



**DİJİTAL ORTAMDA 3 BOYUTLU YAZICILARDA ÜRETİLEN
ZİRKONYA ÖRNEKLERİN BAZI MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN VE
ÜSTYAPI SERAMİĞİ İLE OLAN BAĞLANTI DAYANIMININ
İNCELENMESİ**

Halil BAKIÇ

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

AĞUSTOS 2021

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Halil BAKIÇ

9/9/2021

DİJİTAL ORTAMDA 3 BOYUTLU YAZCILARDA ÜRETİLEN ZİRKONYA ÖRNEKLERİN BAZI MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN VE ÜSTYAPI SERAMİĞİ İLE OLAN BAĞLANTI DAYANIMININ İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Halil BAKIÇ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağustos 2021

ÖZET

Bu çalışmada eklemeli üretim (üç boyutlu litografi) ile oluşturulmuş seramik örnekler ile eksiltmeli üretim (CAD-CAM) ile oluşturulmuş seramik örneklerin bazı mekanik özellikleri in-vitro olarak değerlendirildi. Çalışmada kullanılan zirkonya örneklerin oluşturulması amacıyla üç boyutlu litografi üretim tekniği ve CAD-CAM sistemler kullanılmıştır. Mekanik özelliklerin değerlendirilmesinde; bükülme dayanımı testi, çentik kırılma tokluğu testi, sertlik testi kullanılırken, üstyapı seramikleri ile olan bağlantının test edilmesi için de makaslama testi uygulandı. Ayrıca örnekler EDS ve tanecik analiz testleri uygulandı. EDS ve tanecik analizi FE-SEM cihazında testler uygulanmadan önce yapıldı. Bükülme dayanımı testinde kırılan parçaların kırık yüzeylerinin analizi hem FE-SEM cihazında hem de optik mikroskopta değerlendirildi. Makaslama testi sonrasında ise örneklerin yüzeyleri kopma türlerinin belirlenmesi amacıyla optik mikroskopta incelendi. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda en yüksek bükülme dayanımı lithografi tekniği ile üretilen zirkonya örneklerde ortalama 1173 ± 160.9 MPa olarak elde edilmiştir. En düşük bükülme dayanımı, eksiltmeli yöntemlerle üretilen zirkonya grubunda 818.5 ± 265.8 MPa olarak bulundu. Her iki grubun bükülme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ($P < 0.001$). Eksiltmeli ve eklemeli yöntemlerle hazırlanan zirkonya örnekler yüzey sertliği ve kırılma tokluğu değeri bakımından karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($P > 0.05$). Makaslama bağlanma testi sonucunda ise zirkonya grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir ($P = 0.9862$). Elde edilen bulgular doğrultusunda eklemeli üretim yöntemi (lithografi) ile üretilen zirkonyanın dayanımı göz önüne alındığında dental kullanım için yeterlidir. Her iki grubun üstyapı seramiği ile olan bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde, eklemeli üretim yöntemi ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı eksiltmeli üretim (CAD-CAM) kadar iyi olduğu sonucuna varılmıştır.

Bilim Kodu : 10101.07
Anahtar : Eklemeli üretim, litografi, sla, bükülme testi, makaslama bağlanma
Kelimeler : dayanımı, kırılma tokluğu, yüzey sertliği, zirkonya, altyapı-üstyapı
Sayfa Adedi : 101
Danışman : Prof. Dr. Turan KORKMAZ

INVESTIGATION OF SOME MECHANICAL PROPERTIES OF ZIRCONIA SAMPLES PRODUCED IN 3-DIMENSIONAL PRINTERS IN DIGITAL ENVIRONMENT AND THE STRENGTH OF CONNECTION WITH VENEER CERAMICS

(Ph. D. Thesis)

Halil BAKIÇ

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

August 2021

ABSTRACT

In this study, some mechanical properties of ceramic samples fabricated by additive manufacturing (three-dimensional lithography) and subtractive manufacturing (CAD-CAM) were evaluated in-vitro. Three-dimensional lithographic production techniques and CAD-CAM systems were used to create the zirconia samples used in the study. In evaluating mechanical properties; the bending strength test, indentation fracture toughness test, and hardness test were used. Moreover, the shear test was applied to test the connection with the superstructure ceramics. In addition, EDS and particle analysis tests were applied to the samples. EDS and particle analysis were performed on the FE-SEM device before the tests were performed. The analysis of the fracture surfaces of the broken parts in the flexural strength test was evaluated both in the FE-SEM device and in the optical microscope. After the shear test, the surfaces of the samples were examined under an optical microscope to determine the failure types. In line with the results obtained, the highest flexural strength was obtained as 1173 ± 160.9 MPa in zirconia samples produced by lithography technique. The lowest bending strength is 818.5 ± 265.8 MPa in the zirconia group produced by subtractive methods. A statistically significant difference was observed between the bending strengths of both groups ($P < 0.001$). When the zirconia samples prepared by subtractive and additive methods were compared in terms of surface hardness and fracture toughness, no statistically significant difference was found ($P > 0.05$). As a result of shear bond test, no statistically significant difference was observed between zirconia groups in both production methods ($P = 0.9862$). Considering the strength of the zirconia produced by the additive manufacturing method (lithography) in line with the findings obtained, it is sufficient for dental use. When the bond strength values with the superstructure ceramic are evaluated, the values obtained in the samples prepared by the additive manufacturing method are as good as the subtractive manufacturing (CAD-CAM).

Science Code : 10101.07

Key Words : Additive manufacturing, lithography, sla, bending test, shear bond strength, fracture toughness, surface hardness, zirconia, core-veneer

Page Number : 101

Supervisor : Prof. Dr. Turan KORKMAZ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmalarım sırasında bilgi, deneyim ve sabrıyla bana yol gösteren ve birlikte çalışmaktan gurur duyduğum danışman hocam sayın Prof. Dr. Turan Korkmaz'a,

Doktora hayatım boyunca desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve her zaman yanımda olan sayın Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Mesleki ve bilimsel anlamda katkılarından dolayı Prof. Dr. Seçil KARAKOCANEMLİ ve Dr. Öğr. Üyesi Mustafa KOCACIKLI başta olmak üzere, Prof. Dr. Cihan AKÇABOY, Doç. Dr. Pınar ÇEVİK, Doç. Dr. Arzu Zeynep YILDIRIM BİÇER ve Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Protetik Dış Tedavisi Anabilim Dalındaki öğretim üyelerine,

En zor zamanımda yanımda olan ve hem maddi hem de manevi desteğinden ötürü başta Annem İclal BAKIÇ olmak üzere ve Mehmet BAKIÇ ve ailesine,

Doktora başlamamda, tezimin yazılmasında ve tez malzemelerinin tedarik edilmesinde kritik öneme sahip olan, akademik disiplini, deneyimi, özellikle manevi desteği ve yaşadığım bütün zorluklarda yanımda olan Dr. Dyt. Esra BOZBAŞ'a,

Doktora eğitimim boyunca tanımaktan çok mutlu olduğum dostlarım Uzm.Dt.Senem ÜNVER, Dr. Dt. Mustafa SOLMAZGÜL, Dr. Dt. Aziz BAĞDATLI, Dr. Dt. Matlab NADIROV ve Dr. Dt. Sertaç BAYRAK başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Ayrıca tezimin yazılması sırasında önemli desteklerinden ötürü Dt.Aziz SÖNMEZ'e ve Dt. Özgül GÜLENÇ'e

Doktora sırasında her zaman yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen Dt. Betül ARSLAN'a,

Tezimin son döneminde desteklerini hiç eksik etmeyen, Dt. Sevil PEKMEZCİ, Dt. Ahmet Metin BAL, Uzm. Dt. Aybüke AYDEMİR, Dt. Berfin Gonca YETİM, Dt.Nurettin Tekeşin Uzm Dt. Emrah Çetin başta olmak üzere tüm Sevil Smile ailesine teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Dental Seramikler	3
2.2 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	3
2.3 Polikristalin Seramikler (Oksit Yapılı Seramikler)	5
2.4 Alumina	5
2.5 Zirkonya.....	5
2.5.1 Zirkonyanın dönüşüm sertleşmesi.....	6
2.5.2 Düşük sıcaklık bozulması (low temperature degradation- ltd) ve yaşlanma.....	6
2.5.3 Transludent- monolitik zirkonya	7
2.6 Yüksek Mukavemetli Altyapı Seramikleri	8
2.7 Zirkonya Alt Yapı ile Üstyapı Porselenlerinin Bağlantısı.....	10
2.8 Bilgisayar Destekli Tasarım	12
2.8.1 Dijital ölçünün eldesi	13
2.9 Bilgisayar Destekli Üretim	14

2.10	Dijital Sistemler Kullanılarak Seramiklerin Üretim Teknikleri	15
2.10.1	Eksiltmeli sistemler	15
2.11	Eklemeli Yöntemler ile Üretilen Seramikler	16
2.11.1	Uzaysal düzlem	17
2.11.2	Çözünürlük	17
2.12	Toz Yatağıyla Üretim Tekniği (Powder Bed Fusion).....	18
2.12.1	Seçici lazer sinterleme (SLS)	19
2.12.2	Seçici lazer ergitme (slm) ve elektron demeti ergitme (ebm).....	20
2.13	Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting, BJ)	20
2.14	Materyal Ekstrüzyonu	21
2.14.1	Ink-Jet baskı (IJP)	22
2.14.2	Doğrudan mürekeple yazma (Direct-Ink-Writing (DIW)).....	23
2.14.3	Erimiş birikim modelleme (FDM, Fused Deposition Modeling).....	24
2.15	Sermik Üretimi için SLA (Stereolithografi) Yöntemi	24
2.15.1	Sla yönteminde süspansiyon (Slurry) hazırlama	25
2.15.2	Işıkla sertleşme (Kürleme)	26
2.15.3	Diş hekimliğinde SLA yöntemi	28
2.15.4	DLP (Dijital Işık İşleme).....	28
2.15.5	Eklemeli üretim sırasında kurutma ve bağlayıcıların uzaklaşması	29
2.16	Dental Seramiklerin Mekanik Özellikleri.....	29
2.17	Seramiklerin Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesinde Kullanılan Testler ..	31
2.17.1	Bükülme dayanımı testi (Flexural Strength Test)	33
2.17.2	Kırılma tokluğu testi	34
2.17.3	Sertlik testleri	35
2.18	Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri	36
2.18.1	Makaslama bağlanma dayanım testi	37
3.	GEREÇ ve YÖNTEM.....	39

3.1	Örneklerin Hazırlanması.....	40
3.2	Makaslama Bağlantı Dayanım Testi.....	43
3.3	Bükülme Dayanımı Testi.....	46
3.3.1	Üç nokta bükülme dayanımı testi için örneklerin hazırlanması.....	46
3.3.2	Üç nokta bükülme dayanım testinin uygulanması	47
3.4	Kırılan Yüzeylerin Kırık Analizlerinin Yapılması	48
3.5	Vickers Sertlik ve Kırılma Tokluğu Testleri	50
3.6	Kırılma Tokluğunun Hesaplanması.....	52
3.7	Görüntü Analizi	53
3.8	İstatistiksel Analiz	55
4.	BULGULAR	57
4.1	Bükülme Testi Sonuçları	57
4.1.1	Bükülme dayanımı testi için kırık analizi	60
4.1.2	Bükülme dayanımı testi için weibull istatistiği sonuçları	60
4.2	Vickers Sertlik Testi	63
4.3	Kırılma Tokluğu Testi Sonuçları	65
4.4	Makaslama Bağlantı Dayanım Testi.....	68
4.5	Mikro Yapı Analizi.....	71
4.6	EDS Analizi Sonuçları.....	73
5.	TARTIŞMA.....	75
5.1	Bükülme Dayanımı Testi.....	75
5.1.1	Mikro sertlik testi	78
5.1.2	Kırılma tokluğu testi	78
5.2	Makaslama Bağlanma Dayanım Testi	79
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	83
	KAYNAKLAR	85
	ÖZGEÇMİŞ	101

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Kullanılan blokların listesi.....	16
Çizelge 2.2. ISO 6872 standardına göre dental seramikler için önerilen minimum bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu değerleri.....	31
Çizelge 2.3 Materyale etki eden kuvvetler	32
Çizelge 2.4 Materyel üzerinde oluşan gerilimler	33
Çizelge 2.5. Bağlanma dayanım testleri sonrası kopma biçimleri.....	36
Çizelge 3.1. Kullan materyaller	39
Çizelge 3.2. Kullanılan cihazlar.....	40
Çizelge 3.3. Test grupları tablo.....	42
Çizelge 3.4. ISO 6872-2015 göre bükülme dayanım testi sonuçlarının hesaplanmasında kullanılan formül.	47
Çizelge 3.5. ISO 6872-2015 göre Weibull Modülü ve Karakteristik Kuvvetinin hesaplanmasında kullanılan formül.	47
Çizelge 3.6. Yüzey sertliği formülü.....	51
Çizelge 3.7. Yüzey sertliği formülü.....	52
Çizelge 4.1. Bükülme dayanımı test sonuçları.....	57
Çizelge 4.2. Grupların normalitesi ve dağılım testi.	58
Çizelge 4.3. Bükülme dayanımı için bağımsız t test analizi.	58
Çizelge 4.4. İstatistiksel analiz.....	58
Çizelge 4.5. Bükülme direnci testi öncesi pürüzlülük değerleri.	59
Çizelge 4.6 Kırık parçaların kırık lokalizasyonlarına göre sınıflandırılması.....	60
Çizelge 4.7 Grup 3DZ için Weibull analiz sonuçları.....	61
Çizelge 4.8. Grup EZ için Weibull analiz sonuçları.	62
Çizelge 4.9. Vickers test sonuçları.....	64
Çizelge 4.10. Normal dağılım testi.	64

Çizelge 4.11. Vickers yüzey sertliği bağımsız t test analizi.	64
Çizelge 4.12. Vickers yüzey sertliği istatistiksel analiz.	65
Çizelge 4.13 Kırılma tokluğu test sonuçları.	66
Çizelge 4.14 Normal dağılım testi.	66
Çizelge 4.15. Kırılma tokluğu bağımsız t test analizi.	67
Çizelge 4.16. İstatistiksel analiz.	67
Çizelge 4.17. Numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri.	69
Çizelge 4.18. Makaslama bağlantı dayanımı test sonuçları.	69
Çizelge 4.19. Normal dağılım testi.	70
Çizelge 4.20. Makaslama bağlanma dayanımı bağımsız t test analizi.	70
Çizelge 4.21. İstatistiksel analiz.	70
Çizelge 4.22. Alt ve üstyapı seramikleri arasındaki bağlantının değerlendirilmesi.	71
Çizelge 4.23. Taneciklerin boyutsal analizi.	72
Çizelge 4.24. Taneciklerin yapısal içerikleri.	73

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1 Cam-cam sistemlerde restorasyon yapım aşamaları.....	4
Şekil 2.2. Cam-cam sistemlerde restorasyon yapım aşamaları.....	14
Şekil 4.1. Bükülme dayanım testi sonuçları grafiği.....	59
Şekil 4.2. Pearson r korelasyon testi sonucunda pürüzlülük değerleri ve bükülme direncinin grafiksel gösterimi	60
Şekil 4.3. Grup 3DZ için weibull analiz grafiği.....	61
Şekil 4.4. Grup EZ için weibull analiz grafiği	62
Şekil 4.5. Weibull grafiği.....	63
Şekil 4.6. Grafiksel olarak vickers sertlik sonuçları	65
Şekil 4.7. Grafiksel olarak kırılma tokluğu sonuçları	67
Şekil 4.8. Pürüzlülük ve kopma değeri arasındaki ilişki.....	71
Şekil 4.9. Tanecik boyutlarının grafiksel gösterimi.....	72
Şekil 4.10. Grup 3DZ zirkonya EDS analiz sonuçları.	73
Şekil 4.11. Grup EZ zirkonya EDS analiz sonuçları.	73

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Eksiltmeli yöntemle örneklerin hazırlanması	41
Resim 3.2. Sinter sonrası seramikler, sırası ile 3DZ, EZ	42
Resim 3.3. Ultra sonik temizleme cihazı	42
Resim 3.4 Profilometre cihazı.....	43
Resim 3.5. Üstyapı seramiğinin oluşturması için kullanılan alüminyum kalıp ve seramiğin kalıplanması	44
Resim 3.6. Sinterleme sonrası örnekler ve testin uygulanması	45
Resim 3.7. Optik mikroskopu ve bağlanma dayanım testi sonucu görüntülenme.....	46
Resim 3.8. Örneklerin kopma yüzeylerinin optik mikroskoptaki görüntüleri.	46
Resim 3.9. Universal test cihazı ve testin uygulanması.	48
Resim 3.10. Kırılma sonrası optik mikroskop ve FE-SEM görüntüleri.	49
Resim 3.11 Vickers sertlik testinin uygulanması.....	51
Resim 3.12. Vikers test sonucu örnek yüzeylerinin görüntüsü; Grup 3DZ, Grup EZ.	52
Resim 3.13. Fe-SEM görüntüleri.	53
Resim 3.14. Fe-SEM görüntüleri.	54
Resim 3.15. Grupların EDS analizindeki görüntüsü.....	54

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
SiO_4^{4-}	Silikat anyonu
Al^{+3}	Alüminyum katyonu
O_2	Oksijen molekülü
Ca	Kalsiyum
Mg	Magnezyum
Na	Sodyum
K	Potasyum
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
$\text{K}(\text{AlSi}_2\text{O}_6)$	Lösit
KAlSi_3O_8 ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$)	Feldspar
$(\text{Al}_2(\text{OH})_4\text{Si}_2\text{O}_5)$	Kaolin
Li_2O	Lityum Oksit
B_2O	Boron monoxide
Al_2O_3 ,	Alüminyum oksit, alümina
ZrO_2	Zirkonyum oksit, zirkonya
Y_2O_3	İtriyum oksit
FSZ	Tam Stabilize Zirkonya
Y-PSZ	İtriyum içerikli stabilize zirkonya
Y-TZPs	İtriyum içerikli tetragonal zirkonya
Al_2O_3	Alümina(alüminyum oksit)
c	Kübik faz
~	Ortalama
nm	Nano metre
μm	Mikro metre
μ	Mikron
%Wt	Ağırlık yüzdesi

Kısaltmalar

XRD

EDS

° C

CAD

CAM

GPa

MPa

MPa $\sqrt{m}$

HV

DED

SLS

SLM

EBM

ZTA

ATZ

Std

Stl

TBS

MTBS

SBS

SS

DF

MF

FE-SEM

Açıklamalar

X Işını Kırınımı

Enerji Dispersif Spektrometri

Derece santigrat

Bilgisayar destekli tasarım

Bilgisayar destekli üretim

Giga paskal

Mega paskal

Kırılma tokluğu birimi

Vickers değeri

Direk Enerji Biriktirme

Seçici lazer sinterizasyon

Seçici lazer ergitme

Elektron demeti ergitmesi

Zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina

Alüminyum ile güçlendirilmiş zirkonya

Standart

Lithografi

Çekme testi

Mikro çekme testi

Makaslama bağlantı dayanım testi

Sum of Squares

Degrees of freedom

Mean squares

Alan emisyonlu taramalı elektron mikroskopu

1. GİRİŞ

Sabit protetik restorasyonların yapımında uzun yıllardır seramikler, fiziksel özellikleri, optik özellikleri, biyouyumlulukları, ve diş dokusuna benzerlikleri nedeniyle metal restorasyonlar yerine tercih edilmektedir. Seramikler başlangıçta metal altyapılarla desteklenerek hem hastaların estetik beklentileri karşılanmış hem de restorasyonların dayanıklılığı artırılmıştır. Ancak optik olarak ışık geçirgenlikleri yeterli olmayan metal altyapılar doğal bir diş görünümünün elde edilmesini zorlaştırmaktadır. Hasta ve hekimin estetik beklentilerinin artması hem altyapının hem de üstyapının bütünüyle seramik materyallerden oluşturulduğu tam seramik sistemlerin ortaya çıkmasına zemin hazırlamıştır.

Tam seramik sistemlerde ilk olarak altyapı seramiği (kor seramiği; yüksek dirençli altyapı seramiği) üretilmektedir. Daha sonra bu altyapı üzerine optik ve estetik özellikleri daha iyi olan üstyapı seramiği (veneer seramiği) dişin anatomik şeklini oluşturacak şekilde uygulanmaktadır. Bunun nedeni altyapı seramiği olarak kullanılan kristal yapıdaki seramiklerin optik özelliklerinin doğal bir diş görüntüsünün sağlanmasında yetersiz olmasıdır. Son yıllarda altyapı ve üstyapı seramikleri arasındaki bağlantı problemleri nedeniyle dişin anatomik formunun bütünüyle tek bir seramik materyalinden oluşturulmasını sağlayan monolitik seramik materyalleri de üretilmiştir. Monolitik seramiklerin estetik bölgelere uygulanması gerektiği durumlarda makyajlama ya da blok içerisinde renk tonlaması ile estetik sağlanmaktadır. Ancak doğal dişlerde kesici kenarlara doğru mine tabakasının yarı şeffaf-translüsens özelliği nedeniyle makyajlama işlemi çoğu estetik bölge restorasyonunda yetersiz kalmaktadır[1]. Bu sebeple eksiltmeli sistemlerde (CAD/CAM) üretilen zirkonya altyapılara daha estetik özellik kazandırmak için camı yapıdaki seramikler üstyapı materyali olarak uygulanmaktadır.

Günümüzde seramik üretimi birçok teknikle yapılmaktadır. Her tekniğin maliyet, hassasiyet ve uygulama açısından avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Gelişen teknoloji ile seramik restorasyonların üretimi, genellikle kontrollü bilgisayar sistemleri kullanılarak yapılabilmektedir. Bilgisayar destekli sistemler daha hassas üretim ve restorasyonun daha hızlı tamamlanması için kolaylık sağlamaktadır.

Bilgisayar destekli sistemlerde restorasyonun yapılması için dijital olarak kayıt alınması gerekir. Bunun için ağız içi tarayıcılar ya da masa üstü tarayıcılar kullanılır. Daha sonra

bilgisayar üzerinde yapılacak restorasyonun dijital tasarımı hazırlanır. Hazırlanan tasarım bir freze makinesi ile bloktan kazınır. Freze yönteminin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca blok üzerinden kazınan artık materyaller tekrar restorasyon için kullanılamamaktadır. Bu durum diş hekimliğinde bilgisayar destekli üretimlerde eklemeli sistemlere olan ilgiyi artırmıştır.

Son yıllarda gelişen teknolojiyle üç boyutlu yazıcıların kullanımı giderek artmaktadır. Özellikle üç boyutlu yazıcılarda üretilen ileri teknoloji seramikler; uzay, oto sanayi, havacılık sektöründe ve elektronik alanlarda kullanılmaktadır. Ancak bu sistemler diş hekimliği alanında eksiltmeli üretim tekniği kadar yaygın kullanılmamaktadır. Bu yöntem diş hekimliğinde çene yüz protezleri, dental implant ve protetik restorasyonların üretilmesinde deneysel olarak kullanılmaktadır. Üç boyutlu üretim tekniği, karmaşık diş anatomisini taklit eden restorasyonların üretilmesinde kolaylık sağlayabilmektedir. Eklemeli üretimin birçok avantajı bulunmaktadır. Örneğin bu yöntemle üretim sırasında daha az materyal kullanılmaktadır. Ayrıca üretim sırasında oluşan freze darbelerini kaldırarak, materyalin sinterizasyonu sırasında daha dayanıklı üretilmesine olanak sağlamaktadır.

Çalışmada iki farklı üretim sistemi (eksiltmeli ve eklemeli sistemler) ile üretilmiş zirkonya materyallerinin bükülme dayanımları, kırılma tokluğu, yüzey sertliği gibi bazı mekanik özellikleri ve belirtilen yöntemlerle üretilen zirkonya altyapılar ve üstyapı seramiği ile olan makaslama bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir. Çalışmamızın amacı eklemeli sistemler ile üretilen zirkonya seramiğinin eksiltmeli yöntemle üretilen zirkonya seramiğine göre hem fiziksel hem de üstyapı seramiği ile bağlanma dayanımını değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Seramikler

İdeal tam seramik materyali, yarı saydamlık, ışık geçirgenliği ve doğal diş rengi gibi mükemmel estetik özelliklere ve aynı zamanda yüksek eğilme dayanımı ve kırılma tokluğu gibi optimum mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Tüm bu özellikler, tam seramik restorasyonların uzun ömürlülüğü ve güvenilirliği için önemlidir. Her klinik uygulama durumunda kullanılabilecek evrensel bir materyal veya sistem olmadığı için, diş hekimi farklı klinik uygulamalarda çok sayıda tam seramik materyali arasından seçim yapmak durumundadır. Ayrıca bilgisayarlı üretim sistemlerinin geliştirilmesi ile birlikte seramik materyallerinin mikro yapılarında da önemli gelişmeler olmuştur. [2-3]

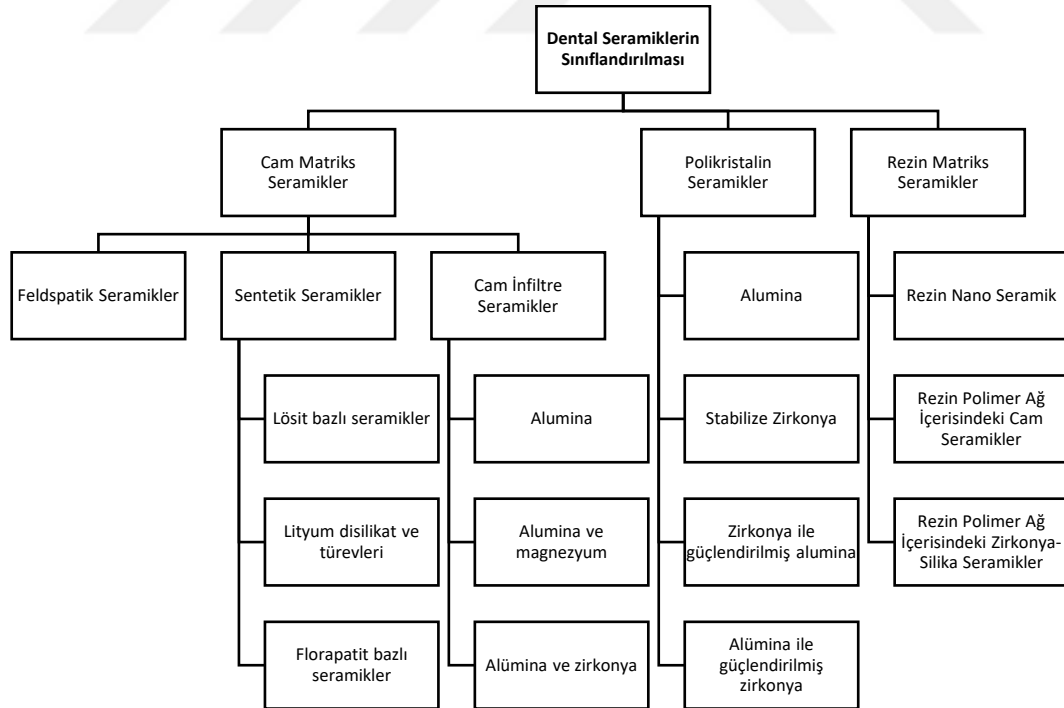
Porselen materyalinin diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılması 1838’ yılında Elias Wildman’ın doğal dişlerin renginde ve oldukça translusent diş porseleni üretmesi ile başlamıştır. Feldspar veya alümina (alüminöz) içeren ilk porselen jaket kronlar 1900’lerin başında tanıtılmıştır. 1960’lı yıllarda geliştirilen metal alaşımlarının termal genleşme katsayıları ile uyumlu lösit içeren feldspatik seramikler altın standart olarak kabul edilmektedir ve günümüzde halen başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. [4] Takip eden yıllarda metal altyapı içermeyen tam seramik restorasyonların geliştirilmesine yoğun bir şekilde odaklanılmıştır. Son yirmi yılda ise özellikle dental seramiklerin mikro yapısı ve CAD-CAM gibi yapım teknolojileri önemli ölçüde geliştirilmiştir. Günümüzde zirkonya gibi yüksek dayanımlı seramikler, protetik diş hekimliğinde metal altyapıların yerine giderek daha fazla tercih edilmektedir.[5-6]

2.2 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramiklerin diş hekimliğinde kullanılmaya başlamasından itibaren pişirilme ısıları, yapım yöntemleri, mikroyapıları gibi özellikleri dikkate alınarak farklı sınıflandırmalar yapılmıştır. Seramikler diş hekimliğinde sürekli değişen ihtiyaçlara cevap verebilmek için kimyasal açıdan çok sayıda değişikliğe uğramıştır. Bileşimlerinde silikon içermeyen polikristal seramiklerin mikro yapısındaki değişiklikler ve "hibrit" olarak adlandırılan seramik benzeri materyallerin tanıtılması ve artan kullanımları, daha önce yapılmış sınıflandırmaların yetersiz kalmasına neden olmuştur. Seramik malzemelerin mevcut

sınıflandırmaları, seramikle yüksek oranda doldurulmuş rezin matrisli materyalleri içermemektedir. Bu materyaller son zamanlarda Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından seramik benzeri özelliklere sahip oldukları ve herhangi bir sınıflandırma sisteminde göz ardı edilmemeleri gerektiği için “seramik” olarak kodlanmıştır. Gracis ve arkadaşları, bu materyalleri de kapsayan sınıflandırmasında (Şekil 2.1) kimyasal kompozisyonlarında bulunan faz/fazlara bağlı olarak tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyalleri, (1) cam matrisli seramikler, (2) polikristal seramikler ve (3) rezin matrisli seramikler olmak üzere üç gruba ayırmışlardır [7-8].

Cam matrisli seramikler; bir cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik malzemeler iken, polikristalin seramikler; cam faz içermeyen, sadece kristalin fazdan oluşan metalik olmayan inorganik seramik malzemeler olarak tanımlanmaktadır. Resin matrisli seramikler; seramik partiküllerle yüksek oranda doldurulmuş organik bir matristen oluşan materyallerdir[7-8].



Şekil 2.1 Dental seramiklerin sınıflandırılması

2.3 Polikristalin Seramikler (Oksit Yapılı Seramikler)

Bu grup seramiklerin ana yapısını, yüksek dayanım ve kırılma tokluğu sağlayan, ancak sınırlı translusensiye sahip ince taneli kristaller oluşturur. Alumina ve zirkonya seramikler bu grubu oluştururlar. [7-8]

2.4 Alumina

Yüksek saflıkta Al_2O_3 'ten (%99,5'e kadar) oluşmaktadır. İlk olarak 1990'ların ortalarında Nobel Biocare firması tarafından CAD-CAM ile üretim için tanıtılmıştır. Alümina materyali çok yüksek sertliğe (17- 20 GPa), dayanıklılığa ve dental seramikler içinde en yüksek elastik modülü ($E = 340$ GPa) gösterir. Ancak bu yüksek elastik modülüs, alüminaya bütün halinde kırılmalara yatkın bir özellik kazandırır. Bu kırılma eğilimi ve dönüşüm toklaştırma özelliği sayesinde, yüksek mekanik özelliklere sahip stabilize zirkonya seramiklerinin geliştirilmesi, alüminanın kullanımının azalmasına yol açmıştır. [7-8]

2.5 Zirkonya

Zirkonya, alaşımsız halde polimorf yapıda bir seramiktir ve oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar monoklinik (M), 1170 °C'den 2370 °C'ye kadar tetragonal (T) ve 2370 °C'den erime noktasına kadar kübik (C) olmak üzere üç kristalografik formu vardır. Seryum oksit (CeO_2), magnezya (MgO) veya itriya (Y_2O_3) gibi stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle, oda sıcaklığında ana faz olarak kübik kristallerden, minör fazlar olarak tetragonal ve monoklinik kristallerden oluşan ve kısmen stabilize zirkonya (Partially Stabilize Zirconia-PSZ) olarak bilinen çok fazlı bir materyal oluşturulur. Sadece tetragonal kristallerden oluşan monofazlı bir yapıya dönüştürülmesiyle de tetragonal zirkonya polikristal (TZP) seramikler elde edilir. [9-10]

1975 yılında Garvie, Hannink ve Pascoe yayımladıkları ünlü makalelerinde, magnezyum ile kısmen stabilize zirkonyadaki tetragonal(T)→monoklinik(M) faz dönüşümünün dayanım ve kırılma tokluğunu önemli ölçüde arttırdığını belirtmişlerdir. T→M faz dönüşümünün martensitik çeliklerdeki dönüşümle benzer olduğunu görmüşler ve yayımladıkları bu makaleye 'Seramik Çeliği' adını vermişlerdir [11] [7-8].

2.5.1 Zirkonyanın dönüşüm sertleşmesi

Alüminadan farklı olarak zirkonyum oksit, fırınlama sırasında bir kristal halden diğerine dönüşür. Pişme sıcaklığında, zirkonya tetragonal haldedir. Oda sıcaklığında ise monoklinik hale geri döner. Monoklinik yapıdaki birim hücre, tetragonal yapıdan yaklaşık %4,4 daha fazla hacim kaplar. Kontrolsüz bu dönüşüm, soğutma sırasında malzemenin parçalanmasına yol açar. 1980'lerin sonlarında, seramik mühendisleri, küçük miktarlarda (yaklaşık %3-8 kütle) kalsiyum ve daha sonra itriya veya seryum ekleyerek tetragonal formu oda sıcaklığında stabilize etmeyi başarmışlardır. Oda sıcaklığında stabilize olmasına rağmen, tetragonal form yarı kararlı (metastable) haldedir, yani malzeme içinde hapsolmuş enerji onu monoklinik duruma geri döndürmek için hala mevcuttur. Seramik yüzeyindeki bir çatlak, mekanik uyarılara yanıt olarak monoklinik faza dönüşebilir. Dönüşümü tetikleyecek olan çatlağın ucunda oluşan gerilimlerdir. Meydana gelen T-M dönüşümü esnasında monoklinik kristallerin boyutu daha büyük olduğundan, yaklaşık %4'lük bir hacim artışı ile çatlak ucunda basma gerilimleri oluşur. Böylece dönüşümle sertleştirilmiş zirkonya materyali, alümina seramiklerin iki katından fazla bir kırılma tokluğuna ulaşır. [9-10; 12-15]

Zirkonya seramikleriyle ilgili olası problemler, su mevcudiyetinde uzun süreli kararsızlık, porselen üstyapı ile uyumsuzluk ve opak yapısı nedeniyle vaka seçiminde bazı sınırlamalar şeklinde özetlenebilir.[16]

2.5.2 Düşük sıcaklık bozulması (low temperature degradation- LTD) ve yaşlanma

İlk olarak 1981 yılında tanımlanan “düşük ısı bozulması” kavramı, zirkonyanın kendi yapısında var olan ve düşük ısılarda (150-400°C) özellikle suyun varlığında zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesi ile fiziksel özelliklerinin zayıflamasına sebep olan bir durum olarak tanımlanmaktadır. Üstyapı porseleni, sinterizasyon sırasında buharlaşan ve T-M dönüşümünü tetikleyen nem içerir. Ayrıca su penetrasyonunu kolaylaştıran, yüzey pürüzlülüğü oluşturan işlemlerde LTD oluşumuna ilave katkı sağlar. 2009 yılında Chevalier ve arkadaşları suyun ayrışması ile ortaya çıkan OH⁻ iyonlarının değil de O₂⁻ iyonlarının yapı içerisindeki oksijen boşluklarını doldurularak LTD'nin ortaya çıkmasına neden olduğunu öne sürmüşlerdir.[12]

İtiryum ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla

kendini gösteren bir ‘yaşlanma’ olayı da söz konusudur. Bu nedenle Y-TZP gibi polikristalin yapılar nemli ortamda zamanla yaşlanmaya eğilim gösterir ve buna bağlı olarak mekanik özelliklerinde bozulmalar görülür[14; 17-18].

2.5.3 Transludent- monolitik zirkonya

Geleneksel Y-TZP'nin translusensi özelliği lityum-disilikattan daha düşüktür (en fazla %70'i kadar). Yarı saydam zirkonya materyali (Cercon ht- Dentsply Intl, York, PA, ABD) 2011 yılında monolitik çok üniteli anterior sabit protez yapımı için tanıtılmıştır.

Zirkonyanın opak görünümünün, tane boyutu (yaklaşık 0,4 μm) ve ışığın dalga boyu (yaklaşık 0,1-0,7 μm) arasındaki etkileşim, tane parçacıkları ve matris arasındaki kırılma indisi uyumsuzluğu ve farklı kırılma indislerine sahip monoklinik, kübik ve tetragonal fazların varlığından kaynaklandığı belirtilmiştir. Bu faktörler, ışığın malzeme içinden geçmesi yerine saçılmasına neden olduğu için opak görünüm oluşturmaktadır. Optik dezavantajı gidermek için, kristal boyutunu değiştirme veya kristalin ve matris fazın kırılma indisini birbirine yakınlaştırma gibi çalışmalar yapılmıştır. [2; 9; 19-20]

Transludent zirkonya materyali elde edilmesi için uygulanan yöntemlerden birisi tane boyutlarının artırılması veya azaltılmasıdır. Ancak tanecik değişimlerinin, düşük ısıda ani faz değişimine veya kırılma dayanımının da azalmaya yol açarak, zirkonya seramiğin dayanımını düşürdüğü gösterilmiştir. Bir diğer metot ise itriya içeriğinin artırılmasını içerir. Geleneksel 3Y-TZP seramikleri, %3 mol itriya içerir ve %90 dan daha fazla tetragonal kristallerden oluşur. İtriya içeriğinin yükseltilmesi, kübik fazda artma ile birlikte translusensi özelliğinde artışa neden olur. Tetragonal faz azaldıkça ve kübik kristaller arttıkça düşük ısı bozunumunun etkisi azalabilir; bununla birlikte, transformasyon tokluğundaki azalmaya bağlı olarak, eğilme dayanımı ve kırılma tokluğunun azaldığı rapor edilmiştir. **K** Teorik olarak %8 mol itriya içeriği, tam stabilize kübik fazlı zirkonya ile sonuçlanırken %4-5 mol itriya içeriği (4Y-PSZ, 5Y-PSZ), %50 kübik faza sahip kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile sonuçlanacaktır. %8 mol yittria içeriği, ultra yarı saydam zirkonya (Prettau Anterior (Zirkonzahn), DD cube X2 (Dental Direkt), Katana Zirconia St ve Katana Zirkonya Ut Noritake (Kuraray Noritake Dental)) olarak, %5 mol ise yüksek transludent zirkonya (Prettau (Zirkonzahn), BruxZir (Glidewell), Zenostar (Ivoclar Vivadent), Katana Ht ve Katana ML Noritake (Kuraray Noritake Dental)) olarak CAD-CAM sistemlerinde kullanılmaktadır. [2; 9; 19]

Transludent zirkonya oluşturmadaki bir başka yöntem ise içeriğinde bulunan alümina gibi katkı materyallerinin miktarlarının azaltılmasıdır (BruxZir- Glidewell ve Lava™ Plus- 3M ESPE). Ancak alümina miktarının azaltılması düşük ısı bozunumunu hızlandırabilir. İçerikte bulunan lantan oksit miktarının %0.2 mol'e çıkarılması da translusensiyi artırır. Bazı üreticiler, translusensiyi artırmak için nihai sinterizasyon sıcaklığını arttırmışlardır. Ancak 1550 °C'nin üzerinde zirkonyanın eğilme dayanımı ve stabilitesinde düşüş söz konusudur. [21] Öte yandan, oksijen boşluklarının varlığı ışık saçılmasına neden olarak, yarı saydamlığı azaltır. Oksijen boşluklarını ve poroziteyi azaltmak için ısı işlemin optimize edilmesi büyük önem taşımaktadır.

Transludent zirkonyanın kullanıldığı tek ve çok üniteli restorasyonların 5 yıllık klinik performansının değerlendirildiği çalışmada, anterior bölgeye uygulanan restorasyonlarda kırılma oranı daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca tek üniteye kıyasla çok üniteli restorasyonlarda daha yüksek kırılma oranı olduğu tespit edilmiştir. [22-24]

Translusensi özelliğini yükseltmek için kübik faz oranındaki artış, dayanım üzerinde olumsuz etkiye neden olmaktadır. Bu nedenle posterior restorasyonlarda üç üniteden fazla 5Y-TZP materyalinin kullanılması önerilmemektedir. Tamamen kübik stabilize zirkonya ise, dönüşüm tokluğuna uğramaması sebebiyle daha az mekanik avantaj sunar. Bu nedenle de çiğneme kuvvetlerinin yoğunluğunun daha düşük olduğu durumlarda kullanılması önerilmektedir.[25]

2.6 Yüksek Dayanımlı Altyapı Seramikleri

Jaket kronların yapımında kullanılan geleneksel feldspatik seramikler, çiğneme kuvvetleri altında yüksek oranda başarısızlık gösterirler. Bu başarısızlık, pişirme ve soğutma işlemi sırasında kronun iç yüzeyinde oluşan mikro çatlaklar ile ilişkilidir. Sıcaklık ve pH değişimleri, çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonlar gibi olumsuz ağız içi koşulları gerilim oluşmasını teşvik eder ve porselen iç yüzeyi, mikro çatlakların yayılmasına izin veren stresleri çekme gerilmelerine maruz kalır. Sonuçta, çatlaklar dış yüzeye ulaşarak restorasyonun yenilenmesini gerektirecek bir başarısızlığa neden olur.[26-29]

Feldspatik seramiklerin metal altyapı ile birlikte güçlendirilerek kullanılması uzun zamandır diş hekimliğinde başarılı bir şekilde uygulanmaktadır. Güçlendirmede bir diğer yöntem ise

daha dirençli yapıdaki seramiklerin metal yerine kullanılmasıdır. Bu tip seramikler camsız faz içermeyen tek fazdan oluşan bir mikro yapıya sahiptir. Oksit veya polikristalin seramikler adı verilen yüksek dirençli alümina ve zirkonya seramikler diş hekimliği uygulamalarında da yoğun olarak kullanılmaktadır. Bu seramik malzemeler arasında itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) seramikler, mükemmel mekanik özellikleri nedeniyle popülerlik kazanmıştır. Ancak yüksek kristal içeriğine sahip seramikler bütünüyle opak ve mat bir yapıya sahiptirler ve restore edilecek dişin estetik ve optik özellikleri üstyapı seramiği olarak feldspat esaslı seramikler uygulanarak oluşturulur. [8]

Seramik altyapı üzerine üstyapı seramiğinin uygulanması için çeşitli teknikler vardır. Geleneksel veya ince tabakalar halindeki yapım tekniğinde seramik tozu, üreticinin sağladığı bir sıvı (modeling liquid- reolojik özellikleri modifiye edici içeren distile su) ile karıştırılır ve bu karışım bir fırça ile altyapı üzerine uygulanır. Diş anatomisini oluşturmak için birkaç kat uygulama şeklinde yapılan bu teknikte, üstyapı seramiği içerisinde mikro boşluklar ve iç defektler oluşma ihtimali vardır ve bunlar çiğneme sırasında restorasyonun kırılmasını kolaylaştıran gerilim yoğunlaşma bölgeleri olarak davranırlar. Bu geleneksel tekniğin yanında, dirençli altyapı seramiği üzerine dişin anatomik formunun mum ile oluşturulduğu ve bu mum yapının uzaklaştırılarak bıraktığı boşluğa ısı-basınç uygulaması ile üstyapı seramiğinin şekillendirildiği yöntem de son yıllarda kullanılmaktadır. CAD-CAM tekniği ile altyapı ve üstyapının ayrı ayrı oluşturulması ve sonrasında her iki seramik yapının bir rezin siman (Rapid Layer Technique, Vita) veya bir cam seramik materyalinin eritilmesi (CAD-on, Ivoclar) ile birleştirildiği uygulamalarda mevcuttur.[3; 30-34]

Çok katmanlı tam seramik restorasyonlarla ilgili olarak, klinik kullanım sırasında Y-TZP altyapıda çok az veya hiç hasar oluşmadığı, ancak üstyapı seramiğinde ufalanma tarzında(chipping) kırıklar olduğu rapor edilmiştir. [35]

Y-TZP altyapı üzerine uygulanan üstyapı seramiklerinde görülen başarısızlıklar farklı faktörlere bağlı olarak gelişebilirler. Bunlar; üstyapıya destek oluşturacak altyapı seramiğinin tasarımı, restorasyon tabakalarının kalınlıkları, sinterizasyon fırınındaki soğutma sırasında veya her iki seramik katmanın termal genleşme katsayılarının uyumsuzluğuna bağlı olarak restorasyon içinde oluşan artık ısısal gerilimler ve kaplama seramiğinin mekanik özellikleri.[35]

2.7 Zirkonya Altyapı ile Üstyapı Porselenlerinin Bağlantısı

Yüksek dirençli altyapı seramiği ile üstyapı porseleni arasındaki bağlantı direnci ve üstyapı materyalinin çiğneme kuvvetlerinin altında yeterince dayanıklı olması, tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen en önemli faktörlerdendir. Restorasyon altyapısında kullanılacak yüksek dirençli materyallerin (metal, seramik) avantajlarından faydalanabilmek için üstyapı materyali ile olan bağlanma dayanımının da yüksek olması gerekir.

Farklı kimyasal bileşim ve yapıya sahip iki materyalin birbirleriyle bağlantı oluşturarak birleştirilmesi metal destekli porselen sistemlerinde 50 yıldan uzun bir süredir başarı ile uygulanmaktadır. Bağlantıyı oluşturacak materyallerin her biri farklı ısısal genleşme davranışına sahiptir. Fırınlama sırasında altyapı materyalleri (zirkonya veya metal alaşımları) kristal yapılarını korurken üstyapıda kullanılan porselenler ise yapısında uzun mesafe düzeni olmadan amorf malzeme olarak soğur. [36]

Altyapıya uygulanan yüzey işlemleri, termal genleşme katsayılarının uyumsuz olması sonucu gelişebilen artık gerilimler, altyapı ve üstyapı ara yüzeylerinde oluşabilen yapısal kusurlar ve mikro çatlakların varlığı, zirkonya kristallerinin ısı etkiler veya gerilimler nedeniyle faz dönüşümüne uğraması, bağlantı yüzeyinin ıslanabilirliği, üstyapı porseleninin yapım tekniği, fırınlanma sayısı, sinterizasyon esnasında ısıtma ve soğutma oranları, zirkonya altyapıya sahip restorasyonlarda, altyapı materyali ile üstyapı porseleni arasındaki bağlantı direncini etkileyen faktörlerdir [18]

Altyapı ve üstyapı seramikleri arasındaki bağlantıyı artırmaya yönelik olarak zirkonya yüzeyinde mekanik ve kimyasal olarak farklı yöntemler kullanılmıştır. Bunlar; alüminyum oksit ile kumlama, bağlantı ajanı uygulanması, ince tanecikli frezler yardımıyla yüzey pürüzlendirilmesi, plazma sprey uygulama, silan uygulama, lazer uygulaması şeklindedir [18]

Kumlama işlemi, CAM ünitesinde zirkonya blokların freze işlemi sırasında oluşturulan iz ve çiziklerin ortadan kaldırılması, üstyapı porseleninin bağlanması için temiz ve pürüzlü bir yüzey elde edilmesi, bağlantı yüzeyinde temas açısının azaltılması ve ıslanabilirliğin artırılması için uygulanır. Zirkonya altyapıda kumlama işlemi 50–250 μm 'lik Al_2O_3

tozlarının 4–6 atmosfer basınçla 10 mm mesafeden püskürtülmesi yoluyla yapılmaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda kumlama işleminin zirkonya-porselen arasındaki bağlantıyı artırdığı belirtilirken bazı çalışmalarda da bağlantı kuvvetini etkilemediği belirtilmiştir. [18] Uygulanan yüzey işlemleri nedeniyle yüzey bölgesinde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümün tetiklendiği fakat üstyapı porseleninin sinterizasyonu sırasında uygulanan ısı işlemlerden sonra ise monoklinik faz oranında bir düşüş olduğu yani ters bir monoklinik-tetragonal dönüşümün gerçekleştiği de ifade edilmektedir [17]. Metal altyapı ve zirkonya altyapılar üzerine uygulanan porselenler; yoğunluk, elastik modül, dayanım gibi özellikleri bakımından birbirlerine benzerlik gösterirler. Aradaki temel fark zirkonya üzerine uygulanan porselenlerin metallere ($\approx 12\text{--}14 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$) göre daha düşük bir termal genleşme katsayısına ($\approx 10.5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$) sahip olmasıdır. [34] [36]

Termal uyumlulukla ilgili olarak, üreticiler, altyapı materyalinin termal genleşme katsayısına (CTE) uygun üstyapı porselenleri üretmişlerdir. Birçok çalışmada, daha düşük termal genleşmeye sahip altyapı materyali üzerine (negatif uyumsuzluk, $-\Delta\alpha=\alpha_c-\alpha_v$) uygulanan porselende çatlama riskinin olduğu belirtilmiştir. Altyapının CTE'sinden biraz daha düşük bir porselen CTE'si (α_v) metal-seramik sistemlerin performansı için yıllardır başarılı olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, seramik altyapıların kırılabilirliği nedeniyle CTE'nin eşleştirilmesi tam seramik sistemler için daha kritiktir. Seramikler, metaller kadar çekme kuvvetlerine tolerans göstermezler, bu nedenle yapıda çekme gerilmelerini önlemek için en düşük boyutta CTE uyumsuzluğu önerilmektedir. [34]

Termodinamik yasalarına göre, tam seramik restorasyonlarda farklı seramik bileşenlerin etkileşimi, soğuma esnasında termal gerilimlerin oluşmasına neden olur. Swain, zirkonyanın diğer altyapı materyallerine daha düşük termal yayılımı nedeniyle çekirdek ve kaplama arasındaki sıcaklık farkının arttığını göstermiştir. [33] Cam geçiş ısısının (T_g) altındaki zirkonya altyapı, porselenin iç kısmını daha uzun süre ve yüksek sıcaklıklarda tutar, buda özellikle kalın porselen tabakaların varlığında yüksek artık gerilimlere neden olur. Sıcaklık T_g 'nin altına düşene kadar (dental porselenler için genellikle 600 ile 550 $^{\circ}\text{C}$ arasında) restorasyonun fırın içinde yavaşça soğumasına izin verilerek, dış porselen yüzeyi ile içi arasındaki sıcaklık farkları önemli ölçüde azaltılır. Böylece daha homojen bir şekilde katılabilir ve sonuçta ortaya çıkan artık gerilme stresleri, yalnızca zirkonya ve üstyapı porseleni arasındaki termal uyumsuzluk farkına bağlı hale gelir [37]. Mekanik davranışlar yönünden karşılaştırıldığında, zirkonya, 200 GPa'lık bir elastik modüle sahiptir. Bu oran,

temel metal alaşımlarının elastik modül değerine (204 GPa) oldukça yakın iken soy metal alaşımlardan ise çok daha yüksektir (yüksek altın içerikli, 93 GPa). [34] Zirkonya, daha yüksek sertlik özelliğine ek olarak, seramiklerin karakteristik özelliği olan kuvvet altında minimum deformasyona izin veren kırılğan bir yapıya sahiptir. Metaller ise bir miktar elastik ve/veya plastik deformasyona izin veren yapıdadır. [34] Zirkonya ve diğer altyapı materyallerinin (metal veya alümina) termal özellikleri arasında da önemli farklılıklar mevcuttur. Termal iletkenlik (k) ve özgül ısı (c) değerleri kıyaslandığında zirkonya ($k = 2$; $c = 450$) ile soy metal alaşımları ($k = 200$; $c = 130$) arasında oldukça fazla bir farklılık söz konusudur. Alümina ise zirkonyadan önemli ölçüde daha yüksek termal iletkenliğe ve daha düşük özgül ısı değerine sahiptir ($k = 30$; $c = 775$). Üstyapı porseleninin sinterizasyonu, porselenin cam geçiş ısısının (Tg- bileşime bağlı olarak 500–600 °C) çok üzerindeki sıcaklık aralıklarında çoklu pişirmeleri içerdiğinden, ısıtma veya soğutma sırasında restorasyon yapısında homojen olmayan sıcaklık dağılımları (termal gradyanlar) oluşabilir. Termal gradyanlar genellikle porselenin erken kırılmasıyla ilgili olan artık gerilmelerin gelişime sebep olur. Tg'nin üzerindeki sıcaklıklarda, üstyapı porseleni visköz bir sıvı gibi davranır ve yapı içinde artık gerilimler oluşturmaksızın moleküler hareketlere ve yeniden düzenlemelere izin verir. Cam geçiş bölgesi boyunca sıcaklık azaldıkça (silikat camlar için yaklaşık 600 °C), mevcut termal enerji miktarı ile moleküler yer değiştirmeler daha zor olduğundan, porselen viskozitesinde bir artış gözlenir. Porselen cam geçiş sıcaklığı altında ise, yapısal yeniden düzenlemelerin elverişsiz olduğu ve potansiyel olarak artık gerilimlerin meydana gelebileceği elastik katı haldedir[34; 37-39]

2.8 Bilgisayar Destekli Tasarım

Son yıllarda restoratif uygulamalarda bilgisayar tabanlı sistemler yaygın olarak kullanılmaktadır [6]. Dijital sistemler ile hemen hemen bütün protezlerin üretimi yapılabilmektedir. Bilgisayar destekli restorasyonların üretilebilmesi için öncelikle ölçünün elde edilmesi ve daha sonra tasarım aşaması için verilerin bilgisayara aktarılması gerekmektedir [40].

Dijital ölçünün kaydının alınması için birçok yöntem mevcuttur. Alınan kayıtların dijital kalitesi ve çözünürlüğü kaydın ölçünün doğruluğunu etkileyen en önemli faktörlerdendir[40].

Elde edilen ölçüler program vasıtası ile bilgisayara aktarılır. Dental programlar aracılığı ile üretilcek restorasyonun tasarımı dijital olarak gerçekleştirilir. Dijital kayıtların evrensel biçimi .stl, .obj ve .ply dosya uzantıları şeklindedir. Dijital kayıtların diş hekimliğinde avantajları ve dezavantajları şu şekilde sıralanabilir.[40]

Avantajları [40]:

- Hasta ve hekimin konforunu artırır, zamandan tasarruf sağlar ve maddi açıdan kolaylık sağlar,
- Modellerin analizi ve saklanabilmesi kolaydır. Dezenfeksiyona gerek yoktur,
- Kayıtlar uzun süre saklanabilir,
- Renk seçimi ve tasarım çok kolay bir şekilde yapılabilir,
- Geleneksel yöntemler kadar başarılıdır,
- Kayıtlar internet arayıcılığı ile birçok alıcıya gönderilebilir,
- Hastalara tedavi sırasında ya da sonrasında öngörülebilir bilgiler verilebilir,
- Eksiltmeli ve eklemeli üretim cihazlarının kullanılmasını kolaylaştırır.

Dezavantajları [40]:

- Gingival marjinlerin ve andırkatlı bölgelerin ölçüsünün alınması zordur,
- Ölçü alımı sırasında oral sıvılar, parlak ya da renkli yüzeyler ölçünün doğruluğunu etkileyebilir,
- Tüm oral mukazanın ya da tüm dişlerin kayıtlarının elde edilmesi zordur.

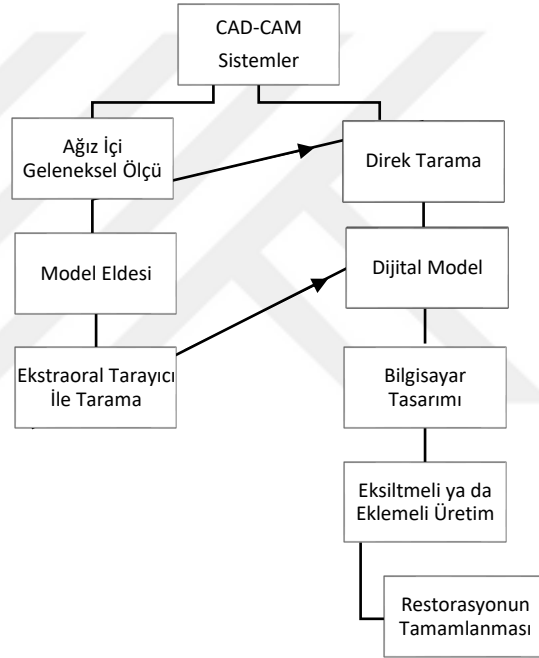
2.8.1 Dijital ölçünün elde edilmesi

Dijital Ölçünün elde edilmesi için ağız içi ya da ağız dışı (masa başı tarayıcılara) tarayıcılara ihtiyaç vardır. Ağız içi tarayıcılar diş hekimliğinde çoğunlukla tek seansta bitirilen (chairside) tedaviler için kullanılmaktadır. Masa başı tarayıcıların hem çözünürlükleri hem de doğruluk dereceleri ağız içi tarayıcılardan daha fazladır. Taranan bölgenin doğruluk derecesi, anatomik oluşumlar ve oral sekresyonlar tarafından etkilenmektedir. En son geliştirilen ağız içi kameralar, tek dişlerin ve küçük bölgelerin taranmasında başarılı olmaktadır. Uzun arkların ve tüm çenenin taranması sırasında dijital kayıta sapmalar meydana gelebilmektedir.

Kayıtların alınabilmesi için üç ana yöntem mevcuttur. Bunlar (Şekil 2.2)[40]:

- Direk olarak dijital ölçünün ağız içi kamera yardımı ile alınması,
- Bir model üzerinden ekstra oral kamera yardımı ile dijital ölçünün alınması,
- Bir ölçü üzerinden ağız içi kamera ya da ağız dışı kamera yardımı ile ölçünün alınması.

Dijital kayıt CAD-CAM sistemlerin en önemli aşamasını oluşturmaktadır. İyi bir dijital ölçüden sonra CAM sistemi kullanılarak eklemeli ve eksiltmeli üretim gerçekleştirilebilir [40].



Şekil 2.2. CAD-CAM sistemlerde restorasyon yapım aşamaları.

2.9 Bilgisayar Destekli Üretim

Dijital olarak tasarlanan restorasyonlar bilgisayar destekli üretim cihazlarında (CAM) yapılır. Bilgisayar destekli üretim eksiltmeli ve eklemeli üretim olmak üzere iki farklı yöntemle yapılabilmektedir. Diş hekimliğinde bilgisayar destekli üretim ilk defa 1980’li yıllarda eksiltmeli yöntem kullanılarak başlanmıştır ve [41-42] halen bu teknik sıklıkla kullanılmaktadır. Eksiltmeli üretim bir freze makinesi yardımı ile önceden hazırlanmış bir bloğun kazınarak şekillendirilmesi işlemidir. Sistem içerisinde metaller, seramikler ve polimer katkılı materyaller kullanılarak kron, köprü, inley, onley, abutment ve çeşitli hibrit altyapıların üretimi yapılabilmektedir [40; 43-45].

Bilgisayar destekli üretim yöntemlerinin tercih edilme ve geliştirilme nedenleri şu şekilde sıralanmaktadır [40; 43-47];

- İnsan faktörü ve buna bağlı hataların ortadan kaldırılması,
- Yüksek kalitede kusursuz restorasyonların üretilmesi,
- Tedavi hızının artırılması ve seans sayılarının azaltılması,
- Kontaminasyon riskinin azaltılması.

2.10 Dijital Sistemler Kullanılarak Seramiklerin Üretim Teknikleri

Günümüzde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan yöntem eksiltmeli üretimdir. Eklemeli üretim yönteminde ise halen gelişmeler devam etmektedir. Restorasyonun geleneksel yöntemlerle yapılması sırasında, laboratuvar koşulları ve uygulamaya bağlı faktörlerin büyük bölümünün elimine edilmesi ve bilgisayar ortamında tasarımın gerçekleştirilmesi CAD-CAM sistemlerin tercih edilmesine neden olmuştur [6; 47-49].

2.10.1 Eksiltmeli sistemler ile üretilen seramikler

Eksiltmeli sistemler 20 yılı aşkın süredir kullanılmaktadır. Kullanılan sistem klasik freze prensipleri ile çalışmaktadır. Üretim makinelerinin çalışma prensibinde farklılıklar mevcuttur. Kazıma düzlemlerine göre üç, dört ve beş akslı sistemler mevcuttur. Akslar üç boyutlu düzlemde koordinasyon düzlemini belirtmektedir. En hassas kazıma işlemi 5 akslı sistemlerde yapılabilmektedir [50-51].

Eksiltmeli üretim için sert ve yumuşak seramik blokları mevcuttur. Freze işlemi sert blokların kazınması (hard milling) ve yumuşak blokların kazınması (soft milling) (yeşil faza sahip) şeklinde gerçekleştirilmektedir [19; 52].

Sert bloklar sıcak izostatik basınç ile sinterlenerek hazırlanmaktadır [53]. Bloklar feldispat, lösit ve lityum disilikat içerikli cam seramiklerden üretilmektedir [19]. Sert bloklar ile üretilen seramiklerin bükülme dayanımı 160-420 MPa arasındadır [53].

Yumuşak bloklar yarı sinterlenmiş ya da tam sinterlenmemiş olarak adlandırılabilir. Bu teknik sayesinde polikristalin yapıdaki zirkonya seramik materyalleri sinterizasyondan önce şekillendirilir. Bu sistemlerde tek ve birden fazla gövdeye sahip protetik tedavilerin üretimi

yapılabilir. Sistemde kullanılan zirkonya seramikler sinter fırınında 1350-1600°C civarında 2-6 saat bekletilir (Çizelge 2.2)[19].

Çizelge 2.1. Kullanılan blokların listesi[47]

		Avantajları[19; 53]	Dezavantajları[19; 53]
Sert Frezeleme	Blok	– Materyalin dayanımı artar, – Sinterizasyon gerektirmez, – Büzülme gerçekleşmez, – Tek seansta bitime olanak tanır.	– Materyal üzerinde çatlaklar oluşabilir. – Frezeleme işlemi daha uzun sürer.
Yumuşak Frezeleme	Blok	– Zirkonyum ve alümina gibi sert polikristalin seramiklerin yapımına olanak sağlar, – Hızlı frezeleme işlemi yapılabilir.	– Büzülme nedeniyle marjinal uyumda sapmalar görülebilir, – Ekstra sinterizasyon gerekir, – Sinterizasyondan önce materyal kırılmalıdır.

2.11 Eklemeli Yöntemler ile Üretilen Seramikler

Eklemeli sistemler; endüstride, savunma sanayinde, sanatsal alanlarda, uzay bilimlerinde, hava ve kara taşıtlarında ve biyomedikal alanda kullanılmaktadır [54-58]. Diş hekimliğinde ise; cerrahi rehber modeller, ortodontik modeller, ortodontik plaklar, kron ve hareketli protezler , özel olarak hazırlanan kalıp ve kaşıklar, eğitim amaçlı uygulamalar ve üç boyutlu sistemlerde tasarlanmış deneysel implantlar yapılabilmektedir [54; 56; 59].

Bu sistemlerin en büyük avantajı, yaklaşık %95 oranında materyal kazancını sağlamasıdır. Eksiltmeli yöntemlerde blokların geri dönüşümü yapılamaz. Bu yüzden sistemlerin kullanılması materyallerin üretim maliyeti açısından büyük avantaj sağlamaktadır [60]. Ayrıca insan hatası azaltılır ve konvansiyonel tekniklerde kullanılan üretim aşamaları mümkün olduğunca ortadan kaldırılmış olur [40; 43-47]. Diş hekimliğinde deneysel olarak kullanılan eklemeli seramik üretim teknikleri;

- Toz yatağıyla üretim tekniği ,
- Yapıştırıcı ile katmanlı imalat (Binder Jetting, BJ),

- Materyal ekstrüzyonu ,
- Likit hazne içerisinde polimerizasyon (Vat polimerizasyon, stereolithografi(STL)).

2.11.1 Uzaysal düzlem

3B yazıcılar ile objenin x, y ve z olmak üzere üç ekseninde üretimi yapılmaktadır. Bu eksenlerden x ve y, yatay düzlemde iki boyutlu görüntüyü ifade ederken, z eksenini ise dikey yönü belirtmektedir. Bir başka ifade ile z eksenini , x ve y eksenlerinin üst üste eklenmesi ile oluşmaktadır. Böylece z eksenini iki boyutlu görüntüyü üçüncü boyuta taşımaktadır [40].

2.11.2 Çözünürlük

Çözünürlük ekran görüntüsü veya basılı görüntülerin netliği anlamına gelmektedir. Teknik anlamda ise bir yapıyı ya da görüntüyü oluşturan parçacıkların sayısını ifade etmektedir. CAD/CAM sistemlerde tasarlanan objeler bilgisayar ortamında noktalardan oluşmaktadır. Her bir noktanın birleştirilmesi sonucunda obje meydana gelmektedir. Bu noktaların sayısının fazlalığı ise elde edilen görüntünün çözünürlüğünü belirlemektedir. Yüksek çözünürlükteki objeler daha fazla detay barındırmaktadır. Dijital objelerin elde edilmesi sırasında CAM cihazlarının çözünürlük kapasitesi önemlidir. Üretimin yapılabilmesi için tasarımın ve üretim cihazının uyumlu çözünürlükte olması gerekmektedir. Eklemeli sistemlerde birçok üretim tipi mevcuttur ve üretim kalitesini artırmak için çözünürlüğün yüksek olması gerekmektedir. Örneğin eklemeli üretim sırasında her katman z eksenini ifade etmektedir. Her katman eklendiğinde üretilen objenin z eksenindeki hacmi artmış olur. Önceden belirlenmiş z uzunluğuna ne kadar fazla katman sığdırılırsa z ekseninde çözünürlük o kadar artmış olur. X ve y düzlemlerinde üretilen materyalin ayrıntısı da objenin toplam çözünürlüğünü belirlemektedir [40].

Üç boyutlu yazıcılarda seramik üretiminin avantajları şu şekilde sıralanabilir[49; 54; 56; 61-64];

- 1- Üretilen materyal ucuzdur,
- 2- Kazıma yöntemine göre artık materyaller oluşmaz,
- 3- Daha kompleks şekilde materyal üretimi sağlanır,
- 4- Bu sistemler ile yüksek ağırsı ve porözlü yapılar üretilebilir. Bu sayede doku içine implantlar (dental implant, kemik) yapılabilir,
- 5- Alümina ve zirkonya seramikler bu sistem içerisinde kullanılabilir.

- 6- Üretim cihazlarında hızlı üretim imkânı sağlar,
- 7- Teşhis modeli hızlı bir şekilde hazırlanabilir,
- 8- Yeşil seramik yapıyı (green body) oluşturmak için herhangi bir kalıba ihtiyaç yoktur,
- 9- Eksiltmeli teknikler kadar etkili üretim yapılabilir,
- 10- Yeşil seramik yapıda kazıma işlemi yapılmadığı için mikro çatlak riski olmaz.

Üç boyutlu yazıcılarda seramik üretiminin dezavantajları şu şekilde sıralanabilir [61; 64-66].

- 1- Üretim sırasında fırınlama işlemi uzundur,
- 2- Yazıcı hızı ve çözünürlüğü fiziksel özelliklerini direk etkilemektedir,
- 3- Poröz, çatlak ve defekt gibi sorunlar oluşma olasılığı yüksektir,
- 4- Yüksek oranda sinterizasyon yoğunluğuna sahip seramiklerin üretilmesi zordur,
- 5- Henüz metal ve polimer malzemelerin üretimi kadar gelişmiş değildir.

2.12 Toz Yatağıyla Üretim Tekniği (Powder Bed Fusion)

Temelde sistem bir toz yatağı içerisindeki tozun lazer ışını ya da başka bir bağlayıcı ile katmanlı olarak üretilmesini içermektedir [49].

Üretim esnasında tabla başlangıçta en üst konumdadır. Tablanın üzerine üretimi yapılacak materyaller serpilir. Bu taneciklerin serpilme kalınlığı üretilecek materyalin z eksenini oluşturur. Bilgisayar üzerinde tasarlanmış şeklin x ve y düzlemlerini oluşturmak üzere bir lazer ışını tablaya düşürülür. Böylece z eksen kalınlığı kadar tanecikler kaynaştırılmış olur. Daha sonra tabla bir miktar aşağı iner ve bir merdane ya da bir bıçak hareketiyle yeni tanecikler yüzeye yayılır. Ardından ısınlama işlemi gerçekleştirilir. İstenilen yapı oluşturulur ve toz yatağı içerisinde gömülü kalır. Bu yöntem ile birçok materyalin üretimi yapılabilir (metal, rezin, seramik) [59]. Bu sistem içerisinde güç kaynağına bağlı olarak çeşitli üretim teknikleri mevcuttur [55; 59; 67].

Bunlar;

- Seçici lazer sinterizasyon (SLS)
- Seçici lazer ergitme işleminde (SLM)
- Elektron demeti ergitmesi (EBM)

2.12.1 Seçici lazer sinterizasyon (SLS)

Bu teknik Beaman ve Deckard tarafından 1980'lerde Teksas Üniversitesinde geliştirilmiş mevcut ana akım eklemeli üretim teknolojilerinden biridir. Temelde toz katmanlarının ardışık olarak uygulandığı ve her katmanın önceden belirlenmiş bir yola göre lazer ışını ile seçici olarak sinterlendiği toz yatağı içerisindeki füzyon işlemidir. İki boyutlu tarayıcı işlem yapacağı yüzeyi belirler. Daha sonra lazer ışını belirlenen noktalara yüksek ısı enerjisi iletir. Seramik üretimi için iki farklı türde SLS işlemi vardır: dolaylı SLS (indirect-iSLS) ve doğrudan SLS (direct-dSLS) [46; 62; 66; 68].

iSLS'de, seramik tozları bir polimer bağlayıcı ile karıştırılır ve bağlayıcının tarayıcı lazer ile eritilmesi sırasında seramik parçacıkları birbirine bağlanır. Takip eden bağlayıcı uzaklaştırma (debinding) sonucunda bağlayıcı çıkarılır ve ardından sinterleme sonucunda seramik yoğunlaştırılır [58; 69].

dSLS'de polimer bağlayıcı kullanılmaz ve seramik partiküller doğrudan lazer ışını ile sinterlenir. Uygulanan lazerin enerji yoğunluğu yeterince yüksek olduğunda seramik parçacıklarının birbirine bağlanması gerçekleşir. Böylece bağlayıcı uzaklaştırma ve sinterizasyon işlemi elimine edilmiş olur [46].

Bu teknikte zirkonya seramikler gibi erime noktası yüksek malzemelerin kullanılması özellikle zordur. Zirkonya seramiklerinin yoğunlaştırılması, yüksek sıcaklıklar ve uzun süre gerektiren katı hal difüzyonun hakim olduğu bir işlemdir. Diğer bir sorun, yüksek ısıtma ve soğutma hızlarının neden olduğu termal gerilmelerdir. Seramik malzemelerin sınırlı termal şok direnci nedeniyle, SLS sırasındaki termal gerilmeler sinterlenmiş parçalarda çatlak oluşumuna neden olmaktadır. Çatlağı azaltmak ve yoğunluğu artırmak için toz özelliklerinin iyileştirilmesi ve lazer ışınlama parametrelerinin optimize edilmesi yönünde çalışmalar yapılmaktadır [46; 67; 70-71].

SLS'de kullanılacak tozun hazırlanması, bu tekniğin kritik adımlarından bir tanesidir. Toz yatağındaki materyal yoğunluğu ne kadar yüksekse, elde edilebilecek seramik yoğunluğu o kadar yüksek olur [46].

Farklı seramik materyalleri farklı sinterizasyon sıcaklıklarına sahip olduğundan, lazer gücü, tarama hızı ve tarama aralığı gibi lazer parametreleri, uygulaması yapılacak malzemenin türüne göre özel olarak tasarlanmalıdır [46].

2.12.2 Seçici lazer ergitme (SLM) ve elektron demeti ergitme (EBM) yöntemi

SLM tekniği malzemeleri tamamen eriten tek aşamalı bir toz yatağı füzyonu olmasının dışında, SLS ile hemen hemen aynı şekilde objeler üretir. Yüksek bir lazer enerjisi kullanılır, Bağlayıcı uzaklaştırma ve sinterizasyon aşamalarına gerek duyulmaz. Yapılan çalışmalarda SLM tekniği kullanılarak oluşturulan zirkonya örneklerde çatlak ve geniş gözenekler olduğu ve seramik yoğunluğunda düşük olduğu belirtilmektedir. Bunun yanı sıra yüzey kalitesi ve boyutsal doğrulukta yetersiz bulunmuştur. Çatlaklar üzerine lazer parametrelerinin optimizasyonundan ziyade, seramik toz yatağının ön ısıtılmasının daha etkili olduğu belirtilmektedir. Tozun ön ısıtılmasının materyallerin yoğunluğunu önemli derecede etkilemektedir [46; 67; 70-71].

EBM üretiminde ise doğrudan lazer ışını yerine tanecikler üzerine elektron enerjisi gönderilir. Üretim yüksek vakumlu bir ortamda gerçekleştirilmektedir. Çok iyi mekanik özellikler sağlar. Buna rağmen her iki metotta erimemiş tanecikler gözlemlenebilir [67; 72].

2.13 Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting, BJ)

Bağlayıcı Püskürtme (BJ) tekniği bağlayıcı maddenin (sıvı bağlayıcının) bir başlıktan toz bir madde üzerine püskürtülerek seçici olarak eklenmesidir [73]. Sistem toz yatağı, merdane (roller) ve taşıyıcı başlığından oluşur. Organik ve inorganik olarak ikiye ayrılan yapıların birbirine bağlanması için taşıyıcı içerisinden organik materyal (bağlayıcı) inorganik materyal üzerine damlatılarak bağlanması sağlanmaktadır. Bir diğer yöntem ise taşıyıcı başlık içinde bağlayıcının bulunmadığı durumlardır. Bağlayıcı seramik tozu ile önceden karıştırılıp hazırlanır. Toz yatağındaki seramiğe taşıyıcı başlık çözücüyü püskürtür ve böylece aktive olan tanecikler birbirine bağlanmış olur [74-75].

Bağlayıcı püskürtme tekniğinin uygulanması sırasında seramik tozu bir tablaya yerleştirilir. X ve y düzlemlerinde başlık tablaya bağlayıcı maddeyi ekler ve böylece bir katman polimerize edilmiş olur. Daha sonra tabla aşağı doğru hareket eder ve roller ya da ince bir

bıçak ikinci katmanı oluşturmak için tozu tablaya doğru sürükler. Bağlayıcı yeni katman oluşturulması sırasında alt katmanı birbirlerine bağlar ve z eksenini oluşturulmaya başlanır. Bilgisayarda önceden belirlenmiş z eksenin boyu kadar işlem devam eder. Daha sonra üretilen yeşil yapıdaki seramik, toz yatağından nazıkçe arındırılır ve sinterlenir [59].

BJ üretim tekniğinde Al_2O_3 , TiO_2 , ZrO_2 , kalsiyum hidroksiapatit kristalleri ve kalsiyum fosfat gibi materyaller kullanılarak üretim yapılabilir. Genellikle üretim biyolojik yapılarda (ağsı yapılar) ve ortopedik uygulamalarda daha fazla tercih edilmektedir. Aktif olarak dental kullanımı yoktur ancak geliştirilme aşamasındadır [76]. Dental materyal üretiminde başlangıçta alümina tercih edilirken, zirkonyum ve cam seramik içerikli yapılarda başarılı sonuçlar elde edilmiştir [74; 77-78]. Bu teknik kullanılarak üretilen silika içerikli seramiklerde 0.1 mm'den daha düşük çözünürlükteki yapılarda hata payının arttığı gözlemlenmiştir [79-80]. Alümina ve silikadan üretilen materyaller poröz özellik göstermektedir. Yüksek yoğunlukta materyal elde edilmesi bir hayli zordur. Bu yüzden izostatik basınçla taneciklerin birbirlerine yaklaştırılması düşünülmüştür [81] [74]. Bj imalatı sırasında düşük yoğunluk ve porözlü yapı kompakt protetik materyallerin üretiminde başarısızlık olarak görülse de, porözlü üretim biyolojik yapılarda avantaj sağlamaktadır. Boşluklu yapılara cam infiltre edilmesiyle ya da katkı materyalleriyle seramiğin dayanımı artırılmaya çalışılmaktadır [62;82-83]. Bu yapım işlemi sırasında genellikle ısı kullanılmaması diğer eklemeli yöntemlerle kıyaslandığında bir avantajdır. Böylece ısı kaynağı kullanan diğer tekniklerde yaygın olarak meydana gelen artık gerilimlerin oluşması engellenmiş olur [66].

2.14 Materyal Ekstrüzyonu

Ekstrüzyon üretimi, bir başlıktan direk olarak püskürtülen malzemeden üretimin yapılmasına dayanmaktadır. Sistem içerisindeki partiküller bir başlık aracılığı ile tablaya gönderilir. Başlıktaki püskürtme ucunun (nozzle) genişliği, yönlendiren kolların hassasiyeti ve partiküllerin molekül özellikleri çözünürlüğü etkilemektedir. Bu parametreler ekstrüzyon ile eklemeli üretimi yapılan sistemlerde bazı dezavantajlara neden olur. Katmanların yüksekliğini ve genişliğini uyumlamak, tutarsız akış hızları, püskürtme ucunda tıkanıklık ve püskürtme ucunun genişliğine göre süspansiyon yoğunluğunun ayarlanmasındaki zorluk başlıca dezavantajlarındandır [66]. Genellikle termoset, termoplastik ve biyomateryallerin kullanımında tercih edilmektedir. Bu teknikte obje içerisindeki materyal çeşitliliği

artırılabilir ve üretimin daha geniş tablalarda yapılmasına olanak sağlanabilir.[58] Bu sistemlerde seramik üretimi ise, organik bir bağlayıcı ile karıştırılarak hazırlanan yarı akışkan süspansiyonlar yardımı ile yapılmaktadır [62]. Seramiklerin üretiminde kullanılan ekstrüzyon ve püskürtme teknikleri;

- Eriyik yığıma modelleme (FDM)
- Ink-Jet baskı (Materyel jetting)
- Robocasting (Direk ink-writing)

2.14.1 Ink-Jet baskı (IJP)

Ink-jet baskı tekniği 1984 yılında geliştirilmiştir. Bu teknik esas olarak mürekkep hazırlama, yazdırma ve sinterizasyon aşamalarını içermektedir. İki boyutlu bir desen oluşturmak için materyalin filament yerine damlacıklar şeklinde biriktirildiği materyal püskürtme işlemidir. Püskürtmeden hemen sonra basılı katman ultraviyole radyasyon kullanılarak sertleştirilir ve işlem üç boyutlu obje oluşana kadar tekrarlanır. İnk-jet baskı, minimum malzeme israfı, yüksek esneklik ve kısa üretim süresine sahip ekonomik bir eklemeli üretim tekniğidir. Bu yüzden seramik bileşenlerin üretimi için en çok çalışılan yöntemlerden bir tanesidir.

Polimerlerin polimerizasyonu ultraviyole ışık ile ya da kimyasal olarak gerçekleştirilebilmektedir [56;59]. Baskı çözünürlüğü 10-30 μm (z eksenin) olması nedeniyle katmanlar arası geçiş belirgin değildir. Enjeksiyon deliği baskı çözünürlüğünü etkilemektedir ve genişliği genellikle 60 μm -1 mm arasındadır [62].

Mürekkep özellikleri

Ink-jet baskı tekniği için boyutsal kararlılık, katı içerik, partikül boyutu ve viskozite gibi mürekkep parametrelerinden etkilenir. Bu nedenle IJP işlemindeki ilk adım, kolloidal stabilite ve basılabilirlik sağlayan uygun zirkonya mürekkeplerinin hazırlanması işlemidir. IJP seramik parçalar tipik olarak iki tür mürekkep temel alınarak hazırlanır: mum bazlı mürekkepler ve sıvının buharlaşmasıyla kurutulan seramik süspansiyonlar. Seramik üretimi için polimer karışımın içerisine %30'dan daha az seramik tozu (doldurucu) eklenir ve enjeksiyon deliğinden (çap <50 μm) akış sağlanır [84-87]. Bu oranlarla hazırlanan süspansiyonlarla oluşturulan objelerde mikroyapı homojendir ve katmanlar arası kusurlar

tespit edilmemiştir. Baskı sırasında süspansiyon stabilitesi için mikron altı partikül dağılımı gerekmektedir. Böylece tam sinterizasyon yoğunluğunda gözenekliliği %1'den daha az ve önemli ölçüde defekt içermeyen seramik parçalar üretilebilir. Yöntemle ilişkili pek çok parametre iyileştirilmiş olmasına rağmen, kahve etkisi olarak adlandırılan istenmeyen bir durum gözlemlenebilmektedir. Bu etki basılı objenin kurutulması sırasında meydana gelir. [59; 84-90]

2.14.2 Doğrudan mürekkeple yazma (Direct-Ink-Writing (DIW), Robocasting)

Doğrudan mürekkep yazma (DIW) işleminde, yüksek katı yüklemeli seramik süspansiyon doğrudan yazmak için püskürtme ucunun (nozzle) hareket etmesiyle katman katman oluşturulur [91]. Bunu bağlayıcı uzaklaştırma ve sinterizasyon işlemi takip eder. Bağlayıcı püskürtme, IJP ve DIW sistemlerinde kullanılan metotlar birbirine benzerdir. Seramik tozlarının çözücü ve bağlayıcı ile bir bulamaç halinde karıştırılması ve bu bulamaçların istenen seramik gövde şeklini oluşturmak için bir püskürtme teknolojisi yoluyla ekstrüzyon veya enjeksiyondan oluşur [59].

Sıklıkla tercih edilen DIW yöntemi Dr.Cesarano tarafından Sandia Ulusal Laboratuvarında “robocasting” adı ile geliştirilmiş ve patenti alınmıştır [91-92]. Robocasting sistemi yoğun densiteli seramiklerin ve kompozitlerin üretimine olanak tanımaktadır. Ekstrüzyon materyali olarak kullanılan süspansiyon, psedo plastik kıvamda seramik içerikli macundan oluşur. Seramik süspansiyonu içerisinde çok az miktarda organik bağlayıcı ve yüksek miktarda seramik doldurucu yer almaktadır. Alümina, stabilize edilmiş zirkonya, cam içerikli seramikler ve çeşitli polimerler robocasting yönteminde kullanılabilir [91; 93].

Üretim için şırınga ucuna benzer püskürtme ucu mevcuttur. Bu uç, uzaysal düzlemde hareket edebilmesi için hareketli kollar ile desteklenmektedir. Başlığın içerisine seramik süspansiyon doldurulur. Püskürtme ucu bilgisayardaki tasarıma göre x, y, z düzlemlerinde hareket ederek objeyi oluşturur. Püskürtme ucunun genişliği, malzemenin viskozitesi ve yoğunluğu, tarama hızı, çıkarma hızı (eject speed), kurutma adımları ve sinterizasyon işlemi gibi parametreler oluşturulan objenin kalitesini etkileyen faktörlerdendir [62; 87; 93].

Yu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada %3 mol itriya ile kısmen stabilize edilmiş zirkonya macununu (hacmen %60) ekstrüzyon temelli üretimde kullanmış ve bağlayıcı ayırma

(debinding) ve sinterizasyon sonra %98,1'lik yoğunluk elde etmişler ve mekanik özelliklerinin IJP ve SLS ile elde edilenlerden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir . DIW tekniğindeki seramik süspansiyonun inorganik içeriği genellikle IJP tekniğinden daha yüksektir. Kullanılan malzemelerin yüksek viskozitesinden dolayı DIW püskürtme uçlarının genellikle IJP uçlarında daha büyük olması gerekir. Zirkonyanın DIW yönteminde kullanılması avantajlı olmasına rağmen halen yöntemle ilgili zorluklar mevcuttur ve bu nedenle yakın gelecekte daha fazla araştırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır [62; 92; 94].

2.14.3 Erimiş birikim modelleme (FDM, Fused Deposition Modeling)

Erimiş birikim modelleme (FDM) işleminde, seramik-polimer materyali baskı kafasında polimer malzemenin erime sıcaklığının üzerinde ısıtılır ve ardından püskürtme ucundan çıkarılır. Tablaya yığılan materyalin şekli başlığın düzlemsel hareketi ile gerçekleşir. Eriyik materyal katmanlı olarak üst üste eklenir ve oda sıcaklığında sertleşmesi sağlanır. Şekillendirilmiş seramik yeşil yapı, bağlayıcı uzaklaştırma ve sinterizasyon işlemlerine tabi tutulur. [55; 58; 62] Bu yöntemde kullanılan seramik tozu yaklaşık olarak hacmen %45-60 arasındadır.[95-96] Diş hekimliğinde protetik uygulamalarda kullanımı kısıtlıdır [97-98].

2.15 Seramik Üretimi İçin Stereolithografi (SLA) Yöntemi

Üç boyutlu baskı kavramı ilk olarak 1986 yılında Chuck Hull tarafından stereolithografi (SLA) yöntemi ile tanıtılmıştır. SLA tekniği ışıkla sertleşebilen bir polimere sertleştirmek için ultraviyole lazerin kullanıldığı bir eklemeli üretim yöntemidir. [99] SLA ilk olarak polimerik yapıların üretimi için kullanılmış olsa da yapılan değişikliklerle seramik malzemelerin üretiminde de kullanılmaktadır. SLA tekniği ile seramik üretimi ilk olarak 1990'lı yılların başında Griffith ve arkadaşları tarafından Michigan Üniversitesinde yapılmıştır [100-101]. Yaptıkları çalışmada %45-55 oranındaki seramik tozunu (alümina ve silika) bir akril amit solüsyonunda süspansiyon haline getirmişler ve farklı ışınlama sürelerinde yüksek yoğunluklu UV (220-450 nm) lambası kullanarak silika ve alüminadan oluşan üç boyutlu seramik yapıları elde etmişlerdir. SLA sistemi diş hekimliğinde ilk defa 1994 yılında alloplastik cerrahi planlaması için kullanılmıştır. Seramik toz oranı, ışıkla sertleşebilen polimerin kimyası ve konsatrasyonu ile UV ışığının gücü SLA tekniğinin başarısını etkileyen önemli parametrelerindendir [59].

Yöntemde ilk aşama seramik tozu-foto reaktif polimer (akrilik ve epoksi) süspansiyonunun hazırlanmasıdır. SLA için, ışığa duyarlı sıvı süspansiyonun yüzeyi bir UV lazer ışını kullanılarak taranır ve her taramada belirli kalınlıkta ince bir tabaka oluşturulur. Bu katmanlar üst üste eklenir ve üç boyutlu parçayı oluşturmak için birlikte kürlenir. Kütleme işlemi tamamlandıktan sonra organik faz uygun bir ısıtma işlemi döngüsü ile uzaklaştırılır (debinding) ve ardından obje sinterlenir [102].

Bu işlem, yüksek boyutsal doğruluk ve yüzey kalitesinin yanı sıra karmaşık yapı modelleri üretme yeteneği ile öne çıkar. SLA tekniği SLS ve SLM gibi yüksek enerjili bir lazer ışını gerektirmez. Bu özellikler, zirkonya seramiklerinin üretimi için SLA tekniğinin eklemeli üretim teknolojileri arasında önemli ve popüler olmasını sağlamaktadır [59].

2.15.1 SLA yönteminde süspansiyon (Slurry) hazırlama

Seramik süspansiyonun formüle edilmesi SLA tekniğinde önemli bir adımdır. Kusursuz ve yüksek performanslı bir zirkonya örneği üretmek için, ışığa duyarlı düşük viskoziteli ve homojen dağılmış yüksek katı seramik tozunu içeren bir süspansiyon gereklidir. Seramik tozlarının polimer çözeltiler içerisindeki çözünürlüğü ihmal edilebilecek kadar düşüktür. Yüksek seramik tozu içeren polimer çözeltisinde tozların homojen bir şekilde dağılmasını sağlamak için dağıtıcılara (dispersant) ihtiyaç vardır. Çözücüler çözelti içindeki partiküllerin yüzeyine adsorbe olarak, uzun zincirli yapısı sayesinde partiküllerin bir araya toplanmasını (aglomerasyonunu) önlemek için sterik itme etkilerini ortaya çıkarır. Bu da süspansiyonun viskozitesini düşürür. Viskosite süspansiyonun reolojik davranışlarını etkileyen önemli bir parametredir. Süspansiyonun viskozitesi genellikle ışıkla sertleşen reçineden daha fazladır. SLA için süspansiyonun viskozitesi genellikle 2-5 Pa (N/m²) aralığındadır. Düşük viskoziteli süspansiyon uygun bir polimer, dağıtıcı ve seyreltici (diluent) kullanarak elde edilebilir. Sadece başlangıç viskozitesi değil aynı zamanda kayma hızına göre viskozitedeki değişiklikte SLA sırasında önemli bir rol oynar. Süspansiyonun viskozitesi sıcaklığın artırılması ile azalmaktadır. İstenmeyen polimerisyonlara neden olabileceğinden ortam ısısının polimerin polimerleşme sıcaklığından daha düşük olması gerekmektedir [57-59; 63; 66; 102-105].

Seramiklerin SLA yöntemi ile üretimi esnasında bağlayıcı uzaklaştırma ve sinterizasyon sonrasında herhangi bir defekti önlemek için katı içeriğin % 40'ın üzerinde olması gerektiği

bildirilmektedir. Katı içeriği ağırlıkça % 60'ı aştığında, viskozite kademeli olarak artar. Bu nedenle, uygun bir dağıtıcı içeriği önemlidir. Genel olarak seramik tozu hacmen % 50'den az olduğunda düşük yoğunlukta, yüksek büzülme oranına sahip, defekt içeren zirkonya objeler elde edilmiştir [49; 57; 63; 66; 102; 105-106]. Zhang ve arkadaşları yaptıkları çalışmada hacmen % 55 oranında zirkonya içeren ışığa duyarlı süspansiyonu başarılı bir şekilde elde etmişlerdir [107]. Böylece, SLA ile yüksek performanslı zirkonya objelerin üretilmesinin önü açılmıştır.

SLA süspansiyonunda seramik tozlarının homojen dağılımı, süspansiyonun kütleme performansını artırmasının yanı sıra yeşil gövde (Green body: sinterizasyondan önce seramik kitlesini oluşturan bileşenlerin zayıf olarak bir arada tutulduğu seramik kitlesi) yapısındaki seramik kitlenin şekillendirilmesi ve hazırlanması için gereklidir. Seramik süspansiyonun homojenliğini iyileştirmek için, ultrasonik çalkalama ve bilyeli öğütme adımları sıklıkla kullanılır. Zirkonya içerisindeki taneciklerin kırılma indeksinin büyük olması UV ışığının emilmesine neden olarak kütleme derinliğinin azalmasına yol açar. Bu durum UV ışığının saçılma etkinliğini zayıflatarak, fotopolimerizasyon reaksiyonunun azalmasına neden olur. Bu nedenle, alümina gibi daha düşük kırılma indisine sahip bir dolgu materyalinin zirkonyaya katılmasının bu olguyu azaltabileceği belirtilmektedir [49; 57; 59; 62; 66; 102].

2.15.2 Işıkla sertleşme (Kürleme)

Kürleme sırasında, monomerler radikal bir fotopolimerizasyona veya iyonik bir fotopolimerizasyona maruz kalır. Tepkimenin başlaması için ışıkla polimerize olan monomerlerin ve oligomerlerin UV ışık altında yeterince reaktif olmaları gerekmektedir. Polimerizasyon sırasında küçük moleküller birleşerek büyük zincirleri ve bağları oluşturur. Serbest radikal tepkimelerinde, tepkimenin başlaması için bir foto başlatıcıdan gelen serbest radikallere ihtiyaç vardır. [63] [108] Reaksiyon sonucu monomerler çapraz bağlanarak birbirlerine yaklaşır. Bu yaklaşma hızının yüksek olması büzülme ile sonuçlanmaktadır. Radikal polimerizasyon sırasında havadaki oksijenin ışığa hassas süspansiyon içerisine difüzyonu bir dezavantaj oluşturur. İyonik reaksiyonda ise polimerler halka yapısı oluşturur. Halkalar polimerizasyon sırasında zinciri sağlamak için açılarak aktive olur ve daha az büzülme gerçekleştirir. Aktivasyondan sonra polimerleşme hemen durmaz. Isı, her iki

fotopolimerizasyon reaksiyonu sırasında üretilir, bu da ışıkla sertleştirilen yapının bozulmasına veya sinterizasyon sırasında büzülmesine yol açar [63] [57; 102; 108].

Radikal polimerizasyon, havadaki oksijenin ışıkla sertleştirme sıvısına difüzyonuna karşı hassastır ki, bu durum dezavantaj oluşturur. bu da dezavantajıdır. İyonik fotopolimerizasyon tepkimesi sırasında ise ışığa kalan monomerler, ışık sonrasında bile polimerizasyon tepkimesine devam etmektedir ve durması daha uzun sürmektedir. Her iki fotopolimerizasyon reaksiyonu sırasında üretilen ısı, ışıkla sertleştirilen yapının kıvrılma bozulmasına veya ışıkla sertleştirilen yapı sinterizasyon işlemi sırasında büzülmenin artmasına yol açar. Bitmiş yapıdaki üretim hataları, açığa çıkan ışık enerjisi ve uyarılmış reaksiyon ısısının birleşik etkisi dikkate alınarak önlenabilir. Bazı süspansiyonlarda hem iyonik hem de radikal foto polimerizasyon için polimerler kombine edilebilmektedir. Bu sayede istenmeyen özellikler sınırlandırılmış olur [102-103; 109-110].

Corcione ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, ışığa duyarlı sıvının içerisindeki sıcaklık artışının, her pozlama sırasında uygulanan enerji dozu, ışık huzmesinin merkezinden olan uzaklık ve tarama hızının tersi ile orantılı olduğunu belirtmişlerdir [111]. Wang ve arkadaşları ise mavi ışığa maruz kalan alanda, fotopolimerin ışıkla reaksiyona girdiğini ve komşu yapısal parçacıklarla bağlandığını, böylece uygulanan bölgede fotopolimerizasyon etkiye bağlı sertleşme sonucunda yeşil seramik yapının oluştuğunu belirtmişlerdir. Mavi ışığa maruz kalmayan alan jel benzeri bir tabaka olarak kalır ve kürlenmez, destekleyici malzeme görevi görür. Bu işlem bilgisayar tarafından son katman sağlanana kadar tekrarlanır [102; 112].

Genellikle ışıkla kütleme yapılırken, kullanılan cihazlarda ışık kaynakları Lateral konumlandırılmaktadır ve yansıtıcı ayna hareketi sonucunda likit hazneye iletilmektedir. Sistemde lazer ışını likit haznenin üzerinden gelir. İlk polimerizasyonu bir tablanın üzerinde oluşturulur ve daha sonra tablanın aşağı yönlü hareketi ile gerçekleştirilir. Yansıtılan lazer ışını iki boyutlu olarak x ve y akslarındaki deseni oluşturduktan sonra, z aksını oluşturmak için tabla aşağı doğru hareket eder. Lazerin penetrasyonu dikkate alınarak z aksının miktarı kısıtlıdır. Z aksının boyu kadar tabla hareket eder ve üç boyutlu model elde edilir. Bütün aksların minimum oluşturduğu katmanlar yazıcının çözünürlüğünü ifade etmektedir. Başka bir yöntemde tabla yerine doktor bıçağı kullanılır ve her katmanda doktor bıçağı süspansiyonu yayar [87; 113]. Lazerin iki boyutlu düzlemde oluşturduğu desenin yapım hızı

tarayıcının hızını belirler [58]. Ancak polimerizasyon hızı ve düşük viskozite süspansiyon yapım hızının artmasında etkilidir [58; 103-104]. Bu sistemin en büyük avantajı yüksek çözünürlükte üretim yapılabilmesidir. Ancak DMD (Dijital mikro ayna) sistemine göre daha yavaştır.

2.15.3 Diş hekimliğinde stereolithografi (SLA) Yöntemi

Bazı araştırmalarda stereografi (SLA) yöntemi kullanılarak yüzde %40 inorganik doldurucu ve 0.2 µm partikül boyutu ile %98.58 yoğunluğa sahip sabit protez üretilmiştir [105]. Marion Dehurteventa ve arkadaşlarının yaptıkları seramik kuron üretiminde %70-80 arası inorganik doldurucu materyal ile üretim gerçekleştirilmiştir. Heterojen büzülmenin ve adaptasyon dışında dens alümina altyapıların üretiminin SLA yöntemi ile üretilebileceğini belirtmişlerdir [114]. Rong Li ve arkadaşlarının %45 inorganik doldurucu içeren zirkonya kronların yeterli mekaniksel dayanıma sahip olduğu ancak internal ve marjinal adaptasyonlarının yetersiz olduğunu bildirmişlerdir [115]. Zandinejat ve arkadaşlarının ürettikleri zirkonyum abutmentların eksiltmeli sistemler kadar başarılı kırılma dayanımına sahip olduğunu göstermişlerdir [116].

2.15.4 DLP (Dijital ışık işleme)

Dijital ışık işleme (DLP) tekniği yüksek düzeyde detay ve doğruluk gerektiren karmaşık teknik seramiklerin üretimi için geliştirilmiştir. DLP teknolojisinde yüzey kürlemesini gerçekleştirmek amacıyla bir dijital mikro ayna cihazı (DMD) görüntüyü doğrudan tüm alana yansıtmak için kullanılır. Tarama tek bir katmanda kürleme sağlar, böylece baskı oranı büyük ölçüde artar. Sistemde doğruluk esas olarak DMD cihazının çözünürlüğüne bağlıdır. Objeler, DLP tarafından aşağıdan yukarıya veya yukarıdan aşağıya yapılandırma kullanılarak oluşturulabilir. Aşağıdan yukarı yapılandırmanın avantajı, objeyi oluşturmak için gereken süspansiyon miktarının daha az olmasıdır. Aşağıdan yukarıya yazıcılar genellikle daha ucuzdur, ancak yukarıdan aşağıya yazıcılar daha büyük tasarımların gerçekleştirilme avantajına sahiptir [102]. SLA tekniği ile aralarındaki en büyük fark nokta nokta desenin oluşturulması yerine seçici olarak UV ışık kaynağı ya da görünür ışık ile bütün bir desenin bir anda oluşturulmasıdır. Ancak SLA üretimine göre daha düşük çözünürlüğe sahiptir [117].

2.15.5 Eklemeli üretim sırasında kurutma (drying) ve bağlayıcıların uzaklaştırılması (debinding)

Zirkonya yeşil seramik yapının eklemeli yöntem ile oluşturulmasından sonra, önemli miktarlarda organik polimerler (bağlayıcı) obje içerisinde kalmaktadır. Bu nedenle, organik polimeri çıkarmak için uzaklaştırma işleminin gerçekleştirilmesi gerekir. Bu işlem sırasında çatlak oluşumunun en aza indirilmesi polimerin ayrılma davranışı, organik polimerin bileşimi, seramik toz oranı ve bileşenlerin geometrisi gibi birkaç faktöre bağlıdır [102].

Defekt içermeyen saf zirkonya seramik objeler elde etmek için, önce vakumla ayırma ve daha sonra havayla bağlayıcı uzaklaştırma işlemlerinden oluşan iki aşamalı bir ayrıştırma işlemi, He ve ark. tarafından önerilmiştir. Vakumla ayrılma işlemi yeşil seramik yapı içindeki organik bileşiklerin bozulma oranını azaltabilir, böylece çatlaklar veya boşluklar gibi defektlerin görülme oranı azaltılabilir. Daha sonra karbon kalıntılarını çıkarmak için havada ayrılma işlemi gerçekleştirilir [118]. Benzer şekilde Wu ve arkadaşları da alümina-zirkonya seramik karışımındaki bağlayıcıları çıkarmak için iki aşamalı ayrılma işlemini benimsemişlerdir. İlk olarak numuneler 1 °C / dk ısıtma hızında 600 °C'da 3 saat süreyle vakumda bekletilerek ayrıştırıldıktan sonra hava ortamında 5 °C / dak ısıtma hızıyla 1000 °C'da 30 dakika süreyle ısıtma işlemine tabi tutmuşlardır [102; 119].

Sinterizasyon, partiküller arasındaki gözeneklerin ortadan kaldırıldığı ve daha yoğun seramik yapıların oluşturulduğu aşamadır. Yüksek performanslı bir zirkonya obje elde etmek için tamamen yoğun bileşenler ve iyi kontrol edilen bir mikro yapı oluşturmak gerekir. Sinterizasyon işlemine mağruz kalmış zirkonyanın yoğunlaşması ve dayanımı; sinterizasyon sıcaklığına ve sıcaklık değişim hızına bağlıdır. Isıtma işlemi, yeşil seramik yapının enerjiyi eşit şekilde emip, eşit bir şekilde dağıtması için çok yavaş yapılmalıdır. Isının hızlı emilmesi ve yayılmasıyla iç çatlakların uyarılmasına bağlı olarak yeşil parçaların kırılmasına neden olabilir [102; 120-122].

2.16 Dental Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Seramikler katı, sert ve kırılgan materyallerdir. Asidik ve bazik solüsyonlara karşı yüksek direnç gösterirler. Baskı dayanımları çekme dayanımından daha yüksektir. Bu nedenle, seramiklere gelen çekme kuvvetlerinin en aza indirilmesi gerekmektedir. Kuvvetler karşısında esnekliklerinin aşırı derecede az olmasından ve uygulanan kuvvet enerjisini

dağıtamamalarından sebebiyle gevrek malzemeler olarak adlandırırılar. Uygulanan enerjinin dağıtılamaması seramik içerisinde çatlakların (sub-critical fracture, dönüşaltı çatlak) oluşmasına ve materyal yorgunluğuna neden olacaktır [123-125].

Materyal içerisindeki kristal yapılar arası boşluklar, porözler, ve uyumsuz fazdaki moleküller seramiğin fiziksel dayanımını azaltmaktadır. Kuvvet karşısında oluşan kırıkların seramik içerisindeki defektlerden kaynaklandığı bilinmektedir. Dönüşülaltı çatlaklar zamanla yıkıcı etkilere yol açabilir. Bu çatlaklar tekrarlayan kuvvetler karşısında mikro çatlaklara, daha sonra ise makro çatlaklara dönüşür [124; 126].

Seramiğin mekanik özellikleri; dönüşülaltı çatlaklar, yorulma, aşınma, oksidasyon ve korozyondan etkilenir. Seramik içerisindeki kusurlar noktasal, doğrusal, hacimsel olabilir. Kusurlu bölgelerin çevresi de materyalin mekanik özelliklerinde zayıflama meydana getirmektedir. Bu durum kırık hattının ilerlemesiyle sonuçlanır ve bu hattın bitimi hiçbir zaman takip edilemez [123; 125].

Seramiklerin sinterizasyon sırasında gaz çıkışı meydana gelebilir. Bu gazların çıkış yolları seramik yüzeyinde ve içerisinde baloncuklara ve deliklere neden olur. Buna bağlı olarak seramik içerisinde kırılmalar ve dönüşülaltı çatlamlar meydana gelebilir [123; 125].

Seramik yorgunluğu ise döngüsel kuvvetlerin uygulanması sonucunda oluşur. Kritik çatlaklar gibi belirlenemez ve bir noktadan sonra materyalin kırılmasına neden olur. Yorgunluğa bağlı çatlakların oluşmasında yatan ana sebepler; kristallerin seramik içindeki organizasyonu, gelen kuvvetlerin şekli, yönü, miktarı ve sayısıdır [123; 125].

ISO 6872 standardına göre dental seramikler için önerilen minimum bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu değerleri çizelge 2.1’de belirtilmiştir [127].

Çizelge 2.2. ISO 6872 standardına göre dental seramikler için önerilen minimum bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu değerleri [127].

	Tavsiye edilen klinik endikasyon	Minimum bükülme Dayanımı (MPa)	Minimum Kırılma Tokluğu MPa√m
1	a. Tek üye anterior monolitik kron, inley ve onley (adeziv simantasyon) b. Üstyapı seramiği (metal veya seramik altyapı üzerine)	50	0.7
2	a. Tek üniteli monolitik seramik anterior ya da posterior kron (adeziv simantasyon) b. Altyapı seramiği üzerine uygulanan tek üyeli parsiyel veya tam seramik restorasyonlar (Tek üniteli anterior veya posterior)	100	1.0
3	a. Anterior veya posterior tek üniteli monolitik seramik restorasyonlar, molar diş içermeyen Üç üniteli köprü restorasyonları (adeziv veya konvansiyonel simantasyon) b. Altyapı seramiği üzerine kısmen yada bütünüyle üstyapı seramiği uygulanan tek üniteli anterior veya posterior restorasyonlar, yada molar diş içermeyen üç üniteli köprü restorasyonları (adeziv veya konvansiyonel simantasyon)	300	2.0
4	a. Molar dişide içeren üç üniteli monolitik seramik restorasyonlar. b. Altyapı seramiği üzerine kısmen ya da bütünüyle üstyapı seramiği uygulanan ve molar dişide içeren üç üniteli restorasyonlar.	500	3.5
5	a. Altyapı seramiği üzerine kısmen yada bütünüyle üstyapı seramiği uygulanan dört veya daha fazla üniteye sahip monolitik restorasyonlar veya tam seramik restorasyonlar	800	5.0

2.17 Seramiklerin Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesinde Kullanılan Testler

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler ağız içerisindeki çiğneme kuvvetleri (Çizelge 2.4) ile oluşan farklı tipte gerilimler oluştururlar. Eğer materyal sabit bir kuvvete maruz kalıyorsa buna statik yükleme denir. Kuvvet aralıklı uygulanıyorsa buna da dinamik yükleme adı

verilir. Bir materyale uygulanan dış yüke karşı koyan iç kuvvete gerilim adı verilmektedir. Diğer bir deyişle dıştan uygulanan yüke karşı oluşan iç reaksiyondur. Büyüklük olarak dış yüke eşit fakat zıt yönlüdür. Uygulanan kuvvetin çeşidine bağlı olarak üç tip gerilim mevcuttur (Çizelge 2.5). Ancak bir kütleyle tek bir gerilim uygulamak zordur. Örneğin bir çubuğa üç noktadan kuvvet uygulanırsa yapının değişik kısımlarında basma, çekme ve makaslama gerilimleri ortaya çıkar. Buna kompleks gerilim adı verilir. Seramiklerin bu yükler altında dayanımını değerlendirmek için çeşitli testler mevcuttur. Bu yöntemlerin tekrarlanabilir ve standartlara uygun olması gerekmektedir. Genellikle bükülme ve kırılma tokluğu testleri seramiğin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde yaygın olarak kullanılan testlerdendir [127].

Kırılma tokluğu (fracture toughness) bünyesinde çatlak veya defekt olan materyallerin kırılması için gereken enerji miktarıdır. Cam ve seramiklerin kırılma tokluğu düşük iken metallerde yüksek kırılma tokluğu gözlenir.

Sertlik bir malzemenin yüzeyine batırılmak istenen sert bir cisme karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Sertlik bir malzemenin plastik şekil değiştirmeye karşı direnciyle ilgilidir. Akma sınırı da aynı şekilde tanımlanabilir.

Çizelge 2.3 Materyale etki eden kuvvetler [128].

Sıkıştırma (compressive) kuvveti	Kuvvetin uygulandığı yön boyunca uzunlukta azalmaya yol açan kuvvetlerdir.
Çekme (tensile) kuvveti	Kuvvetin uygulandığı yön boyunca uzunlukta artmaya yol açan kuvvetlerdir.
Makaslama (shear) kuvveti	Materyalin bir yüzeyinin göreceli olarak diğer yüzey üzerinde kayarak yer değiştirmesine neden olan kuvvetlerdir

Çizelge 2.4 Materyel üzerinde oluşan gerilimler [128]:

Çekme Gerilimi :	Materyali uzamasına karşı oluşan iç gerilim.
Sıkışma Gerilimi :	Materyalin basma kuvvetlerine karşı oluşturduğu iç gerilim.
Makaslama Gerilimi :	Materyale uygulanan ters yönlü kuvvetlere karşı oluşan iç gerilim.
Kompleks Gerilimi :	Materyal içerisinde oluşan basma, çekme ve makaslama gerilimleridir.

Dental seramikte oluşan gerilimler; uygulanan seramiğin kalınlığı, seramiğin mekanik özelliği, altyapı materyalinin elastik modülü, çiğneme kuvvetleri, okluzal temas alanlarının genişliği ve lokalizasyonu, sinterizasyon sırasında oluşan iç gerilimler gibi faktörlerden etkilenir [3; 129-133].

2.17.1 Bükülme dayanımı testi

“ISO 6872:2015” standardına göre bükülme dayanımı testleri; üç nokta bükülme dayanımı testi, dört nokta bükülme dayanımı testi ve biaksiyel bükülme dayanımı testi olmak üzere üçe ayrılır. Üç nokta eğilme testi iki adet silindir ile desteklenmiş dikdörtgenler prizması şeklindeki seramik çubuğa yukarıdan kuvvet uygulayan bir adet silindir ile gerçekleştirilir. Eğer kuvvet uygulayan silindir sayısı iki adet ise dört nokta eğilme testi olarak adlandırılır. Biaksiyel bükülme testinde ise, disk şeklinde hazırlanmış örnek üç adet yuvarlak bilyenin üzerine yerleştirilir ve merkezden kuvvet uygulanması ile gerçekleştirilir [127].

Her üç test yöntemi seramiklerin bükülme dayanımını tespit etmede sıklıkla kullanılmaktadır. Elde edilen test sonuçlarının güvenilirliğinin değerlendirilmesi için Weibull istatistiksel analizi sıklıkla yapılmaktadır [134].

Kırılma (fracture) materyalin bir veya daha fazla parçaya ayrılması olarak tanımlanabilir. Seramik materyaller içindeki küçük çatlaklar gerilim konsantrasyonuna (stress concentration) neden olur. Kopma için dışarıdan uygulanan kuvvetlerin materyali oluşturan atomları birbirinden ayırması gerekir. Dolayısıyla bir malzemenin teorik dayanımı atom arası bağlara ve bu bağlara uygulanan gerilim türüne bağlıdır [128].

Atomlar herhangi bir gerilim altında olmadıkça en karalı oldukları yerde dururlar. Bir atomu kararlı olduğu yerden ayırmak için atomlar arası bağların kopması gereklidir. Bu kopma için de yeterli enerji olmalıdır. Bu enerji kesme gerilimleri sonucunda oluşabilir. Materyallerin teorik dayanımları gerçek dayanımlarından çok daha yüksektir. Gerçek dayanımın daha düşük olması materyal içerisindeki atomların dislokasyonu sonucundandır [128].

Kopma, genel olarak başlangıç (nucleation) ve ilerleme (propagation) aşamalarından oluşur. Malzemelerin yüzeyinde ve iç yapılarında bulunan çatlak, gözenek, vb. hatalar gerilim yoğunlaşmasına neden olurlar. Bu durumda ince çatlaklar yüksek gerilimden dolayı ilerlemeye başlar. Eğer gerilim arttırıcı bir hata yoksa kopma dayanımı teorik değerlere ulaşabilir. Bir çatlak ilerlemeye başlarsa seramik gibi gevrek malzemede kırılmaya yola açar. Metaller gibi sünek malzemelerle kıyaslandığında gevrek materyallerde kopma çok daha düşük enerjilerde gözlemlenir [128].

Aynı şartlarda üretilmiş seramik örnekler aynı koşullarda kırılma testine tabii tutulmalarına rağmen, sabit değerlerde dayanım göstermezler. Bunun sebebi de her örneğin içinde bulunan çatlak uzunluklarının farklı olmasıdır. Bu durumda özellikle seramik gibi kırılğan malzemelerde bir grup numunenin kopma değerleri tek bir rakamla belirtilemez. Kimisi yüksek kimisi düşük gerilim değerlerinde kopan malzemenin kopma dayanımının istatistiksel olarak incelenmesi gerekir [128].

Bu incelemenin öncüsü İsveçli mühendis Ernst Hjalmar Waloddi Weibull, 1939 yılında malzemelerin kırılma istatistiği üzerine ilk çalışmasını yayımlamıştır. Weibull grafiği genelde kopma değerlerini ve bu değerlerle ilişkilendirilmiş iki değişkenli Weibull modülü (m) ve karakteristik dayanımın (σ_0) hesaplanmasını içerir [135].

Weibull modülünün yüksek veya düşük olması bize kopma verisinin ne kadar dağınık olduğunu gösterir. Weibull modülü yükseldikçe malzeme de daha güvenilir (reliable) olur. Eğer ölçülen seramik materyalinin değerleri birbirine yakın ise ve fazla değişim göstermiyorsa Weibull Modülü yüksek olacaktır. Bu durum kusurların homojen olarak dağıldığını gösterir [127-128; 134; 136-137].

2.17.2 Kırılma tokluğu testi

Kırılma tokluğu (K_{IC}), bünyesinde çatlak içeren bir materyalin gevrek kırılmaya karşı gösterdiği direncin ölçüsüdür. Seramiklerde kırılma tokluğunun belirlenmesinde farklı teknikler kullanılmaktadır. Bu tekniklerden bir bölümü ön çentik veya öncül kırık oluşturulmuş örneklerde geleneksel kırılma mekaniği dikkate alarak yapılmaktadır. Diğer bir yöntem ise Vickers veya Knoop sertlik testinde örnek yüzeyinde oluşturulan radyal /

medyan çatlakların boyutunun doğrudan ölçülmesini gerektirir. Teorik olarak kırılma tokluğu sonlu eleman analizi ile de belirlenebilmektedir [128].

2.17.3 Sertlik testleri

Sertlik bir malzemenin plastik deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Bir başka ifade ile bir malzemenin yüzeyine batırılmak istenen sert bir cisme karşı gösterdiği direnç olarak da tanımlanabilir. Seramik malzemelerin gevrek yapısından dolayı çentiğin oluşumundan sonra malzeme yüzeyinde ve malzeme içine doğru çatlaklar oluşur. Bu çatlaklar aynı zamanda sertlik ölçümünün yanı sıra kırılma tokluğu (K_{Ic}) değerlerinin tespitinde de kullanılır. Bunun için; girintinin derinliği, alanı ve genişliği incelenir ve sertlik hesaplaması yapılır. Sert materyallere daha yüksek kuvvet uygulanırken , yumuşak materyallere daha az kuvvet uygulanır. Sert materyaller için uygulanan testler [128]:

Rockwell Sertlik Testi

Rockwell sertlik testi, sertlik ölçümü için hızlı bir yöntemdir. Bir top veya koni girintiyi oluşturur ve hassas kadranlı mikrometre penetrasyon derinliğini ölçer. Farklı yüklerle farklı çaplarda bilya veya koni kullanılır [128].

Knoop Sertlik Testi

Knoop sertlik testi, örnek yüzeyinde bir mikro çentik oluşturulmasına dayanır. İnce plastik ve metal levhaların veya kırılman malzemeler uygulama yükünün değiştirilmesi ile sertlikleri ölçülebilir. Ortaya çıkan girinti alanı, uygulanan yük ve malzemenin özelliklerine göre değişir. Knoop yöntemi, son derece parlak ve düz yüzeyli bir örnek gerektirir. Diğer metotlar ile kıyaslandığında testin tamamlanma süresi daha uzundur. Ancak daha hassas sonuçlar verir.

Vickers Sertlik Testi

Vickers testinde 136° piramit şeklinde elmas uç kullanır. Knoop ve Brinell testlerine benzerdir. Sertlik ölçümü sırasında oluşan kare desenin köşegenlerinin boyu bir mikroskop ile ölçülmektedir. Ölçümün gözlenebilmesi için yüzeyin pürüzsüz olması gerekmektedir. Uygulanacak kuvvetin süresi materyalin cinsine bağlıdır [128; 138].

2.18 Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri

Üstyapı seramiklerinin (veneer seramiği) daha dayanıklı olan altyapı seramiklerine (core) bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için makaslama bağlanma testi (Shear bond strenght test, SBS), üç ve dört nokta bükülme testi (3 and 4 point bending test), çekme ve mikro çekme (tensile and mikrotensile test) bağ testleri gibi çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Alt ve üst ve yapı seramikleri arasındaki bağlantı yüzeyi gerilimler oluşturmaları açısından önemlidir. Makaslama bağlanma dayanım testi araştırmalarda yaygın olarak kullanılan test yöntemlerinden biridir. Çekme ve mikro çekme testleri de bağlantı dayanımını belirlemek için kullanılmaktadır[128].

Her bir bağlantı testinin kendi içerisinde avantajları ve dezavantajları olması nedeniyle seramiklerin bağlantı dayanımını tespit etmede önerilebilecek tek bir yöntem yoktur. Ayrılma yüzeylerinin mikroskopik olarak incelenmesi bağlantı dayanım testi sonuçlarının doğru yorumlanabilmesi açısından önemlidir, Bağlanma testi sonucunda oluşan kopma biçimleri Çizelge 2.6’de gösterilmektedir [128].

Çizelge 2.5. Bağlanma dayanım testleri sonrası kopma biçimleri

Adeziv kopma: Adezyon ara yüzünde gerçekleşen kopma
Koheziv kopma: Substrata bağlanan yapıda meydana gelen kopma
Mix (Adezi ve koheziv) kopma : bir kısım materyalin ayrılıp bir kısmının substrat üzerinde kalması

Güçlü bir bağ elde etmek için kullanılan altyapı materyalinin termal genleşme katsayısı ile üstyapı porselenin termal genleşme katsayılarının birbirine çok yakın olması gerektiği yapılan çalışmalarda kanıtlanmıştır. Metal-seramik sistemlerde, metal altyapıdan çok az daha düşük termal genleşme katsayısına sahip üstyapı porseleni tavsiye edilmektedir. Bu durum iyi bir seramik-porselen bağlantısı oluşturabilmek için de gereklidir [128].

Zirkonyanın termal iletkenliğinin metal altyapılara göre daha düşük olması sebebiyle, fırınlamadan sonraki soğutma işlemi sırasında, üstyapı porseleni içerisinde istenmeyen aşırı çekme gerilimleri oluşabilir. Bu nedenle kontrollü soğutma işlemlerinin uygulanması önemlidir ve üretici firmaların önerdiği ısıtma ve soğutma hızlarına mutlaka dikkat edilmelidir [128].

Bağlantı dayanım testleri sonucunda materyalin iyi bir klinik performansı ile ilişkili, eşik bağ gücü değeri tanımlamak mümkün değildir. Herhangi bir materyal için bağlanma dayanım değerleri, örnek hazırlama, örneklerin saklama koşulları ve yükleme yöntemlerindeki farklılıklar nedeniyle, önemli ölçüde değişebilir. Seramik materyallerinde bağlantı yüzeylerindeki boşluklar ve mikro çatlakların varlığı bağlantı dayanım değerlerini etkileyebilecek en önemli faktörlerdir. Aynı seramik materyalinden oluşturulmuş örneklerde dahi üniform bir mikro yapının elde edilmesi pek mümkün değildir. Ancak bu tip gevrek materyallerin ortalama bağlantı dayanım verileri, klinik performansının değerlendirilmesi açısından önemlidir [128].

2.18.1 Makaslama bağlanma dayanım testi

Altyapı seramiği ve üstyapı porseleni arasındaki bağlantının belirlenmesinde en çok kullanılan yöntemlerden biridir. Bu test ile bağlanma ara yüzündeki gerilimin ölçümü sağlanır. Hazırlanan örneklerin boyutları konusunda bir standardizasyon yoktur. Uygulama sırasında dikkat edilmesi gereken bazı parametreler vardır. Yük uygulayan başlık, alt ve üstyapı seramiğinin ara yüzüne paralel doğrultuda 0,5-1 mm/dk hızla uygulanmalıdır. Test sonuçları kullanılan materyalin cinsine, yüzeyin pürüzlülüğüne, kullanılan test başlığının boyutuna ve hızına bağlı olarak değişebilmektedir [139-140]. Buna rağmen kolay uygulanması ve hızlı sonuçlanması nedeniyle literatürde en çok tercih edilen testler arasındadır [141].

Yapılan testlerde standardizasyon yapılamamaktadır. Ancak bazı parametlerin sabit tutulması ile standardizasyon sağlanabilmektedir.[128; 140] Buna rağmen kolay uygulanması ve hızlı sonuçlanması nedeniyle literatürde en çok tercih edilen testler arasındadır [128;139]. Makaslama dayanım testinin sonuçlarının değerlendirilmesi mikroskoplar altında gerçekleşmektedir ve kopma tipine göre analiz yapılmaktadır [128].



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada eksiltmeli yöntemde üretilen zirkonya seramik örnekler diş protez laboratuvarında (Teknodent Ltd.) üretildi. Eklemeli yöntem kullanılarak üretilen zirkonya seramik örnekler Creat3D Pte şirketinde (Singapur) üretildi. Örneklerin test çalışmaları Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, Gazi Üniversitesi Malzeme ve Metalurji Bilimleri Laboratuvarında ve Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarında yapıldı.

Kullanılan materyaller ve cihazların özellikleri çizelge 3.1 ve çizelge 3.2 gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Kullanılan materyaller

Materyal	Marka	Materyal içeriği	Üretici Firma	Lot Numarası	Sayı	Şekil
Zirkonyum oksit (CAD/CAM eklemeli yöntem)	3D Ceram-3D Mix Ceramic Paste (Zirkonya)	%99 > itriya ile stabilize zirkonyum oksit (3% mol itriya) Cte; $9.43 \cdot 10^{-6} K^{-1}$	Creat3D Pte Lte (Singapur)	L201900651	15 adet	6 mm çap x 4 mm kalınlık (silindir blok)
					15 adet	4x2x25 mm (dikdörtgen blok)
Zirkonyum oksit (CAD/CAM çıkarmalı yöntem)	Up-Cera ST	%99 > itriya ile stabilize zirkonyum oksit (3% mol itriya) Cte; $10.5 \pm 1 \cdot 10^{-6} K^{-1}$	Shenzhen Upcera Co. (Shenzen, Çin)	L2191009043-42	15 adet	6 mm çap x 4 mm kalınlık (silindir blok)
					15 adet	4x2x25 mm (dikdörtgen blok)
Üstyapı seramiği	VITAVM®9 dentin seramik tozu	• SiO₂ %60-64 • Al₂O₃ %13-15 • K₂O %7-10 • Na₂O %4-6 • TiO₂ < %0.5 • CeO₂ < %0.5 • ZrO₂ %0-1 • CaO %1-2 • B₂O₃ %3-5 • BaO %1-3 • SnO₂ < %0.1 • Mg, Fe y P < %0.5	VITA Zahnfabrik, (Bad Sackingen, Almanya)	L2191009043-42		
Kumlama materyali	Korox	Al ₂ O ₃ (50 µm)	BEGO	15812360414		
Silikon karpid su zımparası	3M™ Wetordry™ Zımpara	600 gren 800 gren 1000 gren 1200 gren	3M™ (A.B.D)	65.41.200 65.41.208 61.41.234 65.41.222		

Çizelge 3.2. Kullanılan cihazlar

CİHAZLAR	MODEL	ÜRETİCİ FIRMA
Kumlama cihazı	Mikrotek	Mikrotek Laboratuvar Malzemeleri (Ankara,Türkiye)
Porselen fırını	Dentsply Multimat Touch	Dentsply Sirona (Pennsylvania, A.B.D)
Üniversal test cihazı	Lloyd LRX	Ametektest (A.B.D)
CAD/CAM (Eklemeli üretim)	CERAMAKER C900 Ceramic 3D Printer	3D CERAM (LIMOGES, Fransa)
CAD/CAM (Eksiltmeli üretim)	Imes-icore CORITEC 250i	Imes-icore GmbH (Eiterfeld, Almanya)
Optik mikroskopu	Leica MZ12	Leica (Almanya)
Elektron mikroskopu ve EDS	Hitachi SU5000	Hitachi (Tokyo Japonya)
Profilometre	Perthometer M2	Mahr GmbH (Gottingen, Almanya).
Ultrasonik cihaz	Eltrosonic type 07 profi	Eltrosonic (A.B.D)
Altın kaplama cihazı	Leica EM ACE200 Vacuum	Wetzlar (Almanya)
Vickers test cihazı	Duravision	Emcotest (Almanya)
Bakalit cihazı	Opal 460	Qatm (Almanya)

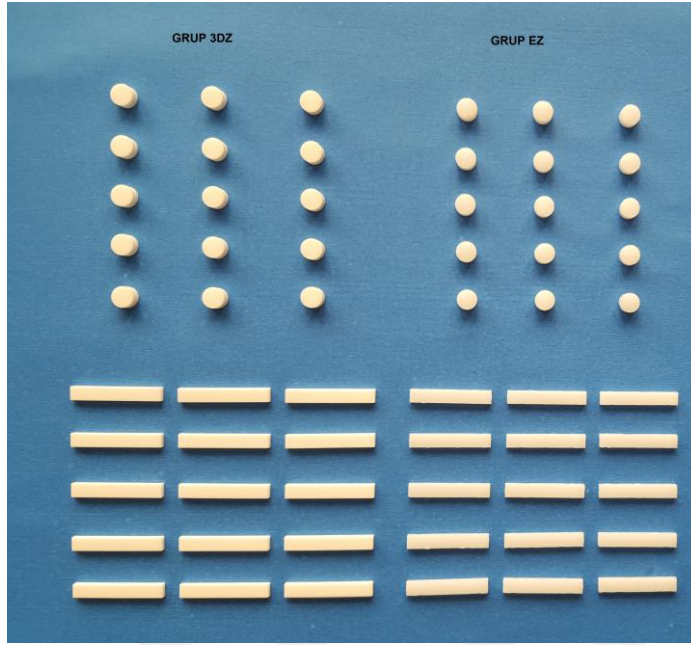
3.1 Örneklerin Hazırlanması

Her iki CAD-CAM yönteminde üretilecek materyallerin tasarımı bilgisayarda yapıldı (Fusion 360, Autodesk, Kaliforniya, ABD) ve stl. formatına çevrildi. Eklemeli yöntemde zirkonya örnekler Ceramaker C900 (Creat3D Pte Lte,Singapur) yazıcısı ile üretildi ve 1450 derecede üretici firma tarafından sinterizasyon işlemi gerçekleştirildi. Eksiltmeli yöntemde üretilen zirkonya ise İmes-icore freze makinesi kullanılarak üretildi ve 1480 °C sinterlendi. (Resim 3.1, Resim 3.2)



Resim 3.1. Eksiltmeli yöntemle örneklerin hazırlanması

Üretilen seramik materyallerden bükülme dayanımı testi için 15 adet, altyapı seramiği ve üstyapı seramiği arasındaki bağlantı dayanımı testi için 14 adet örnek hazırlandı. Vickers yüzey sertliği ve kırılma tokluğunu hesaplamak için bükülme dayanımı testinden kalan parçalardan 15'er adet kullanıldı. Mikro yapı analizi için her gruptan 1'er örnek taramalı elektron mikroskopunda değerlendirildi. Tüm örnekler test uygulanmadan önce ultrasonik temizleme cihazında, 10 dakika boyunca önce alkol daha sonra da distile su içerisinde temizlendi (Resim 3.3). Daha sonra kurumaya bırakıldı. Hazırlanan bütün örnekler testi etkileyecek çatlak ve makroskopik por yönünden değerlendirilmek üzere optik mikroskopta incelendi. Defekt tespit edilen örnekler test gruplarına dahil edilmedi.



Resim 3.2. Sinterizasyon sonrası seramikler, sırası ile 3DZ, EZ



Resim 3.3. Ultrasonik temizleme cihazı

Çizelge 3.3. Test grupları tablosu

	Eklemeli yöntemler ile üretilmiş zirkonya (Grup 3DZ)	Eksiltmeli yöntem ile üretilmiş zirkonya (Grup EZ)
Bükülme dayanım testi	15 adet	15 adet
Bağlantı dayanım testi	14 adet	14 adet
Vickers sertlik testi	15 adet	15 adet
İndentation kırılma tokluğu testi	5 adet	15 adet

3.2 Makaslama Bağlantı Dayanım Testi

Test öncesi tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğünün standardizasyon sağlamak amacıyla sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 grenli silikon karpit (3M™ Wetordry™) zımparalar sulu ortamda parmak basıncı uygulanarak yapıldı. Ardından optik mikroskobu (Leica MZ12) ile yüzeylerde defektlerin olup olmadığı kontrol edildi. Daha sonra profilometre (Perthometer M2) ile yüzey pürüzlülükleri değerlendirildi. (Resim 3.4).

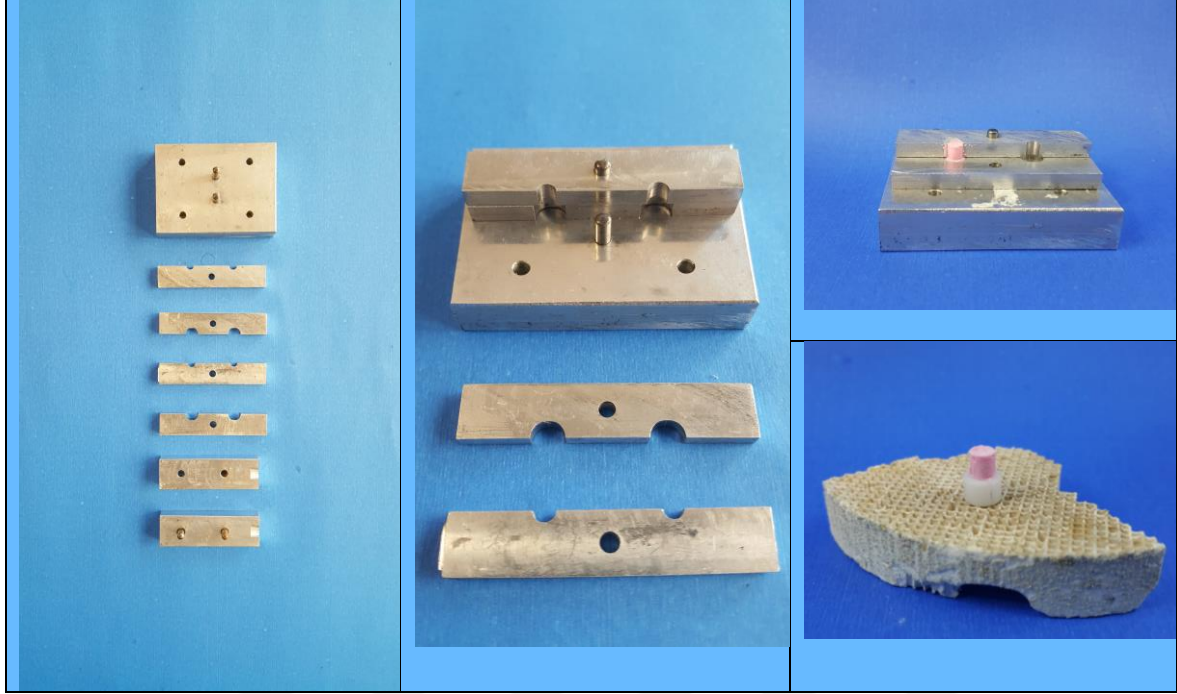


Resim 3.4 Profilometre cihazı

Örnek yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla, 50 mikron boyutundaki alümina tanecikleri 0.4 MPa (4 bar) basınçla 10 mm mesafeden uygulandı. Kumlama sonrası bütün örnek yüzeyleri tekrar profilometre ile ölçülüp standardizasyonu kontrol edildi. Üstyapı seramiği ile bağlantı için herhangi bir ara bağlantı ajanı uygulanmadı.

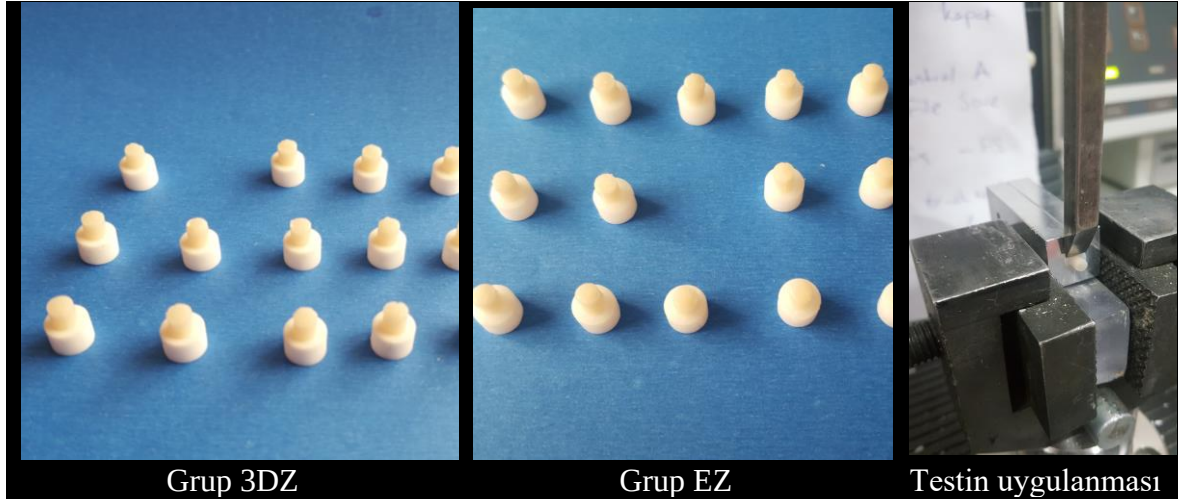
Zirkonya örnekler özel olarak hazırlanmış alüminyum kalıp içerisine yerleştirildi (Resim 3.5). Zirkonyanın termal genleşme katsayısına uyumlu üstyapı seramiği uygulanması için kalıbın üst parçaları yerleştirildi. Daha sonra kalıbın üst kısmındaki boşluğa üstyapı seramiği (VITAVM®9) uygulandı (Resim 3.5). Uygulama sırasında eklenen üstyapı seramiğinin kalıptan ayrılması ya da çatlaması durumunda, ekleme işlemi tekrar yapıldı. Kalıptan çıkarılan örnekler üstyapı seramiğinin sinterizasyonu amacıyla fırına yerleştirildi. Üretici talimatlarına göre 910 °C sinterlenip soğutulmaya (Predry 500 °C ,6 dk; 7,27 min +55/dk 910 dereceye kadar; 1 dk sabit tutuldu; daha sonra 600 dereceye kadar 7.27 dk uzun dönem soğuma işlemi) bırakıldı. İşlemler tekrarlanarak her gruptan 14 adet olmak üzere toplam 28

örnek hazırlandı. (Resim 3.6). Elde edilen örneklerin sinterizasyondan sonraki üstyapılarının çapları $3,2\pm0,2$ mm ve yüksekliği $3,2\pm0,2$ olarak hesaplandı.



Resim 3.5. Üstyapı seramiğinin hazırlanması için kullanılan alüminyum kalıp ve seramiğin kalıplanması

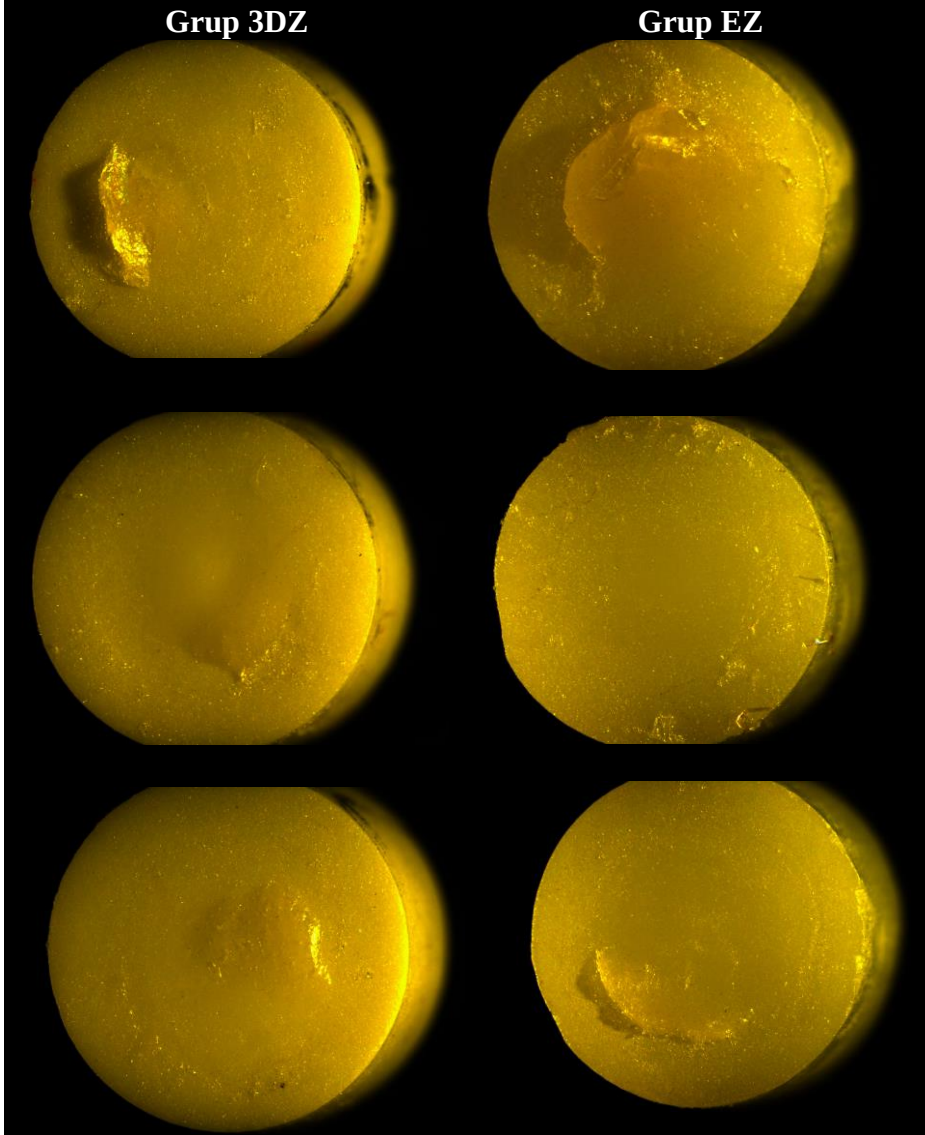
Bütün örnekler makaslama testi yapılmak üzere universal test cihazına (Lloyd LRX) özel olarak hazırlanmış tutucu ile sabitlenerek 0,5 mm /dk hızla kuvvet uygulandı. (Resim 3.6). Test sonuçları uygulanan kuvvetin birim yüzeyine bölünerek hesaplandı (F/A ; F:kuvvet, A: Yüzey alanı). Son olarak kopma yüzeylerinin değerlendirilmesi optik mikroskopta yapıldı (Resim 3.7, Resim 3.8). Bağlanma dayanımı testi sonrası altyapı seramiğinin bağlantı yüzeyleri optik mikroskopta değerlendirildi. (Leica MZ12, Resim 3.7) Altyapı ve üstyapı seramiği arasındaki ayrılma adeziv, koheziv ve kombine olarak gruplandırıldı. Örneklerin başarısızlık tipleri dağılımı yüzde olarak hesaplandı.



Resim 3.6. Sinterizasyon sonrası örnekler ve testi sonrası kopma yüzeylerinin incelenmesi



Resim 3.7. Optik mikroskopu ve bağlanma dayanım testi sonucu görüntülenme



Resim 3.8. Örneklerin kopma yüzeylerinin optik mikroskoptaki görüntüleri.

3.3 Bükülme Dayanımı Testi

3.3.1 Üç nokta bükülme dayanımı testi için örneklerin hazırlanması

Bükülme dayanımı testi örnekleri ISO 6872-2015 standardına uygun şekilde hazırlandı. Eklemeli ve eksiltmeli yöntemler ile üretilen 15'er adet zirkonya seramik $24 \pm 0,2 \times 4 \pm 0,2 \times 2 \pm 0,2$ mm boyutlarında hazırlandı. Yüzey pürüzlülüğünün standardizasyonu için sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 grenli silikon karpit (3M™ Wetordry™) zımparalar sulu ortamda parmak basıncı uygulanarak yapıldı. Zımpara sonucu oluşan debrislerden arındırılması amacıyla ultrasonik temizleyici cihazın içerisinde, sırasıyla etanol ve distile suda 10'ar

dakika bekletildi. Pürüzlülük değerleri ISO standardına göre ayarlandı ($Ra < 0,5 \mu$). Daha sonra profilometre (Perthometer M2) ile yüzey pürüzlülükleri değerlendirildi. Örneklerin çubuk şeklinde olması sebebiyle, yüzey pürüzlülüğünün ölçümü her örneğin 4 farklı yüzeyinden 3'er kez gerçekleştirildi. Elde edilen değerlerin ortalaması alındı.

3.3.2 Üç nokta bükülme dayanım testinin uygulanması

Örneklerin yerleştirileceği destekler arasındaki uzunluk 20 mm olarak ayarlandı. Örnekler uygulanan yükün geniş aksına paralel olacak şekilde universal test cihazına (Lloyd LRX, Resim 3.9) yerleştirildi). Kuvvet uygulayan üç örneğin tam orasına gelecek şekilde 1 mm/dk hızla uygulandı (Resim 3.9). Test sonuçları çizelge 3.4'deki formüle göre bilgisayar ortamında hesaplandı. Test sonrasında kırılan seramik parçaları kırılma analizi için optik mikroskopta (Leica MZ12) ve Fe-SEM cihazında incelendi (Resim 3.10). Kırılma olasılığının belirlenmesi için weibull karakteristik kuvveti (σ_0) ve weibull modulu (m) çizelge 3.5'e göre hesaplandı.

Çizelge 3.4. ISO 6872-2015 göre bükülme dayanımı testi sonuçlarının hesaplanmasında kullanılan formül.

$\sigma = \frac{3Pl}{2wb^2}$	
P:	Newton cinsinden kırılma kuvveti
l:	Örnek uzunluğu (mm)
w:	Örnek genişliği
b:	Örnek kalınlığı

Çizelge 3.5. ISO 6872-2015 göre Weibull Modülü ve Karakteristik Kuvvetinin hesaplanmasında kullanılan formül.

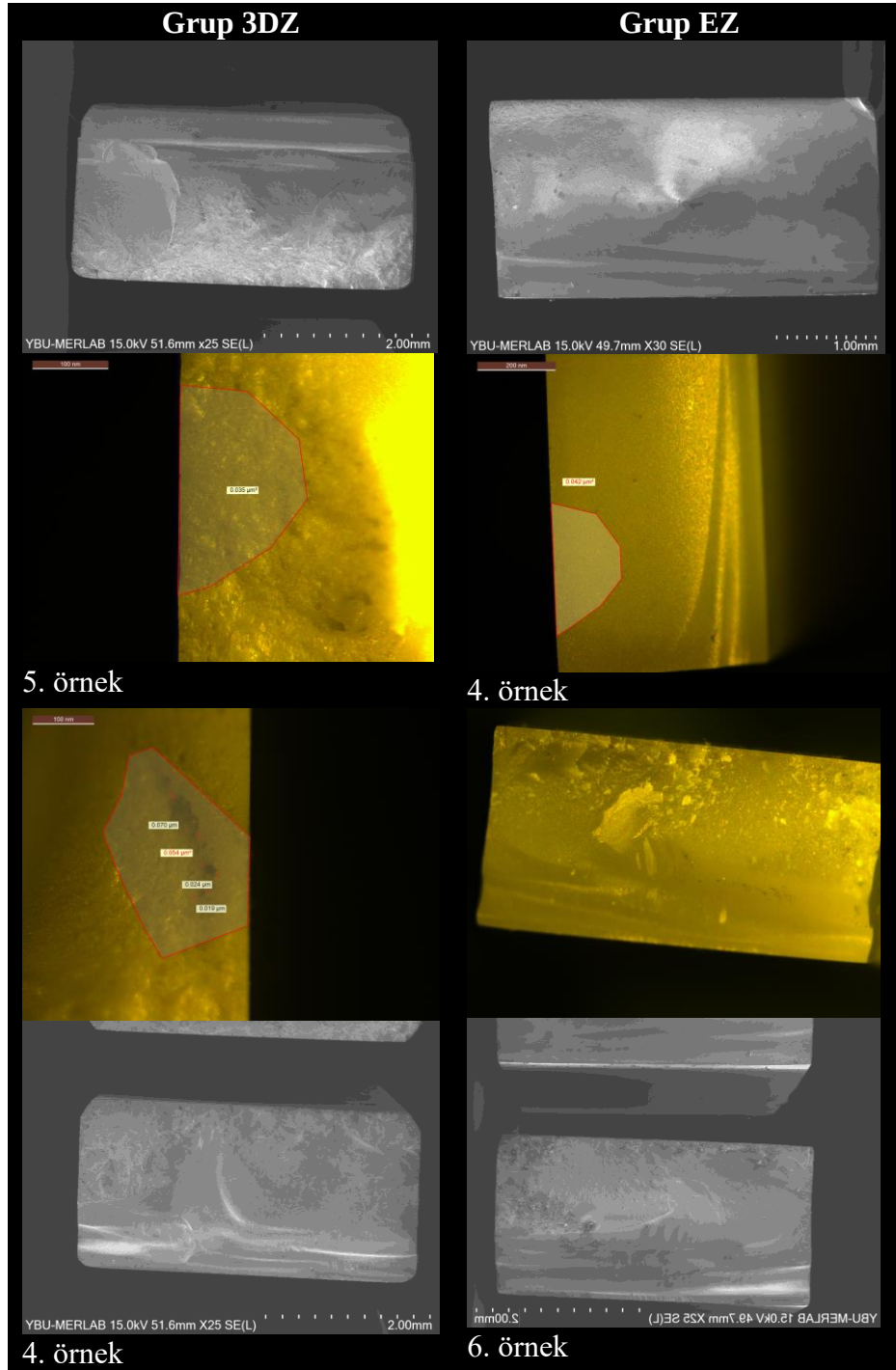
$P_f = 1 - \exp \left[- \left(\frac{\sigma}{\sigma_0} \right)^m \right]$	
P_f:	Kümülatif başarısızlık olasılığı
m:	Weibull Modülü
σ_0:	Weibull karakteristik dayanımı



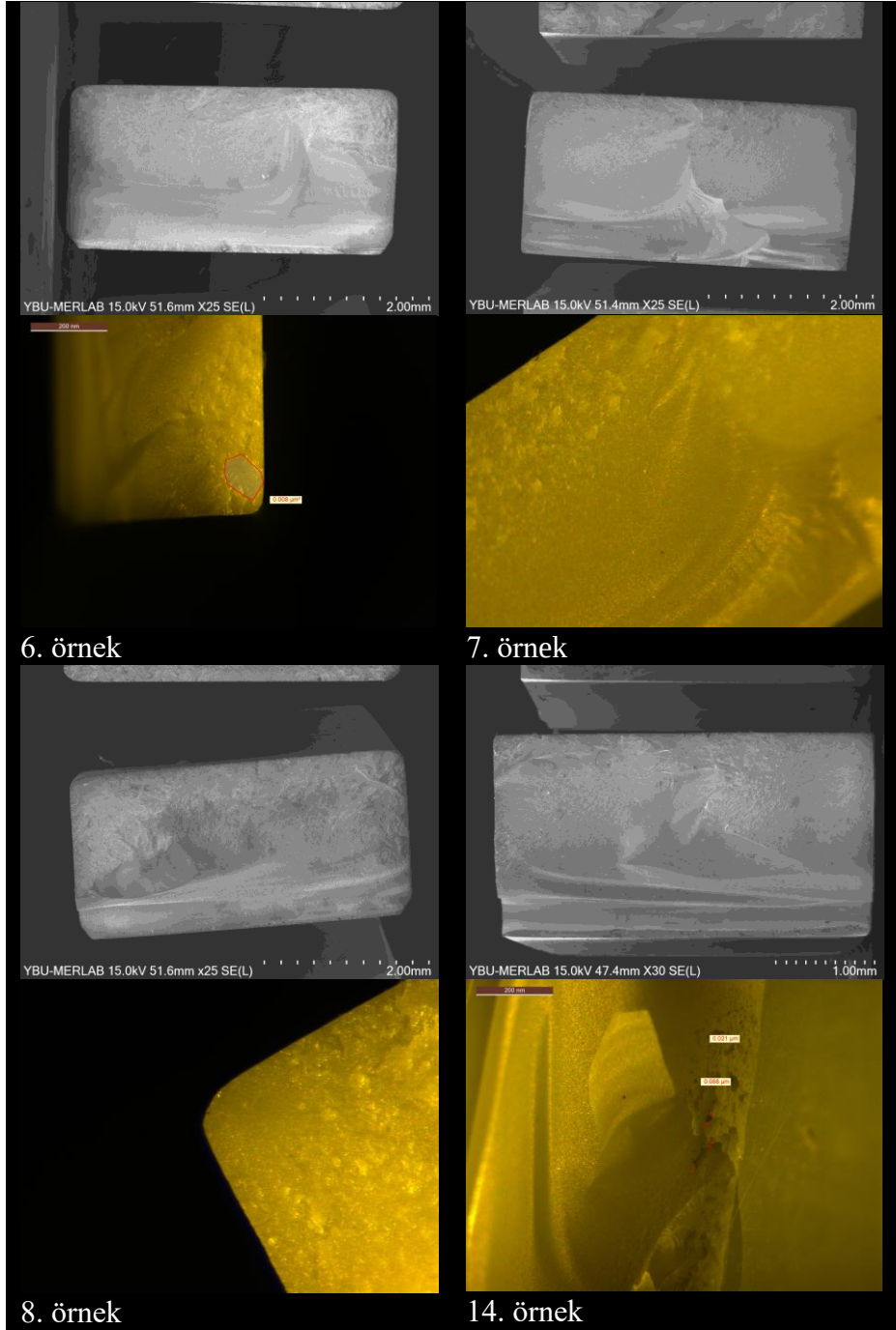
Resim 3.9. Üniversal test cihazı ve testin uygulanması

3.4 Kırılan Yüzeylerin Kırık Analizlerinin Yapılması

Bükülme dayanımı testinden sonra örneklerin kırılma yüzeyleri hem Fe-SEM hem de optik mikroskopta değerlendirildi. Kırık yüzeyler iç bölgeden kırılma ve dış bölgeden kırılma olarak ikiye ayrıldı. İç kırıklar por ve kümelenme olarak sınıflandırıldı. Dış kırıklar ise kenar ve köşe olarak sınıflandırıldı. Kırık analizi ile kırığın lokalizasyonu belirlendi ve sistematik olarak yüzdeleri hesaplandı (Resim 3.10).



Resim 3.10. Kırılma sonrası optik mikroskop ve Fe-SEM görüntüleri



Resim 3.10. Kırılma sonrası optik mikroskop ve Fe-SEM görüntüleri

3.5 Vickers Sertlik ve Kırılma Tokluğu Testleri

Bükülme dayanımı testi sırasında destekler arasındaki 20 mm'lik seramik boyutunun dışında kalan 2 mm'lik kısımları Vickers testi için kullanıldı. Test öncesi uygulama yüzeyinde çatlak, kırık ya da yüzeyde bozulmalar olup olmadığı değerlendirildi ve örnekler bakalit kalıp içerisine sabitlendi (Resim 3.11). Daha sonra optik mikroskopta çentik kenarlarının daha net izlenebilmesi için örnek yüzeyleri zımparalandı (2500 gren). Zımpara işleminden

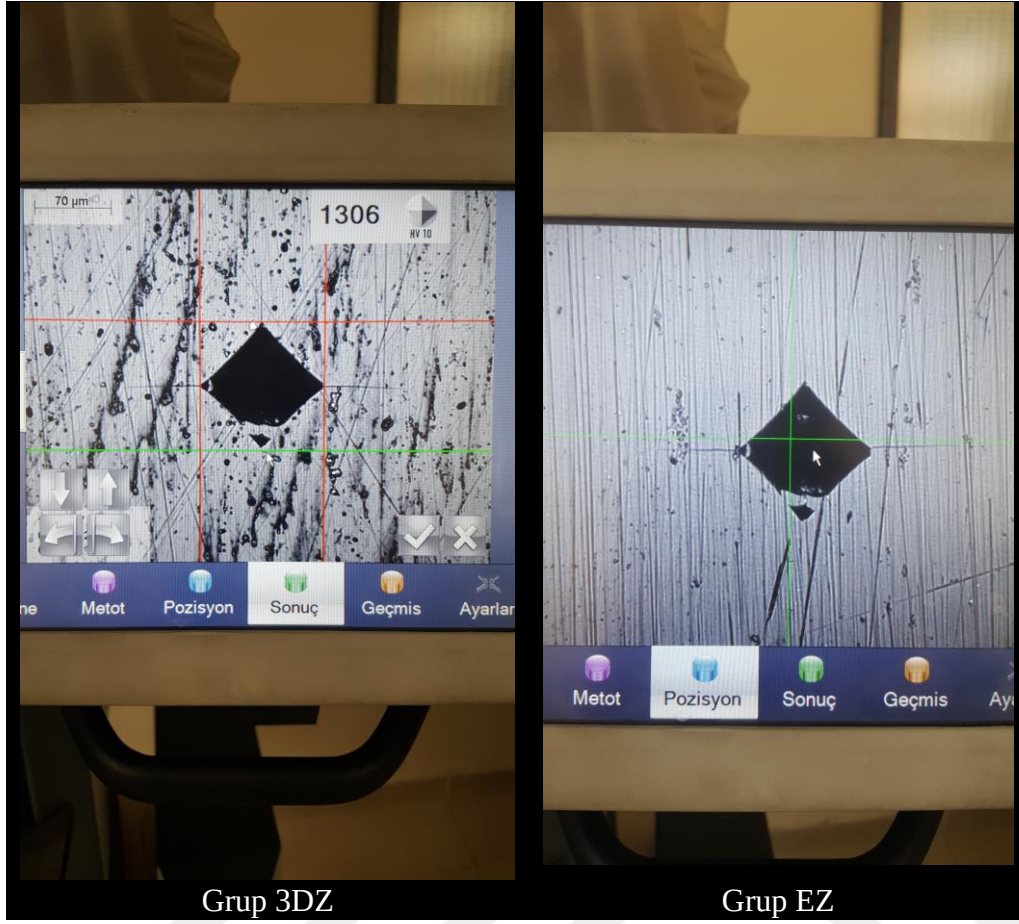
sonra yüzeylere polisaj uygulandı. Örnekler distile su ve etanol ile temizlenerek hava basıncı ile hızlı şekilde kurutuldu. Her örneğe üç farklı bölgeden 10 kilogramlık (98 Newton) kuvvet uygulandı ve bunların ortalaması alındı. Kuvvet sonucu oluşan çentiklerin yüzey uzunlukları optik mikroskopta mikron boyutunda ölçüldü (Resim 3.12). Elde edilen veriler Çizelge 3.6'daki formüle göre bilgisayar ortamında (Duravision test cihazı içerisindeki yazılım) otomatik olarak hesaplandı (Çizelge 3.6, Resim 3.12).

Çizelge 3.6. Yüzey sertliği formülü.

Vickers Sertlik Testi (HV)
HV= 1.8544 (P/d²)
d: Köşegenlerin toplamının ortalaması, μm
P: Uygulanan kuvvet
HV: Vickers sertlik, kg/mm^2



Resim 3.11 Vickers sertlik testinin uygulanması.



Resim 3.12. Vickers sertlik testi sonucu örnek yüzeylerinin görüntüsü; Grup 3DZ, Grup EZ.

3.6 Kırılma Tokluğunun Hesaplanması

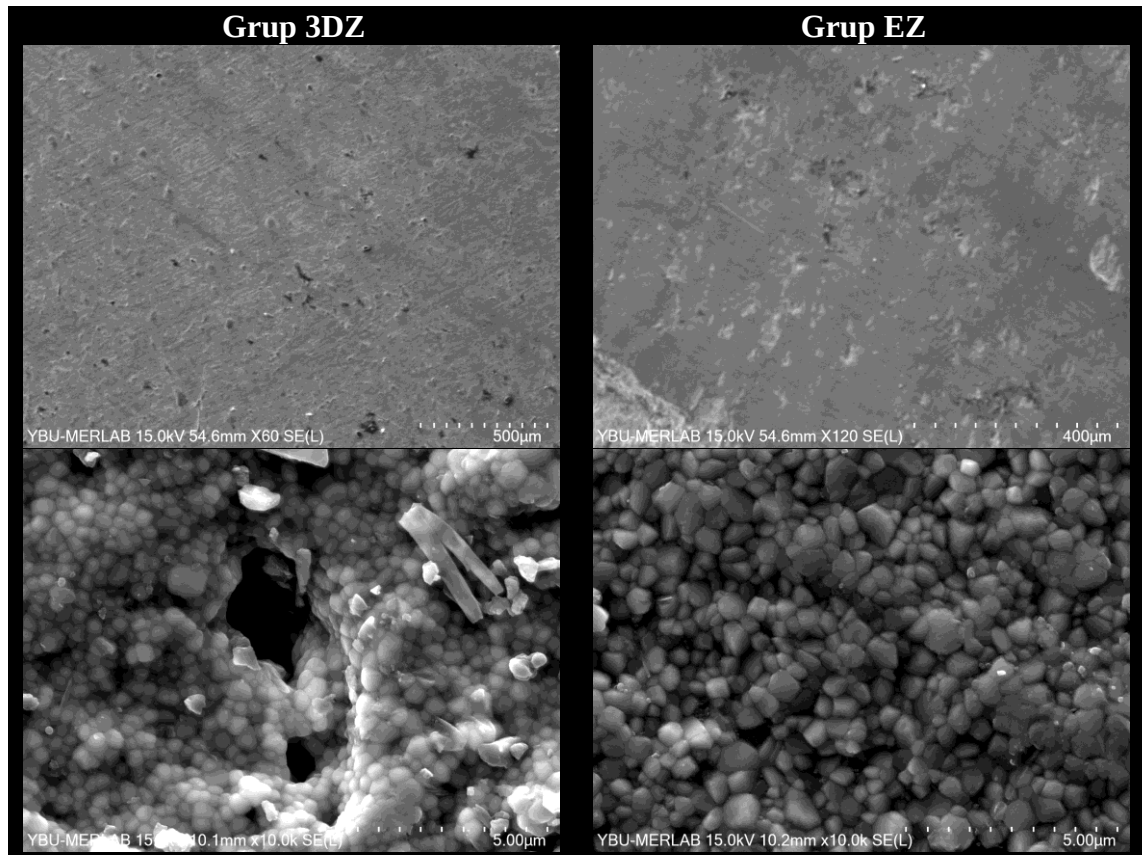
Vickers sertlik testi sonucu elde edilen mikroskop görüntülerinde çentik kırıklarının uzunluğu ölçüldü. Her bir örnekte oluşan vickers çentiği ve kırık hattı kullanılarak çizelge 3.7'deki formüle göre kırılma toklukları hesaplandı (Çizelge 3.7).

Çizelge 3.7. IF kırılma tokluğu (K_{ifr}) formülü

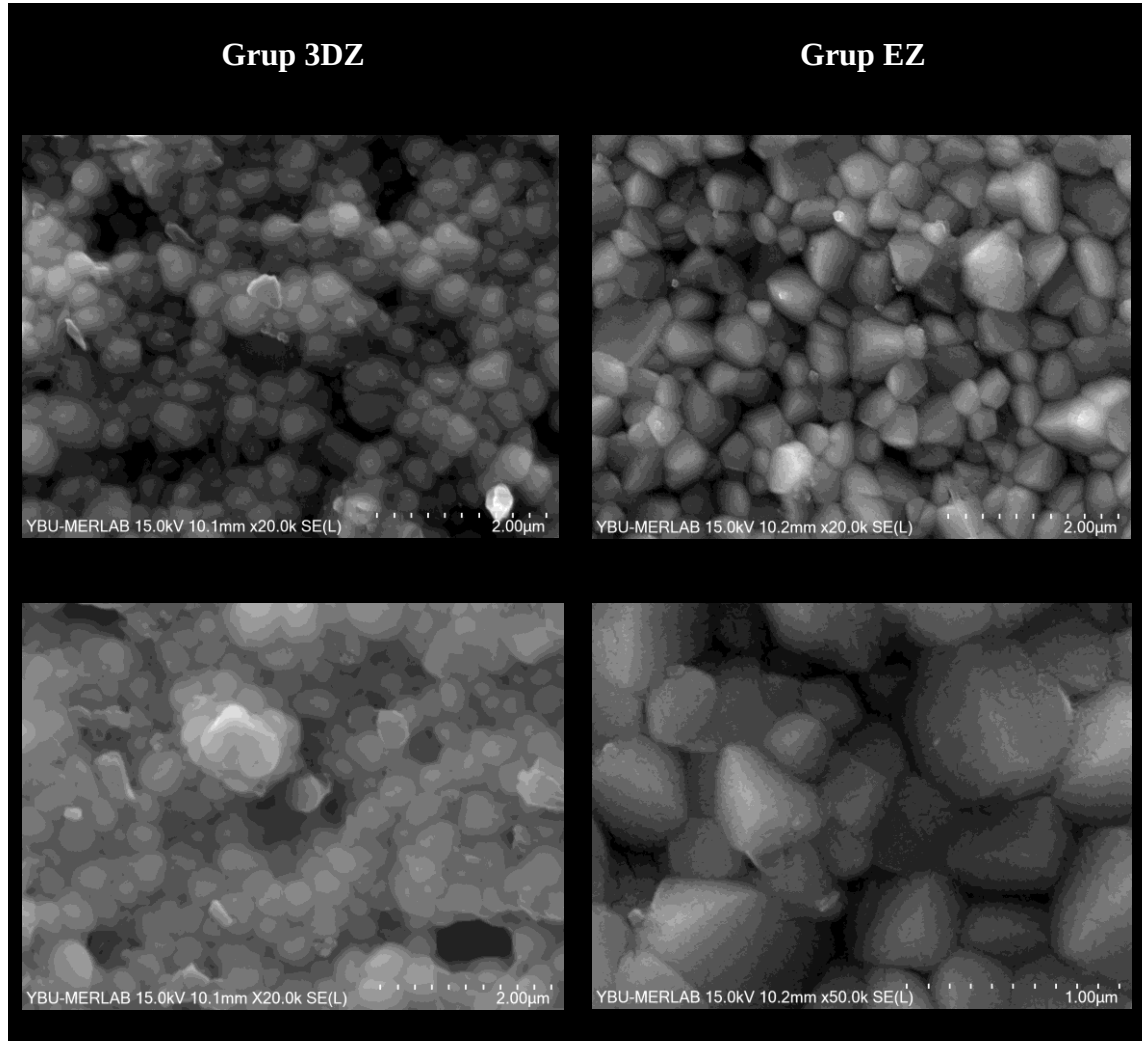
IF Kırılma Tokluğu (K_{ifr})
$K_{ifr} = 0.0782 \times (HV \times a^{0.5}) \times (E/HV)^{0.4} \times (c/a)^{-1.56}$
a: Vickers sonucu oluşan girintinin köşegen uzunluğunun yarısı (μm)
c: Vickers sonucu oluşan çatlak uzunluğunun yarısı (μm)
Hv: Vickers sertlik değeri
E: Young's modülü

3.7 Görüntü Analizi

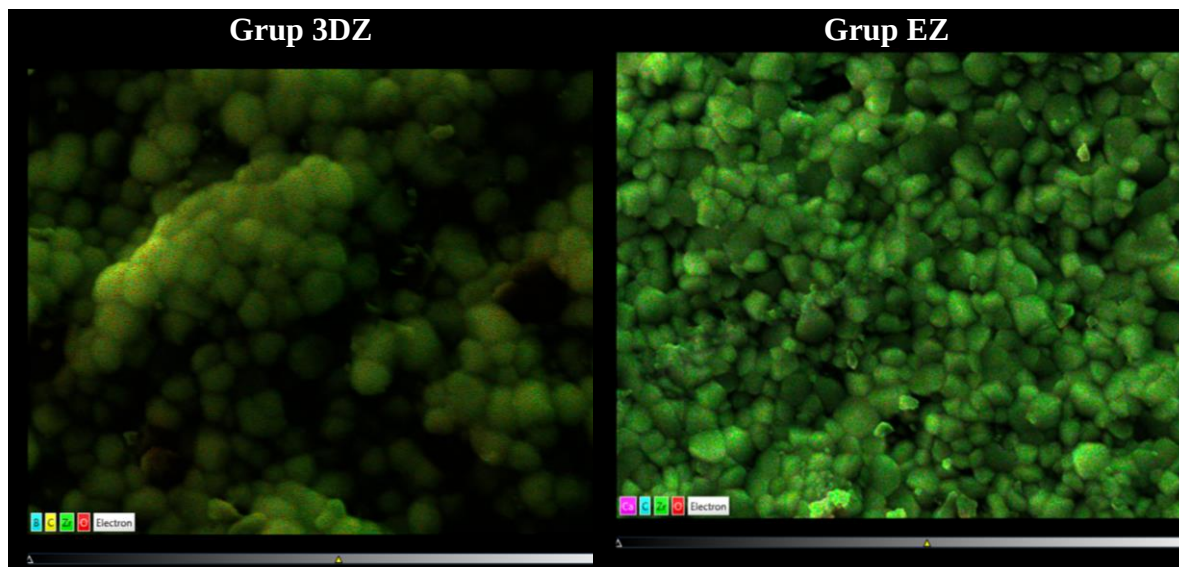
Her örnekten rastgele 1'er silindir örnek seçildi. Daha sonra örnekler kaplama cihazı ile negatif basınç altında (Leica EM ACE200 Vacuum) altınla kaplandı. Fe-SEM ile görüntüler kademeli olarak büyütüldü (Resim 13, resim 14). Elde edilen görüntülerde taneciklerin mikro yapıları ve boyutları belirlendi. Aynı mikroskop kullanılarak taneciklerin element analizi (EDS) gerçekleştirildi (Resim 3.15).



Resim 3.13. Fe-SEM görüntüleri.



Resim 3.14. Fe-SEM görüntüleri.



Resim 3.15. Grupların EDS analizindeki görüntüsü.

3.8 İstatistik Analizi

Deneyler sonucunda elde edilen verilerin istatistik analizi SPSS (sürüm 24.x, IBM, A.B.D) ve grafikler GraphPad Prism (sürüm 8.x) programı kullanılarak yapıldı. Grupların normallik dağılımının belirlenmesi için D'Agostion& Pearson test metodu ve Shapiro-Wilk test metodu kullanıldı. Grupların tanımlayıcı analizleri olarak minimum, ortanca, maksimum ve standart sapma değerleri belirlendi. Bükülme dayanımı, yüzey sertliği ve kırılma tokluğu testi için bağımsız t-test analizi kullanıldı. Ayrıca bükülme dayanımı testi ve makaslama bağlanma dayanımı testi ile yüzeylerin pürüzlülükleri arasındaki ilişkiyi saptamak için Pearson r testi her iki testte uygulandı.



4. BULGULAR

4.1 Bükülme Dayanımı Testi Sonuçları

Her grubun yüzey pürüzlülüğü, bükülme dayanımı test öncesi ölçülerek bağımsız t-testi ile karşılaştırıldı. Test sonucunda her grubun yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($P=0.0623$, Çizelge 4.5). Her grubun bükülme dayanımı testi sonuçları çizelge 4.1’de gösterilmiştir. Gruplardaki örneklerden elde edilen bükülme dayanımı değerlerinin normal dağılım gösterdiği tespit edildi (Çizelge 4.2). Her iki deney grubunun istatistiksel olarak karşılaştırılmasında bağımsız t-testi kullanıldı (Çizelge 4.3). Bükülme dayanımı testinden sonra yüzey pürüzlülük ve bükülme dayanım değerleri arasındaki korelasyonun belirlenmesi için her grup kendi içinde karşılaştırıldı ve anlamlı bir korelasyon bulunmadı (Grup 3DZ, $P=0.1666$; Grup EZ, $P=0.6589$).

Her iki gruptan elde edilen bükülme dayanımı test sonuçları ile ilişkili istatistiksel veriler çizelge 4.4’de gösterilmiştir. Buna göre Grup 3DZ ile elde edilen en düşük bükülme dayanımı değeri 960 Mpa, en yüksek değer ise 1446 MPa’dır. Ortalama bükülme değeri ise $1173 \pm 160,9$ MPa’dır. Grup EZ’de elde edilen en düşük bükülme dayanımı değeri 392,7 Mpa, en yüksek değer ise 1260 MPa’dır. Ortalama bükülme direnci ise $818,5 \pm 265,8$ Mpa’dır. Grupların bükülme dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($P=0.0001$, Çizelge 4.3).

Çizelge 4.1. Bükülme dayanımı test sonuçları.

Bükülme Dayanımı Testi		
Test Grupları	Grup 3DZ (GPa)	Grup EZ (GPa)
Örnekler		
1	1036,3	1259,8
2	1074	392,72
3	1300,6	585,94
4	1168,8	433,73
5	1384	978,28
6	1311,7	721,06
7	1078	1118,47
8	960,9	779,34
9	1401,1	1185,42
10	1080,3	705,72
11	964,2	963,44
12	1123	821,11
13	1045,6	605,58
14	1223,6	1045,61
15	1446	681,31

Çizelge 4.2. Grupların normalitesi ve dağılım testi

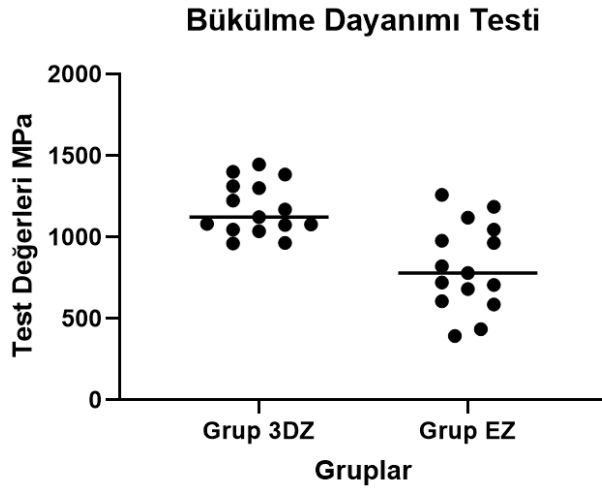
Normal Dağılım Testi		
D'Agostino & Pearson Testi		
	Grup 3DZ	Grup EZ
K2	2,402	0,8869
P Değeri	0,3009	0,6418
Normallik Testi Sonucu (alpha=0,05)?	Evet	Evet
Shapiro-Wilk Testi		
	Grup 3DZ	Grup EZ
Veri(W)	0,9224	0,967
P değeri	0,2098	0,8109
Normallik Testi Sonucu (alpha=0,05)?	Evet	Evet
Örnek sayısı	15	15

Çizelge 4.3. Bükülme dayanımı için bağımsız t test analizi.

Bağımsız t Test Analizi							
	Ortalama Fark	95% güven aralığı farkı	Düzeltilmiş P Değeri	t, df	R kare	F, DFn, Dfd	Gruplar arası fark var mı?
Grup 3DZ ile Grup EZ	-354.7 ±80.22	-519'den -190.4	P=0.0001	t=4.422, df=28	0.4112	2.727, 14, 14	EVET

Çizelge 4.4. İstatistik analizi

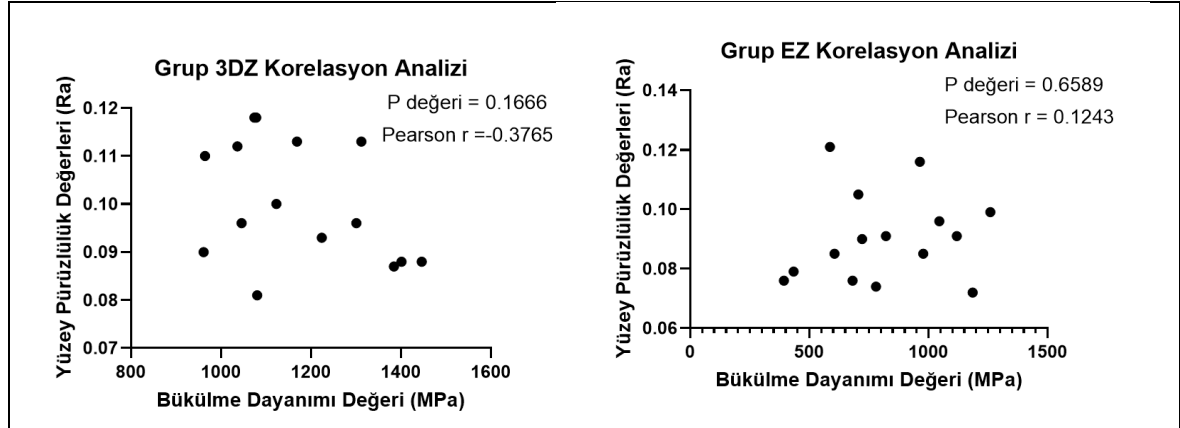
Gruplar	3DZ (MPa)	EZ (MPa)
Örnek Sayısı	15	15
En düşük	960,9	392,7
Yüzde 25%	1046	605,6
Orta	1123	779,3
Yüzde 75%	1312	1046
En yüksek	1446	1260
Aralık	485,1	867,1
Ortalama	1173	818,5
Standart Sapma	160,9	265,8
Standart Hata Ortalaması	41,55	68,62
95% Alt güven aralığı	1084	671,3
95% Üst güven aralığı	1262	965,7



Şekil 4.1. Bükülme dayanım testi sonuçları grafiği.

Çizelge 4.5. Bükülme dayanımı testi öncesi pürüzlülük değerleri.

Kırılma Testi Öncesi Yüzey Pürüzlülüğü (RA)							
Test Grupları Örnekler	Grup 3DZ				Grup EZ		
1	0,112				0,099		
2	0,118				0,076		
3	0,096				0,121		
4	0,113				0,079		
5	0,087				0,085		
6	0,113				0,090		
7	0,118				0,091		
8	0,090				0,074		
9	0,088				0,072		
10	0,081				0,105		
11	0,110				0,116		
12	0,100				0,091		
13	0,096				0,085		
14	0,093				0,096		
15	0,088				0,076		
Testi öncesi yüzey pürüzlülüğü için bağımsız t Test Analizi							
	Ortalama Fark	95% güven aralığı farkı	Düzeltilmiş P Değeri	t, df	R kare	F, DFn, Dfd	Gruplar arası fark var mı?
Grup 3DZ ile Grup EZ	-0.009800 ± 0,005047	- 0.02014'den 0,0005391	P=0,0623	t=1.942, df=28	0,1187	1.401, 14, 14	Hayır
	95% Alt güven aralığı	95% Üst güven aralığı	Ortalama	Standart Sapma			
Grup 3DZ	0,09321	0,08213	0,1002	0,01262			
Grup EZ	0,1072	0,09867	0,09040	0,01493			



Şekil 4.2. Pearson r korelasyon testi sonucunda pürüzlülük değerleri ve bükülme direncinin grafiksel gösterimi. Pearson r değeri -0,3765, Pearson r = 0,1243

4.1.1 Bükülme Dayanımı Testi Örnekleri Kırık Analizi

Grupların kırılma analizi hem optik hem de Fe-SEM değerlendirilmesi ile yapıldı. Oluşan kırıkların başlangıç odakları çizelge 4.6’da değerlendirildi. Bazı örneklerde iki farklı noktadan kırık başlangıcı olduğu tespit edildi. Grup 3DZ’de kırık başlangıcı % 45 oranında dış bölgede gözlemlenirken, yüzde 55’i iç bölgede gözlemlenmiştir. Grup EZ’de kırık başlangıcı iç bölgelerde yüzde 61,11 olarak gözlemlenirken, dış bölgede yüzde 38,89’dur.

Çizelge 4.6 Kırık parçaların kırık lokalizasyonlarına göre sınıflandırılması.

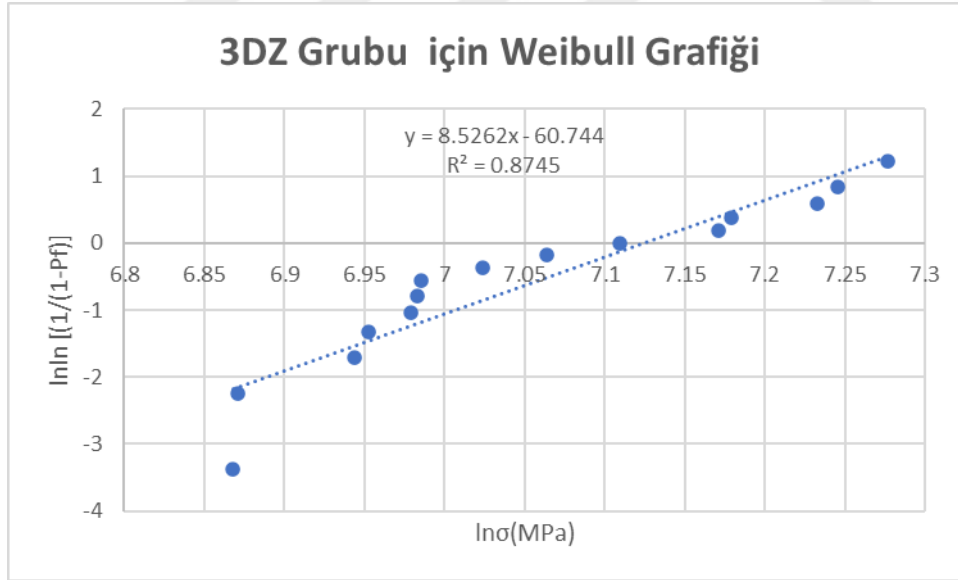
Grup 3DZ				Grup EZ			
İç Bölgeden Kırılma		Dış Bölgeden Kırılma		İç Bölgeden Kırılma		Dış Bölgeden Kırılma	
Boşluklu yapı	Kümelenme ve çökelti	Yüzey Kırığı	Kenar Kırığı	Boşluklu yapı	Kümelenme ve çökelti	Yüzey Kırığı	Kenar Kırığı
8	3	6	3	4	7	6	1
%40	%15	%30	%15	%22,22	%38.89	%33,33	%5.56
%55		%45		%61,11		%38,89	

4.1.2 Bükülme Dayanımı Testi İçin Weibull Analizi Sonuçları

Her iki gruptan elde edilen weibull istatistiği sonuçları ile ilgili veriler çizelge 4.7 ve çizelge 4.8’de gösterilmiştir. Ayrıca bu veriler şekil 4.3, şekil 4.4 ve şekil 4.5’te grafiksel olarak ifade edilmiştir. Buna göre Grup 3DZ ile elde edilen weibul modülü 8,52, weibull karakteristik kuvveti ise 1223,6 MPa’dır. Grup EZ’de elde edilen weibul modülü 3,48, weibull karakteristik kuvveti ise 963,4 MPa’dır.

Çizelge 4.7 Grup 3DZ için Weibull analiz sonuçları.

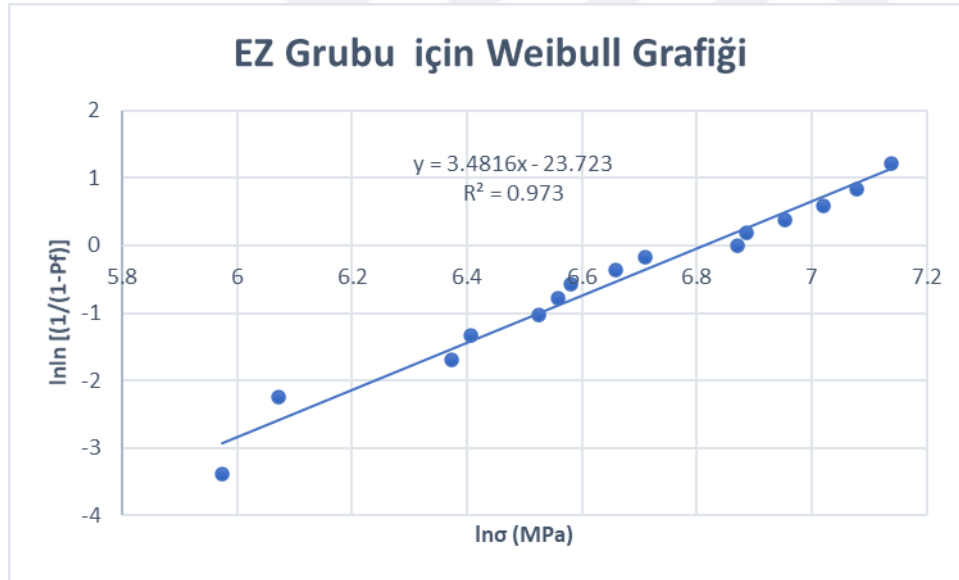
Grup 3DZ	Bükülme Değerleri(MPa)	Pf	X Eksen (lnln [(1/(1-Pf))])	Y eksen (lnσ (MPa))
1	960,9	0,03	6,87	-3,38
2	964,2	0,10	6,87	-2,25
3	1036,3	0,17	6,94	-1,70
4	1045,6	0,23	6,95	-1,33
5	1074,0	0,30	6,98	-1,03
6	1078,0	0,37	6,98	-0,78
7	1080,3	0,43	6,99	-0,57
8	1123,0	0,50	7,02	-0,37
9	1168,8	0,57	7,06	-0,18
10	1223,6	0,63	7,11	0,00
11	1300,6	0,70	7,17	0,19
12	1311,7	0,77	7,18	0,38
13	1384,0	0,83	7,23	0,58
14	1401,1	0,90	7,25	0,83
15	1446,0	0,97	7,28	1,22
	Weibull Modülü (m)			8,52
	Weibull Karakteristik Daynımı			1223,6



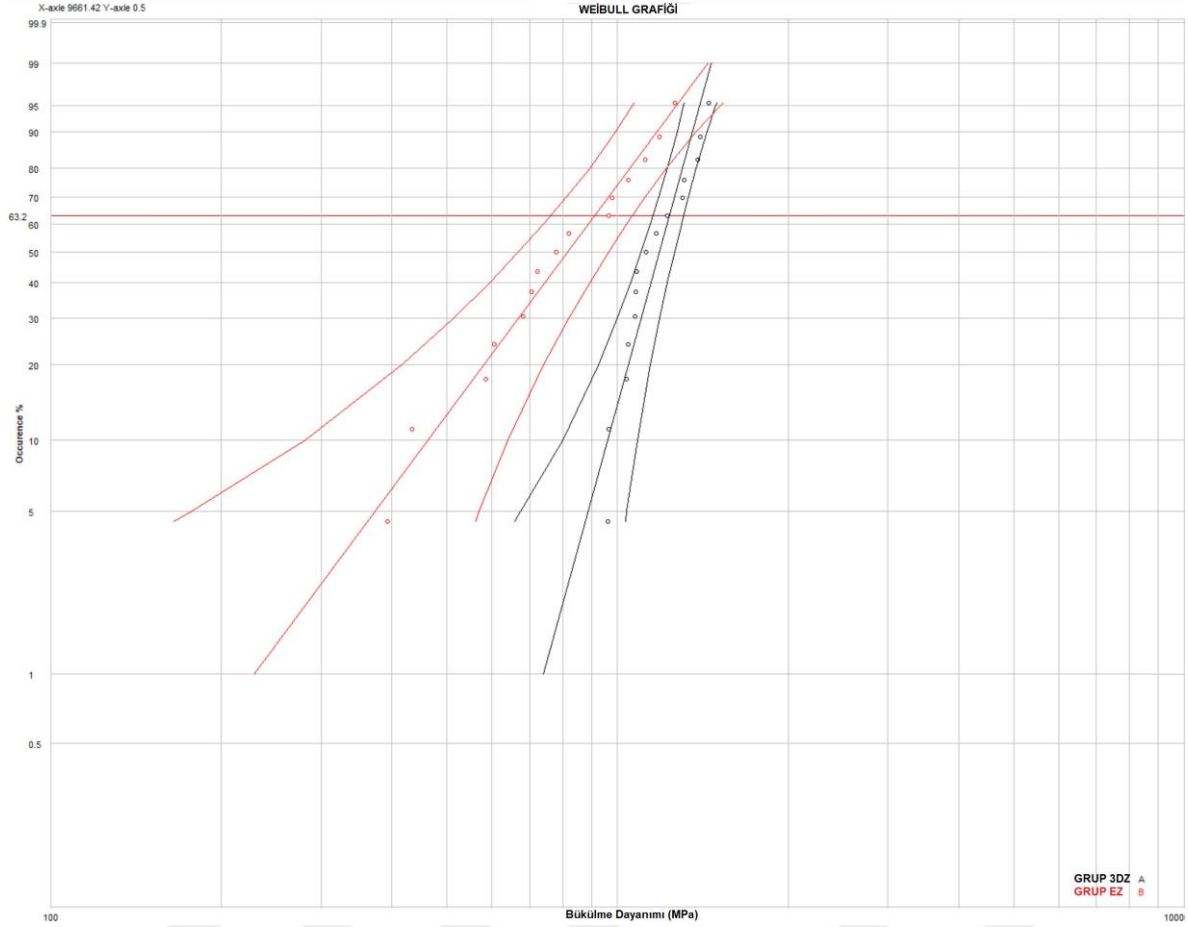
Şekil 4.3. Grup 3DZ için Weibull analiz grafiği.

Çizelge 4.8. Grup EZ için Weibull analiz sonuçları.

Grup EZ	Bükülme Değerleri(MPa)	Pf	X Eksen (lnln [(1/(1-Pf))])	Y eksen (lnσ (MPa))
1	392,7	0,03	5,97	-3,38
2	433,7	0,10	6,07	-2,25
3	585,9	0,17	6,37	-1,70
4	605,6	0,23	6,41	-1,33
5	681,3	0,30	6,52	-1,03
6	705,7	0,37	6,56	-0,78
7	721,1	0,43	6,58	-0,57
8	779,3	0,50	6,66	-0,37
9	821,1	0,57	6,71	-0,18
10	963,4	0,63	6,87	0,00
11	978,3	0,70	6,89	0,19
12	1045,6	0,77	6,95	0,38
13	1118,5	0,83	7,02	0,58
14	1185,4	0,90	7,08	0,83
15	1259,8	0,97	7,14	1,22
Weibull Modülü (m)				3,48
Weibull Karakteristik Dağılımı				963,4



Şekil 4.4. Grup EZ için Weibull analiz grafiği.



Şekil 4.5. Weibull grafiği.

4.2 Vickers Sertlik Testi Sonuçları

Her grubun Vickers sertlik testi sonuçları çizelge 4.9’de gösterilmiştir. Gruplardaki örneklerden elde edilen Vickers sertlik değerlerinin istatistiksel olarak normal dağılım gösterdiği tespit edildi. (Çizelge 4.10). Her iki deney grubunun istatistiksel olarak karşılaştırılmasında bağımsız t-testi kullanıldı (Çizelge 4.11).

Her iki gruptan elde edilen Vickers sertlik sonuçları ile ilişkili istatistiksel veriler çizelge 4.12’de gösterilmiştir. Buna göre Grup 3DZ ile elde edilen en düşük sertlik değeri 12.67 GPa, en yüksek değer 13.29 GPa’dır. Ortalama vickers sertlik değeri 13.04 ± 0.1953 ’dır. Grup EZ’de elde edilen en düşük sertlik değeri 12.82 GPa, en yüksek değer 13.37 GPa’dır. Ortalama vickers sertlik değeri 13.16 ± 0.1673 ’dır. Grupların vickers sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($P=0.0695$, Çizelge 4.11).

Çizelge 4.9. Vickers yüzey sertliği testi sonuçları.

Örnekler	Test Grupları	Grup 3DZ (GPa)	Grup EZ (GPa)
1		13,14	13,34
2		12,67	13,27
3		12,99	13,37
4		13,19	12,82
5		13,02	13,16
6		12,82	12,87
7		12,79	13,11
8		13,27	13,09
9		13,16	13,34
10		13,19	13,01
11		13,04	13,16
12		13,06	13,29
13		12,75	13,09
14		13,16	13,29
15		13,29	13,21

Çizelge 4.10. Normal dağılım testi.

NORMAL DAĞILIM TESTİ		
D'Agostino & Pearson test		
	Grup 3DZ	Grup EZ
K2	1,726	1,771
P Değeri	0,4218	0,4126
Normallik Testi Sonucu (alpha=0.05)?	Evet	Evet
Shapiro-Wilk test		
	Grup 3DZ	Grup EZ
Veri(W)	0,9178	0,9247
P Değeri	0,1782	0,2268
Normallik Testi Sonucu (alpha=0.05)?	Evet	Evet
Örnek materyali sayısı	15	15

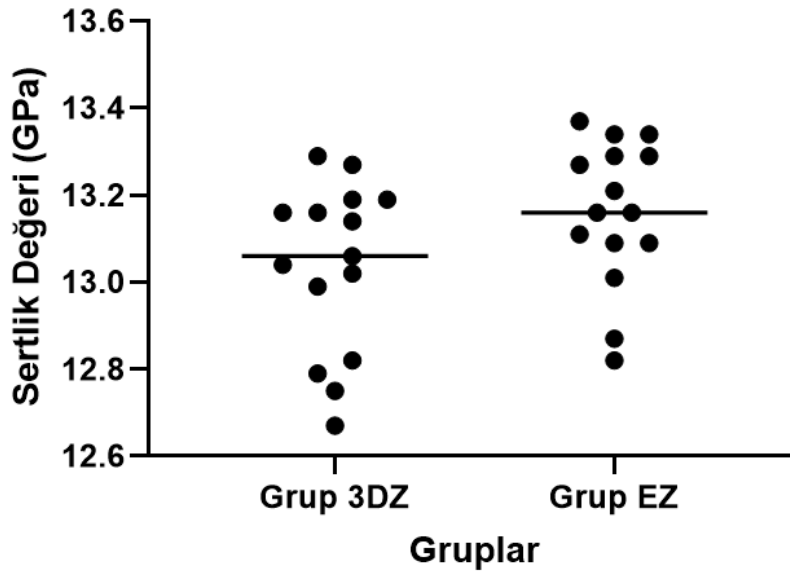
Çizelge 4.11. Vickers yüzey sertliği bağımsız t test analizi

Bağımsız t Test Analizi							
	Ortalama Fark	95% güven aralığı farkı	Düzeltilmiş P Değeri	t, df	R kare	F, DFn, Dfd	Gruplar arası fark var mı?
Grup 3DZ ile Grup EZ	-0.1253 ± 0.06640	-0,01068'den 0,2614	P=0.0695	t=1.887, df=28	0,1129	1,363, 14, 14	HAYIR

Çizelge 4.12. Vickers yüzey sertliği istatistik analizi

	3DZ(GPa)	EZ (GPa)
Örnek Sayısı	15	15
En düşük	12,67	12,82
Yüzde 25%	12,82	13,09
Orta	13,06	13,16
Yüzde 75%	13,19	13,29
En yüksek	13,29	13,37
Aralık	0,62	0,55
Ortalama	13,04	13,16
Standart Sapma	0,1953	0,1673
Standart Hata Ortalaması	0,05043	0,04319
95% Alt güven aralığı	12,93	13,07
95% Üst güven aralığı	13,14	13,25

Vickers Sertlik Testi



Şekil 4.6. Grafiksel olarak Vickers sertlik sonuçlarının grafiksel gösterimi

4.3 Kırılma Tokluğu Testi Sonuçları

Her grubun kırılma tokluğu testi sonuçları çizelge 4.13’de gösterilmiştir. Gruplardaki örneklerden elde edilen kırılma tokluğu değerlerinin istatistiksel olarak normal dağılım

gösterdiği tespit edildi (Çizelge 4.14). Her iki deney grubunun istatistik karşılaştırılmasında bağımsız t-testi kullanıldı (Çizelge 4.15).

Her iki gruptan elde edilen kırılma tokluğu sonuçları ile ilişkili istatistiksel veriler çizelge 4.16'da gösterilmiştir. Buna göre Grup 3DZ ile elde edilen en düşük kırılma tokluğu değeri 5,44 MPa√m, en yüksek kırılma tokluğu değeri 9,42 MPa√m'dır, ortalama kırılma tokluğu değeri $7,109 \pm 1,083$ MPa√m'dır. Grup EZ ile elde edilen en düşük kırılma tokluğu değeri 5,14 MPa√m, en yüksek kırılma tokluğu değeri 7,93 MPa√m'dır, ortalama kırılma tokluğu değeri $6,45 \pm 0,7233$ MPa√m'dır. Grupların kırılma tokluğu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. ($P=0,0634$; Çizelge 4.15).

Çizelge 4.13 Kırılma tokluğu test sonuçları (Mpa√m).

Kırılma Tokluğu Test Sonuçları			
Örnekler	Test Grupları	Grup 3DZ	Grup EZ
1		7,48	5,14
2		7,61	6,54
3		8,78	5,83
4		7,15	6,55
5		6,75	5,56
6		7,93	5,72
7		5,84	6,11
8		6,98	6,98
9		6,58	6,75
10		6,45	7,36
11		6,03	7,93
12		5,44	6,77
13		9,42	6,86
14		6,47	6,17
15		7,73	6,62

Çizelge 4.14 Normal dağılım testi.

NORMAL DAĞILIM TESTİ		
D'Agostino & Pearson test		
	Grup 3DZ	Grup EZ
K2	1,297	0,1264
P Değeri	0,5229	0,9388
Normallik Testi Sonucu (alpha=0.05)?	Evet	Evet
	Grup 3DZ	Grup EZ
Veri(W)	0,9687	0,9832
P Değeri	0,8386	0,9867

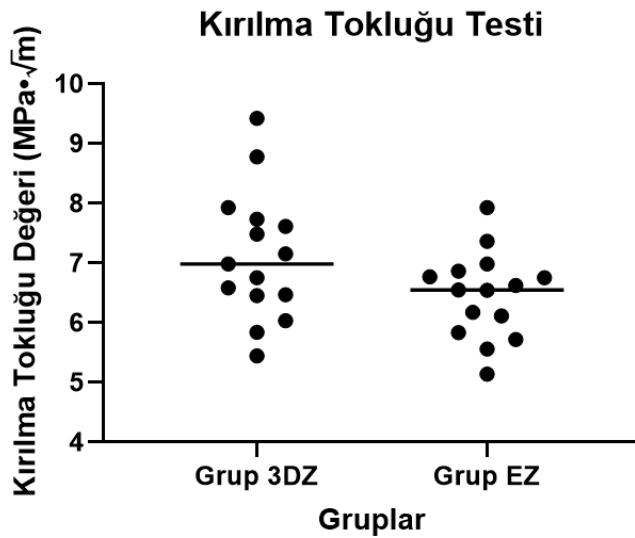
Normallik Testi Sonucu (alpha=0.05)?	Evet	Evet
Örnek sayısı	15	15

Çizelge 4.15. Kırılma tokluğu bağımsız t test analizi.

Kırılma Tokluğu Bağımsız t Test Analizi							
	Ortalama Fark	95% güven aralığı farkı	Düzeltilmiş P Değeri	t, df	R kare	F, DFn, Dfd	Gruplar arası fark var mı?
Grup 3DZ ile Grup EZ	-0,6500 ± 0,3362	-1,339 to 0,03867	P=0,0634	t=1.933, df=28	0,1178	2,240, 14, 14	HAYIR

Çizelge 4.16. Kırılma tokluğu istatistiksel analiz (Mpa√m)

	3DZ	EZ
Örnek Sayısı	15	15
En düşük	5,44	5,14
Yüzde 25%	6,45	5,83
Orta	6,98	6,55
Yüzde 75%	7,73	6,86
En yüksek	9,42	7,93
Aralık	3,98	2,79
Ortalama	7,109	6,459
Standart Sapma	1,083	0,7233
Standart Hata Ortalaması	0,2795	0,1868
95% Alt güven aralığı	6,510	6,059
95% Üst güven aralığı	7,709	6,860



Şekil 4.7. Kırılma tokluğu testi sonuçlarının grafiksel olarak gösterilmesi

4.4 Makaslama Bağlantı Dayanım Testi Sonuçları

Makaslama bağlantı dayanım testi öncesi, her grubun yüzey pürüzlülüğü ölçülerek bağımsız t-testi ile karşılaştırıldı. Test sonucunda her grubun yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($P=0.0658$)(Çizelge 4.17). Her grubun makaslama bağlanma dayanım testi sonuçları çizelge 4.18’de gösterilmiştir. Gruplardaki örneklerden elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak normal dağılım gösterdiği tespit edildi (Çizelge 4.19). Her iki deney grubunun istatistiksel olarak karşılaştırılmasında bağımsız t-testi kullanıldı (Çizelge 4.20). Makaslama bağlantı dayanımı testinden sonra yüzey pürüzlülük ve bağlantı dayanım değerleri arasındaki korelasyonun belirlenmesi için her grup kendi içinde karşılaştırıldı ve anlamlı bir korelasyon bulunmadı (Grup 3DZ, $P=0.7823$; Grup EZ, $P=0.9440$) (Şekil 4.9).

Her iki gruptan elde edilen makaslama bağlantı dayanımı test sonuçları ile ilişkili istatistiksel veriler çizelge 4.21’de gösterilmiştir. Buna göre Grup 3DZ ile elde edilen en düşük makaslama bağlantı dayanımı değeri 9.3 Mpa, en yüksek değer 42,3 MPa, ortalama makaslama bağlantı değeri 27.1 ± 9.44 MPa’dır . Grup EZ’de elde edilen en düşük makaslama bağlantı dayanımı değeri 13.5 Mpa, en yüksek değer 29,6 MPa, ortalama makaslama bağlantı dayanımı değeri 26.6 ± 8.42 Mpa’dır. Grupların makaslama bağlantı dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($P=0.8906$)(Çizelge 4.20).

Makaslama bağlantı dayanım testinden sonra altyapı seramiklerinin kopma yüzeylerinin değerlendirilmesi çizelge 4.22’de gösterilmiştir. Grup 3DZ’de %35.7 adeziv, % 7,14 koheziv ve % 57,14 kombine kopma tipi gözlemlendi. Grup EZ’de ise %50 adeziv, % 7,14 koheziv ve % 42,86 kombine kopma tipi gözlemlendi.

Çizelge 4.17. Örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri (Ra)

Örnekler	Test Grupları	3DZ	EZ
1		1,03	0,90
2		0,92	0,97
3		1,05	0,96
4		0,99	1,00
5		1,03	1,01
6		1,15	0,96
7		1,04	0,97
8		1,05	0,93
9		1,01	0,96
10		1,07	0,94
11		1,03	0,98
12		0,91	0,98
13		0,81	1,02
14		1,11	0,96

Bağımsız t Test Analizi							
	Ortalama Fark	95% güven aralığı farkı	Düzeltilmiş P Değeri	t, df	R kare	F, DFn, Dfd	Gruplar arası fark var mı?
Grup 3DZ ile Grup EZ	-0.04714 ± 0.02454	-0.09759 to 0.003306	P=0.0658	t=1.921, df=26	0.1243	7.508, 13, 13	Hayır
	95% Alt güven aralığı	95% Üst güven aralığı	Ortalama (Ra)	Standart Sapma			
Grup 3DZ	0,9645	1,064	1,014	0,08627			
Grup EZ	0,9490	0,9853	0,96	0,03148			

Çizelge 4.18. Makaslama bağlantı dayanımı test sonuçları (MPa)

Makaslama Bağlantı Dayanımı Test Sonuçları			
Örnekler	Test Grupları	Grup 3DZ	Grup EZ
1		21,88	15,25
2		31,48	28,67
3		21,32	27,94
4		37,72	20,72
5		20,15	34,14
6		9,25	43,10
7		42,34	13,51
8		27,01	36,13
9		27,62	28,07
10		39,09	32,48
11		23,54	17,20
12		35,31	21,29
13		15,13	25,21
14		27,54	29,09

Çizelge 4.19. Normal dağılım testi

NORMAL DAĞILIM TESTİ		
D'Agostino & Pearson test		
	Grup 3DZ	Grup EZ
K2	0,1114	0,102
P Değeri	0,9458	0,9503
Normallik Testi Sonucu (alpha=0.05)?	Evet	Evet
Shapiro-Wilk test		
	Grup 3DZ	Grup EZ
Veri (W)	0,9776	0,9741
P Değeri	0,9587	0,9265
Normallik Testi Sonucu (alpha=0.05)?	Evet	Evet
Örnek materyali sayısı	15	15

Çizelge 4.20. Makaslama bağlantı dayanımı bağımsız t test analizi.

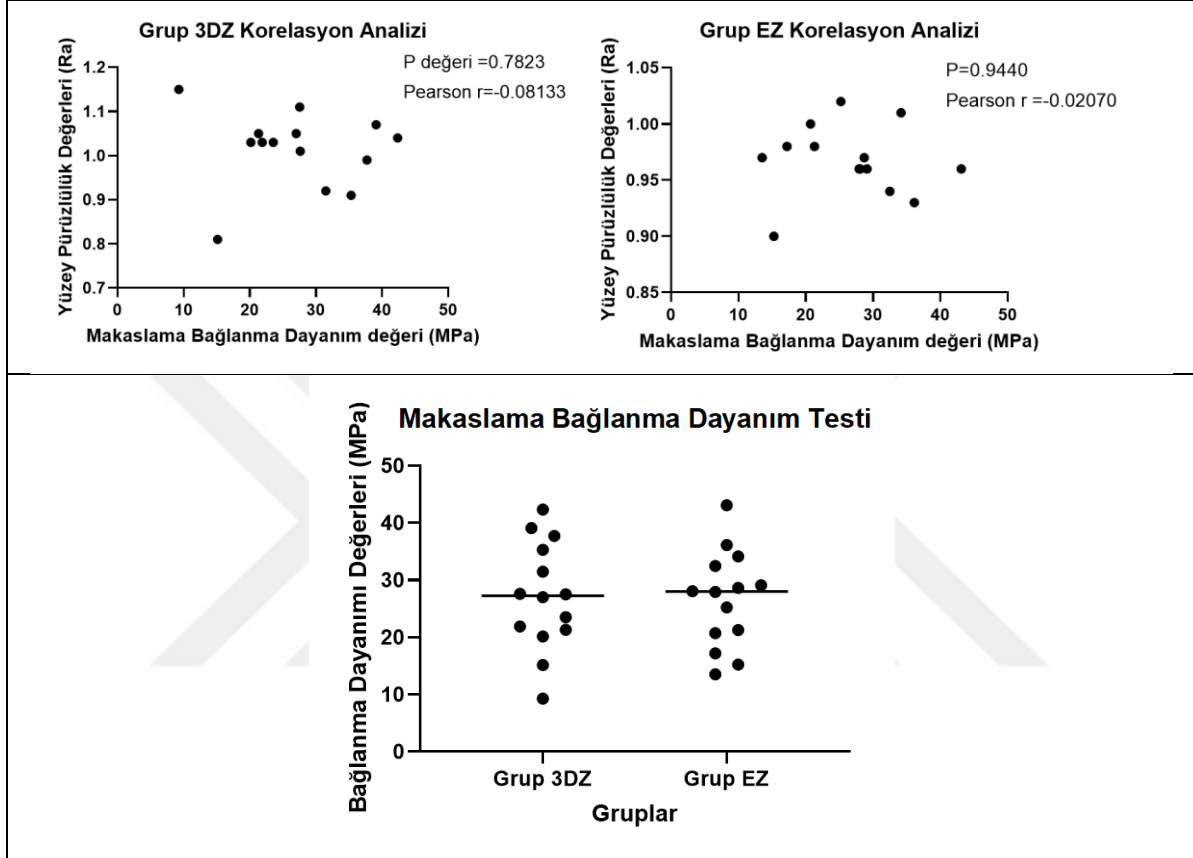
Makaslama bağlanma dayanımı Bağımsız t Test Analizi							
	Ortalama Fark	95% güven aralığı farkı	Düzeltilmiş P Değeri	t, df	R kare	F, DFn, Dfd	Gruplar arası fark var mı?
Grup 3DZ ile Grup EZ	-0,4695 ± 3,382	- 7.421 to 6.482	P=0,8906	t=0.1388, df=26	0,0007408	1.257, 13, 13	HAYIR

Çizelge 4.21. Bağlanma dayanımı testi istatistiği (MPa)

	3DZ	EZ
Örnek sayısı	14	14
En düşük	9,3	13,5
Yüzde 25%	21,0	19,8
Orta	27,3	28,0
Yüzde 75%	35,9	32,9
En yüksek	42,3	43,1
Aralık	33,1	29,6
Ortalama	27,1	26,6
Standart Sapma	9,444	8,422
Standart Hata Ortalaması	2,524	2,251
95% Alt güven aralığı	21,64	21,77
95% Üst güven aralığı	32,55	31,49

Çizelge 4.22. Alt ve üstyapı seramikleri arasındaki bağlantının değerlendirilmesi

Grup 3DZ			Grup EZ		
Adeziv	Koheziv	Kombine	Adeziv	Koheziv	Kombine
5	1	8	7	1	6
%35,71	%7,14	%57,14	%50,00	%7,14	%42,86



Şekil 4.8. Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ve bağlantı dayanımı arasındaki ilişki

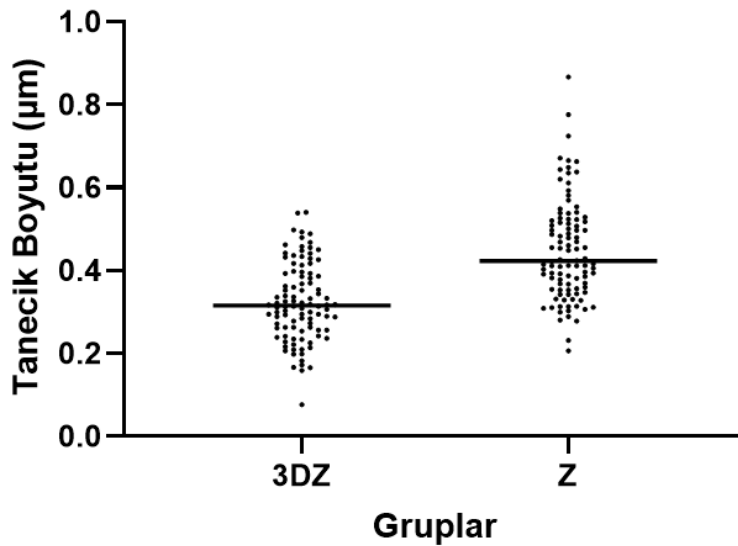
4.5 Mikro Yapı Analizi Sonuçları

Gruplardaki tanecik boyutları Fe-SEM cihazı kullanılarak mikrometre cinsinden hesaplandı. Her iki gruptan elde edilen tanecik boyutu sonuçları ile ilişkili istatistiksel veriler çizelge 4.23’de gösterilmiştir. Buna göre Grup 3DZ ile elde edilen en küçük tanecik boyutu değeri 0.076 μm , en yüksek değer 0.540 μm , ortalama tanecik boyutu değeri 0.324 $\pm$ 0.09 μm ’dır. Grup EZ’de elde edilen en küçük tanecik boyutu değeri 0.206 μm , en yüksek değer 0.661 μm , ortalama tanecik boyutu değeri 0.0451 $\pm$ 0.121 μm ’dır.

Çizelge 4.23. Taneciklerin boyutsal analizi

Grup	Grup		Grup	Grup		Grup	Grup		Grup	Grup
3DZ(μm)	EZ(μm)		3DZ(μm)	EZ(μm)		3DZ(μm)	EZ(μm)		3DZ(μm)	EZ(μm)
1	0,426		26	0,306		51	0,242		76	0,432
2	0,317		27	0,493		52	0,368		77	0,441
3	0,159		28	0,295		53	0,21		78	0,228
4	0,209		29	0,442		54	0,335		79	0,325
5	0,29		30	0,284		55	0,326		80	0,314
6	0,165		31	0,241		56	0,273		81	0,362
7	0,393		32	0,309		57	0,386		82	0,54
8	0,221		33	0,216		58	0,332		83	0,263
9	0,498		34	0,236		59	0,448		84	0,352
10	0,172		35	0,321		60	0,455		85	0,271
11	0,076		36	0,385		61	0,417		86	0,314
12	0,214		37	0,256		62	0,36		87	0,333
13	0,199		38	0,293		63	0,489		88	0,278
14	0,318		39	0,261		64	0,317		89	0,234
15	0,295		40	0,434		65	0,263		90	0,458
16	0,166		41	0,339		66	0,354		91	0,295
17	0,398		42	0,539		67	0,336		92	0,303
18	0,429		43	0,48		68	0,381		93	0,288
19	0,235		44	0,225		69	0,239		94	0,352
20	0,436		45	0,413		70	0,263		95	0,206
21	0,313		46	0,254		71	0,256		96	0,417
22	0,318		47	0,468		72	0,289		97	0,285
23	0,462		48	0,182		73	0,322		98	0,344
24	0,45		49	0,198		74	0,393		99	0,32
25	0,396		50	0,3		75	0,37		100	0,31
Ölçüm Sonuçları (μm)										
Gruplar			3DZ		EZ					
Ölçüm sayısı			100		100					
Minimum			0,076		0,206					
Maksimum			0,540		0,867					
Aralık			0,464		0,661					
Ortalama			0,324		0,451					
Std. Sapma			0,094		0,121					
Standart Hata Ortalaması			0,010		0,012					

Tanecik Boyutu



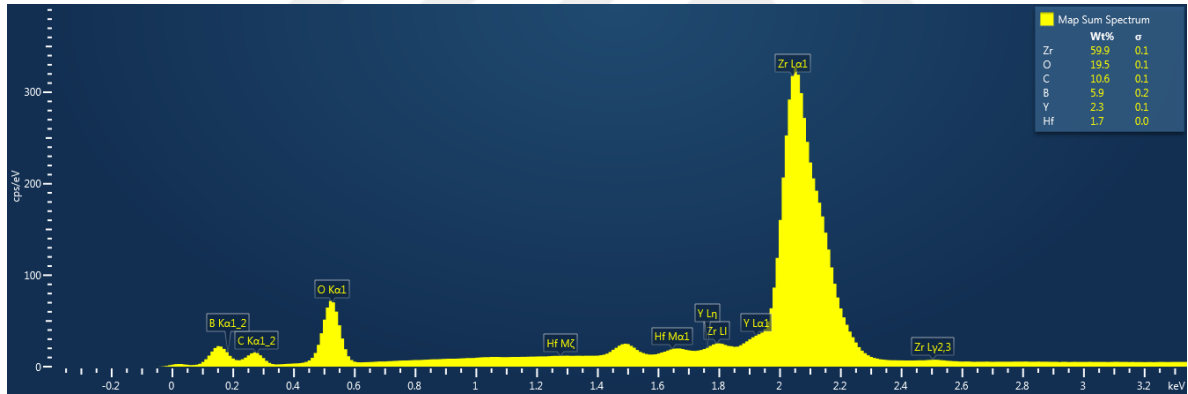
Şekil 4.9. Tanecik boyutlarının grafiksel gösterimi

4.6 EDS Analizi Sonuçları

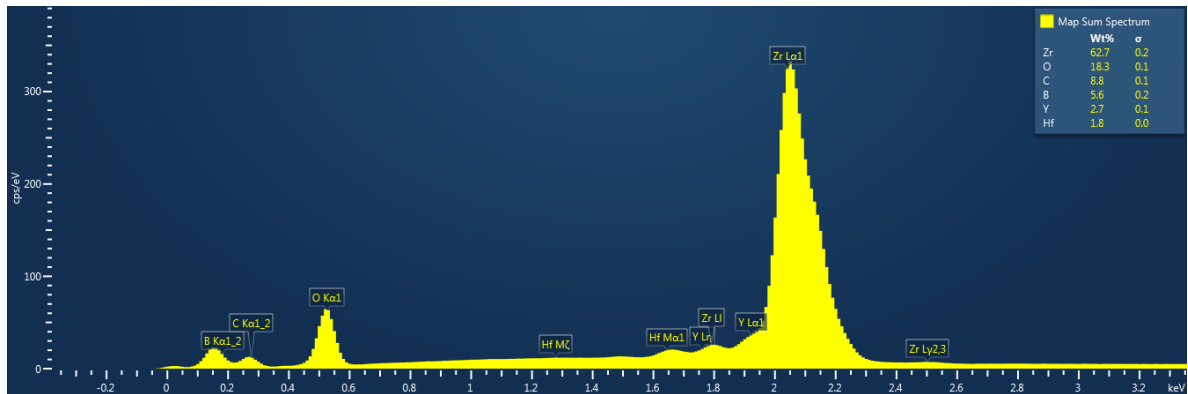
Grupların EDS analizi sonuçları çizelge 4.24'te gösterilmiştir. Taneciklerin EDS analizi sonucu grup 3DZ'de ağırlık olarak %59.9 zirkonyum, %1.7 hafniyum ve %2.3 itriya içeriği tespit edildi. EZ grubunda ise ağırlık olarak % 62,7 zirkonyum, %2,7 itriya ve %1,8 hafniyum içeriği tespit edildi.

Çizelge 4.24. Taneciklerin EDS analizi ile yapısal içeriklerinin incelenmesi

EDS Analiz		
Gruplar	Grup 3DZ	Grup EZ
Zr	%59,9	%62,7
O	%19,5	%18,3
C	%10,6	%8,8
B	%5,9	%5,6
Y	%2,3	%2,7
Hf	%1,7	%1,8



Şekil 4.10. Grup 3DZ zirkonya EDS analiz sonuçları.



Şekil 4.11. Grup EZ zirkonya EDS analiz sonuçları.



5. TARTIŞMA

5.1 Bükülme Dayanımı Testi

ISO 6872:2015 standardına göre üç nokta bükülme testi, dört nokta bükülme testi (tek eksenli-uniaxial) ve çift eksenli test (biaxial)(üç bilyeli piston) metotları seramik materyallerin bükülme dayanımını belirlemek için sıklıkla kullanılan yöntemlerdendir [107; 142]. Bükülme testleri her ne kadar standarda uygun yapılsa da testlerin uygulanması sırasında test sonuçlarını etkileyen farklı parametreler mevcuttur. Zirkonya örneklerin hacimleri, uzunlukları, yüzey özellikleri, zirkonyanın moleküler şekli (fazları) ve uygulama şekilleri bu parametreler arasındadır ve literatürde sıklıkla bahsedilmiştir [107; 134; 143-147]. Konuyla ilgili yapılan pek çok çalışmada, uygulanan test metotları arasında farklı sonuçlar elde edilmiştir [107; 147]. Bazı çalışmalarda biaksiyel bükülme dayanımı testi sonuçları üzerinde örneklerin yüzey pürüzlülükleri ve kenar eğimlerinin (bizotajı) etkili olmadığı belirtilirken, bazı çalışmalarda ise bunun tam tersi olarak sonuçlara etki ettiği belirtilmiştir [107; 143; 145; 147-148]. ISO 6872:2015 standardında bahsi geçen uniaksiyel bükülme testi metotlarında (3 nokta bükülme testi ve 4 nokta bükülme testi) ise kenarların bizotajı ve yüzey pürüzlülüklerinin bükülme testi sonuçlarını doğrudan etkilediği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Parametrelerin ve test metotlarının farklı olması nedeni ile birçok araştırmacı metotlar hakkında farklı görüşlere sahiptir. Bazı araştırmalar biaksiyel test metodunun daha güvenilir ve uygulanabilir olduğundan bahsederken, bazı araştırmalarda ise örneklerin yüzey özelliklerinin önemli olduğunu ve uniaksiyel test metotlarının uygulanmasının yeterli olmadığını belirtilmektedir. [143-144; 146; 149-150]. Yuqing Lu ve arkadaşları eksiltmeli ve eklemeli üretim tekniği ile oluşturulan örneklerin bükülme direncini karşılaştırdıkları çalışmada hem biaksiyel hem de uniaksiyel test metotlarını kullanmışlardır. Her iki metodun da istatistiksel olarak benzer sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir [107]. Bu çalışmada üç nokta testinin biaksiyel testlere göre sıklıkla uygulanması, ve ayrıca örneklerin kolay hazırlanmasından ötürü [107; 134; 143], üç nokta bükülme dayanım testini tercih edildi.

Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin sadece bükülme direnci ile karakterize edilmemesi gerektiği, dental seramiklerin yapısal güvenilirliği için Weibull modülü ve Weibull karakteristik dayanımı değerlerinin de dikkate alınması gerektiği bilinmektedir [192]. Seramik gibi kırılgan-gevrek materyallerde, örnekler her ne kadar aynı şartlarda

üretirse de mikro yapısındaki boşlukların ve çatlakların uzunluklarının farklı olması nedeni ile kırılma değerleri arasında farklılıklar ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle örneklerin kırılma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi önem taşımaktadır. Weibull analizi materyalin kırılma ihtimalini, uygulanan gerilim ve hacimle ilişkilendiren bir analiz yöntemidir. Weibull karakteristik dayanımı (σ_0) ve Weibull modülü (m) materyalin kırılma dayanımı belirleyen önemli değişkenlerdendir [127-128; 134; 136-137].

Bu çalışmada eklemeli yöntemlerle (Grup 3DZ) elde ettiğimiz bükülme dayanımı değeri ortalama 1173 ± 160.9 MPa'dır. Eksiltmeli yöntemlerde (Grup EZ) ise ortalama 818.5 ± 265.8 MPa'dır. Elde ettiğimiz bu değerler, ISO 6872:2015 standardında belirtilen bükülme dayanım değerlerinden daha yüksektir [127]. Konuyla ilgili literatürler incelendiğinde eksiltmeli yöntemler ile üretilen seramiklerin bükülme dayanımı değerleri 642 ile 1300 MPa arasında değiştiği görülmektedir [107; 114; 151-155]. Eklemeli yöntemler (lithografi yöntemi) kullanılarak üretilen zirkonyanın bükülme dayanımı ise 320 ile 1154 MPa arasındadır [107; 114; 151-155]. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçların değerleri, ilgili literatürlerde belirtilen bükülme dayanımı değerleri arasında bulunmuştur. Yapılan diğer çalışmalarla elde ettiğimiz verilerin karşılaştırılması, kullanılan örnek boyutlarının ve test yöntemlerinin farklılığından dolayı zordur. Bu yüzden weibull modülü ve karakteristik kuvvetlerini belirledik. Çalışmamızda weibull modülü değerleri Grup 3DZ için 8,52 (m), Grup EZ için 3,48 (m) olarak bulunmuştur. Bunun anlamı, Grup EZ verilerinin daha geniş bir aralıkta (minimum= 392 MPa, maksimum=1260 MPa), Grup 3DZ verilerinin ise daha dar bir aralıkta (minimum= 960 MPa, maksimum=1446 MPa) kırılma dayanımı göstermeleridir. Weibull modülünün yüksek olması materyale ait örneklerin birbirine yakın kırılma dayanımı gösterdiğini yani materyalin daha güvenilir olduğunu ifade etmektedir. Bu sonuçlara göre çalışmamızda eklemeli yöntem ile üretilen zirkonya seramik örnekler daha güvenilir bulunmuştur. Bu konudaki çalışmalar incelendiğinde eksiltmeli yöntemlerle üretilen zirkonya seramiklerin weibull modülünün (m) 7,1 ile 14,1 değerleri arasında olduğu tespit edilmiştir [15; 107; 151; 156]. Çalışmamızda EZ grubunda elde ettiğimiz değerlerin belirtilen değerlerden daha düşük çıkmasının nedeni yaptığımız kırık analizleri sonucunda materyal içi kırıkların oranının daha fazla olmasına bağlanabilir. Eklemeli yöntemlerde ise bu değerler 7 ile 12.4 arasında değişmektedir [107; 152; 154]. Çalışmamızda eklemeli yöntemlerle elde ettiğimiz değerler bu sınırlar arasındadır.

Çalışmamızda Grup EZ'nin hem bükülme dayanımı değeri hem de weibull değerleri Grup 3DZ'ye göre daha düşük çıkmıştır. Konuyla ilgili literatürler incelendiğinde eksiltmeli üretim ile elde edilen zirkonyanın hem weibull değeri hem de bükülme dayanım direnci daha yüksek olduğu görülmektedir [107; 155]. Ayrıca literatürlerde eklemeli üretim sırasında boşluklu yapıların ve defektlerin daha fazla olduğundan bahsedilmektedir [71; 80; 107; 152-153]. Çalışmamızda yaptığımız kırık analizi sonucunda, iç bölge kırıklarının EZ grubunda fazla olduğu (%61,11) saptanmıştır. Bu verilerde weibull analizini doğrular niteliktedir.

Uniaksiyel testlerde örneklerin köşeli kenarlarının ve yüzeylerinin (Dış bölge kırıkları) kırık oluşumundan önce materyali zayıflatığı, özellikle bizotajsız kenarlarda, kırık başlangıcının daha fazla olduğu belirtilmektedir [157]. Kırık analizi sonucunda EZ grubunda sadece 1 örnek kenardan kırılmıştır. Grup 3DZ'de ise kenar kırığı Grup EZ'ye göre daha fazladır. Çalışmamızda her iki grup için dış bölge kırığı daha az gözlemlenmiştir. Bunun nedeni yüzey hazırlama işlemleri ve bizotaj işlemi olabilir. Zirkonya örnek yüzeylerinin hazırlanması sırasında yüzeyde faz değişimini en aza indirmek için parmak basıncı ile zımpara işlemi uygulandı. Ayrıca Spintzyk ve arkadaşları yaptıkları araştırmada test öncesi yüzey özellikleri ile ilgili parametrelerin belirlenmesi gerekliliğinden bahsetmişlerdir [158]. Çalışmamızda bütün örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerini hem kendi aralarında hem de ISO 6872:2015'e göre standardizasyonunu ($0.5 \mu\text{m} \leq \text{Ra}$) sağladık [127]. Yüzey pürüzlülüğü ile bükülme dayanımı arasında ilişki olup olmadığını değerlendirmek için korelasyon analizi uygulandı. Bu test sonucunda yüzey özelliği ve bükülme testi sonuçları arasında anlamlı bir korelasyon tespit edilemedi (Grup 3DZ; $P=0.1666$, Grup EZ $P=0.6589$).

Bükülme dayanımı testi sırasında dental zirkonyanın yapısı ve tanecik boyutu materyalin dayanımına etki edebilir. Çalışmamızda elde ettiğimiz EDS analizi sonucunda her iki grupta bulunan elementler ve ağırlık oranları birbirlerine benzerdir. Grup 3DZ ve EZ örneklerin ortalama tanecik boyutları ise sırasıyla $0,324 \pm 0.094$ ve $0,451 \pm 0.121$ mikrondur. Dental zirkonyanın ortalama tanecik boyutu 0,3 ile 0,5 arasında değişmektedir. [14; 159] Bu çalışmada her iki grupta kullandığımız zirkonya materyalleri belirtilen değerler arasındadır.

Eklemeli üretim yönteminde örneklerin oluşturulması ve sinterizasyondan sonra herhangi bir ilave işlemin yapılmasına gerek yoktur. Eksiltmeli yöntemde ise örneklerin yarı sinterize bloklardan freze ile oluşturulması sırasında faz değişimi, mikro çatlaklar ve belirgin artık gerilimlerin olduğu literatürlerde belirtilmektedir [160]. Çalışmamızda her iki grubun

bükülme dayanımları arasındaki farklılık eksiltmeli yöntemin bu dezavantajından kaynaklanmış olabilir. Ayrıca kırık analizi sonucunda Grup EZ örneklerinde iç bölge defektlerinin Grup 3DZ örneklerine göre daha fazla olması da bu farklılığın bir nedeni olabilir.

5.1.1 Mikro Sertlik Testi

Bir materyalin sertlik testi o materyalin plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Seramik gibi kırılğan materyallerde genellikle Vickers sertlik testi kullanılmaktadır [128]. Aynı zamanda bu testle ilişkili kırılma tokluğu analizinin yapılması sebebiyle, çalışmamızda Vickers sertlik testini tercih ettik. Bu çalışmada eklemeli yöntemlerle (Grup 3DZ) elde ettiğimiz zirkonya örneklerin Vickers sertlik değeri ortalama $13,04 \pm 0,1953 \text{ GPa}$ 'dır. Eksiltmeli yöntemlerle hazırladığımız örneklerin (Grup EZ)sertlik değerleri ise ortalama $13,16 \pm 0,1673 \text{ GPa}$ ve istatistiksel olarak her iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P=0.0695$). Literatürlerde zirkonyumun yüzey sertliği 11 ile 14.58 arasında değişmektedir [142; 151; 154; 159; 161-165]. Çalışmamızda her iki grupta elde ettiğimiz değerler belirtilen ortalama değerler arasındadır. Eklemeli yöntem ile oluşturulan örneklerde elde edilen ortalama sertlik değerlerinin eksiltmeli yöntem ile oluşturulan örneklerin yüzey sertlik değerlerine çok yakın olması klinik kullanım açısından önemli fark olmadığını göstermektedir.

5.1.2 Kırılma Tokluğu Testi

Materyellerin kırılma tokluğunun belirlenmesi için birçok ölçüm tekniği mevcuttur [127; 163-170]. Seramik materyaller, biyomateriyaller ve sert biyolojik dokuların kırılma tokluğu ölçümleri için Vickers sertlik testinde oluşturulan çatlak boyutlarının kullanılması yaygın olan metotlardandır. İndentasyon yöntemi kullanılarak kırılma tokluğu değerlerinin hesaplanmasında, kırık tipi ve kırık modeli ile ilişkili formüller kullanılabilirken, kırık tipi ve modelinden bağımsız olarak kullanılan formüller de mevcuttur. Lankford ve arkadaşları yaptıkları çalışmada indentasyon yöntemi ile elde ettikleri kırılma tokluğu değerlerinin, dört nokta ve üç nokta bükülme testi kullanılarak belirlenen kırılma tokluğu değerlerine yakın sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir [167]. Kırık tipi ve modelinin net olarak tüm örneklerde belirlenmesindeki zorluk dikkate alınarak çalışmamızda Lankford'un tüm kırık tipleri için kullanılan formülünü kırılma tokluğunun hesaplanmasında kullandık.

Bu çalışmada eklemeli yöntemlerle (Grup 3DZ modele) elde ettiğimiz kırılma tokluğu değeri ortalama $7,109 \pm 1,083 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 'dır. Eksiltmeli yöntemlerde (Grup EZ) ise ortalama $6,459 \pm 0,7233 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 'dır. İstatistiksel olarak her iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($P=0,0634$). İlgili literatürler incelendiğinde zirkonyanın indentation kırılma tokluk değeri ise 4,7 ile 10,6 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ arasında olduğu belirtilmiştir [15; 153; 162; 165; 171]. Eğilme testlerinin kullanıldığı yöntemler ile yapılan ölçümlerde ise 3,17 ile 10,5 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ olduğu belirtilmiştir [172-176]. ISO 6872:2015'e göre anterior ve posterior kronlarda, 3 üyeli köprülerde altyapı seramiği için minimum tokluk değeri 3 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$, azı dişlerini içeren 3 üyeli köprülerde altyapı seramiği için minimum 3,5 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ ve 4 veya daha fazla üyeli köprülerde altyapı seramiği için minimum 5 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ olması gerektiği belirtilmiştir [127]. Çalışmamızda her iki grup için elde ettiğimiz değerler ISO 6872:2015 standardında belirtilen minimum değerlerin üzerindedir.

5.2 Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Zirkonya restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi alt ve üstyapı seramikleri arasındaki bağlantının bütünlüğünü korumasıdır. Tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısında üstyapı seramiği ile olan bağlantı yüzeyi en zayıf bölümü oluşturur. [149] Her iki seramik materyali arasında bağlantı yüzeyinin hazırlanmasında kumlama işleminin uygulanması yaygın olarak kullanılan bir protokol olarak kabul edilmiştir. k . Kumlama işlemi yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey ıslanabilirliğini geliştirmenin yanı sıra artık materyallerin uzaklaştırılması ve seramik yüzeyin daha temiz hale getirilmesini de sağlamaktadır. Literatürde zirkonyanın mekanik özellikleri ve yapısal stabilitesi üzerine kumlamanın etkileri ile ilgili sonuçlar çelişkilidir. Bu çelişkilerde genel olarak kumlamada kullanılan partikül boyutları ve uygulanan basınç farklılıkları ile ilişkilidir. Literatürde kumlama sırasında alüminyum oksit tanecik boyutunun artırılmasının faz değişimine neden olduğu belirtilmiştir. Buna bağlı olarak kumlama sırasında uygulanan basıncın artması da zirkonya üzerindeki faz değişiminin artmasına neden olmaktadır. Çalışmamızda her iki örnek grubunda zirkonya yüzeyleri 50 mikronluk alümina tanecikleri 4 bar basınç altında 10 mm mesafeden 10 sn boyunca uygulandı. Bu uygulama sonucunda yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a) Grup 3DZ için 1.01 ± 0.086 iken, Grup EZ için ise 0.96 ± 0.03 mikron olarak ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P=0.0658$). Ayrıca yapılan korelasyon (Pearson) testi sonucuna göre, makaslama bağlantı dayanım testi sonuçları ile yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı

bir ilişki bulunmamıştır. Farklı tekniklerle üretilen iki zirkonya grubunun ortalama yüzey pürüzlülükleri arasında anlamlı fark olmaması ve ortalama yüzey pürüzlülüğü ile makaslama bağlantı değeri arasında anlamlı bir ilişki bulunmaması, bu iki zirkonya altyapısının veneer seramiği ile bağlanma dayanımını karşılaştırırken yüzey pürüzlülüğünden kaynaklanabileceği farklılıkları ortadan kaldırmıştır.

Tam seramik sistemlerde alt ve üstyapı seramikleri arasındaki bağlantı dayanımının belirlenmesi için birçok yöntem mevcuttur. Makaslama bağlanma dayanımı, mikro-çekme bağlanma dayanımı, 3 ve 4 nokta ve biaksiyal bükülme dayanımı testleri bu yöntemler arasındadır. Bu test metotlarının bazılarında örneklerin hazırlanması karmaşık laboratuvar aşamaları ve hesaplamaları gerektirmektedir. Zirkonya seramikler, martensitik yapılarından dolayı örneklerin hazırlanmasında her aşamadan etkilenme potansiyeli yüksek materyallerdir. Bu çalışmada örnek hazırlamanın diğer test yöntemlerine göre kolay ve hızlı olması, ayrıca zirkonyanın yapısını da çok fazla etkilemeyeceğini düşünerek makaslama bağlantı dayanım testini tercih ettik.

Literatürde alümina oksit partikülleri kullanılarak pürüzlendirilmiş altyapı seramiklerinin, üstyapı seramikleri ile bağlanma dayanımları ortalama olarak 20 ile 30 MPa arasında değişmektedir [29; 139; 177-187]. Çalışmamızda kullandığımız üstyapı seramiğinin (Vita VM9) kullanıldığı diğer araştırmalarda elde edilen makaslama bağlanma dayanım değeri 11.64 ile 30 MPa arasındadır. (K) Bu çalışmada eklemeli yöntemlerle (Grup 3DZ modele) elde ettiğimiz zirkonyanın üstyapı seramiği ile bağlanma dayanımı değeri ortalama 27.1 ± 9.444 MPa'dır. Eksiltmeli yöntemlerle üretilen zirkonya örneklerde (Grup EZ) ise bağlanma dayanım değerleri ortalama 26.6 ± 8.422 MPa'dır. İstatistiksel olarak her iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P=0.8906$) ve elde ettiğimiz bu değer yukarıdaki belirtilen çalışmalarla paralellik göstermektedir.

P. Yadav ve arkadaşları yaptıkları araştırmada, hiçbir yüzey işlemi uygulamadan (kontrol grubu) altyapı (VITA zirconia discs) ve üstyapı (Vita WM9) seramiklerinin makaslama bağlantı dayanımını 21.21 ± 10.13 MPa olarak belirlemişlerdir. Bu bağlanma değeri bizim çalışmamızda elde ettiğimiz bağlanma değerinden daha düşüktür. Muhtemel nedeni ise kumlama yüzey işleminin uygulanmamış olmasıdır.[188]

Türker ve arkadaşları yaptıkları araştırmada 50 mikron alüminyum oksit taneciklerini 10 mm mesafeden 4 bar basınç ile 15 sn boyunca uygulamışlardır. Üstyapı seramiği (Vita WM9) ile elde ettikleri bağlanma dayanım değerleri; hızlı soğutma tekniği ile $23,66 \pm 0,73$ MPa iken, yavaş soğutma tekniği ile ise $24,26 \pm 0,56$ MPa bağlanma dayanım değeri elde etmişlerdir. Elde ettikleri bağlanma dayanım değerleri her iki grubumuzun bağlanma dayanım değerinden daha düşüktür. Bu sonuç muhtemelen farklı soğutma tekniklerinden kaynaklanmaktadır. [186]

A. Nishigori ve arkadaşları yaptıkları araştırmada örneklerin bağlantı yüzeylerinin hazırlanmasında çalışmamıza benzer parametreleri kullanmışlardır (4 bar, 10sn, 10 mm, 50 μ m alümina tanecikleri). Altyapı (Diazir; Ivoclar Vivadent) ve üstyapı (Vintage ZR; Shofu Inc)) seramiklerinin bağlanma dayanım değerleri 34.1 ± 10.0 olduğunu belirtmişlerdir. (K buraya alcaz) Parametrelerin benzer olmasına karşın alt ve üstyapı seramiklerinin bağlanma dayanımının bizim çalışmamızda her iki grup için elde ettiğimiz değerlerden yüksek olmasının kullanılan seramik materyallerinin farklı olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. [179]

Farhan F.A ve arkadaşları yaptıkları araştırmada zirkonya altyapılarına kumlama işlemi uygularken çalışmamıza benzer parametreler kullanmışlardır (4 bar, 10sn, 10 mm, 50 μ m alümina tanecikleri). Ortalama yüzey pürüzlülük değerini 0.92 ± 0.14 Ra olarak bildirmişlerdir. Altyapı (Cercon sb) ve üstyapı (cercon ceramkiss) seramikleri arasında elde ettikleri bağlantı dayanım değeri 25.71 ± 4.79 Mpa'dır. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar bu çalışmada elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri ve makaslama bağ dayanım değerleri ile benzerlik göstermektedir [178].

Oguri T. ve arkadaşları yaptıkları araştırmada altyapı seramiklerine kumlama (2 bar, 10sn, 10 mm, 50 μ m alümina tanecikleri) işlemi uygulayarak 0.46 ± 0.06 μ m yüzey pürüzlülüğü elde etmişlerdir. Bizim çalışmamızda elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri belirtilen çalışmaya göre yaklaşık iki katı daha yüksek değerlerdedir. Bu iki çalışma arasındaki fark ise muhtemelen kumlama işlemi sırasında uygulanan basıncın farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. T.Oguri ve arkadaşlarının yaptıkları bu çalışmada alt ve üstyapı seramikleri arasındaki bağlanma dayanımı ise 20.46 ± 2.79 MPa olarak belirtilmektedir. Elde edilen değerlerin çalışmamızdan daha düşük olmasının nedeni

uygulanan basıncın daha düşük olması (2 bar) ve buna bağlı olarak ortalama yüzey pürüzlülük değerinin daha düşük olması ile açıklanabilir. [189]

Bağlantı dayanımı testleri sonrası altyapı üzerindeki kopma yüzeylerinin değerlendirilmesi materyallerin bağlanma dayanımları hakkında iyi bir veri oluşturmaktadır. Alt ve üstyapı arasındaki kopmalar adeziv, koheziv ve kombine olarak 3 tipe ayrılmaktadır. Makaslama bağlantı dayanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda bağlantı yüzeyinin en zayıf kısım olduğu ve başarısızlıkların %90'ından fazlasının bağlantı bölgesinde meydana geldiğini ortaya koymuştur. Adeziv ve kombine tip ayrılmalar en sık görülen başarısızlık türleridir [190]. Adeziv kopma, üstyapının ve altyapının bağlantı yüzeyinden tamamen ayrılmasıdır. Koheziv kopma ise kırılma ya altyapının kendi içinden ya da üstyapının kendi içerisinden kırıldığı ve bağlantı bölgesinde herhangi bir kopmanın oluşmadığı başarısızlığı tanımlar. Kombine kopmada ise bağlantı yüzeyinde, üstyapının bazı yerlerde kırıldığı ve bazı yerlerde halen yapışık kaldığını ifade eder. Literatürde adeziv kopmalar zayıf bağlanma olarak ifade edilmekte iken, koheziv kopmalar ise güçlü bağlanma anlamına gelmektedir. Kombine kopma tipi ise iki tip kopmanın arasında bir değere sahiptir. Koheziv kopma alt ve üstyapı arasındaki bağlantı kuvvetinin belirlenmesini tam olarak ortaya koymaz. Ancak elde edilen bağlanma değerinden daha fazla miktarda bağlanma dayanımı olduğu çıkarımını sağlamaktadır. Çalışmamızda optik mikroskop değerlendirilmesi sonucunda her iki gruptaki koheziv kopma yüzdeleri eşittir. (%7,14). Adeziv kopma oranları ise Grup EZ örneklerinde (%50,00) Grup 3DZ örneklerinden (%35,71) daha fazla bulunmuştur. Grup 3DZ örneklerinde gözlenen kombine kopma oranları (%57,14) Grup EZ örneklerinden (%42,86) daha fazladır. Bu bulgular Grup 3DZ örneklerindeki üstyapı materyalinin, Grup EZ örneklerine göre altyapının bazı bölgelerine daha iyi tutunduğunu ve tam olarak ayrılmadığını göstermektedir. Bunun nedeni olarak da altyapı seramikleri arasındaki termal genleşme katsayısının farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları göz önüne alınarak şu sonuçlara ulaşılabilir:

1. Bükülme dayanımı testi sonucunda, eklemeli yöntemler ile üretilen zirkonyanın bükülme dayanımı geleneksel yöntem ile üretilen zirkonyadan daha yüksek bulundu. Ayrıca Weibull analiz sonuçlarına göre, eklemeli yöntem kullanılarak üretilen zirkonya örnekleri geleneksel yöntemle göre daha güvenilir bulunmuştur.
2. Her iki grupta elde edilen kırılma tokluğu ve yüzey sertliği değerleri benzer özellik sergilemişlerdir. Eklemeli yöntemle üretilen zirkonyanın geleneksel yöntemlerle üretilen zirkonya örneği kadar iyi mekanik özelliğe sahip olduğu bulundu.
3. Eklemeli üretim sonucunda altyapı materyali olarak üretilen zirkonyanın üstyapı seramiği ile bağlanma dayanımının, geleneksel zirkonya kadar güçlü olduğu bulundu.
4. Eklemeli üretim yönteminin geleneksel yöntem ile elde edilen zirkonya seramiklerle benzer mekanik özellikleri sergilemesi, mekanik performans olarak diş hekimliği uygulamalarında da kullanılabileceğini gösterdi.

İn vitro olarak yapılan bu çalışmanın sonuçları, klinik ortamda materyallerin özelliklerini doğrudan aktarmaya bilir. Bu tez çalışmasının sınırlılıkları arasında araştırma gruplarına yaşlandırma işleminin dahil edilmemesi, altyapı seramiklerinin yüzey işlemlerinden sonra faz dönüşümlerinin değerlendirilmemesi, yorulma davranışı ve dayanıklılığı özelliğinin belirlenmemesi, yüzeyler arasındaki kırılma tokluğunun hesaplanarak porselen-zirkonya ara yüz bağlantısına etkisinin değerlendirilmemesi, boyutsal doğruluğunun ve marjinal uyumlarının belirlenmemesi sayılabilir.



KAYNAKLAR

1. Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J., Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: Structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton transactions*, 45(48), 19194-19215.
2. Ahmed, H. (2019). Craig's restorative dental materials. *British dental journal*, 226(1), 222-223.
3. Zhang, Y., Kelly, J. R. (2017). Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics*, 61(4), 797-819.
4. Graham, L. (1999). The excruciating history of dentistry: Toothsome tales and oral oddities from babylon to braces by james wynbrandt. *Perspectives in Biology and Medicine*, 43(1), 144-145.
5. Ho, G. W., Matinlinna, J. P. (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part i: Ceramic material types in dentistry. *Silicon*, 3(3), 109-115.
6. Rodrigues, S. B., Franken, P., Celeste, R. K., Leitune, V. C. B., Collares, F. M. (2019). Cad/cam or conventional ceramic materials restorations longevity: A systematic review and meta-analysis. *Journal of prosthodontic research*. 63(4), 389-395.
7. Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., Grozdanov, A. (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: Chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Macedonian journal of medical sciences*, 6(9), 1742.
8. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28(3).
9. Zhang, Y., Lawn, B. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of dental research*, 97(2), 140-147.
10. Denry, I., Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
11. Garvie, R. C., Hannink, R., Pascoe, R. (1990). Ceramic steel? In *Sintering key papers* (pp. 253-257): Springer.
12. Arena, A., Prete, F., Rambaldi, E., Bignozzi, M. C., Monaco, C., Di Fiore, A., Chevalier, J. (2019). Nanostructured zirconia-based ceramics and composites in dentistry: A state-of-the-art review. *Nanomaterials*, 9(10), 1393.

13. Hannink, R. H., Kelly, P. M., Muddle, B. C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461-487.
14. Kelly, J. R., Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials*, 24(3), 289-298.
15. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part ii. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-456.
16. Kelly, J. R., Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56, 84-96.
17. Grigore, A., Spallek, S., Petschelt, A., Butz, B., Spiecker, E., Lohbauer, U. (2013). Microstructure of veneered zirconia after surface treatments: A tem study. *Dental Materials*, 29(11), 1098-1107.
18. Yildirak, M., Türker, Ş. B., Özkan, Y. Zirkonyum oksit altyapı ve veneer seramik bağlantı mekanizması ve bağlantıyı etkileyen faktörler. *European Journal of Research in Dentistry*, 3(1), 63-68.
19. Ahmed, H. (2019). Craig's restorative dental materials. *British dental journal*, 226(1), 218-219.
20. Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195-1203.
21. Bultan, Ö., Öngül, D., Türkoğlu, P. (2010). Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204.
22. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part i: Core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 4-9.
23. Vitti, R. P., Catelan, A., Amaral, M., Pacheco, R. R. (2019). 14 - zirconium in dentistry. In Z. Khurshid, S. Najeeb, M. S. Zafar, F. Sefat (Eds.), *Advanced dental biomaterials* (pp. 317-345): Woodhead Publishing.
24. Kong, H.-J. (2020). Flexural strength and reliability of highly translucent colored zirconia. *Journal of Dental Rehabilitation and Applied Science*, 36(1), 41-47.
25. Ghodsi, S., Jafarian, Z. (2018). A review on translucent zirconia. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 26(2), 62-74.

26. Sinthuprasirt, P., Pollington, S., van Noort, R. (2019). Thermal compatibility of ceramic veneers to a high strength core material. *Journal of King Mongkut's University of Technology North Bangkok*, 29(4), 630-640.
27. Aalaei, S., Nematollahi, F., Vartanian, M., Beyabanaki, E. (2016). Comparative study of shear bond strength of three veneering ceramics to a zirconia core, 186-191.
28. Chong, K.-H., Chai, J., Takahashi, Y., Wozniak, W. (2002). Flexural strength of in-ceram alumina and in-ceram zirconia core materials. *International Journal of prosthodontics*, 15(2).
29. Mosharraf, R., Rismanchian, M., Savabi, O., Ashtiani, A. H. (2011). Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *The journal of advanced prosthodontics*, 3(4), 221-228.
30. Sailer, I., Balmer, M., Hüsler, J., Hämmerle, C. H. F., Känel, S., Thoma, D. S. (2018). 10-year randomized trial (rct) of zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Journal of Dentistry*, 76, 32-39.
31. Zaher, A. M., Hochstedler, J. L., Rueggeberg, F. A., Kee, E. L. (2017). Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(2), 221-227.
32. El-Mowafy, O., El-Aawar, N., El-Mowafy, N. (2018). Porcelain veneers: An update. *Dental and medical problems*, 55(2), 207-211.
33. Swain, M. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 5(5), 1668-1677.
34. Benetti, P., Kelly, J. R., Della Bona, A. (2013). Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dental Materials*, 29(11), 1166-1172.
35. SILVA, L. H. d., LIMA, E. d., MIRANDA, R. B. d. P., Favero, S. S., Lohbauer, U., Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*, 31.
36. Daou, E. E. (2016). Bonding mechanism of porcelain to frameworks: Similarities and dissimilarities between metal and zirconia. *Journal of Advances in Medicine and Medical Research*, 1-13.
37. Belli, R., Frankenberger, R., Appelt, A., Schmitt, J., Baratieri, L. N., Greil, P., Lohbauer, U. (2013). Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dental Materials*, 29(2), 181-190.

38. Almeida-Júnior, A. A., Longhini, D., Domingues, N. B., Santos, C., Adabo, G. L. (2013). Effects of extreme cooling methods on mechanical properties and shear bond strength of bilayered porcelain/3y-tzp specimens. *Journal of Dentistry*, 41(4), 356-362.
39. Adabo, G. L. (2013). Effects of extreme cooling methods on mechanical properties and shear bond strength of bilayered porcelain/3y-tzp specimens. *Journal of dentistry*, 41(4), 356-362.
40. Bakiç, H., Kocacikli, M., Korkmaz, T. Diş hekimliğinde güncel İntraoral tarayıcılar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1-1.
41. Mörmann, W. H. (2004). The origin of the cerec method: A personal review of the first 5 years. *International journal of computerized dentistry*, 7(1), 11.
42. Goodacre, C. J., Garbacea, A., Naylor, W. P., Daher, T., Marchack, C. B., Lowry, J. (2012). Cad/cam fabricated complete dentures: Concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(1), 34-46.
43. Pereira, A. L. C., de Medeiros, A. K. B., de Sousa Santos, K., de Almeida, É. O., Barbosa, G. A. S., Carreiro, A. d. F. P. (2020). Accuracy of cad-cam systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(2), 241-248.
44. Papadiochou, S., Pissiotis, A. L. (2018). Marginal adaptation and cad-cam technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(4), 545-551.
45. Naveau, A., Rignon-Bret, C., Wulfman, C. (2019). Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(5), 775-781.e771.
46. Rekow, E. D. (2020). Digital dentistry: The new state of the art—is it disruptive or destructive? *Dental Materials*, 36(1), 9-24.
47. Gopal, S. V. (2017). Cad-cam and all ceramic restorations, current trends and emerging technologies: A review. *International Journal of Orofacial Research*, 2(2), 40.
48. Li, H., Song, L., Sun, J., Ma, J., Shen, Z. (2019). Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: Potentials and challenges. *Advances in Applied Ceramics*, 118(1-2), 30-36.
49. Yang, L., Miyajima, H. (2017). Ceramic additive manufacturing: A review of current status and challenges. *Solid Free. Fabr. 2017 Proc. 28th Annu. Int.*, 652-679.

50. Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in cad/cam technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*, 60(2), 72-84.
51. Kim, C.-M., Kim, S.-R., Kim, J.-H., Kim, H.-Y., Kim, W.-C. (2016). Trueness of milled prostheses according to number of ball-end mill burs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(5), 624-629.
52. Ahmed, H. (2019). Craig's restorative dental materials. *British dental journal*, 226(1), 213.
53. Shah, K., Bal, A. Dental ceramics—past, present and future—literature review. *J. Dental Med. Sci*, 15(3), 32-39.
54. Javaid, M., Haleem, A. (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of oral biology and craniofacial research*.
55. Guo, N., Leu, M. C. (2013). Additive manufacturing: Technology, applications and research needs. *Frontiers of Mechanical Engineering*, 8(3), 215-243.
56. Galante, R., Figueiredo-Pina, C. G., Serro, A. P. (2019). Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials*, 35(6), 825-846.
57. Chartier, T., Dupas, C., Lasgorceix, M., Brie, J., Champion, E., Delhote, N., Chaput, C. (2015). Additive manufacturing to produce complex 3d ceramic parts. *J. Ceram. Sci. Tech*, 6(2), 95-104.
58. Ligon, S. C., Liska, R., Stampfl, J. r., Gurr, M., Mülhaupt, R. (2017). Polymers for 3d printing and customized additive manufacturing. *Chemical reviews*, 117(15), 10212-10290.
59. Kessler, A., Hickel, R., Reymus, M. (2020). 3d printing in dentistry—state of the art. *Operative dentistry*, 45(1), 30-40.
60. Salamon, D. (2014). Chapter 6 - advanced ceramics. In J. Z. Shen T. Kosmač (Eds.), *Advanced ceramics for dentistry*, 375-389.
- .
61. Moreno, R. (2020). Better ceramics through colloid chemistry. *Journal of the European Ceramic Society*, 40(3), 559-587.
62. Zocca, A., Colombo, P., Gomes, C. M., Günster, J. (2015). Additive manufacturing of ceramics: Issues, potentialities, and opportunities. *Journal of the American Ceramic Society*, 98(7), 1983-2001.

63. Travitzky, N., Bonet, A., Dermeik, B., Fey, T., Filbert-Demut, I., Schlier, L., Schlördt, T., Greil, P. (2014). Additive manufacturing of ceramic-based materials. *Advanced Engineering Materials*, 16(6), 729-754.
64. Branco, A., Silva, R., Serro, A., Polido, M., Figueiredo-Pina, C. (2019). Subtractive vs additive manufacturing in the production of zirconia pieces for dental applications. *Annals of Medicine*, 51(sup1), 100-100.
65. Feilden, E. (2017). Additive manufacturing of ceramics and ceramic composites via robocasting. *Thesis or dissertation, Imperial College London, London*, 20-80.
66. Mansfield, B., Torres, S., Yu, T., Wu, D. (2019). *A review on additive manufacturing of ceramics*, vol. 58745. Paper presented at the ASME 2019 14th International Manufacturing Science and Engineering Conference.
67. Wilkes, J., Hagedorn, Y. C., Meiners, W., Wissenbach, K. (2013). Additive manufacturing of $\text{ZrO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3$ ceramic components by selective laser melting. *Rapid prototyping journal*, 19(1).
68. Hu, Y., Cong, W. (2018). A review on laser deposition-additive manufacturing of ceramics and ceramic reinforced metal matrix composites. *Ceramics International*, 44(17), 20599-20612.
69. Karapatis, N., Egger, G., Gygax, P., Glatton, R. (1999). *Optimization of powder layer density in selective laser sintering*. Paper presented at the 1999 International Solid Freeform Fabrication Symposium.
70. Niu, F., Wu, D., Ma, G., Zhang, B. (2015). Additive manufacturing of ceramic structures by laser engineered net shaping. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 28(6), 1117-1122.
71. Qu, H. (2020). Additive manufacturing for bone tissue engineering scaffolds. *Materials Today Communications*, 24, 101024.
72. Srivastava, S., Garg, R. K., Sharma, V. S., Alba-Baena, N. G., Sachdeva, A., Chand, R., Singh, S. (2020). Multi-physics continuum modelling approaches for metal powder additive manufacturing: A review. *Rapid prototyping journal*.
73. Astm, I. (2015). Astm52900-15 standard terminology for additive manufacturing—general principles—terminology. *ASTM International, West Conshohocken, PA*, 3(4), 5.
74. Du, W., Ren, X., Pei, Z., Ma, C. (2020). Ceramic binder jetting additive manufacturing: A literature review on density. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 70344, V014T07A006., 142(4).

75. Bose, S., Ke, D., Sahasrabudhe, H., Bandyopadhyay, A. (2018). Additive manufacturing of biomaterials. *Progress in materials science*, 93, 45-111.
76. Miyanaji, H., Yang, L., Zhang, S., Zandinejad, A. (2014). *A preliminary study of the graded dental porcelain ceramic structures fabricated via binder jetting 3d printing*. Paper presented at the Proceedings of the 24th International Solid Freeform Fabrication Symposium. Austin, TX, USA.
77. Du, W., Ren, X., Ma, C., Pei, Z. (2017). *Binder jetting additive manufacturing of ceramics: A literature review*. Paper presented at the ASME 2017 International Mechanical Engineering Congress and Exposition.
78. Miyanaji, H., Zhang, S., Lassell, A., Zandinejad, A. A., Yang, L. (2016). Optimal process parameters for 3d printing of porcelain structures, 578-589. *Procedia Manufacturing*, 5, 870-887.
79. Miyanaji, H., Zhang, S., Lassell, A., Zandinejad, A., Yang, L. (2016). Process development of porcelain ceramic material with binder jetting process for dental applications. *Jom*, 68(3), 831-841.
80. Revilla-León, M., Meyer, M. J., Zandinejad, A., Özcan, M. (2020). Additive manufacturing technologies for processing zirconia in dental applications. *International journal of computerized dentistry*, 23(1), 27-37.
81. Utela, B., Anderson, R. L., Kuhn, H. (2006). *Advanced ceramic materials and processes for three-dimensional printing (3dp)*. Paper presented at the In 2006 International Solid Freeform Fabrication Symposium, Texas, USA.
82. Salvini, V. R., Luchini, B., Aneziris, C. G., Pandolfelli, V. C. (2019). Innovation in ceramic foam filters manufacturing process. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 16(1), 378-388.
83. Chen, X., Betke, U., Rannabauer, S., Peters, P. C., Söffker, G. M., Scheffler, M. (2017). Improving the strength of zta foams with different strategies: Immersion infiltration and recoating. *Materials*, 10(7), 735.
84. Calignano, F., Manfredi, D., Ambrosio, E. P., Biamino, S., Lombardi, M., Atzeni, E., Salmi, A., Minetola, P., Iuliano, L., Fino, P. (2017). Overview on additive manufacturing technologies. *Proceedings of the IEEE*, 105(4), 593-612.
85. Özkol, E., Zhang, W., Ebert, J., Telle, R. (2012). Potentials of the “direct inkjet printing” method for manufacturing 3y-tzp based dental restorations. *Journal of the European Ceramic Society*, 32(10), 2193-2201.
86. Ebert, J., Özkol, E., Zeichner, A., Uibel, K., Weiss, Ö., Koops, U., Telle, R., Fischer, H. (2009). Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *Journal of dental research*, 88(7), 673-676.

87. Colombo, P., Schmidt, J., Franchin, G., Zocca, A., Günster, J. (2017). Additive manufacturing techniques for fabricating complex ceramic components from preceramic polymers. *Am. Ceram. Soc. Bull*, 96(3), 16-23.
88. Shao, H., Zhao, D., Lin, T., He, J., Wu, J. (2017). 3d gel-printing of zirconia ceramic parts. *Ceramics International*, 43(16), 13938-13942.
89. Smay, J. E., Gratson, G. M., Shepherd, R. F., Cesarano III, J., Lewis, J. A. (2002). Directed colloidal assembly of 3d periodic structures. *Advanced Materials*, 14(18), 1279-1283.
90. Schiltz, J., Rosenberger, A., Render, T., Gatrell, B. A., Qu, H., Steiner, C., McGinn, P., Schmid, S. (2019). Wear of structural oxide ceramics produced through additive manufacturing. *Procedia Manufacturing*, 34, 780-788.
91. Cesarano, J. (1998). A review of robocasting technology. *MRS Online Proceedings Library Archive*, 542.
92. Peng, E., Zhang, D., Ding, J. (2018). Ceramic robocasting: Recent achievements, potential, and future developments. *Advanced Materials*, 30(47), 1802404.
93. Vaezi, M., Seitz, H., Yang, S. (2013). A review on 3d micro-additive manufacturing technologies. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 67(5-8), 1721-1754.
94. Ahmed, K., Shiblee, M. N. I., Khosla, A., Nagahara, L., Thundat, T., Furukawa, H. (2020). Recent progresses in 4d printing of gel materials. *Journal of The Electrochemical Society*, 167(3), 037563.
95. Clemens, F. (2009). Thermoplastic extrusion for ceramic bodies. In *Extrusion in ceramics*: USA: Springer, 295-311.
96. Conzelmann, N. A., Gorjan, L., Sarraf, F., Poulidakos, L. D., Partl, M. N., Müller, C. R., Clemens, F. J. (2020). Manufacturing complex al₂o₃ ceramic structures using consumer-grade fused deposition modelling printers. *Rapid prototyping journal*, 26(6).
97. Mohan, N., Senthil, P., Vinodh, S., Jayanth, N. (2017). A review on composite materials and process parameters optimisation for the fused deposition modelling process. *Virtual and Physical Prototyping*, 12(1), 47-59.
98. Arnesano, A., Kunjalukkal Padmanabhan, S., Notarangelo, A., Montagna, F., Licciulli, A. (2020). Fused deposition modeling shaping of glass infiltrated alumina for dental restoration. *Ceramics International*, 46(2), 2206-2212.
99. Turner, R. C. (2003). An overview of stereolithography (stl). *J Biocommun*, 29(4), 3-4.

100. Jacobs, P. F. (1992). *Fundamentals of stereolithography*. Paper presented at the 1992 International Solid Freeform Fabrication Symposium.
101. André, J., Le Mehaute, A., De Witte, O. (1984). Dispositif pour réaliser un modèle de pièce industrielle. *French patent*, 8411241.
102. Zhang, X., Wu, X., Shi, J. (2020). Additive manufacturing of zirconia ceramics: A state-of-the-art review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(4), 9029-9048.
103. Dufaud, O., Corbel, S. (2003). Oxygen diffusion in ceramic suspensions for stereolithography. *Chemical Engineering Journal*, 92(1-3), 55-62.
104. Jacobs, P. F. (1992). *Rapid prototyping & manufacturing: Fundamentals of stereolithography*: Society of Manufacturing Engineers.
105. Lian, Q., Sui, W., Wu, X., Yang, F., Yang, S. (2018). Additive manufacturing of zro2 ceramic dental bridges by stereolithography. *Rapid prototyping journal*, 24(1).
106. Halloran, J. W. (2016). Ceramic stereolithography: Additive manufacturing for ceramics by photopolymerization. *Annual Review of Materials Research*, 46, 19-40.
107. Lu, Y., Mei, Z., Zhang, J., Gao, S., Yang, X., Dong, B., Yue, L., Yu, H. (2020). Flexural strength and weibull analysis of y-tzp fabricated by stereolithographic additive manufacturing and subtractive manufacturing. *Journal of the European Ceramic Society*, 40(3), 826-834.
108. Bae, C.-J., Ramachandran, A., Chung, K., Park, S., Bae, C.-J., Ramachandran, A., Chung, K., Park, S. (2017). Ceramic stereolithography: Additive manufacturing for 3d complex ceramic structures. *Journal of the Korean Ceramic Society*, 54(6), 470-477.
109. Hassan, R. U., Jo, S., Seok, J. (2018). Fabrication of a functionally graded and magnetically responsive shape memory polymer using a 3 d printing technique and its characterization. *Journal of Applied Polymer Science*, 135(11), 45997.
110. Invernizzi, M., Suriano, R., Muscatello, A., Turri, S., Levi, M. (2020). Near-visible stereolithography of a low shrinkage cationic/free-radical photopolymer blend and its nanocomposite. *Journal of Applied Polymer Science*, 137(5), 48333.
111. Corcione, C. E., Greco, A., Maffezzoli, A. (2006). Temperature evolution during stereolithography building with a commercial epoxy resin. *Polymer Engineering & Science*, 46(4), 493-502.
112. Wang, J.-C., Dommati, H. (2018). Fabrication of zirconia ceramic parts by using solvent-based slurry stereolithography and sintering. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 98(5-8), 1537-1546.

113. Monzón, M., Ortega, Z., Martínez, A., Ortega, F. (2015). Standardization in additive manufacturing: Activities carried out by international organizations and projects. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 76(5-8), 1111-1121.
114. Dehurtevent, M., Robberecht, L., Hornez, J.-C., Thuault, A., Deveaux, E., Béhin, P. (2017). Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental Materials*, 33(5), 477-485.
115. Li, R., Wang, Y., Hu, M., Wang, Y., Xu, Y., Liu, Y., Sun, Y. (2019). Strength and adaptation of stereolithography-fabricated zirconia dental crowns: An in vitro study. *The International journal of prosthodontics*, 32(5), 439-443.
116. Zandinejad, A., Methani, M. M., Schneiderman, E. D., Revilla-León, M., Bds, D. M. (2019). Fracture resistance of additively manufactured zirconia crowns when cemented to implant supported zirconia abutments: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 28(8), 893-897.
117. Borlaf, M., Serra-Capdevila, A., Colominas, C., Graule, T. (2019). Development of uv-curable zro2 slurries for additive manufacturing (lcm-dlp) technology. *Journal of the European Ceramic Society*, 39(13), 3797-3803.
118. He, R., Liu, W., Wu, Z., An, D., Huang, M., Wu, H., Jiang, Q., Ji, X., Wu, S., Xie, Z. (2018). Fabrication of complex-shaped zirconia ceramic parts via a dlp-stereolithography-based 3d printing method. *Ceramics International*, 44(3), 3412-3416.
119. Wu, Z., Liu, W., Wu, H., Huang, R., He, R., Jiang, Q., Chen, Y., Ji, X., Tian, Z., Wu, S. (2018). Research into the mechanical properties, sintering mechanism and microstructure evolution of al₂o₃-zro₂ composites fabricated by a stereolithography-based 3d printing method. *Materials Chemistry and Physics*, 207, 1-10.
120. Li, X., Zhong, H., Zhang, J., Duan, Y., Li, J., Jiang, D. (2019). Fabrication of zirconia all-ceramic crown via dlp-based stereolithography. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 17(3), 844-853.
121. Amat, N. F., Muchtar, A., Ghazali, M. J., Yahaya, N. (2014). Suspension stability and sintering influence on yttria-stabilized zirconia fabricated by colloidal processing. *Ceramics International*, 40(4), 5413-5419.
122. Rahaman, M. N. (2017). *Ceramic processing*: CRC press, Florida, USA: CRC Press, 40-187.
123. Hastings, G., Gair, I., Daily, D. (2016). In *Handbook of biomaterial properties* (pp. E1-E1): USA: Spiringer, E1-E2, 340-364.

124. Kelly, J. R., Cesar, P. F., Scherrer, S. S., Della Bona, A., van Noort, R., Tholey, M., Vichi, A., Lohbauer, U. (2017). Adm guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dental Materials*, 33(11), 1192-1204.
125. Salamon, D. (2014). Chapter 6 - advanced ceramics. In J. Z. Shen T. Kosmač (Eds.), *Advanced ceramics for dentistry, oxford: Butterworth-heinemann*, 103-122.
126. Hämmerle, C., Sailer, I., Thoma, A., Hälg, G., Suter, A., Ramel, C. (2008). *Dental ceramics: Essential aspects for clinical practice, uk: Quintessence surrey*, 6-10.
127. I. O. f. S. I. (2015). Dentistry: Ceramic materials. International organization for standardization. In: International Organization for Standardization Geneve.
128. Ahmed, H. (2019). Craig's restorative dental materials. *British dental journal*, 226(1), 69-89.
129. Rosenblum, M. A., Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128(3), 297-307.
130. Rice, R. W. (1985). *Micromechanics of microstructural aspects of ceramic wear*. Paper presented at the Proceedings of the 9th Annual Conference on Composites and Advanced Ceramic Materials: Ceramic Engineering and Science Proceedings.
131. Denry, I., Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 3(1), 351-368.
132. Hämmerle, C., Sailer, I., Thoma, A., Hälg, G., Suter, A., Ramel, C. (2008). *Dental ceramics. Essential aspects for clinical practice. New Malden: Quintessence Publishing Co*, 30-120.
133. Salamon, D. (2014). Chapter 6 - advanced ceramics. In J. Z. Shen T. Kosmač (Eds.), *Advanced ceramics for dentistry, oxford: Butterworth-heinemann*, 127-155.
134. Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T., Danzer, R., Lohbauer, U. (2017). Chairside cad/cam materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental materials*, 33(1), 99-109.
135. Hallinan Jr, A. J. (1993). A review of the weibull distribution. *Journal of Quality Technology*, 25(2), 85-93.
136. Boniecki, M., Sadowski, T., Gołębiowski, P., Węglarz, H., Piątkowska, A., Romaniec, M., Krzyżak, K., Łosiewicz, K. (2020). Mechanical properties of alumina/zirconia composites. *Ceramics International*, 46(1), 1033-1039.
137. Jin, J., Takahashi, H., Iwasaki, N. (2004). Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dental materials journal*, 23(4), 490-496.

138. Chicot, D., Mercier, D., Roudet, F., Silva, K., Staia, M., Lesage, J. (2007). Comparison of instrumented knoop and vickers hardness measurements on various soft materials and hard ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 27(4), 1905-1911.
139. Lundberg, K., Wu, L., Papia, E. (2017). The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: A systematic review. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 3(1), 8-20.
140. ISO, T. (1994). 11405 dental materials—guidance on testing of adhesion to tooth structure. *International Organization for Standardization, Switzerland, Genf*.
141. de Mello, C. C., Bitencourt, S. B., Dos Santos, D. M., Pesqueira, A. A., Pellizzer, E. P., Goiato, M. C. (2018). The effect of surface treatment on shear bond strength between y-tzp and veneer ceramic: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontics*, 27(7), 624-635.
142. Yang, C.-C., Ding, S.-J., Lin, T.-H., Yan, M. (2020). Mechanical and optical properties evaluation of rapid sintered dental zirconia. *Ceramics International*, 46(17), 26668-26674.
143. Zeng, K., Odén, A., Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of prosthodontics*, 9(5).
144. Xu, Y., Han, J., Lin, H., An, L. (2015). Comparative study of flexural strength test methods on cad/cam y-tzp dental ceramics. *Regenerative biomaterials*, 2(4), 239-244.
145. Chung, S., Yap, A., Chandra, S., Lim, C. (2004). Flexural strength of dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 71(2), 278-283.
146. Sundh, A., Kou, W., Sjögren, G. (2019). Effects of pretreatment, specimen thickness, and artificial aging on biaxial flexural strength of two types of y-tzp ceramics. *Operative dentistry*, 44(6), 615-624.
147. Schatz, C., Strickstock, M., Roos, M., Edelhoff, D., Eichberger, M., Zylla, I.-M., Stawarczyk, B. (2016). Influence of specimen preparation and test methods on the flexural strength results of monolithic zirconia materials. *Materials*, 9(3), 180.
148. Ban, S., Anusavice, K. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of dental research*, 69(12), 1791-1799.
149. Aurelio, I. L., Marchionatti, A. M. E., Montagner, A. F., May, L. G., Soares, F. Z. (2016). Does air particle abrasion affect the flexural strength and phase

- transformation of γ -tzp? A systematic review and meta-analysis. *Dental Materials*, 32(6), 827-845.
150. Hjerpe, J., Närhi, T. O., Vallittu, P. K., Lassila, L. V. (2016). Surface roughness and the flexural and bend strength of zirconia after different surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(4), 577-583.
 151. Carrabba, M., Keeling, A. J., Aziz, A., Vichi, A., Fonzar, R. F., Wood, D., Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, 60, 70-76.
 152. Revilla-León, M., Husain, N. A.-H., Ceballos, L., Özcan, M. (2020). Flexural strength and weibull characteristics of stereolithography additive manufactured versus milled zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(4), 685-690.
 153. Uçar, Y., Aysan Meriç, İ., Ekren, O. (2019). Layered manufacturing of dental ceramics: Fracture mechanics, microstructure, and elemental composition of lithography-sintered ceramic. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e310-e318.
 154. Liu, X., Zou, B., Xing, H., Huang, C. (2020). The preparation of zro2-al2o3 composite ceramic by sla-3d printing and sintering processing. *Ceramics International*, 46(1), 937-944.
 155. Xing, H., Zou, B., Li, S., Fu, X. (2017). Study on surface quality, precision and mechanical properties of 3d printed zro2 ceramic components by laser scanning stereolithography. *Ceramics International*, 43(18), 16340-16347.
 156. Vichi, A., Sedda, M., Fabian Fonzar, R., Carrabba, M., Ferrari, M. (2016). Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for cerec cad/cam system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28, S32-S39.
 157. Aboushelib, M. N., Wang, H. (2010). Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(2), 98-104.
 158. Spintzyk, S., Geis-Gerstorfer, J., Bourauel, C., Keilig, L., Lohbauer, U., Brune, A., Greuling, A., Arnold, C., Rues, S., Adjiski, R., Sawada, T., Lümke, N., Stawarczyk, B., Ilie, N., Frankenberger, R., Dudek, M.-C., Strickstock, M., Begand, S. (2021). Biaxial flexural strength of zirconia: A round robin test with 12 laboratories. *Dental Materials*, 37(2), 284-295.
 159. Li, L., Zhao, C., Du, Z., Qiu, Y., Si, W. (2019). Rapid-sintered dental zirconia for chair-side one-visit application. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 16(5), 1830-1835.

160. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009). A review of dental cad/cam: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.
161. Durán, E. T., Díaz, E. G., Parada, I. E. T., Ortiz, J. J. G. (2020). Comparación de la resistencia flexural de láminas elaboradas en tres tipos de dióxido de zirconio con dos tiempos de sinterización. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 32(2).
162. Poole, S. F., Pereira, G. K. R., Moris, I. C., Marques, A. G., Ribeiro, R. F., Gomes, E. A. (2019). Physical properties of conventional and monolithic yttria-zirconia materials after low-temperature degradation. *Ceramics International*, 45(16), 21038-21043.
163. Žmak, I., Ćorić, D., Mandić, V., Ćurković, L. (2020). Hardness and indentation fracture toughness of slip cast alumina and alumina-zirconia ceramics. *Materials*, 13(1), 122.
164. Şakar-Deliormanli, A., Güden, M. (2006). Microhardness and fracture toughness of dental materials by indentation method. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 76(2), 257-264.
165. Ćorić, D., Majić Renjo, M., Žmak, I. (2017). Critical evaluation of indentation fracture toughness measurements with vickers indenter on yttria-stabilized zirconia dental ceramics. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*, 48(8), 767-772.
166. Ćorić, D., Majić Renjo, M., Ćurković, L. (2017). Vickers indentation fracture toughness of y-tzp dental ceramics. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 64, 14-19.
167. Lankford, J. (1982). Indentation microfracture in the palmqvist crack regime: Implications for fracture toughness evaluation by the indentation method. *Journal of materials science letters*, 1(11), 493-495.
168. Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Miranda Jr, W. G., Gonzaga, C. C., Okada, C. Y., Goldenstein, H. (2005). Fracture toughness of dental porcelains evaluated by if, scf, and sepb methods. *Journal of the American Ceramic Society*, 88(6), 1680-1683.
169. Quinn, G. D., Bradt, R. C. (2007). On the vickers indentation fracture toughness test. *Journal of the American Ceramic Society*, 90(3), 673-680.
170. Xing, H., Zou, B., Lai, Q., Huang, C., Chen, Q., Fu, X., Shi, Z. (2018). Preparation and characterization of uv curable al₂o₃ suspensions applying for stereolithography 3d printing ceramic microcomponent. *Powder Technology*, 338, 153-161.

171. Elsaka, S. E. (2019). Optical and mechanical properties of newly developed monolithic multilayer zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e279-e284.
172. Liu, H., Zhao, W., Ji, Y., Cui, J., Chu, Y., Rao, P. (2017). Determination of fracture toughness of zirconia ceramics with different yttria concentrations by sevnb method. *Ceramics International*, 43(13), 10572-10575.
173. Jerman, E., Lümekemann, N., Eichberger, M., Zoller, C., Nothelfer, S., Kienle, A., Stawarczyk, B. (2021). Evaluation of translucency, marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3y-tzp, 4y-tzp and 5y-tzp materials. *Dental Materials*, 37(2), 212-222.
174. Lümekemann, N., Pfefferle, R., Jerman, E., Sener, B., Stawarczyk, B. (2020). Translucency, flexural strength, fracture toughness, fracture load of 3-unit fdps, martens hardness parameter and grain size of 3y-tzp materials. *Dental Materials*, 36(7), 838-845.
175. Damani, R., Gstrein, R., Danzer, R. (1996). Critical notch-root radius effect in senb-s fracture toughness testing. *Journal of the European Ceramic Society*, 16(7), 695-702.
176. Passos, S. P., Nychka, J. A., Major, P., Linke, B., Flores-Mir, C. (2015). In vitro fracture toughness of commercial y-tzp ceramics: A systematic review. *Journal of Prosthodontics*, 24(1), 1-11.
177. Fischer, J., Grohmann, P., Stawarczyk, B. (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dental materials journal*, 27(3), 448-454.
178. Farhan, F. A., Sulaiman, E., Kutty, M. G. (2018). Effect of new zirconia surface coatings on the surface properties and bonding strength of veneering zirconia substrate. *Surface and coatings technology*, 333, 247-258.
179. Nishigori, A., Yoshida, T., Bottino, M. C., Platt, J. A. (2014). Influence of zirconia surface treatment on veneering porcelain shear bond strength after cyclic loading. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(6), 1392-1398.
180. Abdullah, A. O., Hui, Y., Sun, X., Pollington, S., Muhammed, F. K., Liu, Y. (2019). Effects of different surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic materials to zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*, 11(1), 65-74.
181. Al-Dohan, H. M., Yaman, P., Dennison, J. B., Razzoog, M. E., Lang, B. R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(4), 349-355.
182. Korkmaz, F. M., Bagis, B., Turgut, S., Ates, S. M., Ayaz, E. A. (2015). Effect of surface treatments on the bond strength of veneering ceramic to zirconia. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 13(1), 17-27.

183. AALAEI, S., Nematollahi, F., Vartanian, M., Beyabanaki, E. (2016). Comparative study of shear bond strength of three veneering ceramics to a zirconia core. 3(1).
184. Tarib, N. A., Anuar, N., Ahmad, M. (2016). Shear bond strength of veneering ceramic to coping materials with different pre-surface treatments. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(5), 339-344.
185. Almoualimy, A., Yew, H. Z., Zaman, J. Q., Yahaya, N., Muchtar, A. (2020). Influence of thermal expansion on the bond strength of nanozirconia and veneering ceramics. *Journal of Advanced Ceramic*, 1(1).
186. Akar, T., Demir, H. (2020). Zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıya farklı fırınlama uygulamalarının etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(4), 626-632.
187. Lu, Y., Mei, Z., Lou, Y., Yue, L., Chen, X., Sun, J., Wan, Z., Yu, H. (2020). Schwickerath adhesion tests of porcelain veneer and stereolithographic additive-manufactured zirconia. *Ceramics International*, 46(10), 16572-16577.
188. Yadav, P., Dabas, N., Phukela, S. S., Malhotra, P., Drall, S., Ritwal, P. K. (2019). A comparative evaluation of the effect of liners on the shear bond strength of veneered zirconia block: An in vitro study. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 19(4), 338.
189. Oguri, T., Tamaki, Y., Hotta, Y., Miyazaki, T. (2012). Effects of a convenient silica-coating treatment on shear bond strengths of porcelain veneers on zirconia-based ceramics. *Dental materials journal*, 31(5), 788-796.
190. Matinlinna, J. P. (2014). *Handbook of oral biomaterials, boca raton: Crc press*, 100-200.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Halil BAKIÇ
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi	Devam ediyor
Lisans	Sivas Cumhuriyet Üniversitesi / Diş hekimliği	2016
Lise	Metin Nuran Çakallıklı Anadolu Lisesi	2010

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Diş hekimliğinde güncel intraoral tarayıcılar/ Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...