkonya sisteminin kırılma dayanımı 421-800 MPa, kırılma tokluğu 6-8 MPa.m^{1/2} olarak belirtilmektedir. Fazla opak olmasından dolayı posterior dişlerin kron ve köprü protezlerinde kullanımı daha uygundur²¹.

2.5.4. Tamamen Sinterlenmiş Seramikler

Zirkonya ve alüminanın beyaz rengi, biyo-uyumluluğu ve yüksek mekanik özellikleri protetik uygulamalarda kullanımlarına imkân vermektedir. Cam emdirilmiş seramiklerden farklı olarak sinterlenmiş seramiklerde camsı faz yoktur. Alümina ve zirkonya gibi çok kristalli seramiklerin tamamen sinterlenmesiyle üretilmektedirler. Destekler CAD/CAM teknolojisine sahip otomatik ya da manuel cihazlarda blok formundaki ürünlerin işlenmesiyle üretilmektedirler. Manuel cihazlarda sadece yarı sinterlenmiş bloklar işlenip, sonrasında hazırlanan destekler sinterlenirken, otomatik cihazlarda tamamen sinterlenmiş bloklar da işlenebilmektedir.

2.6. Zirkonya Seramikler

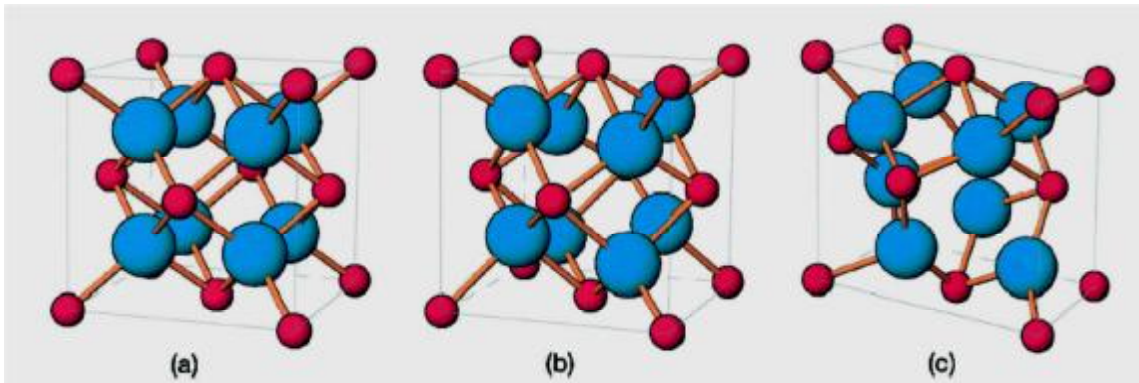
Zirkonyum, “Zr” sembolü ile ifade edilen, parlak, grimsi-beyaz renkli atom numarası 40 olan bir elementtir. Oda sıcaklığında katı formda bulunan zirkonyumun ergime noktası 1855 °C ve kaynama noktası 4409 °C’dir. Zirkonyum hegzagonal kristal yapıya sahiptir ve yoğunluğu 6,49’dur.

Zirkonya, günümüz diş hekimliğinde tam seramik restorasyonları güçlendirmek için, seramiğin yapısına eklenen son materyallerden biridir²². 1789 yılında alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bulununan Zirkonyum oksit 1960’lı yıllarda biyomateryal olarak kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak ortopedi alanında kullanılmaya başlanan zirkonyum, sertliği, aşınma direnci, mekanik ve ısısal değişimlere dayanıklılığı ve korozyon direnci sayesinde oldukça iyi sonuçlar vermiştir^{22,23}. 1990 ların başlarında da yapısına Y (yitriyum) katılarak oda sıcaklığında stabilizasyonu sağlanan Y-TZP (yitriya tetragonal zirkonya) diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak endodontik post, implant üst yapısı ve ortodontik braket olarak kullanılan Y-TZP, tam seramik restorasyonlarda da alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır^{22,24,25}.

2.6.1. Mikroyapılarına Göre Zirkonya

Zirkonya; saf, kısmi stabilize ve tam stabilize olmak üzere üç farklı formda bulunmaktadır:

Saf zirkonya, kübik (C), tetragonal (T) ve monoklinik (M) formlarda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir (Şekil 2.3.)



Şekil 2.3. Saf zirkonyanın formları

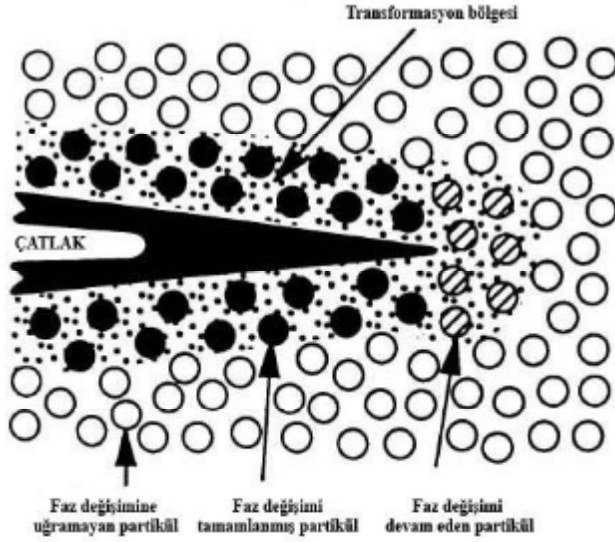
Saf zirkonya doğada tek başına bulunmaz, ya oksit (ZrO_2) formundadır ya da zirkon taşından ($ZrSiO_4$) elde edilir. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya 1170 °C'e kadar kararlıdır. Bu sıcaklığın üstüne çıkıldığında tetragonal forma, 2370 °C'nin üzerine kadar ısıtıldığında ise kübik forma geçer. Soğuma işlemi sırasında ise 1070 °C'ta tetragonal-monoklinik faz değişimi gerçekleşir. Bu değişim sırasında da %3-4'lük bir hacim büyümesi oluşur. Bu genleşme ile oluşan stres sonucu saf zirkonya içinde çatlaklar oluşur ve oda sıcaklığına düşürüldüğünde yapıyı parçalara ayırır. Bu kontrolsüz faz değişimleri, saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını imkânsız hale getirmiştir²⁶.

Zirkonyanın diğer bir formu, kısmi stabil (PSZ) zirkonyadır. Kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO_2) ve yitrium oksit (Y_2O_3) gibi yapıyı kararlı kılıcı (stabilize edici) oksitlerin saf zirkonya içerisine ilave edilmeleri faz dönüşümlerini engellemekte ve oda sıcaklığında çok fazlı sistemlerin eldesine izin vermektedir. Saf zirkonya, bu oksit stabilizatörlerin ilavesi ile 1000 °C'nin üzerine kadar ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte, ancak tekrar oda sıcaklığına düşürüldüğünde saf zirkonyadan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini almaktadır. Bu ilaveler ile zirkonya yapı, ısıtma işlemleri sonunda yarı stabil zirkonya (PSZ) halini almaktadır^{26,27}.

Zirkonya yapının kuvvetler karşısındaki dayanıklılığında iki farklı mekanizma söz konusudur. Bu mekanizmalardan biri farklı fazlar arasındaki ısıtma genleşme katsayısı farkıdır. Zirkonya içerisindeki tetragonal fazın ısıtma genleşme katsayısı $6.5 \times 10^{-6}/^{\circ}C$ iken, kübik fazın ısıtma genleşme katsayısı $10.5 \times 10^{-6}/^{\circ}C$ dir. Aradaki bu fark ısıtma işlemleri sırasında yapı içinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç basınç meydana getirir ki bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır²⁶.

Diğer bir mekanizma ise iç stres oluşumudur. PSZ ile güçlendirilmiş bir restorasyon fonksiyona girdiğinde, çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle, yapı içindeki kübik matrikse baskı uygulanmaya başlar ve kübik matriks içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi sırasında kristallerde yaklaşık %4 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matriks içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana gelir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak, zirkonyanın kuvvetler

karşısındaki mekanik özelliklerini artırır. (Şekil 2.4) Zirkonyaya yüksek dayanıklılığını veren de bu özelliğidir²⁶.



Şekil 2.4. Zirkonyada faz değişimi²⁶

2.6.1.2. Dental Uygulamalarda Kullanılan Zirkonya Tipleri

Zirkonyum içeren birçok seramik sistemi dental kullanıma uygun olmasına rağmen bunlardan sadece üç tanesi diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunlar; yitrium katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP), zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA) ve magnezyum katyonlu kısmen stabilize zirkonyadır (Mg-PSZ)²⁸.

2.6.1.2.1. 3Y-TZP

Biyomedikal alanda kullanılan zirkonya, genellikle 3 mol% yitriya (Y_2O_3) ile stabilize edilmektedir. Stabilizasyon sırasında Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları katyonik tarafta rastgele dağılmıştır ve oksijen atomuyla tepkimeye girerek elektriksel olarak nötrleşmektedirler.

3Y-TZP diş hekimliğinde kron ve köprü yapımına uygun bir materyaldir. Restorasyonlar yarı sinterize blokların yumuşak işlenmesini takiben yüksek sıcaklıkta sinterize edilmesiyle veya tam sinterize blokların sert işlenmesiyle elde edilmektedir.

3Y-TZP'nin mekanik özelliklerinin iyi olması gren boyutuna bağlıdır. 3Y-TZP

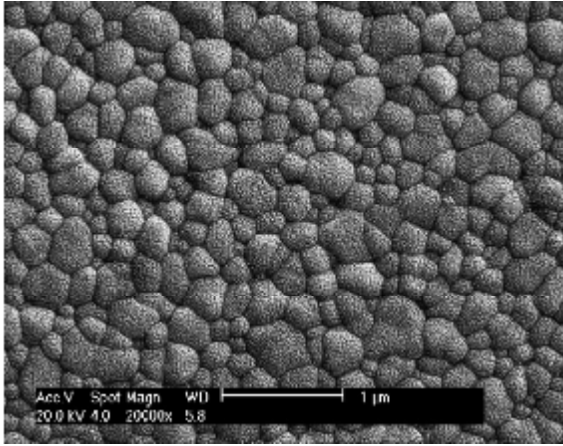
kritik gren boyutunun üzerinde ise daha az stabildir ve kendiliğinden gerçekleşen $t \rightarrow m$ dönüşümünden daha çok etkilenir ama gren boyutu $1 \mu\text{m}$ 'den az olursa dönüşüm oranı azalır. Normal şartlarda da gren boyutu yaklaşık $0,2 \mu\text{m}$ 'dir ve dönüşüm mümkün değildir bu da kırılma tokluğunun azalmasına neden olur. Sonuç olarak sinterleme koşulları son gren kalınlığını etkilediği için hem stabilite hem de mekanik özellikler üzerinde güçlü etkiye sahiptirler. Yüksek sinterleme sıcaklığı ve uzun sinterleme süresi büyük gren boyutlarına sebep olmaktadır^{29,30}.

Dental restorasyonlarda 3Y-TZP uygulanırken genellikle ilk olarak hafif makinede işlem gördükten sonra üretici firmanın talimatlarına göre 1350°C ve 1550°C arasında değişen son sinterleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Dental uygulamalarda sinterleme sıcaklığı, 3Y-TZP'nin geç faz stabilizasyonu ve gren boyutuna etkisinden dolayı geniş bir aralığa sahiptir. Daha önceden de bahsedildiği gibi yumuşak işlenmeyle üretilen restorasyonlar form verme aşamasını takiben sinterlenmelidir. Böylece restorasyonda kumlama ve taşlama yapılmadığı sürece $t \rightarrow m$ transformasyonu engellenmiş olacaktır. Bu şekilde, bitim yüzeyi hemen hemen monoklinik fazdan arındırılmış olmaktadır. Sert işleme yapılan tam sinterize 3Y-TZP bloklarda oldukça fazla miktarda monoklinik faz oluşmaktadır, bu da yüzeydeki mikro kırıklara ve düşük sıcaklık bozunmasına karşı duyarlılığın arttırmasına neden olmaktadır. Böyle bir durumda daha önce materyalin içinde mevcut olan defektler kırılma merkezleri olarak hareket edecektir^{22,31}.

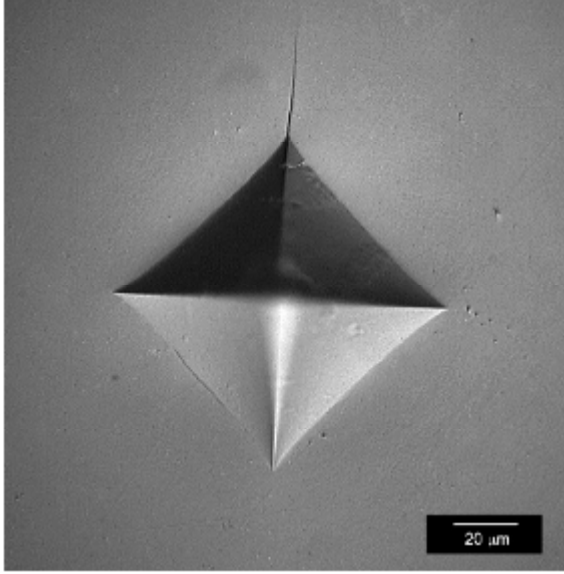
Dental uygulamalarda kullanılan 3Y-TZP seramiklerin mikro yapıları uygulanan sinterleme derecesine göre $0,2 \mu\text{m}$ ila $0,5 \mu\text{m}$ arasında değişen grenlerden oluşmaktadır (Şekil 2.5). 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri ($800\text{-}1000 \text{ MPa}$ bükülme dayanımı, $6\text{-}8 \text{ MPa.m}^{1/2}$ kırılma tokluğu) bilinen diğer dental seramiklerden daha üstündür. Şekil 2.6'da 3Y-TZP ye $98,1 \text{ N}$ kuvvet uygulanarak gerçekleştirilen Vickers sertlik testinin mikroskobik görüntüleri gösterilmiştir ve sadece bir indentasyonda kısa bir çatlak gözlenmiştir bunun da dönüşüm toklaşması nedeniyle oluştuğu yargısına varılmıştır²⁸.

Çizelge 2.1. Y-TZP'nin karakteristik özellikleri²⁶

Özellikler Y-TZP	
Kimyasal bileşim (%)	ZrO ₂ + 3 mol Y ₂ O ₃
Yoğunluk (g/cm ³)	> 6
Porozite (%)	< 0,1
Eğme dayanımı (MPa)	900-1200
Basma dayanımı (MPa)	2000
Young modülü (GPa)	210
Kırılma tokluğu (MPa.m ^{1/2})	7-10
Isıl genleşme katsayısı (K ⁻¹)	11x10 ⁻⁶
Isıl iletkenlik (W m K ⁻¹)	2
Sertlik (HV)	1200



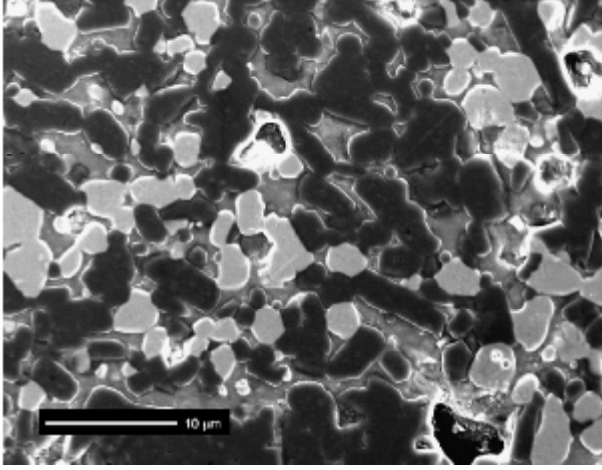
Şekil 2.5. Üretici firmanın direktifi doğrultusunda sinterleme yapılmış 3Y-TZP'nin elektron mikroskopundaki görüntüsü²



Şekil 2.6. Vickers indentasyon testi uygulanan 3Y-TZP'nin optik mikroskoptaki görüntüsü²⁸

2.6.1.2.2. Cam İnfiltre Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

Zirkonyanın stres artırıcı transformasyonunu avantaja çevirebilmek için alümina matrisle kombine edilmesi de farklı bir yaklaşımdır. Dental kullanıma uygun ticari ürünlerden In-Ceram Zirconia® (Vident™, Brea, CA)'nın hacmen % 33'üne, % 12mol ceria ile stabilize zirkonya eklenerek “Slip-Casting” tekniğiyle veya yumuşak işlemeyle elde edilebilmektedir. İlk olarak 1100 °C'de 2 saat sinterize edilen bu pörözlü seramik yapıya daha sonra cam infiltre edilir, son üründe yaklaşık %23 cam faz bulunmaktadır. In-Ceram Zirkonyanın mikro yapısı Şekil 2.7'de verilmiştir. Zirkonya grenleri alümina grenlerine göre daha açık gösterilmektedir. Slip-casting sisteminde çok az büzülme görülmektedir ancak yapısında % 8-11 arasında değişen ve sinterlenmiş 3Y-TZP'den çok daha fazla pörözite bulundurmaktadır. Bu durum In-Ceram Zirkonya ile 3Y-TZP karşılaştırıldığında In-Ceram Zirkonyanın daha düşük mekanik özelliklere sahip olmasını kısmen açıklamaktadır. Ce-TZP seramikler aynı termosiklus veya yaşlandırma şartları altında Y-TZP ye göre daha iyi termal stabilizasyon ve yaşlanmaya karşı direnç göstermektedir^{22,28}.



Şekil 2.7. In-Ceram Zirkonyanın elektron mikroskobu görüntüsü²⁸

2.6.1.3. Dönüşüm Sertleşmesi

1975 yılında Garvie, Hannink ve Pascoe çatlağın önünde oluşan gerilme alanı etkisi ile yarı kararlı tetragonal zirkonya tanelerinin monoklinik forma dönüşmeleri sonucunda zirkonyanın, seramiklerin dayanımını ve tokluğunu artırma potansiyeline sahip olduğunu belirtmişlerdir³².

Zirkonyanın tokluğunun artırılması, çatlak saptırma mekanizması dışında, tetragonal-monoklinik faz dönüşümü prensibine dayanan mekanizma ile de anlatılabilir.

2.6.1.3.1. Mikroçatlak Oluşumu

Mikroçatlak oluşumu, kübik zirkonya ya da alümina gibi bir seramik matriks içinde bulunan zirkonya tanelerinden kaynaklanmaktadır. Soğuma esnasında tetragonal fazdan monoklinik faza geçişte meydana gelen % 3-5 lik hacimsel genleşme, dönüşüme uğramış zirkonya taneleri etrafında çatlaklara yol açmaktadır.

Oluşan bu mikroçatlaklar, yapı içinde ortaya çıkan ve ilerleyen çatlağın yönünü değiştirerek enerjisini azaltmakta ve seramiğin tokluğunu artırmaktadırlar.

2.6.1.3.2. Gerilim Artışıyla Dönüşüm Sertleşmesi

Malzeme içinde çatlağın başlaması ve ilerlemesi durumunda ana yapı tarafından tetragonal ZrO_2 tanelerinin üzerindeki sınırlandırıcı güç ortadan kalkmakta ve çatlak

nedeniyle taneler üzerlerinde meydana gelen çekme gerilmesi sonucu monoklinik forma dönmektedirler. Bu tetragonal-monoklinik faz dönüşümü yapıda % 3-5 lik hacim artışı ve yaklaşık % 1-7 lik bir kayma gerilmesi meydana getirmektedir. Bu durum çatlağın oluşturduğu çekme gerilimine karşılık matriks içinde, özellikle de çatlak ucunda bir baskı gerilimi alanı oluşturmaktadır. Böylece seramik tokluğu artırılmaktadır^{26,33}.

2.7. Hızlı Üretim Teknolojileri

Hızlı üretim teknolojileri üç boyutlu tasarım programı ile hazırlanmış modellerden fiziksel prototipler üretmeyi sağlar. Hızlı üretim sistemleri bir ürününün geliştirilmesinde ya da imalatı öncesinde çok farklı amaçlar için gerekli prototip ihtiyaçlarını hızlı ve doğru bir şekilde karşılayabilmektedir. Farklı hızlı üretim sistemleri, kullanıcı açısından bakıldığında, farklı çalışma prensipleri, uygulama alanları ve malzeme kullanımları, üretim zamanı, fiyat, fonksiyonellik, doğruluk, geometri ve büyüklük yönleriyle kullanıcıya değişik alternatifler sunmaktadır.

Hızlı üretim teknolojisinde, üretilmesi düşünülen kapalı hacimlere sahip modeller önce 3 boyutlu bir tasarım programı yardımı ile bilgisayarda modellenir. Tasarıma sıfırdan başlanabileceği gibi hâlihazırda var olan bir model veya cismin 3 boyutlu tarayıcılar ile taranmasıyla elde edilen veri de kullanılabilir. İlk oluşturulan integre CAD sistemli cihazların iki boyutlu modeller için uygun olması ve üç boyutlu modele ait bazı istisnâ özellikleri tam yansıtamaması nedeni ile stereolithography tekniği ile kullanımı için 3D System Inc. tarafından ".stl " uzantılı veri formatı tasarlanmıştır. Her türlü 3D geometriyi birbirine bağlı üçgen şeklindeki düz yüzeyler ile ifade eden STL formatında, üç boyutlu modelin geometrisi tanımlanarak hızlı üretim cihazlarına aktarılır³⁴.

2.7.1. Dış Hekimliğinde Hızlı Üretim Teknolojileri

2.7.1.1. CAD-CAM Sistemi

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM), bilgisayar kontrolü ile çalışan, makine ile üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu

tasarımının ve üretiminin yapılması anlamında kullanılan ve daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir. 1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan bu teknolojinin diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkarak CAD-CAM teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır. Günümüzde CAD-CAM restorasyonlar; tarayıcı uçlar kullanılarak elde edilen veriler doğrultusunda bilgisayar ortamında modellendikten sonra, bilgisayar destekli freze sistemleri ile hazır porselen bloklardan aşındırılarak üretilmektedir. 1985 yılından günümüze dek Cerec, Cicero, Procera, Celay, DC-Zirkon ve Cercon gibi çok sayıda CAD-CAM sistemleri geliştirilmiştir. CAD-CAM restorasyonlar, model üzerinde hazırlanan mum modelajın tarayıcı ile taranması sonrasında porselen bloktan kazınmasıyla (Copy Milling) (Celay, Mikrona) veya preparasyonun ya da ölçülerinin taranarak, bilgisayara aktarılması sonrasında porselen blokların aşındırılması ile şekillendirilebilir. (Procera, Nobel Biocare)³⁵.

Diş hekimliğinde uygulanan restorasyon üretiminin otomasyonundan beklenen hedefler; ticari olarak üretilen materyal blokları kullanılarak daha yüksek ve uniform kalitede restorasyonların elde edilmesi, restorasyon şekillendirme işleminin standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi olmuştur. Geleneksel restorasyonlar insan eli ile hazırlandığı için, kullanılan materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin güvenilirliği etkilenebilmektedir.

2.7.1.2. Lazer Sinterizasyon

Tabakalı üretim tekniklerinin temelleri Ciraud'un 1971'de aldığı patent ile atılmıştır³⁶. Üç boyutlu lazer kaplama teknolojisinin de öncüsü olan ve seçici lazer sinterleme (Selektif Laser Sintering, SLS) ve seçici lazer ergitme (Selektif Laser Melting, SLM) sistemlerinin kavramlarını tanımlayan Ciraud, 1977 yılında Household patentlerini almıştır³⁷. Deckard'ın 1986'da Teksas Üniversitesi'nde yaptığı çalışma 1992 yılında ortaya çıkarılan ilk masaüstü üretim (Desktop Manufacturing, DTM) makinesi ile sonuçlanmıştır. Deckard geliştirdiği sistemi ilk olarak nesnelerin seçici sinterleme ile tabakalı oluşturulması (Part Generation by Layerwise Selective Sintering, PGLSS) olarak adlandırmış ardından bu ismi seçici lazer sinterleme olarak değiştirmiştir³⁸.

1980’li yılların ortalarında ve 1990’lı yılların başında gelişmeye başlayan hızlı prototipleme çalışmaları üretimin her aşamasında hızla gelişmiştir. 90’lı yıllarda SLS ve SLM sistemlerinin bulunması ile metal tozlarından tabakalı parça imalatına geçilmiştir. Lazer ergitme yönteminde toz malzeme ergitilerek, tozların birbirine bağlanması sağlanmaktadır. Bu teknolojiler önce prototip, daha sonra seri üretim tekniğinde günümüze kadar başarı ile kullanılmıştır.

2.7.1.2.1. Tabakalı Üretim

Tabakalı üretim teknolojileri genellikle hızlı prototipleme (Rapid Prototyping, RP) teknolojileri ile birlikte anılırlar ve bu noktada evrensel bir terminoloji henüz oluşmamıştır. Tabakalı üretim (Layer Manufacturing, LM), diğer adı ile hızlı prototipleme, tekniklerinin yaklaşık 20 yıllık bir tarihçesi mevcuttur. Bu teknikler CAD ile üretilen üç boyutlu katı modellerden, doğrudan, tabaka-tabaka fiziksel modeller üretirler^{39,40}.

2.7.1.2.2. Hızlı Prototipleme (Rapid Prototyping)

Bu sistem, 3D CAD tasarımı yapılan numunelerin tasarımdaki hatalarını görmek veya kullanıma uygunluğunu tespit etmek için hızlı imalat teknolojisi sonucu oluşan prototip üzerinde inceleme yapmaya imkan sağlamıştır. Son yıllarda gelişen teknoloji ile SLS ve SLM makineleri, prototip anlayışını kırarak doğrudan üretim olanağı sunmuştur^{41,42}.

2.7.1.2.3. Hızlı Üretim (Rapid Manufacturing)

Gerçek üretim parçaları (son ürün) olan ve çeşitli temel gereklilikleri sağlayan fonksiyonel parçaların üretilmesi anlamına gelir⁴³.

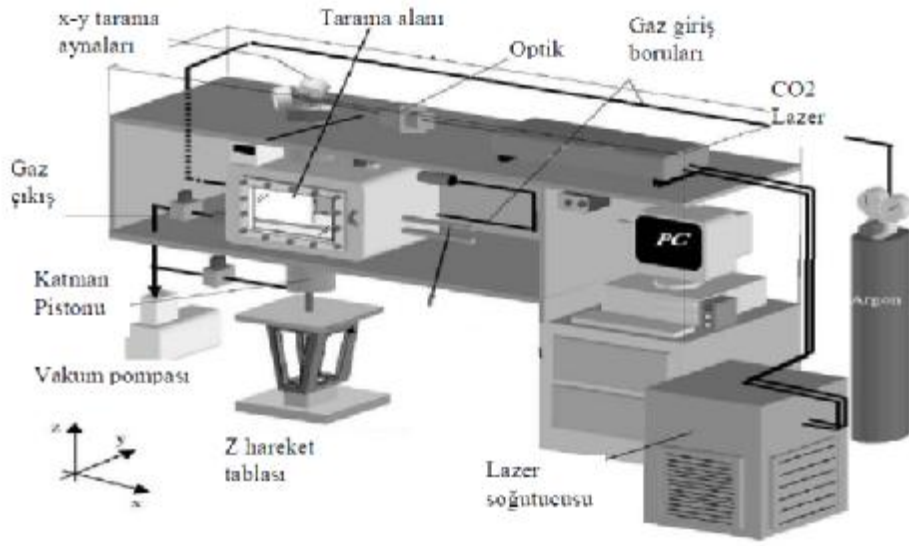
2.7.1.2.4. Hızlı Aletleme (Rapid Tooling)

Hızlı aletleme hızlı üretimin alt kategorisi olarak değerlendirilebilir. Bu terim

tabakalı üretim teknolojisi ile üretilen fonksiyonel alet parçaları için kullanılmaktadır. Hızlı üretim teknolojilerinin gelişmeye başladığı ilk safhalarda, hızlı prototipleme (RP) çoğunlukla polimerlerden üretilen prototiplerden ibaretti. Polimerlerden üretilen kavramsal ve fonksiyonel prototipler piyasa içinde onay almış ve kullanım görmektedir. Günümüzde hızlı aletleme ve hızlı üretim birçok araştırmaya konu teşkil etmektedir^{36,44}.

2.7.1.3. Selektif Lazer Sinterleme ve Ergitme (SLS ve SLM)

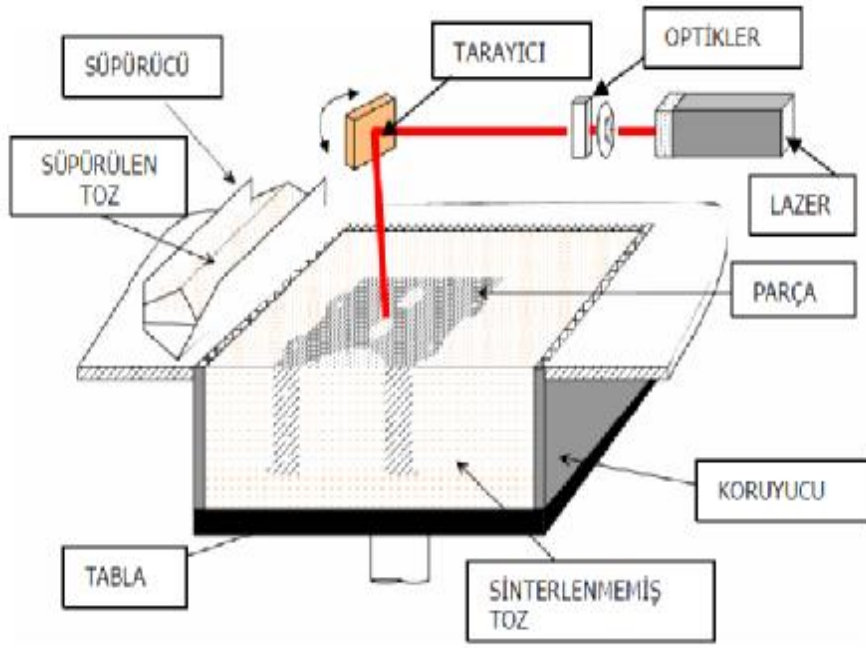
SLS ve SLM cihazlarında işlemleri verilerin oluşturulması, inşa ve yüzey işlemleri olarak üç grupta sıralayabiliriz. Veri oluşturulmasında herhangi bir CAD programında ürün 3D model olarak tasarlanıp, CAD dosyası STL uzantılı olarak kaydedilmektedir. Sonrasında eldeki STL formatlı modelimiz rapid prototip cihazının yazılımında açılır. Açılan model yazılım tarafından parçanın yüksekliği boyunca yatay katmanlara bölünerek SLS ve SLM cihazlarında hazırlanırlar. İnşa süresinde ise akış şöyle gelir; ilk önce yapılacak parçanın hangi alaşım veya metal tozundan yapılacağı tespit edilir. Kullanılacak materyalin tozu SLS ve SLM cihazlarının üretici firmaları tarafından mekanik özelliklere göre veya kullanım alanlarına göre özel olarak hazırlanmaktadır. Materyal tozunun tane boyutu da işlenebilirlik açısından önemlidir. Materyal tozu seçiminden sonra makinenin kartuşunu bu toz ile doldurarak işleme başlanır⁴⁵. Şekil 2.8’de bir SLS makinesinin hangi elemanlardan oluştuğu görülmektedir. Burada gücü 80W ile 200W arası olan lazer odağı optikler vasıtası ile değiştirilebilmektedir. Eksen hareketleri bir tarayıcı sayesinde tek odaktan sağlandığı gibi aynalar kullanılarak yüksek hızlarda hareket eden lineer motorlu sistemlerle veya şekildeki gibi tarayıcı sistemlerle de kullanılmaktadır.



Şekil 2.8. SLS makinesinin elemanları

Önceden cihazın yazılımı tarafından STL formatında katmanlara bölünen parça tablanın düşey ekseninde her hareketi bir katmana eşit olacak şekilde lazer enerjisi kullanılarak sinterlenmektedir. Tabla düzeneği bilgisayar yazılımında tanınmaktadır. Yazılımda tablanın üstünde gerçekleştirilecek parçanın yerleşimi de belirlenmiştir. Her katmanın sinterleme işlemi bittikten sonra tabla aşağı yönde bir katman oluşturacak kadar hareket etmektedir. Süpürücü vasıtası ile yeni toz havuz üzerine serpilerek işlemler tekrarlanmaktadır.

Şekil 2.9’da bir SLS makinesinin elemanları gösterilmektedir. Genellikle SLS makinelerinde ortamda bir gaz bulunmaktadır. Bu gaz genellikle argon gazıdır. Argon gazı atmosferi sayesinde korozif ortam oluşması engelleneceği gibi aynı zamanda lazerin taneciklerin sinterizasyonunu sağlıklı yapması sağlanmaktadır. Lazer bir güç ünitesi tarafından beslenmekte ve sabit bir şekilde lazer ışını üretmektedir. X ve Y eksenlerindeki hareket tarama aynalarının hareketleri ile verilmektedir. Katmanların oluşumu ise Z eksenindeki bir hareket kontrol ünitesi vasıtası ile verilmektedir^{46,47}.



Şekil 2.9. SLS Makinesinin Tarama Alanı Elemanları

Selektif lazer sinterleme ve selektif lazer eritme işlemlerinde toz partikülleri dört farklı şekilde bağlanırlar. Bunlar;

- 1) Katı faz sinterizasyonu (SSS, Solid State Sintering)
- 2) Sıvı faz sinterizasyonu ve kısmi ergime,
- 3) Tam ergime ve
- 4) Kimyasal tetiklemeli birleşme⁴⁸.

Katı faz sinterizasyonu atomların difüzyonu başta olmak üzere, toz taneciklerinin ergime sıcaklığının altında birleşmesi ile oluşan bir birleşme sürecidir⁴⁹. Katı faz sinterizasyonunun en önemli avantajı bu yöntemle geniş bir materyal topluluğunun üretilmesidir. Fakat katı faz sinterizasyonu katı haldeki difüze atomların yavaş hareket etmesi ve yüksek lazer hızına uyum sağlayamaması nedeni ile tabakalı üretimde az kullanılır⁴⁹⁻⁵¹. **Sıvı faz sinterizasyonu**, diğer parçalar katı halde iken, toz malzemenin bir kısmının ergimesi gibi bağ mekanizmaları içerir. Tek veya iki komponentli olabilmektedir. Tek komponentli olduğu zaman yüzeyel ergime olur; iki komponentli olduğu zaman ise düşük ergime sıcaklığına sahip malzeme bağlayıcı, yüksek ergime sıcaklığına sahip malzeme ise yapısal malzeme olacak şekilde bağlanmaktadır^{49,52}. **Kısmi ergime**, farklı bir bağlayıcının olmadığı ve sadece yapısal

materyallerin uygulandığı durumlarda da mümkün olabilmektedir. Eriyen kısımlar bağlayıcı görevi görür ve etkilenmeyen içyapıların birleşmesine neden olur. **Tam ergime** partiküllerin birleştirilmesinde kullanılan bir tekniktir ve genellikle işlem sonrası ikinci bir yoğunlaştırma süreci gerektirmeyen tam yoğunlukta parça elde etmek istenildiğinde kullanılır. Metal tozlarının, modern lazer kaynakları ve optikleri kullanılarak, yoğunluğu % 99,9'a varan objelerin elde edilebilmesini sağlayan büyük aşamalar kaydedilmiştir⁴⁹. **Kimyasal tetiklemeli bağlanma** partikülleri birleştirmede kullanılan bir diğer önemli mekanizmadır⁴⁹.

2.7.1.4. Üç Boyutlu Lazer Kaplama

Bu sistemde bir toz yatağının içinde materyalin kaynaştırılmasından ziyade, toz küçük kanallardan temin edilir. Toz genellikle lazer demetine dik gelecek şekilde verilir. Geleneksel yöntemlerle işlenmiş materyallerin mekanik özelliklerine ve yoğunluğuna yakın veya bu materyallerden daha üstün olan parçaların üretimi sağlanmış olur⁵³.

2.7.1.5. Litografi Bazlı Üretim

SLS teknolojisi ile benzer bir teknoloji kullanılan yöntemde lazer yerine ışık yayan diyot (light emitting diode, LED) kullanılarak sinterleme yapılmaktadır. Yine taranan ürün AutoCad'e aktarılıp STL formatına çevirilmekte ve yazılım devreye girmektedir.

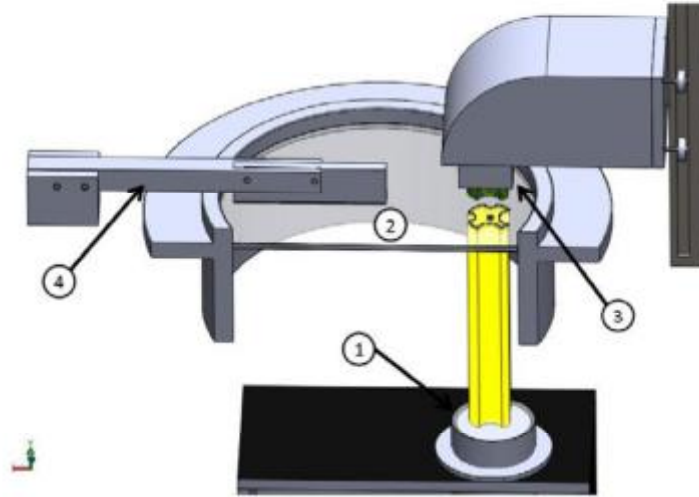
Litografi bazlı üretim CeraFab 7500 isimli cihazla yapılmaktadır (Şekil 2.10). Cihazın çalışma prensibi; tabakalı bilgi aktarımını mümkün kılan oldukça gelişmiş LED teknolojisini kullanan özel tasarlanmış bir görüntüleme sistemi ile yapılan tabakalı üretime dayalıdır. Bu sistem sayesinde en küçük yapıların ve ince detayların üretimi bile mümkün kılınabilmektedir. Şekil 2.11' de projeksiyon sisteminin şematik görüntüsü, 2.12' de ise CerFab 7500 ile üretim aşaması görülmektedir.

Litografi yöntemi ile seramik de dâhil olmak üzere farklı malzemeler kullanılabilir. Cihaz homojen dağılan seramik tozunu ışığa duyarlı bir reçine ile birbirine bağlayarak litografik bazlı seramik üretimini (LCM) sağlamaktadır. Bu üretim

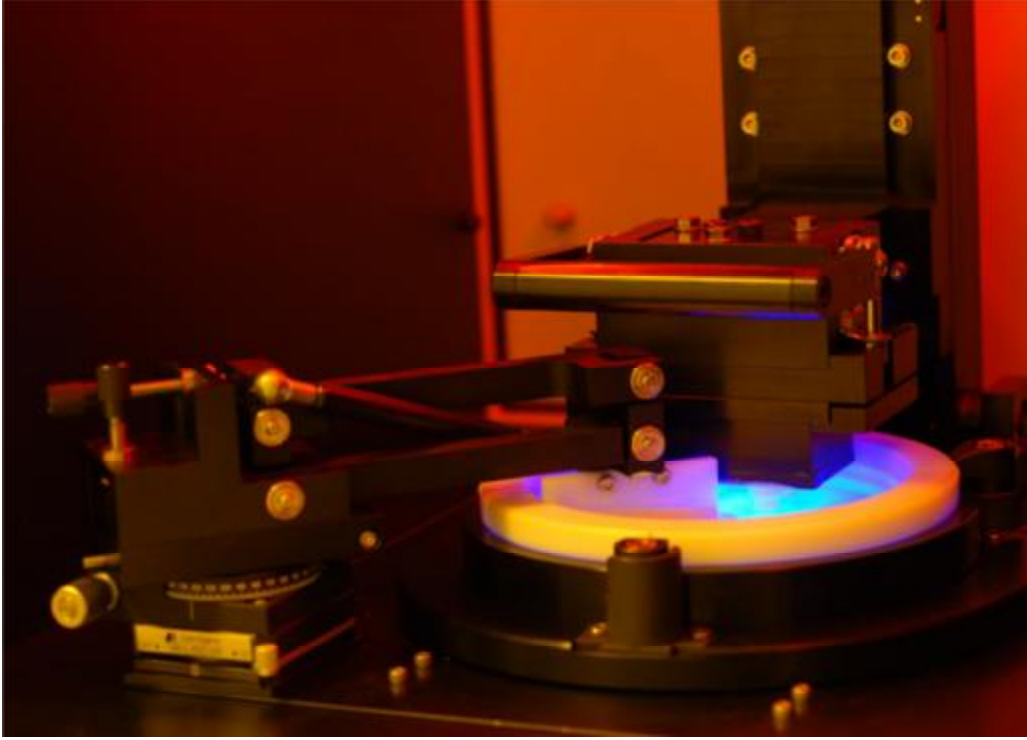
teknolojisinde fotopolimerler üretimin bel kemiğini oluşturmaktadırlar. Fotopolimerler LED ile aktive olmakta ve seramik parçalar arasında bağlayıcı olarak hareket edip, parçanın tam şekillendirmesini yapmaktadırlar.



Şekil 2.10. CeraFab 7500 LCM cihazı



Şekil 2.11. Projeksiyon sisteminin şematik görüntüsü; (1) şeffaf tekne de bulunan karışım, (2) üretim platformu, (3) tarayıcı uç, (4) süpürücü parça



Şekil 2.12. CeraFab 7500 cihazı ile üretim aşaması

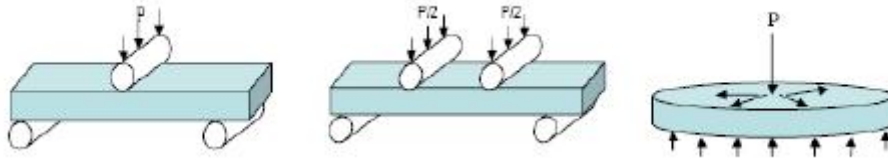
2.8. Mekanik Özelliklerin Belirlenmesinde Kullanılan Testler

2.8.1. Bükme Testleri (Flexure Tests)

Üç ve dört nokta eğme testleri ile biaksiyel eğme testinde basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelir ve güvenilir sonuçlar alınır (Şekil 2.13).

- Üç nokta eğme testinde yük dikdörtgen şeklinde hazırlanan örneğin orta kısmından uygulanır ve maksimum eğme gerilimi hesaplanır.
- Dört nokta eğme testinde ise yük dikdörtgen şeklinde hazırlanan örneğin orta kısmında iki noktadan uygulanır ve maximum eğme gerilimi hesaplanır.
- Biaksiyel eğme testinde örnekler disk şeklinde hazırlanır ve disk örnek 3 kürecik üzerine oturtulur. Yük 3 küreciğin merkez noktasından uygulanır. Yük üst yüzün merkezinden uygulanırken, diğer yüzde simetrik olarak karşı kuvvet oluşturulur ve maksimum stres kuvvetleri merkezi yükleme alanında meydana gelir³.

Üç nokta eğme testi ile karşılaştırıldığında dört nokta eğme testi ve biaksiyal eğme testleri, test bölgesinde oluşan düşük derecedeki makaslama kuvvetini belirlemektedir. Bu nedenle dört nokta ve biaksiyal eğme testlerinde oluşan gerilim saf bükülmeye yakındır. Bununla birlikte, biaksiyal testler kenar etkinse ve yüzey kusurlarına diğer testlere göre daha duyarlı olduğu için daha güvenilir sonuçlar vermektedir¹.



Şekil 2.13. Üç nokta eğme testi, Dört nokta eğme testi, Biaksiyal bükme testi

Biaksiyal eğme dayanımı test cihazında disk şeklindeki örnek birbirinden eşit uzaklıkta ve birbirine 120^0 açıyla konumlanmış 3 adet çelik topun bulunduğu destek çemberi üzerine yerleştirilir. Test cihazının üst kolundaki 1,2-1,6 mm çapındaki düz yüzeyli uç ile örneğin tam merkezine gelecek şekilde 1mm/dk hızla eğme testi uygulanır. Kırılmaya sebep olan toplam yük (Newton) formülde kullanılarak biaksiyal eğme dayanımı megapaskal (MPa) cinsinden aşağıdaki formüle göre hesaplanır. (ISO 6872)

$$S = -0,2387P (X-Y)/d^2$$

S: Megapascal cinsinden maksimum bükülme kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

$$X = (1+v) \log(r_2/r_3)^2 + [(1-v)/2](r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+v)[1 + \log(r_1/r_3)^2] + (1-v)(r_1/r_3)^2$$

v: Poisson oranı (0.25)

r_1 : Çelik toplar üzerinden geçen hayali destek çemberin çapı (mm)

r_2 : Baskı ucunun çapı (mm)

r_3 : Örneğin çapı (mm)

d: Örneğin kalınlığı (mm)

2.8.2. Sertlik Testleri

Sertlik, malzemelerin plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç olup; genellikle konik veya küresel standart bir ucun malzemeye batırılmasına karşı malzemenin gösterdiği direncin ölçülmesiyle belirlenir. Uygun olarak seçilen sert uç, uygulanan yük altında malzemeye batırıldığına malzeme üzerinde bir iz bırakacaktır. Malzemenin sertliği; bu izin büyüklüğüyle ters orantılıdır. Uygulanan ucun açısı, iz boyutları ve uygulanan yük kullanılarak sertlik değeri hesaplanabilir.

2.8.2.1. Mikrosertlik Ölçümü ve Hesaplanması

Sertlik değeri yükleme ucunun kalıcı deformasyona materyalin göstermiş olduğu direncin ölçülmesi ile tespit edilir; çünkü sertlik, test materyalinin indentasyona ya da penetrasyonuna gösterdiği dirençtir. Sertlik değeri seramik materyalinin deformasyona ve kırılmaya direncinin analiz edilmesini sağlar.

Mikro-sertlik aleti hassas bir alet olup kontrolü otomatiktir ve metal mikroskobu içermektedir. Mikro-sertlik deneyi için iki standart uç kullanılır. Birincisi 136°'lik tabanı kare olan piramit uçtur (Vickers ucu), diğeri ise Knoop ucu diye bilinen 172° 'lik tabanı eşkenar dörtgen olan piramit uçtur (Şekil 2.14).

Vickers sertlik testinde; sertliği ölçülecek materyale tepe açısı 136° olan, kare tabanlı piramit bir elmas uç ile 10 gram ile 100 kg arasında bir kuvvet uygulanarak bir iz oluşturulur. Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen kare şeklindeki izin köşeleri ölçülür. Ölçüm ekrandaki hareketli iki cetvel yardımıyla, köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır. İndenter kare kesitli olduğu için her iki köşegenin eşit olması beklenir. Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümüdür. Ancak sertlik Vickers sertlik numarası (VHN) şeklinde ifade edildiği için genelde birimi olmadığı kabul edilir ve aşağıdaki formül ile hesaplanır;

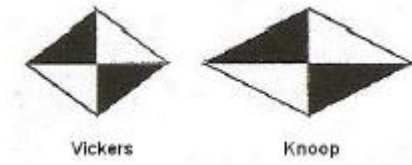
$$HV = 1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$$

Vickers mikrosertlik testi, diş hekimliğinde dental altın alaşımları ve kırılğan materyallerin sertliğinin belirlenmesinde kullanılır⁵.

Knoop sertlik testinde; iki karşı yüzü arasında 172° olan ve diğer iki yüz ile 130° açı yapan tabanı eşkenar dörtgen kesitli dört yüzlü uzatılmış piramit şeklinde batıcı bir elmas uç kullanılarak belli bir yük uygulanmaktadır. Oluşan iz eşkenar dörtgen şeklindedir. Knoop sertlik değeri aşağıda verilen formül ile hesaplanır;

$$KHN = 1.451 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2.$$

Bu test en çok mine ve dentin ile sert polimerik malzemelerin sertliğini değerlendirmek için kullanılır.



Şekil 2.14. Vickers ve Knoop uçlarının iz görüntüleri

2.9. Kırılma ve Kırılma Tokluğu

Kırılma, katı bir cismin gerilmeler altında iki veya daha çok parçaya ayrılması olayıdır. Tokluk ise, bir malzemenin yüklenmeye başladığı andan kırılana kadar oluşan toplam enerjidir. Malzemenin kırılmadan bir darbeye dayanması söz konusu olduğunda önem kazanan bir özelliktir. Kırılma tokluğu (K_{IC}) ise yük altında malzemenin çatlak yayılmasına karşı gösterdiği dirençtir. K_{IC} 'si büyük olan malzemeler çatlak yayılmasına karşı daha dirençli olup, K_{IC} 'si küçük olan malzemelerde ise çatlağın ilerlemesine karşı gösterilen direnç daha düşüktür.

2.9.1. Makroskobik Açıdan Kırılma Tipleri

2.9.1.1. Gevrek Kırılma

Çok az veya hiçbir plastik deformasyon oluşmadan meydana gelen kırılma tipidir. Genellikle camlar, seramikler ve bazı metaller gevrek olarak kırılırlar. Gevrek

kırılma önceden uyarmadan oluşan bir kırılma tipidir. Kırılma mikroçatlakların katastrofik bir kırığa dönüşümü sonucu oluşur.

2.9.1.2. Sünek Kırılma

Çatlak ilerlemesi öncesinde ve esnasında önemli ölçüde plastik deformasyonla karakterize edilir.

2.9.1.3. Yorulma Kırılması

Alternatif yükler altında kalan malzemelerde meydana gelen kırılma tipidir. Yorulma kırılmaları genel olarak plastik deformasyon meydana gelmeden de olabilir. Bazen yorulma kırılmaları sünek kırılmalara benzerse de, yorulma kırılmasında çatlak ilerlemesi sünek kırılmadan farklı olup, çatlak her bir yükleme periyodunda ancak belirli bir miktar ilerler⁵⁴.

2.9.2. Mikroskobik Açıdan Kırılma Tipleri

2.9.2.1. Klivaj (Ayrılma) Kırılması

Kırılma, klivaj düzlemleri diye bilinen belirli kristallografik düzlemler boyunca meydana gelirse, buna klivaj kırılması denir. Klivaj düzlemleri en düşük yüzey enerjisine sahip düzlemlerdir. Bu tip kırılma, klivaj düzlemine dik normal gerilmelerin kritik bir değeri aşması ile klivaj düzlemine dik atom bağlarının koparılması sonucunda olur.

Tek eksenli gerilme halinde, çatlak, çekme yönüne dik olarak ilerleme eğilimi gösterir, bu sebeple de klivaj kırılmaları düz bir görünüm gösterir. Malzemelerin gevrek kırılması, genellikle klivaj kırılması şeklinde olur. Klivaj kırılmasında genellikle tanelerin şekli bozulmaz ve yüzeyin görünüşü düzdür, kırılma yüzeyi ışığı çok iyi yansıtır ve parlak olarak görünür.

2.9.2.2. Kayma Kırılması

Metalik malzemelerde plastik deformasyon, kaymaya karşı direnci az olan atom düzlemlerinin kayması ile meydana gelir. Bu düzlemlere kayma düzlemleri adı verilir. Metalik malzemelerde kayma çatlakları maksimum kayma gerilmesinin bulunduğu kısımlarda ilerleme eğilimi gösterir.

2.9.3. Kırılma Mekanîği

Seramikler düşük gerilme dirençleri nedeniyle kırılğan yapıda malzemelerdir. Makaslama ve çekme kuvvetleri sonucunda oluşan streslere karşı dayanıklılıklarını yitirebilmektedirler^{11,12}. Dental seramiklerde kırılma genellikle çekme kuvvetleri sonucunda meydana gelmektedir^{11,12,55}. Kırık oluşumu seramiğin içyapısında doğal olarak bulunan yüzey çatlaklarının ucundaki gerilim birikimi ile oluşmaktadır. Bu çatlaklar ‘Griffith Kusurları’ olarak adlandırılmaktadırlar. Seramik, gerilime maruz kaldığında mikroçatlakların ucundaki gerilim atomlar arasındaki bağı aşmakta, çatlakların ilerlemesine ve yayılmasına neden olmaktadır. Baskı stresleri altında mikroçatlaklar kapama eğiliminde olduklarından dolayı, seramiğin baskı gerilimlerine çekme gerilimlerine oranla daha dirençli olduğu söylenebilmektedirler. Özetle, mikroskobik yüzey defektleri, yük altında kırığın ilerlemesine ve ani kırılmalara yol açmaktadır^{11,12,55,56}.

Dental seramiklerde, çekme gerilimlerinin yüksek olduğu bölgelerde, makroskobik ve mikroskobik olarak gözlenen yüzey çatlakları, seramiği zayıflatıcı etkiye sahiptir. Cam matriks içerisinde küçük ve sert kristaller homojen dağıldıklarında, seramiğin yapısı daha sert ve güçlü bir hal almaktadır⁵.

Kırılma mekanîği, kırılmayla belirlenen hasarları incelemekte iki türlü yaklaşım öngörmektedir. Bunlardan birincisi Griffith Enerji Dengesi Yaklaşımı (1920), diğeri de Irwin Teoremidir (1956).

2.9.3.1. Griffith Teoremi

Griffith gevrek bir malzemede çatlak bulunması halinde, malzemenin kırılmadan dayanabileceği gerilmeyi tayin eden ilk bağlantıyı geliştirmiştir. Griffith denkleminde

yüzey enerjisi terimi yerine, genellikle kırılma işini gösteren bir parametre “G” kullanılır.

Griffith, analizinde, deformasyon enerjisinin çatlak ilerlemesi sırasında, ara yüzey enerjisine dönüşümünü esas almıştır. Dolayısıyla “G”, aynı zamanda çatlağın birim yüzeyde ilerlemesi için gerekli olan enerji miktarıdır. Birimi Newton.metre (N.m) ya da Joule (J)’dür. Kırılma, G’nin kritik bir değeri olan G_c ’ de meydana gelir.

2.9.3.2. Irwin Teoremi

Irwin ve arkadaşları gevrek kırılmayı ayrı bir görüşle analiz etmişlerdir. Onlar analizlerinde çatlağın ucu civarındaki gerilme durumunu esas almışlardır. Çatlak ucu civarındaki gerilmelerin hesaplanmasından, bir gerilme şiddet faktörü “ K ” parametresi geliştirmişlerdir. Gerilme şiddet faktörü “ K ” uygulanan gerilmenin, çatlağın boyut ve şeklinin ve bir geometrik faktörünün fonksiyonudur.

Gerilme şiddet faktörü K’nın kritik bir K_c değerinde kırılma olur. Kritik gerilme şiddet faktörü “ K_c ” genellikle kırılma tokluğu olarak isimlendirilir. Kırılma tokluğunun birimi $MPa\sqrt{m}$ dir. Gerilme şiddet faktörü “K”, yalnız gerilme durumu ve çatlağın geometrisiyle ilgili bir parametre olup malzemenin özelliklerine bağlı değildir. Kırılma tokluğu ise, malzeme özelliğiyle ilgili bir parametredir. Kırılma tokluğu “ K_c ” özelliğini belirlemek için gerilme şiddet faktörü “K” ölçülür. $K \geq K_c$ olduğunda çatlak ilerler ve kırılma olur.

2.9.4. Kırık Yüzeyi İncelenmesi ve Mikroyapının İncelenmesi

Kırık yüzeyinin mikroskopik incelemesinden kırığın doğası ile ilgili önemli bilgiler elde edilebilmektedir. Bu incelemeye “fraktografi” adı verilmektedir ve inceleme için genellikle taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılmaktadır.

Taramalı elektron mikroskobu elektrooptik prensipler çerçevesinde tasarlanmış, yüksek büyütme üzerinde işlem ve analizlerin yapılabildiği bir cihazdır. SEM’de görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması, bu elektron demetinin örnek yüzeyinde taratılması sırasında elektron ve örneğin atomları arasında oluşan çeşitli etkileşimler sonucunda meydana gelen etkilerin uygun

algılayıcılarda toplanması ve sinyal güçlendiricilerinden geçirildikten sonra bir katot ışınları tüpünün ekranına aktarılmasıyla elde edilir.

Gerek çözünürlük (resolution), gerek odak derinliği (depth of field) gerekse de görüntü ve analizi birleştirme özelliği, taramalı mikroskobun kullanım alanını genişletmektedir.

Enerji dağılımlı X ışınları analizi (EDS) ise; herhangi bir örnek veya örnek üzerindeki ilgili küçük bir alanda elemental kompozisyonu tanımlamak için kullanılan bir tekniktir. SEM'na bağlı bulunan EDS cihazı sayesinde elemental içerik analizi, örnek üzerine elektron demeti düşürülerek gerçekleştirilir. Bu elektronların bazıları örnek içindeki elektronlar ile çarpışarak elektronların yörüngelerinden çıkmasını sağlar. Boşalan pozisyonlar X-ışınları yayan yüksek enerjili elektronlar tarafından doldurulur. Saçılan fotonlar analiz edilerek, örneğin elemental kompozisyonu tespit edilebilmektedir.

AMAÇ;

Bu çalışmanın amaçları; Litografi yöntemi ile elde edilen seramik örneklerin

1. Mekanik özelliklerini presleme ve CAD/CAM teknikleri ile hazırlanmış seramik örnekler ile karşılaştırmak,
2. Mikroyapısını ve elemental içeriklerini presleme ve CAD/CAM teknikleri kullanılarak hazırlanan seramikler ile karşılaştırmak
3. Kırık yüzey analizini gerçekleştirmektir.

Ayrıca,

4. LCM yöntemi kullanılarak dental seramik yapıların üretilip üretilmeyeceğini değerlendirmektir.

Bu çalışmanın hipotezleri ise; 1) LCM yöntemi dental seramik yapıların üretiminde kullanılabilecek bir yöntemdir, 2) litografi yöntemi ile elde edilen seramik örneklerin mekanik özellikleri, mikroyapısı, elemental içeriği ve kırık yüzey özellikleri açısından diğer gruplar ile arasında fark olmayacaktır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Doktora tez çalışmamızda, preslenerek hazırlanmış alumina (In-Ceram Alumina, Bad Sackingen, Almanya), litografi ile sinterlenerek hazırlanan alumina (Lithoz, Viyana, Avusturya) (4C Medikal İstanbul, Türkiye aracılığı ile) ve CAD/CAM yöntemi ile hazırlanmış zirkonya (ZirkonZahn, South Tyrol, İtalya), örnekler kullanılmıştır. Örnekler ISO 6872 numaralı standardına göre 16 mm çapında ve 1,2 mm kalınlığında her grupta 10 adet olacak şekilde hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler mekanik özellikleri, mikroyapıları, elemental içerikleri ve kırık yüzeyleri açısından değerlendirilmiştir.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Seramik örneklerin hazırlanması için kalıp olarak kullanılmak üzere 5 cm çapındaki paslanmaz çelik silindir blok üzerine 16 mm çapında, 1,2 mm derinliğinde yuva açılarak kalıp içerisine otopolimerizan akrilik (Pattern Resin, GC Japan) tepilerek preslenmiş ve 10 adet akrilik disk elde edilmiştir.

In-Ceram Alumina örnekler Kayseri SetDent dental laboratuvarında (Kayseri, Türkiye) otopolimerizan akrilikten yapılmış diskler kullanılarak hazırlanmıştır. 10 adet disk beşerli iki gruba ayrılarak tijlenmiş ve manşete bağlanmıştır. Alumina tozu ve likidi üretici firmanın (VITA Zahnfabric In-Ceram®ALUMINA, Bad Sackingen, Almanya) önerisine göre 38 gr alümina tozu ve 5 ml likit olacak şekilde karıştırılmış ve 1120 °C'de 10 saat fırınlanmıştır. Bu 10 saatlik sinterlemeden sonra diskler cam infiltrasyonu yapılmış ve 1100 °C'de 5 saat fırınlanmışlardır. Diskler soğutulduktan sonra alüminyumoksit ile kuşanarak rövetmandan uzaklaştırılmış ve ultrasonik temizleyici ile temizlenmiştir. Örnek boyutları dijital kumpas ile kontrol edilmiş ve gerekli bölgelerin düzeltilmesi zımpara ile yapılmıştır.

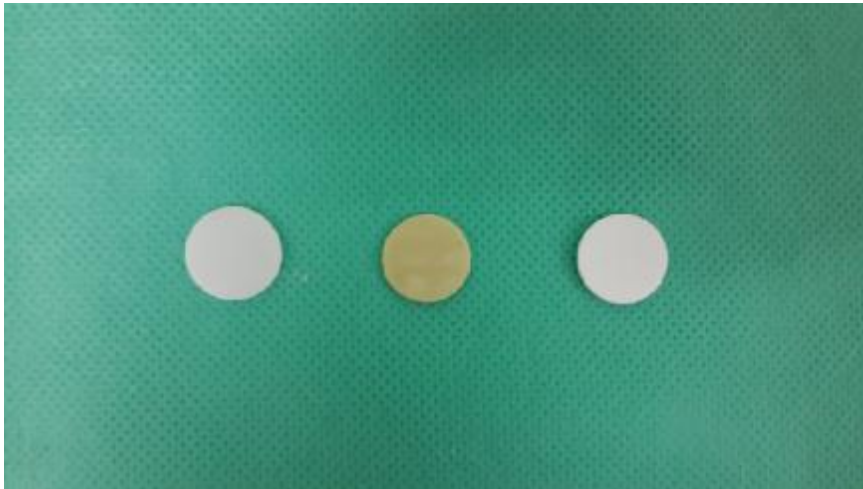
LCM Alumina test örneklerinin hazırlanması için AutoCAD 2010 programı kullanılmış örneklerin ölçüleri girilerek çizimi yapılmıştır. Hazırlanan çizim STL formatına çevirilerek 4C Medikal firmasına gönderilmiştir. Bu firma aracılığı ile disk

örnekler Viyana’da Lithoz firması tarafından CeraFab 7500 cihazı ile hazırlanmıştır. Cihazın özellikleri aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 3.1. CeraFab 7500 cihazının teknik özellikleri

CeraFab 7500 ün teknik özellikleri	
Lateral çözünürlük	40 µm (635 dpi)
Üretim hızı	Saatte 100 tabakanın üzeri
Tabakalama kalınlığı	25 – 100 µm
Piksel sayısı (X, Y)	1920 x 1080
Üretim zarfı (X, Y, Z)	76 mm x 43 mm x 150 mm
Veri formatı	.stl (binary)
Işık kaynağı	LED

ZirkonZahn test örnekleri Berk Zirkon dental laboratuvarında (Adana, Türkiye) yttrium oksit ile stabilize edilmiş, kısmen sinterize zirkonyum bloklardan 16 mm çapında, 1,2 mm kalınlığında diskler işlenerek yüksek sıcaklık fırınında (Sintramat, Ivoclar-Vivadent, Schaan Lichtenstein) 1500 °C’de 8 saat sinterize edilerek hazırlanmıştır.



Şekil 3.1. Sırasıyla; ZirkonZahn, In-Ceram Alumina ve LCM Alumina disk örnekler

3.2. Mekanik Testler

Materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için iki eksenli bükme testi kullanılmış ve en yüksek dayanım değeri, kırılma dayanımı ve % 0.1'lik plastik deformasyon dayanımları ve kırılma toklukları karşılaştırılmıştır. Vickers sertlik ölçümü testi yapılarak da sertlik değerleri karşılaştırılmıştır.

3.2.1. İki Eksenli Bükme Testi

İki eksenli bükme testi Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında bulunan üniversal test cihazında (Testometric, Lancashire, İngiltere) yapıldı. Biaksiyal bükme testlerinden 'üç top üzerinde piston' yöntemi kullanıldı (Şekil 3.2). Testi uygulayabilmek için testometrik cihazına ISO 6872 standardına uygun olarak hazırlanan parçalar monte edildi. Cihazın alt kısmına disk şeklinde örneğin yerleşeceği, iç çapı 15,7 mm olan, tabanında birbirine 120 derecelik açıyla yerleştirilmiş 3 adet 3,4 çapında çelik bilyeler bulunan parça yerleştirilmiştir (Şekil 3.3). Cihazın üst kısmına ise, uç kısmı 1,4 mm çapında, örneğe tam orta noktadan temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu yerleştirilmiştir (Şekil 3.3).

Seramik örnekler gruplandırılarak sırasıyla cihazın alt kolundaki 3 çelik bilye üzerine yerleştirilmiştir. İtici pistonun ucu örneğin tam ortasına gelecek şekilde dakikada 1mm hızla örnek kırılincaya kadar kuvvet uygulanmıştır. Kuvvetin eşit dağılabilmesi için örneğin tam orta noktasına denk gelecek şekilde bir tampon yerleştirilmiştir. (Şekil 3.3) Örnek kırıldığı andaki kuvvet ve değerler newton birimi ile kaydedilmiştir.

Newton birimi ile kaydedilen değerler biaksiyal bükme testi sonucu, uluslararası standartlara (ISO 6872) göre aşağıdaki formül kullanılarak megapascal (MPa) birimine çevirilmiştir.

$$S = -0,2387 (X-Y)/d^2$$

S: Megapascal cinsinden maksimum bükülme kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

$$X = (1+V) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-V)/2](r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+V)[1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1-V)(r_1/r_3)^2$$

ν : Poisson oranı (0.25)

r_1 : Çelik toplar üzerinden geçen hayali destek çemberin çapı (mm)

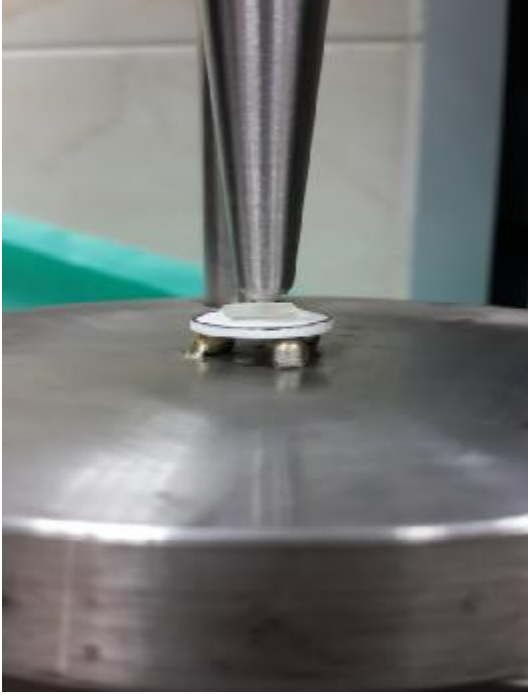
r_2 : Baskı ucunun çapı (mm)

r_3 : örneğin çapı (mm)

d : örneğin kalınlığı (mm)



Şekil 3.2. Üniversal testometrik cihazı



Şekil 3.3. İki eksenli bükme testi

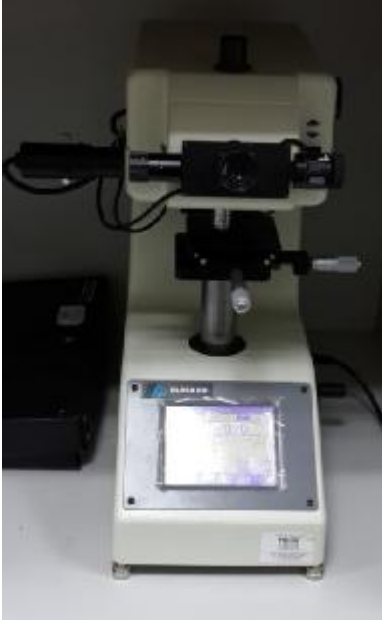
3.2.2. Mikrosertlik Testi

Seramik örneklerin mikrosertlik testi, Çukurva Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında bulunan Sertlik cihazı (Buehler IndentaMet™ 1100, Lake Bluff, Illinois, ABD) ile yapılmıştır (Şekil 3.4). Kırılmış seramik örneklerin kırık parçaları gruplandırılarak bir lam üzerine sabitlenmiştir (Şekil 3.5). Yüzey aşındırma ve parlatma cihazında (Phoenix Beta, Buehler, Illinois, USA) dakikada 100 devir dönecek şekilde sırasıyla 220,320,500,600 ve 800 numara silikon karbit aşındırma kağıtları (English Abrasive, London, England) ile pürüzlü yüzeyler düzeltilmiştir (Şekil 3.6). Her bir aşındırma kağıdında örneklere dönen yüzeyde su ile ıslatılıp 15 saniye parmak basıncı uygulanmıştır.

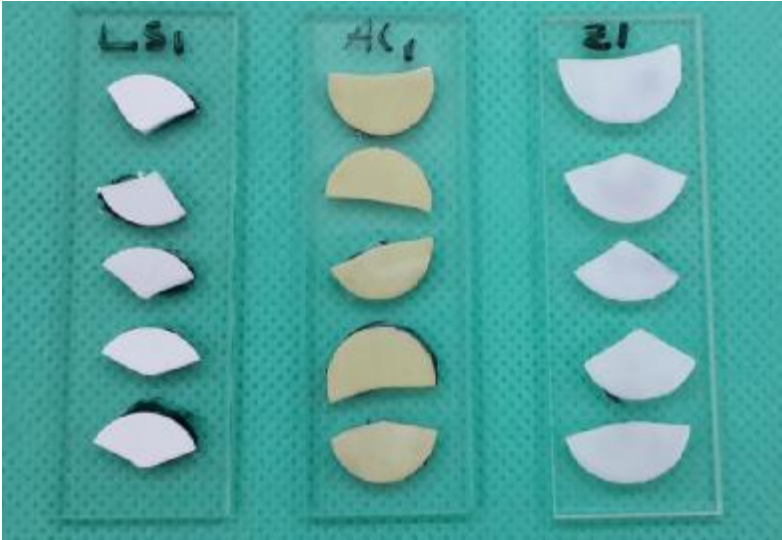
Mikro sertlik testi için, kare tabanlı, piramit şeklinde elmas bir uç ile kırılan seramik örneklerin yüzeyine 15 sn boyunca 1kg'lık (9,8 N) bir kuvvet uygulanarak diagonal bir çentik oluşturulmuş ve kuvvet kaldırıldıktan sonra, oluşan çentik, cihaz tarafından ölçülmüştür. Elde edilen değer Vickers sertlik değeri şeklinde (VHN) belirtilmiştir.

Vickers sertlik ölçümleri her bir örneğin yüzeyinden 5 ölçüm yapılarak tamamlanmıştır. Her örnekteki 5 ölçümün ortalaması alınarak örneğe ait sertlik

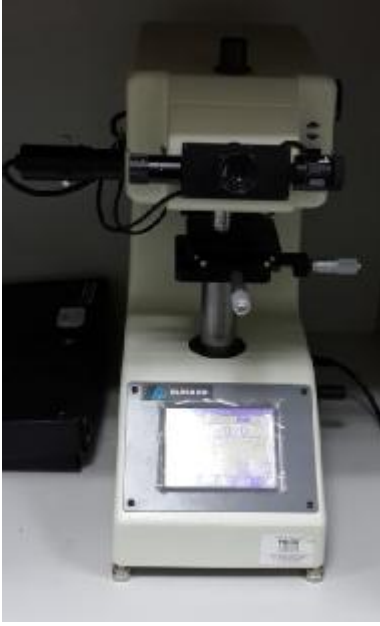
değerleri kaydedilmiştir.



Şekil 3.4. Mikrosertlik test cihazı



Şekil 3.5. Mikrosertlik testinde kullanılan örnekler



Şekil 3.6. Mikrosertlik test cihazı ve polisaj makinesi

3.2.3. Kırık Yüzeyi ve Mikroyapının İncelenmesi

İki eksenli bükme testi sonucunda kırılan örneklerin bir yarısı numunenin kırık yüzeyinde bir değişikliğe neden olmayacak şekilde korunmuş ve örneklerin kırık yüzeyi ve mikro yapı incelemesi için kullanılmıştır. Kırık örnek parçaları, polisajlı yüzey incelemeleri için rezine gömülüp polisajları yapıldıktan sonra platinle kaplanmıştır. Seramik mikroyüzeyi ve fraktografi çalışmaları için elektron tarama mikroskobu (SEM) (QUANTA 400F Field Emission SEM, Oregon, ABD), elemental analiz için enerji dağılımlı spektroskopi (EDS) (The JXA-8230 Elektron Prob Mikroanaliz cihazı, Massachusetts, ABD) kullanılmıştır. Tezin bu aşaması Orta Doğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ) Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Elektron Tarama Mikroskobisi laboratuvarında yapılmıştır.

3.2.4. Kırılma Tokluğunun İncelenmesi

Kırılma tokluğu, malzemenin çatlak ilerlemesi ve kırılmaya karşı dayanımının yorumlanmasında önemli bir kriterdir. Çalışmamızda kırılma tokluğunun hesaplanması için SEM incelemelerinde elde edilen kırık yüzey fotoğrafları kullanılmıştır. Imaje J programına yüklenen fotoğraflarda kırık derinliği ve kırık genişliği değerleri

hesaplanmış ve $K_{IC} = Y_{max} \cdot \sigma_f \cdot a^{1/2}$ formülü kullanılarak kırılma tokluğu değerleri elde edilmiştir.

Formülde; Y_{max} kırık çevresinin en derin noktasını (m), σ_f en yüksek kırılma dayanımı değerini (MPa) a ise kırık derinliğini (m) temsil etmektedir.

3.3. İstatistiksel Analiz

Mekanik testlerin sonuçlarının analizi için SPSS (SPSS 20.0 for Windows Evaluation Version) kullanıldı.

İstatistiksel analizlerde tek-yönlü Anova'yı takiben varyanslar homojen olmadığı için post hoc test olarak Dunnett T3 testi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. İki Eksenli Bükme Dayanımı Testi Sonuçları

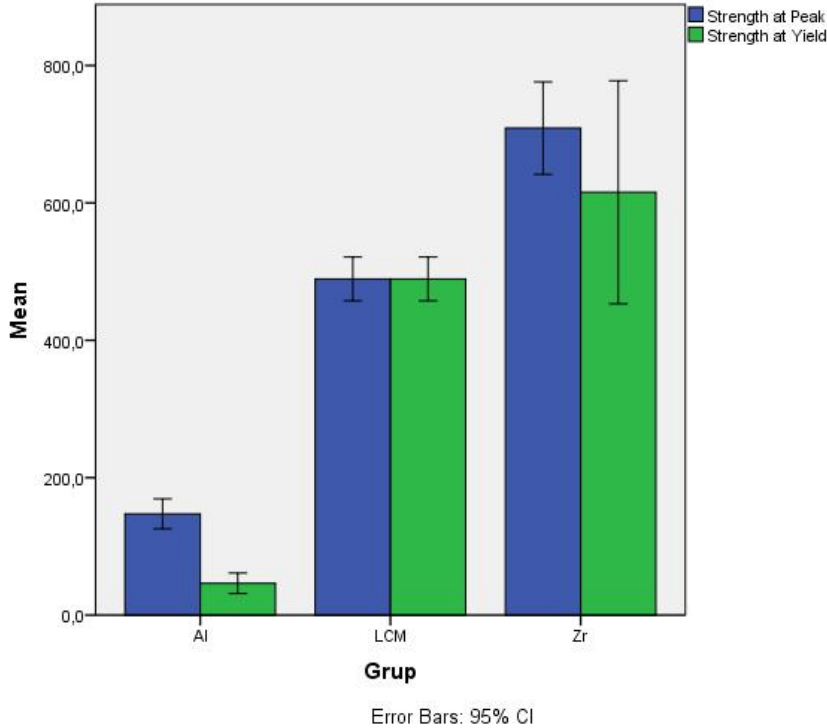
Üç farklı yöntemle elde edilmiş tam seramik sistemin kırılma dayanımı ve kırılma tokluğu birbirlerine göre dayanıklılık ilişkileri Çizelge 4.1 ve 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. İki eksenli bükme testi sonuçları

Grup	N	En Yüksek Dayanım (Ort.±SD)(MPa)	% 0,1 lik Plastik Deformasyon Dayanımı (Ort.±SD)(MPa)	Kırılma Tokluğu (Ort.±SD) (MPa.m ^{1/2})
In-Ceram Alumina	10	147±30 A*	46±20 A	2,0±0,4 A
LCM Alumina	10	490±44 B	490±44 B	6,5±1,5 B
ZirkonZahn	10	709±94 C	615±227 B	7,7±1,0 C

*: Farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Çizelge 4.2. İki eksenli bükme testi diagramı



İstatistiksel analizde her iki parametre (ortalama en yüksek dayanım değeri ve %

0,1'lik plastik deformasyon dayanımı) için gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark görülmüştür ($p \leq 0,0001$).

Gruplar en yüksek dayanım değerleri açısından değerlendirildiğinde; In-Ceram Alumina grubu ile LCM Alumina grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu izlenmiştir ($p \leq 0,0001$). Ortalama ($\pm$ standard sapma) en yüksek dayanım değeri In-Ceram Alumina için 147 ± 30 MPa iken, LCM Alumina için 490 ± 44 MPa olarak bulunmuştur. Benzer şekilde In-Ceram Alumina grubu ile ZirkonZahn grubu arasında da anlamlı bir fark vardır ($p \leq 0,0001$). ZirkonZahn için ortalama ($\pm$ standard sapma) en yüksek dayanım değeri 709 ± 94 MPa olarak bulunmuştur. LCM Alumina grubu ile ZirkonZahn grubu arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p \leq 0,0001$).

Ortalama % 0,1'lik deformasyon dayanımı açısından yapılan karşılaştırmalarda; hem In-Ceram Alumina grubu ile LCM Alumina grubu arasında, hem de In-Ceram Alumina grubu ile ZirkonZahn grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p \leq 0,0001$). Farklı olarak LCM Alumina grubu ile ZirkonZahn grubu arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p = 0,108$). Ortalama ($\pm$ standard sapma) % 0,1'lik deformasyon dayanımı değerleri ise In-Ceram Alumina için 46 ± 20 MPa, LCM Alumina grubu için 490 ± 44 MPa, ZirkonZahn grubu için ise 615 ± 227 MPa olarak bulunmuştur.

Kırılma tokluğu değerleri açısından değerlendirildiğinde her 3 grup arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p \leq 0,0001$). Ortalama ($\pm$ standard sapma) tokluk değerleri In-Ceram Alumina grubu için $2,0 \pm 0,4$ MPa.m^{1/2}, LCM Alumina grubu için $6,5 \pm 1,5$ MPa.m^{1/2}, ZirkonZahn grubu için ise $7,7 \pm 1,0$ MPa.m^{1/2} olarak bulunmuştur.

Test sonucunda LCM Alumina ve ZirkonZahn gruplarında örnekler 2 parçaya ayrılırken, ICA örneklerde çoklu kırıklar meydana gelmiştir.

4.2. Mikrosertlik Testi Sonuçları

Mikrosertlik testi sonucunda elde edilen değerler Çizelge 4.3'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.3. Mikrosertlik test sonuçları

Grup	N	Sertlik (Ort±SD)
In-Ceram Alumina	10	850±41 A*
LCM Alumina	10	1581±144 C
ZirkonZahn	10	1249±57 B

*: Farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir.

Mikrosertlik değerleri açısından yapılan istatistik sonucunda her üç grup arasında da anlamlı fark saptanmıştır ($p \leq 0,0001$). Ortalama ($\pm$ standard sapma) sertlik değerleri In-Ceram Alumina grubu için 850 ± 41 VHN, LCM Alumina grubu için 1581 ± 144 VHN, ZirkonZahn grubu için ise 1249 ± 57 VHN, olarak bulunmuştur.

4.3. SEM Analizleri Sonuçları

4.3.1. Polisajlı Yüzey Mikroyapı İncelemesi

İki eksenli bükme testi sonucunda kırılan örneklerin bir yarısı rezine gömülerek polisajları yapılmış ve asitle dağlanmıştır. Asitle dağlanan yüzeylerdeki mikroyapı karakterizasyonu ikincil elektron (SE) ve geri saçılma elektron (BSE) görüntüleri ile farklı büyütme ölçekleri kullanılarak taramalı elektron mikroskobu (SEM) yardımı ile incelenmiştir. İlk olarak düşük SEM büyütme ölçekleri ($\times 100$) ile başlanan ve sonrasında daha yüksek büyütme ölçekleri ($\times 250$, $\times 500$, $\times 1000$, $\times 4000$) kullanılarak elde edilen mikroyapı incelemelerine ait SEM görüntüleri Şekil 4.2 ile 4.15 arasında verilmiştir.



Şekil 4.1. SEM analizi için rezine gömülen örnekler

SE görüntüleri asitle pürüzlendirilmiş yüzeylerdeki topografik farklılıkları

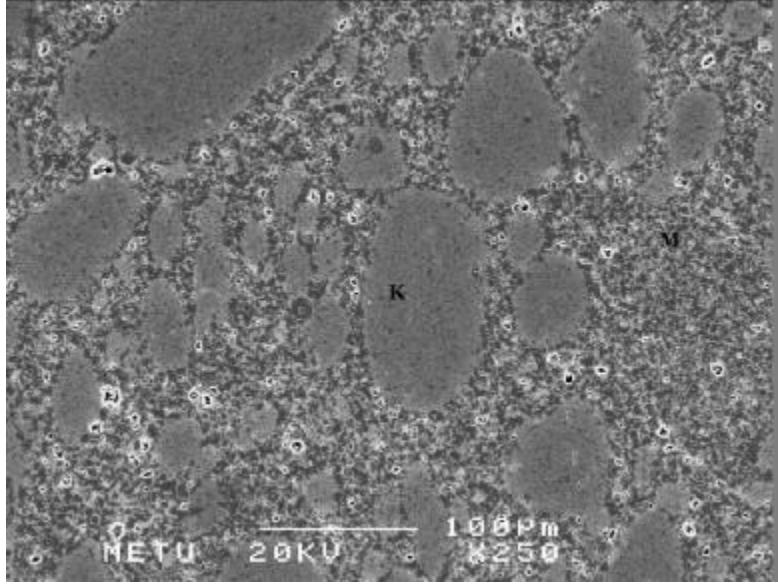
incelemek amacı ile kullanıldı. BSE görüntüleri ise atom sayısı değişikliklerine bağlı, her bir seramiğin kendi içyapısındaki ve seramik yapılar arasındaki elemental farklılıklarını incelemek amacı ile elde edildi. SE ve BSE görüntüleri Şekil 4.2 ve 4.15 arasında verilmiştir.

4.3.1.1 In-Ceram Alumina Grubu

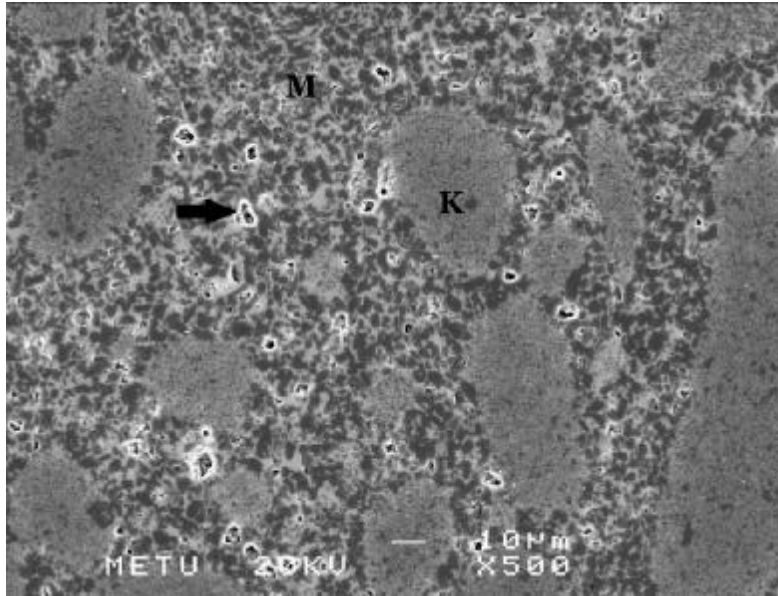
In-Ceram Alumina'nın değişik büyütmelerdeki SE görüntüleri (Şekil 4.2-4.4) incelendiğinde matrix ve kristalin fazlardan oluşan seramik yapısı görülmektedir. Şekil 4.2' de kristalin fazı 'K' harfiyle, matriks fazı da 'M' harfi ile gösterilmiştir. Alumina içeren kristalin faz oldukça dağınık ve farklı büyüklüklerde yayılım göstermektedir. 250 büyütmedeki bu SE görüntüsünde topografik farklılıklar izlenmektedir

Daha büyük büyütmelere geçildiğinde matriks fazı içerisinde homojen dağılım gösteren en az üç farklı faza rastlanmıştır. Şekil 4.3'de 500 büyütmedeki SE görüntüsü incelendiğinde topografik farklılıkların yanı sıra pörotik yapılar da göze çarpmaktadır. Siyah ok işareti ile gösterilen pörotik yapılar matriks içerisinde özellikle kristalin fazların etrafını çevreleyecek şekilde yayılım göstermektedir. Yine Şekil 4.3'de sağ üst köşede bulunan kristalin faz içeriğinde fotoğraftaki diğer kristalin fazlardan farklı olarak iğne benzeri yapılar dikkat çekmektedir.

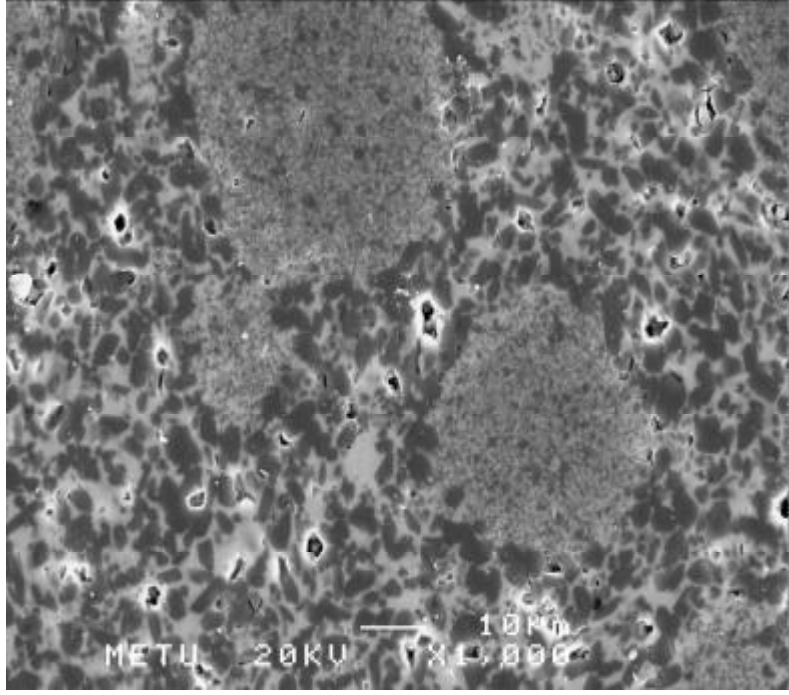
Şekil 4.4'de 1000 büyütmedeki SE görüntüsündeki matriks faz içerisindeki alumina olduğu düşünülen siyah yapıların oldukça düzenli şekillere ve yüksek yoğunluğa sahip küçük kristaller halinde olduğu görülmektedir. 2-5 mikron arası büyüklüğe sahip bazıları sirküler bazıları ise sivri yapıda bulunan pörotik yapılar da 1000 büyütmedeki fotoğrafta göze çarpmaktadır.



Şekil 4.2. In-Ceram Alumina ×250 Büyütme SE görüntüsü

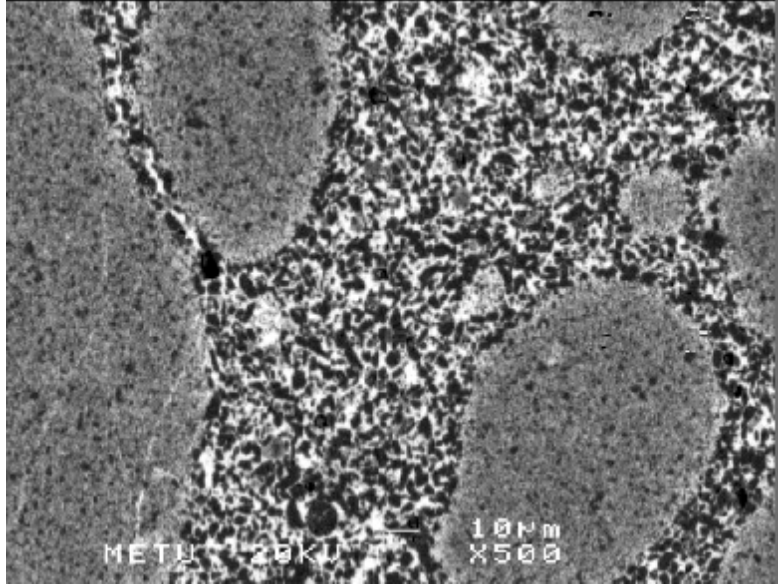


Şekil 4.3. In-Ceram Alumina ×500 büyütme SE görüntüsü

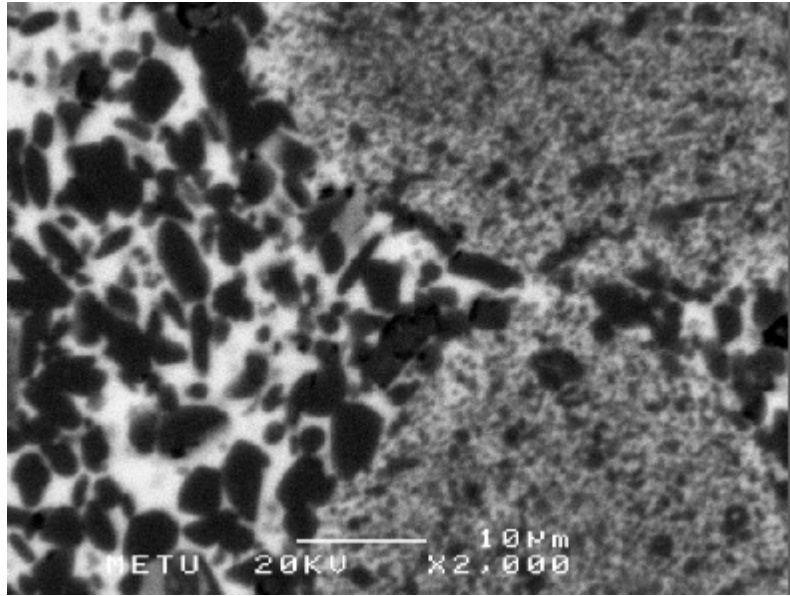


Şekil 4.4. In-Ceram Alumina $\times 1000$ büyütme SE görüntüsü

Şekil 4.5 ve Şekil 4.6 da verilen BSE görüntülerinde hem kristalin fazda, hem de matriks fazda 3 farklı renk tonlaması izlenmektedir. Matriks fazda siyah, gri ve beyaz renk tonlamaları görülmektedir. Siyah alanlar matriks faz içerisinde daha küçük kristalin fazlar bulunuyor görüntüsü vermektedir. Kristalin faz da aynı şekilde siyah, gri ve beyaz renk tonlamaları içermektedir. Kristalin fazda beyaz alanlar matriks faza kıyasla eser miktarda görülmekte iken, matriks fazdaki siyah alanların büyüklükleri ve yoğunlukları da kristalin fazdakine oranla oldukça fazladır. BSE analizlerinde kompozisyon içerisindeki atom numarası yüksek olan elementlerin daha açık renkte göründükleri bilinmektedir. Bu bilgiye dayanarak en koyu görünen alanın La, açık renkli geniş alanların ise Al olduklarını söyleyebiliriz.



Şekil 4.5. In-Ceram Alumina ×500 büyütme BSE görüntüsü



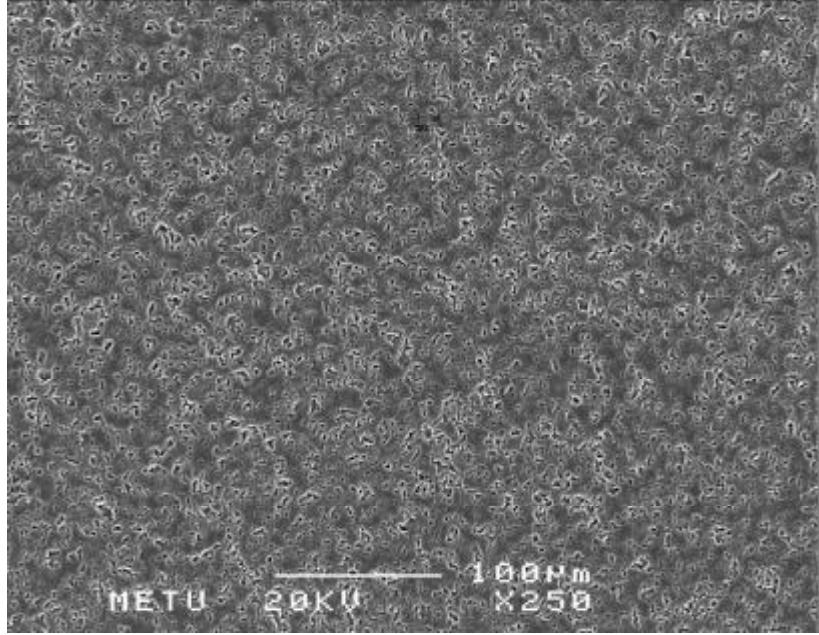
Şekil 4.6. In-Ceram Alumina ×2000 büyütme BSE görüntüsü

4.3.1.2. LCM Alumina Grubu

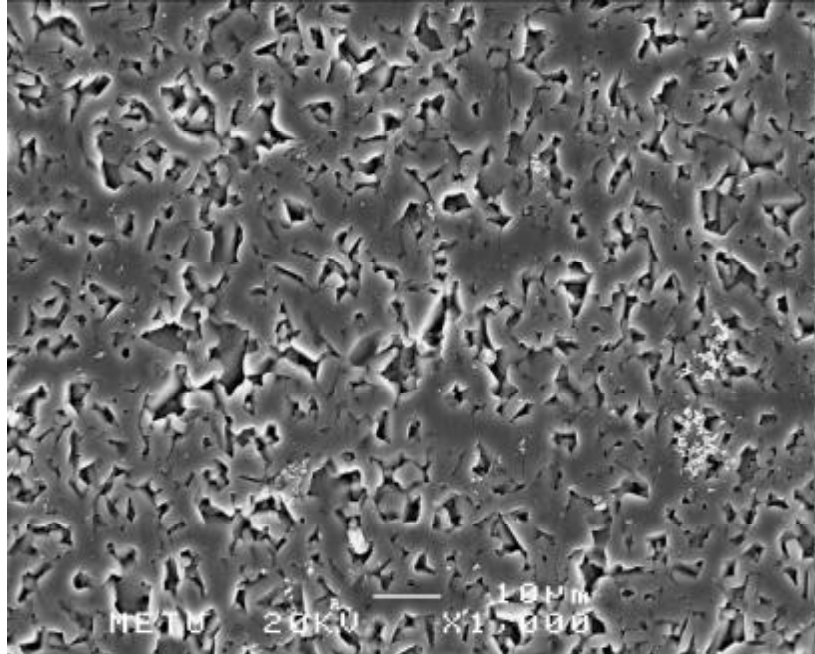
LCM alumina grubunun farklı büyütmelerdeki SE ve BSE görüntüleri incelenmiştir (Şekil 4.7-4.11). 250 ve 500 büyütmedeki SE görüntüsü diğer gruplarla karşılaştırıldığında LCM aluminanın oldukça homojen sinterlenmiş bir yapıya sahip olduğu görülmektedir (Şekil 4.7 ve 4.8). LCM Alumina örneğin ×1000 büyütmedeki SE görüntüsüne bakıldığında keskin kenarlara sahip tek faz içerdiği, homojen bir

yapısının olduğu ve küçük yapıda düzensiz pörözitelerin varlığı dikkat çekmektedir.

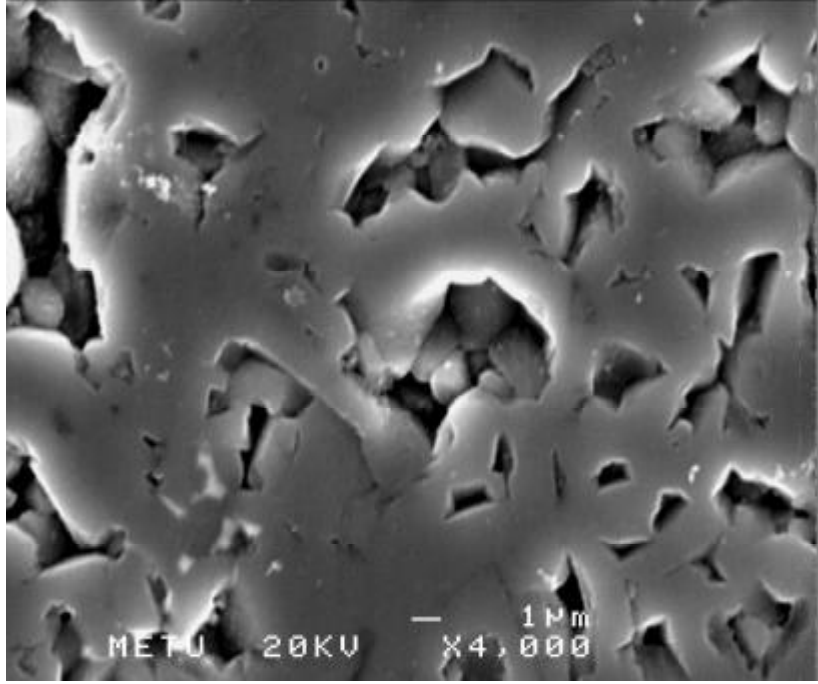
Aynı örneğin $\times 4000$ büyütmedeki SE görüntüsünde ağısı yapı daha net izlenirken, tabakalı üretim sahaları da görölmektedir (Şekil 4.9).



Şekil 4.7. LCM Alumina $\times 250$ büyütme SE görüntü

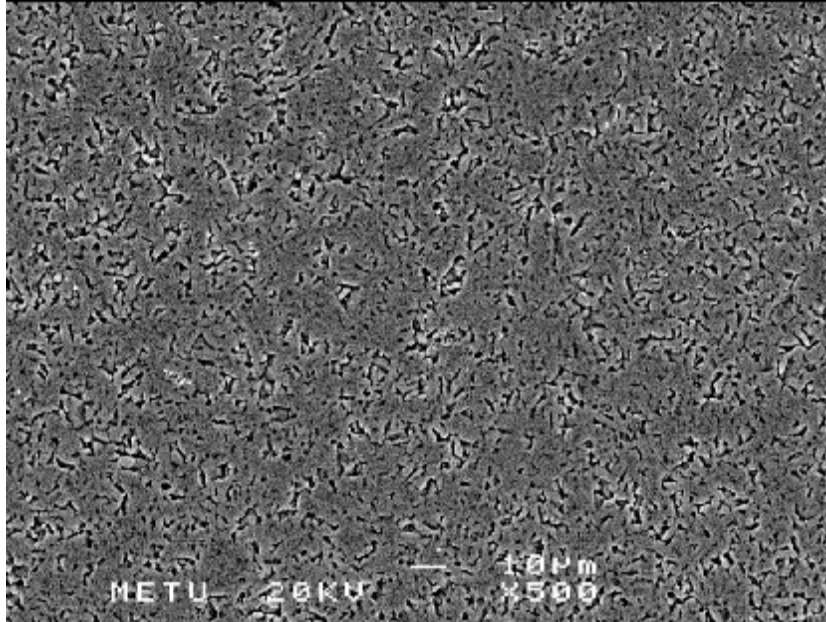


Şekil 4.8. LCM Alumina $\times 1000$ büyütme SE görüntüsü

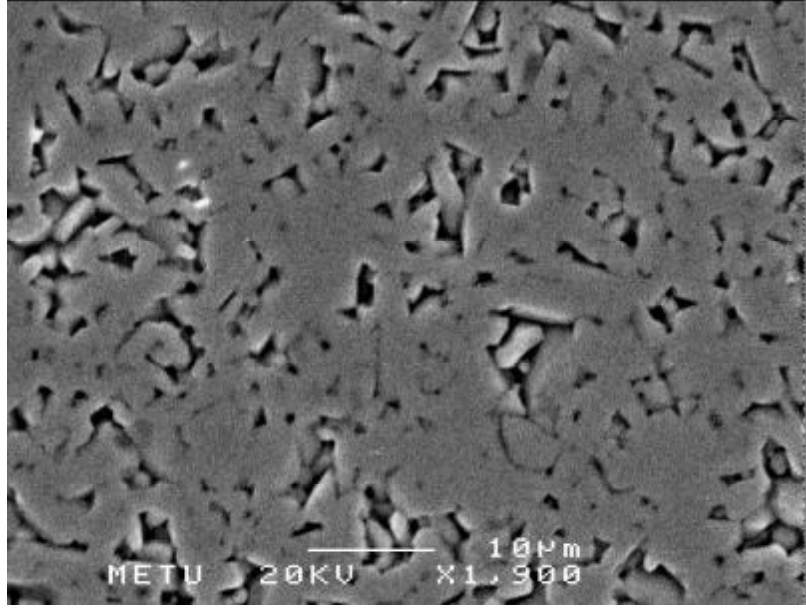


Şekil 4.9. LCM Alumina ×4000 büyütme SE görüntüsü

Şekil 4.10 ve 4.11 de görülen BSE görüntülerinde de yine SE görüntülerini destekleyen ağıs, homojen yapı izlenmektedir. Fotopolimer boşlukları pörotik bir yapı görüntüsü oluşturmaktadır.



Şekil 4.10. LCM Alumina ×500 büyütme BSE görüntüsü

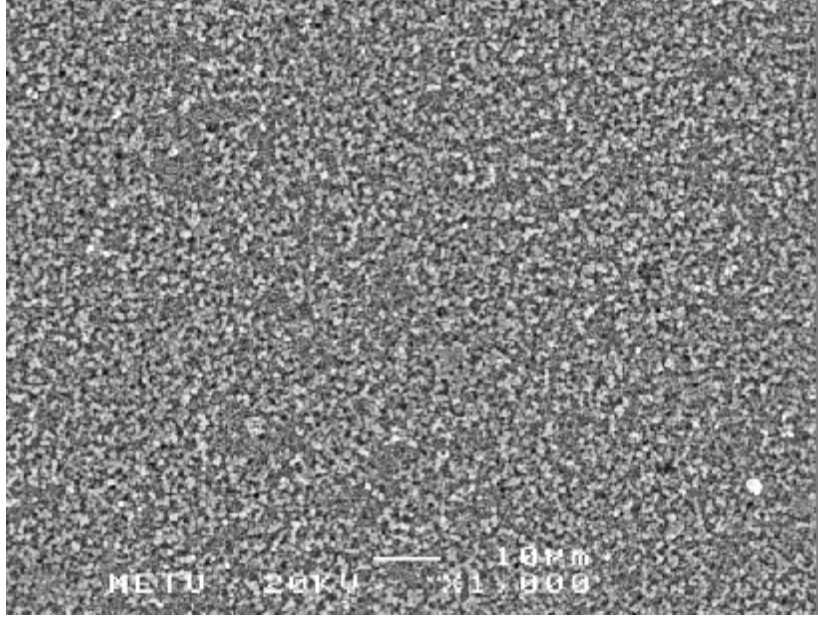


Şekil 4.11. LCM Alumina $\times 1900$ büyütme BSE görüntüsü

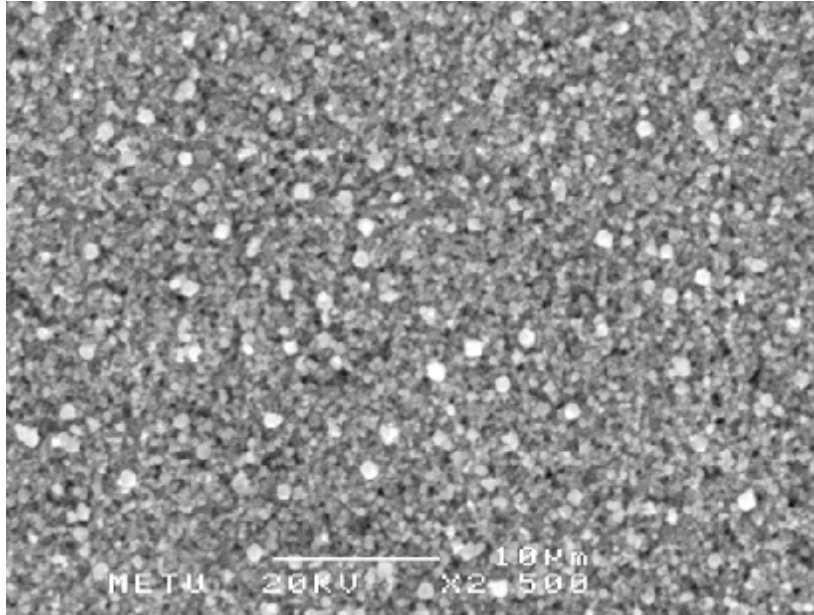
4.3.1.3. ZirkonZahn Grubu

Şekil 4.12 ve Şekil 4.13’ de ZirkonZahn örneklerin SE görüntüleri verilmiştir. SE görüntülerinde mikroyapı içerisindeki çökelmelerin homojen bir dağılım sergilediği görülmüştür. Düşük büyütmelerde ZirkonZahn grubunun LCM Alumina grubunun SE görüntülerine benzer şekilde homojen dağılım gösteren çökelmeler ile karakterize bir yapı sergilediği görülmektedir.

Şekil 4.13’ de polikristalin yapıya sahip olan zirkonyanın içerdiği kristalin yapıların 1 mikrondan küçük sferik yapıya sahip ve homojen dağılım gösterdikleri izlenmektedir. Neredeyse hiç porözite göstermeyen yapı içerisinde en az 3 farklı renk tonlaması görülmektedir. Bu farklı renkler zirkonyanın farklı fazlarını içermektedir.

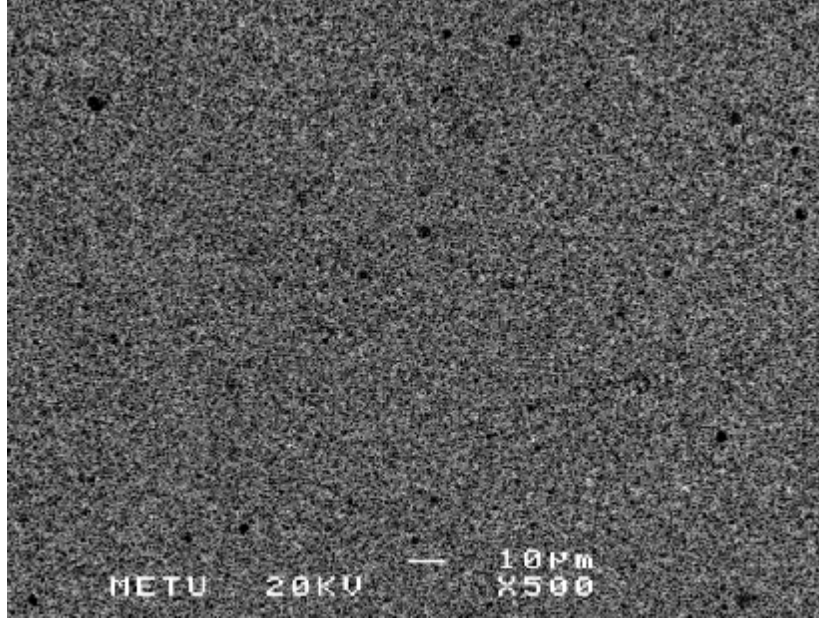


Şekil 4.12. ZirconZahn $\times 1000$ büyütme SE görüntüsü

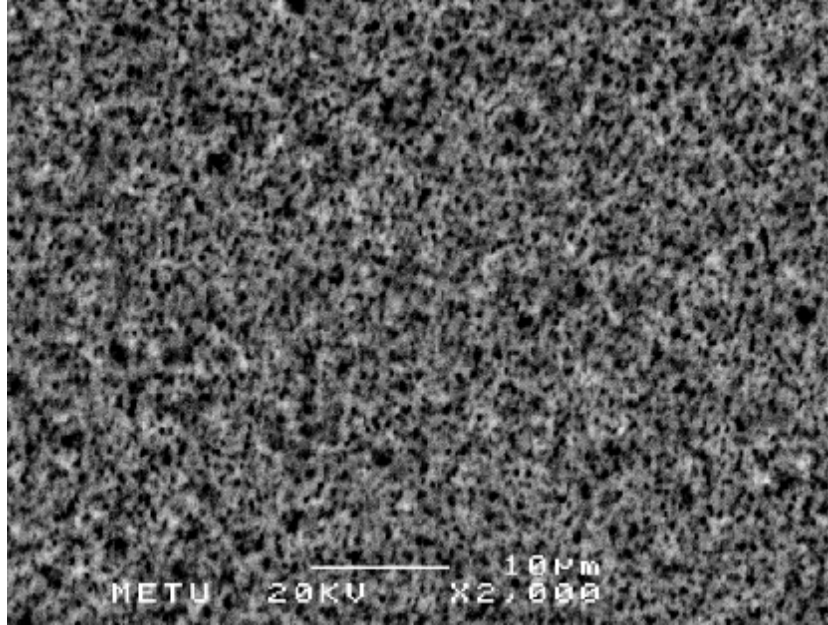


Şekil 4.13. ZirconZahn $\times 2500$ büyütme SE görüntüsü

Şekil 4.14 ve 4.15 te verilen BSE görüntülerinde siyah, beyaz, açık gri ve koyu gri olmak üzere 4 farklı renk tonlaması görülmektedir. Yine BSE görüntülerinde de oldukça yoğun olan homojen yapı dikkat çekmektedir.



Şekil 4.14. ZirconZahn ×500 büyütme BSE görüntüsü



Şekil 4.15. ZirconZahn ×2000 büyütme BSE görüntüsü

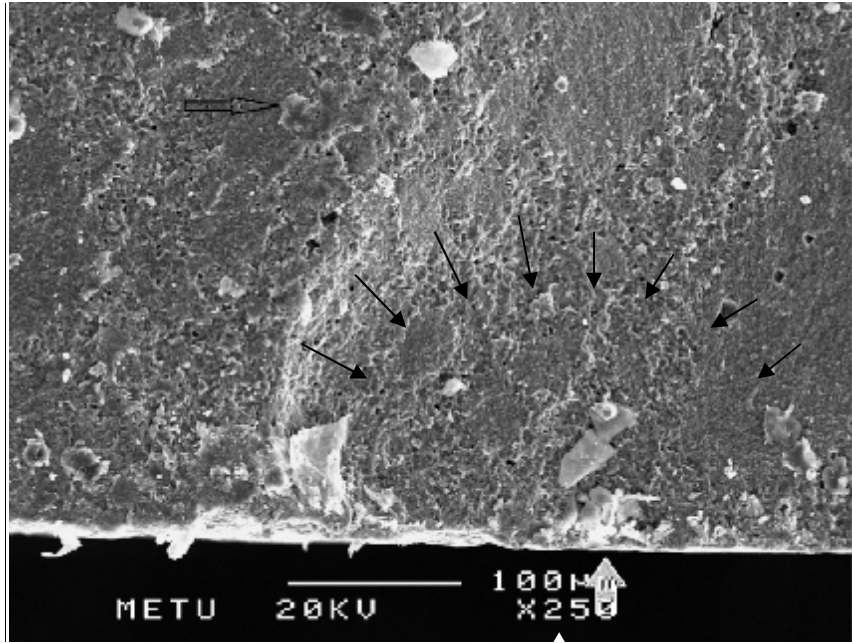
4.3.2. Kırık Yüzeyi Analizleri

4.3.2.1. In-Ceram Alumina Grubu

In-Ceram Alumina örneğın SE görüntüsünde düzensiz bir kırık yapısı izlenmektedir. Şekil 4.16’da alttaki beyaz ok kırığın orjin noktasını, ince siyah oklar ise

kırığın ilerleme yönünü göstermektedir. Siyah okların bulunduğu alanda akarsu izlerini andıran ve takip edildiklerinde orjin noktasında birleşen izler görülmektedir. Orjin noktasını çevreleyen yarım ay şeklindeki alanda sisli bir görüntüyü anımsatan kırığın yayılmaya başladığı alan dikkat çekmektedir.

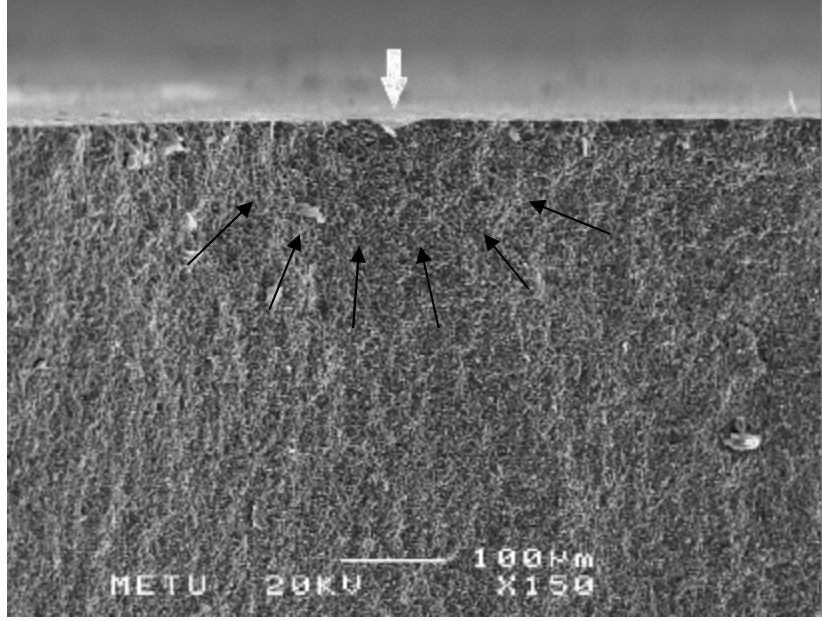
Kırık bölgesi incelendiğinde yoğun pörotik alanların ve partiküller halinde düzensiz çökeltilerin mevcut olduğu görülmektedir. Kırık yüzeyi kalın okla gösterilen alanlardaki gibi gevrek kırılma belirtileri ile karakterizedir.



Şekil 4.16. In-Ceram Alumina kırık yüzeyi

4.3.2.2. LCM Alumina Grubu

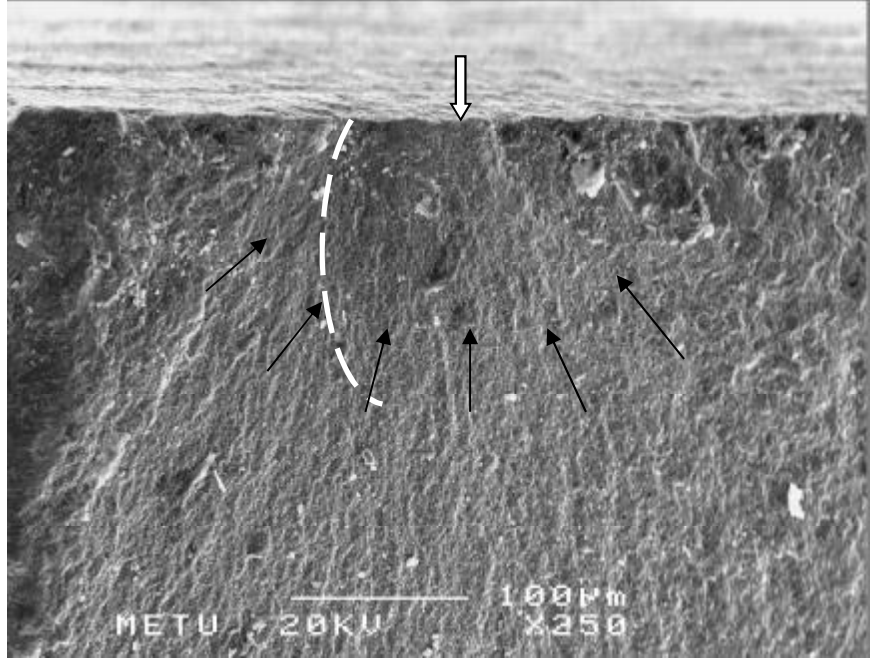
LCM Alumina örneğin kırık görüntüsü incelendiğinde diğer gruplara göre daha yoğun bir yapı görüntüsü izlenmektedir. Orjin noktası ve kırık yayılımı net bir şekilde görülmektedir. Herhangi bir pörözite görüntüsüne rastlanmamıştır. Şekil 4.17’de görülen beyaz ok kırığın başlangıç noktasını belirtmektedir. Başlangıç noktasında görülen çöküntü çift eksenli bükme dayanımı testi sırasında delici ucun denk geldiği noktadır. Kırığın ilerleyişini gösteren akarsu izlerini andıran bölgeyi siyah oklarla çevrili bölge göstermektedir. Kırık yarım bir daire şeklinde ilerlemektedir. Okların ucu takip edilirse orjin noktasında birleştikleri görülmektedir. Kırığın başladığı yer olan orjin noktası bu şekilde tayin edilmektedir.



Şekil 4.17. LCM Alumina kırık yüzeyi

4.3.2.3. ZirkonZahn Grubu

ZirkonZahn disk örneğin kırık yüzeyinin SE görüntüsü incelendiğinde orjin noktası ve kırık yayılımı net bir şekilde görülmektedir. Şekil 4.18’de en üstteki ok kırığın başlangıç noktasını göstermektedir. Kesikli çizgiyle işaretlenen dairesel alan kırığın ayna görüntüsünü temsil eden bölgeyi göstermektedir. Siyah oklarla kırığın yayılım alanı gösterilmiştir. Bu siyah okların bulunduğu alan akarsu izlerini temsil etmektedir. Kırık yüzeyindeki parlak alanlarda gevrek kırılma izleri görülmektedir. Çok sayıda görülen partiküller kırık yüzeyinin çok da homojen olmadığını göstermektedir.



Şekil 4.18. ZirkonZahn kırık yüzeyi

4.4. Elemental Analiz Sonuçları

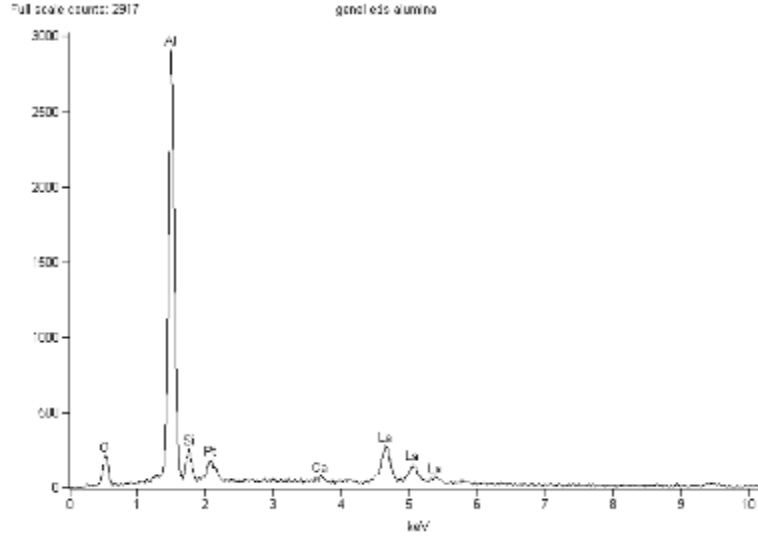
Seramik örneklerden genel, kristalin ve matriks fazlardan olmak üzere üç farklı ölçüm yapılmıştır.

0

4.4.1. In-Ceram Alumina

In-Ceram Alumina örneklerin genel EDS ölçümleri incelendiğinde Şekil 4.19'daki grafikte 1,61 keV enerji seviyesine sahip olan Al'un en yüksek atılıma sahip olduğu görülmektedir. Al'u takiben 4 ile 6 keV enerji seviyeleri arasında farklı atılımlar gösteren La, 1,8 keV enerjide Si, 2,2 keV seviyesinde Pl ve 3.8 keV enerji seviyesinde Ca görülmektedir.

Örnekten yapılan genel ölçümde, ağırlık yüzdeleri % 65,2 Al, % 6,1 Si, % 1 Ca ve % 27,6 La olarak bulunmuştur. (Çizelge 4.4.)



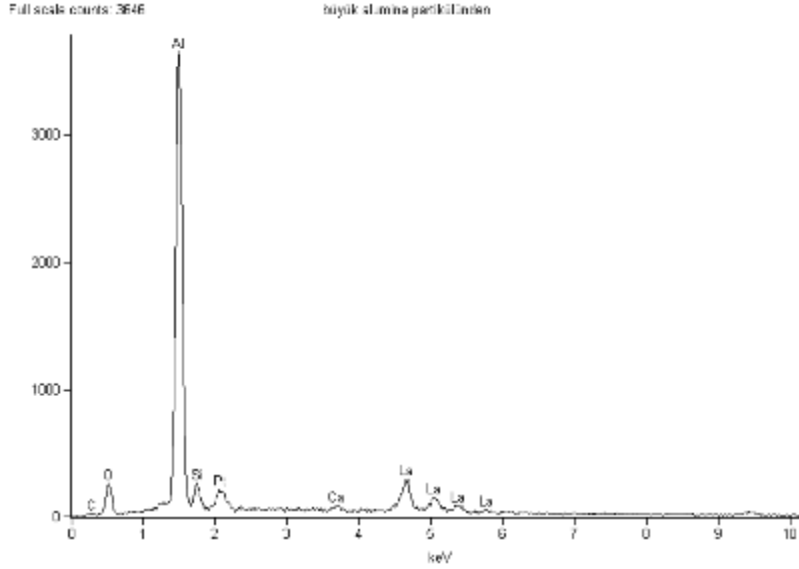
Şekil 4.19. In-Ceram Alumina genel EDS analizi

Çizelge 4.4. In-Ceram Alumina genel EDS analizi

Element	Ağırlık Yüzdesi %	Atomik Yüzdesi %
Al	65,2	84,5
Si	6,1	7,6
Ca	1	0,9
La	27,6	6,9

Şekil 4.20’de bulunan grafikte büyük alumina partiküllerinden alınan ölçümde genel EDS ile aynı enerji seviyelerde element atılımları görülmüştür. Fakat Al atılımının çok daha yüksek bir seviyeye ulaştığı dikkat çekmektedir.

Örneğin 250 büyütmedeki SE görüntüsündeki büyük alumina partiküllerinden alınan ölçümde ağırlık yüzdeleri % 70 Al, % 6,3 Si, % 1,1 C, %22,5 La olarak bulunmuştur. (Çizelge 4.5.)



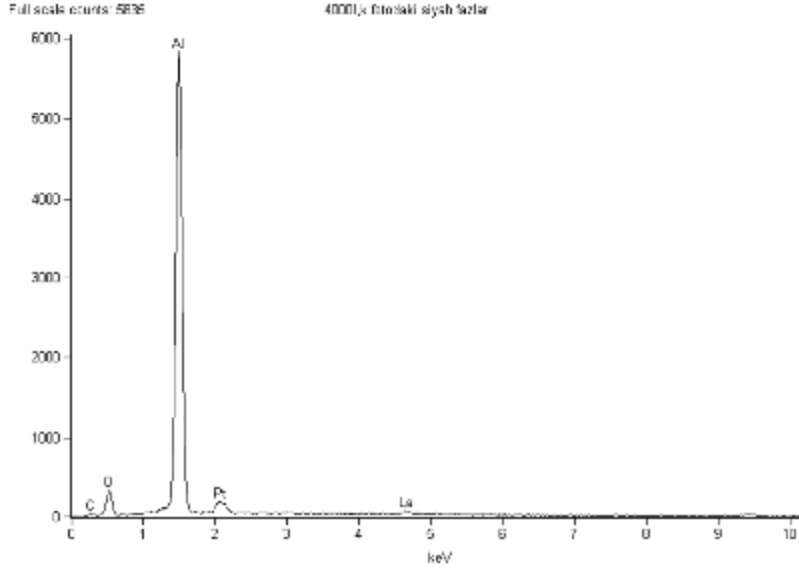
Şekil 4.20. $\times 250$ SE görüntüsünde alumina partikülünden alınan EDS analizi

Çizelge 4.5. $\times 250$ SE görüntüsünde alumina partikülünden alınan EDS analizi

Element	Ağırlık Yüzdesi %	Atomik Yüzdesi %
Al	70	86,2
Si	6,3	7,4
Ca	1,1	1
La	22,5	5,3

Şekil 4.20'deki grafikte alumina atılımının 6000 seviyesine kadar yükselerek atılım yaptığı görülmektedir.

Örneğin 4000 büyütmedeki SE görüntüsünde alumina partikülünden yapılan ölçümde de alumina oranının oldukça arttığı, içeriğin % 96,6 Al, % 3,3 La içerdiği saptanmıştır. (Çizelge 4.6.) Analizi yapılan partikülün elde edilen değerler sonucunda saf alumina olduğunu söyleyebiliriz.



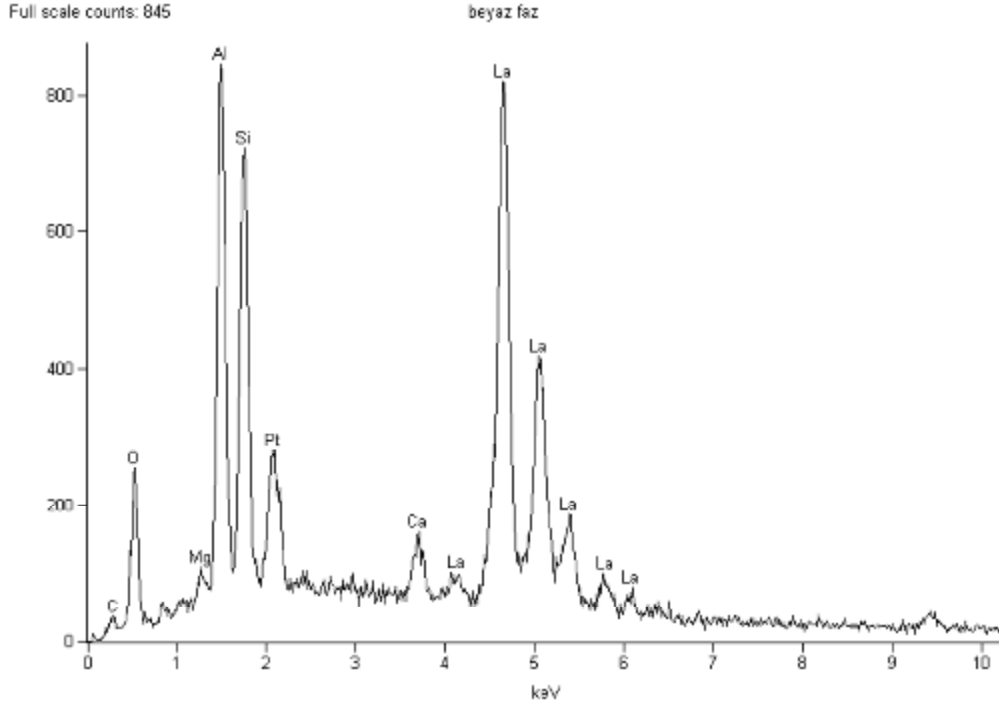
Şekil 4.21. ×4000 SE görüntüsünde alumina partikülünden alınan EDS analizi

Çizelge 4.6. ×4000 SE görüntüsünde alumina partikülünden alınan EDS analizi

Element	Ağırlık Yüzdesi %	Atomik Yüzdesi %
Al	96,6	99,3
La	3,3	0,6

Matrix faz incelendiğinde; Al ile birlikte La'nın da oldukça yüksek bir atılım yaptığı görülmektedir. (Şekil 4.22.)

Ağırlık yüzdelere bakıldığında ise, matriks fazın % 0,6 Mg, % 20,3 Al, % 16,1 Si, % 2,3 Ca ve % 60,5 La içerdiği görülmüştür. (Çizelge 4.7.)



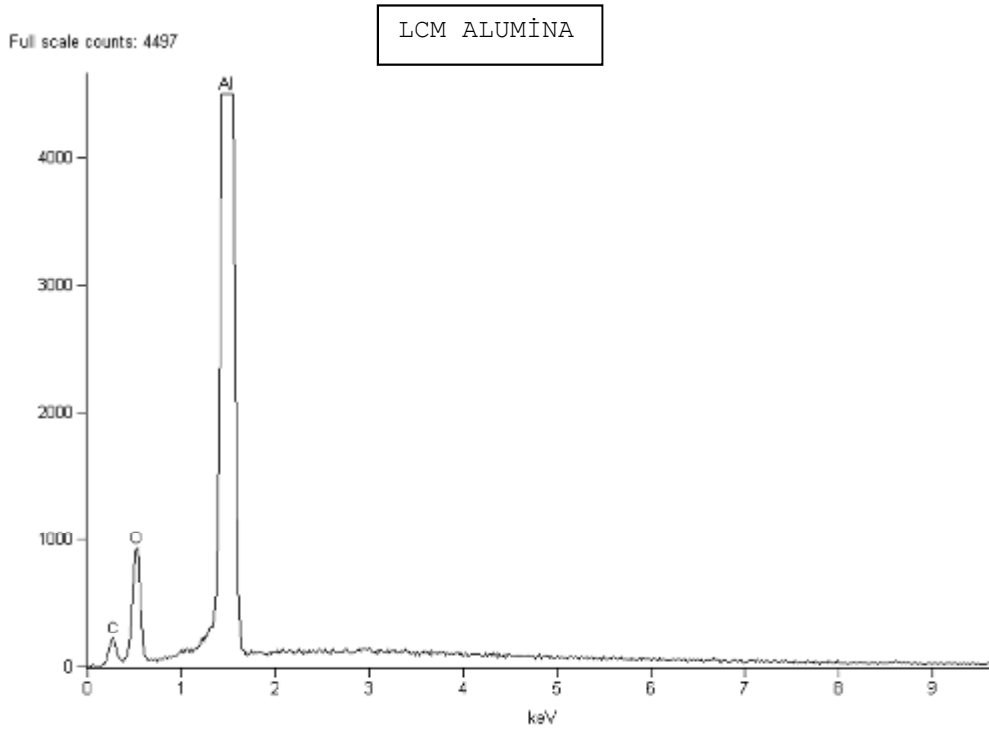
Şekil 4.22. Matriks fazdan alınan EDS analizi

Çizelge 4.7. Matriks fazdan alınan EDS analizi

Element	Ağırlık Yüzdesi %	Atomik Yüzdesi %
Mg	0,6	1,3
Al	20,3	40,8
Si	16,1	31
Ca	2,3	3,1
La	60,5	23,5

4.4.2. LCM Alumina Grubu

LCM aluminanın EDS analiz sonuçlarına bakıldığında üretici firmayı destekler nitelikte % 100 aluminadan oluştuğu görülmektedir. Şekil 4.23'deki grafik incelendiğinde 1.61 keV enerji seviyesine sahip Al dışında sadece C ve O nin atılım yaptığı görülmektedir. C ve O'nin her molekülün yapısı içinde var olduğu bilgisi ile örneğimizin saf aluminadan oluştuğunu söyleyebiliriz. Bu bilgi LCM Aluminanın homojen mikoyapısı ile örtüşmektedir.



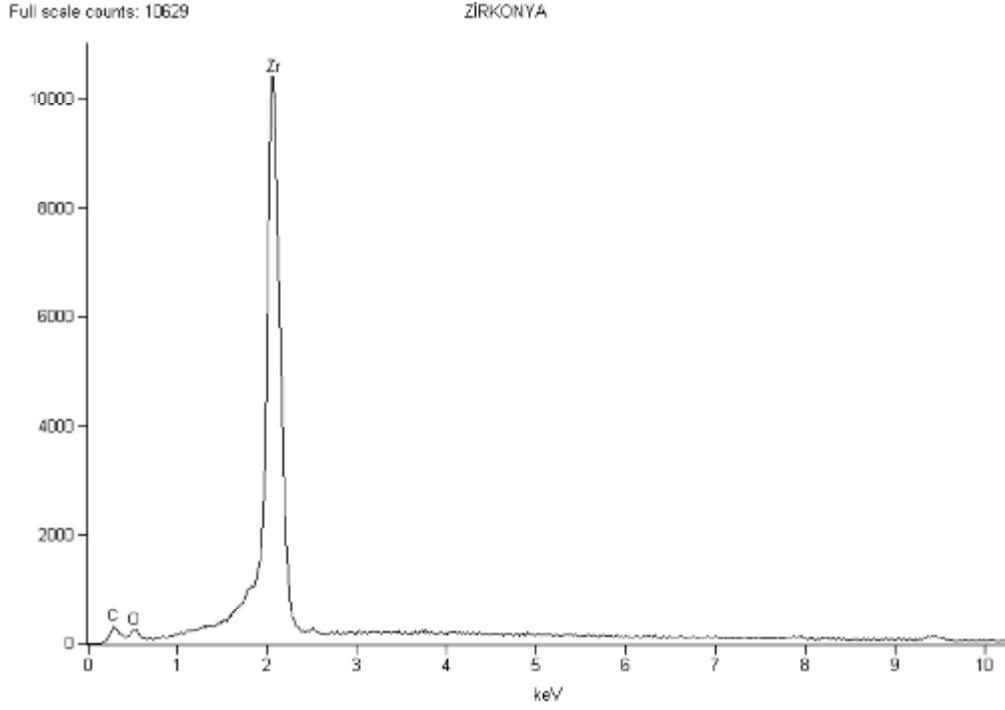
Şekil 4.23. LCM Alumina EDS analizi

Çizelge 4.8. LCM Alumina EDS analizi

Element	Ağırlık Yüzdesi %	Atomik Yüzdesi %
Al	100	100

4.4.3. ZirkonZahn Grubu

ZirkonZahn örneğin EDS sonuçlarında yapının % 100 zirkonyadan oluştuğu görülmektedir. Burada da LCM Alumina örneklerle benzer şekilde grafikte 2 keV enerji seviyesine sahip Zr ile C ve O atımları görülmektedir (Şekil 4.24). Çizelge 4.9’da ağırlık yüzdesinin % 100 olduğu belirtilmiştir.



Şekil.4.24. ZirkonZahn Grubu EDS Analizi

Çizelge 4.9. ZirkonZahn grubu EDS analizi

Element	Ağırlık Yüzdesi %	Atomik Yüzdesi %
Zr	100	100

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde estetik gereksinim artışı ile tam seramik restorasyonlar oldukça popüler hale gelmiştir. Bu popülerite artışı tam seramik sistemleri güçlendirme seçeneklerini ortaya çıkarmıştır. Seramik sistemleri güçlendirmek amacıyla seramik yapıya alumina, zirkonya gibi partiküller eklenerek seramiğin kırılma dayanımı, sertliği, aşınma direnci artırılmıştır. Mevcut çalışmada alumina ve zirkonya içeren seramik örneklerin üretim yöntemleri açısından dayanıklılıkları değerlendirilmiştir, bunun için preslenerek hazırlanan alumina örnekler, CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan zirkonya ve CAD/CAM ve presleme yöntemlerine alternatif olarak geliştirilen LCM yöntemi ile hazırlanan alumina örnekler mekanik özellikleri, mikroyapıları ve içerikleri açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmada elde edilen sonuçlar LCM yöntemi ile üretilen seramik örneklerin mekanik özellikler açısından dental uygulamalarda olumlu sonuçlar vaat ettiğini göstermiştir. LCM yöntemi, seramik sistemlerin hazırlanmasında kullanılan yeni bir hızlı üretim yöntemidir. Ancak yeni bir yöntem olduğu için literatürde dental açıdan yapılmış bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Yeni bir üretim yönteminin dayanıklılığı nasıl etkilendiğini belirlemek için invitro çalışmalar kullanılarak kabul edilmiş yöntemlerle karşılaştırılması gerekmektedir. Bu nedenle mevcut çalışmada; yeni geliştirilmiş LCM yöntemi ile üretilmiş seramik materyalin mekanik özelliklerini incelemek amacı ile kırılma dayanımına, kırılma tokluğuna ve Vickers sertliğine bakılmıştır.

Örneklerimiz literatürdeki benzer çalışmalarda uygulanan yöntemlerle, uluslararası standartın (ISO 6872) ve üretici firmaların talimatları doğrultusunda hazırlanmıştır. Çalışmaların çoğunda bitim işlemlerinde son olarak 600 grit numaralı silikon karbit aşındırma kağıdı kullanılmıştır^{21,57-59}. Dört nokta bükme testi uygulanan çalışmalarda testin yüzey pürüzlülüğüne daha hassas olmasından dolayı 1200 ve 4000 grit numaralı aşındırma kağıtları tercih edilmiştir^{31,60}. Tan ve arkadaşları ise üç nokta bükme testi öncesinde Buehler cihazında ıslak ortamda sırasıyla 120, 180, 240, 320, 400 ve 600 grit numaralı silikon karbit aşındırma kağıdı ile yüzey işlemlerini tamamlamışlardır⁶¹. Albakry ve arkadaşları ise yüzey işlemleri için ıslak ortamda sırasıyla 220, 320, 500, 600, 800 numaralı silikon karbit aşındırma kağıtları

kullanmıştır⁶². Çalışmamızda da literatüre uyumlu olarak yüzey işlemleri için sırasıyla 120, 180, 220,320,400,600 ve 800 grit numaralı silikon aşındırma kağıtları kullanılmıştır.

Tam seramik restorasyonların klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, prematür kontaktlardan kaynaklanan dinamik yükler, yetersiz bağlanma kuvvetleri, materyalin özellikleri gibi birçok faktöre bağlıdır. Ancak yine de in vitro testler bu başarısızlıktaki mekanik etkenleri aydınlatmaya yardımcı olmaktadır⁶³.

Dayanıklılık, materyalin kırıldığı ana kadar kaydedilen en yüksek stres değeri olarak tanımlanır ve seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir. Aynı materyalin dayanıklılık değerleri farklı testler kullanılarak ölçüldüğünde farklı sonuçlar elde edilmektedir⁶⁴. Test metodu kadar materyalin yüzey bitim işlemleri de test sonucunu etkilemektedir. Dayanım değerleri kıyaslanan materyallerin hacimleri ve boyutları, test koşulları, analiz metodu ve yüzey bitimleri aynı olmalıdır^{65,66}. Örneğin kalın bir örnek ve dar çaplı bir piston elde edilen değerin normalden yüksek olmasına sebep olur⁶⁷. Bu nedenle invitro çalışmalarda kabul görmüş standartların kullanılması önemlidir.

İn vitro deneylerde kullanılan ve seramiğin mekanik özelliklerini değerlendirmeye yardımcı olan çeşitli testler bulunmaktadır. Her test yönteminin avantajları ve dezavantajları vardır. Bazı çalışmalarda seramik gibi kırılğan materyallerin mekanik özelliklerini test edebilmek için 3 ve 4 nokta bükme testleri uygulanmıştır^{21,22,68}. Bazı çalışmalarda ise tam seramiklerin performansını değerlendirmek için biaksiyal bükme testi uygulanmıştır^{1,5,69,70}. 4 nokta eğme testi ve biaksiyal eğme testleri 3 nokta eğme testi ile karşılaştırıldığında, bu testlerde oluşan gerilimin saf bükülmeye yakın olduğu görülür, bunun nedeni de test bölgesinde oluşan düşük derecede makaslama kuvvetidir¹. Biaksiyal testler örnekler hazırlanırken oluşan yüzey kusurlarına daha az duyarlıdır ve diğer bükme testlerine göre daha güvenilir sonuçlar verirler^{1,64}.

Chai ve arkadaşları⁷¹ ile Zeng ve arkadaşları⁷² yaptıkları çalışmalarda çeşitli alt yapı seramiklerinin bükme dayanıklılıklarını hem tek eksenli hem de iki eksenli bükme testleri ile değerlendirmişler ve test sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Bu araştırmalarda, iki eksenli bükme testleri sonuçlarının tek eksenli bükme testlerine göre anlamlı şekilde yüksek kırılma stresi gösterdiği sonucuna ulaşılmıştır. Disk şeklindeki örneklerin

merkez noktalarına kuvvet uygulanması ile gerçekleştirilen iki eksenli bükme testleri, tek eksenli bükme testlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaktadır. ISO 6872 standardı tarafından önerilen iki eksenli bükme testlerinde yükleme merkezden yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmez ve örneklerin yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilir.

Tam seramik sistemlerin eğme dayanıklılığını ölçmek için bir çok çalışmada da üç top üzerinde piston yöntemi kullanılmıştır^{20,62,73}. Bu çalışmalardan farklı olarak Zeng ve arkadaşları üç top üzeri piston yönteminin dezavantajları olduğunu, kuvvetin örneğin tüm yüzeyine eşit olarak dağılmadığını belirtmişlerdir. Kuvvetin örneğin tüm yüzeyine dağıtılması için Watchman, piston ucu ile örnek arasına polietilen film tabakası yerleştirilmesini önermiştir⁷⁴. Bazı çalışmalarda ince non-rijit polietilen film tabakası kullanılmıştır^{20,75}. Ancak Ban ve Anusavice çalışmalarında film yerleştirilen ve yerleştirilmeyen testlerde aynı materyalin bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. Düz uçlu piston yüzeyi ile örnek yüzeyinin paralel olması durumunda iletilen kuvvetin örneğin tüm yüzeyine zaten eşit dağılacakını bildirmişlerdir⁶⁴. Bizim çalışmamızdaki dayanıklılık testi de üç top üzerine piston metodu kullanılarak standarda (ISO 6872) uygun şekilde yapılmıştır. Kuvvetin eşit dağılması için hem piston ucunun numunenin tam merkezinde konumlanmasına ve paralel olmasına dikkat edilmiş, hem de film tabakası kullanılmıştır.

Seramik materyaller basma gerilimlerine oldukça dirençlidir. Ancak fonksiyon sırasında oluşan çekme gerilimlerine karşı da bir o kadar dirençsizlerdir²⁰. Üç top üzeri piston testinde, piston ucu örneğe temas eden yüzeyde basma gerilimi oluştururken, karşı tarafta ise çekme gerilimi oluşmaktadır. Kırılma çekme geriliminin olduğu alanda oluşmaktadır. Yani dental seramiklerde en sık karşılaşılan başarısızlık çekme geriliminin yüksek olduğu konnektörde oluşan kırıklardır⁷⁶. Çalışmamızda üç top üstünde piston testi ile numunelerimizin çekme gerilimine olan dayanımını da ölçmüş bulunmaktayız. Elde ettiğimiz sonuçlara göre en düşük dayanım ve sertlik değeri In-Ceram Alumina örneklerde ölçülürken, en yüksek dayanım ZirkonZahn örneklerde, ve en yüksek sertlik değeri ise LCM Alumina örneklerinde ölçülmüştür.

Chong ve arkadaşları üç nokta bükme testi uyguladıkları In-Ceram Alumina örneklerinde 362MPa, In-Ceram Zirkonya örneklerinde ise 513MPa bükülme dayanımı ölçmüşlerdir²¹.

Seghi ve arkadaşları In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinel ve In-Ceram Zirkonya'dan bar şeklinde hazırladıkları örneklerle üç nokta bükme testi uygulamışlar ve bükme dayanımı değerleri için sırası ile 446 MPa, için 337 MPa ve 603 MPa değerlerini bulmuşlardır¹⁶. Tinschert ve arkadaşları ise dört nokta bükme testi uyguladıkları In-Ceram Alumina örneklerde 429 MPa'lık bir değer elde etmişlerdir³¹. Üç nokta bükme testi, dört nokta bükme testine göre %30-40 oranında daha yüksek değerler vermektedir. Üç nokta bükme testi uygulanan mevcut çalışmada In-Ceram Alumina grubunun bükme dayanımı 147 MPa olarak hesaplanmıştır. Bu değer literatürle kıyaslandığında oldukça düşük olduğu görülmektedir. Bunun sebebinin ICA örneklerin kristalin fazındaki homojen dağılım göstermeyen alumina partiküllerinin değişken boyutlara sahip olmasına ve matriks fazda görülen yoğun pörotik yapılara bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Giordona ve arkadaşları yaptıkları çalışmada dört nokta bükme testinde sinterlenmiş aluminanın 18 MPa olan değerinin cam infiltrasyonundan sonra 236 MPa'a çıktığını ve pöröz olan aluminanın cam infiltrasyonu ile gerçek değerine ulaştığını belirtmişlerdir¹⁹.

Ohyama ve arkadaşları ise yaptıkları çalışmada farklı bir noktaya değinmişlerdir. In-Ceram alumina örneklerle üç top üzeri piston testi uygulamışlar ve 450 MPa'lık bir sonuç bulmuşlardır. Bir gruba ise Vickers yükleme ucu ile çatlak oluşturmuş ve biaksiyal bükme dayanımını 215,7 MPa olarak bulmuşlardır. Vickers uç ile çatlak oluşturulan örneklerde dayanım yarı yarıya düşmüştür. Çalışmada In-Ceram örnekler IPS Empress ile kıyaslanmış, In-Ceram grubunun ortalama bükme dayanımı çok daha yüksek çıkmıştır. Ohyama ve arkadaşlarının yaptıkları bu çalışmanın klinik önemi seramikte yapılan düzeltmelerin ileride kırık hattını oluşturacak küçük çatlakların ve buna bağlı başarısızlığın meydana gelebileceğini belirtmesidir⁷⁷.

Yılmaz ve arkadaşları Finesse, Cergo, IPS Empress, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirkonya ve Cercon Zirkonya örnekleri ile üç top üzeri piston testi yapmışlar ve kırılma dayanımları ve kırılma toklukları için sırasıyla şu sonuçları bulmuşlardır. Finesse: 88MPa, 1,88 MPa.m^{1/2}; Cergo: 95 MPa, 1,73 MPa.m^{1/2}; IPS Empress: 101 MPa, 2,40 MPa.m^{1/2}; In-Ceram Alumina: 341 MPa, 4,78 MPa.m^{1/2}; In-Ceram Zirkonya: 542 MPa, 5,56 MPa.m^{1/2}; Cercon Zirkonya: 1141 MPa, 6,27 MPa.m^{1/2}⁷⁸.

Zeng ve arkadaşları ise Procera AllCeram ve In-Ceram Alumina örneklerle çember üstünde çember ve piston üstünde üç top testleri uygulamışlardır. Dayanım değerlerini In-Ceram için sırasıyla 301 MPa ve 439 MPa; Procera AllCeram içinse 469 MPa ve 640 MPa bulmuşlardır⁷².

Wen ve arkadaşları 1,2 mm kalınlığında ve 13 mm çapında disk şeklinde hazırladıkları In-Ceram Alumina örneklerde üç top üzeri piston testinde biaksiyal bükme dayanımını hesaplamışlar ve 433 MPa bulmuşlardır. Aynı çalışmada IPS Empress 115 MPa, Procera AllCeram 472 MPa sonuçları bulunmuştur¹.

Wagner ve arkadaşları disk şeklinde 22 mm kalınlığında ve 16 mm çapında hazırlanan örneklerle biaksiyal bükme testi uygulayarak kırılma dayanımlarını ve kırılma tokluklarını hesaplamışlardır. IPS Empress için 134 MPa, 1,74 MPa.m^{1/2}; Procera AllCeram için 687 MPa, In-Ceram için 352 MPa, 4,49 MPa.m^{1/2} değerlerini bulmuşlardır⁶⁹.

Guazzato ve arkadaşları üç top üstünde piston testi sonrasında In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya numunelerinin bükülme dayanımlarını sırasıyla 600 ve 620 MPa olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızdan oldukça yüksek çıkan bu değerler piston ucunun 0,75mm olduğu test cihazından elde edilmiştir. Piston ucunun çapı test sonuçlarını etkilemektedir²⁰. Guazzato ve arkadaşları aynı çalışmada In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya numunelerinin kırılma tokluklarını da hesaplamışlar ve sırasıyla 2,7 MPa.m^{1/2} ve 3.0 MPa.m^{1/2} olarak bulmuşlardır.

In-Ceram Alumina nın üç nokta, dört nokta ve biaksiyal bükme testlerine göre bükülme dayanımı 236-600 MPa arasındadır^{1,19-21,31,69,72,77,78}. Üst yapı porseleni ile bükme testi uygulandığında daha düşük bir dayanım değeri elde edilir^{21,77,79}. Zeng ve arkadaşlarının üst yapı porseleni ile birlikte yaptıkları bu tür bir çalışmada bükülme dayanımı 174-240 MPa aralığındadır. Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz değer In-Ceram Alumina nın kor olarak kullanıldığı çalışmalara göre daha düşüktür. Piston çapı, numune kalınlığına oranla dayanıklılık sonuçlarını daha fazla etkilemektedir⁶⁴. Albakry ve Chen çalışmalarında piston çapı arttıkça elde edilen değerlerin azaldığını belirtmişlerdir^{62,67}. Çünkü daha az yüzey ile temasta olan piston ucunun kırılma dayanımının artmasına sebep olan defekt ile karşılaşma ihtimali daha düşüktür⁸⁰. Bir başka deyişle piston ucunun çapı arttıkça dayanıklılığın azalması beklenen bir sonuçtur. Benzer şekilde, çalışmamızda ISO 6872 standartlarında hazırlanan piston ucunun çapı (1,6 mm)

diğer çalışmalardan daha fazladır. Bu durum elde ettiğimiz değerlerin yukarıdaki çalışmalardan daha düşük olmasını açıklamaktadır. Bununla birlikte, In-Ceram Alumina döküm ve presleme teknikleri ile üretilmektedir. Presleme tekniğinde daha iyi sinterleme işlemi olduğu düşünülerek dayanım değerlerinin slip tekniğinden daha üstün olacağı öngörülmüştür⁸¹. Ancak devam eden çalışmalar ile bunun aksinin gerçekleştiği anlaşılmıştır⁸². Bizim çalışmamızda da örneklerimiz presleme yöntemi ile elde edilmiştir.

Guazzato ve arkadaşları çalışmalarının ilk bölümünde In-Ceram Alumina, ikinci bölümünde In-Ceram Zirkonya örnekleri döküm ve presleme tekniği ile üreterek test etmişlerdir. Her iki çalışmada da döküm tekniğini daha üstün bulmuşlardır. İlk çalışmalarında In-Ceram Alumina'dan döküm ve presleme tekniği ile üretilen örnekler üç top üstünde piston testi uygulamışlardır. Sonuçlar; bükülme dayanımı için; IPS-Empress için 106 MPa, Empress II için 306 MPa, In-Ceram Alumina pres için 440 MPa, In-Ceram Alumina slip için 594 MPa şeklinde; kırılma dayanımı içinse IPS-Empress için 2.9 MPa. m^{1/2}, In-Ceram Alumina pres için 3,6 MPa. m^{1/2}, In-Ceram Alumina slip için 4,4 MPa. m^{1/2} şeklinde olmuştur. Slip tekniği ile üretilmiş numunelerde bükülme dayanımı istatistiksel olarak daha yüksektir. Guazzato, SEM görüntülerine göre In-Ceram'ın slip tekniği ile üretildiğinde kristal yapının camla bir ağ oluşturduğunu, presleme ile üretildiğinde camsı fazın devam ettiğini belirtmiştir²². İkinci çalışmalarında döküm ve presleme tekniği ile üretilmiş In-Ceram Zirkonya numunelere üç nokta bükme testi uygulamışlardır. Döküm tekniği ile üretilmiş örneklerin ortalama bükme dayanımlarını 630 MPa, presleme tekniği ile üretilmiş örneklerin bükülme dayanımlarını ise 476 MPa olarak kırılma tokluklarını ise 4,9 MPa. m^{1/2} ve 4,8 MPa. m^{1/2} olarak bulmuşlardır.

Zirkonyanın mekanik özelliklerini inceleyen birçok çalışma yapılmıştır^{2,83-86}. Bu çalışmalar, materyalin başlangıçta yüksek dayanıklılık ve kırılma tokluğu gibi olumlu mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir. Son yıllarda yapılan çok sayıda çalışma ise üretim esnasında uygulanan işlemlerin zirkonya seramiklerin mekanik özellikleri üzerine etkisini incelemiştir^{21,68,87-92}. Zirkonya alt yapılara üretimlerinin çeşitli aşamalarında uygulanan işlemler, farklı tiplerde yüzey hasarlarına ve çatlaklara sebep olmaktadır. CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar, vener

seramiğinin şekillendirilmesi esnasında uygulanan ısı işlemleri, kumlama, alt yapı materyalinin farklı kalınlıklarda üretilmesi Y-TZP seramiklerin yapılarını ve mekanik özelliklerini etkileyen işlemlerdir^{68,92-95}.

Zirkonya esaslı seramiklerin dayanıklılıklarını, biaksiyal bükme testi kullanarak diğer alt yapı seramikleri ile karşılaştıran çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu araştırmaların sonuçları, Y-TZP esaslı seramiklerin, tüm alt yapı seramiklerinden daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermiştir^{68,83,84,89,95}.

Yılmaz ve ark. yaptıkları çalışmada 6 farklı firma tarafından üretilen tam seramik materyallerinin kırılma dayanımları ve kırılma tokluğu değerlerini kıyaslanmıştır. Çalışmada bizim çalışmamızda olduğu gibi kırılma dayanımı ölçüm yöntemlerinden üç top üzeri piston ile kırma deneyi tercih edilmiştir. Kullanılan örnek kalınlıkları $1,2 \pm 0,2$ mm olarak standardize edilmiştir. Çalışma sonucunda zirkonya esaslı alt yapı örneklerinin kırılma dayanımı ve kırılma tokluğu (1140 MPa; 6,27 MPa. m^{1/2}) diğer tam seramik örneklerle oranla istatistiksel olarak önemli derecede yüksek çıkmıştır⁷⁸.

Itinoche ve arkadaşları In-Ceram Zirkonya ve Procera AllCeram alt yapı seramiklerine periyodik yükleme uyguladıktan sonra iki eksenli bükme testi uygulamışlardır. Yoğun sinterize alumina yapısında olan Procera'nın bükme kuvvetini (647 ± 48 MPa), zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre alümina yapısındaki In-Ceram Zirkonya'dan (497 ± 35 MPa) önemli şekilde yüksek bulunmuştur⁷⁰.

Materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde dayanıklılık testlerinin yanı sıra sertlik testleri de uygulanmaktadır. Sertlik değeri materyalin deformasyona, yoğunlaşmaya ve kırılmaya karşı direncini belirlemeye yaramaktadır. Birçok çalışmada dental materyallerin mikro sertlik değerleri Vickers sertlik testi ile değerlendirilmiştir^{28,96}. Vickers sertlik testi elmas piramit sertlik testi olarak da bilinir ve diş hekimliğinde altın döküm alaşımları ve kırılğan materyallerin sertliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır⁵.

Baharav ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, glazelenmiş alumina porselen disklerle 20 saniye boyunca 1 kg lık kuvvet uygulamış ve ortalama 530-540 HVN sertlik değeri bulmuşlardır⁹⁷. Bizim çalışmamızda 15 sn boyunca 1 kg lık kuvvet uygulanan alumina örneklerden 850 HVN lik bir mikro sertlik değeri elde edilmiştir.

Pittayachawan ve arkadaşları⁹⁶ yaptıkları çalışmada Lava'nın mikrosertlik derecesini 1300 HVN bulurken, Curtis⁹⁸ ve arkadaşları ise yine Lava'nın mikrosertlik derecesini 1590 HVN olarak bulmuşlardır. Pittayachawan ve arkadaşları mikrosertlik testinde örneklerle 1,5 kg'lık kuvvet uygulamışlar, Curtis ve arkadaşları ise 1kg'lık kuvvet uygulamışlardır. Değerler karşılaştırıldığında uygulanan kuvvet arttıkça sertlik değerlerinin azaldığı görülmüştür. Bizim çalışmamızda da zirkonya örneklerle 15 sn boyunca 1 kg'lık kuvvet uygulanmış ve 1249 HVN'lik bir sertlik değeri bulunmuştur.

Schuh ve arkadaşları⁹⁹ düşük ısı seramiklerine 30 sn boyunca 200 gr kuvvet uygulamışlar ve 545-571 HVN arası değerler bulmuşlardır⁹⁹. Bizim çalışmamızda ASTM standartlarına uygun olarak 15 sn 1 kg basınç uygulanmıştır.

Hjerpe ve arkadaşları¹⁰⁰ yaptıkları çalışmada ZirkonZahn örneklerin farklı termal siklulardaki mikrosertlik değerlerini incelemişlerdir. ZirkonZahn örnekleri 1500°C de 1 saat 40 dakika sinterlemişler ve mikrosertlik değerini 1532 HVN bulmuşlardır. Aynı örneklerle termal siklus uygulayıp ölçtüklerinde 1503 HVN'lik bir değer elde etmişlerdir. 3 saat sinterlenen ZirkonZahn örneklerin mikrosertlik değerlerini 1519 HVN bulurken, aynı örneklerle termal siklus uygulandığında ise 1478 HVN'lik bir değer elde etmişlerdir. Gruplar arası istatistiksel değerlendirme yapıldığında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir¹⁰⁰.

Elektron mikroskobu görüntülerinde, Guazzato ve arkadaşlarının²² In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya'yı inceledikleri çalışmalarıyla karşılaştırıldığında zirkonya örneklerde benzer bir görüntü izlenirken, alumina örneklerde farklılıklar tespit edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan In-Ceram Alumina örneklerden alınan SE görüntülerinde alumina partikülleri ile cam matriksin homojen dağılmadığı görülmektedir. Matriks içinde dağılmış olan alumina tanecikleri arasındaki mesafe Griffith çatlaklarının boyutlarını ve sınırlarını azaltacağı için önemlidir. Örneklerimizin SEM görüntülerinde gözlenen bu dağılımda In-Ceram Alumina örneklerimiz literatürde verilen değerlerden daha düşük bir kırılma dayanımı sergilemesinin nedenini açıklamaktadır.

Yapılan birçok çalışmada zirkonya seramiklerde yttria stabilizatör miktarındaki artışın yaşanmaya bağlı faz değişimini azalttığı ve yapıyı kuvvetlendirdiği ifade edilmektedir¹⁰¹⁻¹⁰³. Lawson ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada, zirkonya seramiklerde stabilizatör miktarı arttıkça tetragonal fazın yapıda korunabileceği "kritik

gren boyutu” nun büyüyebileceğini belirtmiştir¹⁰¹. Schmauder ve Schubert yttria içeriğinin yanında yapıdaki dağılımının da önemli olduğunu belirtmişler ve homojen stabilizatör dağılımı göstermeyen yapıların yaşlanmaya daha düşük direnç gösterdiklerini bildirmişlerdir. Küçük gren boyutu düşük ısıda sinterlemeyle elde edilebilirken, homojen yttria dağılımı için Y-TZP nin imalat aşamasında tozun saflığı ve boyutsal homojenliği önem taşımaktadır¹⁰⁴.

Çalışmamızda yapılan mikroyapı incelemelerinde ICA örneklerde çok yoğun topografik farklılıklar gözlemlenmiştir. Bu çökeltme alanlarının asitle erken çözünen fazlar olduğunu düşünmekteyiz. SEM görüntülerinde izlenen kristalin fazın dağınık yayılımı ve matriks fazının içerisinde bulunan pöröziteler kırığın erken başlama sebebini ve kırılma dayanımının düşük bir değerde oluşunu açıklamaktadır. Matriks faz içerisinde bulunan özellikle sivri kenar özelliklerine sahip olan pöröziteler kırık yayılımını hızlandırmış ve çok parçalı kırığa sebep olmuştur. ICA’ nın homojen dağılıma sahip olmaması, pörözite barındırması, kristalin faz yoğunluğunun az olması ve buna karşılık LCMA ve ZirkonZahn gruplarının yoğun sinterlenmiş yapıları ve pörözite barındırmamaları ICA örneklerde parçalı kırık oluşup, diğer gruplarda düzenli oluşan kırığın sebebini açıklamaktadır.

In-Ceram Alumina’nın mikroyapı incelemelerinde, 4 farklı renk tonundan oluşan yoğun topografik farklılıklara rastlanmıştır. Bu farklılıklar, özellikle matriks içeriğindeki farklı fazların asitleme sırasında daha erken çözünmesinden kaynaklanmıştır, fazlar içerisinde asitleme sırasında daha erken çözündüğü düşünülen fazın molekül ağırlığı yüksek olan lantan (La) olabileceği düşünülmektedir.

LCMA’nın mikroyapı incelemelerinde homojen boşluklara sahip bir ağısı yapı izlenmektedir. Bu boşluklu ağısı yapının seramik partikülleri birleştiren reçinenin asitle çözünmesi sonucu oluşan fotopolimer boşlukları ile oluştuğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda ağırlık yüzdelerini ve atomik yüzdeleri belirlemek amacı ile EDS analizi yapmış bulunmaktayız. EDS analizinde enerji seviyeleri çakışan elementlerin ağırlık yüzdelerini ayrı ayrı hesaplama olanağı olmadığı için, eğer ki EDS yerine WDS (wavelength dispersive spektroskopy, dalgaboyu dağılımlı spektroskopi) analizi yapılması elemental içeriğin hata payı olmadan belirlenmesini sağlayacaktır.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar sadece üretim yöntemine bağlı değil, kullanılan tozun homojenliğine, saflığına, materyalin içerdiği stabilizatör miktarına ve dağılımına, gren boyutlarına da bağlıdır.

Çalışmamızda litografi ile sinterlenen alumina seramikleri, preslenen alumina seramikler ve CAD/CAM ile hazırlanan alumina seramiklerle karşılaştırarak yeni üretim yönteminin üstünlüklerini görmeyi amaçladık. Fakat piyasada zirkonyanın popülaritesinin artması sonucu CAD/CAM ile kazınabilecek alumina blok üretimi yapılmadığından dolayı kontrol grubu olarak yüksek mekanik özelliklere sahip olan zirkonya blokları kullandık. Üç grubun da aynı materyalden hazırlanmaması çalışmamızın eksiklerinden biridir. Bu eksikliği giderip çalışmayı zenginleştirmek amacı ile LCM ile hazırlanan zirkonya seramik örnekler çalışmaya dâhil edilebilirdi, fakat çalışmanın başlangıç döneminde henüz zirkonya litografi ile sinterlenemiyordu. Örneklerin hazırlandığı Lithoz firması şuanda zirkonya seramiği de litografi ile sinterleyebilmektedir. Çalışmanın eksiklerini de göz önünde bulundurarak LCM zirkonya örneklerin de içinde bulunduğu yeni bir çalışma anabilim dalımız tarafından başlatılmıştır.

Çalışmamızda elemental analizi her gruptan birer adet örnek kullanarak yapmış bulunmaktayız. Örnek sayısını artırarak elde ettiğimiz sonuçlar üzerinden istatistiksel analiz yapılabilir ve güvenilirliği artırabilirdik, fakat çalışma bütçesini sınırlı bir rakamda tutma zorunluluğumuzdan dolayı örnek sayısını artıramamış bulunmaktayız.

Literatürde LCM ile seramik üretimini anlatan ve bu yeni üretim yönteminin seramik materyalin mekanik özellikleri üzerine etkisini araştıran bir çalışma bulunmamaktadır. LCM yönteminin seramik yapıların üretiminde kullanılabilirliğini incelemek amacıyla yapılan mevcut çalışmanın sonuçları, yöntemin mekanik özelliklere etkisi ile ilgili önemli bilgiler vermektedir ve seramiğin tabakalı yöntemlerle üretilebileceğini göstermesi açısından oldukça önem taşımaktadır.

Mevcut çalışma, bilinen bir yöntemin yeni bir alanda uygulanabilirliğini gösteren ilk çalışmadır ve bu nedenle literatüre bir yenilik getireceği ve yeni çalışmaların doğmasına imkân tanıyacağı düşünülmektedir.

6. SONUÇLAR

Litografi (LCM) yöntemi ile elde edilen seramik örneklerin

1. Mekanik özellikleri umut verici değerler sergilemiştir.
2. Mikrosertliklerinin ağız içi kuvvetleri karşılayacak düzeyde olduğu bulunmuştur.
3. Mikroyapı ve içerik yönünden oldukça homojen ve yoğun sinterlenmiş bir yapıya sahip olduğu görülmüştür.
4. EDS analizleri ve mikroyapı görüntüleri firmaların verdiği sonuçları destekler nitelikte bulunmuştur.
5. LCM yöntemi kullanılarak seramik üretimi yapılabileceği sonucu çıkmaktadır.

KAYNAK DİZİNİ

1. **Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT.** Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont*, **1999**; 12: 534-541.
2. **Denry IL, Mackert JR Jr, Holloway JA, Rosenstiel SF.** Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res*, **1996**; 75: 1928-35.
3. **O'Brien WJ.** *Dental Materials and Their Selection*. 3rd Ed., Chicago: Quintessence Publishing Co, **2002**: 225-239.
4. **Kelly JR, Nishimura I, Campell S.** Ceramic in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J prosthodont*, **1996**; 75: 18-32
5. **Anusavice KJ.** *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th Ed., San Antonio: Saunders, **2003**.
6. **Shillenburg H, Hobo S.** *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 2nd. Ed., Chicago: Quintessence Publishing Co , **1981**.
7. **McLean JW, Hughes TH.** the reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides, *Br Dent J*, **1965**; 119: 251-267.
8. **Mc Lean JW.** Evalution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, **2001**; 85: 61-66.
9. **Otto T, Denisco S.** Computer-aided direct ceramic restorations: A 10 year prospective clinical study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *Int. J. Prosthodont*. **2004**; 15: 122-128.
10. **Nayır E.** *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi (John McCabe)*. İstanbul, 7. Baskı, **1999**.
11. **McLean JW.** *The science and art of dental ceramics*. Vol:1 quintessence Pub. Co. Inc. Chicago, **1979**.
12. **Haselton D, Diaz-Arnold A, Hillis S.** Clinical Assessment of High- Strength All-Ceramic Crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2000**; 83: 396-401.
13. **O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM, Mora GP, Tien TY.** The Strengthening Mechanism of a Magnesia Core Ceramic, *Dent Mater*, **1993**; 9: 242-245.
14. **Morena R, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW.** Toughening of Dental Porcelain by Tetragonal ZrO₂ Additions. *Journal of American Ceramic Society*, **1986**; 69: 75-77.
15. **Kon M, Kawano F, Asaoka K., Matsumoto N.** Effects of Zirconia Addition on Fracture Toughness and Bending Strength of Dental Porcelains. *Dent Mater J*, **1990**; 9: 181-192.
16. **Seghi RR, Daher T, Caputo A.** Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater*. **1990**; 6: 181-184.
17. **Craig RG, Powers JM.** *Restorative dental materials*, 11th ed. St. Louis: Mosby. **2001**; 78-79.
18. **Magne P, Belser U.** Esthetic Improvements and InVitro Testing of In- Ceram Alumina and Spinell Ceramic, *Int J Prosthodont*, 1997; 10: 459-466.
19. **Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, PoberR.** Flexural Strength of an Infused Ceramic, Glass-Ceramic, and Feldspathic Porcelain, *J Prosthet Dent*, **1995**; 73: 411-418.

20. **Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J.** Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia, *Int J Prosthodont*, **2002**; 15: 339- 346.
21. **Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W.** Flexural Strength of In- Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia Core Materials, *Int. J. Prosthodont.*, **2002**; 15: 183-188.
22. **Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV.** Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* **2004**; 20: 449-456.
23. **McLaren EA, Terry DA.** CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* **2002**; 23: 637-641, 644,646.
24. **Raigrodski AJ.** Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin N Am* **2004**; 48: 531-544.
25. **Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripotakis A, Strub JR.** Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* **2002**; 15: 189-194.
26. **Piconi C, Maccauro G.** Zirconia as a ceramic biomaterial. *Dent Mater*, **1999**; 20: 1-25.
27. **Rieth PH, Reed JS, Naumann AW.** Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. *Bull Am Ceram Soc*, **1976**; 55: 717.
28. **Denry I, Kelly R.** State of the art of zirconia for dental applications, *Dent Mater*, **2007**; 24: 299-307.
29. **Becher PF.** Slow crack growth behavior in transformation-toughened Al₂O₃-ZrO₂ (Y₂O₃) ceramics. *J Am Ceram Soc* **1983**; 66: 485-488.
30. **Casellas D, Ra'fols I, Llanes L, Anglada M.** Fracture toughness of zirconia-alumina composites. *Int J Refract Met Hard Mater* **1999**; 17: 11-20.
31. **Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ.** Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia based ceramics. *J Dent.* **2000**; 28: 529-535.
32. **Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT.** Ceramic Steel? *Nature*. **1975**; 258: 703-704.
33. **Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN.** Mechanical Properties and Short-Term In Vitro Evaluation of Yttrium-Oxide-Partially-Stabilized Zirconia, *J. Biomed Mater Res.*, **1989**; 23: 45-61.
34. **Bibb R, Taha Z, Brown R, Wright D.** Development of a rapid prototyping design advice system, *Journal of Intelligent Manufacturing*, **1999**; 10: 331-339.
35. **Sim C, Ibbetson R.** Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont* **1993**; 6: 36-42.
36. **Ciraud P.** Verfahren und vorrichtung zur herstellung beliebiger gegenstande aus beliebigem schmelzbarem material. German Patent Publication DE. 2263777, priority filed December 28, published July 5, **1971**, 1973-1977.
37. **Deckard C.** Methods and apparatus for producing parts by selective laser sintering. US Patent 4863538, filed October 17, 1986, published September 5, **1989**.
38. **Shellabear ON.** DMLS-development history and state of the art, in: Proceedings of the Fourth Laser Assisted Net Shape Engineering. *LANE*, **2004**; 1: 393-404.

39. **Santos EC, Osakada MK, Laou T**, Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, **2006**; 46: 1459-1468.
40. **Beaman JW, Barlow DL, Bourell RH, Crawford HL, Marcus KP**. *Solid Freeform Fabrication: A New Direction in Manufacturing*. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, **1997**.
41. **Levy GN, Schindel R, Kruth JP**. Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, State of the Art and Future Perspectives Cirp Annals. *Manufacturing Technology*, **2003**; 52: 589-609.
42. **Levy GN**. Digital layer manufacturing chances and challenges. The 9th Biennial ASME Conference on Engineering Systems Design and Analysis (ESDA 2008). Haifa, Israel, July 7-9 **2008**: 59178
43. **Rudgley M.**, **2001**, Rapid manufacturing - the revolution is beginning. *Proceedings of the Rapid* **2001**; 12: 441-444.
44. **Dimov SS, Pham DT, Lacan F, Dotchev KD**. Rapid tooling applications of the selective laser sintering process. *Assembly Automation*, **2001**; 21: 296-302.
45. **Ódonnachda B, Tansey A**. A note on rapid metal composite tooling by selective laser sintering. *Journal of materials processing technology*, **2004**; 153: 28-34.
46. **Delikanlı K, Sofu M.M, Bekçi U**. Üretim sektöründe hızlı direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, **2005**; 4: 33-39. Erişim: http://teknolojikarastirmalar.com/pdf/tr/01_020405_4_Delikanli_tr.pdf
47. **Sofu M.M, Delikanlı K**. Hızlı direkt imalat yöntemleri ve uygulamaları. TİMAK-Tasarım imalat Analiz Kongresi. **2006**
48. **Kruth JP, Levy G, Klocke F, Childs TH**. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, **2007**; 56: 730.
49. **Van Der Schueren B**. Basic Contributions to the Development of the Selective Metal Powder Sintering Process. PhD thesis, University of Leuven, Belgium, **1996**.
50. **Karapatis P**, A Sub-Process Approach of Selective Laser Sintering, Phd thesis, École polytechnique fédérale de Lausanne (EPFL) , Switzerland, **2002**.
51. **Rombouts M, Kruth JP, Froyen L, Mercelis P**. Fundamentals of Selective Laser Melting of alloyed steel powders. *CIRP Annals Manufacturing Technology*, **2006**; 55: 187-192.
52. **Kruth JP, Mercelis P, Froyen L, Rombouts M**. Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Selective Laser Melting. *Rapid Prototyping Journal*, **2004**; 11: 26-36.
53. **Santos EC, Osakada MK, Laou T**. Rapid manufacturing of metal components by laser forming, *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, **2006**; 46: 1459-1468.
54. **Özdemir A**. Seramik Malzemelerin Kırılma Tokluğu Değerlerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Teorik Olarak Belirlenmesi. Doktora tezi. *Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara*. **2006**
55. **Qualtrough AJ, Piddeck V**. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dent. Update*. **1999**; 26: 65-68.
56. **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L**. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın No: 17, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, **1993**.

57. **Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K.** Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, **2000**; 13: 420-424.
58. **Seghi RR, Sorensen JA.** Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, **1995**; 8: 239-246.
59. **Baharav H, Laufer B, Pilo R, Cardash HS.** Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent*, **1999**; 81: 515-9.
60. **Fischer H, Dautzenberg G, Marx R.** Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dent Mater*, **2001**; 17: 289-295.
61. **Tan SC, Chai J, Wozniak WT, Takahashi Y.** Flexural strength of a glass-infiltrated alumina dental ceramic incorporated with silicon carbide whiskers. *Int J Prosthodont*, **2001**; 14: 350-354.
62. **Albakry M, Guazzato M, Swain MV.** Biaxial flexural strength, elastic moduli, and xray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, **2003**; 89: 374-380.
63. **White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA.** Flexural Strength of a Layered Zirconia and Porcelain Dental All-Ceramic System. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2005**; 94: 125-131.
64. **Ban S, Anusavice KJ.** Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*, **1990**; 69: 1791-9.
65. **Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH.** Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater*. **2001**; 17: 260-267.
66. **Zeng K, Oden A, Rowcliffe D.** Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont*. **1998**; 11:183-189.
67. **Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ.** Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater*. **2008**; 24: 1506-1511.
68. **Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV.** Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2005; 33: 9-18.
69. **Wagner WC, Chu TM.** Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 1996; 76: 140-144.
70. **Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D.** Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater*, **2006**; 22: 1029-34.
71. **Chai J, Chu FCS, Chow TW, Liang BMH.** Chemical Solubility and Flexural Strength of Zirconia-Based Ceramics. *Int J Prosthodont*, **2007**; 20: 587-595.
72. **Zeng K, Oden A, Rowcliffe D.** Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, **1996**; 9: 434-9.
73. **Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJR.** The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics - Part II. *J. Dent*, **1997**; 25: 409-414.
74. **Wachtman JB, Capps W, Mandel J.** Biaxial flexure tests of ceramic substrates. *J Mater*. **1972**; 7: 188-194.
75. **Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG.** Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater*. **2000**; 16: 389-395.

76. **Conrad HJ, Seong WH, Pesun IJ.** Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* **2007**; 98: 389-404.
77. **Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y.** Effects of cycling loading on the strength of allceramic materials. *Int J Prosthodont,* **1999**; 12: 28-37.
78. **Yilmaz H, Aydin C, Gul BE.** Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent,* 2007; 98: 120-128.
79. **White SN, Caputo AA, Vidjak FMA, Seghi RR.** Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater,* **1994**; 10: 52-58.
80. **Kelly JR.** Perspectives on strength. *Dent Mater,* 1995; 11: 103-110.
81. **Hornberger H, Marquis PM, Christiansen S, Strunk HP.** Microstructure of a highstrength alumina glass composite. *J Mater Res,* **1996**; 11: 855-8.
82. **Jung YG, Peterson IM, Pajares A, Lawn BR.** Contact damage resistance and strength degradation of glass-infiltrated alumina and spinel ceramics. *J Dent Res,* 1999; 77: 804-14.
83. **Kelly JR, Denry I.** Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater,* **2008**; 24: 289-298.
84. **May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR.** Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* **1998**; 80: 394-404.
85. **Wall JG, Cipra DL.** Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* **1992**; 36: 765-782.
86. **Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H.** Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* **2001**; 14: 231-238.
87. **Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G.** LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* **2001**; 4: 195-206.
88. **Ardlin BI.** Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater,* **2002**; 18: 590-595.
89. **Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L.** The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of YTZP zirconia ceramic. *Dent Mater,* **1999**; 15: 426-33.
90. **Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ.** Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* **2001**; 4: 89-106.
91. **de Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R.** Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials* **2002**; 23: 937-945.
92. **Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC.** Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* **2000**; 83: 461-487.
93. **Isgrò G, Pallav P, Van der Zel JM.** The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent,* **2003**; 90: 465-473.

94. **Kosmac T, Oblak C, Marion L.** The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram Soc* **2008**; 28: 1085-1090.
95. **Oh SC, Dong JK, Luthy H, Schärer P.** Strength and microstructure of IPS Empress II glass-ceramic after different treatments, *Int J Prost*, **2000**; 13: 468-472.
96. **Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC.** The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*, **2007**; 23: 1018-1029.
97. **Baharav H, Laufer B, Pilo R, Cardash HS.** Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent*, 1999; 81: 515-9.
98. **Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ.** The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* **2006**; 34: 195-206.
99. **Schuh C.-, Kinast EJ, Mezzomo E, Kapczinski MP.** Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics. *J Prosthet Dent*, 2005; 93: 245-52.
100. **Hjerppe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV.** Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater*, **2009**; 25: 166-171.
101. **Lawson S.** Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* **1995**; 15: 485-502.
102. **Sato T, Shimada M.** Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc* **1985**; 68: 356-359.
103. **Sato T, Shimada M.** Crystalline phase change in yttria-partially-stabilized zirconia by low-temperature annealing. *J Am Ceram Soc* **1984**; 67: 212.
104. **Schmauder S, Schubert H.** Significance of internal stresses for the martensitic transformation in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals during degradation. *J Am Ceram Soc* **1986**; 69: 534- 540.

ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Adana’da doğdu. İlköğrenimini Adana Celalettin Sayhan İlkokulu’nda, orta ve lise öğrenimini 2002 yılında ATO Anadolu Lisesi’nde tamamladı. 2008 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldu. 2008 yılında Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladı. Doktora eğitimi süresince Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde klinik, akademik ve eğitsel faaliyetlerde bulundu.